

Slutrapport BVFF

BVFF nummer:

2016-025

Projekttitel

Biomekanisk optimering av stötdämpande beläggning som fallskadeprevention för fotgängare och cyklister

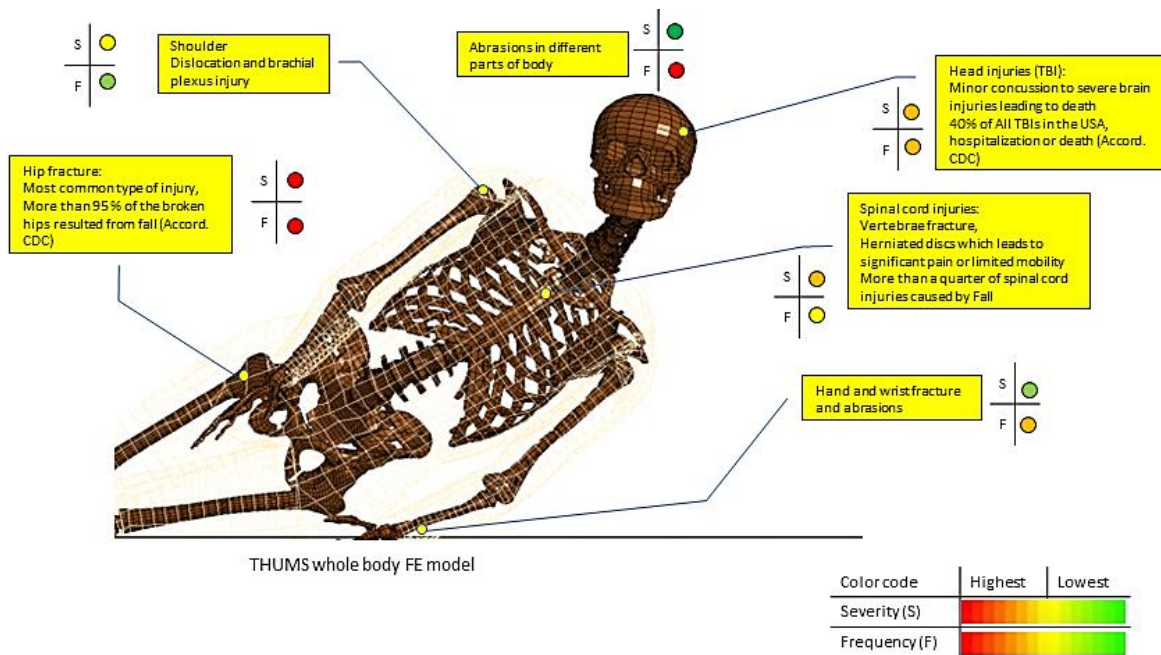
Svensk sammanfattning

Svein Kleiven, Pooya Sahandifar, Viveca Wallqvist



1 Introduktion

En fallskada kan orsaka fraktur eller skador i olika kroppsdelar, men vanligtvis leder fall framåt och bakåt till handleds- och övre extremitetsskador, medan fall i sidled leder till höftfrakturer [1]. Figur 1.1 sammanfattar kort de fallinducerade skadornas frekvens och svårighetsgrad. Bland fallinducerade skador är höftfrakturerna allvarligare bland äldre, eftersom det orsakar rörelseförlust, högre dödlighet och stora ekonomiska kostnader förutom det enorma mänskliga lidandet [2], [3]. Äldre kvinnor har en högre risk för höftfraktur på grund av benskörhet och högre fallfrekvens [4]–[6].



Figur 1.1. Översikt över möjliga fallinducerade skador enligt tidigare studier [1], [7].

Enligt Trafikverket står fotgängare som faller utomhus och cyklister för cirka 70 procent av de allvarliga skadorna i vägtrafikmiljöer [8]. En annan studie om dödsfall i trafik i 31 storstäder globalt visar att fotgängare och cyklister består av hälften av de dödade [9]. Trots förbättringar i förebyggande av trafikolyckor under de senaste decennierna [10] har cyklister och fotgängare fått mindre uppmärksamhet [9]. Cyklister kan delvis skyddas genom att använda hjälmar [11], [12]; det finns dock inget särskilt skydd för fotgängare.

Äldre vuxna minskar sina utomhusaktiviteter när de åldras. En del av den minskade aktiviteten är på grund av rädslan för att falla. Förutom äldre vuxna riskerar fotgängare från andra åldersgrupper också att falla utomhus. En fördelaktig åtgärd för att minska risken för skador för fotgängare kan vara stötdämpande trottoarer. Endast ett fåtal studier har undersökt effekten av att minska asfaltblandningarnas styvhet (Figur 1.2) för att minska risken för huvudskada [13], [14]. En tidigare studie med flera asfaltblandningar uppskattar en 45% minskning av risken för skallenfraktur för en asfaltblandning innehållande 60% vol. gummi [13].



Figur 1.2. Asfaltblandning av gummi (vänster), gjutbetonggjutning (höger) [13] (Licens förvärvat via Copyright Clearance Center).

Finite elementmetoden är en numerisk metod som kan användas för att utvärdera den möjliga förmågan hos en föreslagen lösning för att minska risken för skada. Denna metod används i stor utsträckning vid rekonstruktioner av trafikolyckor [15]–[20]. Tidigare studier omfattar flera typer av olyckor, till exempel olyckor med enstaka fordon och olyckor med fordon och fotgängare, men inte fallolyckor.

2 Mål

Projektets huvudsakliga mål var att bättre förstå den fallinducerade skadebiomekaniken med hjälp av THUMS-helkroppsmodellen och utvärdera de gummerade asfaltbeläggningarnas förmåga att minska risken för huvudskador och höftfrakturer.

Två huvudfrågor ställdes i definitionen av varje studie inom projektet:

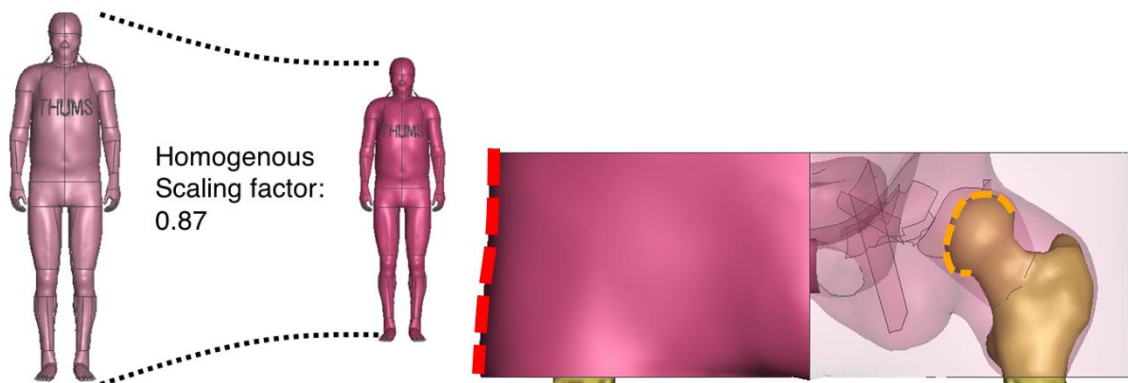
- Hur påverkar olika parametrar som ålder fallskadebiomekaniken?
- Minskar den föreslagna idén om stötdämpande trottoar risken för fallskador, det vill säga höftfraktur och huvudskada?

3 Metod

3.1 Humanmodellen THUMS

Helkroppsmodellen THUMS v4.02 representerande en medelstor vuxen man med en vikt på 76 kg och en höjd av 177 cm [17] används för att simulera fall från kroppshöjd. Denna version inkluderar skelettet, hjärnan, inre organ och mjukvävnad. Den ursprungliga modellen utvecklades för att representera fotgängare och passagerare i fordon; Följaktligen var det nödvändigt att revidera modellen för nödvändiga förbättringar. För det första reviderades mjukvävnadernas geometri och konstitutiva modell för att bli mer representativa för dessa vävnader [21]–[29]. De konstitutiva materialmodellerna presenterades kortfattat (papper B). Därefter placerades modellen i olika bål- och bäckenvinklar (papper A) och fall från stående mot marken simulerades för att utvärdera de inre krafterna som genereras på lårbenshuvudet i var och en av kroppsconfigurationerna. Det proximala lårbenets geometri och mekaniska egenskaper reviderades också i papper C för att representera äldre vuxna bättre. Den kvinnliga modellen skalades homogent från den ursprungliga medelstora manliga modellen (figur 3.1).

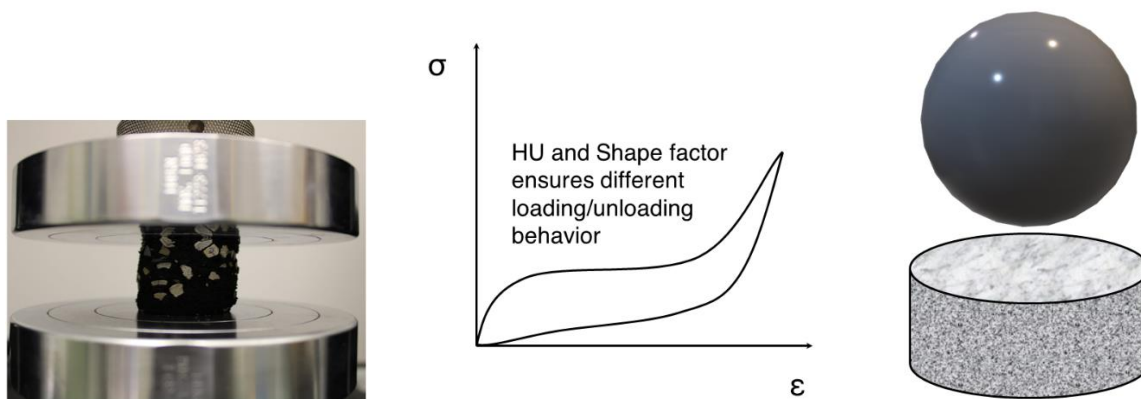
När islagkrafterna i humanmodellerna (papper B och E) utvärderades på den mjuka vävnadens laterala sida (islagssidan) betecknades det som de yttre krafterna. När krafterna däremot utvärderades på lårbenshuvudet, som är i kontakt med acetabulum, betecknas det som inre krafter (figur 3.1).



Figur 3.1. Vänster: Homogen skalning till den kvinnliga modellen från den medelstora manliga modellen. Höger: De yttre krafterna mättes på slagsidan (röd linje), de inre krafterna mättes på lårbenshuvudet (orange linje).

3.2 Modellering av asfaltmaterial

Bituminösa blandningar med fyra olika smulgummiinnehåll, nämligen 0%, 14%, 28% och 33% (vikt%) producerades vid universitetet i Bologna, Italien inom Horison2020 -projektet SAFERUP! Två mekaniska testuppsättningar utfördes på proverna: icke-destruktivt kompressionstest och destruktivt kompressionstest (figur 3.2). Brott i det destruktiva testet identifierades som en punkt där en synlig djup spricka detekterades eller när kraftkurvorna passerar maximal kraft. I det icke-destruktiva kompressionstestet applicerades 1% töjning med en förskjutningshastighet på 0,5 mm/min och en förskjutningshastighet på 5 mm/min applicerades under det destruktiva kompressionstestet. Senare användes de mekaniska kompressionstesterna för att utvärdera E-modulen för proverna och implementera spännings-töjningskurvorna i materialmodellen i LS-Dyna [30].



Figur 3.2. Vänster: En asfaltblandning under kompressionstestet. Mitten: En typisk spännings-töjningskurva med energiabsorption genom hysteres via HU-/formfaktorer [30]. Höger: HIC - droppstestställningen.

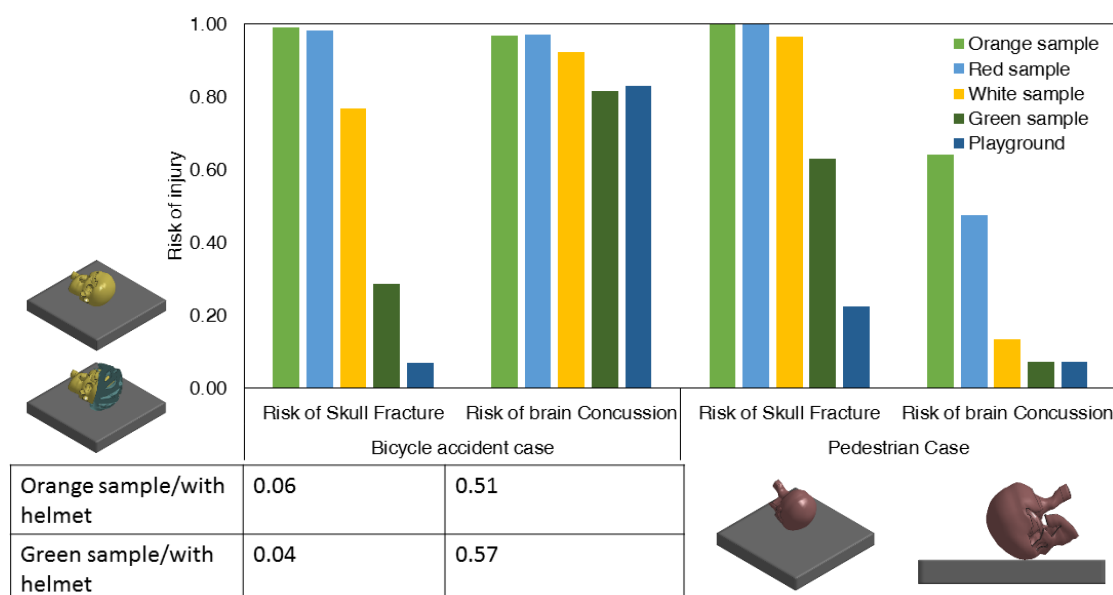
Materialmodellen kan styra energiabsorptionen med hjälp av två konstanter för hysteresavlastning (HU) och formfaktor. Dessa två konstanter valdes att vara 0,1 respektive 5 (figur 3.2). Materialmodellen för varje asfaltblandning validerades med ett standard HIC -droppstest [31].

Dropptesterna utfördes med en halvklotformat attrapp med en vikt och diameter på 4,6 kg och 160 mm, som släpptes från olika höjder.

4 Resultat

4.1 Risk för huvudskada med den gummierade asfalten

Bituminösa blandningar med fyra olika smulgummiinnehåll, nämligen 0%, 14%, 28% och 33% och ett polyuretanbindemedel-baserat lekplatsmaterial av gummi användes för att bedöma möjligheten att minska risken för huvudskada, det vill säga skullfraktur och hjärnskakning för två verkliga olyckor; en cykelolycka och en fallolycka. I rekonstruktionen av cykelolyckan gav lekplatsmaterialet en minskning av risken för skullfraktur med 94 procent jämfört med asfalt utan gummi, medan gummierade asfalten med 33 viktprocent gummi hade en 70 procent minskning (figur 4.1). Minskningen av risken för hjärnskakning var inte så signifikant som för skullfraktur. Den gummierade asfalten med 33 viktprocent gummiinnehåll hade en hjärnskakningsrisk på 80 procent, liknande lekplatsmaterialet som hade 83.



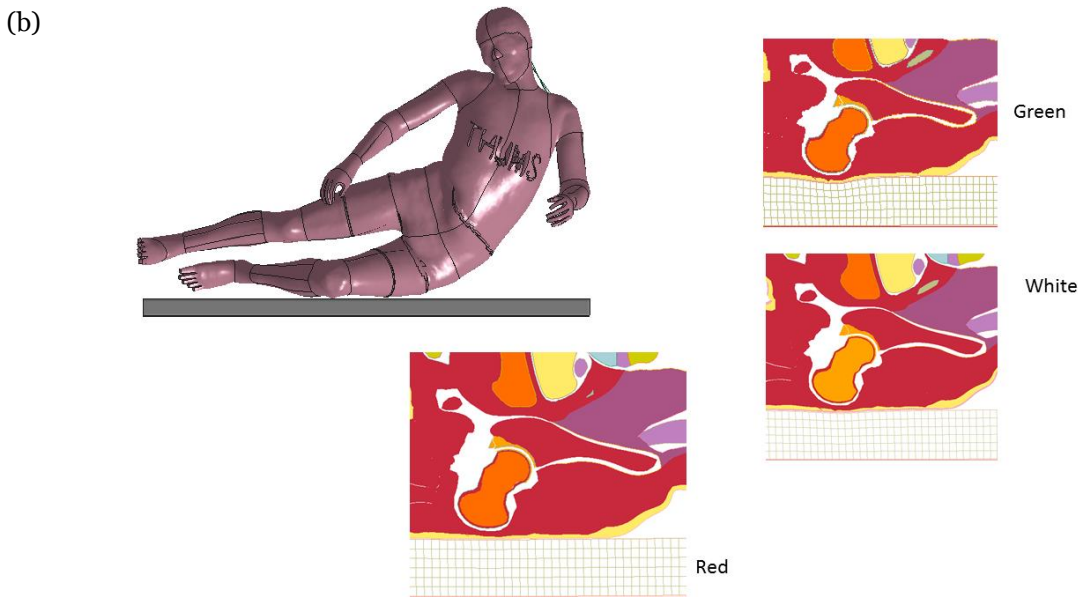
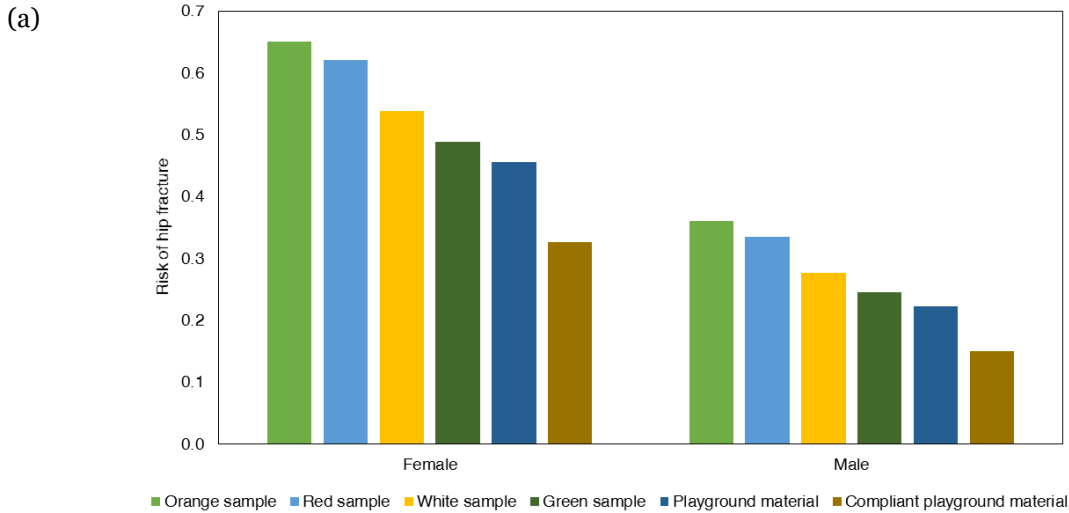
Figur 4.1. Skullfrakturrisken [32] och hjärnskakningsrisken [33] utvärderades för cykel- och fotgängarolyckor för de tre asfaltblandningarna och lekplatsmaterialet.

I fotgängarfallet reducerades risken för skullfraktur för lekplatsmaterialet till 23 procent från 97 procent för den icke-gummerad asfaltblandning. För asfaltblandningen med 33 viktprocent gummi var risken för skullfraktur 63 procent. Alla gummiinnehållande asfaltblandningar uppvisade betydligt lägre risker för hjärnskakning i rekonstruktionen av fotgängarolyckan jämfört med asfaltblandningen utan gummi. För asfalten utan gummi var risken för hjärnskakning 63 procent som reducerades till 6% för lekplatsmaterialet och asfaltblandningen med 33 viktprocent gummi (figur 4.1).

4.2 Risk för höftskada på den gummierade asfalten

Kroppsställningen med en upprätt torso vinkel på ca. 10 grader som ledde till de högsta inre krafterna mot höftkulan valdes för simulering av fall i sidled (figur 4.2). Förutom de gummierade asfalten som användes i figur 4.2(a) simulerades också ett lekplatsmaterial. Risken för höftfraktur utvärderades för äldre män och äldre kvinnor för fall i sidled på dessa material. Baserat på de inre krafterna

beräknades risken för höftfraktur för en äldre man och kvinna. Den potentiella risken för höftfraktur var betydligt lägre för män jämfört med kvinnor (ungefär hälften). Risken för höftfraktur minskade från cirka 64 procent för asfalten utan gummi till cirka 49 procent för blandningen med 33 viktprocent gummiinnehåll för kvinnor, och från cirka 36 procent till 24 procent hos män. Med lekplatsmaterialet var risken för höftfraktur 33 procent för kvinnor och 15 procent för män (figur 4.2a).



Figur 4.2. (a) Höftfrakturriskena [34] utvärderades för äldre män och äldre kvinnor under simulerade fall i sidled mot de tre asfaltblandningarna och lekplatsmaterialet, (b) den maximala intryckningen av asfaltblandningarna under ett sidledes fall.

5 Planen framöver

Att byta ut traditionell asfalt mot gummiinnehållande material minskar risken för skador bland fotgängare och cyklister. Studien av bituminösa blandningar med fyra olika smulgummiinnehåll på 0%, 14%, 28% och 33%, visar att skaderisken reduceras för alla skadetyper med ökande gummihalt. Störst effekt uppnås i reduktion av risken för hjärnskakning hos fotgängare där den bituminösa gummiblandningen med 33 viktprocent gummi har en uppskattad risk på 6 procent jämfört med 63 procent för asfalt utan gummi. För denna typ av skada minskar även blandningen med det lägsta gummiinnehållet skaderisken avsevärt. Den näst största skadereducerande effekten erhålls för skallfraktur i en cykelolycka, som för gummiblandningen med 33 viktprocent gummi har en uppskattad risk på 29 procent jämfört med 100 procent för blandningen utan gummi. Höftskadesimuleringarna visar att den gummiblandningen med 33% gummi har en uppskattad risk på 48 procent jämfört med 64 procent för blandningen utan gummi för kvinnor. Motsvarande siffror var 24 procent risk för höftfraktur för gummiblandningen med 33% gummi jämfört med 36 procent för blandningen utan gummi för män. Ett lekplatsmaterial minskar dessa värden ytterligare till 32 procent för kvinnor och 15 procent för män. Förutom att testa fler asfaltblandningar är det nödvändigt att studera rörelse, rörlighet och balans när man går och cyklar på dessa nya asfaltblandningar. Det finns ett behov av en grundlig optimeringsstudie för att maximera den mjuka asfaltens skadeförebyggande kapacitet utan att i större grad påverka de gåendes balans, asfaltens hållbarhet och miljöpåverkan. Identifiering av de parametrar som behövs för optimering av asfaltens egenskaper och hur temperaturen påverkar asfaltblandningens förmåga att förebygga skador pågår. Det är känt att fall också är vanligt under vintern och de mekaniska egenskaperna hos asfaltblandningarna kan påverkas av snö och kyla [3]. Ytterligare förslag är att också överväga den kombinerade effekten med kroppsskydd, särskilt för äldre osteoporotiska patienter.

6 Referenser

- [1] M. C. Nevitt and S. R. Cummings, "Type of Fall and Risk of Hip and Wrist Fractures: The Study of Osteoporotic Fractures," *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 41, no. 11, pp. 1226–1234, Nov. 1993.
- [2] J. P. Empana, P. Dargent-Molina, and G. Bréart, "Effect of Hip Fracture on Mortality in Elderly Women: The EPIDOS Prospective Study," *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 52, no. 5, pp. 685–690, May 2004.
- [3] Swedish Civil Contingencies Agency (MSB), "Social Costs of Accidents in Sweden," pp. 1–29, 2012.
- [4] S. R. Cummings and L. J. Melton, "Osteoporosis I: Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures," *Lancet*, vol. 359, no. 9319. Elsevier Limited, pp. 1761–1767, 18-May-2002.
- [5] J. A. Grisso, G. Y. Chiu, G. Maislin, W. C. Steinmann, and J. Portale, "Risk factors for hip fractures in men: A preliminary study," *J. Bone Miner. Res.*, vol. 6, no. 8, pp. 865–868, 1991.
- [6] P. Kannus, J. Parkkari, H. Sievänen, A. Heinonen, I. Vuori, and M. Järvinen, "Epidemiology of hip fractures," in *Bone*, 1996, vol. 18, no. 1 SUPPL., pp. S57–S63.
- [7] Centers for Disease Control and Prevention, "STEADI - Older Adult Fall Prevention | CDC Injury Center," *centers for disease control and prevention*, 2018. [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/steady/materials.html>. [Accessed: 28-Mar-2018].
- [8] The Swedish Transport Administration, *Analysis of Road Safety Trends 2017*. The Swedish Transport Administration, 2018.
- [9] A. Santacreu, "Safer City Streets Global Benchmarking for Urban Road Safety," Paris, Jan. 2018.
- [10] World Health Organization (WHO), "Global Status Report on Road Safety 2018: Summary," Geneva, 2018.
- [11] M. Rizzi, H. Stigson, and M. Krafft, "Cyclist Injuries Leading to Permanent Medical Impairment in Sweden and the Effect of Bicycle Helmets | Enhanced Reader," in *IRCOBI Conference*, 2013, pp. 412–423.
- [12] M. Fahlstedt, P. Halldin, and S. Kleiven, "The protective effect of a helmet in three bicycle accidents - A finite element study," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 91, pp. 135–143, Jun. 2016.
- [13] V. Wallqvist, G. Kjell, E. Cupina, L. Kraft, C. Deck, and R. Willinger, "New functional pavements for pedestrians and cyclists," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 105, no. May, pp. 52–63, Aug. 2017.
- [14] V. Wallqvist and L. Kraft, "Prototype bike lanes - placement practices and properties," in *3rd international conference on best practices for concrete pavements*, 2015, no. October 2015.
- [15] M. Fahlstedt *et al.*, "Influence of impact velocity and angle in a detailed reconstruction of a bicycle accident," in *IRCOBI Conference Proceedings - International Research Council on the Biomechanics of Injury*, 2012, pp. 787–799.
- [16] M. Iwamoto and Y. Nakahira, "Development and Validation of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) Version 5 Containing Multiple 1D Muscles for Estimating Occupant Motions with Muscle Activation During Side Impacts," in *SAE Technical Papers*, 2015, no. November.

- [17] M. Iwamoto, Y. Kisanuki, I. Watanabe, K. Furuusu, and K. Miki, "Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction," in *International Research Council on Biomechanics of Injury*, 2002, pp. 31–42.
- [18] A. J. Golman, K. A. Danelson, L. E. Miller, and J. D. Stitzel, "Injury prediction in a side impact crash using human body model simulation," *Accid. Anal. Prev.*, 2014.
- [19] S. L. Schoell *et al.*, "Development and Validation of an Older Occupant Finite Element Model of a Mid-Sized Male for Investigation of Age-related Injury Risk," in *Stapp car crash journal*, 2015, vol. 59, no. December, p. 359.
- [20] M. L. Davis, B. Koya, J. M. Schap, and F. S. Gayzik, "Development and Full Body Validation of a 5th Percentile Female Finite Element Model," *SAE Tech. Pap.*, vol. 60, no. November, pp. 509–544, 2016.
- [21] L. Khorashadi, J. M. Petscavage, and M. L. Richardson, "Postpartum symphysis pubis diastasis," *Radiol. Case Reports*, vol. 6, no. 3, p. 542, 2011.
- [22] A. Pedrazzini, R. Bisaschi, R. Borzoni, D. Simonini, and A. Guardoli, "Post partum diastasis of the pubic symphysis: A case report," *Acta Biomed. l'Ateneo Parm.*, vol. 76, no. 1, pp. 49–52, 2005.
- [23] Z. Li, J. E. Kim, J. S. Davidson, B. S. Etheridge, J. E. Alonso, and A. W. Eberhardt, "Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts: A finite element study," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 12, pp. 2758–2766, 2007.
- [24] K. A. Athanasiou, A. Agarwal, and F. J. Dzida, "Comparative study of the intrinsic mechanical properties of the human acetabular and femoral head cartilage," *J. Orthop. Res.*, vol. 12, no. 3, pp. 340–349, 1994.
- [25] S. S. Chen, Y. H. Falcovitz, R. Schneiderman, A. Maroudas, and R. L. Sah, "Depth-dependent compressive properties of normal aged human femoral head articular cartilage: Relationship to fixed charge density," *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 9, no. 6, pp. 561–569, 2001.
- [26] A. E. Anderson, B. J. Ellis, S. A. Maas, and J. A. Weiss, "Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip," *J. Biomech.*, 2010.
- [27] J. Hewitt, F. Guilak, R. Glisson, and T. P. Vail, "Regional material properties of the human hip joint capsule ligaments," *J. Orthop. Res.*, vol. 19, no. 3, pp. 359–364, 2001.
- [28] J. D. Hewitt, R. R. Glisson, F. Guilak, and T. P. Vail, "The mechanical properties of the human hip capsule ligaments," *J. Arthroplasty*, vol. 17, no. 1, pp. 82–89, 2002.
- [29] J. Li, T. D. Stewart, Z. Jin, R. K. Wilcox, and J. Fisher, "The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanics of the hip joint with biphasic layers," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 10, pp. 1641–1647, 2013.
- [30] LSTC, *LS-DYNA R12 Keywords Manual, version 971*, vol. II. LIVERMORE SOFTWARE TECHNOLOGY (LST), AN ANSYS COMPANY, 2020.
- [31] SIS, *Standard - Impact attenuating playground surfacing - Methods of test for determination of impact attenuation SS-EN 1177:2018+AC*. 2019.
- [32] P. Chan, S. Diego, P. Rigby, E. Takhounts, and J. Zhang, "Development of a generalized linear skull fracture criterion," no. June 2015, 2007.
- [33] S. Kleiven, "Predictors for Traumatic Brain Injuries Evaluated through Accident

Reconstructions,” in *SAE Technical Papers*, 2007, vol. 2007-Octob, no. October.

- [34] S. Kleiven, “Hip fracture risk functions for elderly men and women in sideways falls,” *J. Biomech.*, vol. 105, p. 109771, May 2020.