CHALMERS

Konståkares hoppteknik

En studie kring hoppteknik och hur den kan analyseras

Kandidatarbete inom Maskinteknik

IDA ANDERSSON
NICLAS BENTZEN
MATILDA ENGSTRÖM
JOHANNA HESSLUND
MADELEINE HÖGFELDT
NASRIN MOSAWI

Handledare
Bitr. professor Magnus Evertsson

Institutionen för Produkt- och produktionsutveckling
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2016

Konståkares hoppteknik

En studie kring hoppteknik och hur den kan analyseras

IDA ANDERSSON

NICLAS BENTZEN

MATILDA ENGSTRÖM

JOHANNA HESSLUND

MADELEINE HÖGFELDT

NASRIN MOSAWI

Institutionen för Produkt- och produktionsutveckling

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg, Sverige 2016

Konståkares hoppteknik
En studie kring hoppteknik och hur den kan analyseras

IDA ANDERSSON
NICLAS BENTZEN
MATILDA ENGSTRÖM
JOHANNA HESSLUND
MADELEINE HÖGFELDT
NASRIN MOSAWI

© IDA ANDERSSON, NICLAS BENTZEN, MATILDA ENGSTRÖM, JOHANNA HESSLUND, MADELEINE HÖGFELDT, NASRIN MOSAWI, 2016.

Department of Product and Production Development
Chalmers University of Technology
SE-412 96 Göteborg
Sweden
Telephone + 46 (0)31 772 1000

Cover:

[Sekvens av ett konståkningshopp. För vidare förklaring, se avsnitt 1.3.]

Department of Product and Production Development

Göteborg, Sweden 2016

Förord

Denna rapport är en redogörelse för ett projekt där hopptekniken inom konståkning har studerats med syfte att hitta tillämpbara mät- och analysmetoder. Projektet var ett kandidatarbete som genomfördes vid institutionen för Produkt- och produktionsutveckling på Chalmers tekniska högskola. Kandidatarbetet, och därmed projektet, har fortskridit under vårterminen 2016. Projektgruppen bestod av studenter på civilingenjörsprogrammen Maskinteknik, Automation och mekatronik samt Industriell ekonomi.

Vi vill börja med att tacka vår handledare, biträdande professor Magnus Evertsson, vars engagemang och vägledning har möjliggjort detta projekt. Vi vill också tacka vår examinator, universitetslektor Lars Almefelt, för att under arbetets gång ha bidragit med konstruktiv kritik. Även docent Magnus Karlsteen på Sport och teknologi, universitetslektor Krister Wolff och forskarassistent Ola Benderius på Fordonsteknik och autonoma system ska ha tack för deras rådgivning och tid.

Vi vill också rikta ett tack till de konståkare, tränare och domare som har medverkat på olika sätt, utan vilka arbetet inte hade varit genomförbart. Framförallt vill vi tacka konståkningsdomarna Amanda Azzopardi och Anna Nylén för att de tog sig tid att svara på våra frågor. Ett särskilt tack vill vi också rikta till tränaren och före detta tävlingsåkaren Justus Strid för sin positiva inställning och rådgivning.

Sist men inte minst vill vi rikta ett stort tack till Eva Schönström-Wiliö, huvudtränare i Mölndals Konståkningsklubb, för sitt engagemang och intresse för projektet.

Chalmers tekniska högskola, Göteborg, vårterminen 2016

Ida, Johanna, Madeleine, Matilda, Nasrin och Niclas

Sammandrag

Konståkning är en idrott som kräver att utövaren har god fysik. Under träningen, som både är hård och repetitiv, utsätts åkarens kropp för stora belastningar. Trots de höga kraven på koordination, styrka, balans och smidighet som ställs på utövarna finns det knappt några publicerade vetenskapliga studier av konståkningsteknik. Särskilt är konståkningshoppen de moment som belastar kroppen och i detta projekt har två av konståkningens sex olika hoppmoment valts ut för vidare analys. Denna rapport behandlar hur hopptekniken inom konståkningen ser ut med syfte att ta fram och undersöka de parametrar som är viktiga för hoppmomenten. En stor del av arbetet har fokuserats på att hitta tekniker för att kunna mäta och digitalisera ett konståkningshopp för att sedan i detalj kunna analysera rörelsen.

För att studera åkares rörelser under hoppmomenten har olika typer av rörelsemätningar gjorts både på och utanför is. Dessa mätningar har genomförts i samarbete med nio konståkare från Göteborgs-distriktet samt en sjufaldig dansk mästare. På så sätt har hopprörelsen studerats ingående och en analys av hoppets olika parametrar har gjorts.

Kontinuerligt under projektets gång har programvaran och beräkningshjälpmedlet Matlab använts för att analysera samt göra grafiska framställningar av insamlad data från mätningarna. De parametrar som har undersökts och analyserats närmare är åkarens hopphöjd, vinkelhastighet, tröghetsmoment och vinkeln mellan höfter och axlar.

Utifrån analyser av mätresultat har det visat sig att hopphöjden är den, av de fyra parametrarna, minst viktiga för att lyckas med svårare hopp. Det avgörande är istället att generera en hög vinkelhastighet genom att minimera sitt tröghetsmoment under hoppet. Åkarna har också visat sig använda en rotation av överkroppen för att skapa denna extra rotationshastighet.

Utifrån tester och jämförelser av olika typer av system för rörelsemätning har tröghetsmätning visat sig vara ett lämpligt verktyg för analys av konståkningshopp. Tröghetsmätning har visat sig kunna mäta ett konståkningshopp med en precision som möjliggör en bedömning av hoppet utifrån mätdata. Denna metod är även lämplig med avseende på användarvänlighet och mobilitet vilket är viktigt för att skapa en praktisk nytta med tekniken. Tekniken rekommenderas därför att användas vid framtida studier.

Abstract

Figure skating is a sport that requires that the performer has good physique. During practice, which is both tough and repetitive, the performer's body is subject to heavy loads. Despite the high demands of coordination, strength, balance and flexibility, there are hardly any published studies of figure skating technique. In particular, the figure skating jumps are the components that expose the body to heavy loads. Two of the six different figure skating jumps have therefore been chosen for further analysis in this project.

This report discusses the jumping technique in figure skating with the purpose to identify and examine the parameters that are of significance to the jumping components. The main focus has been to explore techniques that could be used to measure and digitalize a figure skating jump, and then analyze the movement in detail.

In order to study skaters' movements throughout the jump, different kinds of motion capture have been tested both on and off ice. These tests have been carried out in cooperation with nine junior figure skaters from the district of Gothenburg and a seven times Danish senior champion. With motion capture the jumping movement has been thoroughly studied and an analysis of the different parameters of the jump has been completed. Continuously during the project, the software and calculation tool Matlab has been used to analyze and make graphical representations of the collected data. The parameters that have been explored and analyzed are the skater's height during the jump, angular velocity, moment of inertia and angle between hips and shoulders.

Analyses of the results from the motion capture show that, out of the four parameters, the height of the jump is the least significant to manage a more difficult jump. What is shown to be crucial is instead to acquire high angular velocity by minimizing the moment of inertia. Analyses of the results also show that the skaters tend to create this higher angular velocity by rotating their upper body before the jump takeoff.

Through testing and comparison of different types of motion capture techniques, inertia navigation systems turned out to be an appropriate tool to analyze figure skating jumps. With inertia navigation it is possible to measure a figure skating jump with a precision that enables an evaluation of the jump based on motion capture data. This method is also suitable with respect to user-friendliness and mobility, which is of great importance when creating a practical benefit of the technique. Therefore, it is recommended to use this technique in future studies.

Innehållsförteckning

Förord

Sammandrag

Abstract

Terminologi 1

1 Inledning 2

1.1 Bakgrund 2

1.2 Syfte 3

1.2.1 Målformulering 3

1.3 Problembeskrivning 3

1.4 Avgränsningar 5

1.5 Disposition 5

2 Grundläggande teori kring konståkning 6

2.1 Beskrivning av konståkning som sport 6

2.2 Tidigare forskning inom konståkning 7

3 Elektromyografi och rörelsemätning i teorin 9

3.1 EMG 9

3.2 Rörelsemätning 9

3.2.1 Optisk mätteknik 9

3.2.2 Teknik för tröghetsmätning 10

4 Metod och genomförande 11

4.1 Planering och förstudier inför mätningar 11

4.2 Beskrivning av hopp 11

4.2.1 Hoppets delmoment 11

4.2.2 Hoppmomentens parametrar 14

4.2.3 Analys av hoppets delmoment och parametrar 15

4.3 Mätning och datainsamling 18

4.3.1 Mätningar i Intelligent Vehicle & Robot Laboratory 19

4.3.2 Mätningar på is 21

4.4 Beräkningar av hoppmomentens parametrar 24

4.4.1 Import av data till Matlab 24

4.4.2 Beräkningsmetod för massfördelning 24

4.4.3 Tyngdpunktens position 26

4.4.4 Tröghetsmoment 26

4.4.5 Vinklar ... 27
4.4.6 Hastighet och acceleration ... 29
4.4.7 Vinkelhastighet ... 29
4.4.8 Filtrering av mätdata ... 30
4.4.9 Test av beräkningsmetod för masscentrum och tröghetsmoment ... 30
4.5 Analys av konståkningshopp utifrån mätdata ... 32
4.5.1 Analys genom intervjuer med experter inom konståkning ... 32
4.5.2 Val av viktiga parametrar att analysera ... 32
4.6 Jämförelse av mättekniker för analys av konståkningshopp ... 33
5 Resultat ... 34
5.1 Rörelsemätning ... 34
5.1.1 Optisk mätning ... 34
5.1.2 Tröghetsmätning ... 41
5.2 Analys av konståkningshopp ... 48
5.3 Jämförelse mellan mättekniker ... 49
5.3.1 För- och nackdelar med de två mätteknikerna ... 49
5.3.2 Jämförelse mellan mätresultat från de två mätsystemen ... 50
6 Diskussion ... 53
6.1 Planering och målformulering ... 53
6.2 Metod och genomförande ... 53
6.3 Felkällor vid rörelsemätningar ... 54
6.4 Resultat ... 55
6.5 Vidareutveckling ... 56
6.5.1 Utveckling med EMG ... 57
6.5.2 Utveckling med avseende på skador ... 57
6.5.3 Utveckling med avseende på utrustning ... 57
6.5.4 Utveckling genom ytterligare mätningar och analyser ... 58
6.5.5 Utveckling av hjälpmedel för tränare och åkare ... 58
7 Slutsats ... 59
8 Källförteckning ... 62
8.1 Personlig kommunikation ... 64
8.2 Figurförteckning ... 64
Bilaga A – Samtyckeskontrakt
Bilaga B – Matlabprogram för optisk rörelsemätning

Bilaga C- Matlabprogam för tröghetsmätning

Bilaga D – Åkarinformation

Terminologi

Abduktion	Rörelse av kroppsdel ut från kroppen
Adduktion	Rörelse av kroppsdel in mot kroppen
Aerob träning	Träning som sker när muskelceller kan ta upp tillräckligt med syre
Anaerob träning	Träning som sker när muskelceller inte kan ta upp tillräckligt med syre
Dubbelhopp	Hopp med två fullt roterade varv
Elektromyografi (EMG)	Teknik för att mäta muskelaktivering
Enkelhopp	Hopp med ett fullt roterat varv
Extension	Rörelse som ökar vinkeln mellan två kroppsdelar
Flexion	Rörelse som minskar vinkeln mellan två kroppsdelar
Gyroskop	Instrument för att mäta ett objekts orientering
Innerskär	Insidan av skridskoskenan
Intelligent Vehicle & Robot Laboratory (IVRL)	Laboratorium för optiska rörelsemätningar
Interpolation	Matematisk metod för att generera nya datapunkter från en befintlig mängd diskreta datapunkter
Kvadrupelhopp	Hopp med fyra fullt roterade varv
Kvintupelhopp	Hopp med fem fullt roterade varv
Matlab	Programvara för beräkningar och grafisk framställning av data
MVN Studio BIOMECH	Programvara för mätning och analys av Xsens rörelsemätning
Qualisys Track Manager (QTM)	Programvara för mätning och analys av Qualisys rörelsemätning
Rörelsemätning	Teknik för att fånga och spela in rörelse
Tagg	Taggarna längst fram på skridskoskenan
Trippelhopp	Hopp med tre fullt roterade varv
Ytterskär	Utsidan av skridskoskenan

1 Inledning

Detta kapitel beskriver bakgrunden till projektet, varför och på vilket sätt det har genomförts. Översiktliga förklaringar av sporten som helhet finns presenterade, likaså vilka problem konståkare normalt ställs inför. Projektets syfte och mål introduceras men även hur de identifierade problemen ska undersökas och lösas, samt projektets avgränsningar och rapportens disposition.

Projektet etablerades och planerades utifrån värdemodellens [1] metod och arbetsgång. Detta är en välbeprövad metod som anses vara lämplig att använda för större projekt. Utifrån denna modell organiserades gruppen och ansvarsområden fördelades. Ett rullande schema för projektledarrollen planerades och det fastställdes vad projektledarens ansvar innebar. Ett gruppkontrakt med förhållningsregler skrevs för att undvika konflikter under arbetets gång. Projektet definierades och planerades även med hjälp av en milstolpeplan och en leveranslista för att ha en översikt på olika måls och delmåls slutdatum.

1.1 Bakgrund

Konståkning är en idrott som ställer höga krav på utövarens fysik. Inom sporten finns fyra grenar: singel-, par- och teamåkning samt isdans. Det är också en idrott som ofta förknippas med hård, repetitiv träning med stora belastningar på kroppen. Trots detta är vetenskapliga studier av åkteknik och utförande inte genomförda i någon större omfattning i Sverige. Därmed råder det även en viss okunskap om hur utföranden och utrustning kan förbättra åkarnas prestationer och minska skador. I brist på dokumenterad och validerad kunskap är det upp till varje enskild tränare och ledare att utforma träningen efter eget tycke, menar tränaren tillika före detta tävlingskonståkaren Justus Strid (2016). Detta kan i vissa fall leda till osunda träningsmetoder, som kan vara en orsak att skador uppstår på utövarna. En sådan träning kan uppfattas som positiv och ge goda resultat men den långsiktiga effekten är inte kartlagd.

Utöver träningspassen på is har åkarna ett antal träningar utanför isen. Dessa sker oftast inte i någon särskild träningslokal med tillgång till träningsutrustning, utan istället håller konståkarna till på betonggolvet i ishallen, berättar Strid. Även under dessa träningspass övar åkarna mestadels på de sex olika hoppmomenten: axel, toeloop, salchow, lutz, flip och ögel. Alla hopp kan utföras med olika antal rotationer.

Endast en liten del av träningspassen går åt till styrketräning, där framförallt övningar så som situps och ryggresningar görs med den egna kroppen som belastning. Bristen på styrketräning kan också vara en bidragande orsak till ökad skaderisk till följd av att kroppen inte är tillräckligt stark för att klara av de höga belastningarna.

En konståkare är med fördel lätt i kroppen för att kunna hoppa högt och/eller långt. Strid menar att detta gör att det finns en risk att åkare börjar äta allt mindre för att gå ned i vikt, vilket inte är lämpligt och framförallt inte i kombination med hård träning på elitnivå. Många gånger belyses inte vikten av en god kosthållning.

Projektgruppen hade inför detta projekt ett gemensamt intresse för idrott men olika erfarenheter och bakgrunder av såväl idrott som konståkning. Gruppen hade även olika akademiska bakgrunder vilket gjorde att det fanns en god blandning av kompetenser. I Göteborg med omnejd finns 13 konståknings-föreningar med åkare i alla åldrar, vilket innebar goda möjligheter för projektgruppen att under projektets gång kontakta flera olika tränare och utövare.

1.2 Syfte

Kandidatarbetet ska studera och analysera hur hopptekniken ser ut idag. Projektet ska även ta fram och behandla de parametrar som är viktiga för ett hoppmoment och har som förhoppning att kunna peka ut de parametrar som är extra viktiga. Projektet kommer utöver detta att leda fram till förslag på vilka tekniska hjälpmedel och programvaror som är lämpliga att använda vid mätning och analys av konståkningshopp.

1.2.1 Målformulering

Följande mål formulerades för projektet:

Hitta tekniska hjälpmedel för att studera hopptekniken inom konståkning, för att på så sätt kunna rekommendera ett träningsverktyg för konståkningstränare, samt analysera rörelsemönster genom att applicera mekanikens lagar. Arbetet ska fortlöpa under vårterminen 2016 vid Chalmers tekniska högskola.

Nedan listas konkreta delmål för projektet:

- Undersöka förbättringsmöjligheter kring hopptekniken genom att applicera mekanikens lagar
- Finna en metod för att analysera rörelsemönster i hopptekniken
- Ta fram en rekommendation om en lämplig mätmetod och hur det kan användas för att få en snabb och enkel återkoppling på ett hoppmoment

1.3 Problembeskrivning

En konståkares kropp utsätts för höga belastningar vid exempelvis hopp, vilket kan leda till skador. Idrotten ställer höga fysiska krav på koordination, styrka, balans och uthållighet. Projektet ska objektivt och explorativt undersöka och studera ett eller flera speciellt utvalda moment som utförs inom konståkningen, samt analysera dessa utifrån mekanikens lagar. De moment som ska studeras närmare är de olika hoppmoment som finns inom idrotten. Genom att detaljstudera mekaniken i en del av dessa moment kan en uppfattning skapas om de krafter och rörelser som är intressanta för projektet. Utifrån detta bör det sedan gå att uttala sig om vilka belastningar som uppstår på kroppen och hur ett hopp bör utföras ur en teknisk synvinkel. Träningen sker metodiskt och är av repetitiv art, vilket har fördelar men också kan innebära en ökad skaderisk. Redan från tidig ålder är träningsmängden hög vilket kan innebära att många åkare når sin topp tidigt men samtidigt löper risk att slita ut kroppen i och med den intensiva och ensidiga träningen.

För att begränsa arbetets omfattning har två av de sex befintliga hoppmomenten valts ut för analys. De två hoppmoment som ska studeras närmare är ögel och axel inom grenen singelåkning. Dessa hopp är grunden till övriga hoppmoment vilket gör dem lämpliga att studera i detalj. Majoriteten av alla åkare hoppar och roterar motsols vilket innebär att åkaren alltid landar på höger fot, och glider bakåt på ett ytterskär. Således ökar belastningen på höger ben. För de som hoppar åt andra hållet, det vill säga medsols, ökar belastningen istället på vänster ben vid landningen. Detta gör landningsmomentet enformigt och risken för snedbelastning i kroppen kan öka. Konståkare ska vara både smidiga och spänstiga för att på ett akrobatiskt sätt kunna utföra de olika momenten. Ur träningssynpunkt är detta dock motsägelsefullt till följd av musklernas funktion och uppbyggnad.

Hoppen kan idag utföras med en till fyra rotationer. Ingen åkare har ännu klarat ett kvintupelhopp med fem roterade varv. Huruvida detta är möjligt att genomföra med hänsyn till rotationshastighet samt tid i luften kan vara intressant att undersöka. Oavsett vilket hopp som utförs sker landningen alltid baklänges. Axelhoppet, se Figur 1, är det enda hopp där upphoppet sker framifrån, vilket innebär att åkaren alltid roterar ett halvt varv mer än vid de övriga hoppen. En axel anses därför vara det svåraste hoppet att utföra. Hoppet har fått sitt namn från den norska konståkaren Axel Paulsen [2].

De vanligaste misstagen som görs vid ett axelhopp är att åkaren försöker rotera för tidigt under upphoppet, har dålig koordination under stegen innan upphoppet, att upphoppskurvan blir för utdragen och rörelsen blir för dåligt koordinerad vid upphoppet [3]. Ett annat vanligt fel är att åkaren inte roterar tillräckligt snabbt och då istället landar framåt.

Figur 1: Utförande av enkel axel.

Vid en ögel, se Figur 2, sker upphoppet bakifrån. Hoppet har fått sitt namn från upphoppsbågen som liknar början på en ögla [2]. Ett vanligt fel är att åkaren lutar felaktigt ut över sin fria höft innan upphoppet [3]. Med fri höft avses den höft som åkaren inte belastar vid upphoppet.

Figur 2: Utförande av dubbel ögel.

En dubbel axel, där konståkaren roterar två och ett halvt varv i luften, är ett svårare moment att utföra än de andra dubbelhoppen. Av just den anledningen hoppar inte alla elitserieåkare i Sverige en dubbel axel på tävling. En intressant frågeställning kan vara vad det är som avgör vilka utövare som klarar en dubbel axel och vad kan det kan bero på.

1.4 Avgränsningar

Det har under förarbetet framkommit att kosten ofta kan vara ett problem, men på grund av bristande kompetens inom området kommer detta inte att studeras närmare. En annan avgränsning som gjorts är att endast åkarens kropp studeras i syfte att förbättra hoppteknikken och på så sätt indirekt även minska skadorna. Detta innebär att varken skridskorna, annan utrustning eller isen kommer att undersökas eller utvecklas vidare under projektets gång. Träningens upplägg kan också vara ett problem, då denna ofta är ensidig. Detta kommer inte heller att undersökas under projektets gång på grund av tidsbrist samt att det inte är den optimala utformningen av träningspasset som eftersöks.

1.5 Disposition

Rapporten leder efter detta kapitel in på kapitel 2 som beskriver konståkningen som sport, där dess historia men också tidigare forskning kring sporten presenteras. Kapitel 3 är ett teoribaserat avsnitt som ger läsaren förståelse för teknikerna bakom olika typer av rörelsemätning samt elektromyografi. I kapitel 4 redovisas metoden och vad som har genomförts under projektets gång. Allt från planering och förstudier i ett tidigt skede till framtagning av en matematisk beräkningsmetod, test av olika mätutrustningar till slutliga mätningar på is. Kapitel 5 utgörs av de resultat som har erhållits från mätningar, beräkningar och intervjuer. Kapitlet beskriver även fördelar och nackdelar med de olika typerna av system. Vidare diskuteras resultatet och potential till vidareutveckling av projektet i kapitel 6, för att till sist avsluta rapporten med en slutsats i kapitel 7.

2 Grundläggande teori kring konståkning

Detta kapitel ska ge en förståelse för hur konståkningssporten är uppbyggd och sportens bakgrund. Det presenteras även en beskrivning av hur en tävling går till inom singelåkning, för att ge en god grund för vidare läsning av rapporten. Här sammanfattas även tidigare forskning som studerats under litteraturstudier, då projektet har haft detta som grund vid utformning av metoden.

2.1 Beskrivning av konståkning som sport

Konståkning är en bedömningssport som ställer höga krav på utövarens styrka, smidighet, uthållighet, koordination samt förmågan att kunna uttrycka sig till musik. Styrkan hos en konståkare är särskilt viktig i benen och bålen eftersom konståkningsrörelser sker i olika riktningar och avancerade rörelsekombinationer. Bålstyrkan är avgörande för att kunna hålla en god stabilitet i rotationerna genom hoppen och för att sedan kunna landa korrekt. En stark bål krävs även för att stanna rotationen inför landning. Ju fler varv konståkaren roterar i luften, desto större kraft krävs för att bromsa rotationen. Även vid landning är bålstyrkan av betydelse, speciellt om landningen skulle vara instabil [4].

En god uthållighet är också av stor betydelse för att klara av att utföra alla de olika momenten inom konståkningen. Uthållighet kan delas in i två delar: aerob och anaerob uthållighet. Den aeroba kapaciteten är av stor vikt för att kunna genomföra ett bra program under tävling, där längden på ett program för en singelåkare varierar mellan 2:30 till 4:50 minuter. Den anaeroba kapaciteten är främst viktig då åkaren utför fysiskt krävande moment i avancerade positioner under en kortare tid, till exempel piruetter och hopp [4].

Under en tävling i singelåkning genomför de tävlande först ett kortprogram med förutbestämda element. Detta är maximalt 2:50 minuter långt. Från kortprogrammet tar sig de bästa åkarna vidare till friåkningen. Normalt vid klubb-, A- och elitserietävlingar går alla vidare till denna del av tävlingen. Vid de Europeiska mästerskapen är det de 24 bästa singelåkarna som tar sig vidare. Friåkningsprogrammet är längre (maximalt 4:50 minuter) och i stort sett avgörande för tävlingens utfall. Det är även friare än ett kortprogram men det finns begränsningar i exempelvis antal hoppmoment som får utföras. Friåkningsprogrammet genererar i allmänhet ungefär dubbelt så mycket poäng som kortprogrammet. Poäng ges för teknik respektive fem programkomponenter, även kallade TES (Technical Element Score) och PCS (Program Component Score) [5].

Den tekniska poängen innefattar poäng för hopp, steg och piruetter. Steg och piruetter tilldelas en av fem svårighetsgrader: bas, 1, 2, 3 och 4, där nivå 4 är den högsta. Nivån avgörs av en särskild expertpanel bestående av en teknisk specialist och en teknisk kontrollant, där ökad nivå ger högre poäng. Hopp tilldelas istället poäng genom att de har ett på förhand definierat värde. Även kvaliteten på hopp, piruetter och steg påverkar den tekniska poängen. Kvalitet bedöms av poängdomarna på en sjugradig skala från -3 till +3, där högre kvalitet ger mer poäng. Ett fall i ett hopp, till exempel, ger -3 på skalan samt dessutom ett poängavdrag medan 0 på skalan innebär att elementet är godkänt utfört utan fel. Denna poäng avgörs av domarna. Ju längre in på programmet konståkaren kommer är det naturligt att kroppen är tröttare. Därför ger de hopp som utförs i senare delen av programmet högre poäng under tävling [5].

De fem programkomponenterna, som bedöms på en skala från 0 till 10, är skridskoteknik, utförande, koreografi, sammanbindande steg samt åkarens tolkning av musiken. Poängen för programkomponenterna adderas till den tekniska poängen och tillsammans utgör de den totala poängen för kortprogram eller friåkningsprogram. Summan av kort- och friåkningsprogrammen blir i sin tur slutresultatet [5].

De första internationella tävlingarna, år 1882, bestod av tre grenar: obligatoriska figurer, självvalda figurer och friåkning. Med figurer avses det mönster på isen som skapas av skridskoskenan under åkning [6]. Det engelska namnet ”figure skating” härrör från denna tid. Dessa tävlingsformer skiljer sig mycket från hur tävlingarna ser ut i nutid, men är ändå en grund till hur tävlingsmomentet ser ut idag [6].

På senare år har svårighetsgraden för tävlingsprogrammen ökat och det krävs mer avancerade hopp med flera rotationer i luften av konståkarna [7]. Konståkningens fokus, inom framförallt singelåkning, har riktats allt mer mot akrobatik och att hoppa fler varv istället för den konstnärliga bedömningsaspekten. Då träningen pågår under hela året är det svårt att få in den vila som krävs för att kroppen ska kunna återhämta sig. Även om det finns en tävlingssäsong så används resten av året till att träna in nya och svårare programkomponenter, så som hopp [8]. På grund av den hårda träningsbelastningen en konståkare utsätter sin kropp för riskerar de att få kroniska belastningsskador, så som stressfrakturer och knäsmärtor. Dessa skador är mer vanliga än de mer akuta skadorna, så som benbrott. Belastningsskador är vanligt då konståkning är en högrepetitiv sport och i hoppen landar dessutom utövaren alltid på samma ben. De vanligaste skadorna uppkommer i de nedre extremiteterna, exempelvis knä, fötter och anklar, samt i nedre rygg. Skador i knän innebär ofta smärta kring eller runt knäskålen. Fotskador är ofta stressfrakturer och ankelskador är ofta stukningar av laterala ligament, alltså ligament på sidorna av lederna [9].

2.2 Tidigare forskning inom konståkning

För att fördjupa kunskapen om konståkning och de studier som gjorts tidigare undersöktes den litteratur som fanns tillgänglig. Detta för att både hitta en bra metod för projektet samt undvika att göra om de misstag som tidigare gjorts.

Det finns en del tidigare studier gjorda på utförandet av konståkningshopp. Gemensamt för dessa studier är att de använt olika former av rörelsemätning, även kallat ”motion capture” i engelskan, för att mäta konståkarnas rörelser. Med rörelsemätning är det möjligt att mäta och registrera en människas rörelser. Det finns i huvudsak två olika tekniker för rörelsemätning: optisk mätning och tröghetsnavigering (se avsnitt 3.2). Samtliga av de tidigare studierna har använt optisk mätning och är utförda för mer än 15 år sedan. I och med detta är de tekniker som använts långt ifrån lika avancerade som de som finns tillgängliga idag. Därmed kan även resultatet av dessa studier antas vara mindre exakta än de som kan fås med exempelvis ett modernt rörelsemätningssystem. Nedan redovisas en kort sammanställning av de studier som har gjorts och vilka resultat som uppnåddes.

I *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention* [10] görs en sammanställning av en del av den forskning som berör mekaniken och dynamiken inom konståkning. I ett kapitel beskrivs hur de sex olika hoppen utförs på detaljnivå. Utifrån detta görs sedan en analys av hur vertikalhastighet, vinkelmoment och tröghetsmoment kan beräknas för respektive del. Analysen görs främst på ett axelhopp. Som slutsats lyfts rotationshastigheten fram som den viktigaste faktorn för att utföra fler rotationer i axelhoppet.

Liknande slutsatser dras i en annan studie [11] där utförandet av trippel och kvadrupel toeloop har jämförts. Syftet med studien var att identifiera vilka faktorer i hopptekniken som skiljer mellan de två hoppen och på så sätt få en grund att använda sig av vid träning. Tre särskilt signifikanta skillnader mellan de två hoppen identifierades: de som hoppade tre varv hade en högre vinkelhastighet, högre vertikalhastighet i upphoppet och längre tid i luften. De faktorer i utförandet som framförallt visade sig vara avgörande var koordination i rotationen av höfter och axlar, kroppsposition i luften och frånskjutet från isen.

I studien *Landing for Success* [12] har utförandet vid landningsmomentet undersökts i syfte att identifiera vilka faktorer som påverkar landningen. Utifrån en bedömning av ett antal professionella domare i kombination med en analys av åkarnas rörelser togs en biomekanisk modell fram som beskrev landningen i hoppen. Författarna av studien kom fram till sex parametrar som visade sig ha särskilt stor effekt på landningen: balans och kontroll; ändring i vertikal hastighet hos tyngdpunkten; stabilitet; tid för landning; koordination mellan knä och höft samt kroppsposition vid landning.

3 Elektromyografi och rörelsemätning i teorin

För att förklara den teoretiska bakgrunden till de metoder som planerades användas i projektet förklaras i detta kapitel teorin bakom elektromyografi (EMG) och rörelsemätning. EMG, som är en metod för att mäta muskelaktivitet, har studerats som en möjlig metod att använda men har inte använts i detta projekt. Teorin bakom denna teknik förklaras dock för att ge en teoretisk grund till senare diskussioner om möjligheter till vidareutveckling av projektet.

3.1 EMG

EMG är en teknik för att mäta de elektriska signalerna kopplade till aktivering av en muskel. Denna aktivering kan vara antingen frivillig eller ofrivillig. Då muskeln aktiveras uppstår ett elektriskt fält i muskeln vars potential kan mätas i volt. EMG-signalen är en summation av de potentialskillnader som uppstår inom det aktuella mätområdet [13].

Vid mätning av EMG-signaler beror resultatet på flera faktorer. Diametern på muskeln, avstånd mellan aktiva muskelfibrer och mätområdet samt hur signalen från elektroderna filtreras, är alla avgörande för kvaliteten på mätresultatet. Vid mätning på personer i idrottssammanhang placeras elektroder i regel på huden för att mäta den elektriska spänningen i musklerna. Dessa elektroder har fördelen att de är enkla att fästa, mätningen kan enkelt reproduceras och lämpar sig för mätning vid stora rörelser. Nackdelen är att de har ett stort mätområde volymmässigt vilket gör det svårt att fokusera mätningen kring en specifik muskel [13].

För att kunna jämföra data från mätningar av olika personer måste signalen normaliseras. För detta finns det ett antal metoder som är mer eller mindre avancerade. Den vanligaste metoden för att normalisera amplituden av signalen är normalisering mot den maximala isometriska kontraktionen. Detta innebär att försökspersonen använder den aktuella muskeln för att generera maximalt möjlig kraft mot ett statiskt motstånd. Det värde som då uppmäts används sedan som referens vid analys av mätresultaten [13].

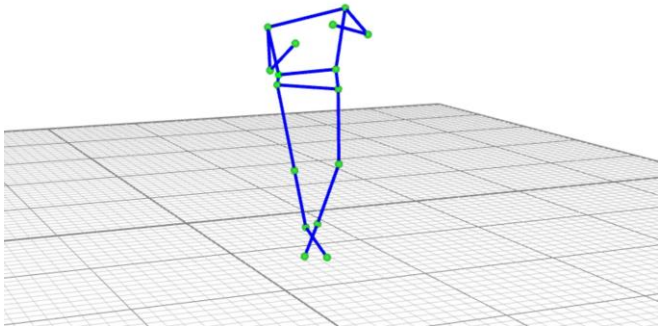
3.2 Rörelsemätning

Rörelsemätning innefattar tekniker för att mäta olika rörelser på detaljnivå. Inom sport kan dessa tekniker användas för att samla rörelsedata för att studera och observera en människas utförande av en rörelse [14]. Det finns i huvudsak två typer av rörelsemätningssystem: optisk mätning och tröghetsmätning. I nedanstående avsnitt förklaras teorin bakom dessa två mätsystem.

3.2.1 Optisk mätteknik

Vid optisk mätning används kameror för att registrera rörelser. Denna optiska mätning görs då till exempel genom att markörer av reflekterande material placeras på kroppen i anslutning till de ledpunkter som ska mätas. Kameror, placerade i olika vinklar riktade mot mätobjektet, används sedan för att fånga rörelserna av dessa markeringar. Dessa kameror sänder ut infrarött ljus (IR-ljus). När IR-strålningen når reflexmarkörerna som är placerade på kroppen reflekteras ljuset tillbaka och registreras av sensorer i kamerorna. Därför är det endast markeringarna i form av punkter i ett koordinatsystem som syns i mjukvaran på datorn. Genom att mäta punkternas positioner i koordinatsystemet över tid fås kroppens rörelser fram. Utifrån detta kan sedan systemet kalkylera markörens position i tre dimensioner. Exempel på företag som använder denna typ av rörelsemätning är OptiTrack [15] och Qualisys AB [16].

Vid denna teknik kan punkterna i mjukvaran definieras och bindas samman så att en modell av kroppen uppstår, istället för endast lösa punkter i rörelse, se Figur 3. Utifrån denna modell kan hastigheter, vinklar och krafter mätas och analyseras.

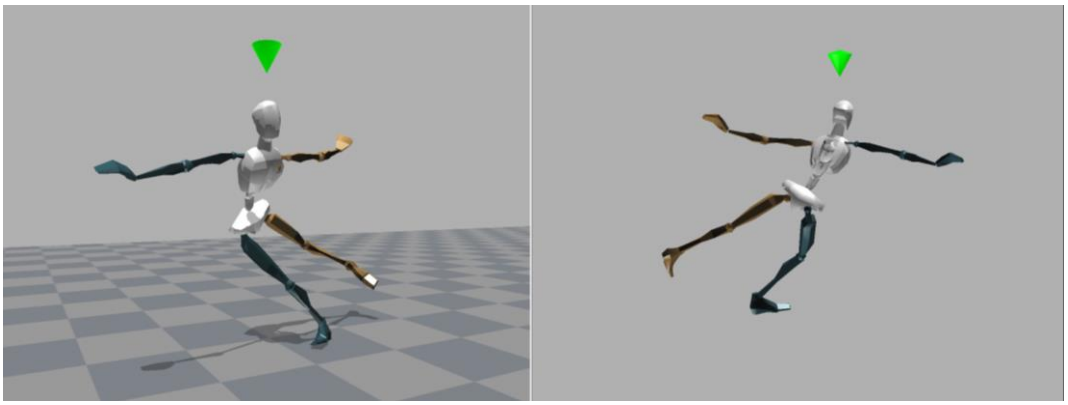


Figur 3: 3D-modell från optisk mätning efter att mätpunkterna definierats och bundits samman.

Det finns även andra programvaror för optisk rörelsemätning, så som gratisprogrammen Tracker [17] och Kinovea [18]. Dessa program kräver endast att rörelsen har fångats med en vanlig filmkamera och att filmen därefter har importerats till programvaran. I dessa program kan punkter på kroppen följas, liksom i fallet med Qualisys och OptiTrack, med skillnaden att manuellt arbete krävs för att följa respektive led eller kroppsdel. Om personen som filmats har på sig enfärgade kläder med markeringar kan rörelsemönstret registreras automatiskt, men det krävs mer arbete än i mer avancerade system och resultaten från dessa blir mindre exakta. Då endast en film importeras, kan inte en tredimensionell modell skapas, utan bara en i två dimensioner. Genom att filma från minst två håll samt ovanifrån kan rörelsen dock, genom manuella beräkningar, modelleras i tre dimensioner.

3.2.2 Teknik för tröghetsmätning

Vid tröghetsmätning krävs inga kameror för att registrera rörelser. Istället används sensorer innehållande accelerometrar och gyroskop, som med hjälp av tröghetsnavigeringen mäter hur kroppens olika delar rör sig. Ett sådant system tillhandahålls exempelvis av företaget Xsens Technologies B.V., och används vid bland annat animering i filmer och datorspel för att få fram rörelsemönster. Med Xsens mätteknik placeras sensorer ut på kroppen och data från sensorerna skickas sedan trådlöst till en dator. Därifrån kan mjukvaran MVN Studio BIOMECH tolka signalerna och skapa en tredimensionell modell av mätobjektet i realtid. I Figur 4 ses ett exempel på en biomekanisk modell skapad utifrån tröghetsmätning av en konståkare.



Figur 4: En biomekanisk 3D-modell av en konståkare från MVN Studio BIOMECH.

4 Metod och genomförande

Detta kapitel innehåller en beskrivning av hur arbetet har fortskridit under projektets gång och hur arbetsgången har sett ut för att ta fram relevanta parametrar för vidare analys. De olika typerna av mätningar och analyser som har gjorts redovisas i detta kapitel. Här presenteras även tillvägagångssätt och metoder för att uppnå projektets mål. De mätningar som har genomförts under projektets gång har både skett på golv i ett laboratorium och på is i en ishall. Syftet med mätningarna var att kunna registrera konståkares rörelser i ett hoppmoment, från ingången till landningen, med hjälp av rörelsemätningsteknik. Mätningarna gjordes på konståkare som utförde olika antal roterade varv av hoppen axel och ögel.

4.1 Planering och förstudier inför mätningar

För att få en första överblick och för att se de olika hoppen i verkligheten gjordes i början av projektet en videofilmning av den före detta tävlingsåkaren Justus Strid. Vid detta tillfälle utfördes ett antal hoppmoment på is. Dessa filmer låg sedan till grund för olika beslut inom projektet så som vilka parametrar av hopptekniken som skulle kunna studeras närmare. Under inspelningen användes en kamera som klarade av att ta 200 bilder per sekund med en upplösning på 640x480 pixlar, vilket möjliggjorde en noggrannare analys. Den höga bildhastigheten gjorde det möjligt att studera hoppen i slowmotion så att detaljerna i rörelserna blev möjliga att se. Hoppen filmades både på avstånd samt i närbild för att få en tydligare bild av vad som händer vid upphopp och landning.

Ett tidigt steg i projektet var även att kontakta både Svenska Konståkningsförbundet, Göteborgs Konståkningsförbund samt olika konståkningsklubbar i Göteborgsområdet. Tanken med detta var främst att informera dessa parter om att arbetet pågår, eftersom det finns relativt lite forskning inom området. Responsen var positiv och många tränare verkade vara intresserade och villiga att hjälpa till under arbetets gång. Det som tränarna kunde bidra med var att hjälpa oss att hitta åkare som kunde ställa upp på mätningar av hoppmomenten, svara på frågor och vara rådgivare. De krav som projektgruppen ställde på deltagande åkare vid mätningar var att klara en dubbel ögel. Åkaren skulle även klara en dubbel axel, eller åtminstone vara på god väg.

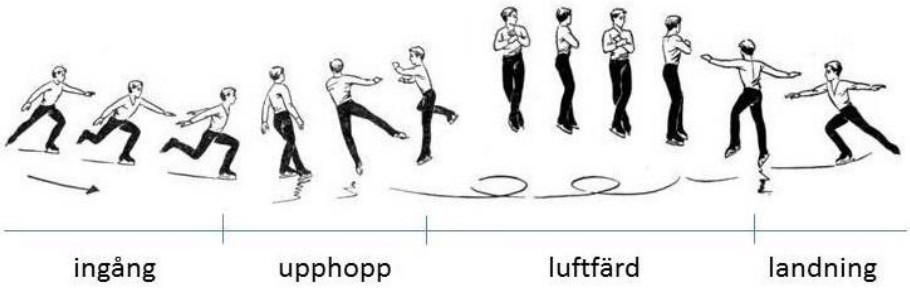
För att få en större förståelse och inblick i hur ett träningspass kan se ut för en konståkare, iakttogs och studerades en träning hos Mölndals Konståkningsklubb i Kållered Ishall. Efter träningen ställdes även korta frågor till huvudtränaren Eva Schönström-Wiliö för att undersöka möjligheten till samarbete under projektet.

4.2 Beskrivning av hopp

En beskrivning av ett konståkningshopp gjordes genom att bryta ned hoppet i olika delmoment för att på så vis underlätta förståelsen för hur ett hopp sker på detaljnivå. Därefter identifierades intressanta parametrar att analysera vid ett konståkningshopp utifrån hoppets delmoment och de förstudier som presenterats ovan. Vid analys och förenklade beräkningar av parametrarna i de olika delmomenten jämfördes sedan framtagna teoretiska beskrivningar med verklig data framtagen vid filmningen under förstudien.

4.2.1 Hoppets delmoment

För att underlätta förståelsen av ett konståkningshopp har hoppet delats in i fyra moment: ingång, upphopp, luftfärd och landning, se Figur 5. Här har både axel och ögel, som är de hopp som studerats, delats upp i samma delmoment.



Figur 5: Hoppets olika delmoment, här i en dubbel axel.

4.2.1.1 Ingång

Ingången till hoppet är de rörelser en konståkare gör strax innan upphoppet, enligt Figur 6. Detta kan vara förberedande rörelser inför upphoppet som exempelvis positionering av ben, genom att placera upphoppsfoten på inner- eller ytterskär eller på en speciell båge. Ett innerskär innebär att skridskon lutas mot insidan av foten och ett ytterskär mot utsidan av foten. I ingången placerar även konståkaren sig i riktning framåt eller bakåt beroende på vilket hopp som ska utföras. Det enda hopp som har ett upphopp framifrån är axel. I alla andra hopp sker upphoppet bakifrån.

I Figur 6 går det att se hur konståkaren intar positionen för ingången till ett axelhopp på ett ytterskär.

Figur 6: Konståkarens position vid ingången till hoppet.

4.2.1.2 Upphopp

Upphoppet är den del av hoppet då riktningen på en del av konståkarens horisontella hastighet ändras till vertikal riktning uppåt innan åkaren lämnar isen. Ett konståkningshopp kan antingen vara ett tåhopp eller ett skärhopp. Ett tåhopp genomförs genom att sätta i taggen, som sitter på framdelen av skridskoskenan, i isen. Vid ett skärhopp hoppar konståkaren istället upp från ett skär, som kan vara antingen ett ytter- eller innerskär [2]. Axel och ögel är båda skärhopp. Under upphoppet försöker åkaren omvandla den horisontella rörelsen till rotation och höjd.

I Figur 7 ses konståkarens upphopp i en axel.

Figur 7: Konståkarens position vid upphoppet.

4.2.1.3 Luftfärd

När åkaren lämnar isen påbörjas en rotation, genom att armarna dras ihop och benen korsas. Hur detta ser ut beror på varje enskild åkare samt hur många varv som ska roteras i luften. När flera varv ska roteras måste kroppens position i luften vara sammanhållen och långsträckt, det vill säga att armarna hålls nära kroppen och att benen korsas nära varandra, enligt Figur 8. Detta för att minimera kroppens tröghetsmoment. Utövaren försöker rotera så mycket som möjligt på uppvägen och bromsar rotationen på nedvägen genom att sträcka ut armar och ben igen. Detta för att hamna i en så bra och stabil position som möjligt inför landningen.

Figur 8: Sammanhållen och långsträckt position under luftfärd.

4.2.1.4 Landning

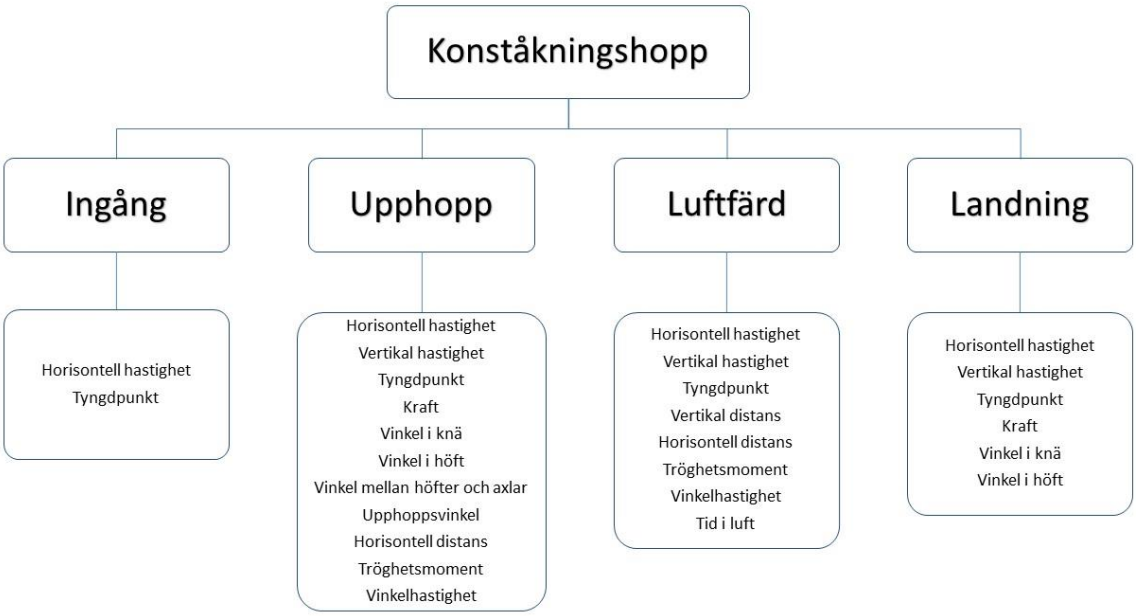
Landningen i ett hopp sker alltid baklänges och ser likadan ut oberoende av vilket hopp som utförs. Det som här definieras som landning är från och med det att konståkarens skridsko slår ned i isen, vilket sker genom att de nedersta taggarna på skridskon tar i isen enligt Figur 9. I detta moment har åkaren initialt i princip ett rakt landningsben. Åkaren böjer sedan på landningsbenet och rullar bakåt på hälen. I samband med detta positionerar sig åkaren i landningsposition, enligt Figur 10. Landningen avslutas genom att konståkaren glider bakåt med hela skridskoskenan i isen.

Figur 9: Konståkaren landar först på taggarna för att sedan rulla bakåt på hälen.

Figur 10: Position under landning då åkaren glider bakåt.

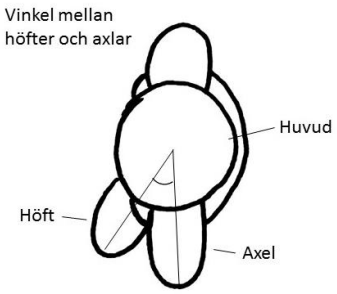
4.2.2 Hoppmomentens parametrar

Utifrån beskrivningen ovan av de olika hoppdelarna och genom förstudier har ett antal parametrar identifieras, som antas vara intressanta för utförande av ett hopp. Hoppdelarna, med sina respektive parametrar, finns sammanfattade i Figur 11.

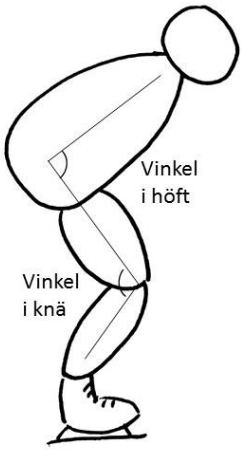


Figur 11: Intressanta parametrar för respektive delmoment.

Det som åsyftas med distans i Figur 11 är positionsändring i vertikal och horisontell riktning. Särskilt intressant är det att studera den maximala höjden i hoppet. Upphoppsvinkeln är vinkeln mellan isen och upphoppsriktningen vid upphoppet. Denna avgör riktningen på åkarens hopp och därmed också hur långt respektive hur högt hoppet blir. Tidigare studier av hoppteknik [10] har visat på att vinkeln mellan axlar och höfter, se Figur 12, i upphoppet är av betydelse för utförandet. Detta anses därför vara en viktig parameter att studera ytterligare. Hur vinkeln ändras i knän och höft, speciellt vid landningen, påverkar hur stor belastning åkaren utsätts för. Dessa vinklar kan ses i Figur 13. Vid landningen kan dessutom böjning av knäleden användas för att kompensera för ett sämre utfört hopp. Dessa två faktorer talar för att de två vinklarna är viktiga för hopptekniken. Hastigheterna vid upphopp och landning påverkar vilka krafter som uppstår och därmed vilka belastningar som åkaren utsätts för. Tyngdpunktens position genom hoppet är också avgörande för utförandet eftersom den påverkar både balans och stabilitet i hoppet. Tröghetsmomentet är intressant då det, enligt ovan beskrivning, kan justeras för att ändra vinkelhastigheten i luften.



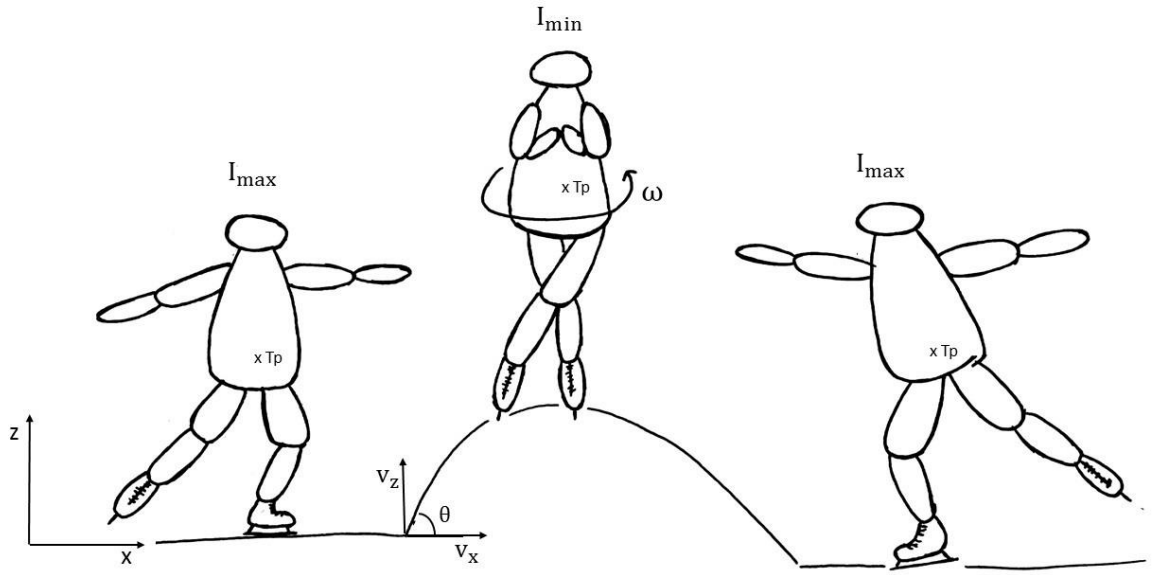
Figur 12: Vinkeln mellan höfter och axlar sedd från ovan.



Figur 13: Vinkeln i höft samt vinkeln i knä.

4.2.3 Analys av hoppets delmoment och parametrar

När de olika delmomenten (ingång, upphopp, luftfärd och landning) analyserats och parametrarna definierats, analyserades hur energin omvandlas under delmomenten, samt hur krafter och hastigheter ändras. Detta för att få en förståelse för mekaniken i ett konståkningshopp och sedan kunna jämföra med data från de verkliga rörelsemätningarna. För att förenkla analysen gjordes några antaganden så som att friktionen mellan isen och skridskoskenan kunde försummas helt. Detta för att den antogs vara så liten. Luftmotståndet ansågs även det vara försumbart för att ytterligare förenkla analysen. För att få en tydligare bild skapades en tvådimensionell figur, se Figur 14. Detta för att enklare kunna se och förstå hur några av parametrarna ändrades i de fyra delmomenten. I figuren ses att den horisontella riktningen och hastigheten är i x-led, och den vertikala i z-led. Innan och efter hoppets luftfärd har åkaren ett större tröghetsmoment än under luftfärden. Detta representerar I_{max} respektive I_{min} i figuren. Tröghetsmomentet måste vara mindre i luften eftersom det är då åkarens vinkelhastighet, ω, ökar. I figuren visas även den kastparabel som uppstår från upphoppet till landningen där vinkeln θ är upphoppsvinkeln.



Figur 14: Utförande av ett hopp från ingång till landning.

Jämförelsen mellan den framtagna teoretiska beskrivningen och data från de tidiga rörelse-mätningarna beskrivs under avsnitt 4.2.3.5. För att förtydliga hur parametrarna påverkar i de fyra delmomenten har dessa moment delats upp i fyra skilda avsnitt nedan.

4.2.3.1 Ingång

Vid ingången av hoppet kan det vara intressant att studera den horisontella hastigheten konståkaren har längs med isen samt tyngdpunktens position hos åkaren. Hur stor betydelse den horisontella hastigheten i ingången har för resten av hoppet kan vara svårt att förutse. Detta för att åkaren strax innan upphoppet bromsar in och påbörjar rotationen och upphoppet. Dock är hastigheten av intresse för att beräkna den kinetiska energin som åkaren har från början. Tyngdpunktens position är viktig för att kunna inta en bra position inför upphoppet. Detta för att ha goda förutsättningar att genomföra ett bra utfört hopp.

4.2.3.2 Upphopp

Som nämnts i tidigare avsnitt går en del av den kinetiska energin vid ingången förlorad vid inbromsningen inför upphoppet. Den inbromsning som sker samt minskande av åkarens tröghetsmoment ger upphov till rotationsenergi i hoppet som påbörjas redan vid upphoppet. Även vinkeln mellan höfterna och axlarna är viktig för påbörjandet av rotationen. Strax innan upphoppet sker en motrotation vilket genererar denna vinkel. Tröghetsmomentet minskas genom att åkaren intar en sammanhållen och långsträckt position. Vid upphoppet tillför även åkaren energi i och med avstampet med ena benet från isen. Kraften från benet skapar en acceleration uppåt i hoppets riktning. Detta kan beskrivas som en impuls och på så sätt ökar rörelsemängden hos utövaren. Vid upphoppet har åkaren alltså rotationsenergi, för att kunna rotera i luften, men också translaterande energi som ger upphov till hopphöjden.

4.2.3.3 Luftfärd

Hoppets luftfärd kan förenklat beskrivas som en kastparabel likt den som visas i Figur 14. Rörelsen består då av både potentiell och kinetisk energi, på grund av den vertikala och horisontella hastigheten. Under luftfärden är åkarens rörelsemängdsmoment bevarat. Eftersom rörelsemängdsmomentet (L) är konstant under hoppet måste således vinkelhastigheten (ω) öka då kroppens tröghetsmoment (I) minskar, se ekvation (1). Ekvationen är hämtad ur boken *Mekanik* [19]. För att minska tröghetsmomentet förändrar åkaren armarnas och benens position genom att hålla dem nära intill kroppen. Den ökade vinkelhastigheten medför då att åkaren hinner rotera flera varv på en given tid. Under luftfärden antas kroppen rotera kring en fix axel, ryggraden. I slutet av luftfärden förbereder sig åkaren inför landningen genom att bromsa upp rotationen. Detta görs genom att inta en mer utsträckt position, vilket ökar tröghetsmomentet.

$$L = I\omega \tag{1}$$

4.2.3.4 Landning

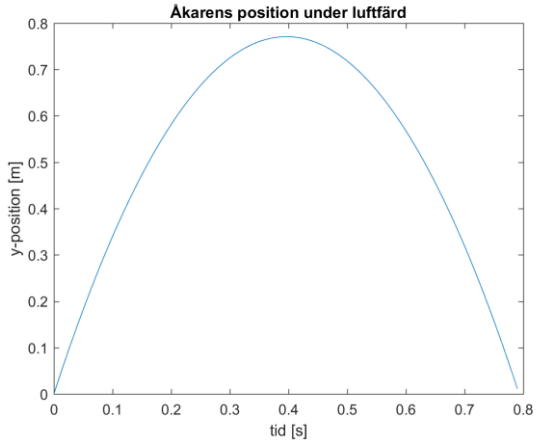
Vid landningen har den horisontella och vertikala hastigheten stor inverkan. Även tyngdpunkt, muskelstyrka i ben, vinkel i knä och höft har stor inverkan. Den energi som adderats vid upphoppet, med hjälp av muskelkraft, omvandlas återigen till arbete när benmusklerna bromsar den vertikala rörelsen vid landningen. Höft- och knävinklarna är viktiga i landningen eftersom ju mer sträckta lederna är, desto större impuls som påverkar belastningen i landningen uppstår.

4.2.3.5 Jämförelse av teori och verklighet

En jämförelse mellan delar av den förenklade beskrivningen och de videoklipp som erhölls under förstudien, då Strid utförde hopp på is, gjordes för att få mer klarhet i hur väl de förenklade beskrivningarna stämde överens med verkligheten. En teoretisk kastparabel över ett konståknings-hopp togs fram genom att ställa upp ekvation (2), även denna hämtad ur boken *Mekanik* [19].

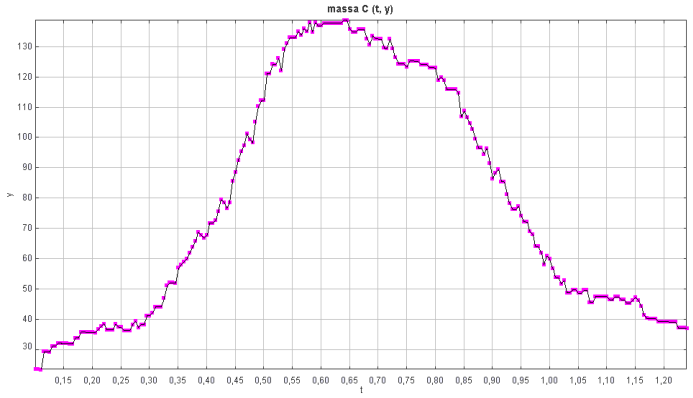
$$z = V_z \cdot \sin\theta \cdot t - \frac{1}{2} g \cdot t^2 \tag{2}$$

Parametern z är den vertikala positionen, V_z är vertikala hastigheten, g är gravitationen och t är tiden. Med denna ekvation och lämpliga värden på variablerna för ett konståkningshopp beräknades en teoretisk kastparabel i Matlab, se Figur 15. Datorprogrammet Matlab har använts genomgående under hela projektet vid beräkningar och för att ta fram grafiska bilder. Detta eftersom det är ett känt och bekvämt verktyg för projektgruppens medlemmar då det används under de flesta kurserna på Chalmers. I de fall det behövts, vid framställningen av grafer i Matlab, har boken *Matlab – Beräkningar inom teknik och naturvetenskap* [20] använts. I Figur 15 är förändringen i y-led höjden i hoppet.



Figur 15: Teoretisk kastparabel över ett konståkningshopp beräknad i Matlab.

Vid filmningen av Strid utfördes bland annat en enkel axel. Efter analys av detta hopp kunde luftfärden beskrivas som en kastparabel, se Figur 16.



Figur 16: Kurva som beskriver höjden i luftfärden i en enkel axel utifrån förstudier.

Denna uppmätta kastparabel är framtagen, med datorprogrammet Tracker, genom att följa en punkt på konståkarens kropp. Genom att jämföra den teoretiska och den uppmätta kastparabeln kan en bedömning göras om den framtagna matematiska beskrivningens rimlighet. Enligt Figur 15 och Figur 16 är de båda kastparablerna lika varandra på det sätt att de följer ett liknande mönster. Därför ansågs den teoretiska kastparabeln vara rimlig med de förenklade beräkningarna. Beräkningar gjordes även för vinkelhastigheten under luftfärden, men vid jämförelse med data från filmningen av verkliga konståkningshopp visade det sig att detta gav ett allt för missvisande värde. Därför antas de förenklade beräkningarna för vinkelhastigheten inte vara användbara.

4.3 Mätning och datainsamling

Detta avsnitt behandlar ingående de olika typer av mätningar som har genomförts i projektet. Syftet med de olika mätningarna var att samla in data, såväl på is som i laboratorium, samt att ta fram och testa lämplig mätutrustning för projektet. Gemensamt för alla mätningar var att de fokuserade på de på förhand utvalda hoppmomenten, enkel och dubbel axel, samt enkel, dubbel och trippel ögel. Trippel ögel utfördes endast vid mätningar i laboratorium.

Mätningar har genomförts med etiska riktlinjer och rekommendationer i beaktande. Detta har varit särskilt viktigt med tanke på att majoriteten av de som deltagit i studien var minderåriga. Utifrån detta upprättades ett samtyckesavtal enligt Vetenskapsrådets etiska principer. Samtyckesavtalet gav även möjlighet att publicera och använda bilder/filmer på deltagande konståkare. Avtalet skrevs under av åkare och eventuell målsman, om åkaren inte var myndig. Samtyckesavtalet finns bifogat i Bilaga A. Publicering av samtliga bilder samt redovisad data i denna rapport har godkänts av åkaren genom detta avtal.

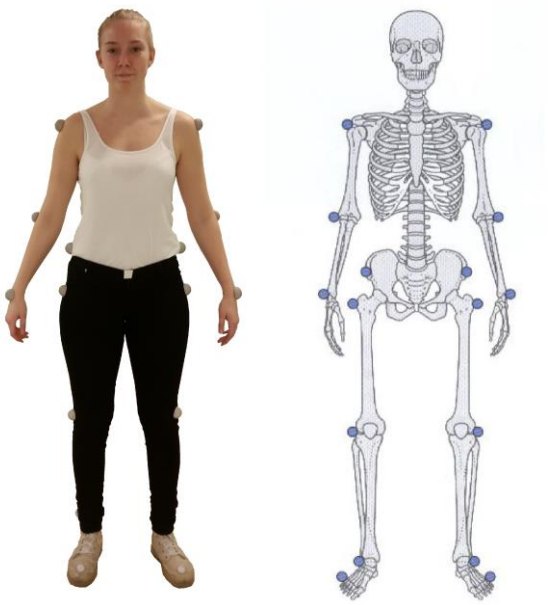
4.3.1 Mätningar i Intelligent Vehicle & Robot Laboratory

I *Intelligent Vehicle & Robot Laboratory (IVRL)*, vilket är ett laboratorium beläget i Maskinhuset på Chalmers tekniska högskola, utfördes ett första test av optisk rörelsemätning. Dessa mätningar gjordes dels för att bekantas med hur rörelsemätningar går till och dels för att samla in data från ett hopp i ett tidigt stadium av projektet. Beräkningarna utifrån insamlad mätdata användes sedan för att testa om framtagna beräkningsmetoder fungerade korrekt.

4.3.1.1 Utförandet av mätningar i IVRL

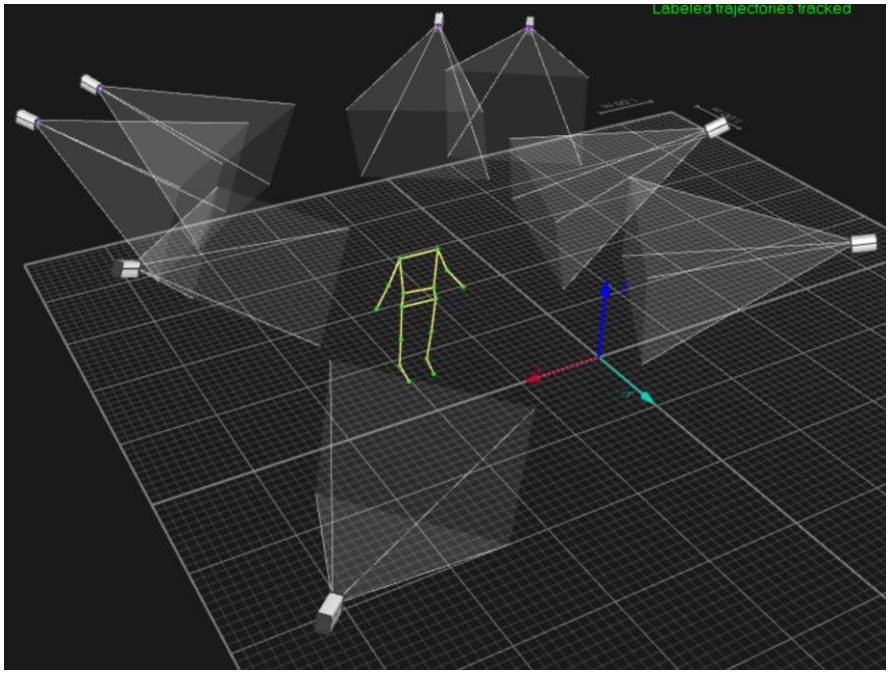
Laboratoriet är utrustat med teknik för mätning av rörelser av fordon i mindre skala. Utrustningen i laboratoriet är åtta stycken fastmonterade kameror av modellen Qualisys ProReflex MCU120. Dessa kameror, som är tillverkade av Qualisys AB, har en bildfrekvens på 120 Hz. Data som fångas in med hjälp av kamerorna bearbetas med programvaran Qualisys Track Manager (QTM), som används för såväl datainsamling som efterbearbetning. Reflexmarkörerna som användes vid mätningarna var 30 millimeter i diameter och fästes på åkarens kropp med dubbelhäftande tejp. Eventuella detaljer på utövarens kläder och skor som av kamerorna skulle kunna uppfattas som reflexmarkörer täcktes över med en matt tejp.

En medlem ur projektgruppen användes för att testa utrustningen och systemet i laboratoriet. Testhopparen utförde hopp med en rotation på golvet för att ta fram data som senare bearbetades i QTM och Matlab. Reflexmarkörerna som registrerar kroppens rörelse placerades ut på 16 positioner på kroppen enligt en standardmetod [21], se Figur 17. Markörerna fästes på handled, armbåge, axel, bäckenben, höftled, knä, fotled samt fot.



Figur 17: Reflexmarkörernas placering inför optisk mätning i IVRL.

Som ytterligare förberedelser inför mätningar på is genomfördes mätningar i laboratoriet på Strid samt en konståkare ur svenska konståkningslandslaget. Samma metod som använts på testhopparen i projektgruppen användes vid dessa mätningar. Mätningarna genererade data som sedan analyserades i QTM och Matlab. En virtuell översikt av laboratoriet, innehållande kamerornas placering och riktning, visas i Figur 18.



Figur 18: Virtuell översikt över kameraplacering och mätobjekt i IVRL.

Åkarna kunde genomföra enkel-, dubbel- och trippelhopp på golvet i laboratoriet. Hoppen utfördes både från stillastående samt med en ingång till hoppet, likt den rörelse som utförs på is. Hoppen filmades både med rörelsemätningstekniken och med höghastighetskamera. Hoppen landades både jämfota samt på en fot, likt en konståkningslandning, för att få en så realistisk rörelse som möjligt.

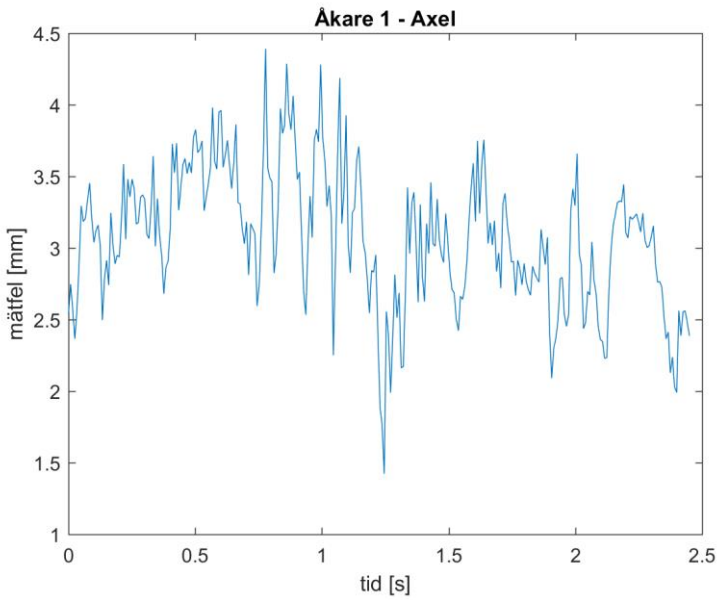
4.3.1.2 Efterbearbetning av mätdata från optisk mätning

För efterbearbetning av data från de optiska mätningarna användes programvaran QTM. I programmet visas varje markörs position i rummet i tre dimensioner. Det krävs dock en manuell identifiering och namngivning av varje markör för att kunna skapa en tydlig modell av åkaren. Detta arbete gjordes direkt i QTM innan mätdata exporterades till format som kunde hanteras av Matlab.

Vid snabba rörelser visade det sig att mätpunkterna försvann under korta tidsperioder. Genom att manuellt identifiera en markör innan och efter den försvann ur bild kan QTM sedan interpolera markörens position vid de tidpunkter då den inte är synlig. Detta är dock inte lämpligt vid längre luckor eftersom interpoleringen då ger alltför stora fel.

4.3.1.3 Uppskattning av mätfel vid optisk mätning

I QTM beräknas en feluppskattning av varje markörs position vid varje tidpunkt. För varje mätning beräknades ett medelvärde av alla markörers fel. Det största medelvärde av mätfel som beräknades var 4.4 millimeter medan det minsta var 1.4 millimeter. Vid samtliga mätningar uppskattades felet ligga inom samma intervall vilket innebär att resultaten av de olika mätningarna bör vara jämförbara. I Figur 19 visas en graf över hur medelvärdet av felet varierar under en mätning.



Figur 19: Graf över medelvärdet av mätfelet för en mätning av åkare 1.

4.3.2 Mätningar på is

För att få mätdata som representerar ett verkligt konståkningshopp gjordes mätningar av ett antal åkares rörelser då de utförde hopp på is. Testerna genomfördes i samarbete med Mölndals Konståkningsklubb i Åby Ishall i Mölndal.

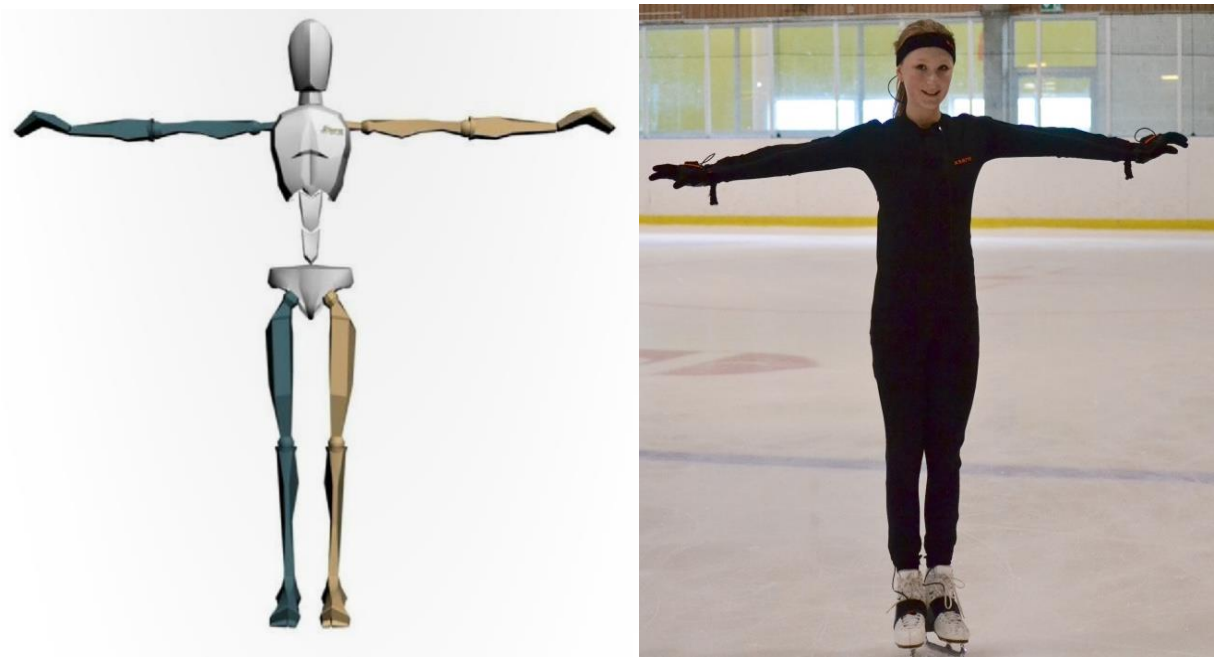
4.3.2.1 Utförande av tröghetsmätningar på is

För att göra mätningar av konståkare på is användes ett tröghetsnavigeringssystem. Mätningarna gjordes i samarbete med Xsens Technologies B.V. med deras Link-system. Link består av en helkroppsdräkt på vilken sensorer placeras. Totalt placeras 17 sensorer på kroppens olika segment. 12 av sensorerna fästes på helkroppsdräkten på anvisade platser med hjälp av kardborre. Två sensorer, en på vardera skridsko, fästes med kardborre på elastiska lindor. På händerna placerades sensorer med hjälp av särskilda vantar. Den sista sensorn sattes på bakhuvudet med ett pannband. Sensorerna, som är sammankopplade med kablar i dräkten till ett batteri och en sändare som är placerad bak i ryggen på dräkten, mäter respektive kroppssegments acceleration och orientering. Systemet skickar data från sensorerna trådlöst i realtid, med en frekvens på 240 Hz, till en mottagare kopplad till en dator. I Figur 20 visas denna mottagare kopplad till en dator under mätningar i Åby Ishall.

Figur 20: Uppsättning av mottagare vid tröghetsmätningar i Åby Ishall.

Systemet kalibrerades genom att åkarens kroppslängd och storlek på fötter (i detta fall längden på skridskon) matades in i Xsens mjukvara MVN Studio BIOMECH. Åkaren ställde sig sedan i en given position, med armarna hängande längs med kroppen, för att den biomekaniska modellen skulle kunna kalibreras. Kalibreringen måste utföras på en plats där det inte finns några magnetiska störningar. Detta eftersom sensorerna använder jordens magnetfält för att mäta kroppsdelarnas orientering i rummet. För att kunna utföra kalibreringen var åkarna således tvungna att stå på en plats på isen fri från magnetiska störningar. När denna kalibrering var gjord kunde systemet dock hantera variationer i magnetfältet med hjälp av olika kompenseringsalgoritmer.

Utifrån sensorerna som placerats på kroppen beräknade mjukvaran MVN Studio BIOMECH en modell av åkaren som är uppdelad i 23 segment. Nedan visas den biomekaniska modellen samt en konståkare iklädd Link-dräkten i Figur 21, följt av Tabell 1 innehållande de olika segmenten och numreringen av dessa.



Figur 21: Xsens biomekaniska modell samt en konståkare iförd Link-dräkten.

Tabell 1: Den biomekaniska modellens uppdelning i segment vid tröghetsmätning.

Id.	Segment	Id.	Segment
1	Bäcken	**13**	Vänster Överarm
2	L5	**14**	Vänster Underarm
3	L3	**15**	Vänster Hand
4	T12	**16**	Höger Lår
5	T8	**17**	Höger Smalben
6	Nacke	**18**	Höger Fot
7	Huvud	**19**	Höger Tå
8	Höger Axel	**20**	Vänster Lår
9	Höger Överarm	**21**	Vänster Smalben
10	Höger Underarm	**22**	Vänster Fot
11	Höger Hand	**23**	Vänster Tå
12	Vänster Axel		

Mätningarna på is gjordes vid tre tillfällen då ett antal åkare utförde enkel och dubbel axel samt enkel och dubbel ögel. Vid första tillfället mättes tre åkare från Mölndals Konståkningsklubb i samarbete med produktspecialister från Xsens. Vid de övriga två tillfällena mättes ytterligare fem åkare från Mölndals Konståkningsklubb. Detta dokumenterades genom att samla in data från tröghets-mätningarna, fotografering och filmning med höghastighetskamera.

Vid varje mättillfälle fick åkarna först värma upp innan dräkten träddes på utanför is. Varje åkare fick sedan även värma upp på is och bekanta sig med känslan av att ha dräkten på sig. Efter detta kalibrerades systemet för varje ny åkare. Åkarna utförde sedan de efterfrågade hoppmomenten, där varje hoppmoment genomfördes tre gånger.

4.3.2.2 Uppskattning av mätfel

Från MVN Studio BIOMECH erhålls ingen direkt uppskattning av mätfelet för respektive kropps-segment. Varje sensor har dock en individuell mätnoggrannhet på 0.2 grader vid mätning av dess lutning och 0.5 grader vid mätning av sensorns riktning. Systemet ger dock ingen hög precision vid mätningar av globala koordinater, särskilt inte vid konståkning då åkaren glider på is med konstant hastighet. Detta beror på att systemet inte kan registrera en rörelse som sker utan acceleration. Vanligtvis är detta inget problem då programvaran kan kompensera vid normalt rörelsemönster med fotnedsättning. När en konståkare däremot glider på isen uppfattas detta inte som en rörelse i rummet.

4.4 Beräkningar av hoppmomentens parametrar

I detta avsnitt presenteras metoder för att vid rörelsemätning beräkna massfördelning och de parametrar som beskrivits tidigare i avsnitt 4.2.2. För att kunna göra beräkningar av dessa parametrar har två olika Matlab-program skapats; ett som hanterar data från de optiska mätningarna samt ett som gör beräkningar utifrån data från tröghetsmätningarna. I detta avsnitt beskrivs även hur projektgruppen har arbetat vidare för att testa och verifiera beräkningsmetoderna genom att jämföra beräkningsresultat med resultat från tidigare studier.

4.4.1 Import av data till Matlab

Från Qualisys programvara QTM har rådata från rörelsemätningar exporteras till Matlabs filformat MAT. Nödvändig information så som namn på markörer, markörernas position, inspelningens bildhastighet med mera kan på så sätt importeras till Matlab för att göra beräkningar. Den huvudsakliga koden är en funktionsfil som utifrån data från rörelsemätningar gör beräkningar av önskade parametrar. Det är således möjligt att anropa denna funktion med data för olika hopp för att sedan jämföra resultaten. Funktionsfilen finns i sin helhet i Bilaga B.

För att göra beräkningar och redovisa data från tröghetsmätningar med Xsens system skapades ett liknande Matlab-program. Eftersom data som exporteras från Xsens programvara MVN Studio BIOMECH är i XML-format användes Matlab-funktionen *xml_read* för att konvertera filerna till rätt format, alltså till en MAT-fil. Eftersom de huvudsakliga beräkningarna av positioner, vinklar, hastigheter och accelerationer görs direkt av MVN Studio behövdes inte efterbearbetning av data göras i lika stor omfattning som efter de optiska mätningarna. Funktionsfilen för beräkningar utifrån data från tröghetsmätningarna finns i Bilaga C.

4.4.2 Beräkningsmetod för massfördelning

För att kunna beräkna kroppens masscentrum vid rörelsemätning med Qualisys utrustning gjordes först en fördelning av kroppens massa på 14 markörer. Det är, som tidigare beskrivits, markörernas koordinater som registreras vid optisk rörelsemätning. Genom att dela upp åkarens totala massa på de 14 markörerna kunde därefter kroppens masscentrum beräknas. Dessa markörer placerades på kroppen likt den i Figur 17, med skillnaden att markörerna på höftlederna inte användes vid beräkningarna. Detta för att underlätta beräkningen av hur mycket av en kroppsdels massa som ska fördelas till en viss markör.

Utifrån artikeln *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters* [22] togs vartdera masscentrums läge först fram för fot, underben, lår, överkropp, överarm, underarm, hand och huvud. I artikeln är tabellvärden för massfördelningen av en människokropp angivna. Dessa värden är uppmätta på en kvinna som är 173.5 centimeter lång och väger 61.9 kilogram. Andelen av den totala

kroppsvikten för varje kroppsdel hämtades ur denna tabell för att bestämma massan för respektive kroppsdel. Utifrån massa per kroppsdel samt med varje enskilt masscentrums placering kunde massa sedan fördelas ut till respektive markör, se Tabell 2. Till exempel tilldelades markören på handleden förutom handens massa också en andel (46 %) av underarmens massa, medan markören på armbågen tilldelades resterande del av underarmens massa (54 %) samt en andel av överarmens massa (58 %). Anledningen till att markören på armbågen får en högre procentsats än den på handleden är att masscentrum för underarmen ligger närmare armbågen än handleden, vilket gör att en större massa allokeras till markören på armbågen.

Tabell 2: Allokerad massa samt massans andel av kroppsvikten för respektive reflexmarkör.

Markör	Allokerad massa [kg]	Andel av kroppsvikt
Handled	0.736	0.0119
Armbåge	1.373	0.0222
Axel	10.444	0.1687
Höft	11.313	0.1828
Knä	4.967	0.0802
Ankel	1.793	0.0290
Tå	0.321	0.0052

Att det enbart har gjorts beräkningar av masscentrum för kvinnor kan motiveras med att majoriteten av de konståkare som medverkat i projektet är av kvinnligt kön, i och med att det inom sporten konståkning finns fler kvinnliga än manliga utövare. Skillnaden mellan män och kvinnors masscentrum är dessutom så pass liten att den i det här fallet inte bör ha någon signifikant inverkan på resultatet. Detta eftersom mätfelen vid rörelsemätningarna sannolikt är större än eventuella fel på grund av skillnaden i tyngdpunktens läge män och kvinnor emellan.

Eftersom Xsens mätsystem använder en annan uppdelning i kroppssegment än den vid optisk mätning behövdes en annan massfördelning på kroppen användas vid tröghetsmätning, se Tabell 3. Massfördelningen är gjord utifrån samma princip och med samma data som referens. Skillnaden är att Xsens delar upp kroppen i 23 segment till skillnad från de tidigare 14. På grund av att Xsens gör en så detaljerad uppdelning i segment har en del av massorna satts till noll då segmentens massa inte gått att beräkna utifrån tillgängliga tabellvärden.

Tabell 3: Massfördelning vid beräkning utifrån resultat av tröghetsmätning.

Id.	Segment	Viktandel (%)	Id.	Segment	Viktandel (%)
1	Bäcken	12.47	**13**	Vänster Överarm	2.55
2	L5	0	**14**	Vänster Underarm	1.38
3	L3	0	**15**	Vänster Hand	0.56
4	T12	10.03	**16**	Höger Lår	14.78
5	T8	0	**17**	Höger Smalben	4.81
6	Nacke	0	**18**	Höger Fot	1.29
7	Huvud	6.68	**19**	Höger Tå	0
8	Höger Axel	10.04	**20**	Vänster Lår	14.78
9	Höger Överarm	2.55	**21**	Vänster Smalben	4.81
10	Höger Underarm	1.38	**22**	Vänster Fot	1.29
11	Höger Hand	0.56	**23**	Vänster Tå	0
12	Vänster Axel	10.04			

4.4.3 Tyngdpunktens position

Vid tröghetsmätning beräknas kroppens tyngdpunkt direkt av programvaran och behöver därmed endast läsas av ur mätdata. Vid optisk mätning måste denna beräkning istället göras i efterhand. För att beräkna tyngdpunkten hos åkaren anges först fördelningen av åkarens totala massa på de olika markörerna enligt avsnitt 4.4.2. Då massan och positionen för varje markör är känd beräknas därefter masscentrum för hela kroppen enligt ekvation (3).

$$\bar{r} = \frac{\sum m_i r_i}{m} \tag{3}$$

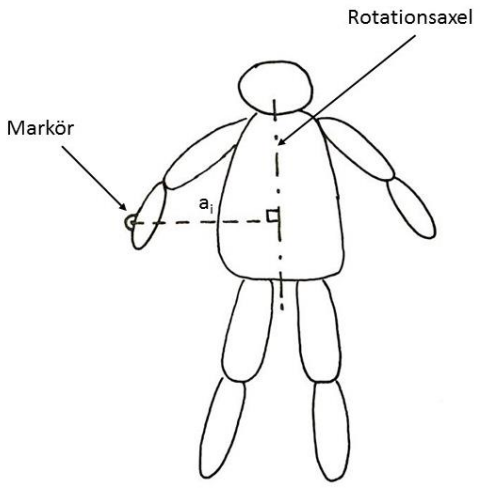
Där $\bar{r}$ är tyngdpunktens positionsvektor, m_i är massan för markör i, r_i är positionsvektorn för markör i och m är åkarens massa.

4.4.4 Tröghetsmoment

För att beräkna tröghetsmomentet används samma massfördelning som vid beräkning av tyngdpunkten i avsnitt 4.4.3. Tröghetsmomentet beräknas kring en rotationsaxel som går längs med åkarens ryggrad. Denna fås genom att beräkna mittpunkterna mellan markörerna på axlarna respektive höfterna och skapar en vektor mellan dessa. Denna vektor motsvarar således en linje parallellt med åkarens ryggrad vilket antas motsvara kroppens rotationsaxel vid ett konståkningshopp. Varje markörs vinkelräta avstånd till rotationsaxeln beräknas enligt ekvation (4) och visas i Figur 22.

$$a_i = \frac{|rotAxel \times Markör_i|}{|rotAxel|} \tag{4}$$

Där a_i är det vinkelräta avståndet från markör i till rotationsaxeln, $rotAxel$, och $Markör_i$ är en vektor mellan markörens position och punkten mitt emellan åkarens axlar, alltså en punkt på rotationsaxeln.



Figur 22: Beskrivning av avståndet mellan markör och rotationsaxel.

När avståndet till varje markör är beräknat fås sedan tröghetsmomentet av ekvation (5).

$$I = \sum m_i a_i^2 \tag{5}$$

Där I är tröghetsmomentet och a_i är det vinkelräta avståndet från massan m_i till rotationsaxeln.

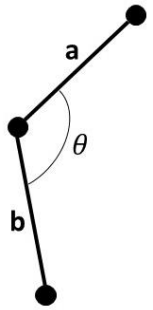
Det tröghetsmoment som används vid tröghetsmätningar på is är normerat med hjälp av åkarnas massa. Vid beräkningen av åkarnas tröghetsmoment har massan ett kilogram använts för samtliga deltagare. Detta för att få ett värde på tröghetsmomentet som är jämförbart mellan åkarna. Görs inte denna justering blir det svårare att jämföra resultaten eftersom en åkare som väger mer kommer att ha ett i grunden högre tröghetsmoment än en som väger mindre.

4.4.5 Vinklar

Vinklar i knäled, höftled, mellan höfter och axlar samt den roterade vinkeln beräknas alla med samma metod vid optisk rörelsemätning. Först skapas vektorer mellan de tre punkterna mellan vilka vinklar ska beräknas, se Figur 23. Vinkeln mellan två vektorer fås sedan av ekvation (6).

$$\theta = arccos\left(\frac{\boldsymbol{a} \cdot \boldsymbol{b}}{|\boldsymbol{a}||\boldsymbol{b}|}\right) \tag{6}$$

Där $\boldsymbol{a}$ och $\boldsymbol{b}$ är vektorer mellan markörernas positioner.



Figur 23: Illustration av vektorer och vinkel vid beräkning av vinklar mellan reflexmarkörer.

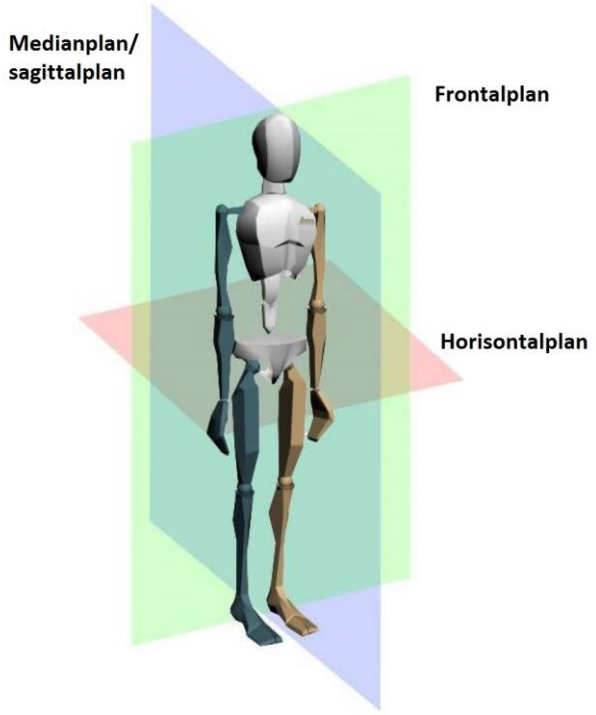
Vid tröghetsmätning fås vinklarna i modellens 22 ledpunkter direkt vid mätning. Beräkningar av ledernas vinklar behöver därför inte göras i efterhand. Vinklarna mäts i tre dimensioner enligt en standardmodell från International Society of Biomechanics (ISB). Denna modell bygger på en uppdelning av kroppen i tre plan, se Figur 24.

Medianplan/sagittalplan

Medianplan delar in kroppen i en lika stor vänster- och högerhalva. I detta plan sker all rörelse som sker mitt i kroppen, alltså längs med ryggraden. Om planet flyttas åt sidan kallas det istället sagittalplan och delar då alltså upp kroppen i en vänster- och högerhalva som inte är lika stora. I detta plan sker flexion och extension, det vill säga böjning och sträckning, av exempelvis axelled och höftled.

Horisontalplan
Horisontalplan delar in kroppen i en övre och nedre del. Dessa delar behöver inte vara lika stora och kan således flyttas för att beskriva rörelser i önskad led.

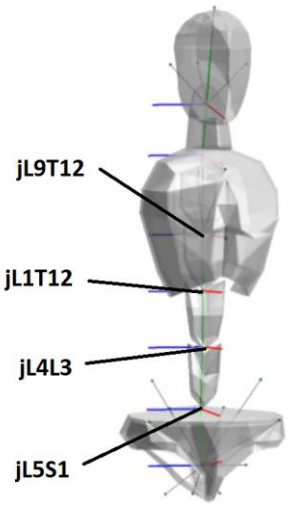
Frontalplan
Frontalplan delar in kroppen i en främre och bakre del som ej behöver vara lika stora. I detta plan sker abduktion och adduktion, alltså rörelser ut från respektive in mot kroppen.



Figur 24: Kroppsplan i den biomekaniska modellen enligt en standard ISB.

Utifrån dessa plan definieras ledernas rörelse som; abduktion/adduktion, vilket motsvarar att exempelvis armarna och benen förs isär respektive ihop; rotation, vilket motsvarar rotation axialt kring det ben som avses; flexion/extension, vilket motsvarar böjning i led (axel och armbåge i sagittalplan samt huvud, nacke och bål i medianplan). Vinkeln i varje led fås således med tre variabler som motsvarar ledens abduktion/adduktion, rotation samt flexion/extension.

Vinkeln i knän och den roterade vinkeln i höften fås, vid tröghetsmätning, direkt ur mätdata som flexion/extension respektive rotation. För beräkning av vinkeln mellan höft och axlar adderas rotationsvinkeln för alla leder (jL5S1, jL4L3, jLT12 och jL9T12) mellan höftbenet och bröstkorgen, se Figur 25.



Figur 25: Leder i den biomekaniska modellens ryggrad.

4.4.6 Hastighet och acceleration

För att få hastighet och acceleration utifrån de optiska mätningarna deriverades funktionen för positionen för tyngdpunkten en respektive två gånger. Genom att multiplicera derivatan med bildhastigheten fås tidsderivatan och därmed hastighet och acceleration i enheterna m/s och m/s^2. Anledningen till att tyngdpunkten valts för beräkning av dessa parametrar är att den på bästa sätt representerar kroppens totala rörelse. På så sätt blir det också enklare att jämföra olika konståkare trots att deras hopptekniker kan skilja sig åt på detaljnivå.

Vid tröghetsmätning mäts varje segments acceleration direkt av sensorerna. Vid mätningen integreras sedan accelerationen direkt och ger således även segmentens position som utdata.

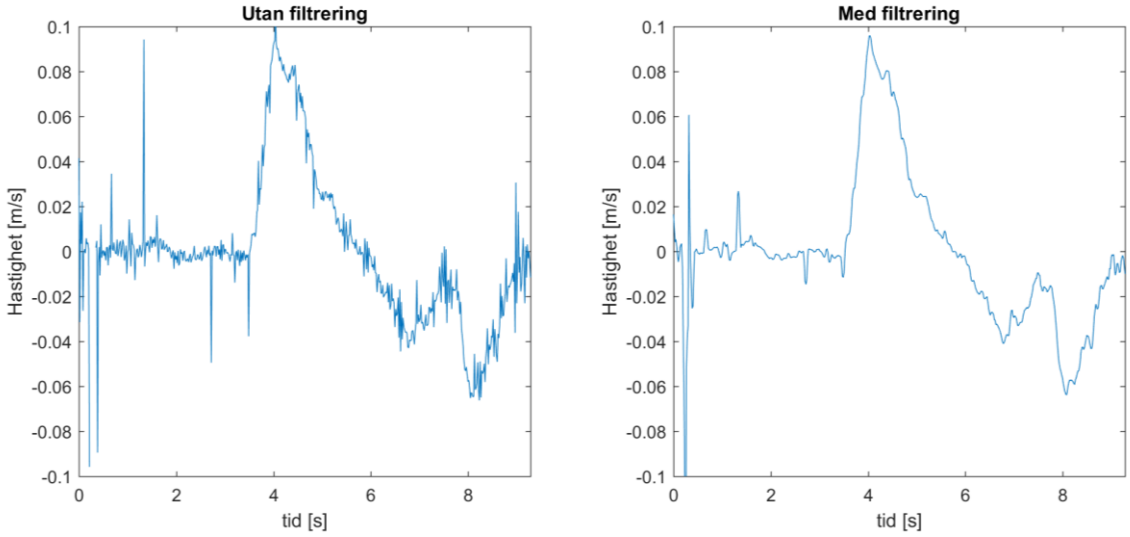
4.4.7 Vinkelhastighet

Åkarens vinkelhastighet är här definierad som höftbenets vinkelhastighet kring en vertikal axel genom kroppen, i linje med ryggraden. Vid optisk mätning beräknas denna genom att en vektor mellan markörerna på höger och vänster höft beräknas. Därefter beräknas vinkeln av höften i förhållande till en fast vektor i rummet vid varje tidpunkt. Genom att derivera funktionen för denna vinkel fås sedan höftens vinkelhastighet.

Vid tröghetsmätningar erhålls varje segments vinkelhastighet direkt och behöver således inte beräknas i efterhand. Även i detta fall har höftbenets vinkelhastighet använts som definition på kroppens totala rotation.

4.4.8 Filtrering av mätdata

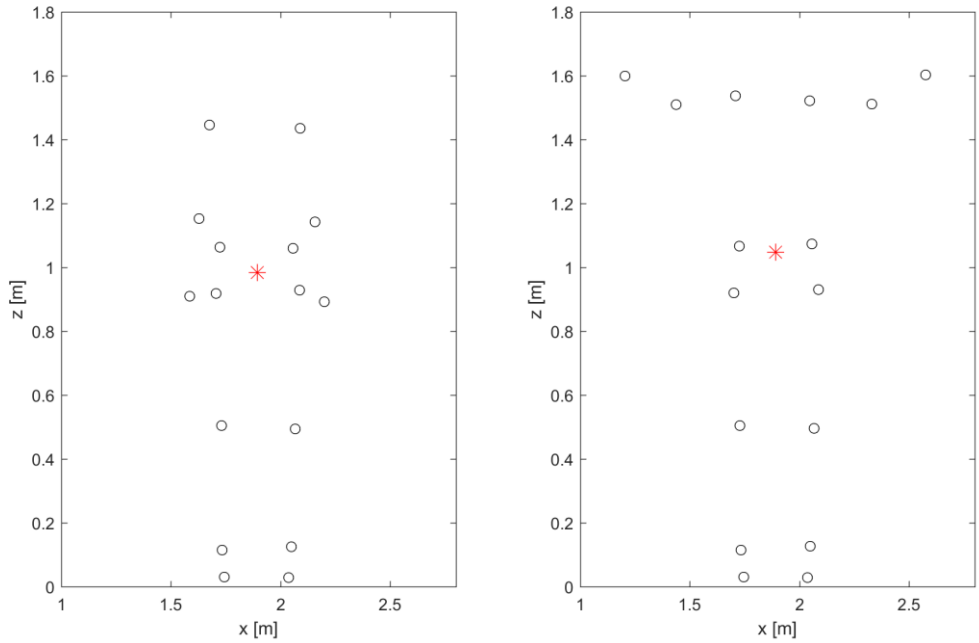
För att förhindra beräkningsfel och få tydligare resultat har alla mätresultat från optiska mätningar filtrerats med ett endimensionellt, rörligt medelvärdesfilter. Detta betyder att ett antal datavärden, beroende på vilken mätning som genomförts, har ersatts med dess medelvärde och på så vis resulterat i en jämnare kurva. Vid mätningar av markörernas positioner fås mätstörningar på utdata vilket påverkar beräkningarna. Detta mätbrus förstärks också ytterligare då data deriveras vid beräkning av hastighet och acceleration. Filtreringen har också som funktion att den fyller ut de områden i mätresultatet som blir tomma på grund av att markörerna inte registrerats vid alla tidpunkter. Ett exempel på resultatet av en sådan filtrering visas i Figur 26. I MVN Studio BIOMECH görs en liknande filtrering av mätdata direkt och behöver därför inte göras med Matlab i efterhand.



Figur 26: Jämförelse av filtrerat och ofiltrerat resultat vid optiska mätningar.

4.4.9 Test av beräkningsmetod för masscentrum och tröghetsmoment

För att testa beräkningsmetoderna gjordes mätningar i IVRL, som beskrivits i avsnitt 4.3.1. Vid testet mättes testpersonen med armarna hängandes rakt ned och sedan med armarna sträckta rakt ut från kroppen, i en så kallad T-position, för att utifrån det kunna beräkna masscentrums position. Resultaten jämfördes sedan med tidigare studier av människokroppens masscentrum. En figur av markörernas position sett framifrån kan ses i Figur 27. De svarta ringarna representerar markörerna placerade på kroppen och den röda asterisken visar var beräknat masscentrum befinner sig för de två olika positionerna. Till vänster i Figur 27 ses en grafisk representation av personen, sedd framifrån, stående med armarna hängandes längs med kroppen och till höger står samma person i en T-position.



Figur 27: Grafiska representationer av markörernas (svarta ringar) samt tyngdpunktens (röd asterisk) placeringar med armarna längs med kroppen (till vänster) respektive i T-position (till höger).

I Figur 27 ses hur masscentrum förflyttas när personen rör armarna uppåt och nedåt. Med armarna hängandes längs med sidan är tyngdpunktens position belägen något lägre än i T-positionen. Detta är rimligt då tyngdpunktens position bör förflyttas något uppåt när armarna gör det. Den beräknade positionen för masscentrum stämmer väl överens med en tidigare studie av tyngdpunktens läge för en stående människa. I artikeln *Design a Model for Human Body to Determine the Center of Gravity* [23] beräknades masscentrum för 25 olika personer. Genom att veta personernas totala längd och tyngdpunktens läge från marken kunde tyngdpunktens position bestämmas procentuellt. Tyngdpunktens höjd från marken i procent av kroppslängden varierade bland människorna i studien mellan 57-70 %, men där majoriteten av människornas tyngdpunkter låg mellan 57-60 % från marken. Vid mätningarna i IVRL var testpersonens totala längd 1.77 meter och masscentrum beräknades ligga på 1.04 meter från marken. I procent låg då tyngdpunkten för denna person på 58.8 % med armarna hängande längs med sidorna. Detta värde ligger väl inom intervallet för den tidigare studiens uppmätta värden vilket visar på att beräkningarna av masscentrum är rimliga.

Testet, som gjordes vid beräkning av masscentrum, användes även vid beräkningar av tröghetsmomentet. Då testpersonen stod i en T-position var tröghetsmomentet som störst vilket gav ett värde på 3.94 kgm^2. Med armarna uppsträckta över huvudet var tröghetsmomentet som minst, vilket gav 2.63 kgm^2. Dessa värden har sedan jämförts med värden från en tidigare studie. I artikeln *Geometry and Inertia of the Human Body* [24] beskrivs en studie gjord för att beräkna människors tröghetsmoment i olika positioner. I denna studie ingick 66 personer där alla var män. Värdet på tröghetsmomentet då en person står i en T-position var enligt studien 4.14 kgm^2. Då personen i projektgruppens test stående i samma position gav tröghetsmomentet 3.94 kgm^2 anses detta värde rimligt. I positionen med armarna uppsträckta över huvudet gav studien resultatet 1.25 kgm^2 i jämförelse med 2.63 kgm^2 som uppmättes i IVRL. Differensen här är något för stor för att direkt antas vara rimlig. En orsak till detta kan vara att testpersonen i laboratoriet inte helt sträckte upp armarna ovanför huvudet vilket kan ge ett något missvisande resultat. Dessutom var alla personer i studien

män, medan testpersonen i projektgruppen var kvinna. På grund av dessa faktorer ansågs ändå beräkningarna av tröghetsmomentet rimliga och användbara för vidare beräkningar. Framförallt bör metoden kunna fungera väl som ett sätt att jämföra tröghetsmomentet för olika åkare.

4.5 Analys av konståkningshopp utifrån mätdata

Efter beräkningar av de olika parametrarna gjordes analyser av konståkningshopp. I detta avsnitt beskrivs det hur dessa har genomförts. Data från mätningar har analyserats och utifrån detta har ett antal särskilt viktiga parametrar tagits fram. Utöver detta har experter inom konståkning intervjuats, dels för att få en förståelse kring hur rörelsemätning kan användas inom konståkning men också för att diskutera vilka parametrar som är viktiga att analysera.

4.5.1 Analys genom intervjuer med experter inom konståkning

Under projektets gång har intervjuer genomförts med experter inom konståkning. Efter testmätningen med Xsens utrustning kontaktades två konståkningsdomare, Amanda Azzopardi och Anna Nylén, vilka har licenser för att döma på alla nivåer i Sverige. Projektgruppen höll en öppen intervju med dem kring hur bedömningen av ett konståkningshopp går till. Men också för att höra deras tankar om projektet som helhet och kring att eventuellt använda tröghetsmätning som analysverktyg för hopp, både ur en domares och ur en tränares perspektiv.

En intervju genomfördes också med Eva Schönström-Wiliö, som är huvudtränare i Mölndals konståkningsklubb. Intervjun hölls för att höra hennes tankar om att använda tröghetsmätning som ett träningsredskap för att kunna analysera ett hopp. Även möjligheten att utifrån den biomekaniska modellen analysera ett hopp diskuterades.

Fokus för de båda intervjuerna var huruvida tröghetsmätning skulle kunna vara en användbar teknik inom konståkning, antingen för bedömning eller som träningsredskap. Detta berodde på att vid tillfällena för intervjuerna var det störst sannolikhet att en mätning på is skulle ske med Xsens teknik och utrustning.

4.5.2 Val av viktiga parametrar att analysera

Projektgruppen har genom analys av mätdata och genom intervjuerna kommit fram till att fyra parametrar är av största vikt att analysera i ett konståkningshopp. Dessa parametrar är hopphöjden, tröghetsmomentet, vinkelhastigheten och vinkeln mellan höfterna och axlarna. Hopphöjden är av betydelse i ett hopp eftersom ju högre hoppet är, desto längre tid har åkaren på sig att rotera i luften och hinna utföra hoppet på ett bra sätt innan åkaren intar landningsposition. För att åkaren ska hinna rotera i luften är tröghetsmomentet och vinkelhastigheten avgörande. För att rotera snabbare, och därmed hinna med fler rotationer, ska konståkaren ha en så sammanhållen och långsträckt position som möjligt. Detta medför att tröghetsmomentet bör minska samtidigt som vinkelhastigheten ökar. Därför kommer resultaten, som presenteras senare i kapitel 5, att redovisa de medverkande konståkarnas minsta tröghetsmoment respektive största vinkelhastighet under luftfärden. Den fjärde parametern, vinkeln mellan höfter och axlar (se Figur 12 i avsnitt 4.2.2 för tydligare förklaring av vinkeln), är av vikt att betrakta då det är denna vinkelförändring och rörelse strax innan upphoppet som påbörjar den rotation som sedan sker i luften. Denna vinkel presenteras både som en graf där hela hoppsekvensen redovisas samt som ett stapeldiagram. I stapeldiagrammet är det vridningen som åkaren gör precis innan upphoppet som avses.

För att undersöka förhållandet mellan åkarnas tröghetsmoment och vinkelhastighet har det minsta respektive största av dessa två värden jämförts för varje hopp. Detta för att undersöka hur väl teorin om dessa två parametrars samband stämmer.

4.6 Jämförelse av mättekniker för analys av konståkningshopp

För att avgöra vilket system som är mest lämpligt för analys av konståkningshopp har optisk mätning och tröghetsmätning jämförts. De olika mätningarna och testerna, som nämnts tidigare i rapporten, ligger till grund för jämförelsen. För optisk rörelsemätning gjordes flera typer av tester med olika system. Bland annat har en vanlig videoinspelning efterbearbetats och från denna har olika typer av parametrar kunnat hämtas. Andra system för optisk rörelsemätning har också testats både genom att genomföra mätningar på åkare utanför is samt genom att rigga upp och kalibrera olika typer av system. För att testa tröghetsmätningen genomfördes tester med olika typer av system både på och utanför is.

Förutom dessa jämförelser har även en jämförelse mellan de två metoder för rörelsemätning gjorts genom att de båda teknikerna användes samtidigt under en och samma mätning. Denna mätning utfördes i IVRL på en person som både hade en Xsens-dräkt och reflexmarkörer från Qualisys mätteknik på sig samtidigt. Den Xsens-utrustning som användes vid tillfället var av typen Link, vilket är den helkroppsdräkt som beskrivits tidigare i avsnitt 4.3.2.1. Efter att personen tagit på sig Link-dräkten placerades reflexmarkörerna ut på kroppen på samma sätt som under tidigare optiska mätningar, se Figur 17 i avsnitt 4.3.1.1. Det krävdes två kalibreringar, en för Xsens-systemet och en för Qualisys-systemet. När kalibreringarna var klara för båda systemen hoppade utövaren för denna rörelsemätning ett enkelhopp, det vill säga roterade ett varv i luften. På detta sätt kunde rörelsen mätas och spelas in i både MVN Studio BIOMECH och QTM. Från dessa mätdata beräknades sedan de fyra parametrarna: tröghetsmoment, vinkelhastighet, hopphöjd samt vinkel mellan höfter och axlar enligt de metoder som beskrivits tidigare.

Något som också har undersökts är hur användarvänligt respektive system är med tanke på aktuellt användningsområde. Tanken är att systemet ska kunna vara ett visuellt hjälpmedel för både tränare och åkare. Det är därför viktigt att undersöka hur snabb återkoppling det är möjligt att få, hur mobilt systemet är samt hur exakt det är. Det är också av intresse att undersöka vilka parametrar som är möjliga att ta fram genom de olika mjukvaruprogrammen och hur enkelt det är att ta fram dessa. En annan aspekt vid jämförelse av de olika systemen är i vilken grad de påverkar åkarens naturliga rörelse.

5 Resultat

Kapitlet innehåller en beskrivning av de resultat som har erhållits under projektets gång. Det som beskrivs är resultaten från de två typerna av rörelsemätning, optisk mätning och tröghetsmätning, samt jämförelse mellan dessa. Resultaten redovisas i text, tabeller och grafer. I detta kapitel redovisas även resultatet av de analyser som gjorts utifrån mätresultaten. Dessa analyser är till stor del gjorda utifrån de intervjuer som gjorts med experter inom konståkning.

5.1 Rörelsemätning

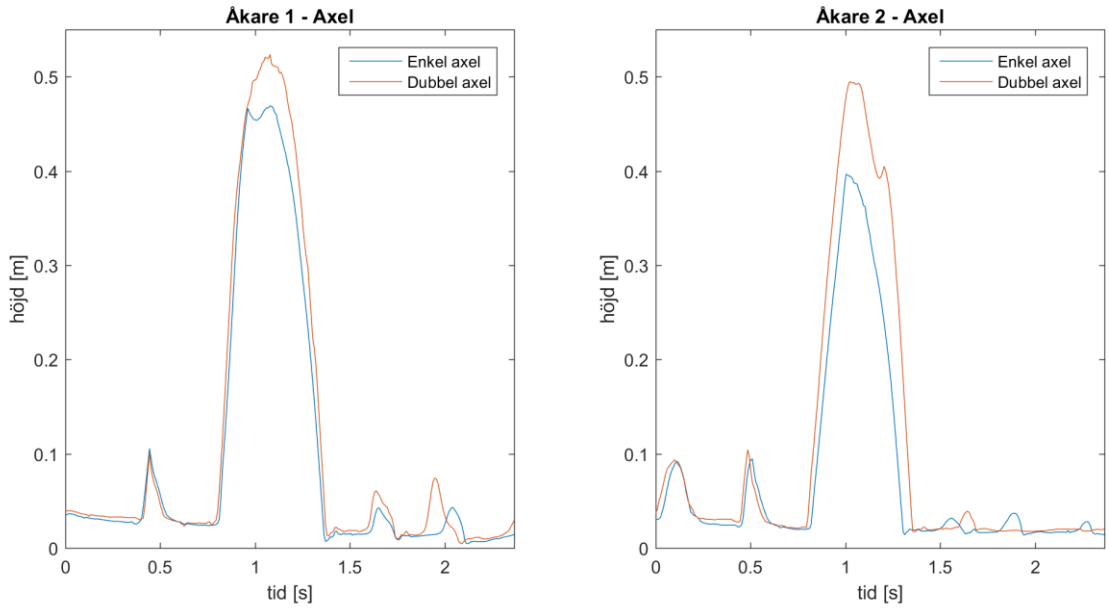
De mätningarna som har genomförts under arbetets gång och som beskrivits tidigare är de två olika rörelsemätningarna: optisk mätning och tröghetsmätning. Som tidigare nämnts gjordes de optiska mätningarna på golv i IVRL medan tröghetsmätningarna genomfördes på is i Åby Ishall. I avsnitten nedan redovisas de resultat som erhölls vid dessa två mätningar samt analys av resultaten. Resultaten presenteras för de fyra parametrarna för de två hoppmomenten, axel och ögel. Dessa parametrar är hopphöjden, tröghetsmomentet, vinkelhastigheten samt vinkeln mellan höfterna och axlarna.

5.1.1 Optisk mätning

Vid de optiska mätningarna utförde två åkare enkel- och dubbelhopp av såväl axel som ögel på golv, likt hur hoppen i vanliga fall utförs på is. För ögel utfördes även trippelhopp. I alla tabeller och figurer i detta avsnitt är de två åkarna benämnda som åkare 1 och åkare 2. Samtlig information om deltagande åkare så som kön, ålder och längd finns i Bilaga D.

5.1.1.1 Hopphöjd

I Figur 28 ses två grafer över fotens höjd över marken för åkare 1 respektive åkare 2 i både en enkel och dubbel axel.



Figur 28: Fotens höjd i enkel och dubbel axel för respektive åkare.

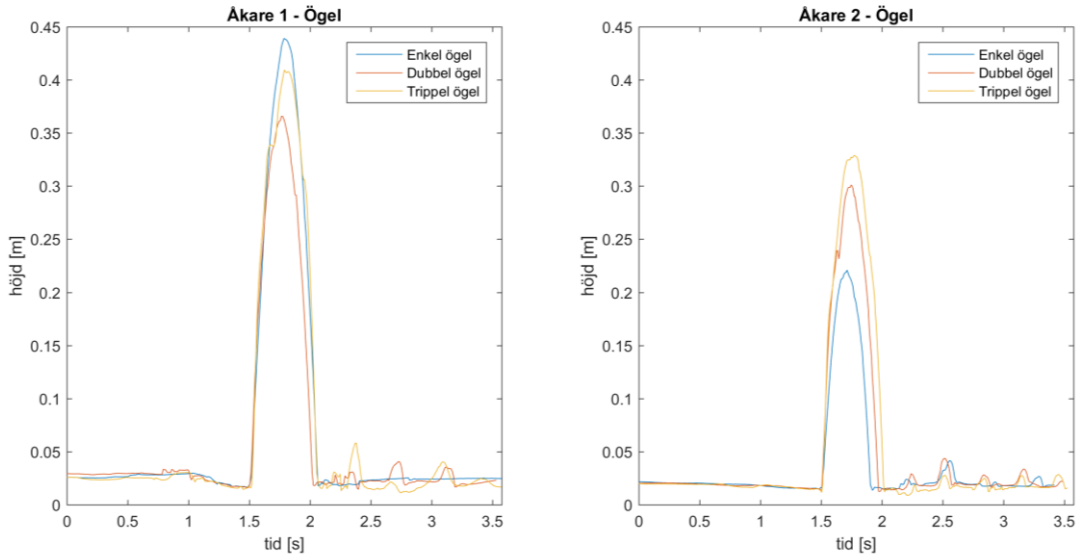
De största topparna i graferna ovan visar luftfärden under de olika hoppmomenten. De blå kurvorna representerar fotens höjd i enkel axel och de röda motsvarande dubbel axel. Det är här höjden av den fot som befinner sig på lägst höjd under hoppet som visas i graferna. Vid analys av hopphöjden är det av störst intresse att jämföra den maximala hopphöjden åkaren har under hoppet. Denna hopphöjd är listad i Tabell 4 för enkel och dubbel axel för respektive åkare.

Tabell 4: Maximala hopphöjden i axelhoppen för de två åkarna.

	Enkel axel	Dubbel axel
Åkare 1	0.48 m	0.53 m
Åkare 2	0.38 m	0.44 m

Figur 28 och Tabell 4 visar att hopphöjden har liten inverkan på antalet varv som roteras av de två åkarna. Detta eftersom hopphöjden endast ökar marginellt mellan enkel och dubbel axel för både åkare 1 och 2. Det går även att utläsa att åkare 1 hoppar högre i båda axelhoppen än vad åkare 2 gör. Genom analys av videofilmer och data visade det sig att båda åkarna hann rotera fullt ut innan landningen vilket innebär att åkare 1 inte behöver rotera lika fort i luften som åkare 2 till följd av den högre hopphöjden.

I Figur 29 är hopphöjden åkarna hade i ögelhoppen uppmätta på samma sätt som för axelhoppen.



Figur 29: Fotens höjd i enkel, dubbel och trippel ögel för respektive åkare.

Här har åkarna förutom enkel och dubbel även genomfört trippel ögel, vilket representeras av de gula kurvorna i graferna. Den maximala hopphöjden för varje ögelhopp och åkare visas i Tabell 5.

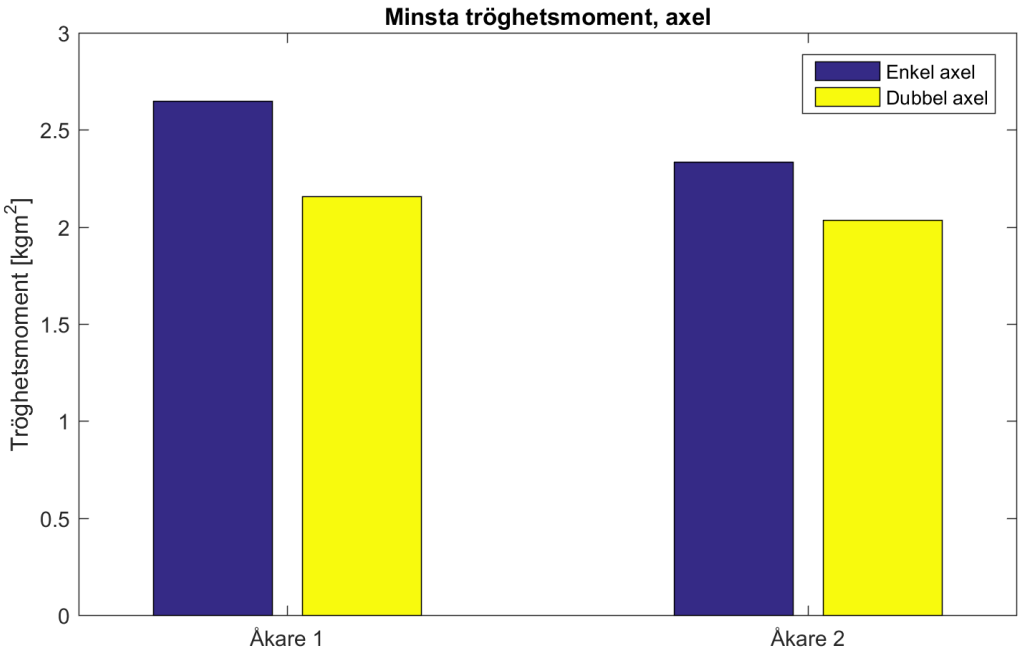
Tabell 5: Maximala hopphöjden i ögelhoppen för de två åkarna.

	Enkel ögel	Dubbel ögel	Trippel ögel
Åkare 1	0.44 m	0.36 m	0.42 m
Åkare 2	0.22 m	0.30 m	0.33 m

Figur 29 och Tabell 5 visar att åkare 1 hoppar högst vid en enkel ögel och lägst vid en dubbel ögel. Åkare 2 hoppar dock högre ju fler varv som ska roteras i hoppet. Det går därför inte, utifrån detta resultat, att uttala sig om hopphöjden generella påverkan på åkarnas hopp. Vid jämförelse av åkarna går det att se att åkare 1 har högre hopphöjd i alla ögelhopp. Men då åkare 2 även i ögelhoppen hann rotera helt innan landningen innebär det att hopphöjden ändå var tillräcklig.

5.1.1.2 Tröghetsmoment

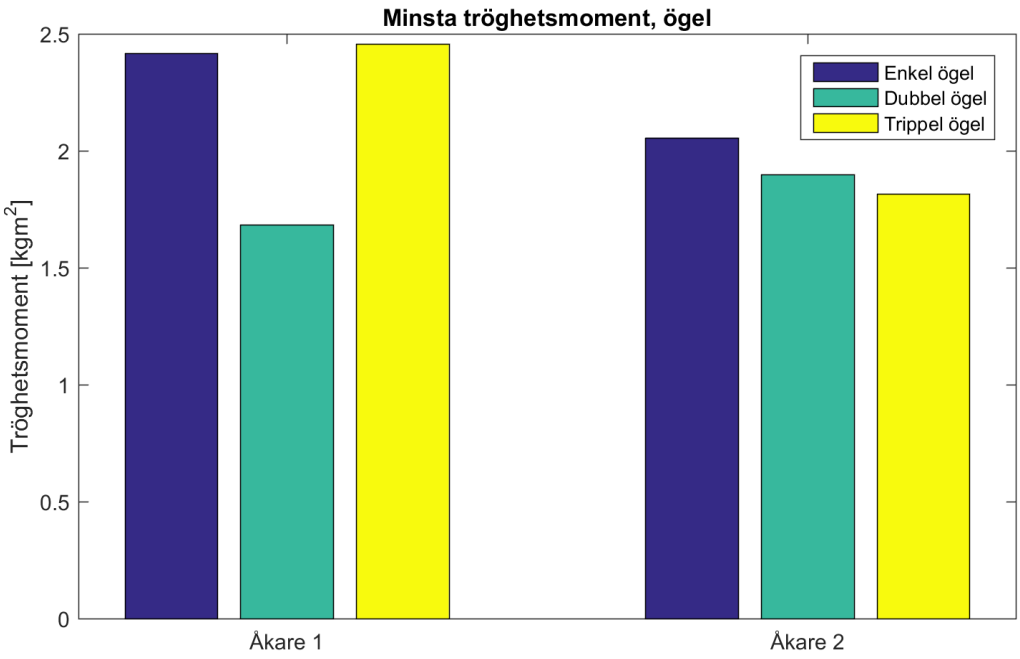
Det minsta tröghetsmomentet åkarna hade i axelhoppen går att se i stapeldiagrammet i Figur 30.



Figur 30: Respektive åkares minsta tröghetsmoment under luftfärden i enkel och dubbel axel.

Här representerar de blå staplarna det minsta tröghetsmomentet i en enkel axel för respektive åkare, medan de gula staplarna representerar tröghetsmomentet i en dubbel axel. Stapeldiagrammet visar att både åkare 1 och 2 har större tröghetsmoment för enkel axel än vad de har för dubbel axel. Detta innebär att för ökat antal rotationer intar åkarna en mer sammanhållen och långsträckt position, och därmed minska tröghetsmomentet, i luften för att hinna rotera.

Åkarnas minsta tröghetsmoment under luftfärden har även analyserats för enkel, dubbel och trippel ögel. Detta presenteras i stapeldiagrammet i Figur 31.

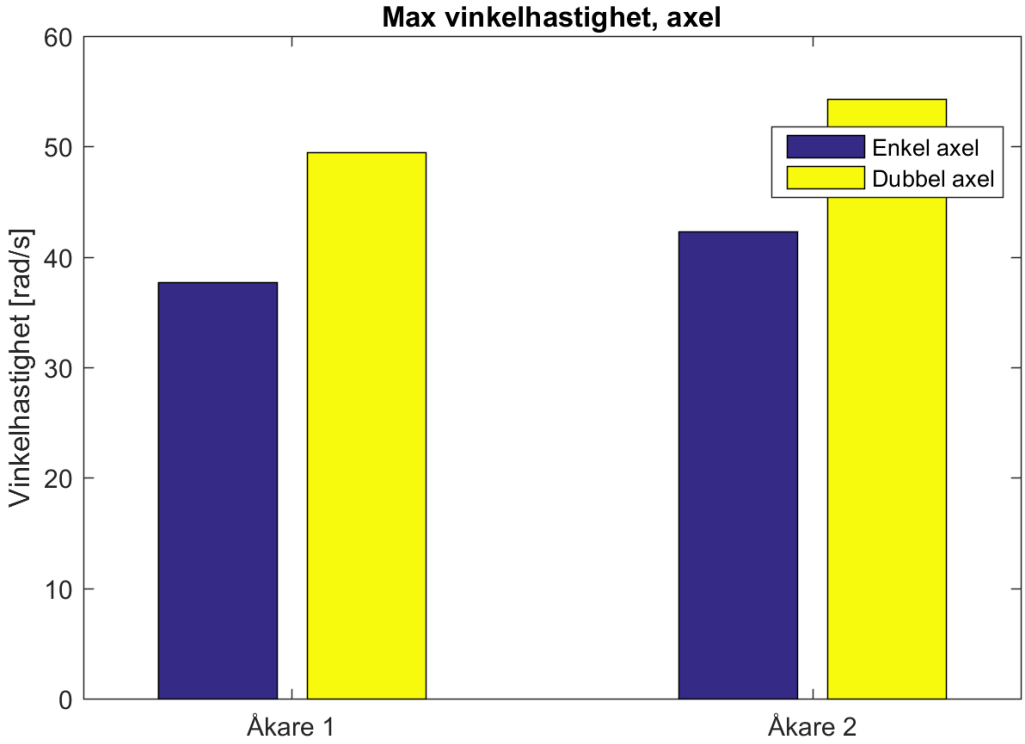


Figur 31: Respektive åkares minsta tröghetsmoment under luftfärden i enkel, dubbel och trippel ögel.

Här visar de blå staplarna tröghetsmomentet för enkel ögel, de gröna för dubbel ögel och de gula för trippel ögel. Minsta tröghetsmomentet för åkare 2 är under alla tre hoppen snarlika och ligger på knappt 2 kgm^2. För åkare 1 skiljer sig däremot det minsta tröghetsmomentet för de tre hoppen mer. Medan tröghetsmomentet för enkel och trippel ögel är snarlika (cirka 2.3-2.4 kgm^2) är tröghetsmomentet för dubbel ögel betydligt mindre och ligger på cirka 1.6 kgm^2. Åkare 1 har större tröghetsmoment än åkare två, förutom vid dubbel ögel. Som visats tidigare är hopphöjden högre för åkare 1 vilket förklarar varför denne åkare inte behöver hålla en lika sammanhållen och långsträckt position för att hinna rotera.

5.1.1.3 Vinkelhastighet

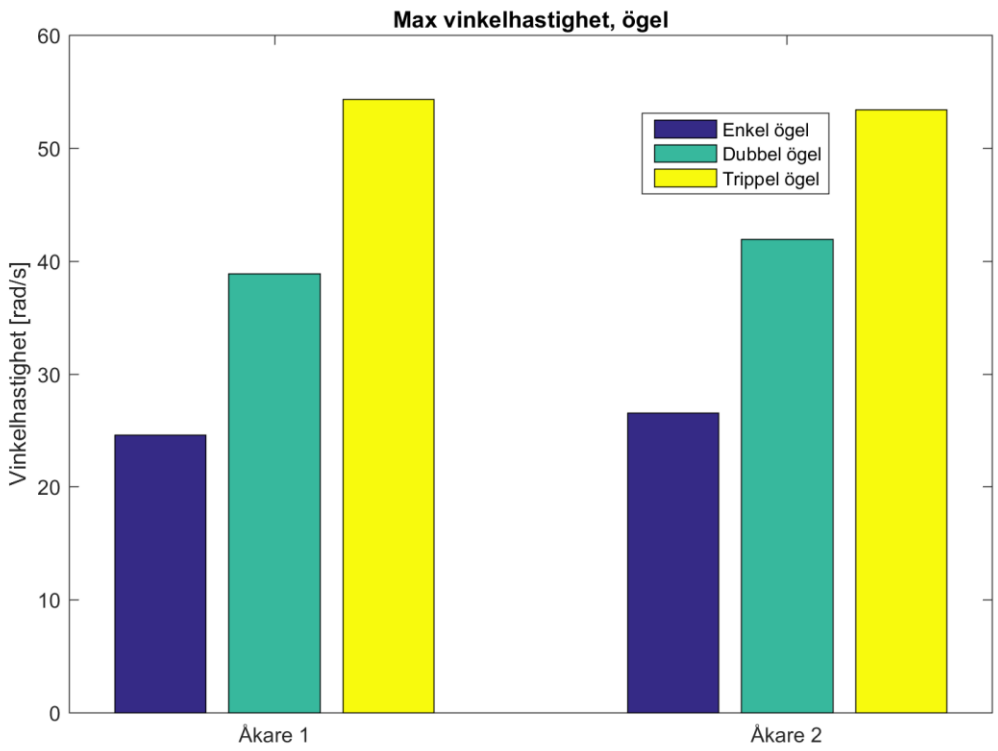
I Figur 32 visas vinkelhastigheterna för de två åkarna under enkel och dubbel axel.



Figur 32: Respektive åkares maximala vinkelhastighet under luftfärden i enkel och dubbel axel.

Ur diagrammet går det att utläsa att för både åkare 1 och 2 ökar den maximala vinkelhastigheten något vid ökat antal roterade varv i hoppen. Denna ökning är dock mer tydlig för åkare 1 än för åkare 2. Resultaten visar också att de båda åkarna ökar vinkelhastigheten ungefär lika mycket för att klara dubbelhoppet.

På samma sätt som för axelhoppen har den maximala vinkelhastigheten åkarna har i ögelhoppen studerats. Resultaten från detta går att se i Figur 33.

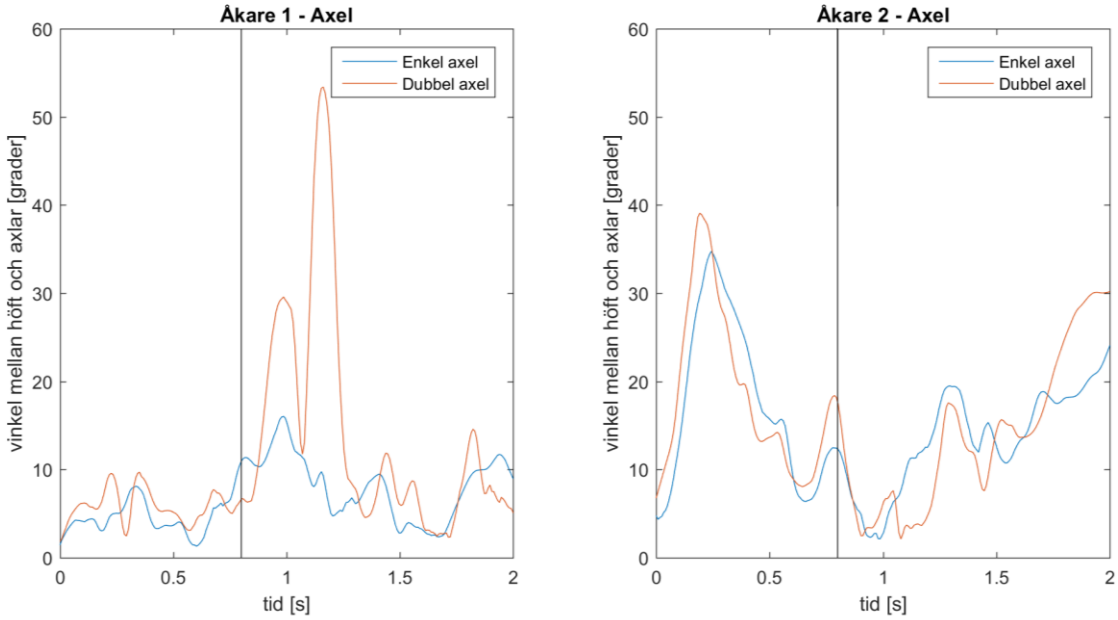


Figur 33: Respektive åkares maximala vinkelhastighet under luftfärden i enkel, dubbel och trippel ögel.

Här går det att se att ju fler roterade varv hoppen består av, desto större maximal vinkelhastighet har båda åkarna. Diagrammet visar även att åkarna har en ökning av vinkelhastighet i samma storleksordning för varje nytt varv som ska roteras. Detta är rimligt med tanke på att de båda åkarna är i luften ungefär lika länge.

5.1.1.4 Vinkel mellan höfter och axlar

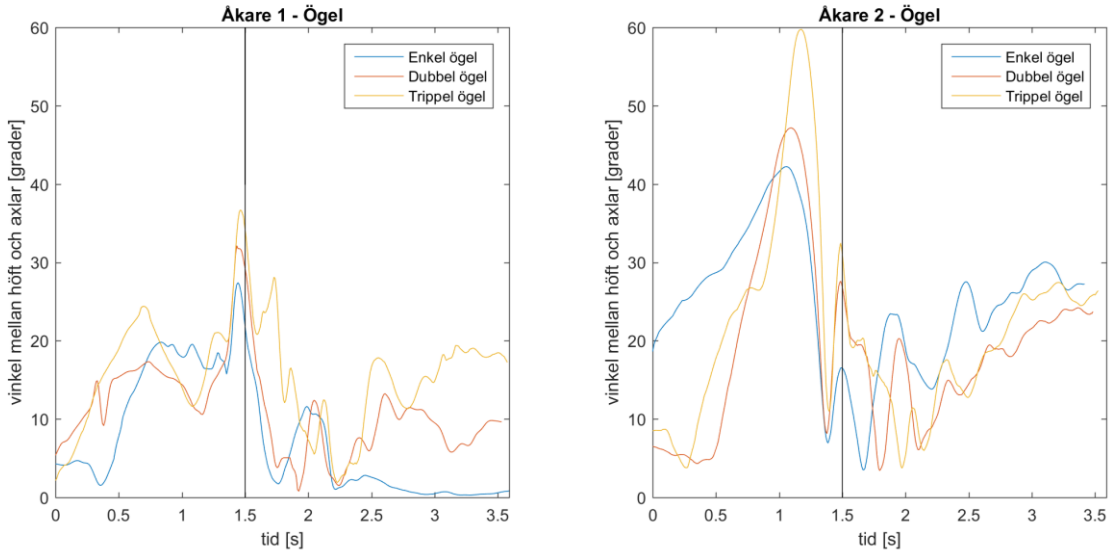
Värdena för vinkeln mellan höfterna och axlarna som erhölls vid mätningarna på de två åkarna för enkel respektive dubbel axel kan ses i Figur 34.



Figur 34: Vinkeln mellan höfterna och axlarna vid enkel och dubbel axel för respektive åkare.

Här representerar den svarta, vertikala linjen den tidpunkt då upphoppet sker, alltså då åkaren lämnar golvet. Det går att utläsa att för åkare 2 är vinkeln mellan höfterna och axlarna som störst något innan upphoppet. Vinkeln är större vid en dubbel axel än vad den är för en enkel axel. Detta representeras av de höga topparna precis i början i grafen till höger. För åkare 1 är vinkeln vid dubbel axel som störst vid landningen, vilket går att utläsa från toppen som uppstår strax efter en sekund i grafen till vänster. Vid enkel axel blir vinkeln aldrig särskilt stor för åkare 1.

Vid mätningarna av enkel, dubbel och trippel ögel för de två åkarna erhölls graferna i Figur 35 som visar vinkeln mellan höfterna och axlarna.



Figur 35: Vinkeln mellan höfterna och axlarna vid en ögel för respektive åkare.

Från dessa två grafer är det tydligt att vinkeln mellan höfterna och axlarna är som störst precis innan upphoppet. Även här representerar den svarta, vertikala linjen tidpunkten då upphoppet sker. Vinkeln är större ju fler varv i hoppen som roteras, vilket gäller för både åkare 1 och 2. Detta beror på att åkarna använder en vridning i överkroppen för att generera den extra vinkelhastighet som krävs för att rotera flera varv.

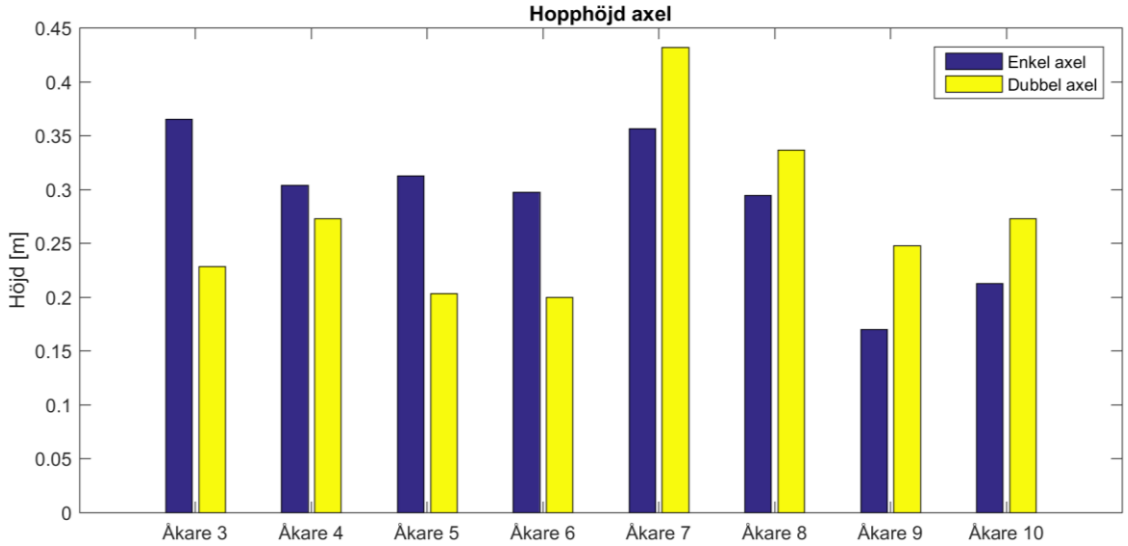
Graferna visar även på en skillnad i åkarnas koordination av vinkeln mellan höfterna och axlarna. Åkare 1 har sin maximala vridning precis vid tidpunkten för upphoppet medan åkare 2 har sin maximala vridning i ett tidigare skede i hoppet.

5.1.2 Tröghetsmätning

Resultaten av tröghetsmätningarna som gjordes på is i Åby Ishall presenteras här i text och grafer för de två hoppmomenten, axel och ögel. I stapeldiagrammen i de kommande avsnitten representerar de blå staplarna enkelhopp och de gula staplarna representerar dubbelhopp. I diagrammen benämns de deltagande åkarna under tröghetmätningarna som åkare 3 till och med åkare 10, totalt åtta åkare. Fullständig åkarinformation så som kön, ålder och längd återfinns i Bilaga D.

5.1.2.1 Hopphöjd

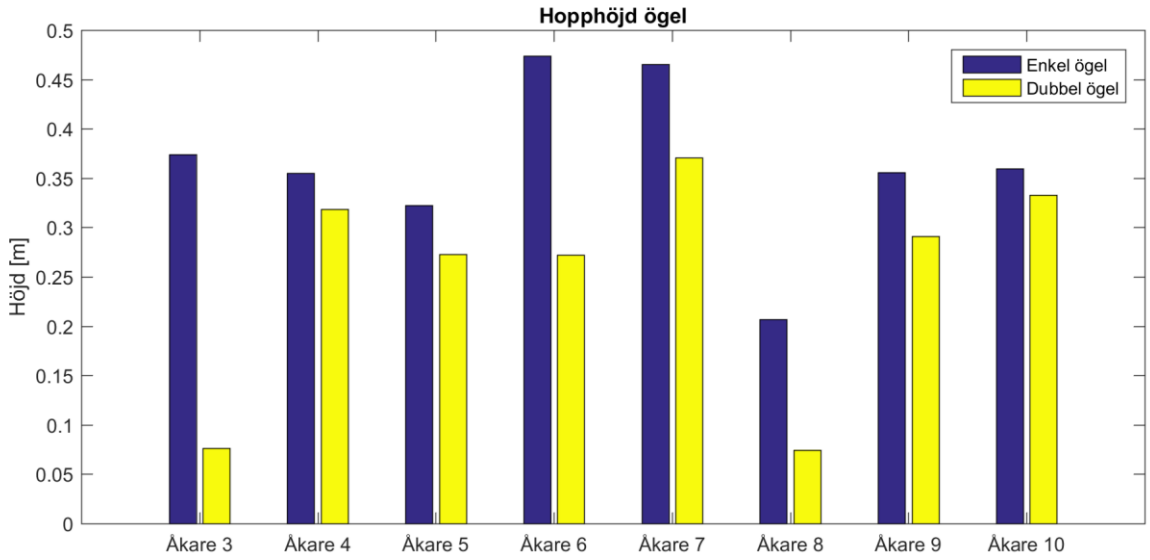
Den maximala hopphöjden, alltså tyngdpunktens förflyttning i höjdled, uppmättes hos de åtta åkarna. De olika höjderna jämfördes därefter såväl mellan åkarna som mellan åkarnas individuella hopp. I Figur 36 visas ett stapeldiagram över varje åkares hopphöjd i en enkel och dubbel axel.



Figur 36: Åkarnas maximala hopphöjd vid enkel och dubbel axel.

I diagrammet går det att utläsa att det finns stora skillnader i den maximala hopphöjden åkarna emellan. Den som hoppar högst i en enkel axel är åkare 3 medan åkare 7 hoppar överlägset högst i en dubbel axel. Åkare 3 till och med åkare 6 hoppar högre i en enkel axel än vad de gör för en dubbel. De övriga fyra åkarna hoppar istället högre när de utför en dubbel axel. Resultaten visar i och med detta inte på någon generell korrelation mellan hopphöjd och antal roterade varv vid axelhopp.

Resultaten från den uppmätta maximala hopphöjden i enkel och dubbel ögel finns presenterade i stapeldiagrammet i Figur 37.

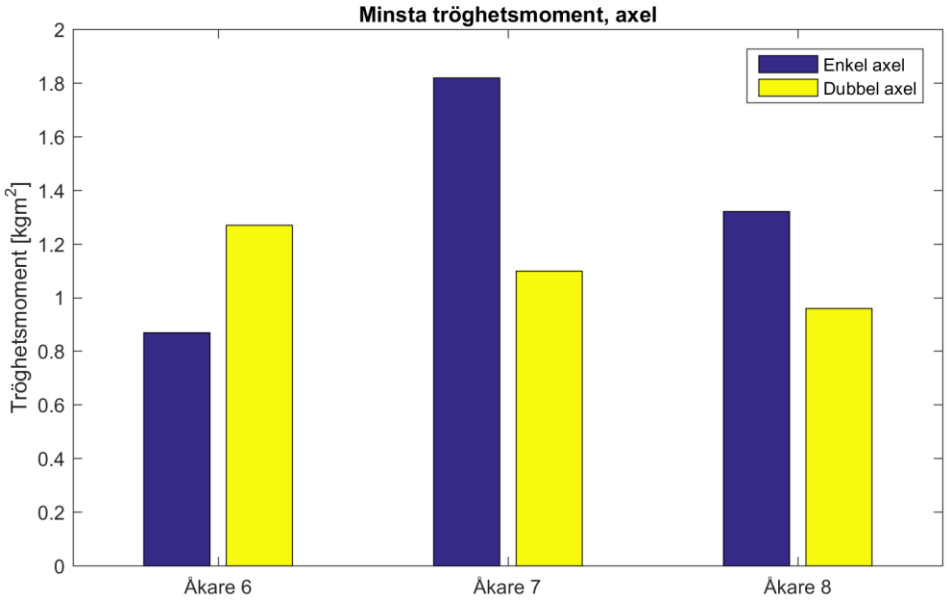


Figur 37: Åkarnas maximala hopphöjd vid enkel och dubbel ögel.

Här är det åkare 6 som hoppar högst vid enkel ögel medan åkare 7 hoppar högst vid dubbel ögel. Det som skiljer sig här jämfört med axelhoppen är att samtliga åtta åkare hoppar högre i en enkel ögel än vad de gör i en dubbel ögel. Enligt Azzopardi och Nylén skulle det kunna förklaras av att det krävs mer styrka ju fler rotationer som ska utföras. Mer energi går då åt till att skapa rotation istället för höjd. De åkare vars skillnad mellan enkel och dubbel ögel är liten har därför större chans att klara även en trippel ögel eftersom deras marginal i hopphöjden är större. För några av åkarna är skillnaden i hopphöjd mellan enkel och dubbel inte så stor, men för några andra är denna skillnad betydligt större. Åkare 4 och åkare 10 har bäst förutsättningar att klara en trippel enligt denna teori.

5.1.2.2 Tröghetsmoment

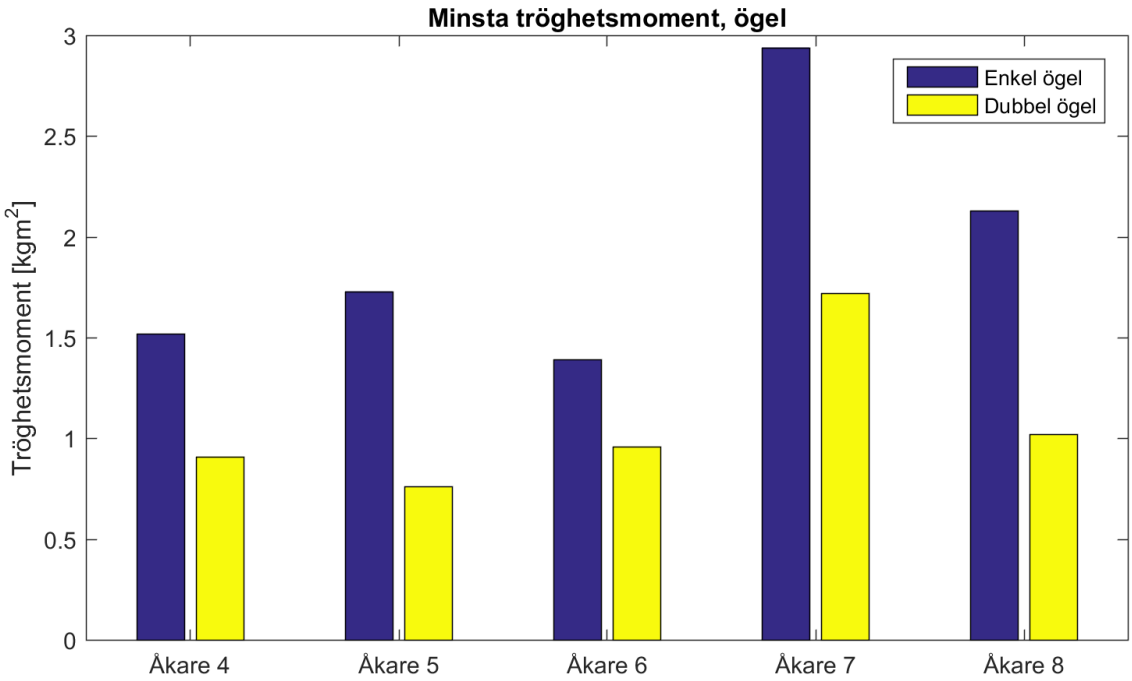
Varje konståkares minsta tröghetsmoment beräknades utifrån mätningarna och jämförelsen dem emellan finns presenterade för både axel- och ögelhopp nedan. Anledningen till att inte data för alla åtta åkare finns presenterade är att för fem av åkarna var inte mätresultaten tillräckligt exakta för att användas (se avsnitt 6.4 för vidare diskussion kring detta). I Figur 38 presenteras minsta tröghets-moment för de tre åkare vid utförande av enkel och dubbel axel.



Figur 38: Åkarnas minsta tröghetsmoment i enkel och dubbel axel.

För åkare 6 är minsta tröghetsmomentet för enkel axel mindre än vad det är för dubbel axel. Tvärtom är det för resterande åkare som har större minsta tröghetsmoment för enkel än för dubbel axel. Till följd av för få mätresultat, på grund av mätfel, är det svårt att dra några generella slutsatser utifrån dessa resultat. Dessa mätfel uppkom till följd av kalibreringsfel.

Det minsta tröghetsmomentet registrerades även för enkel och dubbel ögel och visas i Figur 39. Här presenteras mätresultat för fem åkare.

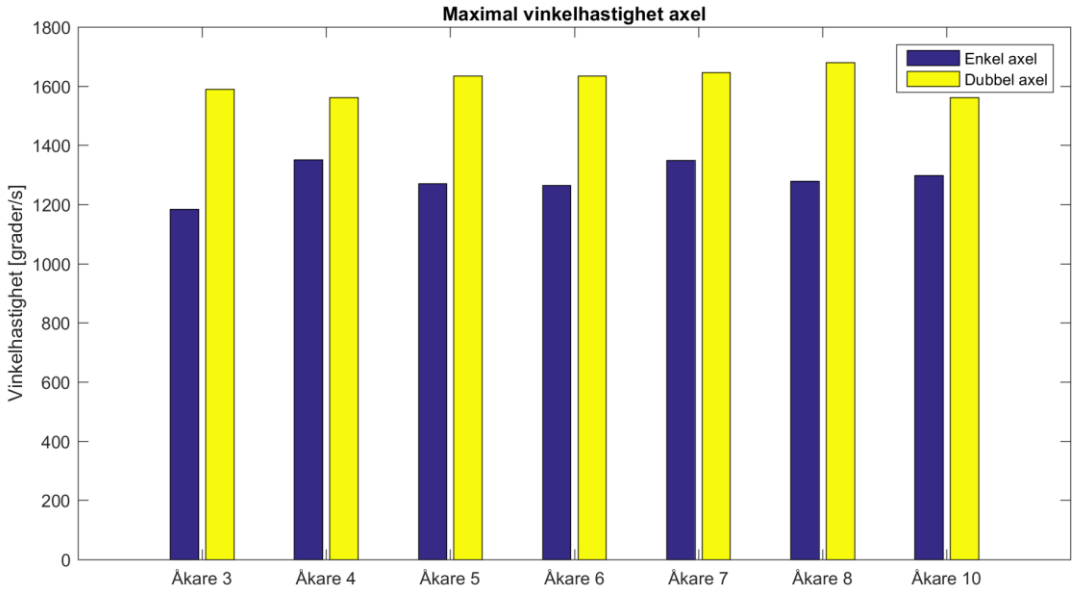


Figur 39: Åkarnas minsta tröghetsmoment i enkel och dubbel ögel.

För samtliga åkare var minsta tröghetsmomentet mindre i dubbel ögel än för enkel ögel. Detta beror på att konståkarna håller en mer sammanhållen och långsträckt kroppsposition i luften när de roterar fler varv. Det resulterar i sin tur i ett mindre tröghetsmoment. Tröghetsmomentet i enkel respektive dubbel är ungefär lika stort för alla åkare förutom för åkare 7, som alltså inte har en lika sammanhållen position i luften. Åkare 7 var även en av de åkare som hoppade högst i ögel, vilket är förklaringen till att åkare 7 inte måste hålla en lika sammanhållen och långsträckt position som de övriga åkarna.

5.1.2.3 Vinkelhastighet

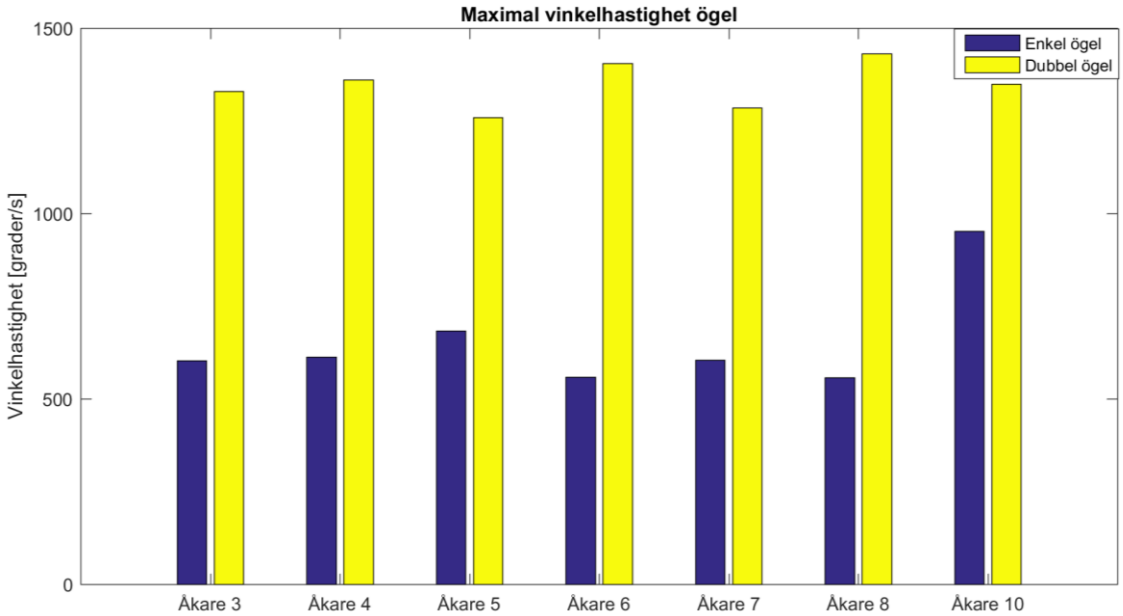
I Figur 40 visas ett stapeldiagram över den maximala vinkelhastigheten i en enkel och dubbel axel.



Figur 40: Åkarnas maximala vinkelhastighet i enkel och dubbel axel.

Här finns inga resultat för åkare 9 presenterade på grund av mätfel. Diagrammet visar att samtliga åkares vinkelhastigheter ökar för ökat antal rotationer. Detta kan förklaras med att ju fler rotationer som hoppet består av, desto högre vinkelhastighet måste åkaren ha för att hinna rotera klart innan landningen. Resultatet visar att samtliga åkare har en ungefär lika stor vinkelhastighet vid enkel respektive dubbel axel.

I Figur 41 visas resultaten för den maximala vinkelhastigheten i enkel och dubbel ögel. Precis som vid axelhoppen saknas data för vinkelhastigheten för åkare 9.



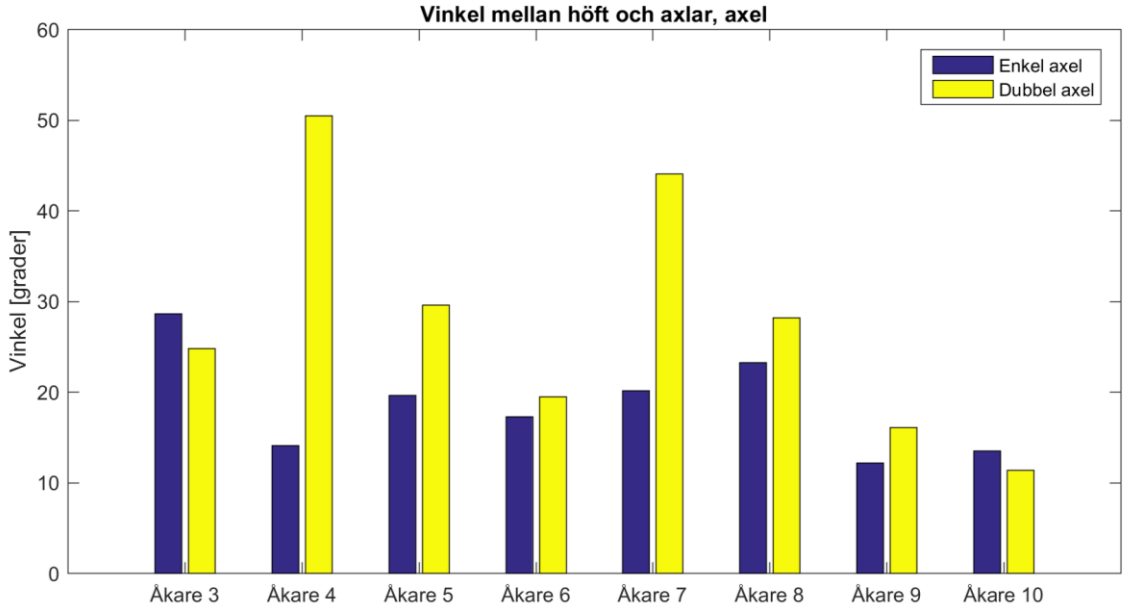
Figur 41: Åkarnas maximala vinkelhastighet i enkel och dubbel ögel.

Diagrammet visar att samtliga åkare har större maximal vinkelhastighet vid dubbel ögel än vid enkel. Dessutom dubblerar alla, förutom åkare 10, nästan sin vinkelhastighet mellan enkel och dubbel ögel.

Vid enkel axel har alla åkare högre maximal vinkelhastighet jämfört med en enkel ögel. Anledningen till detta är att enkel axel är en rotation på ett och ett halvt varv medan åkarna vid enkel ögel endast roterar ett varv. Detsamma går att se vid jämförelse av dubbelhopp av axel och ögel.

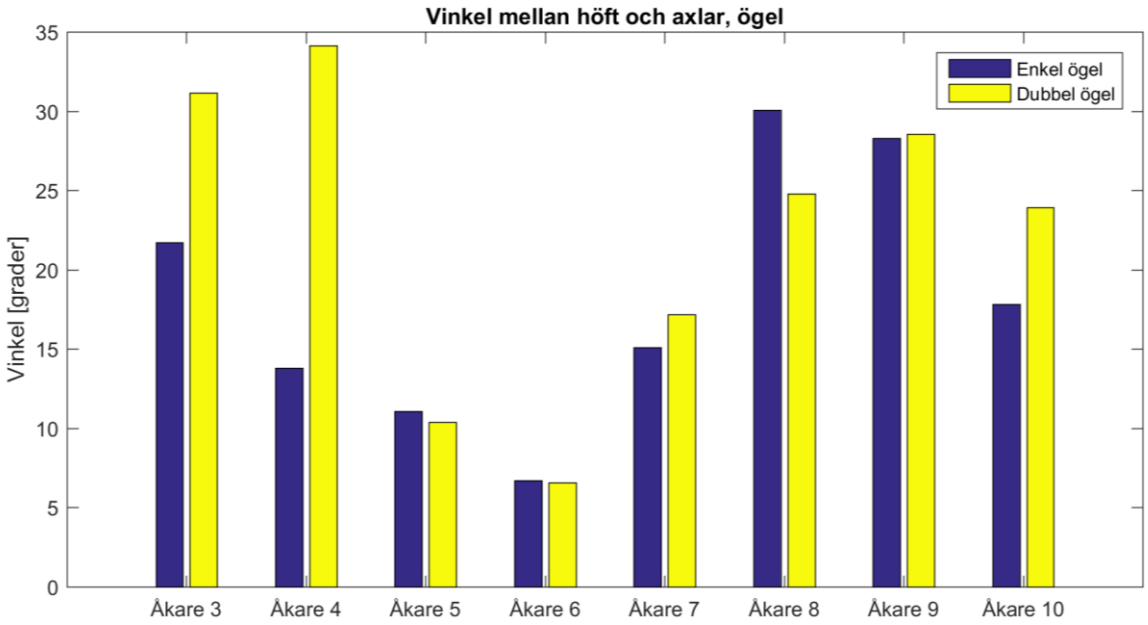
5.1.2.4 Vinkel mellan höfter och axlar

Jämförelser mellan åkarnas vinkel mellan höfter och axlar vid enkel och dubbel axel visas i Figur 42. Värdena som redovisas är vinkeln på den vridning åkarna gör vid upphoppet. Mätningarna visar att åkarna generellt har en större vridning i överkroppen vid dubbelhopp jämfört med enkelhopp. Alltså genererar åkarna en större vinkelhastighet genom att precis innan upphoppet skapa en större vridning i överkroppen.



Figur 42: Skillnad i vinkel mellan höfter och axlar vid axelhopp.

I Figur 43 visas jämförelser mellan åkarnas vinkel mellan höfter och axlar vid enkel och dubbel ögel. Resultaten visar att åkarna inte hade någon generell tendens till mer eller mindre vridning i överkroppen vid enkelhopp jämfört med dubbelhopp. Åkarna använder alltså inte en ökad rotation i överkroppen för att generera den ytterligare vinkelhastigheten som krävs vid en dubbel ögel.

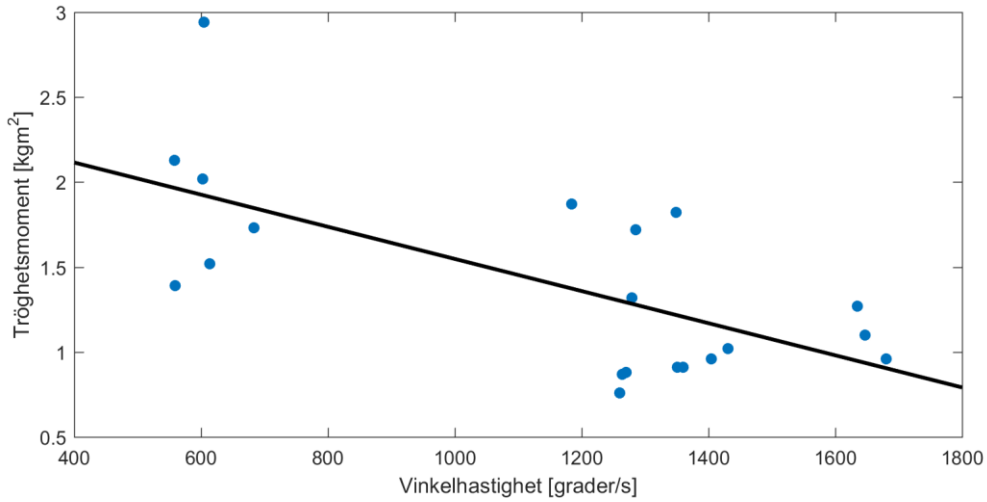


Figur 43: Skillnad i vinkel mellan höfter och axlar vid ögelhopp.

Att ha en liten vridning av kroppen vid upphoppet är, enligt Azzopardi och Nylén, det som eftersträvas för att få en så hög poäng som möjligt. Om åkaren har en stor vridning innan upphoppet bedöms det visserligen som tekniskt korrekt, men kan få en lägre poäng vid den estetiska bedömningen. Att de två staplarna för en åkare ligger nära varandra kan således indikera att hoppen är väl utförda med avseende på denna bedömningsaspekt.

5.1.2.5 Tröghetsmomentet som funktion av vinkelhastigheten

I Figur 44 visas, för varje hopp, förhållandet mellan åkarnas vinkelhastighet och tröghetsmoment. De felaktiga mätvärdena på tröghetsmomentet som nämnts tidigare har även här exkluderats. I figuren är en trendlinje dragen som tydliggör sambandet mellan de två parametrarna. Resultatet visar att åkarna vid en ökad vinkelhastighet har ett minskat tröghetsmoment. Detta resultat stödjer den teori som presenterades i avsnitt 4.2.3.3 om att en mer sammanhållen och långsträckt position, och därmed mindre tröghetsmoment, används för att öka vinkelhastigheten. Det är alltså avgörande att minska sitt tröghetsmoment för att kunna öka sin vinkelhastighet. Detta leder i sin tur till en bättre förmåga att klara fler rotationer vilket har visats i avsnitt 5.1.2.3.



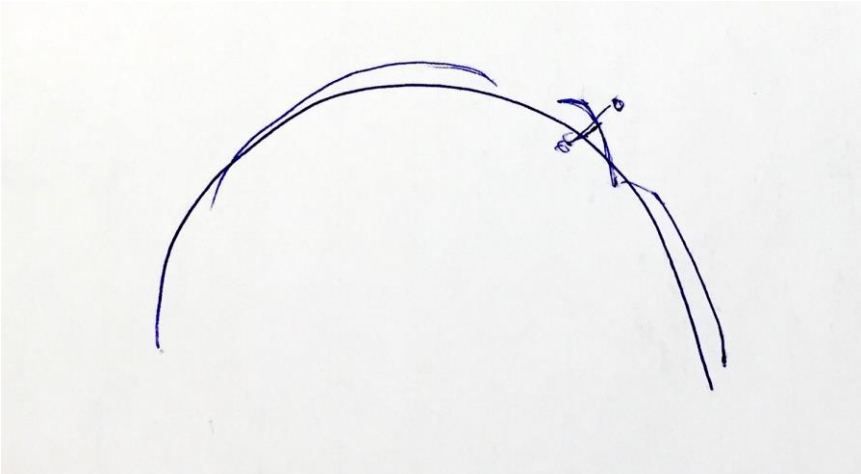
Figur 44: Tröghetsmoment i förhållande till vinkelhastigheten.

5.2 Analys av konståkningshopp

Genom intervjuer med experter inom konståkning och projektgruppens egna tolkningar av mätdata har analyser av hoppmomentens olika parametrar genomförts. Parametrarna är, som nämnts tidigare, hopphöjden, tröghetsmomentet, vinkelhastigheten och vinkeln mellan höfterna och axlarna.

Det som gör ett bra hopp, enligt Schönström-Wiliö, är hastigheten in i hoppet, träffen av upphoppet, hopphöjden och när i luften rotationen sker. Det går att likna ett konståkningshopp med flera andra sporter som innehåller hoppmoment, exempelvis kan vikten av att träffa upphoppet rätt jämföras med backhoppning. Hur en konståkare vid upphoppet omvandlar hastigheten i horisontalled till en rörelse i vertikalled kan jämföras med ett höjdhopp. Samordningen och koordinationen av kroppens rörelser är också av stor vikt vilken kan påverkas av dagsformen och i vilken situation åkaren befinner sig i, exempelvis under en tävling.

Enligt Schönström-Wiliö ska åkaren dessutom eftersträva att utföra hoppet på en båge i enlighet med den i Figur 45, där åkaren under upphoppet riktar kroppen, höfter och axlar, ut från bågen för att sedan landa bakåt på ett ytterskär och på så sätt fortsätta på den påbörjade bågen.



Figur 45: Bågen ett konståkningshopp eftersträvas att utföras på, sedd uppifrån.

Azzopardi och Nylén bekräftade höjdens betydelse för ett konståkningshopp. De berättade även om hur en konståkare ska ”hänga i luften”, och därmed ge ett intryck av att stå still i höjdled. Detta innebär att höjden ska vara så pass hög att åkaren roterar på uppvägen i luften så att hoppet är färdigroterat på toppen av luftfärden. Rotationen måste alltså hinna slutföras innan det är dags att ”fånga” landningen.

5.3 Jämförelse mellan mättekniker

Efter att ha gjort tester med både optisk rörelsemätning och tröghetsmätning har de två teknikerna jämförts för att avgöra vilken som lämpar sig för analys av konståkningshopp. Jämförelserna bygger på resultat och erfarenheter från tester samt intervjuer med konståkningsdomare och tränare. Det har även gjorts en jämförelse teknikerna emellan genom att använda såväl Xsens tröghetsmätningssystem som Qualisys optiska mätutrustning samtidigt. I detta avsnitt redovisas resultatet av dessa jämförelser.

5.3.1 För- och nackdelar med de två mätteknikerna

Det finns flera för- och nackdelar avseende de två systemens användarvänlighet. Mycket beror på vilket område systemet ska användas inom. För konståkning kan både optisk mätning och tröghets-mätning vara lämpligt. En nackdel med optisk mätning är det faktum att kameror måste placeras ut kring mätområdet. För att täcka en hel is behövs ett stort system med många kameror, för att inte mätområdet ska bli för begränsat. Dessa kameror behöver sedan kopplas ihop och kalibreras, vilket är en process som kan ta ett par timmar. Sådan utrustning riskerar också att störa åkaren eftersom den kan behöva placeras på isen. Utrustningen är på så sätt mindre mobil i och med att systemet är begränsat till den kalibrerade volymen. Dessutom är systemet svårt att flytta på då det måste kalibreras om på nytt varje gång en kamera ändrar position. Vid tröghetsmätning är mätområdet betydligt mer flexibelt. Begränsningen som finns då är den trådlösa sändarens räckvidd, vilken är omkring 100 meter i öppen miljö. Det krävs då heller ingen utrustning på isen som riskerar att störa åkaren.

Optisk rörelsemätning har fördelen att åkarens position och rörelser kan mätas med hög precision i globala koordinater. Detta är något som inte är möjligt med tröghetsmätning eftersom åkaren glider över isen med konstant hastighet, alltså utan acceleration. Vid konståkningshopp är denna globala position dock av mindre betydelse eftersom det är kroppsdelarnas position i förhållande till varandra som är av störst intresse att studera. Den parameter som eventuellt skulle kunna vara av intresse att mäta, men som inte kan registreras vid tröghetsmätning, är åkarens horisontella hastighet längs med isen.

Reflexmarkörerna, vars rörelse registreras med hjälp av kameror, måste fästas på kroppen på exakta ledpunkter och kroppsdelar för att mätningen ska bli så precis som möjligt. Det optiska systemet kräver att det inte förekommer några andra reflektioner än de som uppkommer genom reflexmarkörerna. Att genomföra mätningar med hög precision innebär därför tidskrävande och svåra förberedelser. Sensorerna som används vid tröghetsmätning tar cirka tio minuter att ta på sig följt av ett par minuter för kalibrering. Då Xsens Link-dräkt används är det anvisat var på dräkten sensorerna ska placeras med hjälp av kardborrefästen. Det innebär att det inte krävs någon extra tid till att placera sensorerna på ett precist ställe.

Fördelarna med tröghetsmätning är flera, bland annat är systemet flexibelt och lätthanterligt. Det är mobilt och är inte svårt att flytta till olika lokaler. I Xsens programvara MVN Studio BIOMECH fås även en biomekanisk modell av en människa direkt under mätningen och data behöver, till skillnad från optisk mätning, inte bearbetas i efterhand. Systemet är dock känsligt för yttre störningar i form av magnetfält. Detta är dock inget problem vid mätning av konståkare.

Nackdelar med båda systemen är att de kan påverka åkarens naturliga rörelser. Det optiska systemet kan störa genom de markörer som placeras ut på kroppen och tröghetssystemet genom den dräkt med sensorer som bärs. Batteriet och sändaren i Xsens Link-system gjorde också att några av åkarna kände sig tyngre och att det på så sätt krävdes mer av dem när de utförde hoppmomenten.

Kostnaden för respektive system är hög. För ett komplett optiskt system är kostnaden ungefär det dubbla jämfört med tröghetsmätning. Detta för att det krävs flera kameror för att täcka den stora mätvolym som behövs för projektets användningsområde.

I Tabell 6 sammanfattas dessa styrkor och svagheter för respektive system.

Tabell 6: För- och nackdelar med tröghetsmätning och optisk mätning.

Mätteknik / Parameter	Tröghetsmätning	Optisk mätning
Användarvänlighet	+	-
Mobilitet	+	-
Mätprecision	-	+
Kostnad	+	-

5.3.2 Jämförelse mellan mätresultat från de två mätsystemen

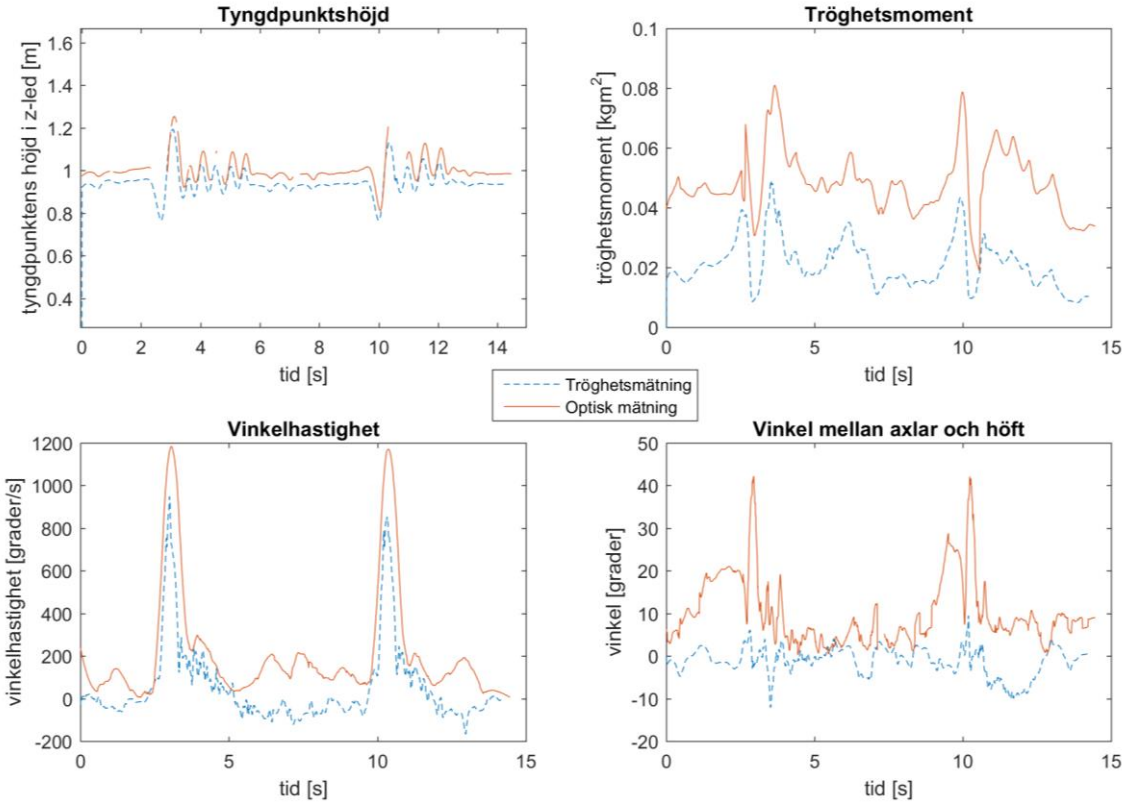
I Figur 46 visas mätresultaten av tyngdpunkt, tröghetsmoment, vinkelhastighet samt vridning mellan höfter och axlar för de två systemen. Graferna över tyngdpunktens höjd från marken visar att resultatet från den optiska mätningen (röd heldragen linje) stämmer väl överens med resultatet från tröghetsmätningen (blå streckad linje). Att de två kurvorna skiljer sig något i höjdled, cirka 6 centimeter, kan förklaras av att de metoder som använts för att beräkna tyngdpunktens position skiljer sig åt mellan de två mätsystemen. Vid tröghetsmätning beräknas denna direkt av mjukvaran. Vid optisk mätning måste beräkningen av tyngdpunkten göras i efterhand genom att fördela kroppens massa mellan de två mätpunkterna, se avsnitt 4.4.2. Eftersom denna beräkning görs utifrån en mass-fördelning på 14 punkter, jämfört med de 23 segmenten som använts vid tröghetsmätning, blir resultatet mindre exakt.

Resultaten visar att graferna för tröghetsmomentet följer varandra väl. Att det även här är skillnad i grafernas höjd kan förklaras med samma resonemang som ovan. Skillnaden här är större till följd av att tröghetsmomentet per definition beräknas med hjälp av kvadraten av markörernas avstånd till rotationsaxeln, se avsnitt 4.4.4. Varje beräkningsfel som uppstår till följd av det mindre antalet mätpunkter blir därför större.

Resultatet av jämförelsen av vinkeln mellan höfter och axlar visar att de två graferna inte följer varandra lika väl som de övriga parametrarna. Anledningen till att skillnaderna här är större är att metoderna som används i de två systemen skiljer sig något åt. Vid tröghetsmätning mäts vinklarna i ett antal leder längs med ryggraden (se Figur 25 i avsnitt 4.4.5). Genom att addera vridningen av dessa

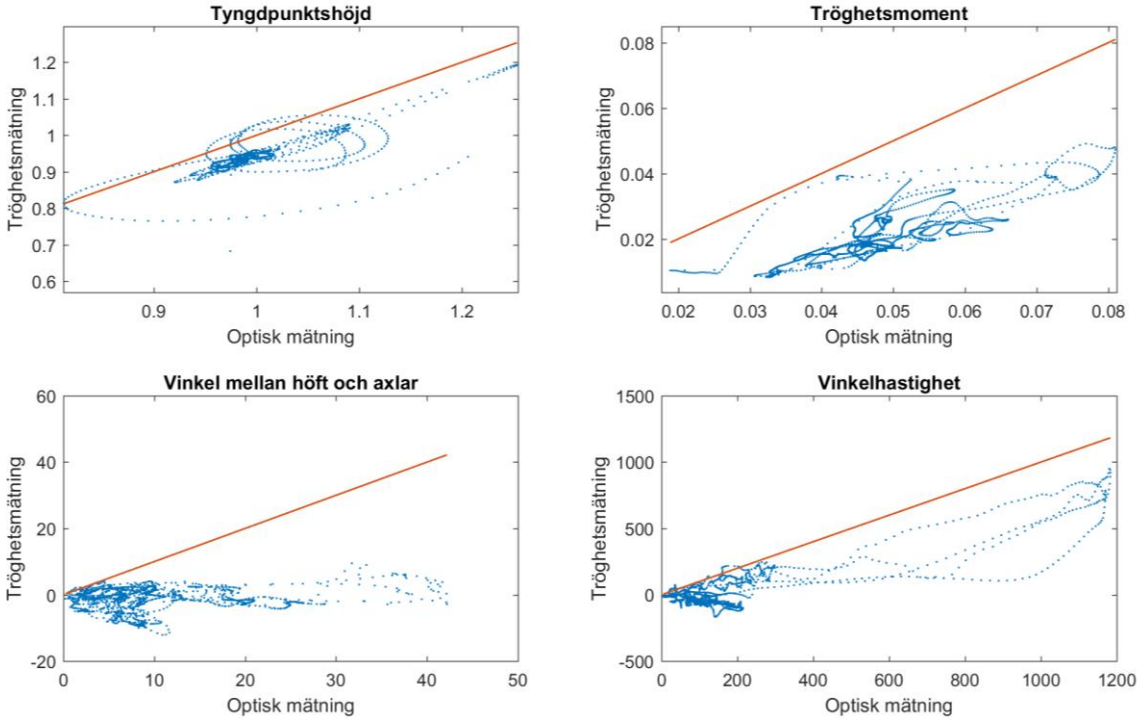
leder kan den totala vinkeln mellan bäckenet och överkroppen beräknas. Vid optisk mätning används istället vinkeln mellan axlar och höfter som definition av denna vinkel. Eftersom axlarna i regel vrider sig mer än bröstkorgen, då överkroppen roterar, förklarar detta varför vinkelhastigheten blir större vid optisk mätning. Vid optisk mätning fås dessutom endast absolutbeloppet av vinkeln vilket är ännu en förklaring till skillnaden mellan de två resultaten.

Även vinkelhastigheten skiljer sig något mellan de två mätsystemen. Detta beror på skillnader vid beräkningar av vinklar. Båda systemen mäter rotationen i höften, men med olika metoder. Vid tröghetsmätningen fås vinkelhastigheten utifrån orienteringen av bäckenbenet. Vid optisk mätning används istället markörer placerade på utsidan av höfterna för att beräkna vinkeln. Detta ger upphov till vissa skillnader i mätresultat, vilket kan förklara skillnaden i grafen i Figur 46.



Figur 46: Resultatet från jämförelsen av Xsens och Qualisys system för rörelsemätning.

I Figur 47 visas mätresultatet från de två mätteknikerna i förhållande till varandra. Den röda linjen representerar det teoretiskt optimala mätresultatet. Skulle de två mätteknikerna ge exakt samma resultat skulle således mätresultaten (de blå markeringarna) ligga på den röda linjen. Figuren visar att tröghetsmätningar ger ett lägre värde på samtliga parametrar. Precis som det visats i Figur 46 stämmer mätresultaten bäst överens för tyngdpunktshöjden. Enligt Figur 47 ger de två mätteknikerna mer lika resultat för låga mätvärden. Alltså är de två teknikerna mindre jämförbara vid höga mätvärden.



Figur 47: Skillnader i mätresultat mellan tröghetsmätning och optisk mätning.

6 Diskussion

I detta kapitel diskuteras planeringen inför projektet, följt av metoden och genomförandet. Även resultatet diskuteras, samt dess felkällor och på vilka sätt dessa skulle kunna undvikas. Då projektet varit så pass explorativt fanns i början många möjliga riktningar som projektet skulle kunna ta, men som på grund av tidsbegränsningen inte var genomförbara. Dessa och andra möjliga inriktningar som uppkommit under projektets gång presenteras och diskuteras under vidareutveckling senare i detta avsnitt.

6.1 Planering och målformulering

Projektet hade från början som mål att komma fram till vilka tekniska aspekter som avgör kvaliteten på ett konståkningshopp. När projektet planerades och konkretiserades, i enlighet med värdemodellen [1], fördjupades kunskapen om svårigheten och den tid det skulle ta att genomföra ett sådant arbete. På så sätt fattades beslutet att låta projektet ta en mer begränsad riktning. Den nya inriktningen blev istället att finna tekniska metoder lämpliga för att mäta konståkningshopp. Utifrån sådana mätningar var planen att sedan göra analyser av hopptekniken utifrån mätdata. Eftersom det visade sig svårare än väntat att finna lämpliga metoder för rörelsemätning blev analysdelen av projektet inte så omfattande som planerat.

Den primära planen var att en kontakt med företaget Qualisys AB skulle leda fram till en optisk rörelsemätning på is. Yttre omständigheter gjorde dock att detta inte var möjligt, vilket försenade arbetet något. De första mätningarna med optisk mätteknik gjordes istället i ett laboratorium. Tanken var att dessa mätningar skulle utgöra en grund för att senare använda utrustningen till mer realistiska mätningar på is. Mätningarna i laboratoriet visade sig ge realistiska resultat. På så sätt fanns en tydlig reservplan om en optisk mätning på is inte skulle vara möjlig att genomföra.

En förhoppning med projektet var att kunna utföra EMG-mätningar för att ytterligare analysera hoppteknik. Ett företag som tillverkar sådana system kontaktades för att undersöka möjligheterna att använda det i projektet. Detta var inte möjligt med tanke på projektets begränsade tid samt att fokus var att utföra en rörelsemätning. Beslut fattades om att inte genomföra muskelaktivitetsmätningar och istället fokusera på huvudsyftet, det vill säga att mäta och analysera konståkares hoppteknik.

6.2 Metod och genomförande

Efter analys av metod och resultat har ett antal brister identifierats. En av dessa brister är att antalet deltagare vid mätningar har varit litet. Vid rörelsemätningarna, som genomfördes såväl i laboratorium som på is, var det endast totalt tio deltagare vilket medför att insamlad data inte kan ge några statistiskt säkerställda resultat. Detta har sin grund i att projektets inriktning under arbetets gång har ändrats flertalet gånger och att fokus har flyttats mot att testa mätteknikerna i sig. Det har därför inte funnits tillräckligt med tid för att mäta och analysera fler konståkare.

För att få mer generella resultat skulle också en större variation av deltagare behövt mätas. Mätningarna på is gjordes på en grupp åkare från en och samma konståkningsklubb, där alla som var med på mätningarna dessutom var tjejer i ungefär samma ålder. Det var därför inte möjligt att dra slutsatser som gäller för den generella konståkaren. Att deltagarna kom från samma klubb berodde på att projektgruppen redan från start hade skapat en god kontakt med klubben och dess huvudtränare.

Att det bara var två konståkare som deltog i mätningarna i laboratoriet kan motiveras med att dessa endast var testmätningar för att förstå hur mättekniken fungerade och för att undersöka om det var ett alternativ för rörelsemätning på is. Data från dessa mätningar är således inte, i och med att det bara var två deltagare med, lämplig att använda som underlag för en djupare analys av generell hoppteknik. Det hade däremot gått att utföra mätningarna på fler åkare för att få en större datamängd att utgå ifrån. Ifall det som önskas är att göra en analys av konståkares hoppteknik på golv är detta en bra metod att använda sig av.

Tre experter har under projektets gång intervjuats angående hoppteknik och hur en konståkare på bästa sätt utför ett hopp. Eftersom konståkning på många sätt bygger på individuella bedömningar anses det viktigt att ta in åsikter från fler personer med anknytning till sporten. För att göra en mer generell analys av tekniken i ett konståkningshopp krävs det därför att åsikter i framtiden hämtas in från flera personer med olika positioner inom konståkningen.

Som framgår av jämförelsen av de två mätsystem finns det en del skillnader i resultaten. En direkt jämförelse av mätresultat på konståkare mellan de olika systemen är därför inte lämplig. Det antas däremot inte vara några problem att jämföra resultat i de fall de uppmätts med samma teknik. Alltså anses de tröghetsmätningar, som gjorts på is, vara möjliga att jämföra med varandra.

Att optiska mätningar utfördes på golv istället för på is kan vara missvisande för resultaten. Det kan vara stor skillnad på hur konståkaren hoppar på golv jämfört med ett hopp på is. Det blir därför svårt att dra slutsatser kring hur åkaren hoppar på is genom att mäta på golv. Detta talar också för att det inte är lämpligt att jämföra resultaten från mätningar på golv med mätningar på is och utifrån detta uttala sig om hoppteknik.

6.3 Felkällor vid rörelsemätningar

Resultaten i detta projekt har påverkats av flera yttre faktorer och har följaktligen också flera felkällor. Mätningarna som genomfördes med optisk rörelsemätningsteknik påverkades av hur noggrant och var på respektive led som reflexmarkörerna placerades. Även hur åtsittande kläder personerna hade på sig kom att påverka resultatet. Detta på grund av att markörerna kunde förflyttas då åkaren hoppade och roterade om kläderna rörde sig i förhållande till kroppen. Mätningarna kunde till följd av detta bli mindre exakta. Vid optisk rörelsemätning är således kläder som sitter åt mot kroppen att föredra för att få bra mätresultat.

Även vid tröghetsmätning kan mätutrustningen påverka resultatet. Vikten av den utrustning som placerades på konståkarens kropp visade sig kunna påverka åkarens prestation. Den del av utrustningen som framförallt uppfattades som störande var batteriet och sändaren, vilka var placerade på ryggen. På grund av detta fanns risk att åkaren hämmades och därför inte hoppade som denne brukar. Genom att låta åkare bekanta sig med utrustningen innan mätningen kunde detta problem dock minskas.

Som nämnts i resultatavsnitten innehåller såväl mätningarna på golv som på is en del mätfel. Dessa mätfel kan bero på att mätutrustningen blev felaktigt kalibrerad på grund av störningar från magnetfält. Bland annat blev ena foten hos två av åkarna felriktad under mätningarna. I dessa fall såg den biomekaniska modellen korrekt ut och kalibreringen verkade därför ha gått rätt till. Det var först när utövaren hade hunnit åka ett tag som foten i modellen blev felriktad, vilket upptäcktes först i efterhand när mätresultaten analyserades mer noggrant. För att undvika att systemet kalibreras fel bör således mätresultaten studeras direkt på plats för att vid behov kunna kalibrera om och göra mätningar på nytt.

En felkälla som berör både optisk mätning och tröghetsmätning är att massfördelning inte beräknades specifikt för varje person. Massfördelningen kan skilja sig något mellan olika personer, men togs i projektet fram utifrån tabellvärden för en specifik kvinna. Att den beräknade massfördelningen inte är exakt påverkar i sin tur beräkningarna av tröghetsmomenten i de olika fallen, så att inte heller dessa blir exakta. Som jämförelse mellan åkare ger denna metod dock tillräckligt god noggrannhet eftersom alla beräkningar görs utifrån samma metod.

6.4 Resultat

Trots att antalet deltagande konståkare varit få i detta arbete har projektet lett fram till resultat som stämmer väl överens med den tidigare forskning som gjorts. Mätresultaten i detta projekt visar att hopphöjden i ett konståkningshopp inte är en av de viktigaste faktorerna för att kunna rotera fler varv. Det som är viktigt är att skapa en hög vinkelhastighet vilket åkarna visat sig göra genom att minska tröghetsmomentet under hoppet. Tidigare studier [10] [11] har också visat att dessa faktorer är några av de viktigaste. I dessa studier lyfts även vinkeln mellan höfter och axlar (se Figur 12 i avsnitt 4.2.2) fram som en viktig parameter för att klara ett hopp. Detta resultat stämmer väl överens med resultatet i detta projekt där det visat sig att åkarna använder denna överkroppsrotation för att generera en högre vinkelhastighet, vilket diskuteras mer ingående nedan.

På grund av de mätfel som diskuteras ovan har ett antal mätresultat uteslutits. Vid mätningarna på is har resultatet av tre åkares tröghetsmoment tagits bort. Dessa fel berodde på störningar vid kalibrering vilket innebar att resultaten blev orimligt små. Liknande problem medförde att resultatet av vinkel-hastigheten för en av åkarna plockades bort.

Figur 31 i avsnitt 5.1.1.2 visar att tröghetsmomentet för åkare 1 vid dubbel ögel är betydligt lägre än vid enkel och trippel. Eftersom resultatet skiljer sig från både åkare 2 och från ett förväntat resultat är detta inte rimligt. Ett förväntat resultat hade varit att tröghetsmomentet låg i linje med resultatet från enkel- och trippelhoppen, likt åkare 2. Det orimliga resultatet kan bero på mätfel eller att åkaren utförde hoppet med en annan teknik än vid övriga hopp.

Figur 34 och Figur 35 i avsnitt 5.1.1.4 visar att åkarna vrider kroppen mer vid dubbel axel än vid dubbel ögel. En möjlig förklaring till detta kan vara att axel är ett svårare hopp, med fler roterade varv, än ögel. För att skapa den extra vinkelhastighet som krävs för axel jämfört med ögel använder åkarna rotationen i överkroppen. Enligt denna teori går det att dra slutsatsen att åkarna i studien generellt är mer säkra på ögelhoppet eftersom de inte behöver skapa den extra vridningen vid det hoppet.

Resultaten av hopphöjd för ögel (se Figur 37 avsnitt 5.1.2.1) visade att åkare 3 och åkare 8 hoppade knappt 10 centimeter vid dubbelhopp. Detta anses inte vara rimligt efter granskning av videomaterial som visar att båda dessa åkare klarade hoppet samt hade en högre höjd på hoppet. Båda åkarna hoppade även betydligt högre vid enkelhopp, cirka 35 centimeter, vilket gör att skillnaden som uppmätts är orimligt stor.

Vid beräkning av tröghetsmomentet vid axelhopp (se Figur 38 i avsnitt 5.1.2.2) finns endast tre av åtta resultat redovisade. Detta beror på att tröghetsmomentet för de övriga åkarna blev alltför små, mindre än vad som anses rimligt. Anledningen till detta antas vara mätfel till följd av fel vid kalibrering. Variationerna kan även bero på att inte alla åkare klarade dubbel axel, utan antingen föll vid landningen och/eller var underroterade, alltså att åkaren inte kommit runt helt i rotationen. Det är därför svårt att dra några slutsatser även från de korrekta resultaten, då de är alltför få.

Resultaten av mätningarna av tröghetsmoment och vinkelhastighet visar att de två parametrarna har en tydlig korrelation. Ett lågt tröghetsmoment innebär en hög vinkelhastighet. Enligt Figur 44 i avsnitt 5.1.2.5 sjunker tröghetsmomentet linjärt med ökad vinkelhastighet. Detta stämmer väl överens med teorin kring bevarande av rörelsemängdsmoment som presenteras i avsnitt 4.2.3.3. Det är alltså viktigt att ha ett litet tröghetsmoment för att kunna rotera många varv i luften.

Vid undersökning av vilka metoder som är lämpliga för rörelsemätning har ett par olika tekniker testats. De jämförelser som gjorts är mellan Xsens system för tröghetsmätning och Qualisys system för optisk mätning. Detta är två företag som är stora på marknaden för rörelsemätning, vilket är anledningen till att dessa valts ut. Det finns dock betydligt fler aktörer som tillhandahåller liknande mätsystem. Jämförelsen i detta projekt kan därför inte anses ge svar på vilket system som är bäst. Däremot visar resultatet på de generella skillnaderna mellan de två mätteknikerna.

För att få en mer översiktlig bild av konståkares hoppteknik behöver sannolikt fler parametrar analyseras. De Matlab-program som skapats gör redan i sina nuvarande versioner beräkningar av fler parametrar än vad som analyserats inom ramen för projektet. Detta projekt utgör således en god grund för vidare analys av vilka parametrar som avgör kvaliteten av ett konståkningshopp.

6.5 Vidareutveckling

Det finns flera områden med potential för vidareutveckling av detta projekt. Den begränsade tiden var den främsta bidragande faktorn till att projektet fick en snäv inriktning. Gruppen har även arbetat mycket explorativt vilket gör att nya angreppssätt och metoder har upptäckts under projektets gång. Genom det explorativa arbetssättet har även ett lämpligt verktyg för rörelsemätning tagits fram som möjliggör för ett fortsatt arbete. Projektet har på så sätt goda möjligheter att vidareutvecklas i ett fortsatt kandidatarbete under kommande år. Nedan redovisas ett antal möjliga inriktningar för vidare utveckling av detta projekt.

6.5.1 Utveckling med EMG

En fortsättning på detta projekt skulle kunna vara att med EMG-utrustning göra mätningar för att analysera kroppens rörelser. Detta skulle ge djupare förståelse för vilka muskler som används vid ett hoppmoment och hur detta påverkar kroppen och hopptekniken. Ett antal muskelgrupper som är intressanta att undersöka har tagits fram genom att studera och analysera hoppmomentens uppbyggnad. Dessa redovisas nedan.

- Vader
- Framsida lår
- Baksida lår
- Rumpa
- Nedre rygg
- Sneda magmuskler
- Raka magmuskler

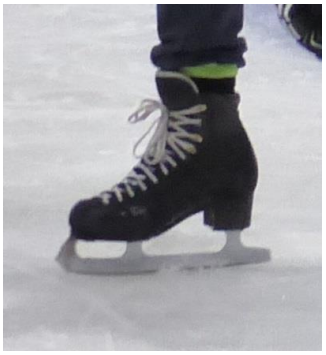
6.5.2 Utveckling med avseende på skador

Att utveckla arbetet vidare och undersöka skador inom konståkning är ett intressant område med tanke på de skadebekymmer som finns inom sporten. Detta projekt är en bra grund för ett sådant arbete. I detta fall kan även mätning med EMG-utrustning vara av intresse eftersom det då, som nämnts tidigare, går att kartlägga hur musklerna används. Vid mätning med EMG-utrustning framgår det även vilka muskler som används närmast sin maximala förmåga. Fokus kan utifrån detta läggas på att träna dessa muskler extra för att undvika överbelastning och skador. För att undersöka skadorna inom konståkning måste dock kunskapen om biomekanik och hur kroppen fungerar fördjupas. Det kan då vara lämpligt att ta kontakt och arbeta närmare med fysioterapeuter med kunskap om sporten och om kroppens uppbyggnad.

Något som också kan vara av intresse med avseende på skador är att utvärdera träningens upplägg. Uppvärmningen, till exempel, sker ofta på betonggolv vid sidan av isen i ishallen och kan mycket väl ha en betydande roll när det kommer till skador. Mycket av träningen är repetitiv och det handlar ofta om att göra en rörelse så många gånger att åkarna till slut inte behöver tänka på hur de gör den. Detta kan vara en bidragande faktor till förslitningsskador. Även det faktum att landningen alltid sker på samma ben kan vara en orsak till skadebekymmer. En vidareutveckling skulle utifrån detta kunna vara att undersöka hur mycket kroppen faktiskt påverkas och huruvida tävlingsregler eventuellt bör ändras.

6.5.3 Utveckling med avseende på utrustning

I samband med att skador studeras kan även konståkares utrustning undersökas. Under projektets gång har det framkommit att skridskorna som används vid konståkning, se Figur 48, inte har utvecklats i så stor utsträckning. Att även analysera isen närmare och utreda om det där finns möjligheter till förbättring kan vara av intresse. Detta med avseende att minska skaderisken och/eller förbättra åkarnas prestation.



Figur 48: En typisk konståknings-skridsko, denna av herrmodell.

6.5.4 Utveckling genom ytterligare mätningar och analyser

All data från detta projekt har på grund av tidsbrist inte analyserats på ett djupare plan. Det är därför av intresse att fortsätta analysera data och resultat från detta projekt. Ett sådant arbete skulle kunna genomföras rent objektivt, utan inverkan av tränare och åkares tidigare erfarenheter och antaganden. På så sätt skulle mätresultaten i sig kunna leda till resultat som inte förväntades av varken tränare eller utövare. Alternativt skulle data kunna tolkas och analyseras i nära samarbete med experter inom sporten. På så sätt skulle det kunna bli enklare att förstå och tolka resultaten. Även fler mätningar med rörelsemätningssystem skulle behöva genomföras för att ge arbetet mer statistisk tyngd och större vetenskapligt underlag. I samband med mätningar av fler åkare bör även åkare av större variation vara med i mätning och analys för att få en så generell bild som möjligt. Med detta menas åkare från flera föreningar, eftersom tränarna i de olika klubbarna lär ut med olika tekniker, samt olika kön och ålder.

Xsens system för rörelsemätning är rekommenderat att användas vid fler mätningar både för att programmet är lätthanterligt och för att dräkten är mycket flexibel. Det kan dock vara av intresse att göra liknande mätningar med andra system för att samla in mer data för analys och undersöka om det är något som skiljer sig markant när mätningen sker med olika system.

För vidare analys av olika parametrar vid ett konståkningshopp kan de Matlab-program som skrivits till detta projekt användas. Dessa program kan redan idag beräkna fler parametrar än vad som gjorts i detta arbete. Vidare analys med hjälp av dessa befintliga analysverktyg, eller med mindre modifieringar, bör därför kunna genomföras i framtiden.

Då detta projekt endast har varit inriktat på två av de sex olika hoppen inom konståkning skulle ytterligare mätningar med samma metoder kunna göras med de resterande hoppen. Även andra moment så som piruetter, flygskär och olika stegsekvenser skulle kunna vara intressanta att göra mätningar på och analysera, då eventuellt med andra parametrar i fokus.

6.5.5 Utveckling av hjälpmedel för tränare och åkare

Xsens-systemet fungerar bra som ett hjälpmedel för både tränare och åkare för att få en visuell återkoppling. Det skapar möjligheter för åkaren att förbättra sin hoppteknik genom att få en tydlig bild av sin rörelse. Däremot skulle det vara önskvärt att göra systemet ännu mer användarvänligt och lätthanterligt för att kunna få en direkt återkoppling till både åkare och tränare. Detta skulle kunna göras genom att utveckla en applikation till en mobiltelefon eller läsplatta. På så sätt skulle systemet enklare kunna användas direkt under träning. En sådan applikation skulle kunna, förutom att visa hur hoppet ser ut med en biomekanisk modell, markera kritiska punkter på modellen där det finns förbättringspotential beroende på vad åkaren eller tränaren vill fokusera på. Till exempel skulle denna kunna markera vinklar som bör minskas eller ökas i olika lägen samt om åkaren förflyttat en kroppsdel för sent eller för tidigt.

Det skulle eventuellt vara av intresse att utveckla någon form av direkt återkoppling till åkaren utan att behöva ta fram en mobiltelefon eller läsplatta. Ett sådant system skulle kunna vara kopplat till ovan nämnda applikation, men exempelvis sitta som en klocka på armen eller en länk kring ankeln på åkaren. Ett sådant system skulle kunna ge direkt återkoppling i form av en ljudsignal eller vibration under hoppet så att åkaren direkt får information om var i hoppet det är någonting som kan förändras.

7 Slutsats

Målet med projektet var att hitta en metod för att mäta och analysera rörelsemönstret i konståkningshopp, men också att undersöka dagens hoppteknik genom att applicera mekanikens lagar. Arbetet skulle även ta fram och beskriva de parametrar som är viktiga för ett hoppmoment och peka ut de parametrar som är av extra vikt. Genom grundlig analys och diskussion delades hoppet först upp i delmoment som sedan beskrevs mer ingående, både ur ett hoppteknisk perspektiv samt genom att applicera mekanikens lagar. På så sätt har den hoppteknik som finns idag behandlats. Utifrån hoppets delmoment kunde sedan varje moment i sin tur brytas ned i grundliga parametrar. Dessa parametrar lade sedan grunden till de parametrar som kom att analyseras vidare genom både optisk rörelsemätning och tröghetsrörelsemätning.

Utifrån dessa parametrar kan följande slutsatser dras angående hopptekniken:

- Hopphöjden tycks inte vara en enskilt avgörande parameter för att klara ett konståkningshopp. Vid axelhopp gick det inte att se någon generell tendens till att åkarna varken hoppade högre eller lägre vid enkel- jämfört med dubbelhopp. Vid ögelhopp hade dock samtliga åkare en lägre hopphöjd vid dubbel- jämfört med enkelhopp. Detta anses av experter vara realistiskt eftersom dubbelhopp kräver att mer energi går åt till att skapa rotation. Hopphöjden kan, med avseende på detta, fungera som en indikation på åkarens utveckling mot att klara ett trippelhopp. Att en åkare hoppar lika högt vid enkel- och dubbelhopp kan indikera att åkaren har goda förutsättningar att klara ett trippelhopp.

- Mätningarna av den maximala vinkelhastigheten i konståkningshopp visar att den har en avgörande betydelse för hur många varv som roteras. Vid såväl ögel- som axelhopp roterar åkarna betydligt snabbare vid dubbelhopp än vid enkelhopp. Det går även att se att vid enkel- respektive dubbelhopp är vinkelhastigheterna åkarna emellan ungefär desamma. I och med detta kan alltså denna parameter användas som riktlinje för ungefär hur fort åkare behöver rotera för att klara ett visst hopp.

- Mätningarna av åkarnas tröghetsmoment har visat att ett litet tröghetsmoment, som uppnås genom att hålla en sammanhållen och långsträckt position, är avgörande för att kunna rotera med hög hastighet. Därmed har alltså tröghetsmomentet också en indirekt påverkan på hur många varv åkaren kan rotera. Resultaten visar att tröghetsmomentet generellt är mindre vid dubbelhopp jämfört med enkelhopp. Alltså använder åkarna detta fenomen för att klara av fler roterade varv.

- Mätningarna av åkarnas vinkel mellan höfter och axlar visar att denna vridning av överkroppen används för att generera vinkelhastighet. Detta framgår framförallt vid jämförelse mellan enklare och svårare hopp. Vid exempelvis dubbel axel används denna vridning för att generera tillräcklig vinkelhastighet.

För att hitta ett lämpligt tekniskt hjälpmedel undersöktes flera olika alternativ varav två testades. Xsens system för rörelsemätning anses vara det mest lämpliga för mätning av konståkare. Det finns fördelar och nackdelar med alla system som har undersökts men Xsens system anses lämpligt eftersom systemet är lättare att förflytta, ger en snabbare återkoppling, är enklare att kalibrera samt kräver mindre utrustning än ett optiskt system. På så sätt har även en metod för att analysera rörelsemönster i hopptekniken hittats. Med Xsens system får både åkare och tränare ett visuellt

hjälpmedel för att analysera hopprörelsen. Detta system gör också många av beräkningarna direkt, vilket förenklar efterbearbetningen av mätdata. Det är också anledningen till att en biomekanisk modell kan visas i realtid i programvaran MVN Studio BIOMECH.

För att få ett mer statistiskt säkerställt resultat och utifrån detta kunna uttala sig om den generella konståkaren, är det av stor vikt att ytterligare mätningar och analyser genomförs. Dock är, inom ramen för detta projekt, såväl mål som syfte uppfyllt.

8 Källförteckning

[1] P. Lindstedt and J. Burenius, The Value Model - How to Master Product Development and Create Unrevailed Customer Value, Ödesborg: Nimba, 2003.

[2] Svenska konståkningsförbundet Hopp, "#skatesweden - Swedish Figure Skating," [Online]. Available: http://skatesweden.se/sv/konstakningensabc/hoppskola/. [Accessed 16 02 2016].

[3] D. J. Dědič, Single figure skating for beginners and champions, Prag: Olympia, 1974.

[4] L. Arvidsson, "Träningsplanering och bålstabilitet i konståkning," Stockholm, 2007.

[5] Svenska konståkningsförbundet bedömning, "#skatesweden - Swedish Figure Skating," [Online]. Available: http://skatesweden.se/sv/konstakningensabc/bedomningsguiden/. [Accessed 23 02 2016].

[6] Svenska Konståkningsförbundet, "Konståkningens historia," [Online]. Available: http://www.svenskkonstakning.se/Omoss1/Historik/Konstakningenshistoria/. [Accessed 28 04 2016].

[7] S. Bannova and U. Svantesson, "Spänst, rörlighet och förekomst av skador inom konståkning på elitnivå," *Svensk Idrottsforskning,* pp. 44-48, 2005.

[8] H. A. Bird and E. C. Foley, "“Extreme” or tariff sports: their injuries and their prevention (with particular reference to diving, cheerleading, gymnastics, and figure skating)," *Clinical Rheumatology,* pp. 466-467, 16 02 2013.

[9] M. E. B. Porter, "Common Injuries and Medical Problems in Singels Figure Skaters," Current Sports Medicine Reports, Madison, 2013.

[10] D. L. King, "Jumping in Figure Skating," in *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention: Olympic Encyclopaedia of Sports Medicine*, V. Zatsiorsky, Ed., Wiley, 2008, pp. 312-325.

[11] D. King, S. Smith, B. Higginson, B. Muncasy and G. Scheirman, "Characteristics of Triple and Quadruple Toe-Loops Performed during The Salt Lake City 2002 Winter Olympics," *Sports Biomechanics,* pp. 109-123, 2004.

[12] K. L. Lockwood, P. J. Gervais and D. R. Mccreary, "Landing for Success: A Biomechanical and Perceptual Analysis of On-Ice Jumps in Figure Skating," *Sports Biomechancs,* 2006.

[13] G. S. Rash, "Electromyography Fundamentals," 2004.

[14] Qualisys AB, [Online]. Available: http://www.qualisys.com/applications/sports/. [Accessed 11 02 2016].

[15] OptiTrack, [Online]. Available: https://www.optitrack.com/. [Accessed 22 03 2016].

[16] Qualisys AB, [Online]. Available: http://www.qualisys.com/. [Accessed 22 03 2016].

[17] Tracker, [Online]. Available: http://physlets.org/tracker/. [Accessed 23 03 2016].

[18] Kinovea, [Online]. Available: http://www.kinovea.org/. [Accessed 23 03 2016].

[19] R. Grahn and P.-Å. Jansson, Mekanik, Studentlitteratur AB, 1997.

[20] P. Jönsson, Matlab - Beräkningar inom teknik och vetenskap, 2004.

[21] J. Richards, Biomechanics in Clinic and Research, 2008.

[22] P. De Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters," 1996.

[23] F. Hamandi, "Design a model for human body to determine the center of gravity," 2012.

[24] W. S. Edmann, "Geometry and Inertia of the Human Body - Review of Research," *Acta of Bioengineering and Biomechanics,* vol. 1, 1999.

[25] B. Hanström, Lilla Uppslagsboken, Malmö: Förlagshuset Norden AB, 1958, pp. 865-867.

[26] K. L. Lockwood, P. J. Gervais and D. R. McCreary, "Landing for Success: A Biomechanical and Perceptual Analysis of On-Ice Jumps in Figure Skating," *Sports Biomechanics,* pp. 231-241, 2006.

[27] S. A. Acuña, D. M. Smith, J. M. Robinson, J. C. Hawks, P. Starbuck, D. L. King, S. T. Ridge and S. K. Charles, "Instrumented figure skating blade for measuring on-ice skating forces," *IOP Publishing,* 20 10 2014.

[28] Nationalencyklopedin, "Motion capture," [Online]. Available: http://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/lång/motion-capture. [Accessed 11 02 2016].

[29] U.S. Figure skating, [Online]. Available: http://www.usfigureskating.org/About.asp?id=101. [Accessed 16 02 2016].

[30] J. Gustavsson, "Konståkningens historia," Waxholms konståkningsklubb, 12 02 2016. [Online]. Available: http://www2.idrottonline.se/WaxholmsKonstakningsklubb-Konstakning/WaxholmsKK/Konstakningenshistoria/. [Accessed 16 02 2016].

8.1 Personlig kommunikation

Justus Strid, 2016-01-25

Eva Schönström-Wiliö, 2016-02-11 samt 2016-04-21

Amanda Azzopardi, 2016-04-19

Anna Nylén, 2016-04-19

8.2 Figurförteckning

Figur 1, Hämtad 2016-01-26
http://skatesweden.se/wp-content/uploads/2014/12/Axel.jpg

Figur 2, Hämtad 2016-01-26
http://skatesweden.se/wp-content/uploads/2015/01/Skatesweden_ogel_loop1-1024x333.jpg

Figur 5, Hämtad 2016-02-15
http://iceskating.guru/wp-content/uploads/2015/08/axel-jump.jpg

Figur 21,
Xsens MVN Studio User Manual, pp.45

Figur 24,
Xsens MVN Studio User Manual, pp.118

Figur 25,
Xsens MVN Studio User Manual, pp. 122

Bilaga A – Samtyckeskontrakt

Samtycke till deltagande i konståkningsstudie

Bakgrund och syfte med studien

Konståkning är en idrott som ställer höga krav på utövarens fysik. Det är även en idrott som ofta förknippas med hård, repetitiv träning med stora belastningar på kroppen. Trots detta är vetenskapliga studier av åkteknik och utförande inte genomförda i någon större omfattning i Sverige. Därmed råder det även en viss okunskap om hur utföranden och utrustning kan förbättra åkarnas prestationer och minska skador.

Utifrån denna bakgrund skriver vi nu ett kandidatarbete på Chalmers tekniska högskola där vi studerar konståkningshopp. Projektet går ut på att undersöka axel- och ögelhopp för att få en bild av vilka faktorer som är avgörande i hoppmomentet. Genom att analysera ett antal olika konståkares hoppteknik och rörelser hoppas vi kunna uttala oss om hur ett hopp bör utföras och hur man på bästa sätt undviker skador.

Utförande av mätning

För att i detalj mäta rörelserna i ett hopp använder vi oss av så kallad motion capture-teknik. Med hjälp av sensorer som placeras på kroppen i form av en dräkt, kan en persons rörelsemönster fångas i detalj. Dräkten gör det sedan möjligt att med hjälp av datorer analysera rörelser, hastigheter och vinklar.

Åkaren kommer att utföra ett antal olika hoppmoment som både filmas av kameror och registreras av sensorer. De hopp som ska utföras är enkel- och dubbelhopp av axel och ögel. Det är inget krav att åkaren ska klara av en dubbel axel vid varje försök men hen bör vara på god väg.

För att kunna göra beräkningar av de faktorer som påverkar ett konståkningshopp kommer information om varje åkares kroppsmått och vikt behöva samlas in.

Behandling av personuppgifter och mätdata

Deltagandet i mätningen är frivilligt och deltagaren kan när som helst välja att avbryta sin medverkan. Studien är konstruerad så att inga av åkarnas personuppgifter kommer att kunna kopplas till deras mätresultat. Personuppgifter kommer endast vara tillgängliga internt inom projektgruppen. Dock kan anonyma bilder, filmer och mätresultat komma att offentliggöras i form av en rapport och presentation av projektet.

Om ni har några frågor eller funderingar kring studien är ni välkomna att kontakta Niclas Bentzen eller Madeleine Högfeldt som är ansvariga för deltagarna i mätningen.

Niclas Bentzen
bentzen@student.chalmers.se
0768364821

Madeleine Högfeldt
madhog@student.chalmers.se
0706128232

VÄND!

☐ Jag godkänner insamling av data enligt ovan beskrivning

☐ Jag godkänner anonyma publiceringar av bilder och filmer av mina konståkningshopp

Ort & datum	Signatur deltagande konståkare	Namnförtydligande deltagande konståkare

Om deltagande konståkare är under 18 år krävs godkännande av målsman

Ort & datum	Signatur målsman	Namnförtydligande målsman

Bilaga B – Matlabprogram för optisk rörelsemätning

```
function [tpPos,skateHeight,hipPos,I,v,vHor,a,angleKneeR,angleKneeL,...
    angleHip,angleHipShoulder,F,angleJump,maxHeight,timeAir,distHor,...
    vAngle,t,jumpFrame,landingFrame,errorMean]=structToParametersQualisys(QTMdata,...
    massTot,timeStartToJump,timeLandingToEnd)
```

```
% Beräknar hopparametrar utifrån mocap-data från Qualisys programvara QTM
% (Qualisys Track Manager). Datafilen behöver vara i form av en Matlab
% struct för att kunna hanteras.
%
% Indata:
% QTMdata -         Datafil i .MAT-format innehållande mätdata från QTM
% massTot -         Konståkarens totala massa
% timeStartToJump - Tiden (i sekunder) från mätningens start till upphopp
% timeLandingToEnd- Tiden (i sekunder) från landning till mätningens slut
%
% Utdata:
% tpPos =           nx3-matris med tyngdpunktens position i X,Y och Z-koordinater
% skateHeight -     Maximala höjden från skridsko till is
% hipPos -          nx3-matris med höftens position i X,Y och Z-koordinater
% I -               1xn-vektor med åkarens massströghetsmoment kring rotationsaxeln
% v -               nx3-matris med tyngdpunktens hastighet i X,Y och Z-riktning.
% vHor -            1xn-vektor med tyngdpunktens hastighet i horisontalriktning
% a -               nx3-matris med tyngdpunktens acceleration i X,Y och Z-riktning
% angleKneeR -      1xn-vektor med åkarens vinkel i höger knä (grader)
% angleKneeL -      1xn-vektor med åkarens vinkel i vänster knä (grader)
% angleHip -        1xn-vektor med åkrens vinkel i höft (grader)
% angleHipShoulder- 1xn-vektor med åkrens vinkel mellan höft och axlar (grader)
% F -               nx3-matris med tyngdpunktens kraft i X,Y och Z-riktning
% angleJump -       Åkarens upphoppsvinkel
% maxHeight -       Maximala avståndet mellan skridsko och is
% timeAir -         Åkarens tid i luften
% distHor -         Åkarens horisontella förlyttning under luftfärden
% vAngle -          1xn-vektor med åkarens vinkelhastighet
% t -               Mätningens tidsaxel i sekunder
% jumpFrame -       Bildnummer vid upphopp
% landingFrame -    Bildnummer vid landning
% errorMean -       1xn-vektor med medelvärde av uppskattade mätfelet
%
% Exempel på anrop:
%
% [tpPos,skateHeight,jumpHeight,hipPos,I,v,vHor,a,angleKneeR,angleKneeL,...
%   angleHip,angleHipShoulder,F,angleJump,maxHeight,timeAir,distHor,...
%   vAngle,t,jumpFrame,landingFrame,meanError] = ...
%   berakning(qtm_data,massTot,timeStartToJump,timeLandingToEnd);
```

```
% Markörnummer och dess andelar av totala massan
weightHand = 0.012;
weightElbow = 0.0222;
weightShoulder = 0.1353;
weightKnee = 0.0802;
weightAnkle = 0.0290;
weightFoot = 0.0058;
weightHead = 0.0668;
weightHip = 0.1828;
weightThigh = 0;
```

```
% Numrering av markörer (måste vara samma som i QTM)
handR = [1,weightHand];
elbowR = [2,weightElbow];
shoulderR = [3,weightShoulder];
handL = [4,weightHand];
elbowL = [5,weightElbow];
shoulderL = [6,weightShoulder];
kneeR = [7,weightKnee];
kneeL = [8,weightKnee];
ankleR = [9,weightAnkle];
ankleL = [10,weightAnkle];
footR = [11,weightFoot];
footL = [12,weightFoot];
thighR = [13,weightThigh];
hipL = [14,weightHip];
thighL = [15,weightThigh];
hipR = [16,weightHip];
head = [17,weightHead];

markerNumbers = [handR(1) elbowR(1) shoulderR(1) handL(1) elbowL(1)...
    shoulderL(1) kneeR(1) kneeL(1) ankleR(1) ankleL(1) footR(1)...
    footL(1) hipL(1) hipR(1)];
markerWeights = massTot*[handR(2) elbowR(2) shoulderR(2)+head(2)/2 ...
    handL(2) elbowL(2) shoulderL(2)+head(2)/2 kneeR(2) kneeL(2)...
    ankleR(2) ankleL(2) footR(2) footL(2) hipL(2) hipR(2)];

% Tidsaxeln för hoppet
t = linspace(0,QTMdata.Frames/QTMdata.FrameRate,QTMdata.Frames);

% Frames vid upphopp och landning
jumpFrame = timeStartToJump * QTMdata.FrameRate;
landingFrame = QTMdata.Frames - timeLandingToEnd * QTMdata.FrameRate;

% Prealokering
I = zeros(1,QTMdata.Frames);
angle = zeros(1,QTMdata.Frames);
angleKneeL = zeros(1,QTMdata.Frames);
angleKneeR = zeros(1,QTMdata.Frames);
angleHip = zeros(1,QTMdata.Frames);
angleHipShoulder = zeros(1,QTMdata.Frames);
vHor = zeros(1,QTMdata.Frames);
tpPos = zeros(QTMdata.Frames,3);
skateRPos = zeros(QTMdata.Frames,3);
skateLPos = zeros(QTMdata.Frames,3);
skateHeight = zeros(1,QTMdata.Frames);
hipPos = zeros(QTMdata.Frames,3);
angleTemp = zeros(1,QTMdata.Frames);

% Loop över samtliga tidpunkter i datafilen
for i = 1:QTMdata.Frames

    % Ladda koordinatpositioner
    data = QTMdata.Trajectories.Labeled.Data(:,:,i)/1000;
```

```
% Position Tyngdpunkt (tpPos)
   r = [0 0 0];
   for j = 1:length(markerNumbers)
       r = r + markerWeights(j)*[data(markerNumbers(j),1)  ...
           data(markerNumbers(j),2)  data(markerNumbers(j),3)];
   end
   tpPos(i,1) = r(1);
   tpPos(i,2) = r(2);
   tpPos(i,3) = r(3);
   tpPos(i,:) = tpPos(i,:)/massTot;

   % Position skridsko höger (skate_pos_R)
   skateRPos(i,1) = data(footR(1),1);
   skateRPos(i,2) = data(footR(1),2);
   skateRPos(i,3) = data(footR(1),3);

   % Position skridsko vänster (skate_pos_L)
   skateLPos(i,1) = data(footL(1),1);
   skateLPos(i,2) = data(footL(1),2);
   skateLPos(i,3) = data(footL(1),3);

   % Position i z-led för lägsta skridsko (skate_pos_low)
   skateHeight(i) = min([skateRPos(i,3) skateLPos(i,3)]);

   % Position höft
   hipPos(i,1) = mean([data(hipR(1),1) data(hipL(1),1)]);
   hipPos(i,2) = mean([data(hipR(1),2) data(hipL(1),2)]);
   hipPos(i,3) = mean([data(hipR(1),3) data(hipL(1),3)]);

   % Tröghetsmoment (I)
   % Beräkning av rotationsaxel
   ShoulderMid = ...
       ([data(shoulderR(1),1)  data(shoulderR(1),2)...
       data(shoulderR(1),3)] + [data(shoulderL(1),1)...
       data(shoulderL(1),2)  data(shoulderL(1),3)])/2;
   HipMid = ...
       ([data(hipR(1),1)  data(hipR(1),2)  data(hipR(1),3)] + ...
       [data(hipL(1),1)  data(hipL(1),2)  data(hipL(1),3)])/2;
   RotAxle = HipMid - ShoulderMid;

   % Beräkning av tröghetsmoment
   I(i)=0;
   for j = 1:length(markerNumbers)

       MarkerToRotAxle = ...
           [data(markerNumbers(j),1)  data(markerNumbers(j),2)...
           data(markerNumbers(j),3)] - ShoulderMid;
       distRotAxle = norm(cross(RotAxle,MarkerToRotAxle))/norm(RotAxle);
       I(i) = I(i) + markerWeights(j)*distRotAxle^2;

       % Mätfel
       error(j) = data(markerNumbers(j),4);
   end
```

```
errorMean(i) = mean(error)*1000;

    % Vinkel i höger knä (angle_knee_R)
    % Skapar vektorer mellan ankel, knä och höft
    kneeToThigh = [data(thighR(1),1) data(thighR(1),2) data(thighR(1),3)] - ...
        [data(kneeR(1),1) data(kneeR(1),2) data(kneeR(1),3)];
    kneeToAnkle = [data(ankleR(1),1) data(ankleR(1),2) data(ankleR(1),3)] - ...
        [data(kneeR(1),1) data(kneeR(1),2) data(kneeR(1),3)];

    % Beräknar vinkel
    angleKneeR(i) = acosd( dot(kneeToThigh,kneeToAnkle)/(norm(kneeToThigh)...
        *norm(kneeToAnkle)) );

    % Vinkel i vänster knä (angle_knee_L)
    % Skapar vektorer mellan ankel, knä och höft
    kneeToThigh = [data(thighL(1),1) data(thighL(1),2) data(thighL(1),3)] - ...
        [data(kneeL(1),1) data(kneeL(1),2) data(kneeL(1),3)];
    kneeToAnkle = [data(ankleL(1),1) data(ankleL(1),2) data(ankleL(1),3)] - ...
        [data(kneeL(1),1) data(kneeL(1),2) data(kneeL(1),3)];

    % Beräknar vinkel
    angleKneeL(i) = acosd( dot(kneeToThigh,kneeToAnkle)/(norm(kneeToThigh)...
        *norm(kneeToAnkle)) );

    % Vinkel i höft (angle_hip)
    % Skapar vektorer mellan knä, höft och axel
    hipToShoulder = [data(shoulderR(1),1) data(shoulderR(1),2) data(shoulderR(1),3)] - ...
        [data(hipR(1),1) data(hipR(1),2) data(hipR(1),3)];
    thighToKnee = [data(kneeR(1),1) data(kneeR(1),2) data(kneeR(1),3)] - ...
        [data(thighR(1),1) data(thighR(1),2) data(thighR(1),3)];

    % Beräknar vinkel
    angleHip(i) = acosd( dot(hipToShoulder,thighToKnee)/(norm(hipToShoulder)...
        *norm(thighToKnee)) );

    % Vinkel mellan höft och axel(angle_hip_shuolder)
    % Skapar vektorer mellan axlar och höft
    shoulderToShoulder = [data(shoulderR(1),1) data(shoulderR(1),2) ...
        data(shoulderR(1),3)] - ...
        [data(shoulderL(1),1) data(shoulderL(1),2) data(shoulderL(1),3)];
    hipToHip = [data(hipR(1),1) data(hipR(1),2) data(hipR(1),3)] - ...
        [data(hipL(1),1) data(hipL(1),2) data(hipL(1),3)];

    % Beräknar vinkel
    angleHipShoulder(i) = acosd( dot(shoulderToShoulder,hipToHip)/...
        (norm(shoulderToShoulder )*norm(hipToHip)) );

    % Kroppens roterade vinkeln (angle)
    hipToHip = [data(hipR(1),1) data(hipR(1),2) data(hipR(1),3)] - ...
        [data(hipL(1),1) data(hipL(1),2) data(hipL(1),3)];

    if i == 1
        angleTemp(i) = ...
            acos( dot(hipToHip,[1 0 0])/(norm(hipToHip)*norm([1 0 0])) );
        angle(i) = angleTemp(i);
    else
        angleTemp(i) = ...
```

```
            acos( dot(hipToHip,[1 0 0])/(norm(hipToHip)*norm([1 0 0])) );
        angle(i) = angleTemp(i-1) + angleTemp(i);
    end
    hipToHipPrev = [data(hipR(1),1) data(hipR(1),2) data(hipR(1),3)] - ...
        [data(hipL(1),1) data(hipL(1),2) data(hipL(1),3)];

end

% Vinkelhastighet (vAngle)
filter2 = 0.08;     % Filterintervall
vAngle = abs(diff(angle)) * QTMdata.FrameRate;
vAngle = smooth(vAngle,filter2,'sgolay');

% Hastighet för tyngdpunkten (v)
v = diff(tpPos) * QTMdata.FrameRate;

for i = 1:QTMdata.Frames-1
    vHor(i) = norm([v(i,1) v(i,2)]);
end

% Acceleration (a)
a = diff(v) * QTMdata.FrameRate;

% Kraft (F)
F = massTot * a;

% Upphoppsvinkel (angle_jump)
% Data vid upphoppsposition
skateJumpPos = [tpPos(jumpFrame,1) tpPos(jumpFrame,2) tpPos(jumpFrame,3)];

% Medelvärde av positionen i luften
airPosX = mean([tpPos(jumpFrame+3,1) tpPos(jumpFrame+4,1) tpPos(jumpFrame+5,1)]);
airPosY = mean([tpPos(jumpFrame+3,2) tpPos(jumpFrame+4,2) tpPos(jumpFrame+5,2)]);
airPosZ = mean([tpPos(jumpFrame+3,3) tpPos(jumpFrame+4,3) tpPos(jumpFrame+5,3)]);
airPos = [airPosX airPosY airPosZ];

% Beräkning av vinkel
A = airPos-skateJumpPos;
B = [airPosX airPosY skateJumpPos(3)] - skateJumpPos;
angleJump = acosd(dot(A,B) /(norm(A)*norm(B)));

% Max höjd tp (max_height)
maxHeight = max(skateHeight);

% Tid i luft (time_air)
timeAir = (landingFrame - jumpFrame) * 1/QTMdata.FrameRate;

% Horisontell distans (dist_hor)
distHor = norm([tpPos(landingFrame,1)-tpPos(jumpFrame,1)...
    tpPos(landingFrame,2)-tpPos(jumpFrame,2)]);
```

Bilaga C- Matlabprogam för tröghetsmätning

```
function...
    [centerOfMass,pelvisShoulderAngle,angularVelocityZ,jumpHeight,I,t ]...
    = structToParametersXsens(data)
```

```
% Beräknar hopparametrar utifrån mocap-data från Xsens programvara MVN
% Studio BIOMECH. Indata ska vara i form av en MAT-fil i det format som
% gnereras av toolboxen xml_read från en mvnx-fil (exporteras från MVN)
%
% Indata:
% QTMdata -         Datafil i .MAT-format innehållande mätdata från MVN
%
% Utdata:
% centerOfMass -           nx3-matris med tyngdpunktens position i X,Y och
%                          Z-koordinater
% pelvisShoulderAngle -    nx1-vektor med vinkeln mellan höft och axlar
% angularVelocityZ -       nx1-vektor med höftens vinkelhastighet kring
%                          z-axeln (ISB-koordinater)
% jumpHeight -             1xn-vektor med tyngdpunktens maximala höjd
% I -                      1xn-vektor med åkarens massströghetsmoment kring
%                          rotationsaxeln
% t -                      1xn-vektor med tider för mätpunkterna
```

```
% Fördelning massa på kroppssegment
markerWeights = [12.47 0 0 10.03 0 0 6.68 10.04 2.55 1.38 0.56 10.04...
    2.55 1.38 0.56 14.78 4.81 1.29 0 14.78 4.81 1.29 0]/100;

for i = 3:length(data.subject.frames.frame)

    % Masscentrum
    centerOfMass(i,1) = data.subject.frames.frame(i).centerOfMass(1);
    centerOfMass(i,2) = data.subject.frames.frame(i).centerOfMass(2);
    centerOfMass(i,3) = data.subject.frames.frame(i).centerOfMass(3);

    % Tröghetsmoment
    hip(i,1) = data.subject.frames.frame(i).position(13);
    hip(i,2) = data.subject.frames.frame(i).position(14);
    hip(i,3) = data.subject.frames.frame(i).position(15);
    shoulder(i,1) = data.subject.frames.frame(i).position(16);
    shoulder(i,2) = data.subject.frames.frame(i).position(17);
    shoulder(i,3) = data.subject.frames.frame(i).position(18);

    RotAxle = hip(i,:) - shoulder(i,:);

    I(i)=0;
    n = 1;
    for j = 1:3:69
        MarkerToRotAxle = ...
            [data.subject.frames.frame(i).position(j)...
            data.subject.frames.frame(i).position(j+1)...
            data.subject.frames.frame(i).position(j+2)] - shoulder(i,:);

        distRotAxle = norm(cross(RotAxle,MarkerToRotAxle))/norm(RotAxle);

        I(i) = I(i) + markerWeights(n)*distRotAxle^2;
        n = n+1;
```

```
    end

    % Vinkel mellan höft och axlar
    L5S1(i) = data.subject.frames.frame(i).jointAngleXZY(1);
    L4L3(i) = data.subject.frames.frame(i).jointAngleXZY(4);
    L1T12(i) = data.subject.frames.frame(i).jointAngleXZY(7);

    % Vinkelhastighet höft kring Z-axeln (grader/sekund)
    angularVelocityZ(i) = data.subject.frames.frame(i).angularVelocity(3)*180/pi;

    % Vinkel i höger knä
    angleKneeR(i) = data.subject.frames.frame(i).jointAngle(45);

    % Vinkel i vänster knä
    angleKneeL(i) = data.subject.frames.frame(i).jointAngle(57);
end

% Räknar om till kontinuerlig vinkelförändring
L5S1 = unwrap( L5S1,50 );
L4L3 = unwrap( L4L3,50 );
L1T12 = unwrap( L1T12,50 );

pelvisShoulderAngle = L5S1 + L4L3 + L1T12;

% Hopphöjd
jumpHeight = max(centerOfMass(:,3)) - data.subject.frames.frame(1).position(3);

% Tid
t = linspace(0,length(data.subject.frames.frame)/240,length(data.subject.frames.frame));
```

Bilaga D – Åkarinformation

Åkare nr.	Kön	Ålder	Längd
Åkare 1	Man	18 år	175 cm
Åkare 2	Man	28 år	170 cm
Åkare 3	Kvinna	15 år	162 cm
Åkare 4	Kvinna	16 år	163 cm
Åkare 5	Kvinna	16 år	160 cm
Åkare 6	Kvinna	14 år	165 cm
Åkare 7	Kvinna	15 år	163 cm
Åkare 8	Kvinna	18 år	168 cm
Åkare 9	Kvinna	18 år	172 cm
Åkare 10	Kvinna	14 år	162 cm