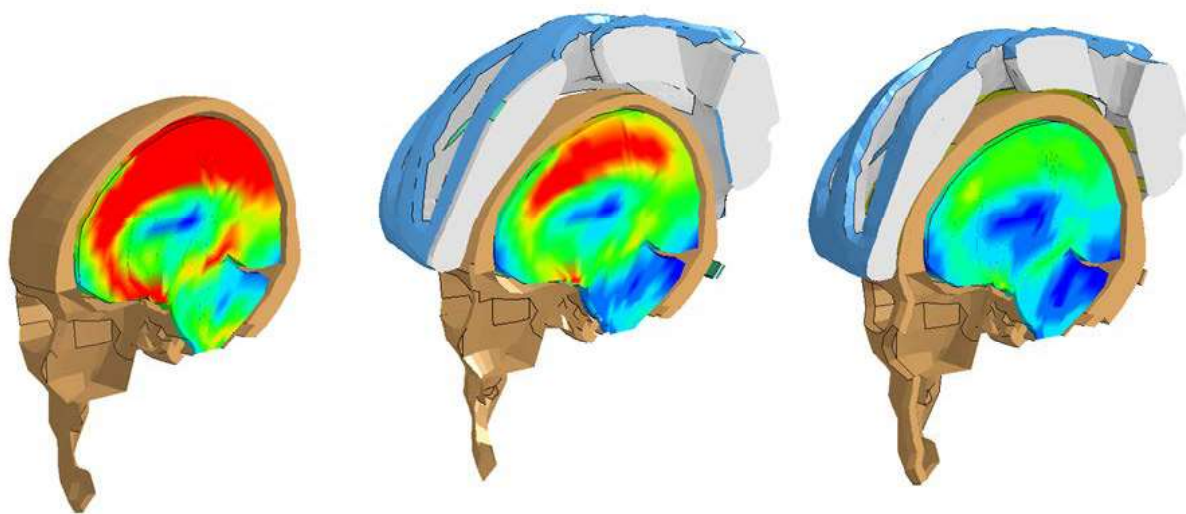


Hur skyddar en cykelhjälm?

Rekonstruktion av verkliga cykelolyckor i syfte att
förstå hjälmens effektivitet och förbättra
testningsstandard för hjälmar



Abstrakt

Den vanligaste allvarliga skadan i samband med cykelolyckor är huvudskador. Forskning visar på att en hjälm kan reducera risken för en skallskada med ca 50%. Hjälm användning hos cyklister i Sverige ligger runt 30% vilket är bland de högsta i världen. Det skulle kunna göra att vi kan andas ut och tycka att vi har gjort vad vi kan. Det finns dock mycket mer att göra. Dels för att bibehålla det jämfört med andra länder höga hjälmanvändandet i Sverige och förhoppningsvis också få till en ökning. Förutom att få fler att använda hjälm så finns det en stor möjlighet att förbättra hjälmarna som finns på marknaden om dagens certifieringstester förbättras. Dagens hjälmar testas endast för slag riktade rakt mot hjälmen. Studier visar dock att sneda slag mot hjälmen är vanligare och också att hjärnan är känsligare mot dessa sneda slag.

Dagens hjälm tillverkare har alltså inte tagit åt sig av forskningen som visar att hjärnan är mer känslig för rotation än linjärt våld. Dagens hjälmar konstrueras för att klara ett rakt islag enligt dagens lagkrav. Därför syftar detta projekt till att för de första ta fram pedagogiskt material för att bibehålla det jämfört med andra länder höga hjälmanvändandet i Sverige och förhoppningsvis öka hjälmanvändandet och för de andra ta fram material som kan påverka hjälmstandardkommittéer i Europa så att säkrare hjälmar konstrueras och produceras.

Som en del i detta projekt har tre detaljerade olycksrekonstruktioner genomförts med en datorbaserad finit element modell av det mänskliga huvudet, där jämförelse med medicinska bilder från projektet visar störst påfrestningar kring skadeområdet. Alla tre olyckorna var utan hjälm, men för att presentera skillnaden med och utan hjälm har också en hjälmmodell använts i simuleringar. I fallet med hjälm går påfrestningarna på hjärnan ner med i snitt 39% och med i snitt 58% för hjälmar med rotationsskydd.

Innehållsförteckning

1	Bakgrund	2
2	Genomförande av projektet.....	5
2.1	FE modell av människan	6
2.1.1	Skadeprediktering av huvudskador	6
2.2	FE modell av cykelhjälm	7
2.3	Olycksrekonstruktioner	7
2.4	Simuleringsmatris	9
3	Resultat från de detaljerade olycksrekonstruktionerna	11
3.1	Olycksrekonstruktion 1.....	11
3.2	Olycksrekonstruktion 2.....	13
3.3	Olycksrekonstruktion 3.....	14
3.4	Summering av olycksrekonstruktionerna.....	16
4	Analys av hjälmens skyddande effekt	16
4.1	Resultat baserat på de tre olycksrekonstruktionerna	16
4.2	Resultat baserat på simuleringsmatrisen	18
5	Rekommendationer för framtida testmetoder	22
6	Spridning av resultatet	22
6.1	Visualisering av hjälmens nytta	22
6.2	Påverka hjälmstandarder	23
7	Avvikelser från projektplan	24
8	Diskussion.....	25
9	Slutsatser	26
	Referenser	27
	Appendix 1. Hjälmmodellering och validering	29

1 Bakgrund

I Sverige skadas varje år ca 3000 cyklister så att de behöver skrivas in på sjukhus minst ett dygn (Trafikverket 2011). Av dessa definierades 1730 som svårt skadade (1% invaliditet) och 230 som mycket svårt skadade (10% invaliditet). Av de mycket svårt skadade har 48% skullskador. Totalt dog 20 cyklister i Sverige år 2010.

För att få ner antalet skullskador från cykelolyckor kan bland annat följande åtgärder genomföras:

1. Förhindra att olyckan sker.
2. Öka cykelhjälsanvändningen.
3. Förbättra hjälmarna som används.

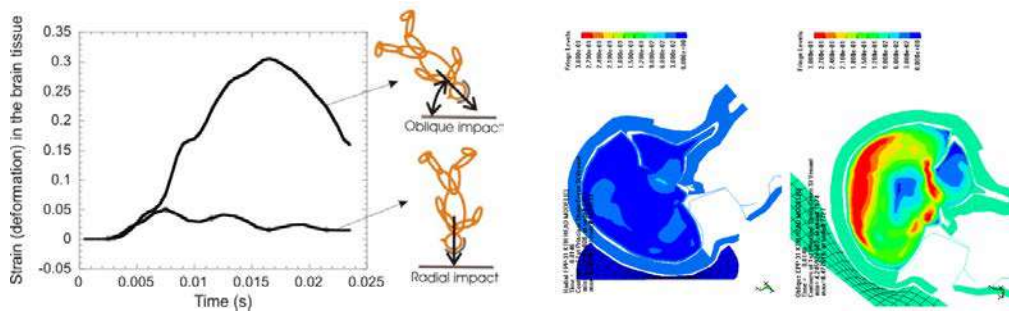
Att förhindra att olyckan sker är ett viktigt arbete som sker bland annat genom att anordna fler cykelbanor och att minska interaktionen mellan cykel och övriga fordon. Att öka cykelhjälsanvändningen kan naturligtvis ske genom lagstiftning. I Trafikverkets rapport (Trafikverket 2011) uppges att regeringen har beslutat att inte föreslå en allmän cykelhjälslag. Trafikverket är därför oroliga att hjälmanvändningen har stagnerat och att det behövs nya tag för att öka cykelhjälsanvändningen. Trafikverkets rapport om trafiksäkerhetsutvecklingen i Sverige visar också att fler använder hjälm och att hjälmen minskar antalet skullskador från cykelolyckor. År 2011 uppskattades genom VTI:s undersökning att 31.8% använde hjälm (Larsson 2012). Målet är att 35% ska bära hjälm år 2020 om inte en allmän hjälm lag införs och 70% om en hjälm lag införs (Trafikverket 2011).

Enligt Nolén (1998) visar forskning att användning av cykelhjälm kan reducera antalet icke dödliga skullskador med 50 procent. Attewell et al. (2001) gjorde en meta-analys av 16 observationsstudier som också visade på att cykelhjälm minskar allvarliga huvudskador. Att förbättra hjälmarnas skyddande egenskaper är ett område som har stor potential. Forskare på bland annat KTH och Leuven universitet i Belgien har genomfört studier som visar att hjälmars energiupptagande egenskaper kan förbättras med mellan 30-50%.

Antalet avlidna och skadade kan troligen minskas ytterligare om hjälm tillverkarna också skulle ta till sig de senaste forskningsrönen angående hjälmsäkerhet. Forskning har sedan 40-talet visat på att skador mot hjärnan orsakas av en kombination av linjär- och rotationsrörelse. Figur 1 visar deformationen (töjning) i hjärnvävnaden vid en rak stöt mot huvudet jämfört med en sned stöt som också ger en rotation på huvudet. Den sneda stöten ger betydligt högre påkänning i hjärnan än den raka stöten. Detta beror på att hjärnan i vissa egenskaper liknar vatten/gel och därför är känsligare för rotation än för en linjär rörelse som är resultatet av en rak stöt mot huvudet (Figur 1).

Idag testas hjälmar genom att hjälmen monteras på ett krockdockehuvud utrustad med accelerometrar. Hjälmen och huvudet släpps från 1.5m rakt ner mot en stel platta och accelerometrarna mäter den linjära accelerationen i huvudet vid slaget (EN1078 2012). Accelerationen får inte överstiga 250G för att hjälmen ska bli godkänd och kunna säljas inom EU. Detta har idag resulterat i hjälmar som är relativt enkla i sin uppbyggnad (ett energiupptagande skummaterial som EPS-Expanderad Polystyren, beklätt med ett plastskal). Hjälmtillverkarna vet att bara de tar ca 20mm EPS av densitet 70kg/m³ så klarar de dagens lagkrav. Olycksstatistik från MC- och cykelolyckor visar dock på att ett snett slag är betydligt vanligare än ett rakt slag mot marken eller sidan på en bil (COST

2001, Verschueren 2009, Bourdet et al 2013). Detta gör att man kan ifrågasätta om dagens testmetoder resulterar i bästa möjliga skydd för slutkonsumenten.



Figur 1. T.v: Graf visande töjningen i hjärnan vid rakt och snett islag. T.h: genomskärning i FE modell av hjärnan vid rakt och snett islag. Skalan går från blått = 0% töjning till rött = 27% töjning.

Arbetet med att ändra dagens hjälmstandarder pågår och det finns en rad frågeställningar att svara på för att definiera kravställningen på en ny hjälmstandard. Bland annat behöver man veta så mycket som möjligt om själva olyckssituationen för att kunna designa realistiska testmetoder i syfte att certifiera framtida cykelhjälm. Det finns en rad utmaningar att ändra standarden från det rent raka linjära islaget mot hjälmen. Utan att gå in på för mycket detaljer så är en av utmaningarna att bestämma en realistisk smäll mot det hjälmbeklädda krockdockhuvudet. Den realistiska smällen måste definiera:

- hastighet vid islaget
- slagsvinkel
- slagspunkt/region på huvud och/eller hjälm
- mot mark eller bil

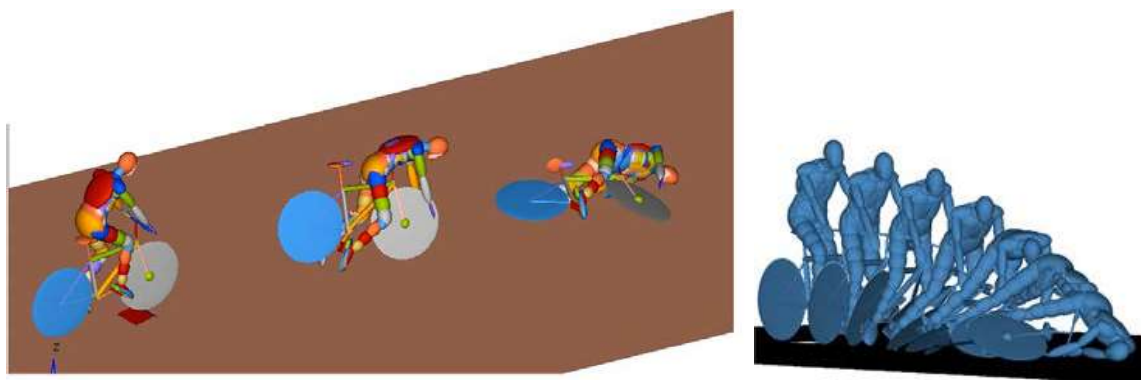
Information kring hur en typisk cykelolycka kan ske är svårt att få om inte olyckan råkar hamna på film. Då detta är ovanligt så är det näst bästa sättet att analysera så mycket information som möjligt från olyckan, så som vittnesuppgifter, polisrapport, sjukjournaler och medicinska bilder av skadan. Med denna information kan olyckan rekonstrueras med ett simuleringsprogram så som MADYMO, LSDYNA eller liknande. MADYMO är ett simuleringsprogram som efterliknar i detta fall cykel och människa med stela kroppar (ellipsoider) sammanbundna i punkter med gångjärnsliknande "jointar". MADYMO är tidseffektivt men begränsat i detaljrikedom. LS DYNA är ett program som använder finita element metoden (FEM). FEM bygger på att ett stort problem delas upp i många små problem och sen används datorns kapacitet för att räkna fram en lösning till varje litet problem. Dessa lösningar summeras sedan ihop så en lösning fås till helheten, det ursprungliga problemet. FEM är mer tidskrävande beräkningsmässigt men kan ge mer detaljrik information så som risk för brott i en struktur och beräkna hur en kropp deformeras vid yttre belastning. Idag använder bilindustrin ofta FEM för att beräkna hur en bil på bästa sätt skall ta upp så mycket energi som möjligt. På samma sätt kan man använda FEM för att beräkna risken för hur en människa riskerar att få en fraktur eller en hjärnskada.

Sedan 30 år tillbaka har FEM använts för att simulera skador i mänsklig vävnad. Idag är FE modeller av människan en viktig del inom bilindustrin för att finjustera de skyddssystem som framgångsrikt fått ner antal skadade i bilolyckor. Ett viktigt verktyg för att förstå hur skyddssystem skall finjusteras är att bättre först själva olyckan. Detta kan göras med detaljerade olycksrekonstruktioner där FE modeller av människan används för att rekonstruera olyckor som forskarna har svaret till.

För att kunna rekonstruera en verklig olycka och potentiellt kunna rädda så många liv och förebygga så många skador som möjligt krävs att detaljerad information samlas från verkliga olyckor. Idag finns det få databaser med denna detaljerade information. Den mest kända och kompletta är GIDAS (German In-Depth Accident Study) som är en tysk olycksdatabas där man inhämtar detaljerad information från bil- och cykelolyckor i området kring Hannover och Dresden. Under 1985-2003 samlade man in data från 4264 olyckor varifrån man publicerade information allt från hjälmanvändning till islagshastighet (dock inte islagsvinkel) (Richter et al. 2007). Islagshastigheten uppskattades till 23km/h (6.4m/s). Nyligen har man samlat in ytterligare ca 3000 fall från olyckor i Tyskland men det finns ännu inget publicerat.

I en nyligen publicerad studie (Bourdet et al. 2013) har de rekonstruerat 13 olyckor från GIDAS databas plus ytterligare 11 fall från en Fransk olycksdatabas (EDA, Études Détaillées d'Accident). Totalt 24 olyckor studerades där samtliga var kollisioner med bil. Resultatet från denna studie visade att medelhastigheten vid islag mot bil var 7m/s samt att islagsvinkeln var ca 58 grader. Samma forskningsgrupp har också utfört en omfattande parameterstudie (MADYMO) för singelolyckor där olika initiala positioner på cyklisten analyserats tillsammans med andra parametrar så som hastighet och orsak till olyckan (Bourdet et al. 2012).

I en annan studie av Verschueren (2009) presenterades rekonstruktion av 22 stycken olyckor. I denna studie användes simuleringsprogramet MADYMO, Figur 2. Verschueren kom fram till att medelhastigheten var mellan 6-8m/s och islagsvinkeln var 40-50 grader. Variationen i hastighet och islagsvinkel kan härledas till att olyckan antingen var en singelolycka där personen trillade i backen eller att personen kolliderade med en personbil, se Figur 4 och Tabell 1.



Figur 2. Rekonstruktion av en cykelolycka utförd i stelkroppssimuleringsprogramet MADYMO



Figur 3. Schematisk bild över islagsvinkeln vid singelolyckor (vänster) och vid kollision med bil

Tabell 1. Sammanställning av tidigare studier där islagsvinkel och hastighet för huvudet har studerats

Reference	Study	Number of cases/simulations	Accident type	Speed (m/s)	Angle α (Degrees)
Verschueren 2009	Accident reconstruction	11	Single	7.7	40
Verschueren 2009	Accident reconstruction	11	Car	6.0	50
Bourdet et al. 2013	Accident reconstruction	24	Car	6,8	60
Bourdet et al. 2012	Paramtric study (5.5m/s)	612	Single	6.7	55
Bourdet et al. 2012	Paramtric study (11.0m/s)	612	Single	10.2	33

I dessa tidigare studier har hjärnskador så som hjärnskakning, inre blödningar och skallfrakturer varit inkluderade men vissa har enbart fokuserat på kinematiken med MADYMO och i vissa fall också studerat skadorna närmare med finita element metoden. Men fortfarande är de få detaljerade studier av korrelationen mellan område för skadorna i medicinska bilder jämfört med påfrestningarna av vävnaderna i simuleringarna. Detta är viktigt för att kunna förstå mer hur skadorna uppkommer och kunna utveckla ännu bättre hjälmar som kan förhindra skador.

Det är också väldigt få forskningsresultat som visar påverkan på hjärnvävnaden och skallbenet om den skadade inte bar hjälm jämfört med om hen gjorde det. Därför är målet i detta projekt att med olycksrekonstruktioner som grund förstå och belysa hur huvudskador uppkommer från cykelolyckor och hur skadeeffekterna kan minskas. Projektet syftar till att:

- Ta fram material som kan öka hjälmanvändningen till att börja med i Sverige
 - Visualisera skillnaden vid ett olyckstillfälle om cyklisten har hjälm eller saknar hjälm. Detta för att få fler att vilja använda hjälm.
- Ta fram material som kan påverka hjälmstandardkommittéer i Europa så att bättre hjälmar kommer till marknaden.
 - Visa på skillnaden om hjälmen har eller inte har ett rotationsskydd inbyggt. Detta för att visa på behovet av en ny hjälmstandard som skall leda till bättre energiupptagning i hjälmen.

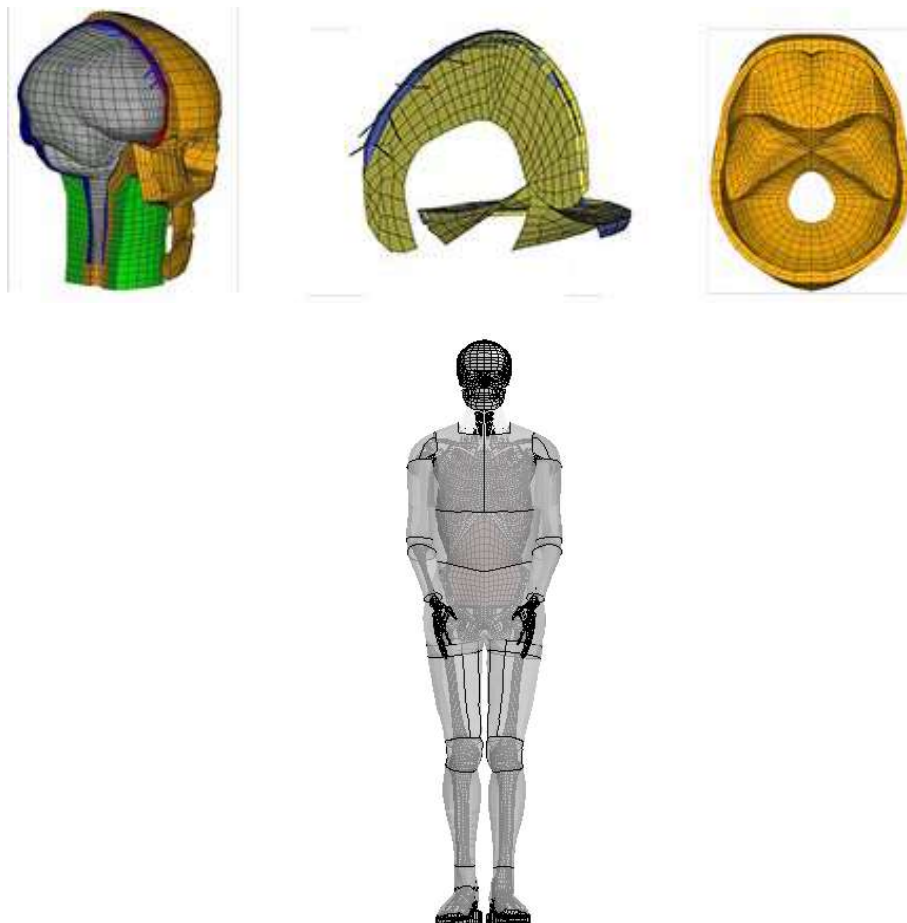
2 Genomförande av projektet

Detta projekt har genomförts av tre forskare på KTH, Madelen Fahlstedt (doktorand) under handledning av Peter Halldin och Svein Kleiven. Projektet har innefattat litteraturstudie, datainsamling, programmering, simulering, experimentella tester samt resor till konferenser och hjälmstandardiseringsmöten.

Nedan presenteras kort själva genomförandet av projektet där huvudverktygen i detta projekt, de finita element modellerna, presenteras först. Därefter beskrivs processen med olycksrekonstruktioner.

2.1 FE modell av människan

I detta projekt har en FE modell av enbart huvudet samt hela människan använts (Figur 4). Modellen av huvud och nacke har utvecklats på KTH i Stockholm och resten av kroppen har utvecklats av Toyota (THUMS-modellen). THUMS/KTH-modellen har validerats i tidigare studier mot ett antal olika islagssituationer (Kleiven 2006; Kuwahara et al. 2007; Oshita et al. 2002). Det skall dock understrykas att modellen inte har validerats för alla islag som simulerats i detta projekt.



Figur 4. Överst: Finit element modell av det mänskliga huvudet som visar genomskärning av modellen (vänster), membranen falx och tentorium (mitten) och skallbenet (höger). Nederst: visas helkroppsmodellen THUMS.

2.1.1 Skadeprediktering av huvudskador

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

Spänningar används för att prediktera frakturer (Fahlstedt et al. 2012). Spänningen är ett mått på hur mycket kraft som läggs på en viss areaenhet (kraft dividerat på arean är lika med spänning). I denna modell ligger risk för fraktur vid 80 MPa.

2.2 FE modell av cykelhjälm

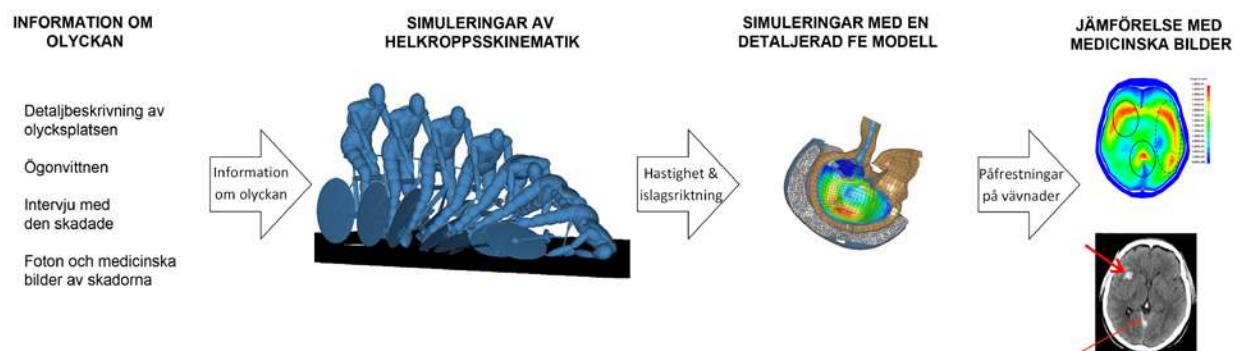
För att kunna förstå hur hjälmen skyddar mot huvudskador har en detaljerad FE modell skapats av en modern cykelhjälm. En bild av den fysiska och FE modellen av hjälmen presenteras i Figur 5. Detaljerad information om hjälmmodellen och jämförelse med experiment på den fysiska hjälmen visas i Appendix A.



Figur 5. Den fysiska hjälmen (vänster) och FE-modellen av samma hjälm som använts i projektet (höger)

2.3 Olycksrekonstruktioner

I detta projekt har olycksrekonstruktioner gjorts genom att jämföra de medicinskt rapporterade skadorna, såsom blödningar och skallfrakturer med de i datorn simulerade skadorna i FE modellen av huvudet. För att komma dit behövs först detaljerad information av olyckan som första kontakt mellan huvudet och marken samt hastighet för huvudet vid slaget. För att bestämma slagshastigheten har ett enklare program använts (MADYMO), som ger snabbare beräkningar men inte är lika detaljrikt som FE modeller. MADYMO är ett lämpligare verktyg för att undersöka kinematik om olyckan där många parametrar påverkar, vilket är fallet i detta projekt där det är svårt att veta hur cyklisten satt på cykeln, vilken vinkel cykeln hade, vilken exakt hastighet cyklisten hade etc. Resultaten från MADYMO simuleringarna kan dock inte säga något om skador på vävnadsnivå, t.ex. skador på hjärnvävnaden, vilket den detaljerade FE modellen kan beräkna. En sammanfattning av arbetsprocessen för olycksrekonstruktioner i detta projekt presenteras i Figur 6.



Figur 6. Flödesschema över olycksrekonstruktionerna i detta projekt

Detaljerad information om olyckan är mycket viktig för resultatet av olycksrekonstruktionen. KTH har haft tillgång till elva olycksfall från ett universitet i Leuven, Belgien. Dessa analyserades inom projektet och tre av dessa ansågs ha tillräcklig information inkluderande bra medicinska bilder av skadan för att skapa en detaljerad olycksrekonstruktion bilder (Tabell 2).

I de andra fallen saknades antingen medicinska bilder eller tillräcklig information om huvudets första kontakt med marken. Fahlstedt et al. (2012) har visat på att töjningsmönstret och töjningsnivåerna är känsliga för slagpunkt och slagshastighet.

Tabell 2. Information om olycksfallen som rekonstruerats

	Olycksfall 1	Olycksfall 2	Olycksfall 3
Kön	Man	Kvinna	Man
Ålder	68 år	61 år	65 år
Längd	1,82 m	1,74 m	1,62 m
Vikt	70 kg	68 kg	63 år
Huvudskada	Kontusion Subduralt hematom Skallfraktur	Kontusion Intrakraniellt hematom Skallfraktur	Kontusion DAI Subduralt hematom Intrakraniellt hematom Skallbas- och skallbensfraktur
Huvud slag mot	Asfalt	Asfalt	Asfalt
Bar hjälm vid olyckan	Nej	Nej	Nej
Resulterande hastighet från MADYMO simulering	5,3 m/s	4,9 m/s	7,2 m/s
Slagssvinkel (α, enl. Figur 3) från MADYMO simuleringarna	49 grader	64 grader	38 grader

Förutom olycksrekonstruktioner av dessa tre olycksfall, där ingen bar hjälm, analyserades också hjälmens skyddande effekt på hjärnan och skallbenet.

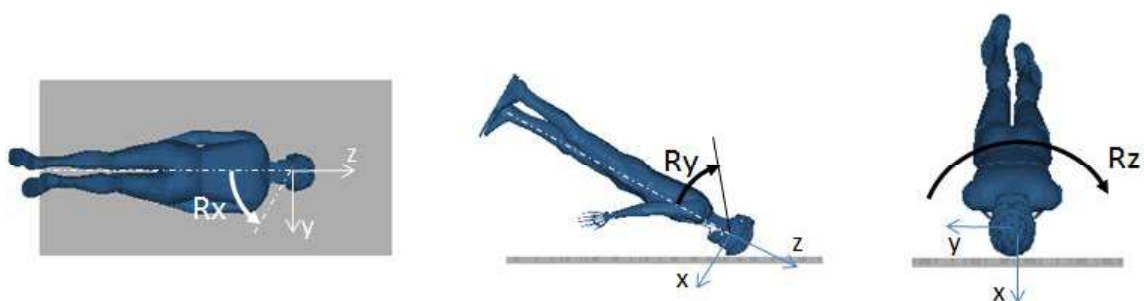
KTH var också lovade olycksdata från en stor databas i Tyskland genom ett EU-samarbete men på grund av omständigheter som KTH inte kunde rå över hann inte dessa olycksdata rapporteras inom detta projekt. En annan källa av olycksdata som undersöktes var Eurosport utan framgång. Det var alltså svårt att komma åt bra olycksfall med medicinska bilder som kunde rekonstrueras och ge en karta över "den vanliga cykelolyckan".

2.4 Simuleringsmatris

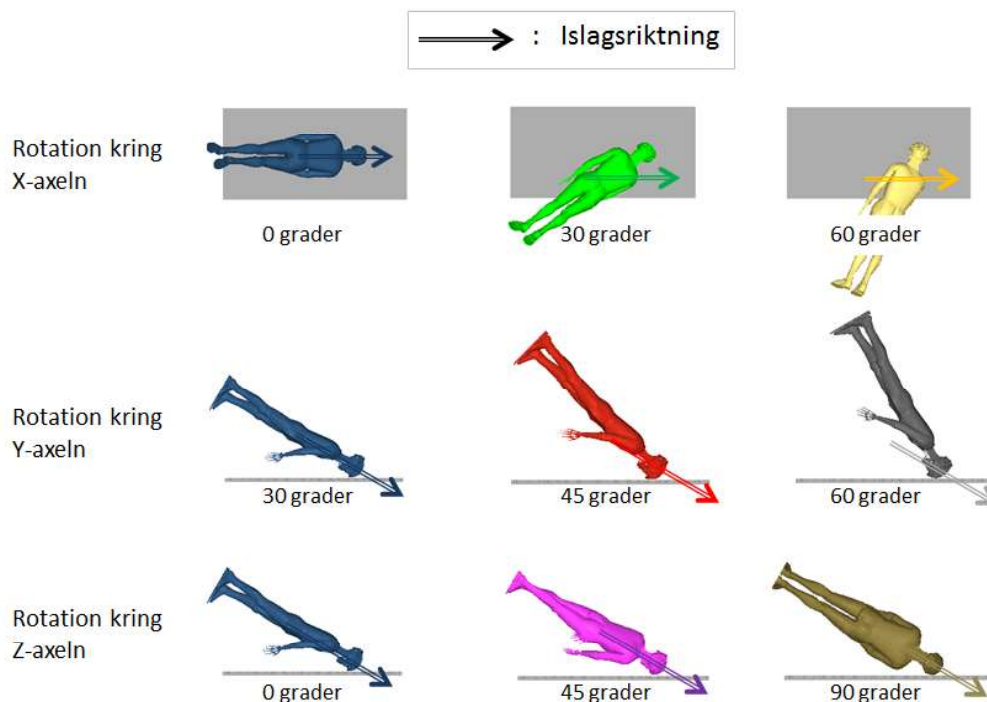
Flera oberoende epidemiologiska rapporter visar på hjälmens skyddande egenskaper (Attewell et al., 2001; McDermott et al., 1994; Persaud et al., 2012; Thomas et al., 1994). Dessa studier är rent epidemiologiska och presenterar inte hur olyckan skett eller hur hjälmen skyddat. Då detta projekt bland annat syftar till att visa på hjälmens skyddande effekt så var det viktigt att visa detta för ett flertal olyckssituationer. Av ovan förklarade orsaker så fanns det "endast" tre olyckor att rekonstruera och också påvisa hjälmens effekt. Därför beslutades det att komplettera med en simuleringsmatris.

Simuleringsmatrisen består av realistiska islagssituationer där huvud med och utan hjälm träffar underlaget i 27 stycken varierande islagspunkter och islagsriktningar, se Figur 7 och Figur 8

En fråga som väckts rörande nya hjälmtestningsstandarder är hur nacken och resterande kropp påverkar resultatet när man testar hjälmar. I dagens testmetoder testas hjälmar enbart med ett så kallat krockdockehuvud. Därför har också samtliga simuleringar i simuleringsmatris gjorts med och utan kropp för att förstå hur nacke plus kropp inverkar på resultaten. Hjälmskyddande effekt analyserades för alla olika fall i simuleringsmatrisen genom att analysera den beräknade töjningen i hjärnvävnaden.



Figur 7. Figuren visar hur kroppen roterats kring tre axlar (huvudets lokala X, Y och Z-axel).



Figur 8. Visualisering av simuleringsmatrisens alla rotationer

Tabell 3. Beskrivning av simuleringsmatrisen olika parametrar och simuleringar

Testparametrar	Variationer	Simuleringar utan hjälm	Simuleringar med hjälm A	Simuleringar med hjälm B (endast huvudet)	
X-rotation	0, 30, 60 grader	3	3	3	
Y-rotation	30, 45, 60 grader	3	3	3	
Z-rotation	0, 45, 90 grader	3	3	3	
Hastighet	5,4 m/s (3,5 i X-riktning och 4,1 m/s i z-riktningen)	1	1	1	
Modell	Modell av hela människan, modell med enbart huvudet utan nacke och kropp	2	2	1	
Totalt		54	54	27	135

Vidare så analyserades två olika hjälmtyper i denna studie. En hjälm (A) som motsvarar en vanlig hjälm på marknaden idag bestående av ett 20-30mm tjockt energiupptagande material av EPS (Expanderad Polystyren) beklädd med ett tunt yttre skal av Polycarbonat (PC). Hjälmen B består av samma grund men har utrustats med ett rotationsskydd (MIPS). Hjälmen B skiljer sig mot hjälm A genom att det på insidan av hjälmen (EPS) ligger ett plastskikt med låg friktion, som glider mot EPS:en vid ett snett slag.

Att just MIPS teknologin valts beror på att tekniken finns på marknaden samt att upphovsmännen till tekniken är med i projektet och att erfarenhet av hur denna skall modelleras finns. Hjälmen B skall dock ses som ett exempel på en hjälm som utvecklats för att ta upp rotationsenergi och därav ett exempel på hur hjälmutveckling kan ske om hjälmstillverkarna får bättre testmetoder att utveckla emot. Andra

teknologier som reducerar rotationsenergi finns på marknaden, som patent eller presenterade i vetenskapliga artiklar (Phillips Helmets 2013; Hansen et al. 2013).

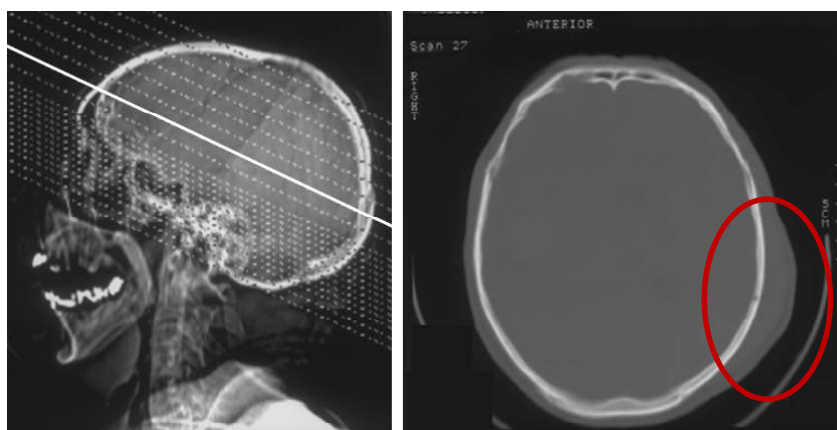
3 Resultat från de detaljerade olycksrekonstruktionerna

I detta kapitel presenteras resultatet från de tre olycksrekonstruktionerna utan hjälm. Med hjälm presenteras i nästa kapitel.

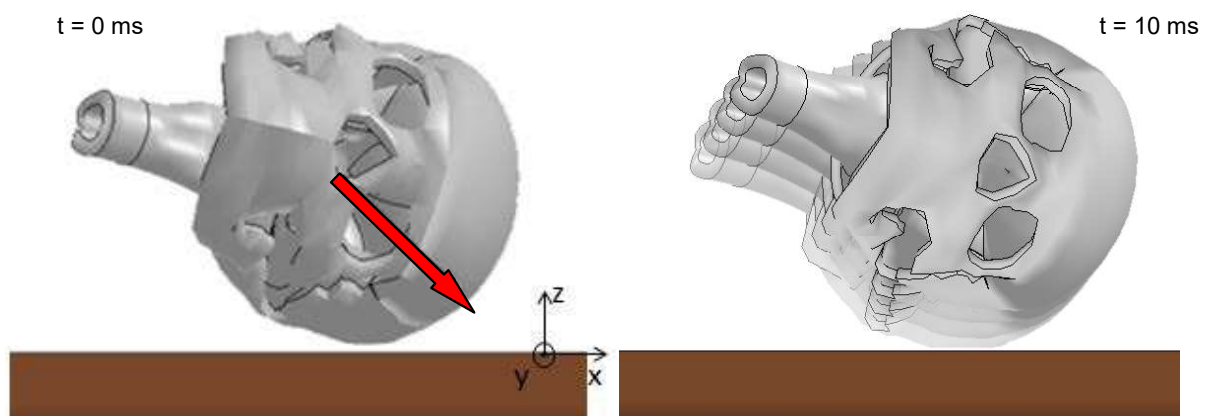
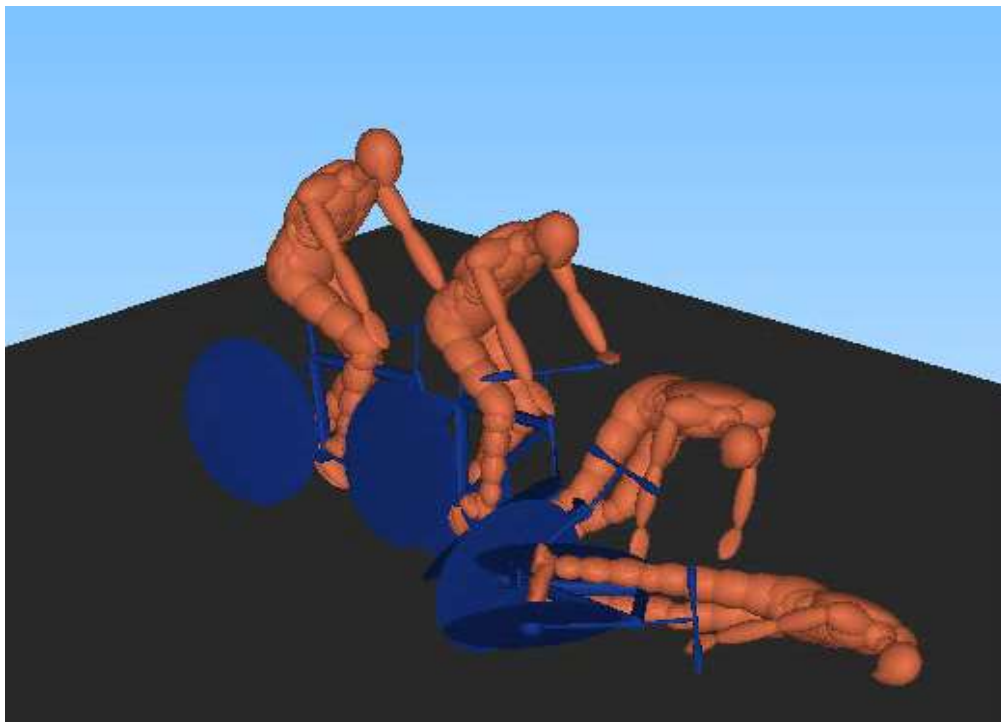
3.1 Olycksrekonstruktion 1

Det första av olycksfallen innefattade en äldre man som åkte i en nerförsbacke i 10-20km/h och fastnade med framhjulet i en ojämnhet i marken. Han kastades över cykel och slog huvudet i marken. Han fick en skallfraktur, flera blödningar i hjärnan och en svullnad i skalpen. Mannen bar ingen hjälm vid olycksfallet.

Hastigheten i simuleringen togs från MADYMO simuleringar gjorda av Verschueren (2009) av denna olycka. Den resulterande hastigheten var 5,3 m/s, med en vertikal komponent på 4 m/s och en horisontell hastighetskomponent på 3,4 m/s. Den skadade hade en skalpsvullnad baktill på vänstra sidan (se Figur 9). Det antogs att där svullnaden var som störst också var den första kontakt huvudet hade med marken. Därför positionerades FE-modellen av huvudet så islagspunkten hamnade vid den maximala svullnaden (Figur 10). Positioneringen var en iterativ process bl.a. för att rotationen kring z-axeln (se Figur 10) kunde inte bestämmas utifrån svullnaden. Detta skiljer sig något från MADYMO simuleringen som var mer frontal. En analys gjordes också för att se hur känslig modellen var för hastighetsförändringar och förändringar av position vilket visade på att dessa indata är viktigt för maximala töjningarna och töjningsmönstret.

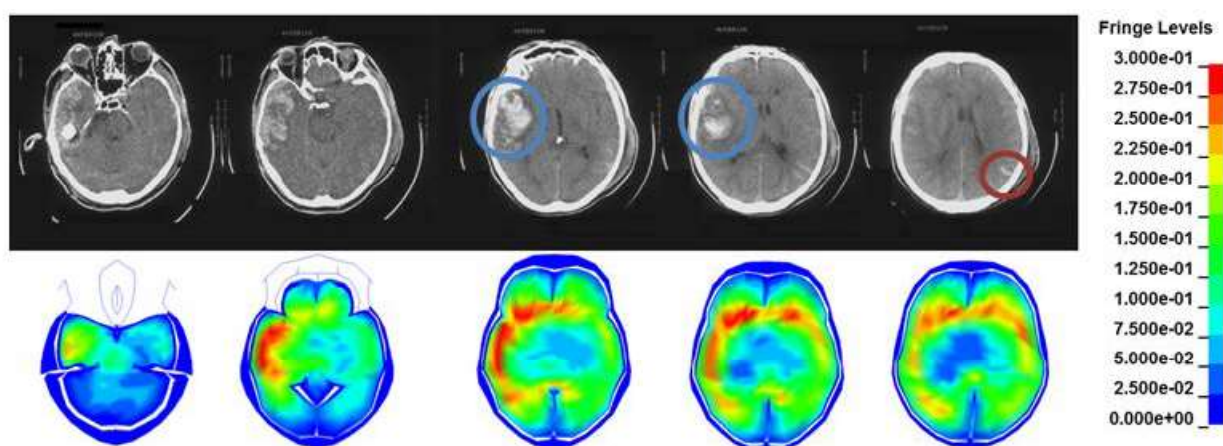


Figur 9. Visar på svullnaden, till vänster visas vilket snitt som innehöll störst svullnad och till höger är svullnaden (röd cirkel) i det horisontella planet sett nedifrån



Figur 10. Islagssituationen för olycksrekonstruktion 1, övre bilden visar helkroppssimuleringen från MADYMO och undre bilden visar positionen (vänster) och rörelsen (höger) i den detaljerad FE simuleringen. Pilen indikerar hastigheten.

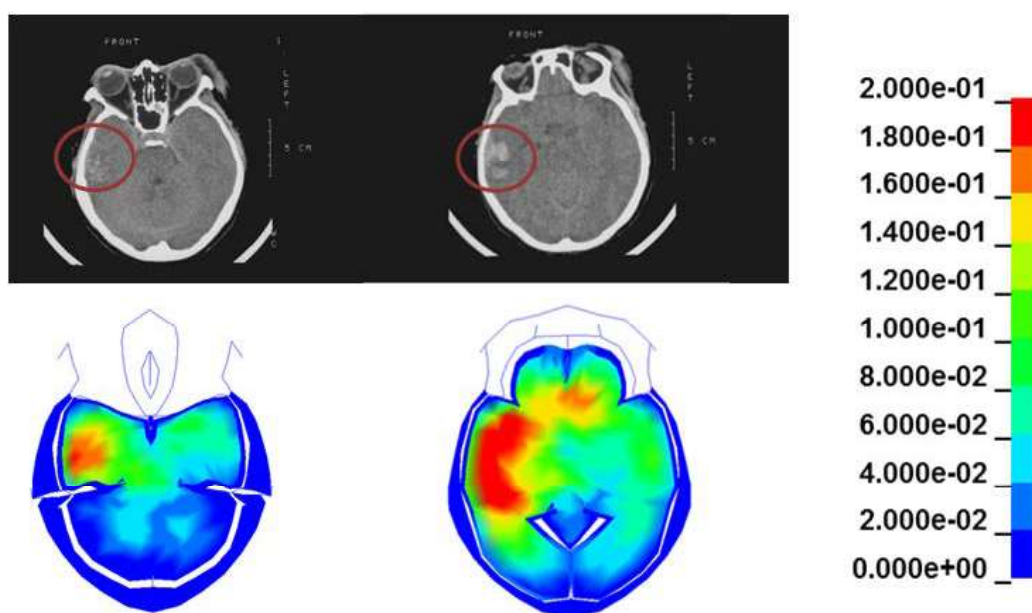
I Figur 11 presenteras resultatet av olycksrekonstruktion med jämförelse av töjningsnivåerna och skadorna. Töjningsmönstret visar på höga töjningar i området för kontusionen. Töjningsnivåerna är något låga i modellen men det kan bero på att modellen är en medelåldersman och den skadade var 62 år. Det är känt att risken för hjärnskador ökar med ökande ålder (Kleiven & Holst 2002).



Figur 11. Jämförsele mellan de medicinska bilderna och resultatet av olycksrekonstruktionen 1 där de blå cirklarna indikerar kontusion och den röda en blödning

3.2 Olycksrekonstruktion 2

I detta olycksfall var det en äldre kvinna som skadade sig när hon cyklade i lugnt tempo och hennes hjul kom i kontakt med cyklisten som cyklade bredvid. Kvinnan tappade kontrollen, ramlade och slog huvudet i marken. Hon bar ingen hjälm vid olyckstillfället. Kvinnan ådrog sig skallfraktur och blödningar i hjärnan (kontusion och intrakraniell blödning). Kvinnan hade en liknande islagspunkt som föregående olycksfall men huvudets hastighet var lägre än i föregående fall (en resulterande hastighet på 4.9 m/s med en veritkal komponent på 4.4 m/s och en tangentiella på 2.1 m/s). Jämförelsen mellan de medicinska bilderna och olycksrekonstruktionen presenteras i Figur 12.

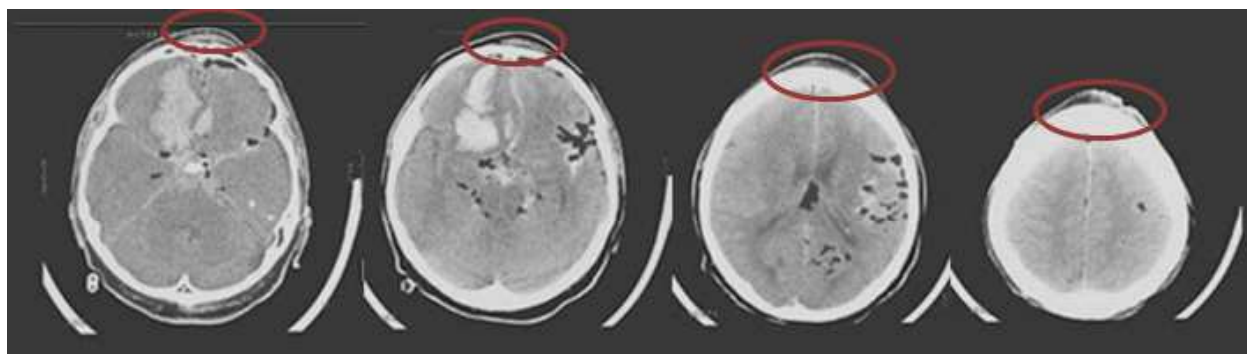


Figur 12. Jämförsele mellan medicinska bilder och resultatet av olycksrekonstruktionen 2. Den röda cirkeln indikerar blödningen

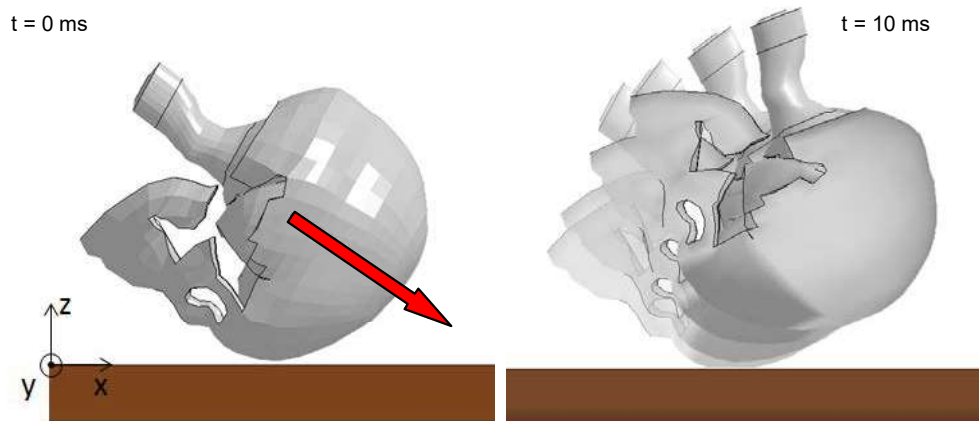
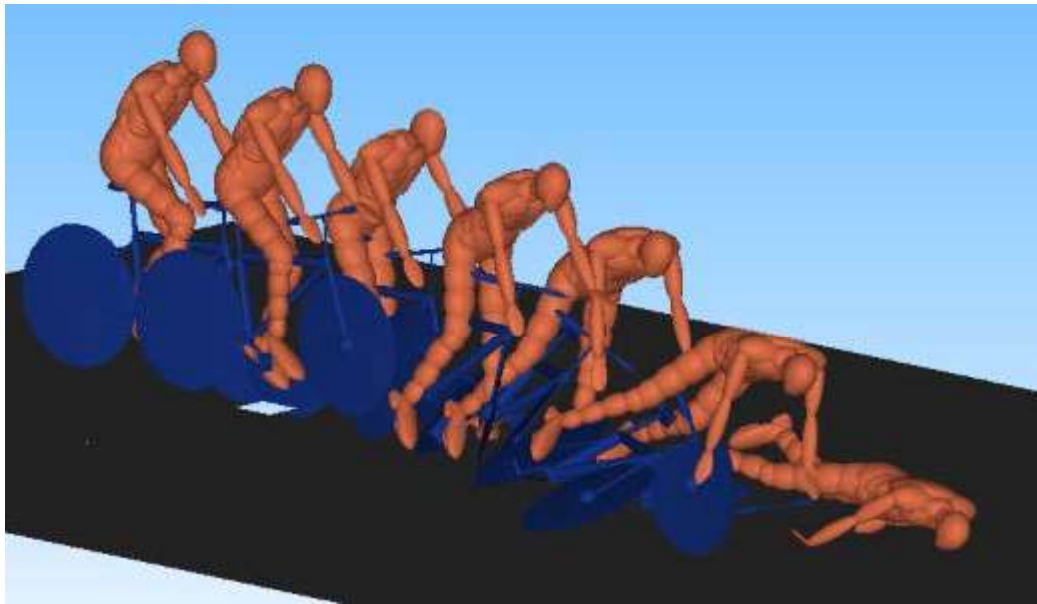
Detta fall liknade olycksrekonstruktion 1 vad gäller islagspunkt och skador. De områdena med högst töjning sammanfaller med området för blödningen men töjningsnivåerna är något låga. Töjningsmönstret för olycksrekonstruktion 1 och 2 är relativt lika men töjningsnivåerna är lägre i olycksrekonstruktion 2 (observera att det är olika skalor). Analyserar man skadorna i de båda fallen var de mer omfattande i olycksrekonstruktion 1 där olyckan skedde i en högre hastighet. Detta återspeglas också i modellen där töjningarna är lägre i olycksrekonstruktion 2.

3.3 Olycksrekonstruktion 3

Denna olycka innefattade en äldre man som uppskattningsvis åkte i 25 km/h när han åkte på någon lös del i gatan som orsakade hans fall. Han slog huvudet i asfalten och bar ingen hjälm vid olyckstillfället. Hans huvudskador omfattade blödningar i hjärnan, diffus axonal skada (DAI) samt fraktur på skallbenet och skallbasen. Svullnaden var frontalt i pannan, se Figur 13. Position av modellen i simuleringarna visas i Figur 14. Huvudets hastighet vid islaget relativt marken, tagna från MADYMO var en resulterande hastighet på 7.2 m/s med en vertikal hastighets komponent på 4.4 m/s och en tangentiell komponent på 5.7 m/s.

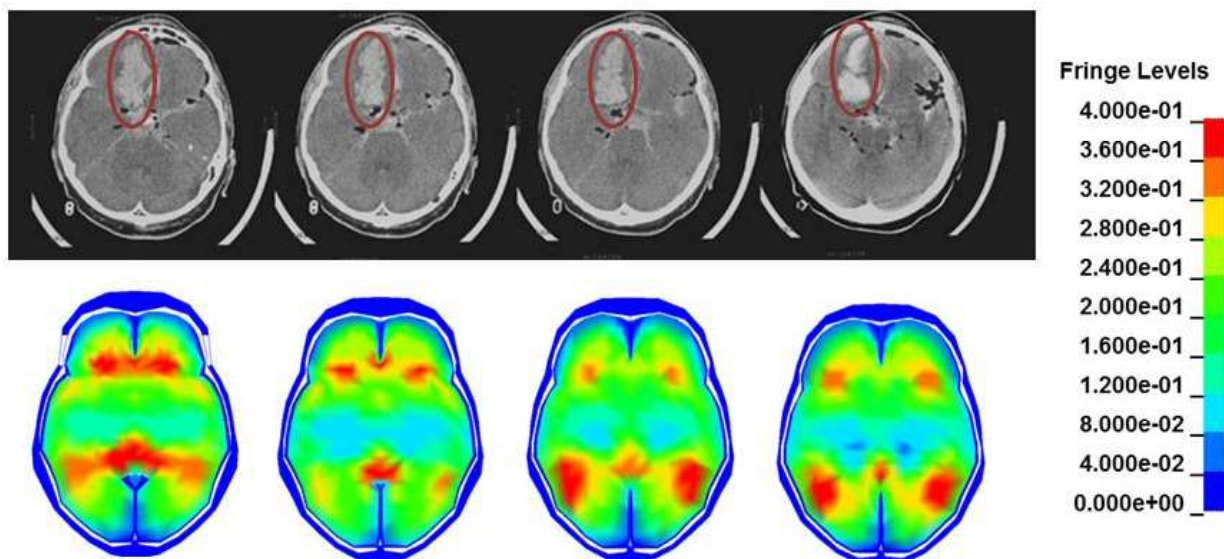


Figur 13. Svullnaden är indikerad med en röd cirkel



Figur 14. Islagssituationen för olycksrekonstruktion 2, övre bilden visar helkroppssimuleringen från MADYMO och undre bilden visar positionen (vänster) och rörelsen (höger) i den detaljerad FE simuleringen. Pilen indikerar hastigheten.

Jämförelsen mellan de medicinska bilderna och påfrestningarna på FE-huvudmodellen i olycksrekonstruktionen presenteras i Figur 15. En betydligt högre töjningsnivå förekommer i detta fall. De högsta töjningarna är i bakre delen av huvudet men höga töjningar finns också nära området där blödnigen finns.



Figur 15. Jämförsele mellan medicinska bilder och resultatet av olycksrekonstruktionen av olycksrekonstruktion 3. Den röda cirkeln indikerar blödnigen.

3.4 Summering av olycksrekonstruktionerna

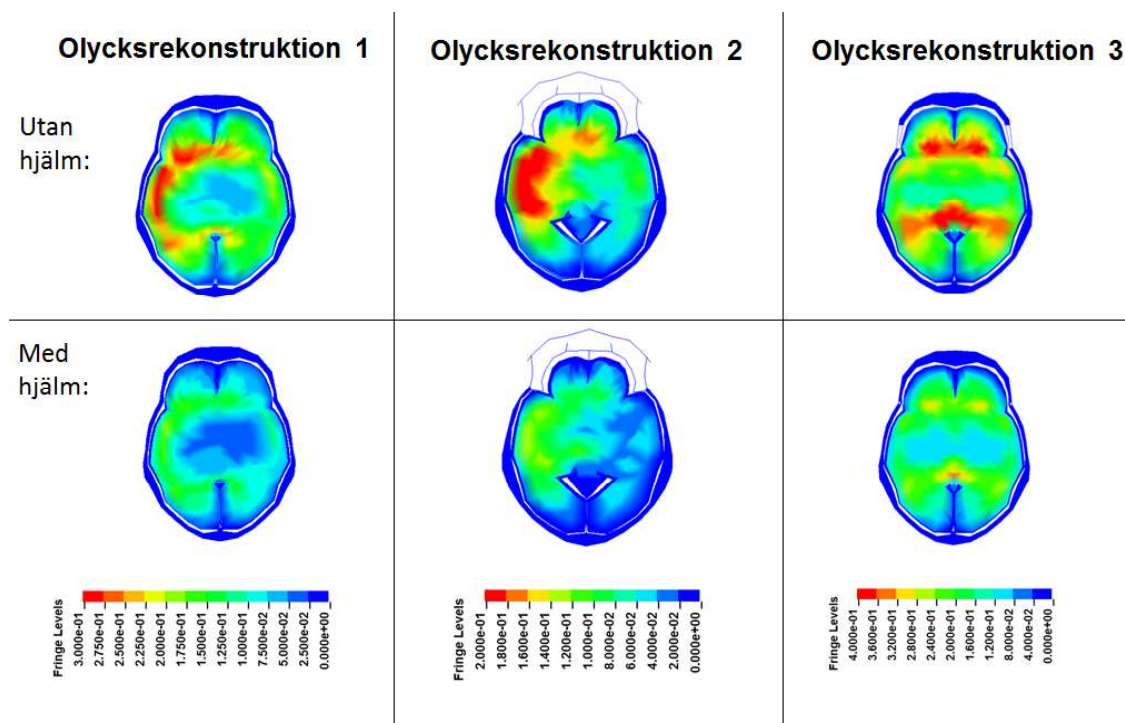
I detta arbete med att rekonstruera de skador som rapporterats från olyckorna har stor vikt lagts vid de islagsregioner som kan detekteras på de medicinska bilderna i form av svullnader. Med detta som grund samt de rapporterade islagshastigheterna från Verschueren (2009) visar dessa tre rekonstruktionerna god överensstämmelse av områden i hjärnan med höga töjning i simuleringarna och områdena i de medicinska bilderna som visar på skador. Dessa rekonstruktioner tillsammans med tidigare rekonstruktionsstudier (Kleiven 2007; von Holst & Li 2013) visar på att modellen kan prediktera skador i olika områden i hjärnan för olika islagsriktningar och islagshastigheter.

4 Analys av hjälmens skyddande effekt

Flera studier har visat på den skyddande effekten av att bära hjälm (Attewell et al. 2001; McDermott et al. 1994; Nolén 1998) men få har jämfört skillnaden mellan att bära hjälm eller inte (McIntosh et al., 2013; McNally & Whitehead, 2013), och ingen studie, enligt vad författarna känner till, har analyserat detta på vävnadsnivå. Detta är möjligt med finita element metoden och KTH:s huvudmodell. Så nedan presenteras skillnaden mellan att bära hjälm och inte, med avseende på påfrestningarna på hjärnvävnaden och skallbenet. Först presenteras skillnaden i de tre olycksrekonstruktioner och därefter resultatet från simuleringsmatrisen.

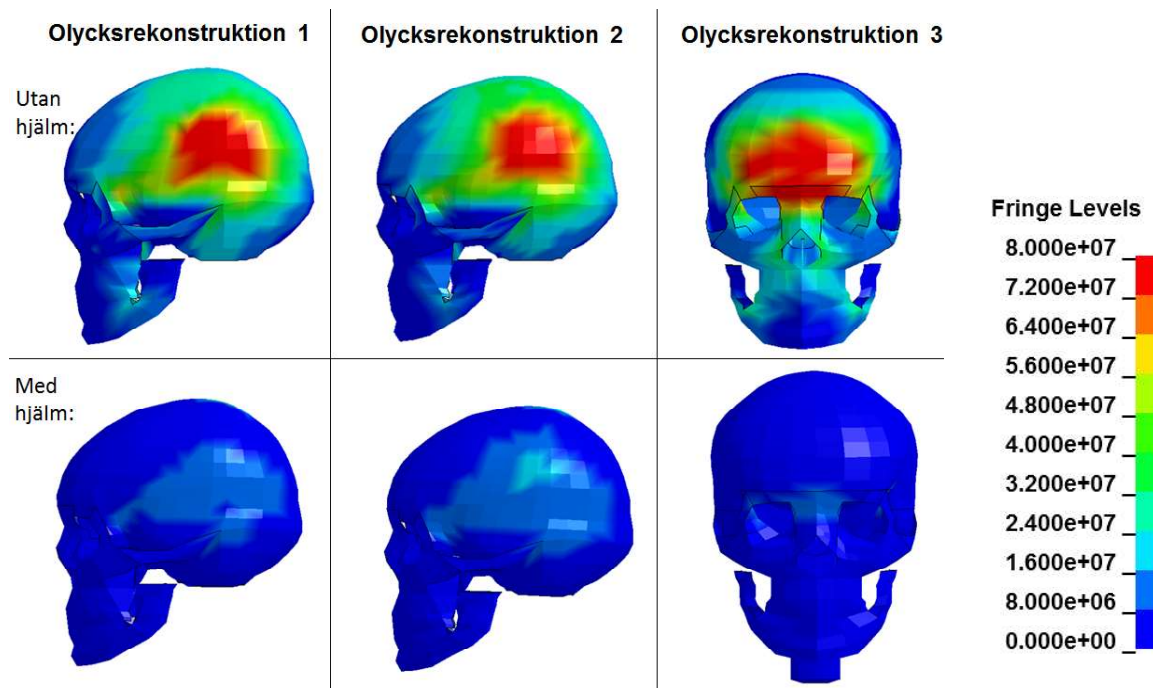
4.1 Resultat baserat på de tre olycksrekonstruktionerna

I Figur 16 visas skillnaden i påfrestning på hjärnvävnaden i de olika olycksrekonstruktionerna mellan att bära hjälm eller inte. Vad man kan se är att töjningarna går ner drastiskt, närmare en halvering av töjningsvärdena i de olika olycksfallen.



Figur 16. Jämförelse av olycksfallen utan och med hjälm

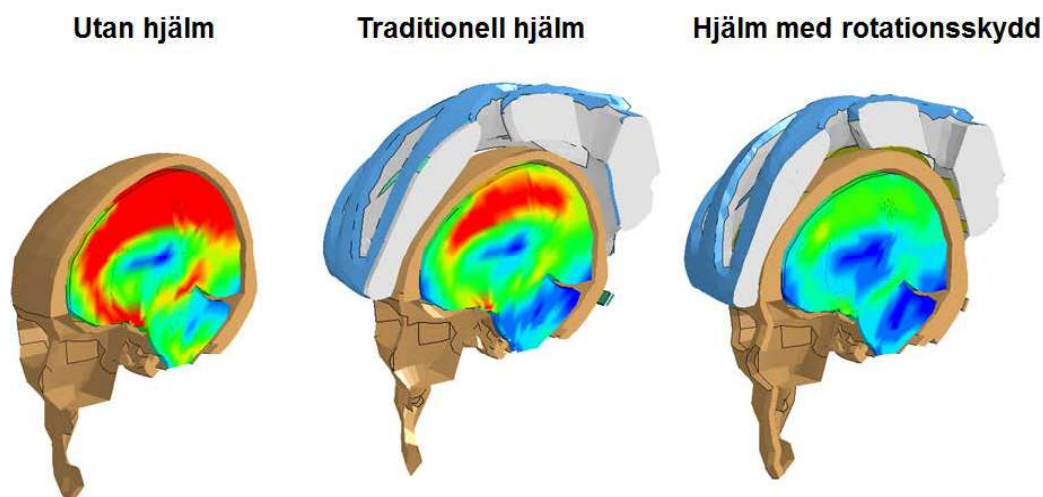
I Figur 17 visas skillnaden i påfrestningar på skallbenet i olycksfallen med och utan hjälm. I alla tre olycksfallen fick den skadade skallfrakturer. Simuleringarna av olycksfallen visar på en stor skillnad mellan att bära hjälm och inte. I fallen utan hjälm kommer modellen upp i spänningar över 80 MPa som indikerar på fraktur med det sker inte i fallen med hjälm.



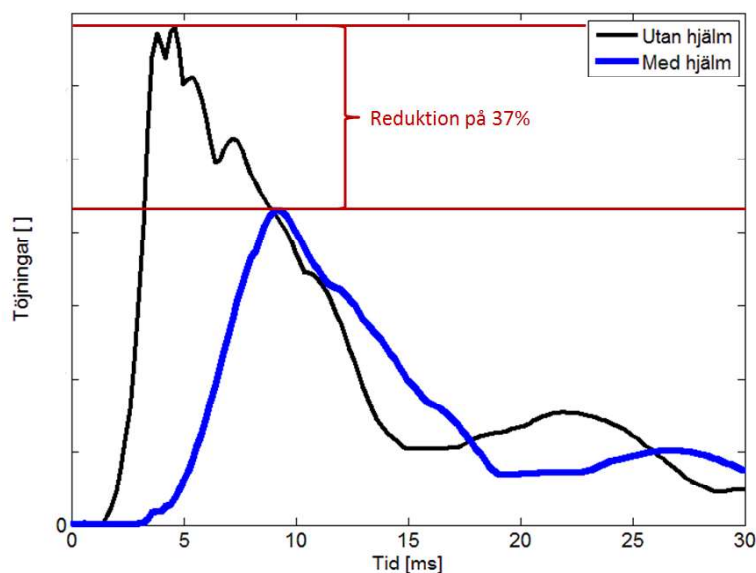
Figur 17. Jämförelse av påfrestningarna på skallbenet utan och med hjälm

4.2 Resultat baserat på simuleringsmatrisen

Ett exempel på skillnaden i påfrestning på hjärnvävnaden i ett av fallen i simuleringsmatrisen visas i Figur 18 utan hjälm, med traditionell hjälm och hjälm med rotationsskydd. Figur 19 visar på maximala töjningen i det element i modellen som uppvisar högst töjning i respektive simulering.



Figur 18. Jämförelse mellan utan hjälm, med traditionell hjälm och med en hjälm rotationsskydd för ett av fallen i simuleringsmatrisen (X0_Y30_Z0)

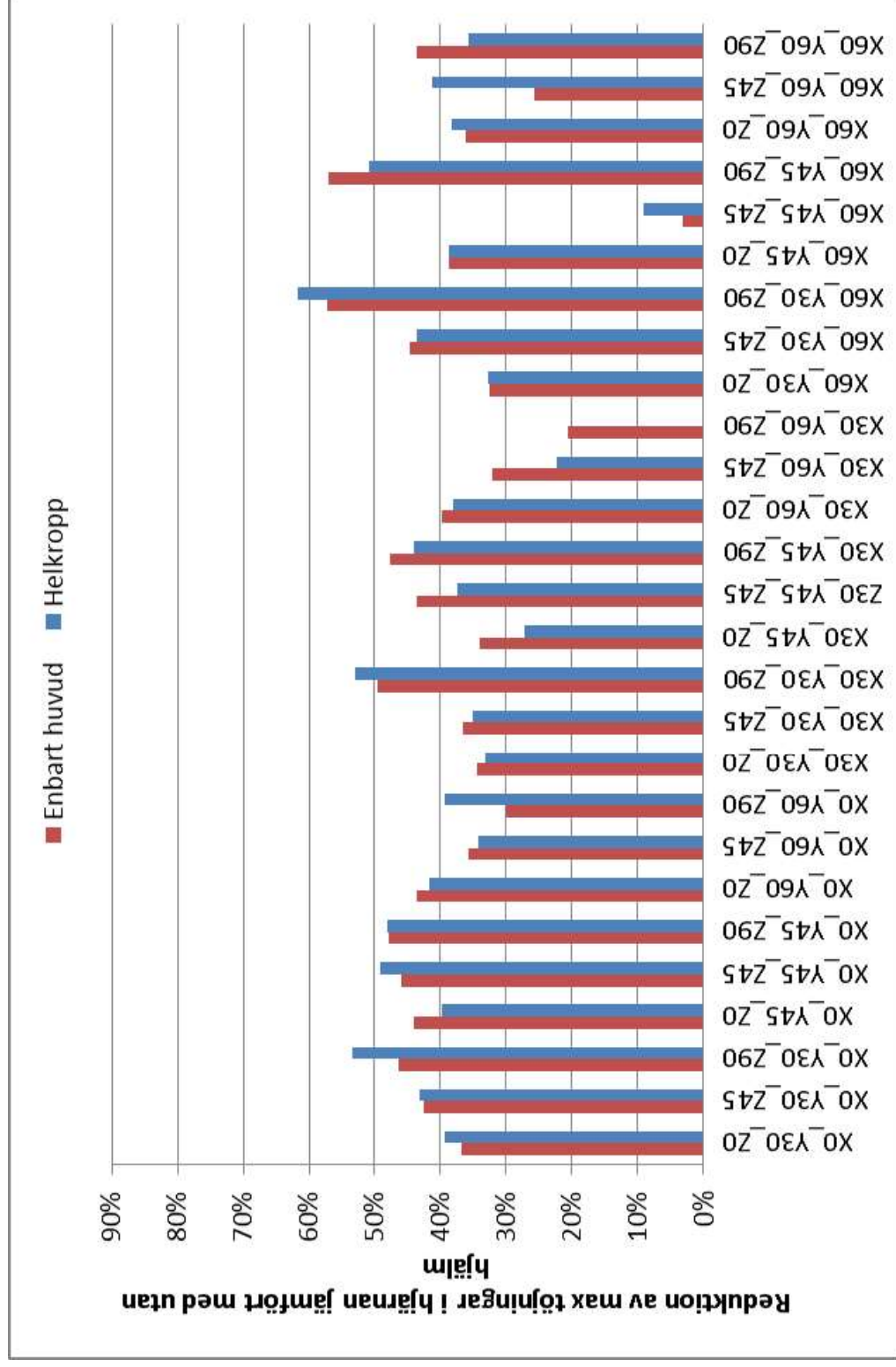


Figur 19. Skillnaden i maximal töjning i fallet X0_Y30_Z0 med och utan hjälm

I Figur 20 visas reduktionen i maximala töjningar om en traditionell hjälm används i både simuleringarna med kropp och enbart huvud. Både med och utan kropp ses en liknande trend av

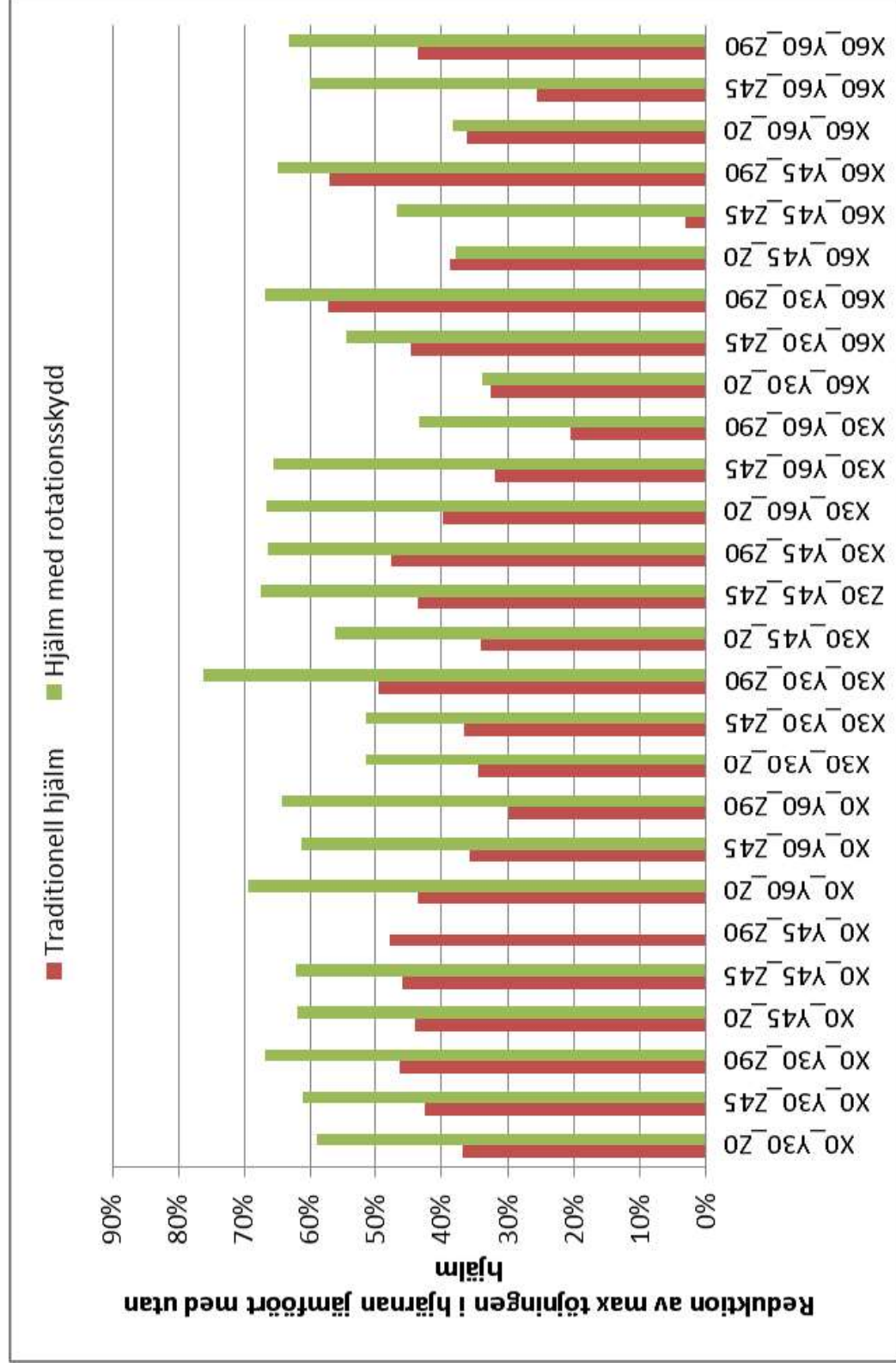
minskning av töjningsnivåerna mellan de olika lastfallen. I de flesta fall är skillnaden i den procentuella minskningen mellan helkropp och enbart huvud mindre än 5% och som mest runt 10%.

I Figur 21 visas reduktionen i maximala töjningar i fall olycksoffret bär en traditionell hjälm (Hjälm A) eller en hjälm med rotationsskydd (Hjälm B) i förhållande till om ingen hjälm skulle ha burits. Dessa resultat är för simuleringar med enbart huvudet. Reduktionen ligger mellan 3% och 58% för en traditionell hjälm och mellan 34% och 76% för en hjälm med rotationsskydd. Medel för alla simuleringar var 39% för den traditionella hjälmen och 58% för hjälmen med rotationsskydd. Samtliga fall i simuleringsmatrisen utan hjälm ger fraktur medan inget fall med hjälm ger fraktur. Medel för reduktionen i påfrestningarna på skallbenet är 76%, alltså nivåerna går från 80MPa ner till under 20 MPa.



Figur 20.

Den procentuella minskningen av töjningar mellan islag med och utan hjälm för helkroppssimuleringar och simuleringar med enbart huvudet (Simuleringen för X30_Y60_Z90, helkropp, saknas på grund av problem med simuleringen).



Figur 21.

Den procentuella skillnaden mot att inte bära hjälm, bära en traditionell hjälm eller bära en hjälm som också har ett rotationsskydd (Simuleringen för X0_Y45_Z90 med rotationsskydd, saknas på grund av problem med simuleringen).

5 Rekommendationer för framtida testmetoder

Detta projekt har tydligt påvisat att en hjälm tillverkad för att klara dagens certifieringstester reducerar risken för en hjärnskada signifikant. Resultat från detta projekt har dessutom visat på potentialen att reducera risken ytterligare om nya tekniker används. För att nya tekniker skall utvecklas som förbättrar energiupptagningen vid sneda krävs nya testmetoder.

Resultat från rekonstruktionerna genomförda i detta projekt samt resultat från tidigare publicerade studier (Verschuere 2009; Bourdet et al. 2013; Bourdet et al. 2012) visar att raka/linjära islag mot hjälm och huvud är ovanliga vid en cykelolycka. Vanligare är att cyklisten träffar ett objekt med en sned vinkel. En sned vinkel kan om friktionen är tillräckligt hög ge upphov till en tangentiellkraft mot hjälmen med resulterande rotation av huvudet. Tabell 1 visar på islagshastigheter mellan 6-10m/s och islagsvinklar mellan 30-60 grader. Ur ett hjälmdesign perspektiv så är det viktigt att veta vad hjälmen skall designas för. Är det för kollision mot bil där vanligaste islagen sker mot vindruta eller mot motorhuven (Otte et al. 2012), eller är det mot islag mot mark/väg?

Tittar man på generell olycksstatistik så kan man se att det är vanligare med singelolyckor än kollision mot bil. En studie från Frankrike (1998-2008) där man gått igenom 13 797 cykelolyckor från Frankrike visar att 65% av dessa var singelolyckor och 14% kollision mot bil (Amoros et al. 2012). En nyligen publicerad studie från Folksam visar att 77% av alla cykelolyckor i Sverige är singelolyckor (Rizzi et al. 2013).

En trend som kan utläsas ur Tabell 1 visar att singelolyckorna resulterar i högre islagsvinkel än kollision med bil. Detta beror på att bilen oftast har högre hastighet än cyklisten och att islagsvinkeln därför inte blir större.

Från dessa studier så skulle man därför rekommendera en islagshastighet på ca 6-7 m/s samt en islagsvinkel på mellan 40 och 60 grader. Men om man tar hänsyn till att singelolyckorna är betydligt vanligare så kan en islagsvinkel på ca 45 grader vara en rimlig medelväg.

6 Spridning av resultatet

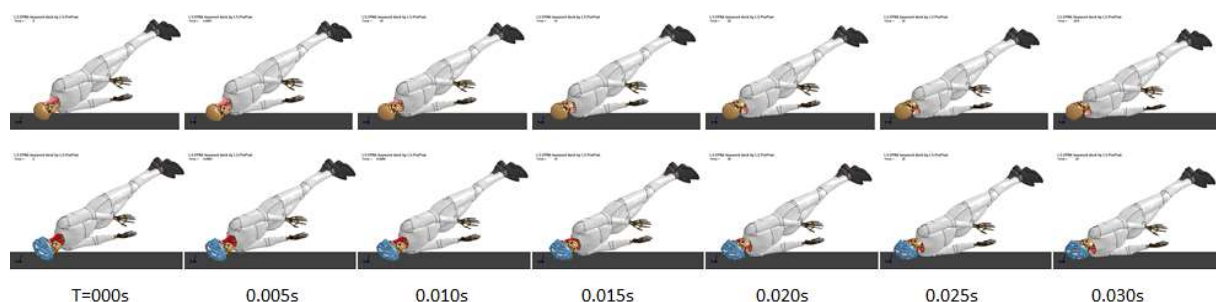
6.1 Visualisering av hjälmens nytta

KTH har knutit kontakt med både NTF och Konsumentverket för att sprida filmerna till grupper som kan påverkas för att använda cykelhjälm.

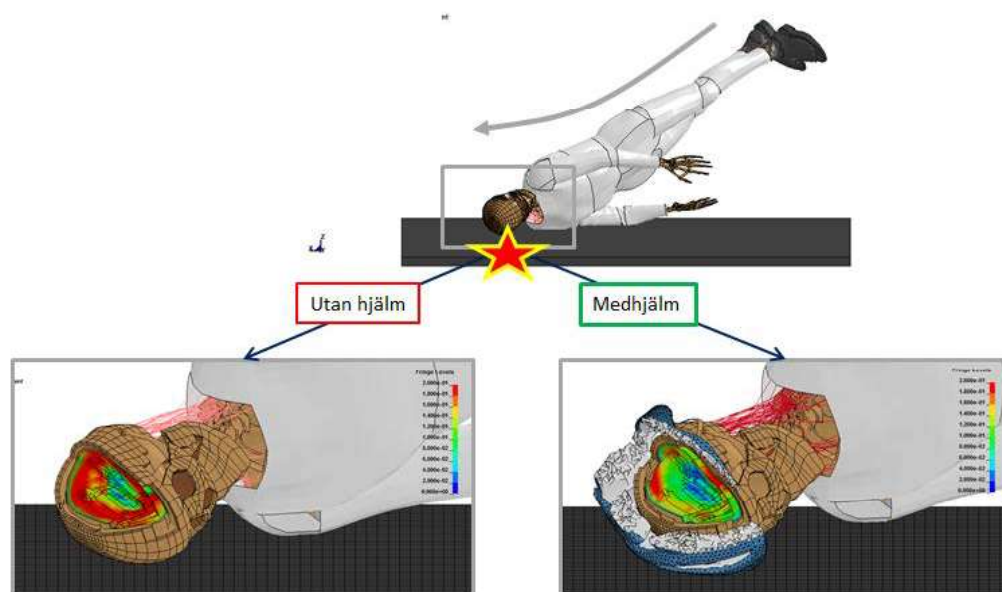
KTH har haft en workshop tillsammans med NTF, Konsumentverket, Länsförsäkringarna och VTI. På workshopen diskuterades hur detta resultat kan användas av de olika parterna. Länsförsäkringar, NTF och Konsumentverket visade intresse för att presentera detta resultat på deras respektive hemsidor. Ett förslag var en fallbeskrivande film. Ett förslag har tagits fram som ska presenteras på nästa workshop, vilken planeras att hållas under hösten 2013

De simuleringar som visats i denna rapport har presenterats på ett relativt tekniskt sätt. Avsikten är att ta fram ett presentationsmaterial som är lättförståeligt och pedagogiskt i avseende att påverka

cyklisterna att använda hjälm. Det mest effektiva är att visa filmer istället för stillbilder som i denna rapport. Men om stillbilder skall visas finns ett exempel i Figur 22 och Figur 23.



Figur 22. Simulering visande kinematiken av cykelolycka utan och med hjälm för simulering X30Y30Z45.



Figur 23. Exempel på hur hjälmens betydelse kan presenteras från simuleringarna presenterade i Figur 22.

Vidare så kommer resultatet från detta projekt presenteras som två vetenskapliga artiklar, en med fokus på olycksrekonstruktioner och hjälmens skyddande effekt och den andra om kroppens påverkan på hjälmen i olika lastfall. Dessa publikationer kommer kunna användas för att påverka hjälmtestningskommittéer.

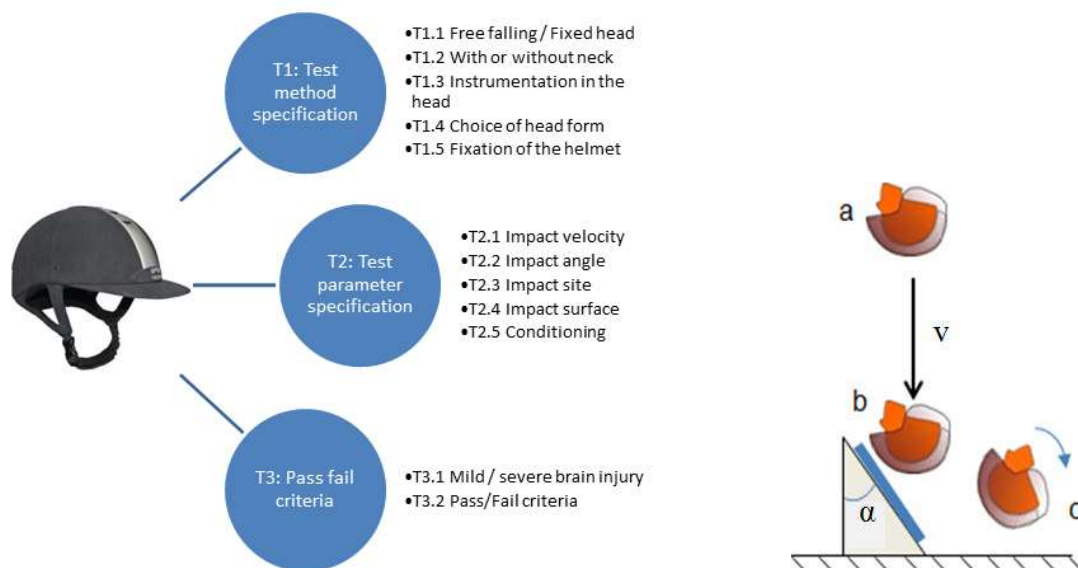
6.2 Påverka hjälmstandards

Sist men inte minst så kommer materialet från simuleringarna att användas för att påverka Europeiska hjälmstandardskommittén CEN för att förbättra dagens testmetoder för hjälmar. KTH är medlemmar i denna kommitté och har därför ingångar för ett kunna påverka.

Sedan 1 år är Peter Halldin ordförande i en av arbetsgrupperna inom CEN TC158, nämligen arbetsgrupp 11 som har ansvar för nya testmetoder. Tre möten har hållits sedan oktober förra året där forskare och testingenjörer från Europa har diskuterat i detalj hur en ny testmetod skall utformas. Det troliga är att testmetoden kommer likna den som visas i Figur 24. En tydlig arbetsplan

finns för att ta fram en ny testmetod. Det finns många frågor som måste besvaras och som sammanfattas i Figur 24.

En viktig fråga som diskuterats i detalj är om man behöver inkludera nacken i testet eller om man kan testa hjälmens egenskaper med endast huvud. Resultat från denna studie kommer användas för att svara på denna fråga. Figur 20 visar resultat från simuleringar med och utan kropp och resultaten visar att inverkan av nacke och kropp under de första 10ms som islaget sker inte hinner påverka huvudets kinematik.



Figur 24. Till vänster frågetecken som behöver besvaras för en ny hjälmstandard. Till vänster trolig ny testmetod.

Detta projekt har varit en otroligt viktig del i detta arbete. Dels för att kunna utföra arbetet som leder standardiseringsarbetet framåt samt att kunna säga att vi har haft finansiering nationellt för att genomföra denna studie. Fortsättningen av arbetet att få fram en ny standard kommer genomföras till viss del ofinansierat så ny finansiering kommer sökas inom KTH och externt i Sverige.

En ny standard som kan få genomslag för cykel-, skid- och ridhjälmarna kan tidigast bli färdig om 2 år. Sen kommer det ta ytterligare ett till två år för implementation hos testinstitutet.

7 Avvikelser från projektplan

KTH har blivit lovade ett antal olycksfall genom ett pågående EU projekt (COST TU1101). På grund av förseningar i detta projekt som inte KTH har någon orsak till så har vi inte fått några väldefinierade olyckor från detta EU projekt. Avsikten var att rekonstruera minst tio stycken olyckor. Istället har projektet kompletterats med en simuleringsmatris med totalt 27 stycken olika islagspunkter.

8 Diskussion

Detta projekt har visat på hjälmens betydelse för att minska påfrestningarna på hjärnskador och skallfrakturer. Projektet har också visat på potentialen att reducera påkänningarna ytterligare med hjälp av ett rotationsskydd i hjälmen. Detta är såklart ett viktigt argument för att ändra befintliga hjälmstandarder.

Denna studie har begränsningar som måste nämnas. En begränsning är att datormodellen inte är validerat mot alla islagsriktningar som den använts för, speciellt för alla simuleringar i simuleringsmatrisen. Modellen av hjärnan är dock validerad och testad i fler fall än de tre som rekonstruerats i denna studie (Kleiven 2007, Li et al. 2013). THUMS modellen som använts för att förstå betydelsen av nacken och kroppens inverkan på huvudets kinematik är inte validerad för samtliga lastfall som simulerats. Detta innebär att resultaten måste analyseras därefter. Då modellerna dock är skapade efter människans anatomi i tre dimensioner så är det troligare att de efterliknar fysiologiskt beteende än att de är helt fel. Med detta resonemang menas att modellerna av människan är bättre lämpade att förutsäga hur en människa belastas vid en olycka än annan information som kan ges med andra tillgängliga verktyg.

Analysen om hjälmens skyddande förmåga är intressant i sig. Figur 21 visar ett fall där hjälmen bara ger en reduktion med 3%. Det finns säkerligen fall där en olycka med hjälm kan ge en värre skada än utan hjälm. Men dessa fall är mycket troligt sällsynta. Detsamma gäller en hjälm med ett rotationskydd där speciella islagsituationer kan ge en marginellt ökad töjning i hjärnan som fallet X60_Y30_Z0. Detta fall är troligen beroende på ett fall där huvudets tyngdpunkt motverkar den tangentiella kraften på ett sätt som ger denna ökning.

Denna studie visar dock tydliga och näst intill entydiga resultat på hjälmens skyddande effekt samt på behovet av bättre hjälmar och testmetoder för framtidens skydd mot skall och hjärnskador.

9 Slutsatser

- Rekonstruktioner av verkliga olyckor visar att FE modellen predikterar höga töjningar i regioner som korrelerar med medicinska bilder från olyckan. FE simuleringarna visar därför att modellen kan prediktera verkliga skador och därför användas som verktyg för att prediktera risk för skada vid olika islagsituationer.
- Simuleringar med enbart huvud och med helkropp visar en marginell skillnad på påkänningarna i hjärnan vilket betyder att ett hjälmstandardtest kan utföras med eller utan experimentell nacke,
- Simuleringarna visar att en cykelhjälm kan reducera påfrestningarna på hjärnan. Reduktionen i påfrestningar på hjärnan för 27 olika islagssituationer är i medel 39%.
- Simuleringarna visar att hjälmen motverka skallfraktur i samtliga fall.
- Resultatet från simuleringarna visar på att om hjälmen är mer anpassad för rotationsvåld kan påfrestningarna på hjärnan reduceras ännu mer vilket visar vikten av en ny hjälmtestningsstandard. Medelreduktionen för hjälm med rotationsskydd är 58% jämfört med 39% för en traditionell hjälm.
- Utifrån litteraturstudien så skulle rekommendera en islagshastighet på ca 6-7 m/s samt en islagsvinkel på mellan 40 och 60 grader till en ny hjälmtestningsstandard. Men om man tar hänsyn till att singelolyckorna är betydligt vanligare så kan en islagsvinkel på ca 45 grader vara en mer rimlig islagsvinkel.

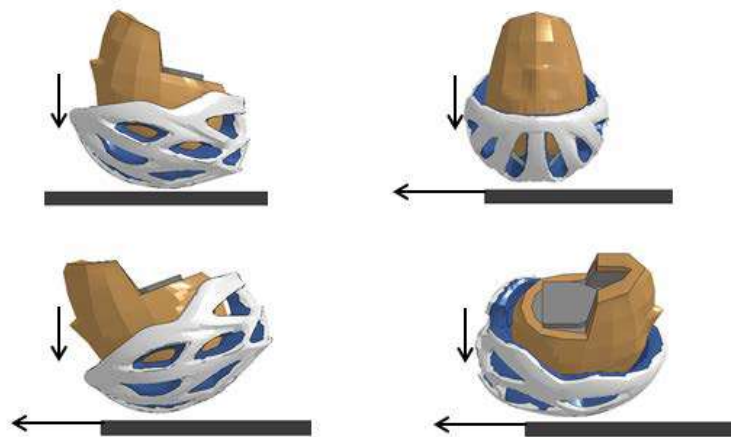
Referenser

- Aare, M. & Halldin, P., 2003. A New Laboratory Rig for Evaluating Helmets Subject to Oblique Impacts A New Laboratory Rig for Evaluating. *Traffic Injury Prevention*, 4(3), pp.240–248.
- Amoros, E. et al., 2012. Bicycle helmet wearing and the risk of head, face, and neck injury: a French case–control study based on a road trauma registry. *Injury Prevention*, 18(1), pp.27–32.
- Attewell, R.G., Glase, K. & McFadden, M., 2001. Bicycle helmet efficacy: a meta-analysis. *Accident; analysis and prevention*, 33(3), pp.345–52.
- Bourdet, N. et al., 2013. In-depth real-world bicycle accident reconstructions. *International Journal of Crashworthiness*, (August 2013), pp.1–11.
- Bourdet, N. et al., 2012. Methodology for a global bicycle real world accidents reconstruction. , pp.1–10.
- COST, 327, 2001. *Motorcycle Safety Helmets Final report*,
- EN1078, 2012. European standard EN1078:2012. Helmets for pedal and for users of skateboards and roller skates.
- Fahlstedt, M. et al., 2012. Influence of Impact Velocity and Angle in a Detailed Reconstruction of a Bicycle Accident. In *Proc. of the 2012 International IRCOBI Conf. on the Biomechanics of Impacts*. pp. 787–799.
- Hansen, K. et al., 2013. Angular Impact Mitigation system for bicycle helmets to reduce head acceleration and risk of traumatic brain injury. *Accident; analysis and prevention*, 59, pp.109–17.
- Von Holst, H. & Li, X., 2013. Numerical impact simulation of gradually increased kinetic energy transfer has the potential to break up folded protein structures resulting in cytotoxic brain tissue edema. *Journal of neurotrauma*, 30(13), pp.1192–9.
- Kleiven, S., 2006. Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion , intracerebral acceleration , Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localiz. *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(October), pp.81–114.
- Kleiven, S. & Holst, H. Von, 2002. Consequences of Reduced Brain Volume Following Impact in Prediction of Subdural Hematoma Evaluated with Numerical Techniques Consequences of Reduced Brain Volume Following Impact in Prediction of Subdural Hematoma. *Traffic Injury Prevention*, 3(4), pp.303–310.
- Kuwahara, S. et al., 2007. Finite Element Analysis of Pedestrian Injuries in Car-to-Pedestrian Impacts. In *SAE World Congress*. Detroit, Michigan, US, pp. 776–790.
- Larsson, J., 2012. *Cykelhjälmsanvändning i Sverige 1988 – 2011*,
- McDermott, F.T. et al., 1994. The Effectiveness of Bicyclist Helmets: a Study of 1710 Causalities. *Journal of Trauma*, (34), pp.834–44.
- McIntosh, A.S., Lai, A. & Schilter, E., 2013. Bicycle Helmets: Head Impact Dynamics in Helmeted and Unhelmeted Oblique Impact Tests. *Traffic Injury Prevention*, 14(5), pp.501–508.

- McNally, D.S. & Whitehead, S., 2013. A computational simulation study of the influence of helmet wearing on head injury risk in adult cyclists. *Accident; analysis and prevention*, 60C, pp.15–23.
- Nolén, S., 1998. *Trafiksäkerhetspotential av ökad cykelhjälsanvändning i Sverige*, Linköping.
- Oshita, F. et al., 2002. Development of a finite element model of the human body. *7th International LS-DYNA Users Conference*, pp.3–48.
- Otte, D., Jänsch, M. & Haasper, C., 2012. Injury Protection and Accident Causation Parameters for Vulnerable Road Users Based on German In-Depth Accident Study GIDAS. *Accident Analysis & Prevention*, 44(1).
- Persaud, N. et al., 2012. a proportional mortality , case – control study. , 184(17), pp.921–923.
- Phillips Helmets, ..., 2013. Phillips Head Protection System. Available at: <http://www.phillipshelmets.com/> [Accessed October 28, 2013].
- Richter, M. et al., 2007. The Current Injury Situation of Bicyclists—A Medical and Technical Crash Analysis. *Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care*, 62(5), pp.1118–1122.
- Rizzi, M., Stigson, H. & Krafft, M., 2013. Cyclist Injuries Leading to Permanent Medical Impairment in Sweden and the Effect of Bicycle Helmets. , pp.412–423.
- Thomas, S. et al., 1994. Effectiveness of Bicycle Helets in Preventing Head Injury in Children: a Case-Control Study. *British Medical Journal*, 308, pp.173–176.
- Trafikverket, 2011. *Analys av trafiksäkerhetsutvecklingen 2010 - Målstyrning av trafiksäkerhetsutvecklingen 2010 mot etappmålen 2020*,
- Verschueren, P., 2009. *Biomechanical Analysis of Head Injuries Related to Bicycle Accidents and a New Bicycle Helmet Concept*. Katholieke Universiteit Leuven.

Appendix 1. Hjälmmodellering och validering

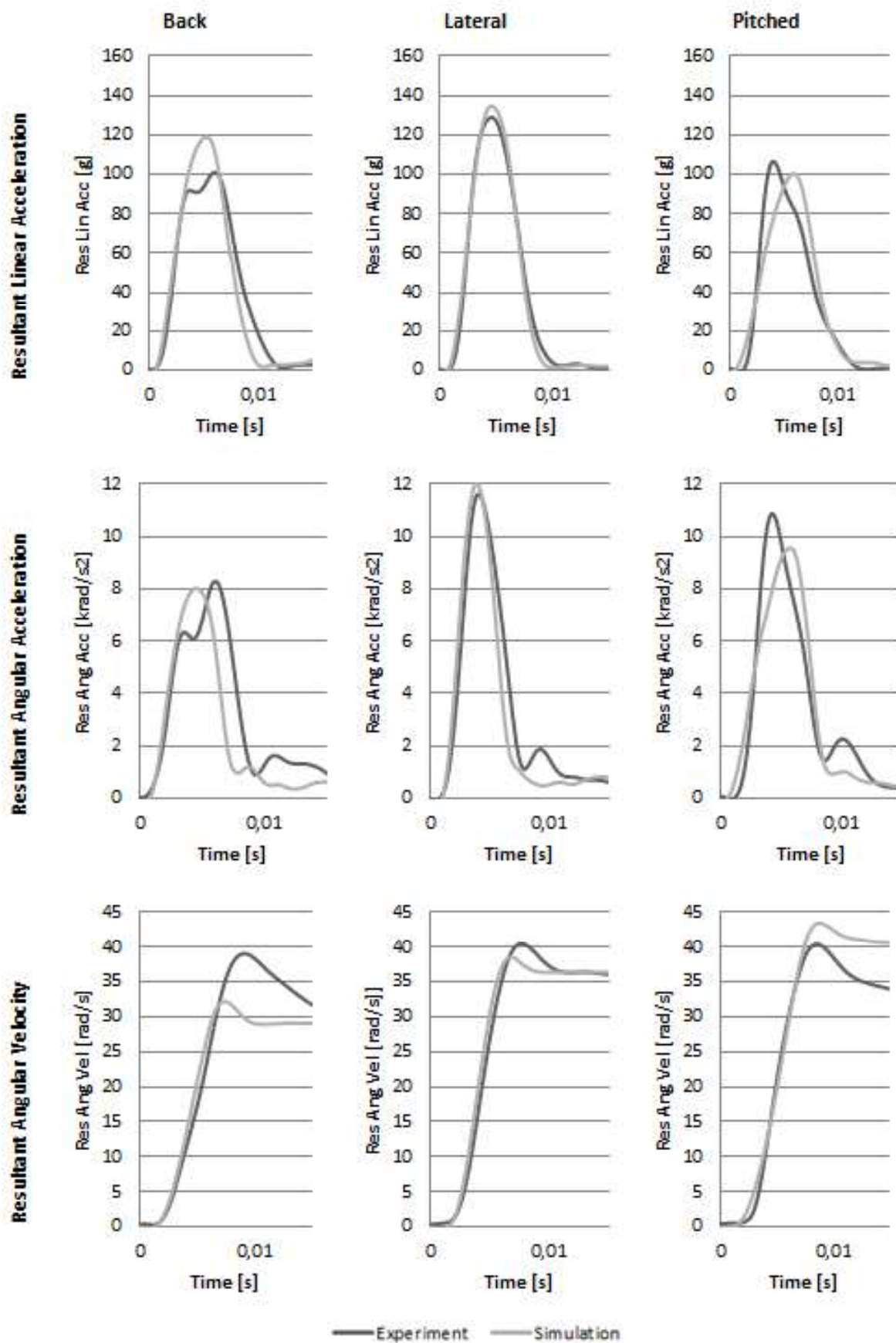
Experimentella tester gjordes i KTH:s hjälmprovningssrig (Aare & Halldin 2003) med både sneda och raka islag, se Figur 25 och Figur 26. Dessa tester återskapades med simuleringar och de linjär- och rotationsaccelerationerna jämfördes med de experimentella testerna. Resultatet av jämförelsen presenteras i Figur 27 och Figur 28.



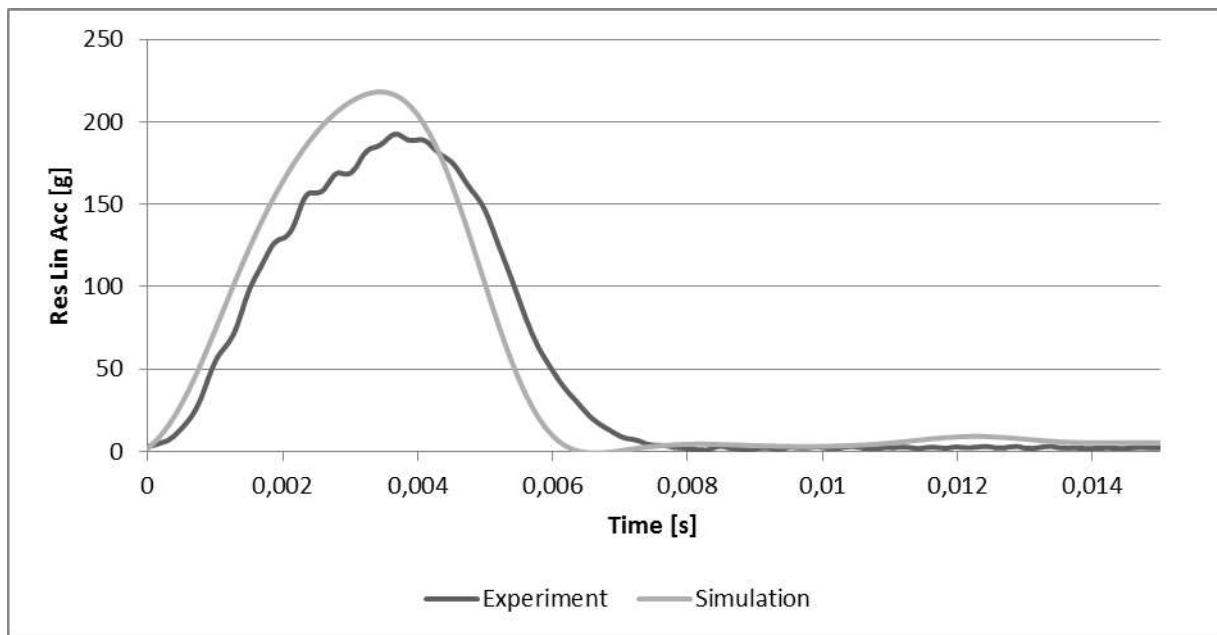
Figur 25. De olika situationerna hjälmen var testad i, radiellt (vänster övre raden), lateralt (höger övre raden), back (vänster nedre raden), pitched (höger nedre raden)



Figur 26. Visande klipp från höghastighetsfilm från experimenterade tester på cyelhjälm.



Figur 27. Jämförelse mellan de experimentella sneda islagstesten (mörk grå) och simuleringarna (ljus grå)



Figur 28. Jämförelse mellan det radiella experimentella testet (mörk grå) och simuleringen (ljus grå)