

Utveckling och implementering av förbättrad testmetod för cykelhjälm

Peter Halldin och Madelen Fahlstedt

Avdelningen för Neuronik, Skolan för Teknik och Hälsa, KTH



Abstrakt

Mer än var tredje svensk använder cykelhjälm idag. Dessa cykelhjälm är standardtestad med raka islag vilket inte är så realistiskt med tanke på att de flesta cykelolyckor har sneda islag. Dessutom är hjärnan mer känslig mot rotation som uppkommer vid sneda islag. Inom europeiska standardiseringsorganisationen (CEN) finns det en arbetsgrupp som arbetar med att ta fram en ny testmetod för sneda islag (TC158 – WG11). Innan en sådan testmetod kan introduceras behövs flera frågetecken rättas ut. Två frågetecken är om nacken ska inkluderas och hur islagpunkter på hjälmen ska väljas. En ny testmetod kommer att ta flera år att få till men ett sätt att snabbare påverka hjälmstillverkare och få ut informationen till slutkonsument skulle vara ett ratingsystem för hjälmar.



Med denna bakgrund har projektet haft tre delprojekt: studera nackens inverkan, studera känsligheten för islagspunkter på hjälmen samt ta fram en pilot för ett ratingsystem.

Nackens inverkan på huvudets kinematik utvärderades med hjälp av befintliga Finita Element (FE) modeller även mänsklig nacke och en modell av en experimentell så kallad Hybrid III nacke. Islag mot hjälm monterad på ett huvud analyserades med dessa nackmodeller samt mot islag utan nacke. Mellan humannacken och experimentella nacken var det en tydlig skillnad i två av tre fall. I vissa fall var utan nacke mer lik humannacken än experimentella nacken. Slutsatsen är att nacken påverkar men inte så mycket att den krävs för ett hjälmislag. Denna förenkling är därför att rekommendera istället för en mekanisk nacke som inte är framtagen för detta islag och därför inte blir bättre än att testa hjälmar utan nacke.

Känslighetsanalysen av islagspunkter på hjälmen gjordes både experimentellt och med numeriska stimuleringar. Båda studierna visade på att islagspunkten påverkade kinematiken men att storleken av påverkan var beroende av islagspunkt. Detta medför att en rekommendation i dagsläget är att specificera exakta testpunkter som baseras på islagspunkter från olycksstatistik.

En pilot av ett ratingsystem togs fram som byggde på hjälmens kapacitet att motverka hjärnskador. Ratingsystemet baserades på att hjälmen testades experimentellt för tre olika sneda islag och accelerationerna från dessa test applicerades på KTH:s FE-huvudmodell för att uppskatta risken för huvudskada. Utifrån detta resultat fick hjälmen en totalpoäng som resulterade i en rating mellan en och fem stjärnor. De fjorton testade hjälmarna fick en rating mellan 1 och 3 stjärnor.

Arbetet för att ta fram ett förslag på en ny test metod för hjälmar baserad på verkliga islagsituationer har tagit viktiga kliv framåt. Detta projekt har medfört att flera forskare på KTH har kunnat driva arbetet inom EU framåt samt spridit informationen om behovet av nya testmetoder på ett konstruktivt och effektivt sätt.

Innehållsförteckning

1	Bakgrund	2
2	Genomförande	6
2.1	FE-modeller	6
2.2	Experimentella tester	7
3	Nackens inverkan	7
4	Känslighetsanalys	11
4.1	De experimentella testerna.....	12
4.2	Numeriska simuleringar.....	19
4.3	Diskussion	21
4.4	Slutsatser	23
5	Ratingmetod	24
5.1	Diskussion	26
5.2	Slutsatser	27
6	Generell diskussion och konklusion.....	27
7	Avvikelse från projektplan	29
8	Spridning av resultat.....	29
8.1	Publikationer och konferensbidrag	30
9	Referenser	30
Appendix 1. Resultat från den experimentella känslighetsanalysen		i
Appendix 2. Jämförelse mellan två FE huvudmodeller		iii

1 Bakgrund

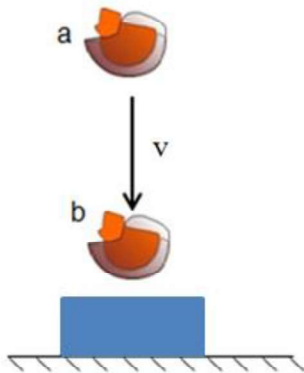
Hjälmanvändningen i Sverige är relativt hög jämfört med andra länder. Under 2014 uppskattades det att 37% av Sveriges befolkning använde hjälm (Larsson 2015). Flera studier visar på nyttan av att använda hjälm, bland annat resultat från det tidigare LF Projekt P11-14, som visar att påkänningen i hjärnan reduceras med ca 40% om hjälm används vid en typisk cykelolycka. Dock finns det förbättringspotential. Det är ett faktum att:

- Cyklister ramlar med en sned vinkel mot underlaget vid en olycka (Bourdet et al. 2012; Verschueren 2009). Studierna visar att normala olyckan sker med en vinkel mellan 40-60 grader mot backen (90 grader definierat som att du faller rakt ner mot marken).
- Den sneda vinkeln kan ge upphov till att huvudet utsätts för ett så kallat rotationsvåld.
- Rotationsvåld är allvarigare för hjärnan än linjärt våld (Holbourn 1943; Gennarelli et al. 1972; Kleiven 2006). Rotationsvåld kan ge upphov till skador såsom hjärnskakning och allvarigare skador, som DAI (Diffuse Axonal Injury) och SDH (Subdural Hematoma).

Idag testas en cykelhjälm enligt teststandarden EN1078 eller EN1080. I dessa teststandarder definieras tester för att säkerställa olika krav. Ett av testerna utvärderar hjälmens energiupplagring vid ett vertikalt dropp från 1.5m mot en plan yta. Testet innefattar att hjälmen, som fäst på ett krockdockehuvud utrustad med accelerometrar, släpps rakt ner med en hastighet av 5.4 m/s mot en rigid platta och accelerometrarna mäter accelerationen i huvudet från den raka stöten (Figur 1). Detta har resulterat i att dagens hjälmar är bra på att ta upp en rak stöt men inte optimerade för att ta upp energi från en sned stöt. I det föregående LF projekt (P11-14) visades att med en hjälm som är designad och testad för att ta upp även rotationsenergi kan påkänningen i hjärna reduceras med 58% jämfört med en konventionellt testad hjälm som reducerar med ca 40%.

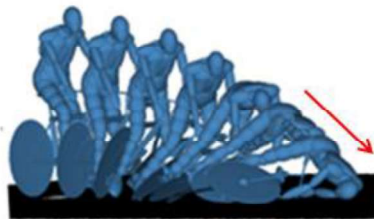
Testmetod EN1078:

Rakt islag



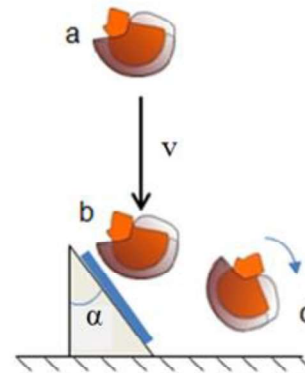
Verkligheten:

Snett islag



Ny testmetod:

Snett islag



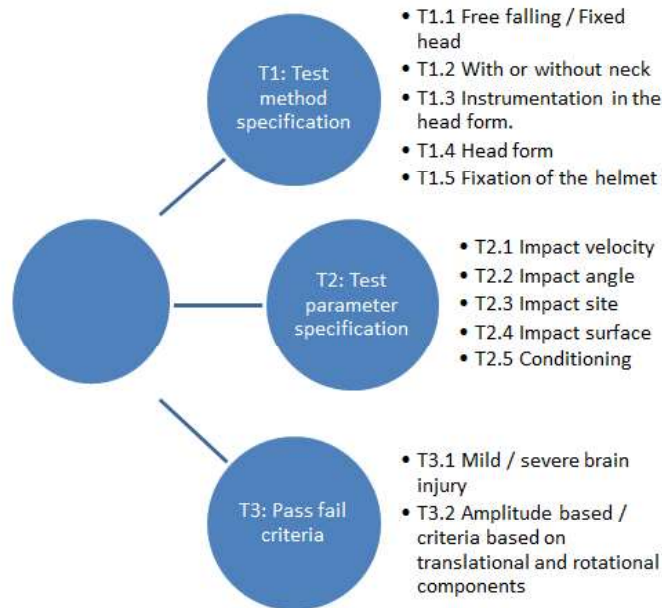
Figur 1. Till vänster dagens testmetod för hjälmar med ett rakt islag och till höger ett förslag på en ny testmetod som ger ett snett islag vilket är mer realistiskt med tanke på hur verkliga olyckor inträffar (mitten).

En naturlig utveckling av ett framtida certifieringstest vore därför att testa hjälmen även för ett snett islag (Figur 1). CEN TC158, som ansvarar för att ta fram nya hjälmstandarder inom EU, har tagit beslut om att en sådan ny testmetod skall arbetas fram inom en av arbetsgrupperna (WG11). Målsättningen med arbetet inom WG11 CEN TC158 är att designa en ny testmetod som skall kunna mäta hjälmens energiupptagning för sneda islag. De krav som ställs på metoden är att den måste vara enkel, robust och kostnaden får inte bli för hög. Men innan en ny testmetod kan implementeras behövs flera frågeställningar besvaras. Inom WG11 CEN TC158 har tydliga frågeställningar tagits fram, som sammanfattas i Figur 2 och punktlistan nedan:

- **Nackens påverkan** (Task1.2, delmoment från WG11, se Figur 2). Huvudet styrs mycket av nacken i vårt dagliga liv. Hur är det då när vi slår i huvudet? En viktig aspekt är om ett hjälmtest ska inkludera en experimentell nacke för att få en realistisk rörelse av huvudet.
- **Instrumentering av huvudet** (Task1.3): Val av accelerometrar och rotationshastighetsgivare.
- **Huvudet** (Task 1.4): Vilket experimentellt huvud skall användas? Idag används huvuden vid hjälmprovning som är begränsade för användning vid raka stötar. Vid en sned stöt med påföljande rotation av huvudet så måste ett annat experimentellt huvud användas. Det finns idag flera andra experimentella huvuden, t.ex. Hybrid III (HIII) huvud som används av bilindustrin. Dessa huvuden har egenskaper som gör att de kan användas för hjälmprovning med rotationsvåld.
- **Interaktion mellan huvud och hjälm** (Task 1.5): Vid ett snett islag jämfört med ett rakt islag så är det betydligt viktigare att ha kontroll på hur hjälmen sitter fast på huvudet. Detta måste utvärderas för att ge en tydlig instruktion för hur hjälmen skall monteras på huvudet så det blir likadant från testhus till testhus.



- **Val av islagshastighet och islagsvinklar** (Task 2.1-2). Val av islagshastighet skall baseras på epidemiologiska studier samt studier där olyckor rekonstruerats i detalj. Tidigare studier har kommit fram till att en lämplig islagshastighet är mellan 6-8 m/s samt islagsvinkel mellan 40-60 grader (Verschueren 2009, Bourdet et al. 2012).
- **Val av träffpunkt på hjälmen** (Task 2.3). Vid en rak stöt mot hjälmen så är det viktigt att träffa rätt. En ojämnhet på hjälmen eller en designlinje eller ventilationshål kan medföra att man erhåller en variation i mätdata om islagspunkter varierar t.ex. 2cm åt något håll. Variationen vid ett snett islag kan dock vara större då vi även får med bidrag på grund av att huvudets tröghet (ett mått på hur lätt det är att initiera en rotation av ett föremål). Detta gör att det är viktigt att förstå hur känsligt testet är om testingenjören placerar hjälmen olika mellan olika testhus. En annan aspekt är att man kanske inte vill ange en testpunkt på hjälmen. Då kan hjälmtilverkaren göra hjälmen bra just på den punkten.
- **Pass/Fail kriterium** (Task3): Detta arbete har påbörjats av olika forskargrupper runt om i världen. Det finns idag olika mer eller mindre underbyggda förslag på vad huvudet klarar i form av rotationsvåld. Tröskelvärden för rotationsaccelerationen finns samt skadekriterier som tar hänsyn till kombinationer av translations- och rotationsaccelerationen. Det som gör det hela svårt är att det mänskliga huvudet är olika känsligt för olika islagsriktningar. Det medför att det svårt att använda uppmätta accelerationsvärden från hjälmprov som ett skadekriterium. Ett alternativ som diskuteras är att använda validerade datormodeller av den mänskliga hjärnan, en så kallad Finit Element (FE) modell. Med en FE modell kan man beräkna påkänningen (töjningen) i hjärnan. Tidigare studier har visat att töjningen i hjärnan korrelerar bättre med risken för t.ex. en hjärnskakning än vad linjär- och rotationsacceleration gör (Kleiven 2007).



Figur 2. En sammanfattning av de olika frågeställningarna som fastställts av WG11 CEN TC158.

En ny testmetod kommer att ta flera år för att få klart all byråkrati och implementera det på marknaden. Ett snabbare sätt att påverka hjälmstillverkare och få ut informationen till slutkonsument skulle vara ett ratingsystem för hjälmar. Slutkonsumenten som skall välja en hjälm får idag marginell vägledning om vilken hjälm som är säkrast. CE märkningen säger endast att hjälmen har klarat gällande krav. Personalen i sportbutiker och kedjor har sällan någon kunskap om hur säker en hjälm är. Hjälmar säljs mer med argument att de är snygga, sköna eller lätta. Idag använder bilindustrin Euro NCAP för att poängsätta säkerhet i personbilar från 1-5 stjärnor. Ett liknande ratingsystem för hjälmar skulle vara möjligt idag.

I USA har en rating metod för amerikanska fotbollshjälmar och ishockeyhjälmar presenterats (Rowson et al. 2015; Rowson & Duma 2011). I denna ratingmetod (STAR – Summation of Tests for the Analysis of Risk) testas hjälmarna experimentellt för fyra islagspositioner på hjälmen (fram, sida, krona och bak) och tre olika islagsenergier. Poängsättningen baseras sedan på en ekvation som är beroende av risken för hjärnskakning som en funktion av linjär acceleration för amerikanska fotbollshjälmar och risken för hjärnskakning som en funktion av både linjär- och rotationsaccelerationen för hockeyhjälmar. Det finns två begränsningar med denna ratingmetod, dels måttet med linjär- och rotationsacceleration, som diskuteras under Pass/Fail kriterium ovan att det finns studier som visar på att det finns mått som korrelerar bättre med hjärnskakning än linjär- och rotationsacceleration. Den andra begränsningen är osäkerheten kring validiteten av mätmetoden, som använts för att ta fram riskkurvorna (Allison et al. 2011; Jadischke et al. 2013).

I Australien har en ratingmetod för motorcykelhjälmar tagits fram (CRASH – Consumer Rating and Assessment of Safety Helmets) (CRASH 2014). Ratingen sker både för hjälmens

skyddande effekt och komfort. I Storbritannien har också en ratingmetod för motorcykelhjälm (SHARP) tagits fram (SHARP 2015). Denna ratingmetod består av att hjälmen testas för 32 olika islagssituationer både mot en plan yta och en kantsten. Baserat på resultatet får hjälmen mellan en och fem stjärnor.

Som nämnts ovan finns det flera frågeställningar som behöver besvaras innan en ny testmetod kan introducerats. Inom detta projekt har tre punkter studerats djupare för att skynda på utvecklingen av en ny testmetod och skapa ännu säkrare hjälmar för slutkonsumentent. De tre delprojekten är:

- Delprojekt 1 – förstå hur nacken inverkar och om en experimentell nacke är ett bra substitut för den mänskliga nacken vid hjälmislag.
- Delprojekt 2 - förstå hur känslig islagspunkten på hjälmen är för utgången av hjälmtestet.
- Delprojekt 3 - ta fram en pilotstudie för rating av cykelhjälm.

2 Genomförande

Detta projekt har genomförts av tre forskare på KTH, Madelen Fahlstedt (doktorand) under handledning av Peter Halldin och Svein Kleiven samt med inbladning av en examensarbetare (Niklas Ekstrand). Projektet har innefattat litteraturstudie, simuleringar, experimentella tester samt resor till konferenser och hjälmstandardiseringsmöten.

Nedan presenteras först de modeller och metoder som använts under arbetes gång, finita element modeller och experimentella testmetoder. Därefter beskrivs de tre olika delarna i projektet (nackens inverkan, känslighetsanalysen och ratingmetoden).

2.1 FE-modeller

I detta projekt har olika Finita Element (FE) modeller använts:

- FE modell av det mänskliga huvudet (Kleiven 2007) för att prediktera risken för en hjärnskada (Delprojekt 2 och 3).
- FE modell av den mänskliga nacken (Brolin & Halldin 2004) (Delprojekt 1).
- FE modell av Hybrid III huvudet och nacken (Delprojekt 1).
- FE modell av en motorcykelhjälm (Delprojekt 1).
- FE modell av en cykelhjälm (Delprojekt 2).

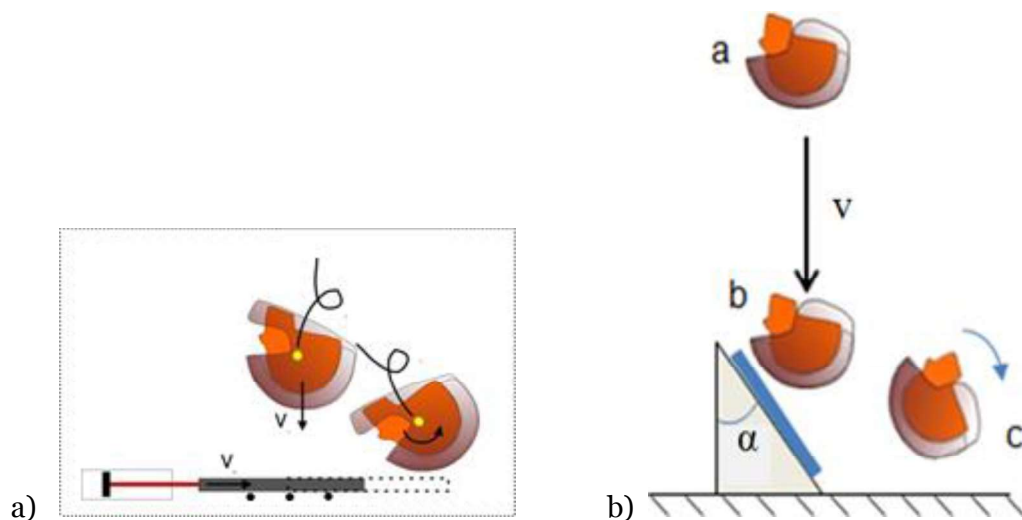
För att analysera påverkan på vävnaderna i hjärnan används töjningar. Töjning är ett mått på hur mycket hjärnvävnaden deformeras och har påvisats kunna prediktera hjärnskakning och allvarligare hjärnskador (Kleiven 2007). Kleiven presenterade ett gränsvärde på 0.21-0.26 töjning för 50% risk för hjärnskakning.

2.2 Experimentella tester

I Delprojekt 2 och 3 har två olika experimentella testmetoder använts. I båda testmetoderna har ett Hybrid III 50 percentil krockdockehuvud använts, som är instrumenterat med nio stycken linjära accelerometrar. De nio accelerometrarna är monterade enligt Padgaonkar et al. (1975) för att kunna mäta linjära accelerationen i X-, Y- och Z-riktningen samt vinkelaccelerationerna runt X-, Y- och Z-axeln.

Testmetod 1, som presenteras i Figur 3a, är en testmetod som utvecklats på KTH sedan 2001 (Halldin et al. 2001). Hjälms och testhuvud släpps mot en rörlig platta. Plattan accelereras av en pneumatisk cylinder och resulterar i ett snett islag med en resulterande islagshastighet på ca 7 m/s och en islagsvinkel på ca 30 grader.

I testmetod 2, som presenteras i Figur 3b, släpps ett hjämbeklätt testhuvud mot en vinklad islagsyta. I detta test släpps huvudet i en hastighet av 6-6.5 m/s och islagsytan är vinklad 45 grader.



Figur 3. Testmetoder för att testa hjälmar i sneda islag; a) hjälmens släpps vertikalt mot en platta i rörelse, b) hjälmen släpps vertikal mot en lutande platta.

3 Nackens inverkan

Vid utformning av en ny testmetod för sneda islag finns det frågor om hur nacken kommer att påverka den uppmätta translations- och rotationsaccelerationer i krockdockehuvudet. En testmetod utan en experimentell nacke är enklare och därför billigare. Det är därför viktigt att förstå hur nacken påverkar huvudets kinematik vid ett typiskt hjälmislag.

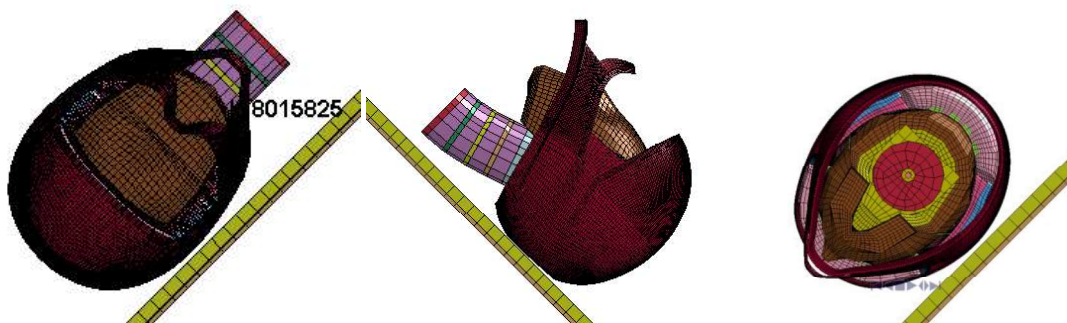
Tidigare studier som COST 327 (2001) har visat att amplituden för rotationsacceleration påverkas av nacken. Tester genomfördes där en komplett krockdocka av hela människan släpptes mot en sned islagsyta och jämfördes med tester där bara huvudet och hjälm släpptes

mot samma islagsyta. Resultatet visade att rotationsaccelerationen skilde sig i amplitud med ca 20%. Det verkar som nacken och resten av kroppen påverkar amplituden för rotationsacceleration. Det är dock en komplicerad procedur att testa hjälmar, som använder kompletta krockdockor. För att förstå hur nacken kommer att påverka resultatet under hjälmag, genomfördes en numerisk studie.

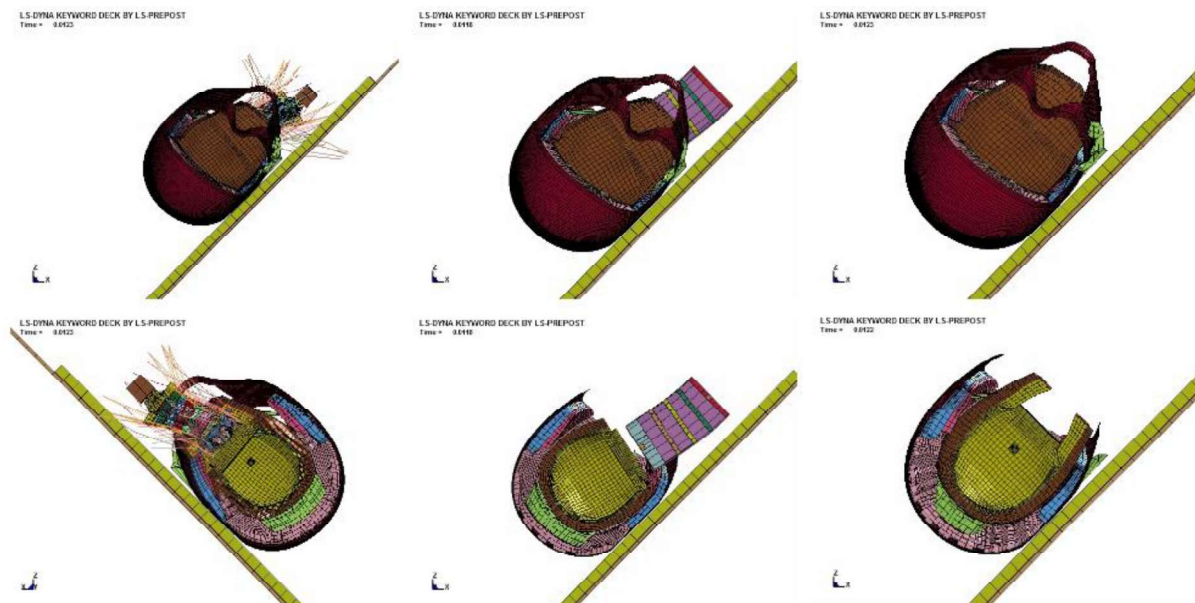
I denna studie genomfördes simuleringar med en FE modell av en motorcykelhjälm. Anledningen till att en FE modell av en motorcykelhjälm användes var att denna studie genomfördes som en del i arbetet inom CEN. En annan partner i WG11 hade endast en FE modell av en MC hjälm. Därav valet av denna modell i denna studie. Resultatet bör inte påverkas av hjälmtyp och kan föras över på en hjälmstandard för cykelhjälm.

Figur 4 visar de valda islagspunkterna på hjälmen och Figur 5 visar de olika konfigurationerna:

- Simulering med humannacke.
- Simulering med experimentell nacke (HIII).
- Simulering utan nacke.

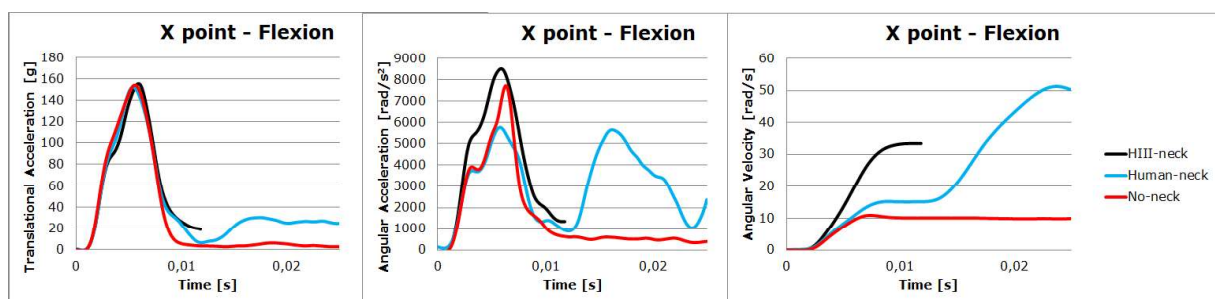


Figur 4. Vänster: Islag på sidan av hjälmen resulterande i rotation kring X-axeln. Mitten: Islag bak på hjälmen resulterande i rotation kring Y-axeln. Höger: Islag på sidan resulterande i rotation kring Z-axeln.



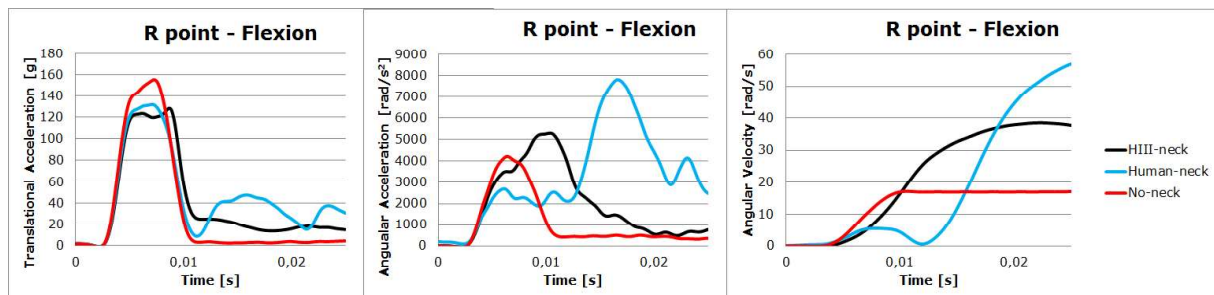
Figur 5. Vänster: Simulering med human modellen av nacken. Mitten: HIII nacken. Höger: Utan nacke.

I X-rotation visar den resulterande translationsaccelerationen marginell skillnad mellan de tre konfigurationerna (Figur 6). För den resulterande vinkelaccelerationen var det marginell skillnad mellan simuleringarna med humannacke och utan nacke. Vinkelhastigheten varierade mellan de olika konfigurationerna. Man kan dock se att simulering utan nacke var mer likt humannacken jämfört med HIII nacken. Simuleringen med HIII nacken avbröts tidigare på grund av stabilitetsproblem i simuleringen.



Figur 6. Translationsacceleration, rotationsacceleration och rotationshastighet för X-rotation. Resultatet för simulering med HIII nacke visas med svart linje, human nacke med blå linje och utan nacke med röd linje.

För Y-rotation visade den resulterande translationsaccelerationen marginell skillnad mellan humannacke och HIII nacke (



Figur 7). Utan nacke skilde sig från de andra vilket beror på mindre effektiv massa under islaget. Den resulterande rotationsaccelerationen och rotationshastigheten varierade stort mellan de tre konfigurationerna. I Figur 8 visas endast rotationsaccelerationen kring Y-axeln. Det är kring den axeln som störst rotation sker. Resultatet visar att HIII-nacken initialt roterar åt fel håll jämfört med human nacken. Utan nacke så roterar hjälmen åt samma hålls som humannacken, men får en högre amplitud. Anledningen till att HIII nacken roterar åt andra hållet är att den är för stel i rotation kring Y-axeln och inte heller är utvecklad för rotationer kring denna axel.

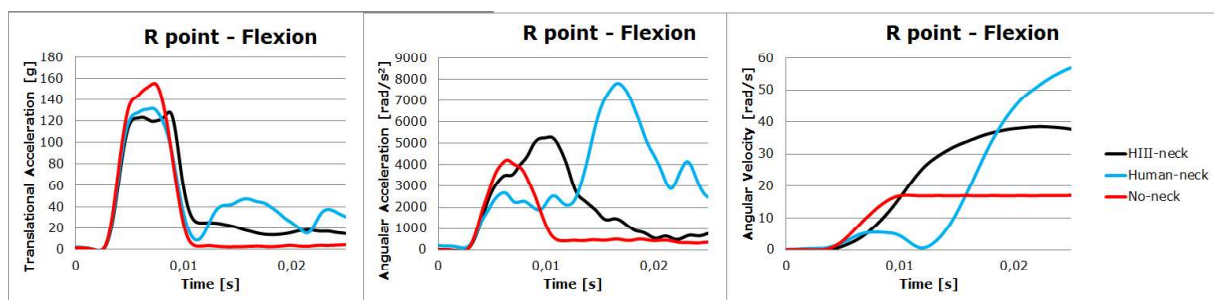


Figure 7. Translationsacceleration, rotationsacceleration och rotationshastighet för Y-rotation. Resultatet för simulering med HIII nacke visas med svart linje, human nacke med blå linje och utan nacke med röd linje.

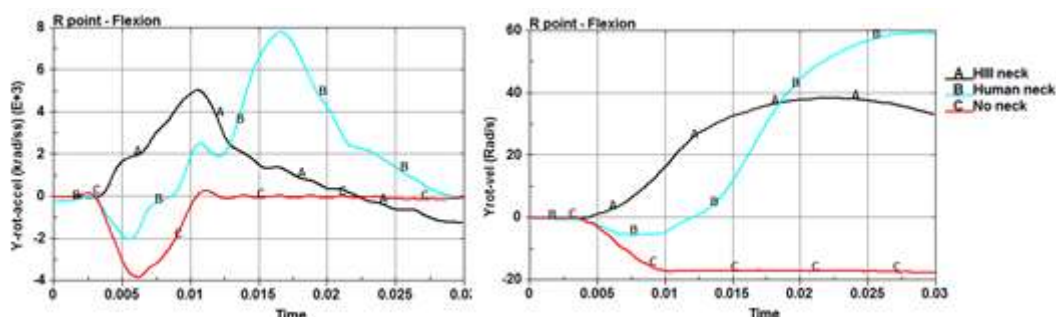
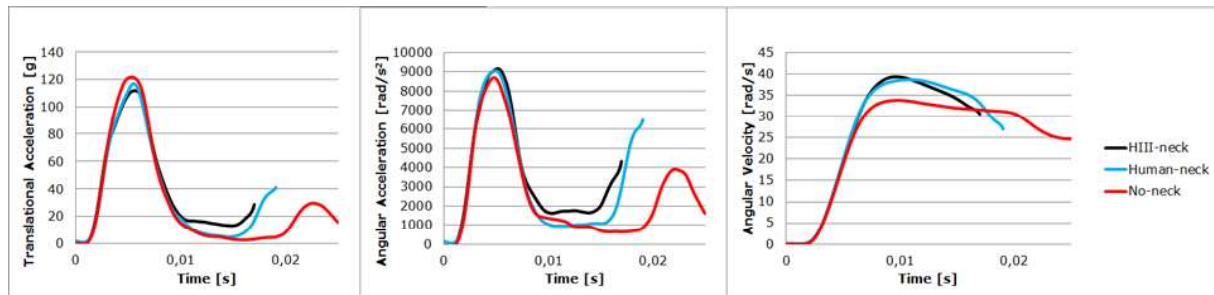


Figure 8. Figuren visar rotationsaccelerationen och rotationshastigheten kring Y-axeln.

För Z-rotation visade den resulterande translationsaccelerationen marginell skillnad mellan de tre konfigurationerna (Figur 9). Den resulterande rotationsaccelerationen och rotationshastigheten visar liknande resultat för de första tio millisekunderna.



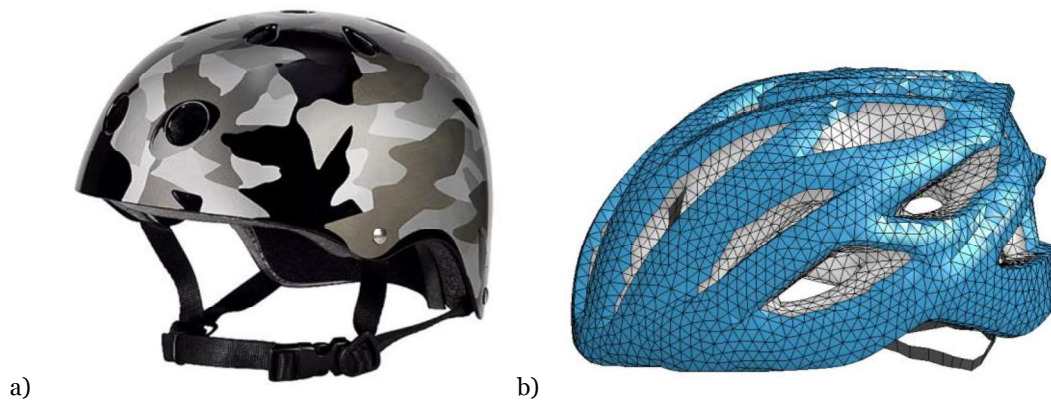
Figur 9. Translationsacceleration, rotationsacceleration och rotationshastighet för Z-rotation. Resultatet för simulering med HIII nacke visas med svart linje, human nacke med blå linje och utan nacke med röd linje.

Resultatet visar att nacken påverkar huvudets kinematik. Resultatet visar också att modellen av HIII nacken ger sämre överensstämmelse med humanmodellen av nacken än jämförelse mellan humannacken och utan nacke. Slutsatsen är att för ett typiskt hjälmislag så är det bättre att testa utan nacke än med en experimentell nacke som är utvecklad för frontalkrockar i bilar. Tidigare experimentella studier har jämfört HIII nacken med kadaver och visat på stora skillnader mellan denna experimentella nacke och en mänsklig nacke (Myers et al. 1989; DeSantis 1991).

4 Känslighetsanalys

I ett framtida testprotokoll för sneda islag måste det vara definierat var och hur hjälmen skall träffa underlaget. Detta kan åstadkommas genom att definiera en specifik punkt på hjälmen eller ett tillåtet område som skall träffa underlaget. Nackdelen med att bara definiera en punkt är att det kan vara lättare för tillverkare att designa hjälmen så att den presterar bra just i den specifika punkten. Om istället ett område, som hjälmen skall träffa underlaget med, definieras uppkommer problemet kring hur stort det området skall vara. Om det är för stort kan det resultera i att uppmätt kinematik varierar stort beroende på vilken punkt som valts i det definierade området. Därför genomfördes en känslighetsanalys av träffpunkter.

Känslighetsanalysen genomfördes både experimentellt och med numeriska simuleringar. I de experimentella testerna genomfördes testerna med en skatehjälm och i de numeriska simuleringarna med en hjälm med mer oregelbunden form, se Figur 10.



Figur 10. De hjälmar som känslighetsanalysen genomfördes på. a) de experimentella testerna b) datorsimuleringarna

4.1 De experimentella testerna

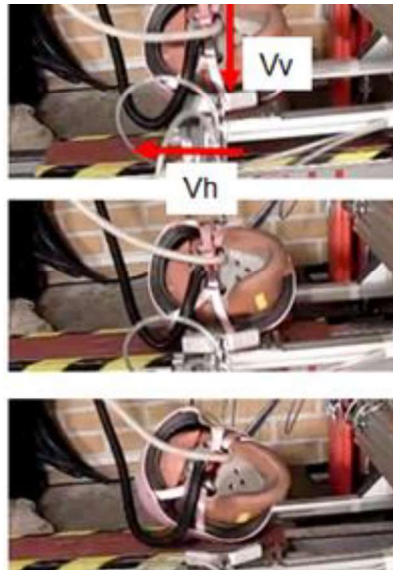
Testmetod 1 enligt Kapitel 2.2 användes i denna studie. Medelvärde av den resulterande slagshastigheten var 7,66 m/s med en standardavvikelse av 0,079 m/s. Slagsvinkeln var 31 grader.

Fem olika slagspunkter testades. I tabell 1 presenteras de olika konfigurationerna, som är numrerade med en bokstav och en siffra där bokstaven anger hur många grader runt X-axeln hjälmen är roterad och siffran hur många grader runt Y-axeln. Varje punkt testades tre gånger på olika hjälmar av samma modell för att ge resultaten en bättre statistisk grund. Totalt genomfördes 15 försök.

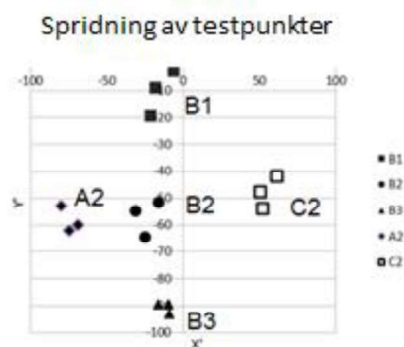
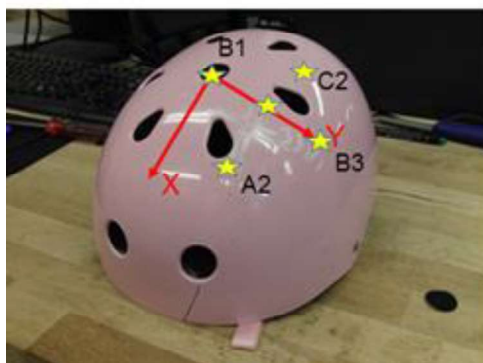
Tabell 1. Testmatrisen visande testpunkter och variation av huvudets vinkel samt antalet testade hjälmar.

Testpunkt	X	Y	N
A2	25	25	3
B1	0	0	3
B2	0	25	3
B3	0	50	3
C2	-25	25	3

Hjälmen fixerades i testriggen så att testhuvudet pekade i motsatt riktning som plattans hastighetsriktning (Figur 11). Figur 12 visar spridningen av träffpunkterna för samtliga genomförda test. Medelavstånden från Y respektive X-axeln samt spridningen för de olika testpunkterna presenteras i Appendix 1. Spridningen av träffpunkt var större för B1 och B2 än B3. I riktning A2 – C2 hade C2 den största spridningen av testpunkterna.

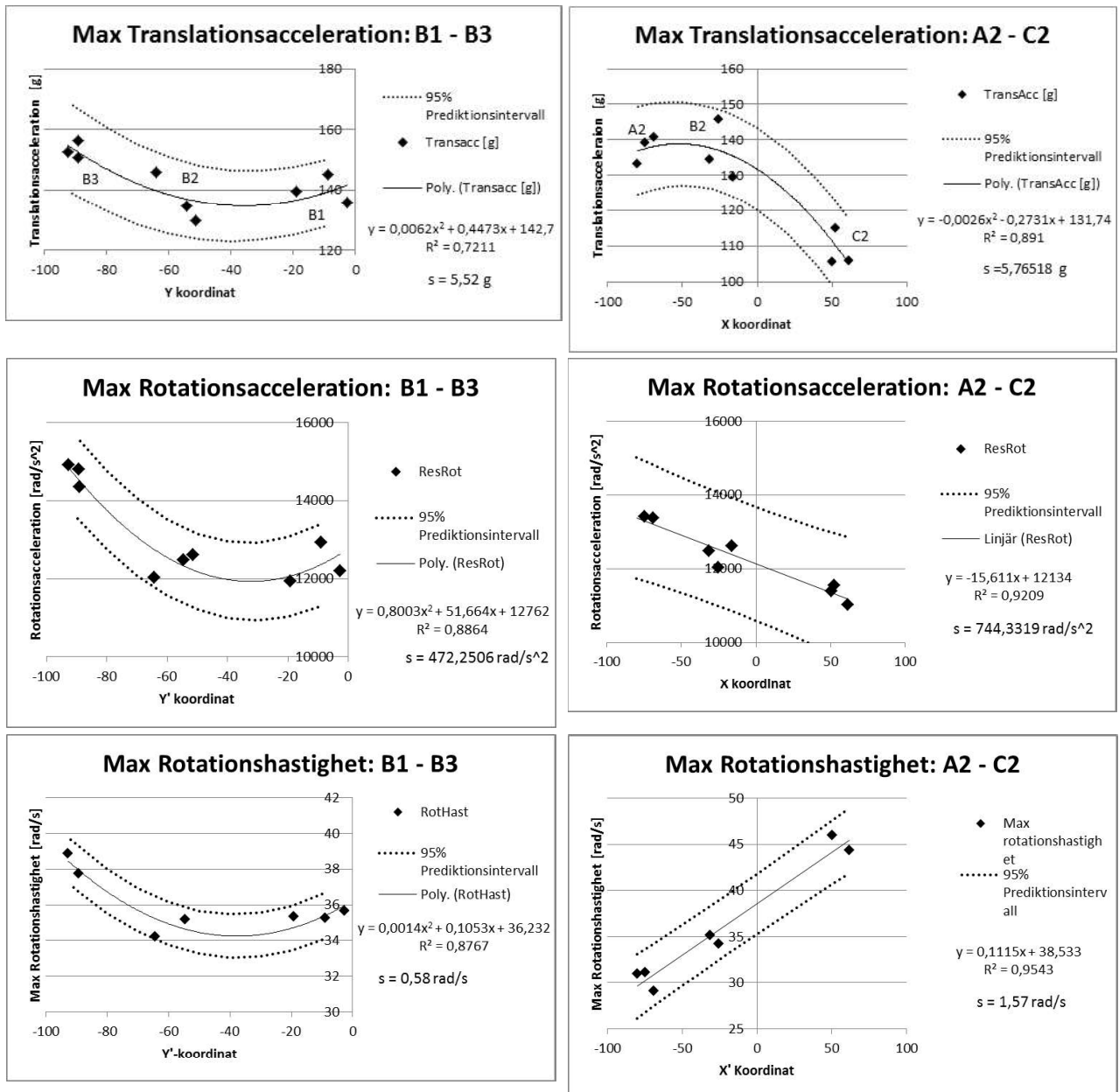


Figur 11. Positionering av hjälmen i testriggen där mellersta bilden är vid initial kontakt med plattan och understa bilden 16 ms efter.



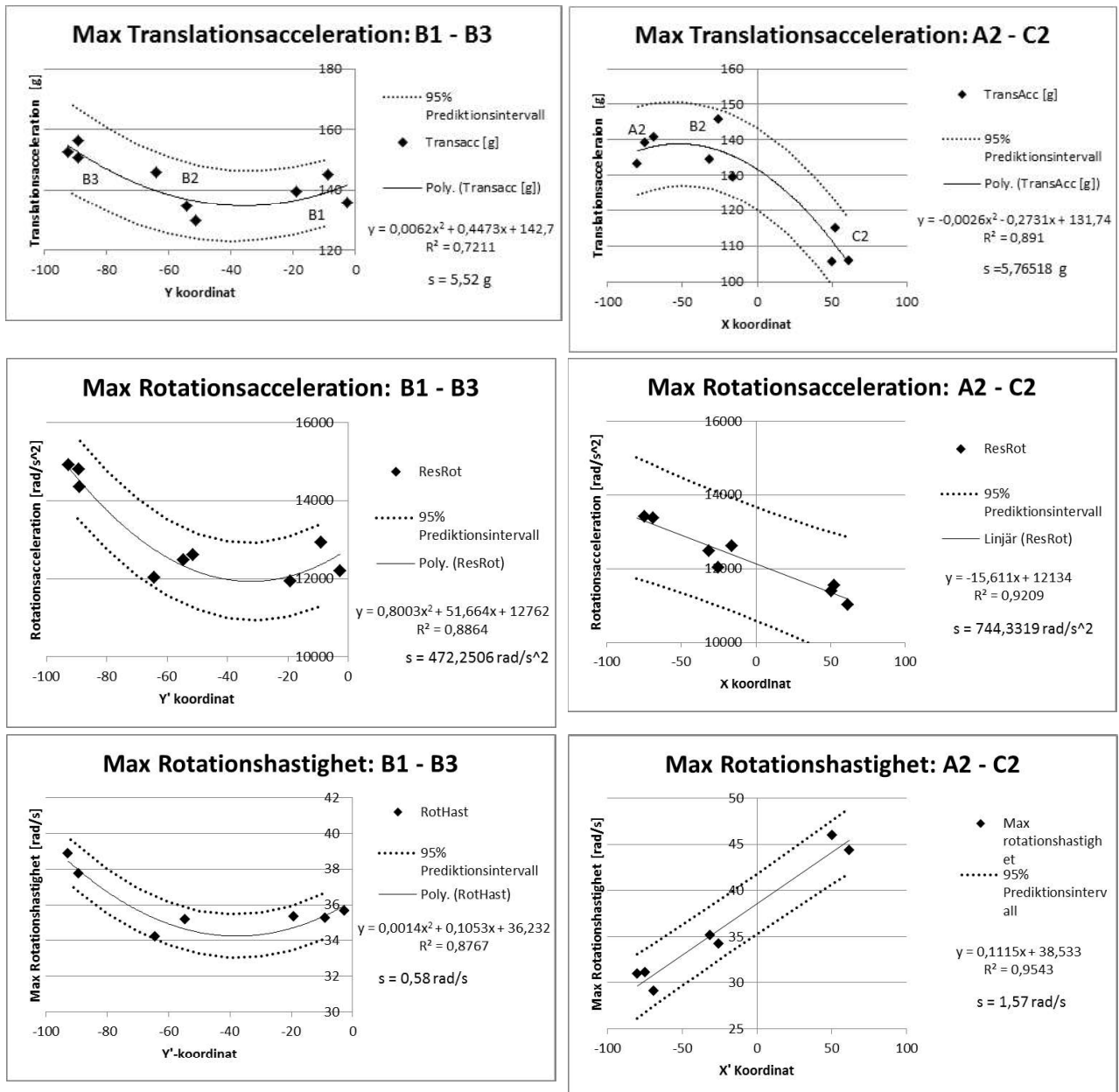
Figur 12 Koordinatsystemet på hjälmen. Vänster: Visar uppmätta testpunkter från testerna mätta i millimeter.

För translationsaccelerationen var den resulterande accelerationen i riktning B1-B3 likvärdigt för B1 och B2 (



Figur 13). Vid B3 uppkom en ökning av den resulterande accelerationen. Detta beror på att accelerationen i Y-riktning ökade kraftigt med ökad vinkel på hjälmen. I Z-riktning minskade istället accelerationen. Mellan punkterna B2 och B3 ökade medelvärdet för den resulterande translationsaccelerationen med 12,1 %. Medan mellan B1 och B2 skedde bara en förändring på 2,7 %.

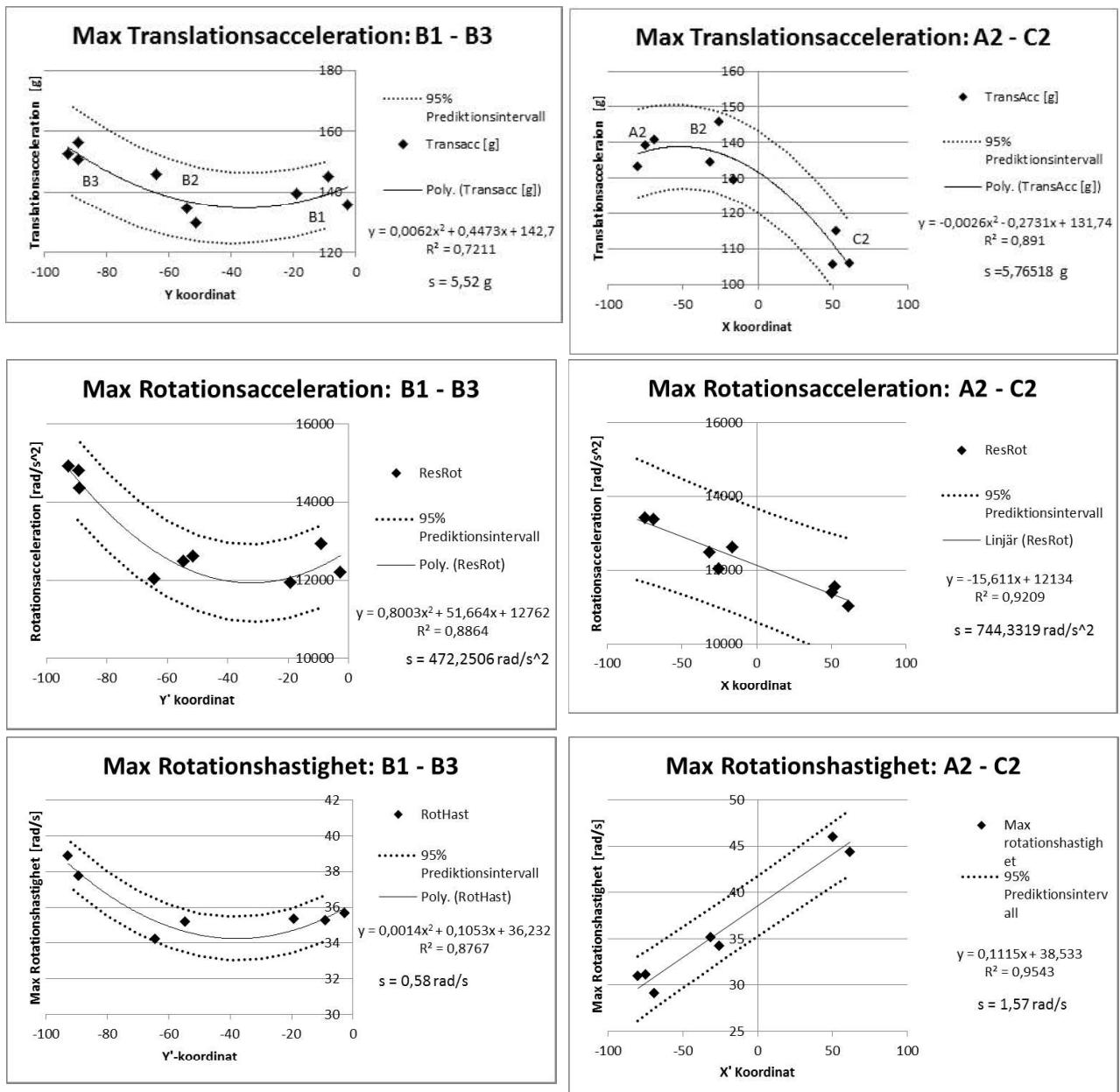
I riktning A2-C2 var det ett liknande resultat. Medelvärdet av den resulterande translationsaccelerationen för A2 och B2 skiljde sig endast 0,7 %. Medan skillnaden mellan B2 och C2 var 25,5 %. I Appendix 1 finns alla pikvärden av translationsaccelerationen samlade.



Figur 13. Variationen av amplituden för translationsaccelerationen (första raden), rotationsaccelerationen (andra raden) och rotationshastigheten (tredje raden). Först kolumnen visar beroendet av Y-koordinaten och andra kolumnen beroendet av X-koordinaten. En regressionslinje anpassad till graferna över de maximala mätvärdena. Denna linje presenteras tillsammans med dess ekvation, R^2 värde samt standardavvikelse.

Den resulterande rotationsaccelerationen skiljde sig minimalt mellan B1 och B2, som befann sig mellan 0 och 65 mm från origo. Medelvärde av mätningarna var endast 0,17 % större vid B2. En skillnaden som uppkom mellan de två punkterna var storleken på accelerationskomponenterna. Vid B1 skedde den högsta accelerationen runt Y-axeln medan vid B2 runt Z axeln. Punkten B3 gav den största resulterande rotationsaccelerationen, 18,7% större än B2. När ett visst avstånd från origo har passerats så stiger värdet av rotationsaccelerationen kraftigt.

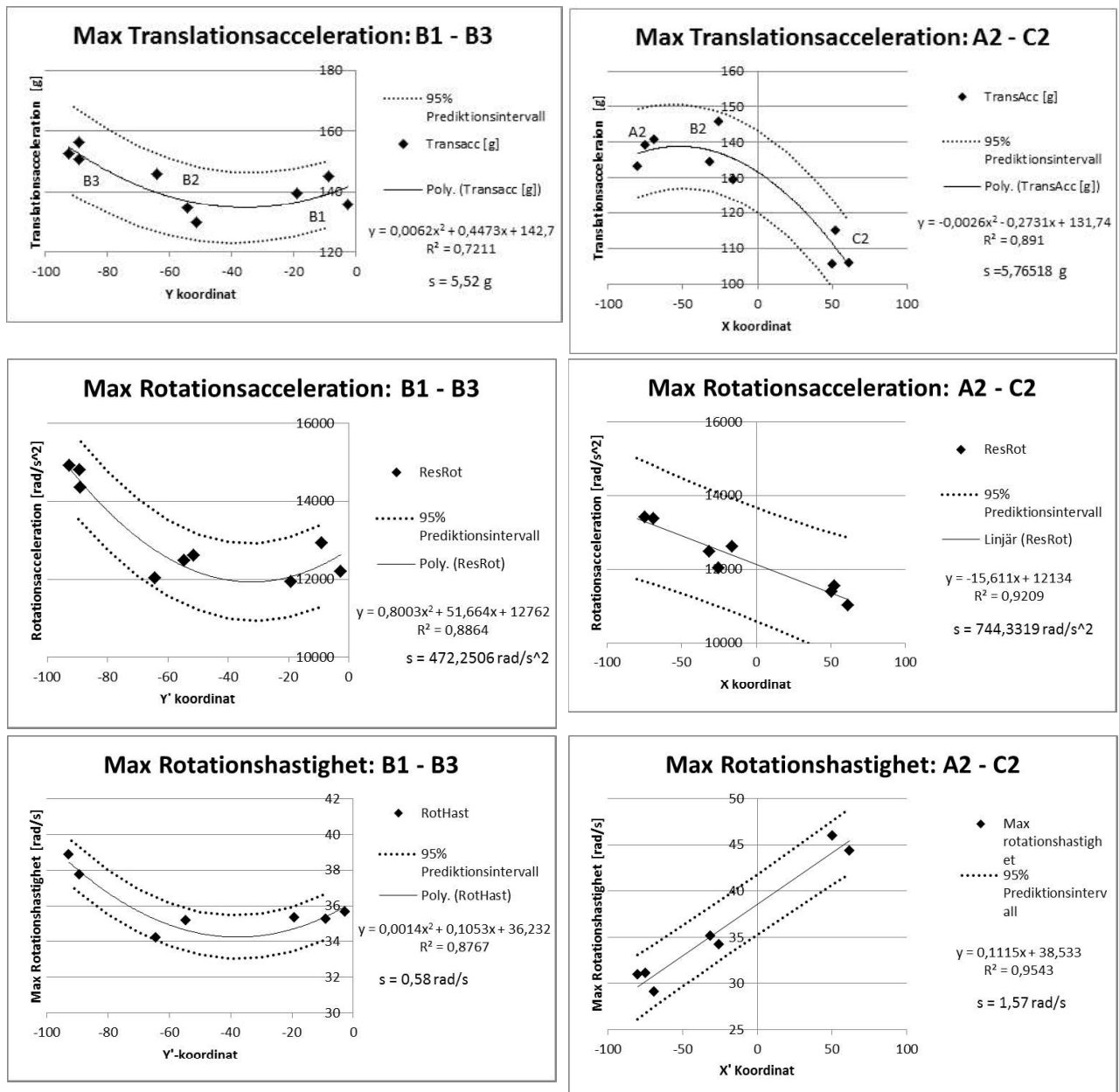
I riktningen A2-C2 uppkom det största medelvärdet av den maximala rotationsaccelerationen vid A2, 3,6 % större än B2. Det lägsta medelvärdet hade C2, 9,2 % mindre än B2. Rotationsaccelerationerna runt X- och Z-axlarna var de som minskat mest mellan punkterna B2 och C2 (Appendix 1).



Figur 13 visar hur den maximala rotationsaccelerationen varierade med X-koordinaten. Ur figuren syns det att rotationsaccelerationen minskar linjärt när X går mot ett positivt värde.

Den mest markanta skillnaden av rotationsaccelerationen mellan de olika testpunkterna var accelerationsimpulsens varaktighet. Impulsen varade markant längre vid punkten C2 än A2 och B2. Detta beror på att hjälmen har kontakt med underlaget under en längre tid när islagspunkten befinner sig längre bak på hjälmen.

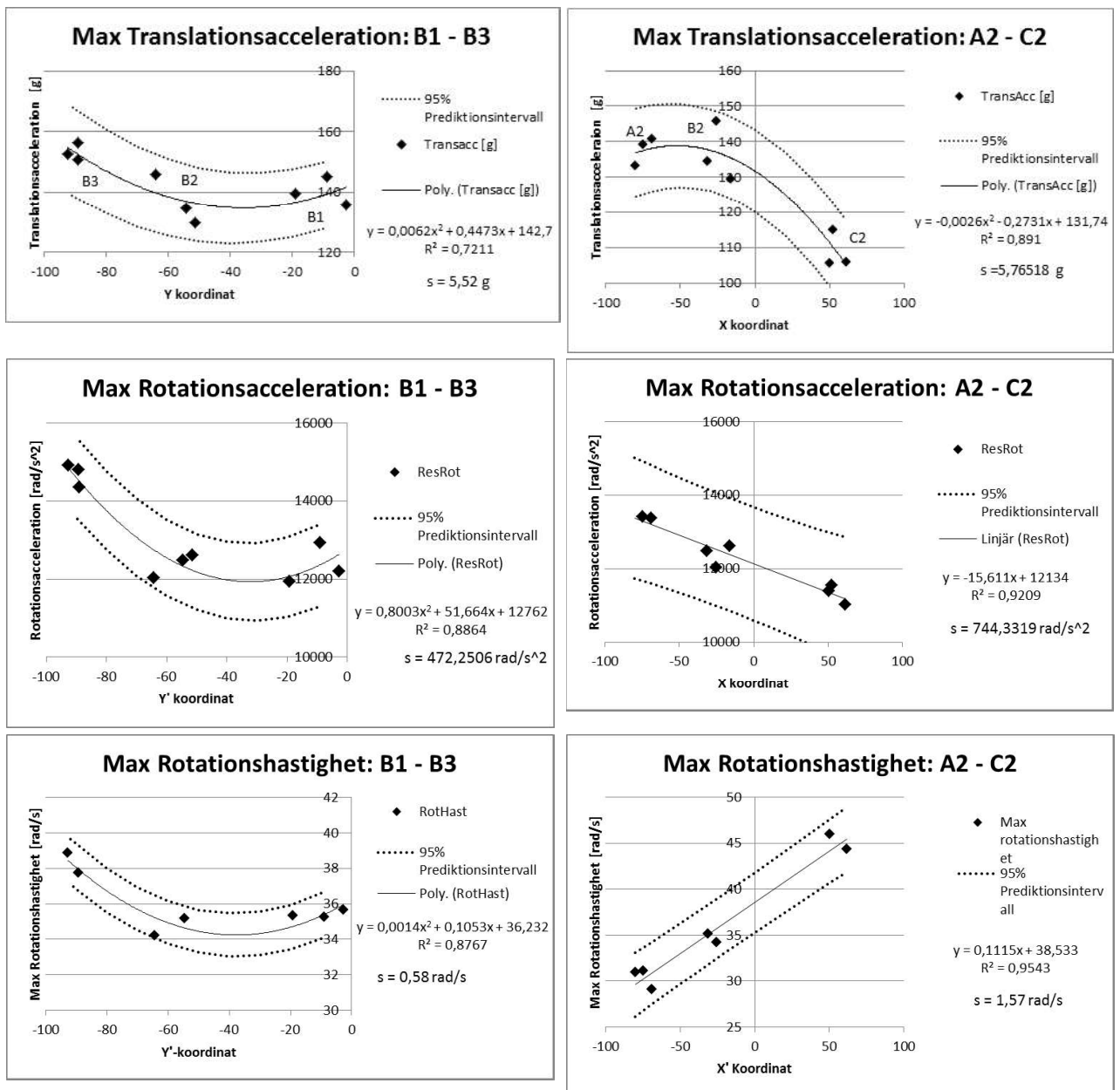
För rotationshastigheten användes inte försöken B2-2 och C2-3 på grund av att stora variationer i mätdata. Rotationshastigheten varierade likt den resulterande rotationsaccelerationen med liten skillnad mellan punkterna B1 och B2 (2 %) och betydligt större skillnad mellan B2 och B3 (10,2%).



Figur 13 visar hur rotationshastigheten varierar mellan de olika islagspunkterna. Likt för rotationsaccelerationen syns det att rotationshastigheten ökar kraftigare ju längre ifrån origo islagspunkten hamnar. I riktningen A2 till C2 ökade den maximala rotationshastigheten med X-koordinaten vilket är motsatt den maximala rotationsaccelerationen. Den procentuella

skillnaden mellan medelvärdet för A2 och B2 var 14%. Skillnaden i medelvärdet mellan B2 och C2 var 30%.

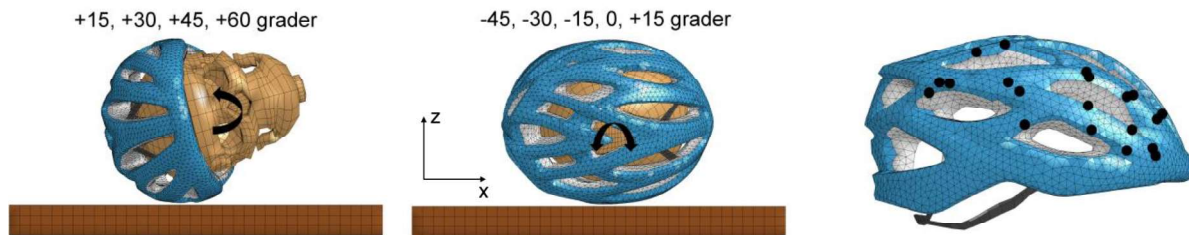
Rotationshastigheten för punkterna A2-C2 i



Figur 13 indikerade ett tydligt linjärt samband. Lutningen på kurvan var dock positiv istället för negativ som för rotationsaccelerationerna i samma riktning. Att rotationshastigheten för C2 var störst, trots lägre amplitud av rotationsaccelerationen, beror på att accelerationsimpulsen var längre än för B2 och A2.

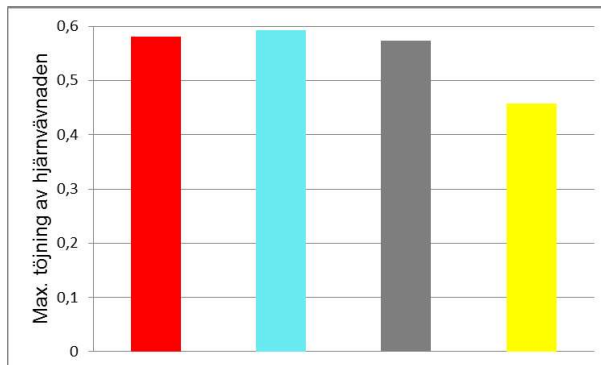
4.2 Numeriska simuleringar

Den numeriska känslighetsanalysen genomfördes för 20 olika träffpunkter på sidan av hjälmen (Figur 14). I alla simuleringar var islagshastigheten $v_x = 4.5 \text{ m/s}$ och $v_z = -4.5 \text{ m/s}$. Alla islag analyserades med avseende på maximala töjningar av hjärnan.

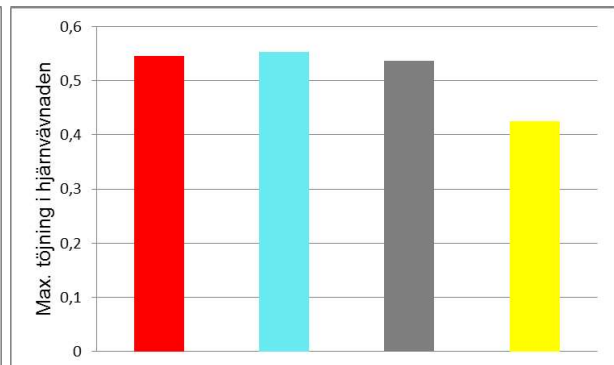


Figur 14. En schematisk bild över hur huvudet var roterat runt x- och z-axeln (vänstra och mitten bilden) för att få tjugo olika träffpunkter, som är indikerade längts till höger.

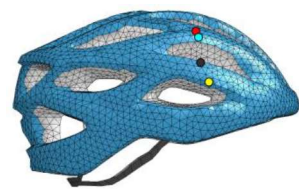
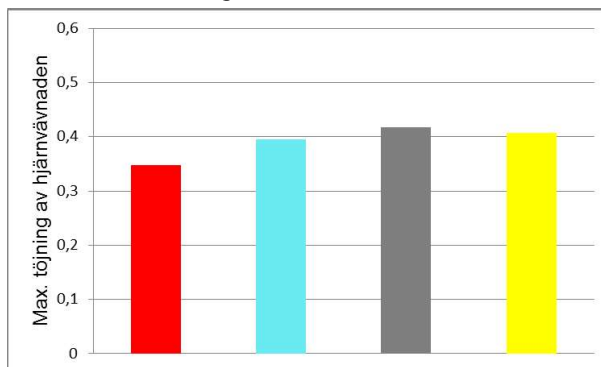
För de tjugo olika islagspunkterna varierade töjningen i hjärnan mellan 0.21 och 0.59. I Figur 15 presenteras de individuella töjningar och första kontaktpunkten på hjälmen. De högsta töjningar uppkom när islagspunkten var baktill (Z-rotation $+15^\circ$ och 0°) på hjälmen.



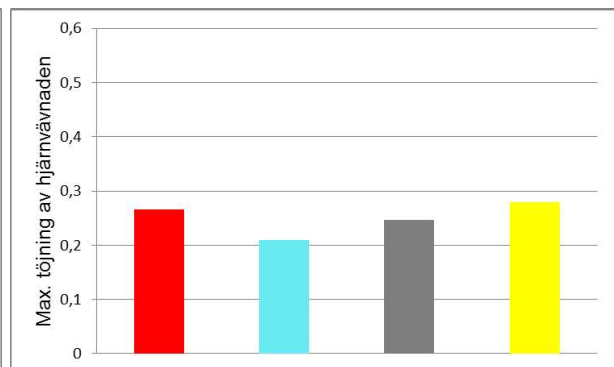
Z-rotation: +15°



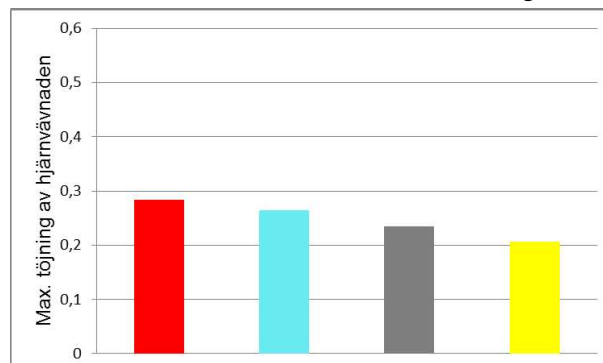
Z-rotation: 0°



Z-rotation: -15°



Z-rotation: -30°





Z-rotation: -45°

Figur 15. Den maximala töjningen i hjärnan för de tjugo olika träffpunkterna på hjälmen.

4.3 Diskussion

Både de experimentella testerna och de numeriska simuleringarna visade på att islagspunkten påverkar kinematiken och i sin tur töjningarna på hjärnvävnaden. Dock varierade storleken på hur mycket det påverkar. Ett exempel är i den numeriska studien med z-rotationen 0 grader där skillnaden i avstånd mellan röd och turkos samt gul och turkos var liknande. Skillnaden i maximala töjningen var liten (ca 1%) mellan islagspunkterna röd och turkos medan gul hade 23% lägre töjning än turkos.

I de experimentella testerna ser vi att punkterna B1 och B2 i regel ger liknande resultat, den procentuella skillnaden mellan dess medelvärden är förhållandevis låg. Trots att avståndet mellan B2 och B3 är mindre än mellan B1 och B2 så är det mellan dem vi ser den största ökningen av samtliga mätvärden (Tabell 2). Detta indikerar att regionen mellan B2 och B3 är känsligare för förändringar av islagspunkten än mellan B1 och B2. Eftersom ett begränsat antal punkter användes vet vi inte exakt vart denna förändring sker, det bästa vi kan säga är mellan 60 och 90 mm ifrån origo.

Tabell 2. Procentuell skillnad av mätvärdena mellan testpunkterna

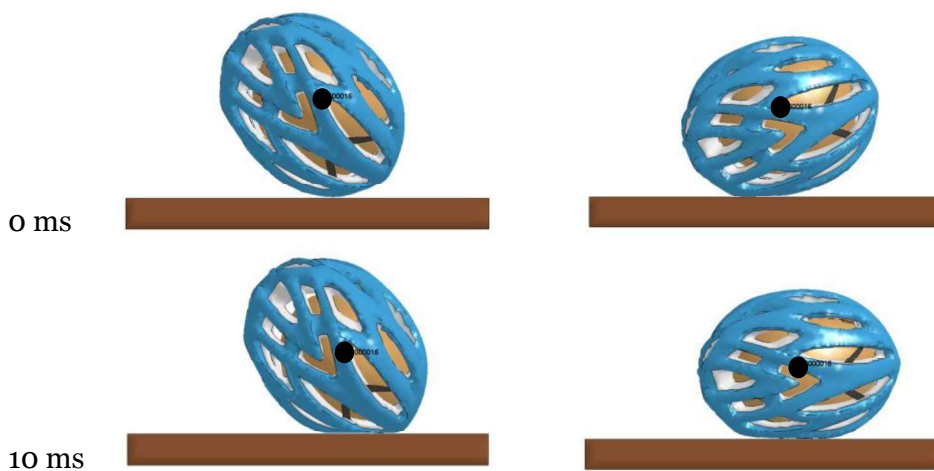
	B1 – B2 (%)	B2 – B3 (%)
Translations.acc	2,7	12,1
Rotations.acc	0,17	18,7
Rotations.hast	-2	10,2

I riktningen A2 – C2 ser vi överlag linjära samband mellan mätvärdena och X-koordinaten. Undantagen är för translationsaccelerationen där A2 och B2 uppvisar liknande resultat medan C2 är betydligt lägre. Den procentuella skillnaden mellan B2 och C2 är 25,5%. Vi ser att rotationshastigheten är känslig för förändringar mellan både A2 – B2 och B2 – C2 (Tabell 3). Dock ser vi den största förändringen i regionen mellan B2 och C2. Detta kan bero på att accelerationsimpulsens längd ökar desto längre bak på hjälmen testpunkten befinner sig.

Tabell 3. Procentuell skillnad av mätvärdena mellan testpunkterna

	A2 – B2 (%)	B2 – C2 (%)
Translations.acc	0,7	25,5
Rotations.acc	3,6	9,2
Rotations.hast	14,1	30,1

Från resultaten ser vi alltså att mätvärdena varierar som mest i regionerna mellan B2 – B3 och A2 – C2 i de experimentella testerna och mellan framtill och baktill på hjälmen i de numeriska simuleringarna. Anledningen till denna förändring är inte på grund av att hjälmen är bättre eller sämre i de olika regionerna utan på grund av att huvudformens masscentrum förskjuts och den dynamiska responsen blir annorlunda. Till exempel i z-rotation -45 grader i den numeriska studien ligger tyngdpunkten bakom islagspunkten och kommer motverka rotationsrörelsen. Medan för z-rotation +15 grader ligger tyngdpunkten framför islagspunkten och förstärker rotationen. Ett exempel visas i Figur 16. Skillnaden mellan de två fallen i Figur 16 i töjning var över 50%.



Figur 16. Till vänster z-rotation -45 grader och till höger z-rotation +15 grader. Översta raden visar hjälmens position precis vid initial kontakt med marken och nedersta raden efter ca 10 ms. I det vänstra fallet sker nästan ingen rotation medan i det högra fallet uppkommer rotation. Skillnaden beror på huvudets tyngdpunkt (svart punkt) i förhållande till islagspunkten, där normalkraften uppkommer.

Användningen av större testområden i dessa regioner skulle medföra stora variationer i mätvärdena och ge resultat som inte är pålitliga. Om det i framtida standarder skall definiera en testregion istället för en testpunkt måste detta kompenseras för. Det vill säga i testkonfigurationen samt i skadekriteriet. För att uppnå målet om att testmetoden skall vara enkel skulle det vara fördelaktigt om skadekriteriet i sig kompenseras för dels huvudets dynamiska reaktion samt hjärnans känslighet i olika riktningar.

Regressionsmodellen, som presenterades för de experimentella testerna, skulle kunna användas för att beskriva mätvärdenas känslighet för förändringar av koordinaten men användes i detta projekt mest för att visualisera förändringen av mätvärdena bättre. Genom derivering av regressionsmodellen fås dess lutning vilket beskriver hur värdet varierar med koordinaten. Vi kan dock inte med 100 % säkerhet säga att mätvärdena varierar utefter regressionslinjen. Dels på grund av att det alltid kommer att finnas en viss mätosäkerhet som beror på variationer av kollisionshastigheten, spridningen av träffpunkterna, operatören och så vidare. Men främst på grund av att ett begränsat antal punkter användes i försöken, av den anledningen är det svårt att säga hur mätvärdena varierar mellan de testpunkter som användes

till försöket. Dessutom gäller regressionsmodellen endast för hjälmar av samma typ vid samma testkonfiguration vilket gör metoden någorlunda begränsat.

På grund av att vi inte i nuläget har något testprotokoll som tar hänsyn till de problem som togs upp ovan är det lämpligare att använda sig utav testpunkter istället för större regioner. Först när vi har förstått hur huvudets position påverkar både mätvärden samt skademekanismerna i hjärnan kan större testområden användas.

Eftersom att Testmetod 1 med som använts i både den experimentella testerna och numeriska simuleringarna är så pass komplext är det näst in till omöjligt att kontrollera alla dess osäkerheter. I Testmetod 2 är det lättare att kontrollera huvudet och hjälmens initiala position vilket gör att spridningen som presenterats i detta projekt bör kunna reduceras. Detta medför att de olika träffpunkterna kommer att vara centrerade runt en bestämd punkt. Om istället ett område skulle bestämmas är riskens stor att mätvärdena varierar för mycket. Men om en punkt anges kan det vara lättare för hjälmstillverkare att konstruera hjälmar som presterar bra vid den specifika punkten. För att komma ifrån detta problem kan det likt detta försök anges flera punkter i olika riktningar som testas.

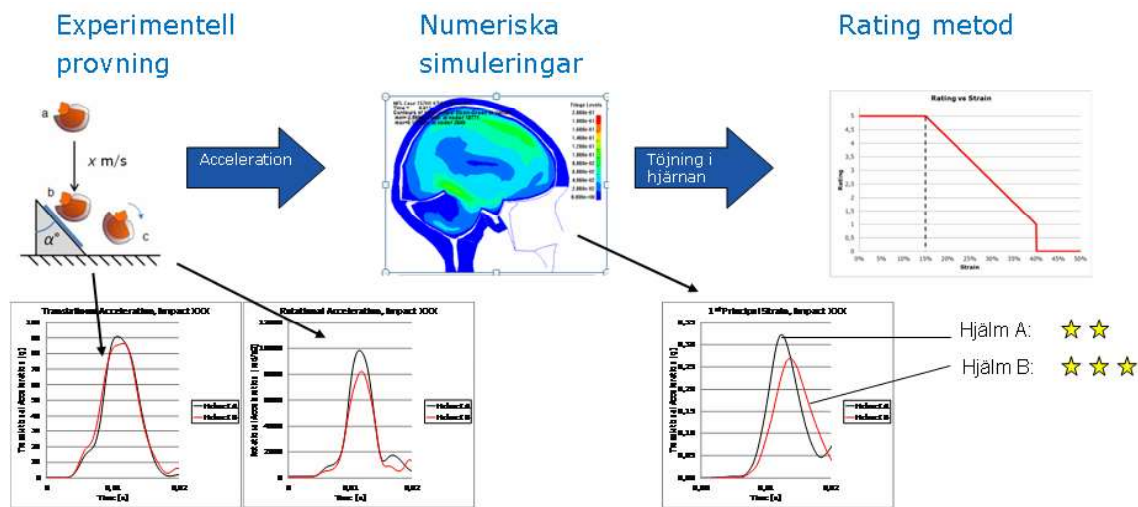
4.4 Slutsatser

Målet med studien var att undersöka hur känsliga mätvärdena var för förskjutningar av träffpunkten. Utifrån detta skulle sedan rekommendationer tas fram för hur träffpunkterna bör definieras i framtida testprotokoll. Utifrån de testerna som utfördes kunde det konstateras att:

- Känsligheten för förskjutningar av träffpunkten ökar som mest mellan 60 och 90mm från origo i Y-riktning
- Rotationsimpulsens längd ökar med ökad X-koordinat, amplituden minskar
- Känsligheten för förskjutningar av träffpunkten är hög i X-riktning
- Träffpunktens position påverkar mätresultaten markant och bör kompenseras för
- Det är generellt sätt bättre att använda sig av testpunkter än ett större testområde vid sneda islag. Flera punkter bör dock testas för att rättvist kunna bedöma hjälmens prestanda.
- Resultaten från den experimentella studien och den numeriska stämmer överens så till vida att en förflyttning av träffpunkten i X och Y-riktningarna medför samma förändring av testvärdena. En förflyttning i positiv X-led minskar rotationshastigheten (Figur 13) och även töjningen som presenteras i Figur 15. På samma sätt minskar rotationshastigheten i Figur 13 och töjningen i Figur 15 om testpunkten flyttas i positiv Y-riktning.

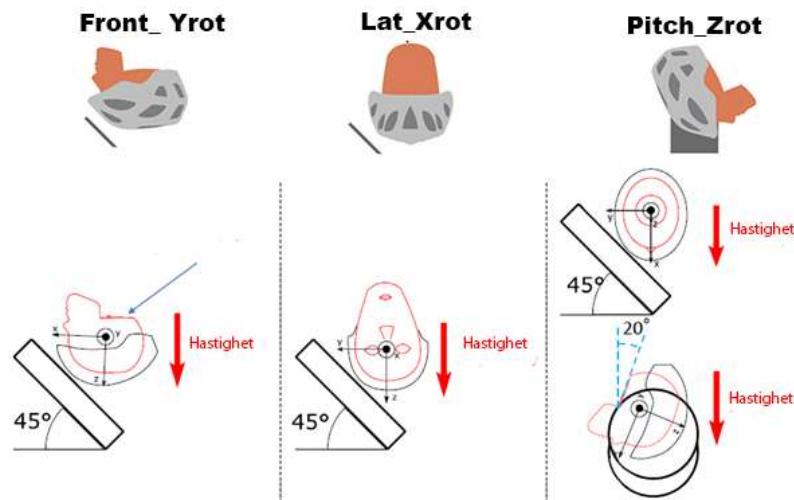
5 Ratingmetod

En sammanfattande bild av ratingmetoden finns presenterad i Figur 17. Processen var uppdelad i tre steg: experimentell provning, numeriska simuleringar och rating. De olika stegen presenteras i mer detalj nedan. Totalt inkluderades fjorton hjälmar (Hjälm 1 till Hjälm 14) i pilotstudien av ratingmetoden. Alla hjälmar går att köpa på marknaden idag och är således CE-märkta.



Figur 17. En sammanfattning av metoden för den föreslagna ratingmetoden.

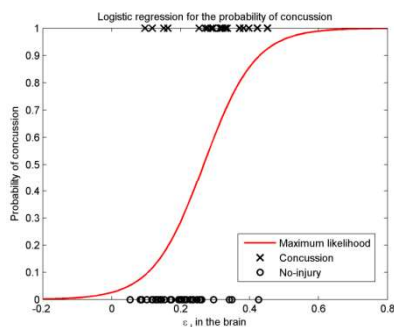
Den experimentella provningen utfördes med Testmetod 2 (Kapitel 2.2). Hjälmens och huvudet positionerades på tre sätt så att tre olika islagssituationer och träffpunkter utvärderades (Figur 18). Dessa träffpunkter valdes utifrån tidigare publicerade studier som visar på att de flesta islagspunkterna sker framtill eller på sidan av hjälmen (Ching et al. 1997; McIntosh et al. 1998; Williams 1991; Otte & Wiese 2014). I krockdockehuvudet fanns nio linjära accelerometrar så att både den linjär- och rotationsaccelerationen kunde tas fram för alla sex frihetsgrader.



Figur 18. Islagssituation och träffpunkter på hjälmen.

Accelerationspulserna som togs fram i den experimentella provningen applicerades på KTH:s FE-huvudmodell. Den maximala töjningen i hela hjärnan i ett element genererades för varje simulering.

Utifrån den maximala töjningen från varje simuleringen genererades risk för hjärnskakning baserat på tidigare olycksrekonstruktioner av tacklingar inom amerikansk fotboll presenterat av Kleiven (2007) (Figur 19a). Utifrån dessa riskvärden genererades en poäng enligt Figur 19b. Detta gjordes för alla tre lastriktningar och poängen för varje hjälm summerades ihop till en total poäng. Denna totala poängen bestämde sedan antal stjärnor som hjälmen erhöll (Figur 19c).



a)

Risk för hjärnskakning	Poäng
0-20%	5
20-40%	4
40-60%	3
60-80%	2
80-100%	1

b)

	Summa av totalpoängen
★	3-5
★★	6-8
★★★	9-11
★★★★	12-14
★★★★★	15

c)

Figur 19. Risk för hjärnskakning baserad på rekonstruktioner av amerikansk fotboll (Kleiven 2007) till vänster och kopplingen mellan risk för hjärnskakning och poängsättningen för ratingmetoden till höger.

Resultatet av ratingmetoden av de fjorton hjälmar gav mellan en och tre stjärnor. Antal stjärnor för respektive hjälm presenteras i Tabell 4. Den bästa hjälmen av de fjorton hade en medelrisk för hjärnskakning i de tre lastfallen på 39% jämfört med 75% för den sämsta hjälmen.

Tabell 4. Ratingen av de fjorton olika hjälmarna som inkluderades i pilotstudien.

Hjälm 1	★★★
Hjälm 2	★★★
Hjälm 3	★★★
Hjälm 4	★★★
Hjälm 5	★★★
Hjälm 6	★★★
Hjälm 7	★★★
Hjälm 8	★★★★★
Hjälm 9	★★★
Hjälm 10	★★★★★
Hjälm 11	★★★★★
Hjälm 12	★★★★★
Hjälm 13	★★★★★
Hjälm 14	★★★★★

5.1 Diskussion

Denna pilotstudie av en ratingmetod av hjälmar är begränsad till att avgöra den energiupptagande effekt hjälmen har för att motverka hjärnskador. Ratingmetoden bör kompletteras med flera parameterar. Den först är risken för skallfraktur. Till det skulle dagens testmetod med ett rakt islag från 1.5 meters höjd kunna användas. Idag motverkar hjälmarna skallfrakturer (Otte & Wiese 2014) men testet bör ändå vara en del av ratingmetoden för att förebygga modifikationer av hjälmar som leder till ökad frakturrisik. Vad det gäller den skadeförebyggande effekten kan också hur bra hjälmen täcker huvudet och skyddar samt hur bra hjälmen sitter kvar på huvudet efter först islaget inkluderas. En annan del som bör komplettera denna ratingmetod är komfort. Denna del kan inkludera att hjälmen har en passform, hur sikten påverkas, ventilation och vikt.

I pilotstudien har tre lastfall för alla hjälmar utvärderats och lastfallen har sedan viktas lika vid poängsättningen. En cykelolycka kan ske på många olika sätt och ge stor variation i islagspunkt, islagshastighet och islagsriktning. Vi har valt dessa tre islagspunkter för att det enligt tidigare studier har visat att det är vanligast att träffa framtill eller på sidan av hjälmen.

De experimentella testen i ratingmetoden är så designad att huvudet tyngdpunkt ska hamna på samma ställe för alla hjälmar och inte påverka resultatet markant, se föregående kapitel. Att ha tre specifika islagspunkter skulle kunna leda till att hjälmstillverkarna specificeras sig på att utveckla dessa punkter för att få en bra rating medan andra delar på hjälmen får stå tillbaka. Ett alternativ kunde vara att ha fler islagspunkter på hjälmen.

Pilotstudien inkluderade en islagshastighet på 6 m/s. Verschueren (2009) gjorde olycksrekonstruktioner av 22 olyckor både involverande ett fordon och singelolyckor där den resulterande huvudhastigheten varierade mellan 3.2 m/s upptill 15.1 m/s. Andra ratingmetoder för hjälmar har inkluderat flera hastigheter (Rowson et al. 2015; SHARP 2015;

CRASH 2014) vilket kan vara en fördel för att kunna utvärdera hjälmen i ett bredare användningsområde.

En fråga som uppkommer är hur alla parametrar, som mäts i en tänkbar hjälmratingmetod, skall värderas. I pilotstudien värderas alla tre islagsriktningar lika. Vilket kan anses vara naturligt eftersom det är tre vanliga islagspunkter med tre sannolika lastfall. Dessutom tar FE-modellen hänsyn till hur de olika lastriktningarna påverkar hjärnan då hjärnan är olika känslig mot rotationer kring de olika axlarna. Däremot om fler parametrar ska läggas till såsom komfort, täckning och andra islagspunkter kan det vara bra att se över bidraget från alla parametrar på slutpoängen.

En annan fråga som uppkommer är val av utvärdering av hjälmarnas prestanda. I denna pilotstudie har KTH:s huvudmodell och en utarbetad riskkurva för hjärnskakning baserad på amerikansk fotboll använts. Otte och Wieses (2014) fann i deras studie att hjärnskakning, skärsår, ytligare blåmärken och liknande (AIS2 eller mindre) var vanligast bland de som bar hjälm.

I detta delprojekt har KTH-modellen använts. Modellen är validerad både mot relativ rörelse och tryck. Det finns också andra modeller som har utvecklats och validerats. Två studier har visat att det kan vara rätt så stor skillnad mellan olika huvudmodeller med avseende på lokaliseringen av högsta töjningarna och maxvärdet av töjningen (Baeck 2013; Ji et al. 2014). Däremot har ingen utvärderat om olika modeller rankar olika lastpulser på samma sätt. I Appendix 1 presenteras en utvärdering av KTH-modellen och en annan huvudmodell där korrelationen mellan de två modellerna för olika hjälmtester visas. Resultatet visade en stark korrelation mellan töjningarna i de två modellerna. Korrelationskoefficienten var mellan 0.87 och 0.99. Eftersom inte GHBMC-modellen hade någon riskkurva utvecklad för hjärnskakning var det svårt att genomföra samma rating med den modellen för att kunna jämföra ratingen med KTH-modellen. Korrelationsfaktorn pekar ändå mot att GHBMC-modellen ger liknande ranking av de olika hjälmpulserna.

5.2 Slutsatser

Den föreslagna ratingmetoden gav tre segment av hjälmar från en till tre stjärnor, vilket kan ge slutkonsumenten ett verktyg för kunden att bedöma hjälmen mer än bara utifrån design och komfort. Men ratingmetoden bör också vidareutvecklas för att skapa ett ännu bättre verktyg för slutkonsument vilket också kan leda till större krav på hjälmstillverkarna.

6 Generell diskussion och konklusion

Detta projekt som pågått i 18 månader har i högsta grad medverkat till att KTH kunnat vara drivande i arbetet för att utveckla den nya generationens test metod för i första hand cykel, skid och ridhjälm. Den nya testmetoden innehåller två nya komponenter.

- mätning av vinkel accelerationen i huvudet vilket möjliggör prediktering av risk för hjärnskada.

- Islag mot vinklad yta som ger mer realistiska islag.

Dessa två faktorer ger en betydligt mer realistisk testmetod för hjälmar som förhoppningsvis kommer att medföra att hjälmarna tar upp mer energi samt färre skador kommer att ske. Att addera vinkelaccelerationen samt en vinklad islagsyta kommer att medföra att testmetoden blir mer komplicerad och potentiellt sätt dyrare.

En faktor som kan medföra att testmetoden blir dyrare är ifall en nacke måste inkluderas i testet. Intuitivt så borde nacken påverka huvudet under ett islag där huvudet utsätts för en kraft/acceleration. I detta projekt så genomfördes ett antal FE simuleringar av hjälmislag mot en 45 gradig islagsyta. Hjälmislag utan nacke jämfördes med simuleringar med en mänsklig nacke och en modell av en Hybrid III nacke. Denna studie visade att det finns islag där nacken påverkar huvudets accelerationer mer och andra islag där nacken påverkar mindre. Studien visade också att simuleringar med den experimentella HIII nacken var för styv och gav sämre korrelation med mänskliga nacken än simuleringar utan nacke. Så, resultatet är att så länge det inte finns ett bättre substitut än HIII nacken så är det bättre att testa hjälmar utan nacke. I detta resonemang så är det viktigt att ta med tiden under vilket slaget sker (Också kallat duration). Vid islag mot en hård yta så som asfalt så är durationen normalt mellan 5-10ms. Under denna tid som kan definieras som kort, så "hinner" nacken inte påverka huvudet så pass mycket att nacken måste inkluderas i detta förslag på ny testmetod.

En annan aspekt som måste förstås bättre är känsligheten i resultatet på grund av variation av testpunkten och huvudets initiala position. Att huvudet är olika känsligt för rotationer kring olika axlar är allmänt känt. Frågan var då om man förbestämmer en viss islagsriktning om en initial ändring av islagspunkten med ett par centimetrar påverkar testresultatet. Detta är viktigt att förstå då testet skall specificeras. Antingen får man specificera specifika testpunkter alternativt så anger man en region inom vilken testet skall ske. En experimentell studie och en numerisk studie har genomförts för att förstå hur de uppmätta accelerationerna påverkas om träffpunkten på hjälmen varierar. Resultatet från båda studierna visar att huvudets kinematik varierar mer än vad som är acceptabelt. Alltså är rekommendationen att specificera testpunkter på hjälmen eller exakta vinklar för huvudet. Ytterligare ett alternativ som håller på att utvärderas och som ett direkt resultat av detta projekt är att ta hänsyn till huvudets initiala position och kompensera för detta i pass/fail kriteriet.

Vidare har ett förslag på en ny rating metod utarbetats och utvärderats. Detta skulle kunna vara ett komplement till den nya testmetoden som "bara" godkänner att hjälmen har ett fullgott skydd. En rating metod skulle kunna jämföra hjälmar mot varandra och ge slutkonsumenten en bättre vägledning för hjälmens skyddsförmåga. Det presenterade förslaget skulle behöva utökas med rating av andra parametrar som användarvänlighet, komfort och ventilation.

En viktig parameter att ta med i designen av en ny testmetod är att den inte gör hjälmen dyrare pga mer komplexa och därigenom dyrare testutrustningar..

Vid projektstart definierades ett antal

7 Avvikelse från projektplan

Referensgruppen som vi användes av i de föregående projektet (P11-14) har inte konsulteras inom detta projekt då projektets innehåll inte hade direkt relevans för den referensgruppen. Däremot av forskare inom EU använts som referensgrupp i anslutning till standardiseringsmöten. Resultaten som vi presenterat i denna rapport har vid flera tillfällen diskuterats på både CEN och ASTM möten i Europa och USA.

Andrew McIntosh i Australien, som arbetat med ratingmetoder av motorcykelhjälm (CRASH), har också använts som referens.

I projektansökan står det att vi skulle fortsatt validera nackmodellen för typiska hjälmislag. Detta arbete har påbörjats, och pågår men är inte färdigt. Arbetet kommer att färdigställas under december månad.

8 Spridning av resultat

Resultatet som tagits fram i detta projekt har använts i arbetet direkt i arbetet inom CEN TC158 arbetsgrupp 11 för att utveckla en ny standard för sneda islag där Peter Halldin är ordförande. Resultaten har också presenterats på både internationella, nationella konferenser samt ASTM standardiseringsmöten. Följande CEN WG11 möten har hållits inom CEN TC158:

- 17 March 2014, Milan
- 30 September 2014, Stockholm
- 25 March 2015, Strasbourg i Frankrike
- 16 Oktober 2015, Leuven i Belgien

Följande ASTM möten i USA där resultat presenterats och diskuterats för att harmonisera standardiseringsarbetet mellan EU och USA.

- 6 Maj 2014, Toronto i Canada
- 16 November 2015, Tampa i USA

Sedan har Peter Halldin och Madelen Fahlstedt medverkat i ett EU projekt (COST TU1101) som resulterade i ett antal rapporter som relaterar till cykelsäkerhet och hjälmanvändning. Se speciellt rapporten från WG3 (<http://www.bicycle-helmets.eu/impact-engineering>).

8.1 Publikationer och konferensbidrag

Fahlstedt, M., Depreitere, D., Halldin, P., vander Sloten, J., Kleiven, S., Correlation between Injury Pattern and Finite Element Analysis in Biomechanical Reconstructions of Traumatic Brain Injuries, *Journal of Biomechanics*, 2015 48(7):1331-5

Fahlstedt, M., Numerical Accident Reconstructions – A Biomechanical Tool to Understand and Prevent Head Injuries, PhD Thesis, KTH Royal Institute of Technology, 2015, Stockholm, Sweden

Fahlstedt, M., Halldin, P., Kleiven, S, Importance of the Bicycle Helmet Design and Material for the Outcome in Bicycle Accidents, in the Proceedings of the International Cycling Safety Conference 2014, 18-19 November 2014, Gothenburg, Sweden

Willinger, R., Deck, C., Halldin, P., Otte, D., Towards advanced bicycle helmet test methods, in the Proceedings of the International Cycling Safety Conference 2014, 18-19 November 2014, Gothenburg, Sweden

Fahlstedt, M., Halldin, P., Kleiven, S., 2015. Dagens cykelhjälmars skyddande effekt och dess förbättringspotential. Transportforum, Linköping, Sweden

Halldin, P., Deck, C., Willinger, R., Proposal for a new test method of bicycle helmets in the Proceedings of the International Cycling Safety Conference 2014, 15-16 September 2015, Hannover, Germany

Ekstrand, N, Känslighetsanalys av kollisionpunkter i hjälmtester för sneda islag, kandidatexamensarbete 15 högskolepoäng, Mittuniversitetet, 2015

9 Referenser

Allison, M.A. et al., 2011. Validation of Helmet-Based System to Measure Head Impact Biomechanics in Ice Hockey. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(1), pp.115–123.

Baeck, K., 2013. *Biomechanical Modeling of Head Impacts - A Critical Analysis of Finite Element Modeling Approaches*. PhD Thesis, KU Leuven, Leuven, Belgium.

Bourdet, N. et al., 2012. Head Impact Conditions in the Case of Cyclist Falls. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 226(3/4), pp.282–289.

Brolin, K. & Halldin, P., 2004. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics. *Spine*, 29(4), pp.376–85.

Ching, R.P. et al., 1997. Damage to Bicycle Helmets Involved with Crashes. *Accident Analysis & Prevention*, 29(5), pp.555–562.

- COST 327, 2001. *Motorcycle Safety Helmets Final report*, European Commission.
- CRASH, 2014. Safer motorcycle helmets - Your guide to buying a motorcycle helmet. Available at: <http://www.crash.org.au/home.html> [Accessed September 10, 2015].
- DeSantis, K., 1991. Development of an Improved Multi-Directional Neck Prototype. *Stapp Car Crash Conference*.
- Gennarelli, T.A., Thibault, L.E. & Ommaya, A.K., 1972. Pathophysiologic Responses to Rotational and Translational Accelerations of the Head. In *16th Stapp Car Crash Conference*. Detroit, Michigan, US, pp. 296–308.
- Halldin, P., Gilchrist, A. & Mills, N.J., 2001. A New Oblique Impact Test for Motorcycle Helmets. *International Journal of Crashworthiness*, 6(1), pp.53–64.
- Holbourn, A.H.S., 1943. Mechanics of Head Injuries. *The Lancet*, 9, pp.438–441.
- Jadischke, R. et al., 2013. On the Accuracy of the Head Impact Telemetry (HIT) System Used in Football Helmets. *Journal of Biomechanics*, 46(13), pp.2310–2315.
- Ji, S. et al., 2014. Parametric Comparisons of Intracranial Mechanical Responses from Three Validated Finite Element Models of the Human Head. *Annals of Biomedical Engineering*, 42(1), pp.11–24.
- Kleiven, S., 2006. Evaluation of Head Injury Criteria Using a Finite Element Model Validated against Experiments on Localized Brain Motion, Intracerebral Acceleration, and Intracranial Pressure. *International Journal of Crashworthiness*, 11(1), pp.65–79.
- Kleiven, S., 2007. Predictors for Traumatic Brain Injuries Evaluated through Accident Reconstructions. *Stapp Car Crash Journal*, 51, pp.81–114.
- Larsson, J., 2015. *Cykelhjälm användning i Sverige*,
- Mao, H. et al., 2013. Development of a Finite Element Human Head Model Partially Validated with Thirty Five Experimental Cases. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(11), pp.1–15.
- McIntosh, A., Dowdell, B. & Svensson, N., 1998. Pedal Cycle Helmet Effectiveness: A Field Study of Pedal Cycle Accidents. *Accident Analysis & Prevention*, 30(2), pp.161–168.
- Myers, B.S. et al., 1989. Responses of the Human Cervical Spine to Torsion. In *Stapp Car Crash Conference*. Washington, DC, USA, pp. 215–222.
- Otte, D. & Wiese, B., 2014. Influences on the Risk of Injury of Bicyclists' Heads and Benefits of Bicycle Helmets in Terms of Injury Avoidance and Reduction of Injury Severity. *SAE International Journal of Transportation Safety*, 2(2), pp.257–267.

- Padgaonkar, A.J., Krieger, K.W. & King, A.I., 1975. Measurement of Angular Acceleration of a Rigid Body Using Linear Accelerometers. *Journal of Applied Mechanics*, 42(3), pp.552–556.
- Rowson, B., Rowson, S. & Duma, S.M., 2015. Hockey STAR: A Methodology for Assessing the Biomechanical Performance of Hockey Helmets. *Annals of Biomedical Engineering*.
- Rowson, S. & Duma, S.M., 2011. Development of the STAR evaluation system for football helmets: integrating player head impact exposure and risk of concussion. *Annals of biomedical engineering*, 39(8), pp.2130–40.
- SHARP, 2015. SHARP - The helmet safety Scheme. Available at: <http://sharp.direct.gov.uk/> [Accessed September 10, 2015].
- Verschueren, P., 2009. *Biomechanical Analysis of Head Injuries Related to Bicycle Accidents and a New Bicycle Helmet Concept*. PhD Thesis, KU Leuven, Leuven, Belgium.
- Williams, M., 1991. The Protective Performance of Bicyclists' Helmets in Accidents. *Accident Analysis & Prevention*, 23(2/3), pp.119–131.

Appendix 1. Resultat från den experimentella känslighetsanalysen

I Tabell A 1 presenteras medelvärdet och spridningen på koordinaterna för träffpunkterna i den experimentella känslighetsanalysen där fem olika träffpunkter testades med tre hjälmar för vardera träffpunkt. Sedan i Tabell A 2 till Tabell A 4 presenteras maxvärdena för translationsaccelerationen, rotationsaccelerationen och rotationshastigheten.

Tabell A 1. Medelvärdet av koordinaterna för träffpunkter och dess spridning

Testpunkt		X	Y
A2	Medel	-74,6	-58,33
	Spridning	5,6	9,1
B1	Medel	-15,53	-10,23
	Spridning	15,1	16,6
B2	Medel	-24,36	-56,73
	Spridning	15,1	12,9
B3	Medel	-11,67	-90,4
	Spridning	7,3	3,5
C2	Medel	54,87	-47,87
	Spridning	11,2	12,2

Tabell A 2. Translationsaccelerationerna från de experimentella testerna.

Testpunkt	Test	Y [g]	X [g]	Z [g]	ResTrans [g]
A2	1	41,1	104,6	108,1	140,6
	2	48,9	104,3	91,3	133,3
	3	52,1	110,4	90,8	139,1
B1	1	6,9	59,9	126,1	135,9
	2	4,2	66,4	134,6	139,4
	3	6,1	71,3	129,3	144,9
B2	1	56,6	57,7	113,6	134,5
	2	35,9	58,2	113,2	129,5
	3	54,8	62,7	120,8	145,8
B3	1	85,7	56,5	110,7	150,8
	2	91,9	63,3	104,2	152,5
	3	89,7	68,1	108,8	156,2
C2	1	39,0	18,3	99,2	105,7



KTH Teknik och hälsa

Slutrapport P1_14

Stockholm 151130

	2	35,4	24,5	99,1	105,8
	3	49,9	41,7	101,1	115,0

Tabell A 3. Rotationsaccelerationerna från de experimentella testerna.

Testpunkt	Test	Y [rad/s ²]	X [rad/s ²]	Z [rad/s ²]	Res [rad/s ²]
A2	1	11155	4570	7705	13383
	2	9171	3046	7227	11685
	3	10447	3369	8354	13409
B1	1	12052	1824	1806	12192
	2	11854	1857	2338	11928
	3	12803	2687	2429	12936
B2	1	9322	3406	9020	12481
	2	9581	4577	9024	12609
	3	10173	3431	8202	12030
B3	1	8142	2798	11717	14353
	2	8503	3892	11729	14924
	3	8786	4739	11798	14803
C2	1	9098	2806	6873	11395
	2	9192	1940	6093	11029
	3	8550	2758	8375	11555

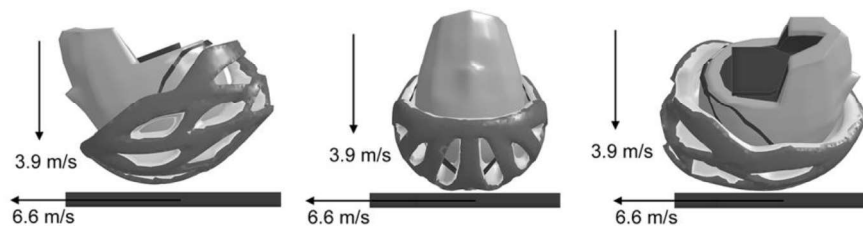
Tabell A 4. Rotationshastigheterna från de experimentella testerna.

Testpunkt	Test	Res [rad/s]
A2	1	29,1
	2	31,0
	3	31,2
B1	1	35,7
	2	35,4
	3	35,3
B2	1	35,2
	2	-
	3	34,2
B3	1	37,8
	2	38,9

	3	38,2
C2	1	46,0
	2	44,3
	3	-

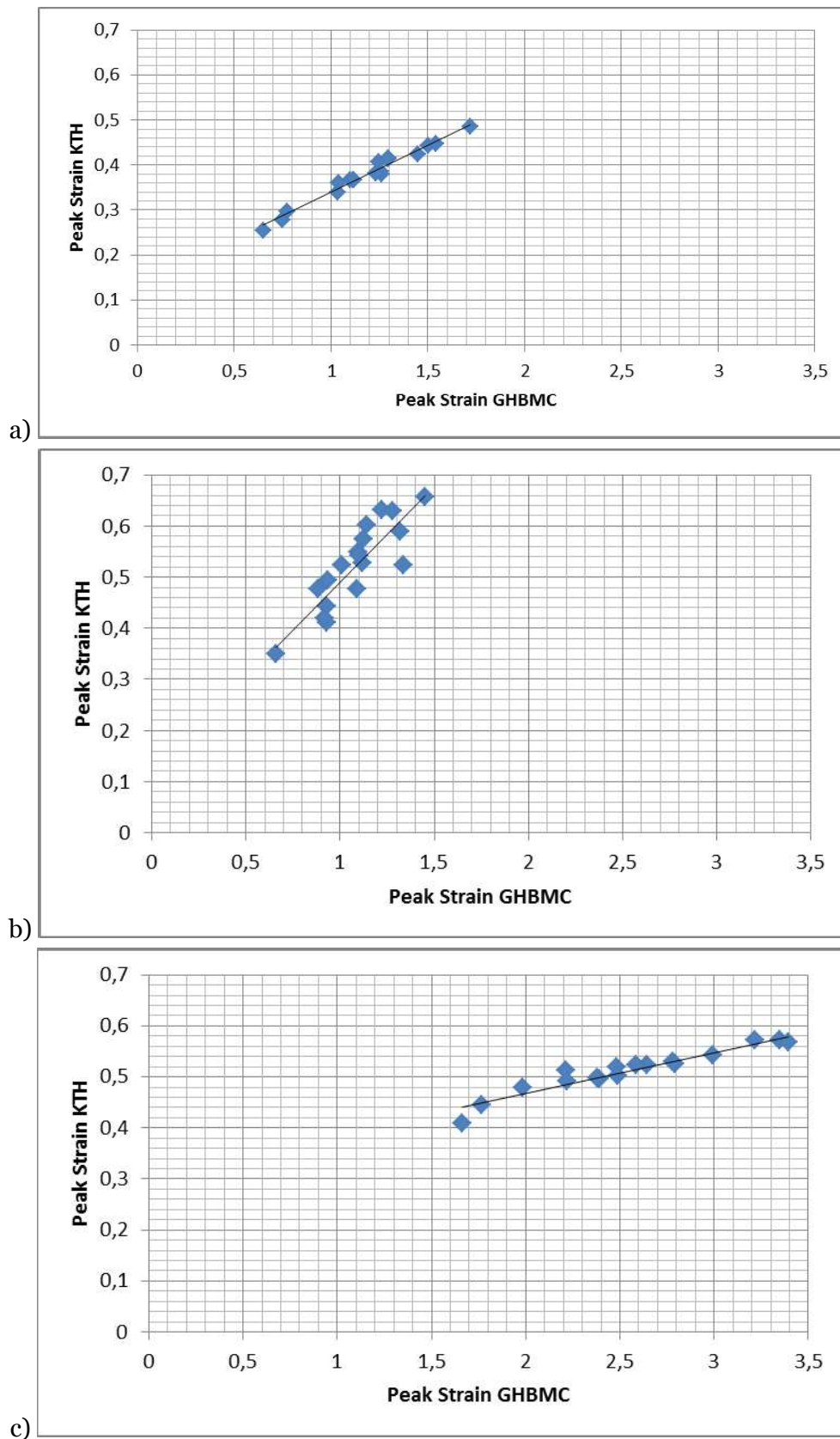
Appendix 2. Jämförelse mellan två FE-huvudmodeller

Två FE huvudmodeller har utvärderats för att undersöka om rankingen av hjälmar är beroende av huvudmodell. De två modellerna som utvärderades var KTH-modellen (Kleiven 2007) och GHBM (Global Human Body Model Consortium) modellen (Mao et al. 2013). Båda modellerna lastades med accelerationspulser från totalt 54 hjälmtester (18 hjälmar med vardera tre lastfall). Lastfallen är presenterade i Figur A 1. Jämförelsen gjordes mellan maximala töjningen i för vardera modell.



Figur A 1. De tre lastfallen som hjälpulserna togs från för att utvärdera de två huvudmodellerna. Från höger till vänster back, lateral och pitched.

Korrelationsfaktorn mellan töjningen i de två modellerna var högst för lastfall Back ($r = 0.99$) och lägst för Lateral ($r = 0.87$) (Figur A 2). Däremot var det stor skillnad i maximala töjningen i modellerna där KTH hade en töjning mellan 0.25-0.66 och GHBM-modellen mellan 0.65-3.40. För GHBM-modellen finns det inte någon riskkurva för hjärnskakning och därför gick det inte att genomföra samma rating som för KTH-modellen.





KTH Teknik och hälsa

Slutrapport P1_14

Stockholm 151130

Figur A 2. Piktöjningar i KTH modell i relation till piktöjningar i GHBMC, a) back ($r=0.986$), b) lateral ($r=0.872$), c) pitched ($r=0.960$)