

Fallolyckor Bland Gångtrafikanter

Slutrapport
TRV 2013/71828

Anna Carlsson

Chalmers Industriteknik

Mats Svensson

Chalmers, Tillämpad Mekanik

CHALMERS

SAFER
VEHICLE AND TRAFFIC SAFETY CENTRE AT CHALMERS

**CHALMERS
INDUSTRITEKNIK** 

Anna Carlsson

Chalmers Industriteknik
Chalmers Teknikpark
Sven Hultins gata 9D
SE - 412 88 Göteborg, Sverige
Telefon: +46 31 772 3650
Web: www.cit.chalmers.se
E-mail: anna.carlsson@cit.chalmers.se

Mats Svensson

Tillämpad Mekanik
Fordons säkerhet
Chalmers Tekniska Högskola
SE - 412 96 Göteborg, Sverige
Besök: SAFER, Lindholmspiren 3
Telefon: +46 (0)31 - 772 3644
E-mail: mats.svensson@chalmers.se

Förord

Vi vill börja med att tacka Skyltfonden för finansieringen av detta projekt, samt Anita Ramstedt, Trafikverket, för utmärkt support!

Det är många personer som på olika sätt och i varierande grad har bidragit till detta projekt:

- Claes Tingvall, Lars Darin, Johan Lindberg och Johan Strandroth (Trafikverket).
- Lennart Folkesson (FOT)
- Viveca Wallqvist och Lars-Åke Henriksson (SP)
- Helena Stigson och Maria Krafft (Folksam)
- Monica Berntman (Lunds Tekniska Högskola)
- Jenny Eriksson och Anna Arvidsson (VTI)
- Olle Bunketorp (Sahlgrenska Universitetssjukhuset/Göteborgs Universitet)
- Johanna Gustavsson och Finn Nilson (Högskolan i Karlstad)
- Svein Kleiven (KTH)
- Johan Davidsson (Chalmers)
- Glenn Berggård (Luleå Tekniska Universitet)
- Lars Nilsson (Lanark AB)
- Martin Löfbom (Stiftelsen Flemingsberg Science)
- Jacobo Antona Makoshi och Atsuhiko Konosu, (Japan Automobile Research Institute (JARI))
- Andrew Laing (Simon Fraser University, Kanada)
- Kai-Uwe Schmitt (AGU, Schweiz)
- Stefan Duma (Virginia Tech, USA)
- Bob Cleva (Crasche)

Varmt tack för alla givande samtal/diskussioner, mail-korrespondens, fotografier/figurer, data, input/review/feedback, samt inbjudan till Tylösandseminariet 2014!

Vi hoppas att det i framtiden kommer ges möjligheter för fortsatt samarbete!

Anna Carlsson & Mats Svensson

Göteborg 2015-08-13

Slutrapporten är framtagen med ekonomiskt stöd från Trafikverkets Skyltfond. Ståndpunkter, slutsatser och arbetsmetoder i rapporten reflekterar författaren och överensstämmer inte nödvändigtvis med Trafikverkets ståndpunkter, slutsatser och arbetsmetoder inom rapportens ämnesområde.

Sammanfattning

I trafikmiljön svarar fotgängare för cirka en tredjedel av alla som skadas, och är därmed den trafikantgrupp som är mest utsatt för skador (Nilsson 1986; Ahnlund 2008). Majoriteten (95%) skadar sig singelolyckor (Nilsson 1986), dvs olyckor där fotgängare faller utan att någon annan part har varit involverad. År 2010 skadades totalt ca 12 000 fotgängare i samband med fallolyckor i trafikmiljön enligt STRADA Sjukvård (Trafikverket 2012). Vidare blev drygt 4 000 allvarligt skadade ($\geq 1\%$ invaliditetsgrad), och av dessa blev ca 370 personer mycket allvarligt skadade ($\geq 10\%$ invaliditetsgrad) (Trafikverket 2012). Detta innebär att ungefär var fjärde fallolycka leder till bestående men, i form av någon grad av invaliditet, och nästan var tionde person som skadas allvarligt får en invaliditetsgrad på $\geq 10\%$ (Trafikverket 2012). Trafikverket uppskattar att antalet dödsfall på grund av fallolyckor i trafikmiljön årligen uppgår till 100–300 (Trafikverket 2012). Äldre personer och kvinnor är hårdast drabbade av fallrelaterade skador; hälften av alla skadade fotgängare är kvinnor ≥ 50 år.

Åldersfördelningen/ålderspyramiden i Sverige och i många andra länder förskjuts snabbt mot en ökande andel äldre och en minskande andel yngre, till följd av ett lågt barnafödande och en hög och ökande medellivslängd (Ahlbom m.fl 2010). På grund av den ökande och åldrande befolkningen kommer problemet med fallrelaterade skador att växa (Cummings & Melton 2002).

Målet med den här studien är:

- att sammanställa och sprida kunskap om fotgängares fallolyckor (singelolyckor)
- att kartlägga vad man vet om skadebilder, skademekanismer och toleransnivåer
- att studera möjliga (passiva) åtgärder för att reducera risken för allvarlig skada och död
- att föreslå testmetoder

Studien har fokuserat på kroppsregionerna höft, handled och huvud. Höftfrakturer och huvudskador tillhör de allvarligaste skadorna som fotgängare kan råka ut för. Exempelvis har ungefär var tredje höftfrakturpatient avlidit inom ett år efter skadan. Handledsfrakturer är mycket vanligt förekommande och drabbar företrädesvis kvinnor >45 år. Det finns potential att förebygga handledsfrakturer med hjälp av personskydd; däremot verkar underlaget inte ha någon större effekt på skadeutfallet. Både höftfrakturer och huvudskador skulle dock förebyggas med hjälp av både personskydd och/eller genom att installera stötdämpande underlag i fotgängarnas trafikmiljö.

Arbetet adresserar speciellt säkerhet och tillgänglighet. Det är viktigt att människor i alla åldrar ska kunna ta sig fram som gångtrafikanter utan att bli skadade, eller känna rädsla för att de kan bli skadade, på grund av en fallolycka. Rapporten ger en förtydligad bild av riskerna och följderna av fallolyckor och vilka olika faktorer som bidrar till risken. Rapporten ger ett viktigt beslutsunderlag för framtida insatser inom till exempel väghållning, skadeprevention och forskning.

Key words:

Fallolyckor, skadeprevention, fallprevention, testmetoder, biomekanik, skador, skadestatistik.

Innehållsförteckning

Förord	iii
Sammanfattning	iv
Innehållsförteckning	v
Förkortningar och Definitioner	vi
1. Inledning	1
2. Fotgängare – Singelolyckor	5
2.1 Personrelaterade faktorer	6
Ålder	6
Kön	7
Övrigt	8
2.2 Yttre faktorer	8
Plats	8
Tidpunkt	9
Orsak	10
3. Biomekanik och Skadeprevention	13
3.1 Höft	14
Statistik	14
Anatomi	17
Skador, skademekanismer och gränsvärden	18
Höftskydd	20
Testmetod	22
3.2 Handled	24
Statistik	24
Anatomi	25
Skador, skademekanismer och gränsvärden	26
Handledsskydd	28
Testmetod	29
3.3 Huvud	30
Statistik	30
Anatomi	32
Skador, skademekanismer och gränsvärden	32
Huvudskydd	36
Testmetod	40
3.4 Stötdämpande underlag	43
Testmetod	47
4. Diskussion	50
Skadepreventiva åtgärder	50
Fallpreventiva åtgärder	54
5. Slutsatser	60
Referenser	62
Lista – Figurer	74
Lista – Tabeller	76

Förkortningar och Definitioner

AIS	Abbreviated Injury Scale (se nedan)
ISS	Injury Severity Score (se nästa sida)
KTH	Kungliga Tekniska Högskolan
MSB	Myndigheten för Samhällsskydd och Beredskap
PMHS	Donerade mänskliga kvarlevor
SD	Standardavvikelse (Eng: "Standard Deviation")
SP	Sveriges Tekniska Forskningsinstitut
STRADA	Swedish Traffic Accident Data Acquisition (se nedan)
TBI	Traumatic Brain Injury

Medicinsk Invaliditet ([Svensk Försäkring](#))

Tabeller för bedömning av invaliditetsgrader har funnits i Sverige sedan 1900-talets början. Motsvarande medicinska tabellverk finns i flertalet av Europas länder.

Definition av medicinsk invaliditet:

Fysisk och/eller psykisk funktionsnedsättning oberoende av orsak och utan hänsyn till den skadades yrke, fritidsintressen eller andra speciella förhållanden.

Gradering av medicinsk invaliditet är ett sätt att inbördes värdera olika funktionsnedsättningar oberoende av orsak. Eventuellt lyte skall således inte vägas in i den medicinska invaliditetsgraden. Typ av försäkring saknar betydelse. Däremot kan bevisreglerna för sambandsbedömningen variera mellan olika försäkringsformer.

≥1% invaliditetsgrad	Allvarlig skada
≥10% invaliditetsgrad	Mycket allvarlig skada

STRADA – Swedish Traffic Accident Data Acquisition ([Transportstyrelsen](#))

Sveriges officiella statistik över dödade och skadade personer i vägtrafiken baseras helt och hållet på de olyckor som polisen får kännedom om och rapporterar in i Transportstyrelsen skaderegister STRADA. Uppgifter från STRADA levereras årligen till Trafikanalys som är statistikansvarig myndighet och producent av denna statistik. Uppgifterna om dödade är noggrant kontrollerade mot andra källor och håller hög kvalitet.

Vad gäller skadade vet vi däremot att polisen inte känner till alla fall och att antalet skadade i vägtrafiken därmed underskattas. Dessutom kan inte polisen lämna närmre uppgifter om de skador som trafikanterna drabbats av. Som ett komplement till denna statistik finns därför även uppgifter om personer som uppsökt akutsjukhus på grund av skador man erhållit i vägtrafik. Denna statistik är dock inte heltäckande för landet eftersom inte samtliga akutsjukhus registrerar i STRADA.

AIS – Abbreviated Injury Scale ([Transportstyrelsen](#))

AIS är utvecklat för att beskriva skadekonsekvenser till följd av trafikolyckor. Allvarlighetsgraden enligt AIS anges på en skala mellan 1 och 6. AIS-graden anger till största delen sannolikheten för överlevnad till följd av en specifik skada. AIS-graden är specifik för varje skada och graden beror inte på skadans konsekvenser vilket innebär att skadans grad kan anges så snart som diagnosen har satts. Maximal AIS (MAIS) anger den högsta AIS-graden för skadorna hos en person.

AIS 0	Oskadd
AIS 1	Lätt skada
AIS 2	Moderat skada
AIS 3	Allvarlig skada
AIS 4	Svår skada (livshotande men med trolig överlevnad)
AIS 5	Kritisk skada (överlevnad osäker)
AIS 6	Maximal skada

ISS – Injury Severity Score ([Transportstyrelsen](#))

Effekten av multipla skador graderas enligt ISS, som beräknas med utgångspunkt från AIS-graderna. Om någon skada har AIS-grad 6 sätts ISS alltid till det högsta möjliga ISS-värdet, som är 75. Annars beräknas ISS på följande sätt:

1. Notera det högsta AIS-värdet i varje kroppsregion.
2. Kvadrera de tre högsta AIS-värdena som noterats i punkt 1.
3. Summera de tre kvadrerade AIS-värdena i punkt 2.

ISS-värdet kan sägas ange sannolikheten för överlevnad vid multipla skador.

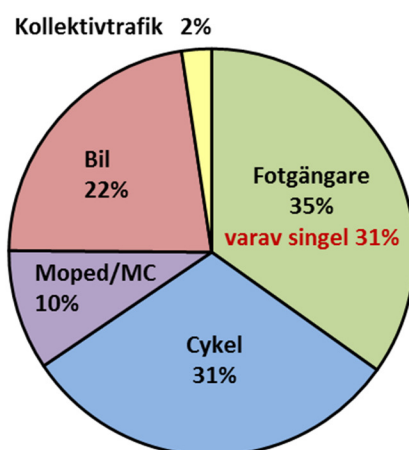
ISS 1–3	Lätt skada
ISS 4–8	Måttlig skada
ISS 9–15	Svår skada
ISS >15	Mycket svår skada

1. Inledning

Enligt Myndigheten för Samhällsskydd och Beredskap avled under 2010 närmare 1 600 svenskar som ett resultat av fallolyckor, och den uppskattade kostnaden för samhället uppgår till i storleksordningen 22 miljarder kronor (MSB 2011). Anledningen till att dessa olyckor kostar samhället så stora summor är att värden ofta blir långvarig, och i många fall förändras livssituationen för de skadade, från ett självständigt liv till ett (delvis eller helt) stöd- eller vårdbehov. Varje år behöver drygt 300 000 människor akut sjukhusvård, och i snitt dör fler än tre personer över 65 år varje dag till följd av fallolyckor. Det är sju gånger fler svenskar som behöver sjukhusvård till följd av fallolyckor i jämförelse med vägtrafiken. Fallolyckor är därmed den i särklass vanligaste olycksorsaken i Sverige (MSB 2011).

Till skillnad mot flera andra olyckstyper ökar antalet dödliga fallolyckor i Sverige. Även antalet äldre som blir inlagda på sjukhus ökar, men ökningen av antalet dödliga fallolyckor är betydligt större än vad som motiveras av att antalet äldre ökar (Gyllensvärd 2009).

Bland fotgängare är fallolyckor ett relativt okänt problem, som generellt inte belyses i den allmänna debatten (Adolfsson 2010). Ungefär en tredjedel av fallolyckorna som drabbar äldre, sker utomhus (Örnsköldsvik Stad). I trafikmiljön svarar fotgängare för cirka en tredjedel av alla som skadas, och är därmed den trafikantgrupp som är mest utsatt för skador (Nilsson 1986; Ahnlund 2008). Av de trafikskadade personer som uppsökte akutvård i Östergötland mellan september 1983 till september 1984 (dvs under ett år) var 35% fotgängare, 31% cyklister, 10% mopedister/motorcyklister, 22% bilister samt 2% kollektivtrafikåkare (Figur 1). Majoriteten av dessa fotgängare, 88%, hade skadat sig singelolyckor (Nilsson 1986). Liknande siffror har framkommit i Malmö, där 80% av alla skadade fotgängare varit involverade singelolyckor (Malmö Stad 2008). Singelolyckor är alltså den enskilt största orsaken till att fotgängare skadas i trafiken (Figur 1) (Nilsson 1986). Med begreppet singelolycka menas i detta sammanhang olyckor då fotgängare faller utan att någon annan part har varit involverad, exempelvis när man halkar omkull på isigt underlag.

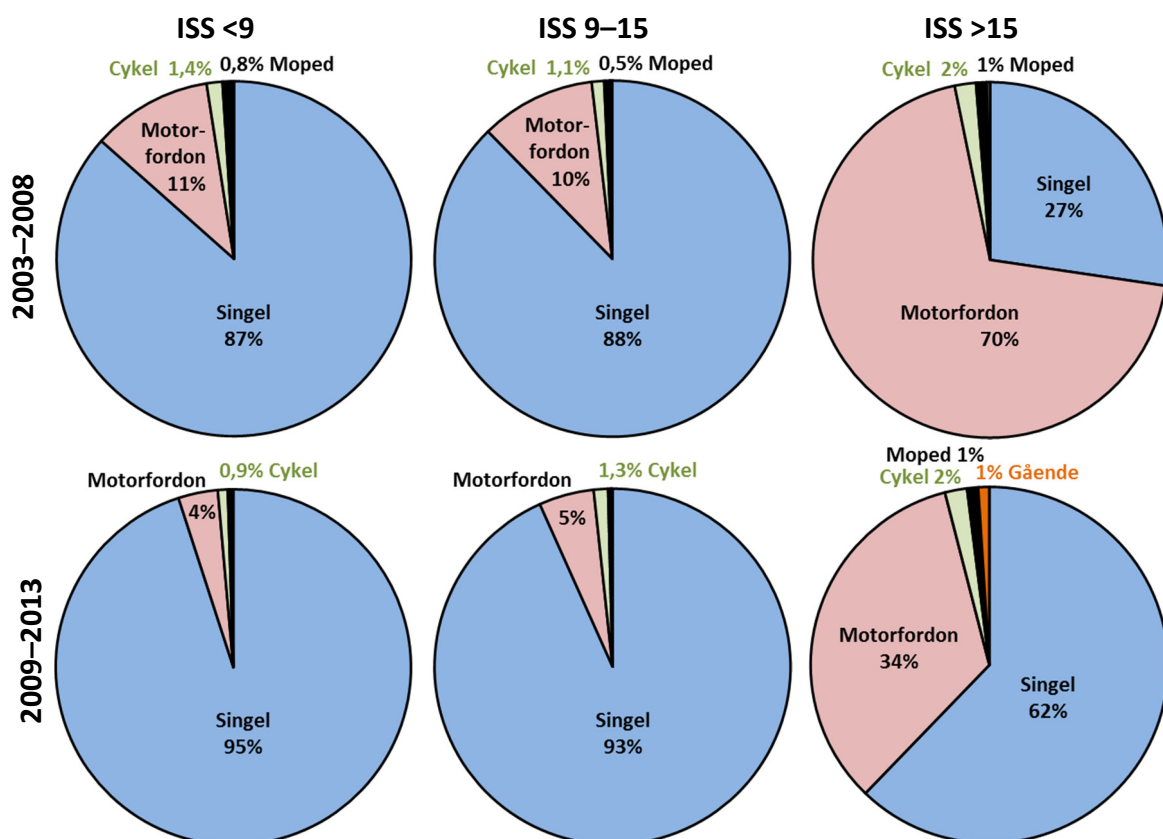


Figur 1. Antal trafikskadade personer (uppdelade efter transportsätt) som uppsökt någon av akutmottagningarna i Östergötland under 1983-09-15–1984-09-15 (Nilsson 1986).

Fotgängare färdas knappt 6 miljarder personkilometer under ett år medan bilister färdas ungefär 90 miljarder personkilometer, vilket skulle innebära att det är 35–40 gånger vanligare att skadas (med sjukhusvård som följd) per personkilometer för en fotgängare än för en bilist (Öberg m.fl. 1996).

Sjukvården klassificerar skador enligt ISS-skalan (Injury Severity Score), där skadans allvarlighetsgrad ökar med ökande siffror. Exempelvis kan ISS 1–3 innebära sår, stukning, finger- eller näsfraktur; ISS 4–8 hjärnskakning med medvetslöshet <1 timma eller okomplicerade frakturer; ISS 9–15 hjärnskakning med medvetslöshet 1–6 timmar eller lårbensbrott; ISS ≥16 blödning i hjärnan, amputering av ben eller skada på kroppspulsådern (Ahnlund 2008). Baserat på allvarlighetsgrad delas skadorna ofta delas tre klasser; ISS <9 (lättmåttlig skada), ISS 9–15 (svår skada) och ISS >15 (mycket svår skada).

Graferna nedan visar fördelningen av fotgängarnas olyckstyper med avseende på skadornas allvarlighetsgrad under åren 2003–2008 (Öberg 2011) och 2009–2013 (arbetsmaterial Berntman 2015) (Figur 2). Man kan direkt notera att cyklar och mopeder i väldigt liten utsträckning är involverade i fotgängarnas olyckor (totalt 1–3% för de olika skadegraderna). Istället är det singelolyckor som dominerar stort (85–93%) bland de lätt-måttligt skadade (ISS <9) och svårt skadade (ISS 9–15). När det gäller de mycket svårt skadade (ISS >15) skiljer sig graferna åt för de två olika tidsperioderna. För åren 2003–2008 dominerar olyckor där motorfordon varit inblandade (70%), medan andelen singelolyckor är lägre (27%). För åren 2009–2013 är förhållandet det omvända, med en majoritet av singelolyckor (62%) och en lägre andel involverade motorfordon (34%). Den troligaste förklaringen är det under senare år skett en markant ökad registrering av fotgängare som skadats i singelolyckor (dvs bortfallet är mindre än tidigare), samtidigt som registreringen av fotgängare som skadats i kollisionsolyckor varit relativt stabil. Den nedersta raden i Figur 2 ligger i så fall närmast sanningen.



Figur 2. Skadegrad för olika olyckstyper som involverar fotgängare 2003–2008 (översta raden) och 2008–2013 (understa raden). Vänster kolumn: lätta-måttliga skador ISS <9; svåra skador ISS 9–15 (mycket svåra skador ISS >15 (Öberg 2011)). ISS = Injury Severity Score

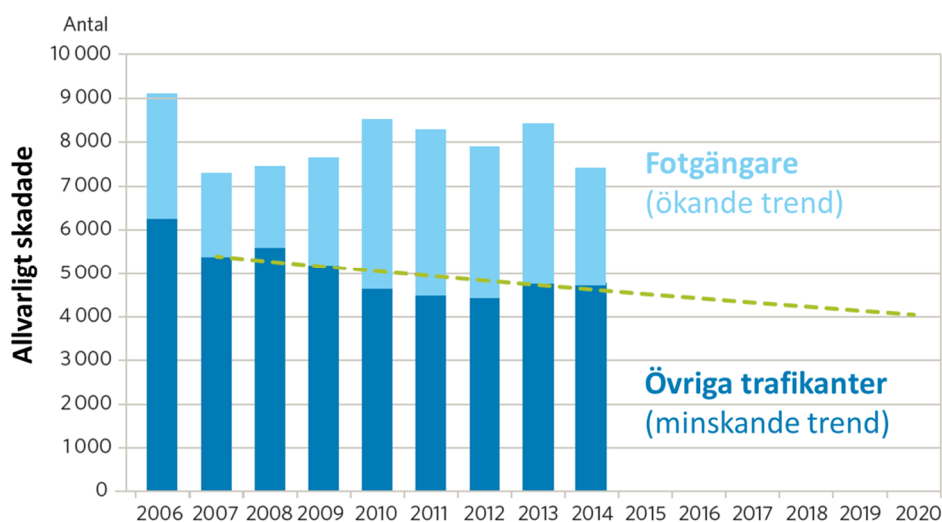
Biltillverkarna lägger idag stora resurser för att minska skaderisken vid en eventuell påkörning av fotgängare (eller cyklist). Exempel på detta är förbättringar av frontpartiets geometri och stötdämpande egenskaper, externa airbagar som dämpar islag, samt skyddssystem som lyfter upp huven från det hårda motorblocket och därmed reducerar risken för hårda genomslag ([Autoliv Pedestrian Protection](#)).

Samhället har ännu inte i motsvarande grad antagit utmaningen om att skydda de ca 95% ([arbetsmaterial Berntman 2015](#)) av alla fotgängarna som skadats i singelolyckor. Anledningar till detta kan vara ([Adolfsson 2010](#)):

- Att fotgängare inte ingår i den allmänna trafikolycksredovisningen.
- Att fallolyckor endast i undantagsfall rapporteras i massmedia.
- Att det inte finns någon samlad bild av konsekvenserna.
- Att de äldsta medborgarna (främst kvinnor) är hårdast drabbade – en grupp som inte har ett stort genomslag i den allmänna debatten.
- Att fallolyckor kan vara svåra och kostnadskrävande att åtgärda.
- Att ansvaret för skötseln av gångytorna är splittrat.

Trafikverket har därför uppmärksammat frågan och satt samman en Expertgrupp inom området *Fotgängare och Cyklist*. Arbetet är koordinerat av Gruppen för Nationell Samverkan (GNS), som är en arena för utbyte av kunskap och koordinering av verksamheter, mellan viktiga aktörer, i syfte att förverkliga Nollvisionen.

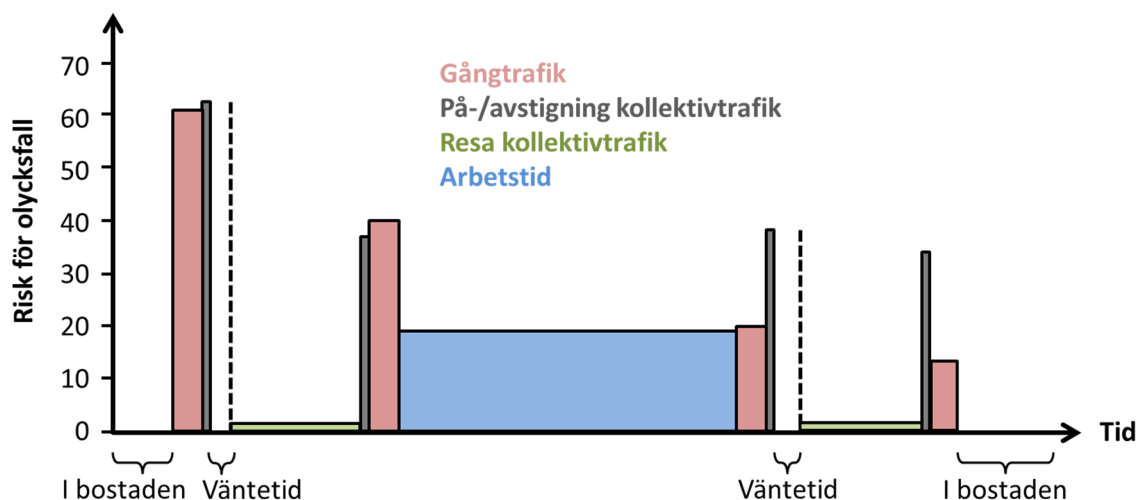
En viktig anledning till att Trafikverket engagerar sig i frågan är att de allvarligt skadade (minst 1% invaliditet) fotgängarna i vägtransportsystemet ökar i andel, medan motsvarande skador bland övriga trafikanter uppvisar en minskande trend (**Figur 3**) ([Trafikverket 2015](#)).



Figur 3. Antal allvarligt skadade i transportsystemet med minst 1% invaliditet, uppdelat på fotgängare (ljusblått) och övriga trafikanter (mörkblått). Bild från [Trafikverket \(2015\)](#).

För de allra flesta är gångtrafik ett (av flera) transportmedel som används för att ta sig från en plats till en annan, där varje transportslag är förknippad med en viss olycksrisk. Detta illustreras schematiskt nedan för en kollektivtrafikanter i arbetsför ålder (**Figur 4**). Som framgår av figuren är gångtrafik förknippad med de högsta riskerna, speciellt vid övergångarna till kollektivtrafik ([Aldman m.fl. 1981](#)). Fotgängarnas olycksrisk förefaller vara högre på vägen till

arbetet jämfört med från arbetet, vilket möjligen skulle kunna bero på att det finns en tid att passa (Aldman m.fl. 1981). En annan anledning skulle kunna vara att eventuell snö har röjts undan under dagen, och att trottoarer i större utsträckning är sandade/saltade, vilket kan ha bidragit till en säkrare hemfärd.



Figur 4. Riskbilden (skadefall per en miljon timmar) under en arbetsdag för en kollektivresenär i Stockholmsregionen år 1971 (baserat på Aldman m.fl. 1981). Riskerna är baserade på de förvärsarbetandes medelrestider (TU 1973). Risken på arbetsplatsen är medelvärde för alla näringsgrenar (Yrkesskador 1974).

För att kunna minska olycksrisken för gångtrafikanter på ett systematiskt och långsiktigt sätt bör de rimligtvis betraktas som en del av transportsystemet, med allt vad det innebär vad gäller målstyrning och uppföljning (Figur 5).



Figur 5. Hela resan-perspektiv – inkludera fotgängare.

Målet med den här studien är:

- att sammanställa och sprida kunskap om fotgängares fallolyckor (singelolyckor)
- att kartlägga vad man vet om skadebilder, skademekanismer och toleransnivåer
- att studera möjliga (passiva) åtgärder för att reducera risken för allvarlig skada och död
- att föreslå testmetoder

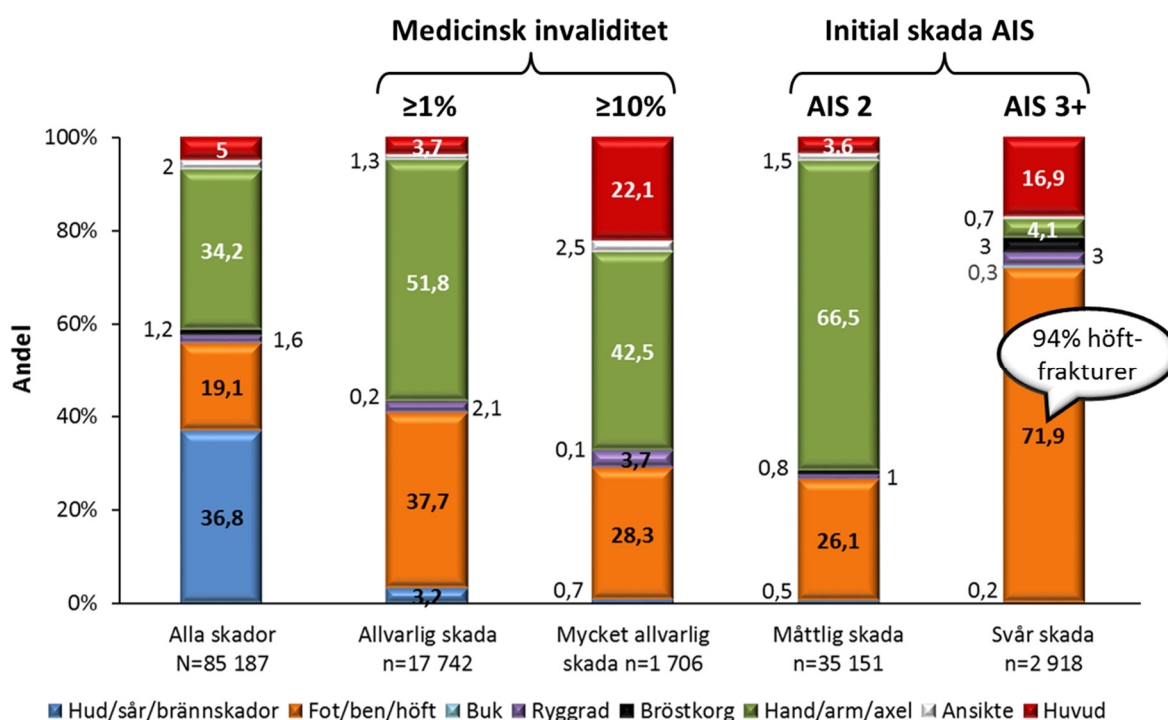
Även om denna rapport har sitt främsta fokus på fotgängare, finns också en hel del information som är relevant för andra grupper i samhället som ofta drabbas av fallskador, exempelvis cyklister eller personer som skadats vid fall inomhus.

2. Fotgängare – Singelolyckor

År 2010 skadades totalt ca 12 000 fotgängare i samband med fallolyckor i trafikmiljön, enligt STRADA Sjukvård (Trafikverket 2012). Om hänsyn tas till att inte alla akutsjukhus rapporterar skadefall in i STRADA, kan det totala antalet skadade antas vara cirka 14 500 personer. Därutöver finns förmodligen ett stort mörkertal, med personer som inte sökt vård för sina skador. Studier har exempelvis visat att 30–40% av personer som ådragit sig TBI (Traumatic Brain Injury) inte söker medicinsk vård (Templer m.fl. 1992; Demakis & Rimland 2010).

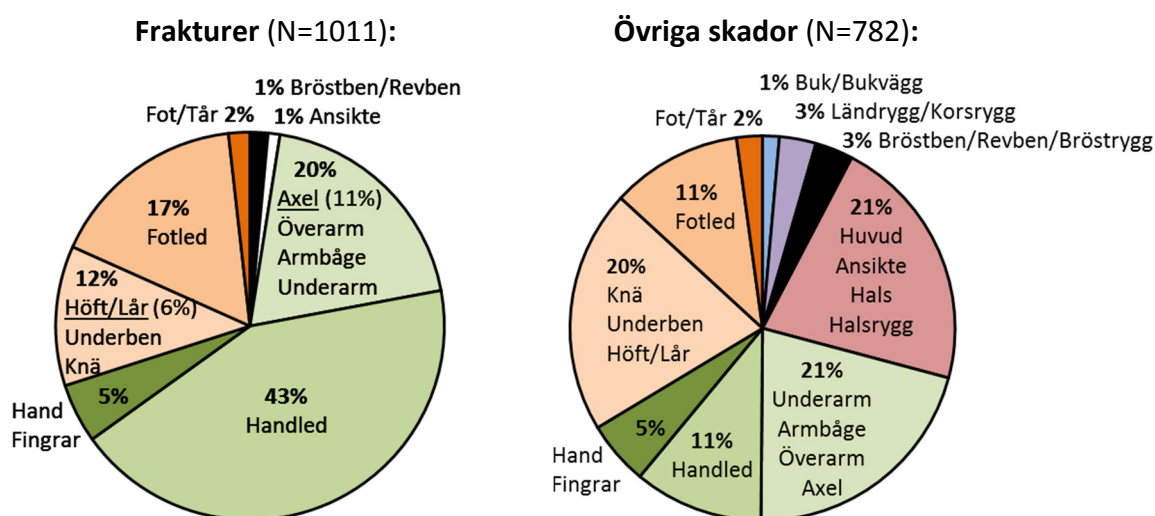
Vidare blev under 2010 drygt 4 000 allvarligt skadade (minst 1% invaliditetsgrad), och av dessa blev ca 370 personer mycket allvarligt skadade (minst 10% invaliditetsgrad) (Trafikverket 2012). Detta innebär att ungefär var fjärde fallolycka leder till bestående men, i form av någon grad av invaliditet, och nästan var tionde person som skadas allvarligt får en invaliditetsgrad på minst 10% (Trafikverket 2012). Trafikverket uppskattar att antalet dödsfall på grund av fallolyckor i trafikmiljön årligen uppgår till 100–300 (Trafikverket 2012).

Skadornas fördelning över olika kroppsdelar visas i stapeldiagrammet nedan, uppdelade i kategorierna alla skador, medicinsk invaliditet ($\geq 1\%$ respektive $\geq 10\%$) och initial skada (AIS 2 respektive AIS 3+) (Figur 6). Hud-, sår- och brännskador är mycket frekvent förekommande (36,8% av alla skador), men leder vanligtvis inte till några bestående men. Skador på de övre extremiteterna är också mycket vanliga (34,2% av alla skador), och är i stor majoritet när det gäller medicinsk invaliditet (51,8% respektive 42,5%) samt AIS 2-skador (66,5%). Skador på de nedre extremiteterna är relativt vanliga (19,1% av alla skador), och dominerar statistiken vad gäller AIS 3+ (71,9%), vilket till största del beror på höftfrakturer (94%). Huvudskador är relativt få (5%) bland de anmälda skadorna, men blir desto mer framträdande i de två kategorier om omfattar de svåraste skadorna, dvs $\geq 10\%$ medicinsk invaliditet (22,1%) och AIS 3+ (16,9%).



Figur 6. Skadornas fördelning över olika kroppsdelar, uppdelade på alla skador, medicinsk invaliditet ($\geq 1\%$ / $\geq 10\%$) och initial skada (AIS 2/AIS 3+) (Arbetsmaterial Berntman 2015).

Mer detaljerad information om fotgängarnas skador har presenterats av [Berntman m.fl. \(2012\)](#) (**Figur 7**). Materialet baserades på totalt 1793 registrerade skador som drabbat 1 585 fotgängare under en tremånadersperiod vintersäsongen 2010/2011, varav 1 011 klassificerades som frakturer (56%), och 782 som övriga skador (44%). Exempel på övriga skador är stukningar, luxationer, sårskador och inre skallskador. De vanligaste typerna av frakturer var handledsfraktur (43%) följt av fotledsfraktur (17%); bland de svåra skadorna registrerades 57 höft/lårbensfrakturer (6%). Huvudskador återfanns mestadels under kategorin övriga skador (21%). Författarna uppskattade att kostnaderna i direkt anslutning till olyckstillfället uppgick till 36 miljoner kr för sjukvård och produktionsbortfall ([Berntman m.fl. 2012](#)). I denna beräkning ingick ingen uppräknig för brister i täckningsgraden på de åtta akutmottagningarna i Skåne för de aktuella tre månaderna.



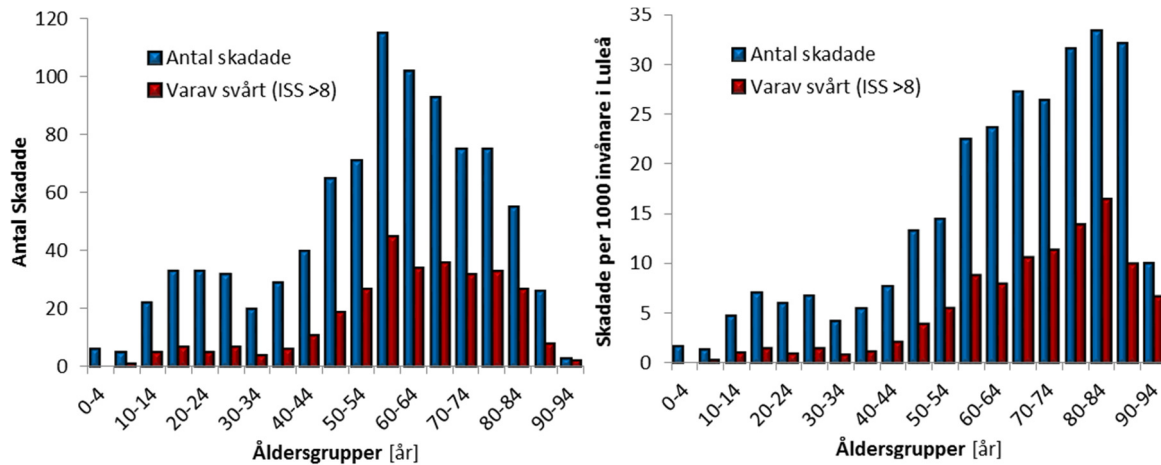
Figur 7. Skadornas fördelning över olika kroppsdelar (uppdelat på frakturer och övriga skador) i Skåne under vintern 2010/2011 (singelolyckor, fotgängare) ([Berntman m.fl. 2012](#))

2.1 Personrelaterade faktorer

Ålder

Fotgängarens ålder är en mycket viktig parameter, som har inverkan på såväl skaderisk som skadornas fördelning och allvarlighetsgrad (**Figur 8**). Som framgår av **Figur 8a** ligger antalet skadade på en relativt konstant nivå upp till 45-årsåldern, för att sedan öka dramatiskt till ett maximum vid 60-årsåldern. Upp till 45-årsåldern är endast en femtedel av skadorna klassade som svåra, varpå denna andel succesivt ökar till hälften av skadorna i 80-årsåldern. I **Figur 8b** presenteras motsvarande data normaliserad per 1 000 personer av Luleås befolkning i respektive åldersgrupp, vilket representerar en slags riskkurva (dock är inte hänsyn tagen till exponering, osv). I figuren framgår att antalet skadade håller sig på en konstant nivå (ca 5 skadade per 1 000 invånare) fram till 45-årsåldern, för att sedan öka linjärt upp till slutet av 80-årsåldern (ca 35 skadade per 1 000 invånare). Den äldsta ålderskategorin har alltså ca 6–7 gånger högre risk att skadas jämfört med de yngre. Kurvan för de svåra skadorna har ett liknande utseende, med en konstant nivå (ca 1 allvarligt skadad per 1 000 invånare) fram till 45-årsåldern, och därefter en linjär ökning upp till slutet av 80-årsåldern (ca 16 skadade per 1 000 invånare). Den äldsta ålderskategorin har alltså ca 15–16 gånger högre risk att drabbas

av svåra skador jämfört med de yngre. Om man även skulle ta hänsyn till andra faktorer, som exempelvis exponering, skulle sannolikt riskskillnaderna mellan yngre och äldre komma att stiga ytterligare. I detta perspektiv kan de angivna riskskillnaderna, baserade på **Figur 8b**, betraktas som en "lägsta-nivå".

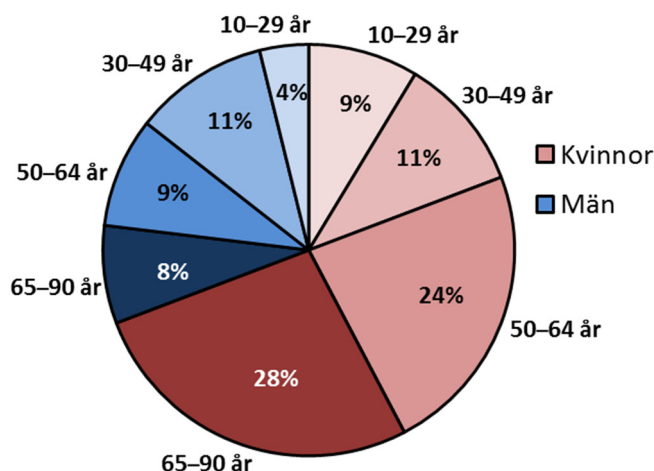


Figur 8. Skadade fotgängare (i blått), varav svårt skadade, ISS >8 (i rött), i Luleå under 2003–2006. a) Antal skadade i respektive åldersgrupp b) Antal skadade normaliserad per 1000 personer av Luleås befolkning i respektive åldersgrupp. (Baserat på Ahnlund 2008)

Kön

Fotgängarens kön är en annan viktig parameter som påverkar såväl skaderisk som skadans typ och allvarlighetsgrad. Kvinnor skadas i dubbelt så stor omfattning som män, vilket inte kan förklaras av exponeringsdata (Öberg 2011). Den största skillnaden återfinns i åldrarna ≥ 50 år, med 3–4 gånger fler skadade kvinnor (Figur 9) (Örnsköldsvik Stad; Öberg 2011; Trafikverket 2012). Drygt hälften av alla skadade fotgängare är kvinnor ≥ 50 år (Figur 9) (Örnsköldsvik Stad).

Kvinnor dominerar statistiken för lätta-måttliga skador (69% jämfört med män 31%) samt svåra skador (76% respektive 24%), medan en mer jämn könsfördelning rapporterats för de mycket svåra skadorna (51% respektive 49%) (Tabell 1) (Öberg 2011).



Figur 9. Skadade fotgängare i olika ålder och kön 2009–2010 (Örnsköldsvik Stad).

Tabell 1. Fördelning av skadegrad för kvinnor och män under 2003–2008 (Öberg 2011).

	Skadegrad	Kvinnor	Män
Antal	ISS <9	12486	5621
	ISS 9–15	2010	626
	ISS >15	43	42
	Totalt	14539	6289
Andel	ISS <9	69%	31%
	ISS 9–15	76%	24%
	ISS >15	51%	49%

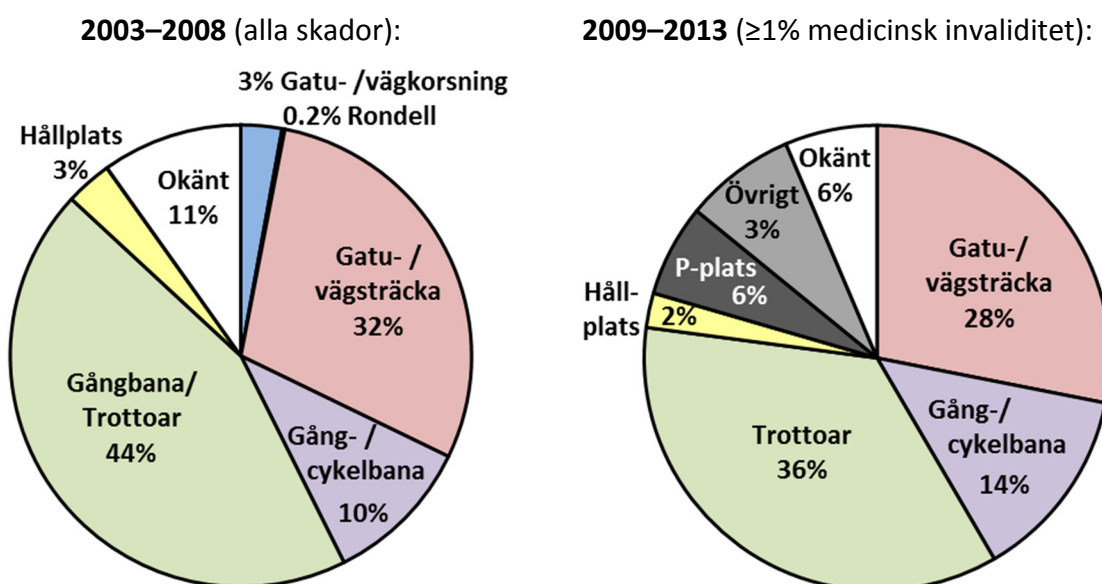
Övrigt

Vid intervjuer med skadade fotgängare (som alla var i arbetsför ålder då tillbudet inträffade), uppgav en stor andel att de hade någon form av synnedsättning (63%) och/eller ryggbesvär (33%) vid tidpunkten för fallet (Aldman m.fl. 1981). En annan faktor som ofta angavs var trötthet (26%). Kroppsliga funktionsnedsättningar, brådska, trötthet – eventuellt i samband med ansträngande eller på annat sätt utsatt arbete förekommer i varierande grad i upp till hälften av fallen (Aldman m.fl. 1981). Klädsel, medförda bördor, medicinering, buller och stress spelade däremot ingen eller ringa roll.

2.2 Yttre faktorer

Plats

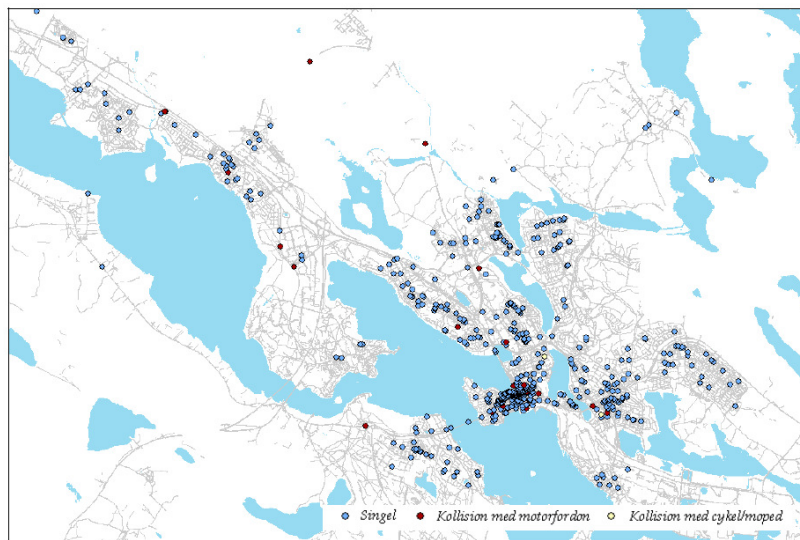
I STRADA har sjukvården gjort en bedömning om skadan uppkommit i eller utanför tätort. Enligt denna bedömning har majoriteten (85%) av fotgängarnas skador uppkommit i tätort (Öberg 2011). De flesta av skadorna har inträffat vid fall på gångbana/trottoar (44% respektive 36%), följt av gatu-/vägsträcka (32% respektive 28%), gång-/cykelband (10% respektive 14%) (Figur 10) (Öberg 2011; arbetsmaterial Berntman 2015).



Figur 10. Fördelning av skador per olycksplats bland gångtrafikanter i singelolyckor baserat på a) alla skador 2003–2008 (Öberg 2011) b) allvarliga skador (≥1% medicinsk invaliditet) 2009–2013 (arbetsmaterial Berntman 2015)

I Göteborg sker de flesta fallolyckorna i centrum och i andra områden med mycket gångtrafik, varav merparten av olyckorna sker på trottoarer, gång- och cykelbanor (Adolfsson 2011). Cirka 18% har dock inträffat på körbanor; av dessa sker många på övergångsställen eller gångpassager men också en del på sträcka. Även i Örnsköldsvik och Luleå konstateras att de flesta olyckorna sker i områden där många fotgängare rör sig (Örnsköldsvik Stad; Ahnlund 2008). Den största koncentrationen av skadade finns i centrum, framför allt kring affärsstråken; utanför centrum sker singelolyckor främst inom bostadsområdena (Figur 11). I Luleå anges att drygt 90% av singelolyckorna har skett på gatu-/vägsträcka. En enda olycka uppges ha skett på gångbana (Ahnlund 2008). Man ifrågasätter dock hur noggrann bestämningen av platstyp

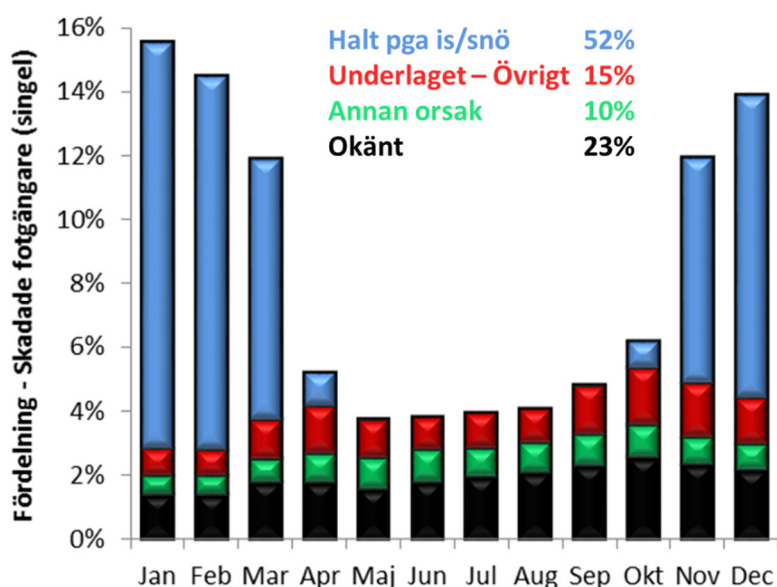
har varit. Exempelvis har många av olyckorna på gågatan fått platstypen gatu-/vägsträcka medan andra angivits som gång- och cykelbana. Även många olyckor som på kartan ser ut att ha skett på gångbanan har fått platstypen gatu-/vägsträcka. Det är därför troligt att många olyckor får denna platstyp oavsett om de sker på gång- eller körbanan (Ahnlund 2008).



Figur 11. Den största koncentrationen av skadade finns i centrum, framför allt i området kring affärsstråken. Utanför centrum sker singelolyckor främst inom bostadsområdena. Med tillåtelse från Ann Storvall, Luleå Kommun, att använda bild från Ahnlund (2008).

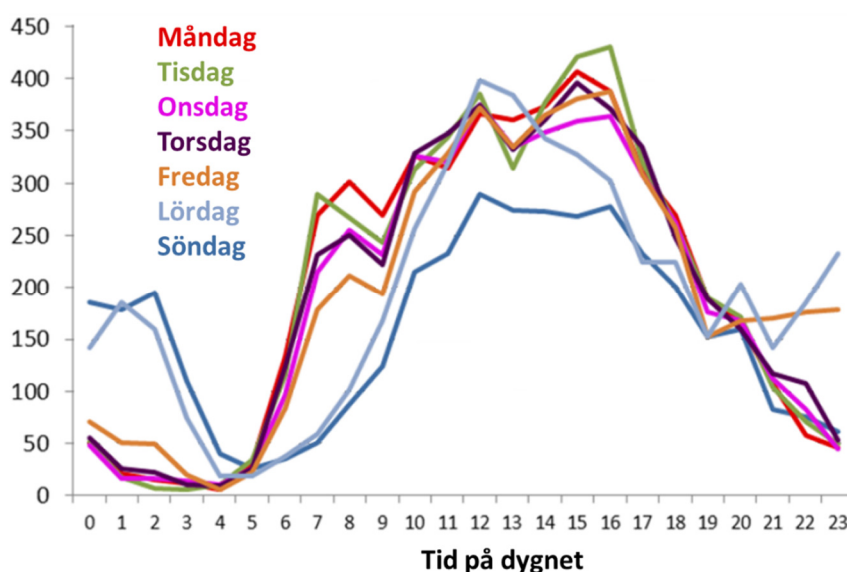
Tidpunkt

Under vintermånaderna inträffar 3–4 gånger fler skador än under sommarmånaderna – fördelningen är ungefär densamma, oavsett skadornas svårhetsgrad (Figur 12) (Öberg 2011). Liknande resultat har presenterats av Aldman m.fl. (1981), Nilsson (1986), Ahnlund (2008) och Berntman m.fl. (2012).



Figur 12. Skadade fotgängare i singelolyckor för åren 2003–2008, fördelning över månad (Öberg 2011).

Vardagar (måndag–fredag) har alla en liknande fördelning av skadade fotgängare fram till klockan 19, med en första topp vid 8-tiden, en andra topp vid 12-tiden och en tredje, största topp vid 16-tiden (**Figur 13**) (Öberg 2011). Dessa maxima avspeglar tidpunkter då stora mängder människor är i rörelse utomhus. Helgdagar (lördag och söndag) har en första topp vid 1–2-tiden på natten när många besöker restauranter/nattklubbar, och en andra, högre topp vid 12-tiden på dagen. Mellan 19-tiden på fredag/lördag och 2–3-tiden på lördag/söndag är det relativt många som skadas; cirka hälften av toppnivåerna på vardagarna (sannolikt är det mest yngre personer som är ute och rör sig vid dessa tider). De övriga dagarna (söndag–torsdag) är antalet skadade efter klockan 19 betydligt lägre (Öberg 2011).



Figur 13. Skadade fotgängare i singelolyckor för åren 2003–2008, per veckodag och timme (bild från Öberg 2011).

Orsak

Vad som orsakar fallolyckorna varierar kraftigt under året. För fotgängare är skadekvoten vid barmark vintertid ungefär dubbelt så hög som sommartid, blandväglagsdagar drygt sex gånger farligare, medan is/snö knappt åtta gånger farligare jämfört med sommarväglag (ingen hänsyn tagen till osäkerhet i exponeringsdata) (Öberg m.fl. 1996).

I januari och februari är andelen fotgängare som halkat på is/snöväglag så hög som 80%, och totalt över åren är andelen 52% (**Figur 12**) (Öberg 2011). Halka på is/snö är därmed den i särklass vanligaste orsaken till att fotgängare skadas i singelolyckor i trafikmiljön (Aldman m.fl. 1981; Nilsson 1986; Öberg m.fl. 1996; Ahnlund 2008; Öberg 2011; MSB 2013). Det finns dock skillnader mellan olika orter, som troligen avspeglar skillnader i klimat. Exempelvis uppger tre fjärdedelar av de skadade i Luleå halka som anledning till att olyckan skett (Ahnlund 2008), 65% i Umeå (Öberg m.fl. 1996), 53% i Östergötland (Nilsson 1986), medan det i Göteborg är knappt hälften (Adolfsson 2011).

Under 2010–2012 uppsökte i genomsnitt 25 000 skadade fotgängare (varav 15 000 kvinnor) per år en akutmottagning på grund av de halkat omkull till följd av snö och is (MSB 2013). Nästan 18% av dessa fick läggas in på sjukhus för fortsatt vård, vilket resulterade i 30 000 ca vård dygn (uppskattningsvis) (MSB 2013). De skador som drabbar fotgängare (och även

cyklister) på halt underlag behöver i allmänhet betydligt längre vårdtid jämfört med om det inte varit halt; speciellt gäller detta för fotgängare vid halka (**Tabell 2**) (Nilsson 1986). Så mycket som drygt en tredjedel av dem som blivit inlagda på sjukhus har kvarstående smärta eller nedsatt rörlighet ett år efter olyckan (Tyréns 2013).

Tabell 2. Genomsnittligt antal vårddagar för inlagda på lasarettet i Motala för skadefall vid icke halt respektive halt väglag (Nilsson 1986).

Färdsätt	Antal vårddagar:	
	Ej halka	Halka
Fotgängare	13,2	21,9
Cyklist	5,4	9,0

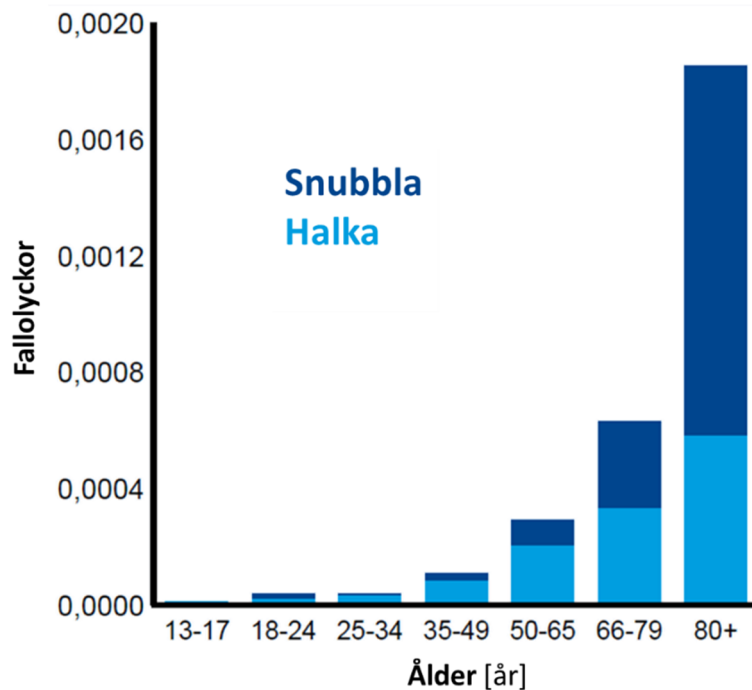
Exempel på hur skaderisken ökar för fotgängare vid ovanligt dåligt väglag

”Ett långvarigt underkyllt regn i Linköping (från lunch 18 december till lunch nästa dag) bäddade in gator och gångbanor i ett mycket halt ispannar. Då ökade antalet skadade fotgängare och cyklister kraftigt, till mer än 20 gånger högre än genomsnittet för vintern. Under hela vintern skadades 1,7 fotgängare och cyklist sammantaget per dygn och 0,2 bilåkande. Dessa dygn skadades ingen cyklist utan alla var fotgängare och bilisterna var inte fler än övriga dagar. Om det hade tagits hänsyn till exponering hade troligen risken varit 100 gånger högre eller mer för fotgängarna eftersom exponeringen var låg då väldigt få vågade sig ut.” (Möller m.fl. 1991 enligt Öberg 2011)

Det finns också annan säsongsbetonad halka som orsakar fallolyckor bland fotgängare, exempelvis sand/grus (”rullgrus”) eller nerfallna löv. Under mars–april orsakas upp till 5% av skadorna av att fotgängare halkat på kvarbliven sandningssand/grus (sett över åren är andelen 1,4%) (Öberg 2011). Under oktober–november orsakas 4% av skadorna av att fotgängaren halkat på nerfallna löv (sett över åren är andelen <1%) (Öberg 2011).

Under sommarmånaderna orsakas 25% av alla skador av att fotgängare snubblar på ojämnheter i underlaget, såsom uppstickande plattor, brunnslock eller hål/gropar, och totalt över åren är motsvarande andel 11,6% (Öberg 2011). Det finns även här stora skillnader mellan olika orter. I Luleå uppger endast 6% att de snubblat på trottoarkant, ojämnt underlag eller trampat snett (Ahnlund 2008), i Göteborg beror hälften av alla fallskador på snubbelolyckor (Adolfsson 2011), och i Malmö har man en betydligt högre andel snubbelolyckor än halkolyckor (Malmö Stad 2008). Klimatet skulle kunna vara en bidragande orsak till detta, men även andra faktorer, om exempelvis uppvärmda gator, skulle kunna påverka utfallet. Bland äldre personer i Göteborg (över 80 år) beror mer än två tredjedelar av fallskadorna på snubbelolyckor, medan halkolyckorna har störst andel vid yngre åldrar (**Figur 14**) (Adolfsson 2011). Öberg m.fl. (1996) noterar att det främst är äldre personer som drabbas av fallolyckor på barmark, medan sådana olyckor är mycket ovanliga för andra ålderskategorier.

Fotgängarolyckorna uppvisar flera tydliga tecken på beteendeanpassning, eftersom en förbättrad standard på fotgängarytor inte per automatik ger ett minskat antal olyckor (Öberg m.fl. 1996). En minskning av olyckstalen kan bara erhållas om standarden är *jämn och hög*.



Figur 14. I Göteborg snubblar fler äldre på kanter, lösa eller uppstickande plattor eller på ojämnheter i ytbeläggningen än som halkar omkull på is/snö (bild från [Adolfsson 2011](#)). Baserat på 400 olyckor som inträffat i Göteborg mellan år 2007 och maj 2010.

För att kunna utforma och anpassa personskydd och stötdämpande underlag till fotgängare behöver man veta mer om skademekanismer, vilka belastningar kroppen tål, samt utforma lämpliga provmetoder. Det är detta nästa kapitel handlar om.

3. Biomekanik och Skadeprevention

En fallfraktur är resultatet av en mängd komplexa, multifaktoriella bakomliggande orsaker (Nilson & Andersson 2010). Om en fraktur skall uppstå avgörs dock alltid i grund och botten av följande två faktorer:

- Skelettets hållfasthet (beror på benets dimensioner och täthet)
- Kraften (storlek och riktning) som påverkar benet

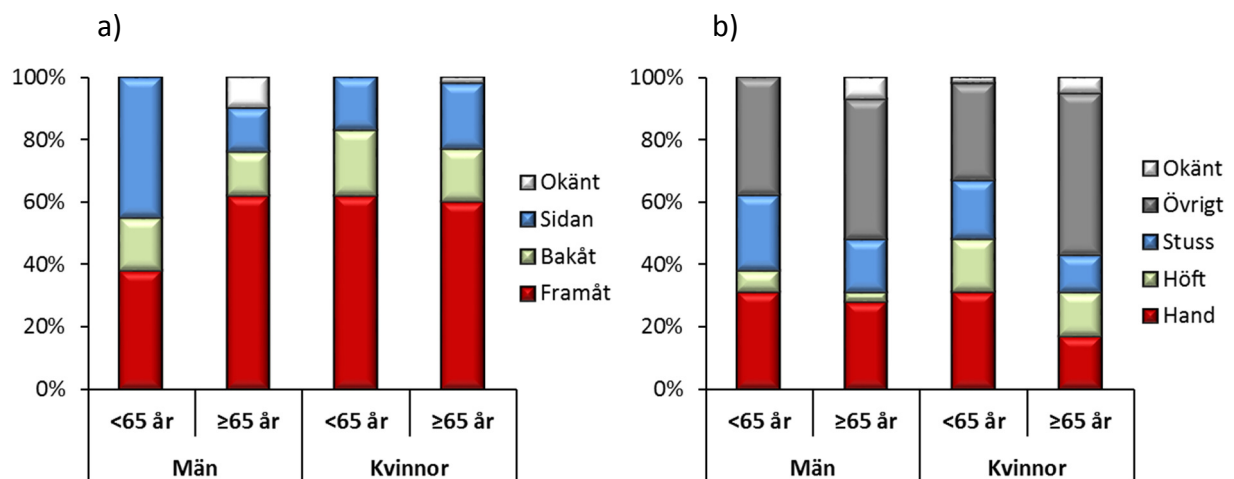
Skelettets hållfasthet minskar generellt med ökande ålder – framför allt hos kvinnor som passerat menopaus (klimakteriet), då mängden kvinnligt könshormon (östrogen) avtar. Många äldre drabbas dessutom av bensjukhet (osteoporos), vilket ytterligare ökar risken för fraktur. I Sverige har drygt var tredje kvinna och var sjätte man osteoporos i 70-årsåldern (Vårdguiden). Faktorer som ökar risken för osteoporos är låg fysisk aktivitet, rökning samt vissa sjukdomar och läkemedel. På senare tid har en svensk studie även pekat på ett samband mellan högt mjölkintag och ökad risk för fraktur hos kvinnor (Michaëlsson m.fl. 2014).

Kraften som verkar på skelettet vid ett fall påverkas av flera olika faktorer (Nilson & Andersson 2010), såsom:

- Kroppens rörelseenergi vid islaget
- Fallriktning/fallbeteende
- Slagsytans egenskaper
- Personrelaterade faktorer

Ett fall som inträffar vid låg gånghastighet orsakar oftare ett fall åt sidan, jämfört med hög gånghastighet som oftare leder till ett fall framåt (Smeesters m.fl. 2001). Eftersom äldre vanligtvis har en lägre gånghastighet än yngre personer, ökar därmed risken för ett sidledes fall med direkt höftslag. Analys av 227 videoupptagningar av fall som inträffat inomhus (långtidsvård), visade att de flesta, 41%, berodde på att man tappat balansen, följt av snubbling 21%, istötning 11%, förlorat stöd 11%, kollaps/svimning 11% eller halkning 3% (Robinovitch m.fl. 2013). I en tidigare presenterad studie av samma författare fann man att fall bakåt inträffade dubbelt så ofta som sidledes fall, samt att huvudslag inträffade i ungefär 30% av fallen (enligt Wright 2011). Andra studier har rapporterat att fall framåt är den vanligaste fallriktningen hos äldre (O'Neill m.fl. 1994; Nevitt & Cummins 1993; Vellas m.fl. 1998). O'Neill m.fl. (1994) fann, baserat på intervjuer med personer som under de senaste 4 månaderna hade fallit omkull, att majoriteten (60%) i den äldre åldersgruppen (≥65 år) hade fallit framåt (**Figur 15a**). För den yngre åldersgruppen (50–64 år) var det en större andel kvinnor än män som föll framåt (62% jämfört med 38%); de flesta männen föll åt sidan (45%). Omständigheterna kring fallen (inomhus/utomhus, vinter/sommar, halkning/snubbling) var dock oklara. Vellas m.fl. (1998) rapporterade att 50% av fallen var riktade framåt, och att de för kvinnorna oftast inträffade inomhus (56%), medan de för männen oftast inträffade utomhus på offentliga platser. Denna studie var baserad på en två års kontinuerlig uppföljning av fall bland äldre, friska personer (medelålder 74 ±6 år) som bodde i eget hushåll i Albuquerque, New Mexico. Även fallorsaken påverkar fallriktningen. Svimning eller halka orsakar oftare fall åt sidan i jämförelse snubbling där fallriktningen oftare blir framåt (Smeesters m.fl. 2001).

Sättet som kroppen kommer i kontakt med underlaget är väsentligt för skadefallet. En reflexmässigt utsträckt hand kan dämpa fallet tillräckligt mycket för att undvika höftfraktur eller huvudslag - å andra sidan kan det istället leda till en handfraktur. O'Neills studie visade att äldre kvinnor (≥ 65 år) i betydligt lägre utsträckning än yngre kvinnor (50–64 år) tar emot fallet med handen (17% respektive 31%, **Figur 15b**) (O'Neill m.fl. 1994). Detta bekräftas även av Vellas studie (medelålder 74 ± 6 år) där en större andel män tar emot fallet med handen (män 50%; kvinnor 33%), medan kvinnor i högre utsträckning slår i stuss (män 18%; kvinnor 24%) eller huvud (män 7,5%; kvinnor 23%) (Vellas m.fl. 1998). Äldre kvinnor faller alltså troligen mer "handlöst" ner mot marken, utan att först dämpa islaget med handen. Möjliga orsaker är en avtagande skyddsreflex för att ta emot fallet, samt en minskning av muskelstyrkan (Nevitt & Cummings 1993).



Figur 15. Fördelning av a) fallriktning och b) den kroppsdel som tar emot fallet, bland yngre (50-64 år) och äldre (≥ 65 år) kvinnor och män (baserad på O'Neill m.fl. 1994).

Fall i halt underlag – lakttagelser baserade på YouTube-klipp

På YouTube kan man hitta många filmklipp från halkolyckor på is- och snöunderlag, genom att söka på "Mix – People slipping on icy sidewalk". Här kan man studera hur (framför allt unga) människor halkar och faller. En grov analys av 74 halkolyckor från dessa filmklipp gav följande resultat:

- Majoriteten, 40%, faller bakåt, 20% framåt, 20% åt vänster och 20% åt höger.
- Majoriteten, 47%, tar emot sig med ena handen, 27% tar emot sig med axeln/armbågarna, 15% tar emot sig med bägge händerna/armbågarna och 1% får armen under sig (i 9% av fallen var det svårt att avgöra från filmen).
- I 11% av fallen föreföll det som om man fick ett huvud-slag.

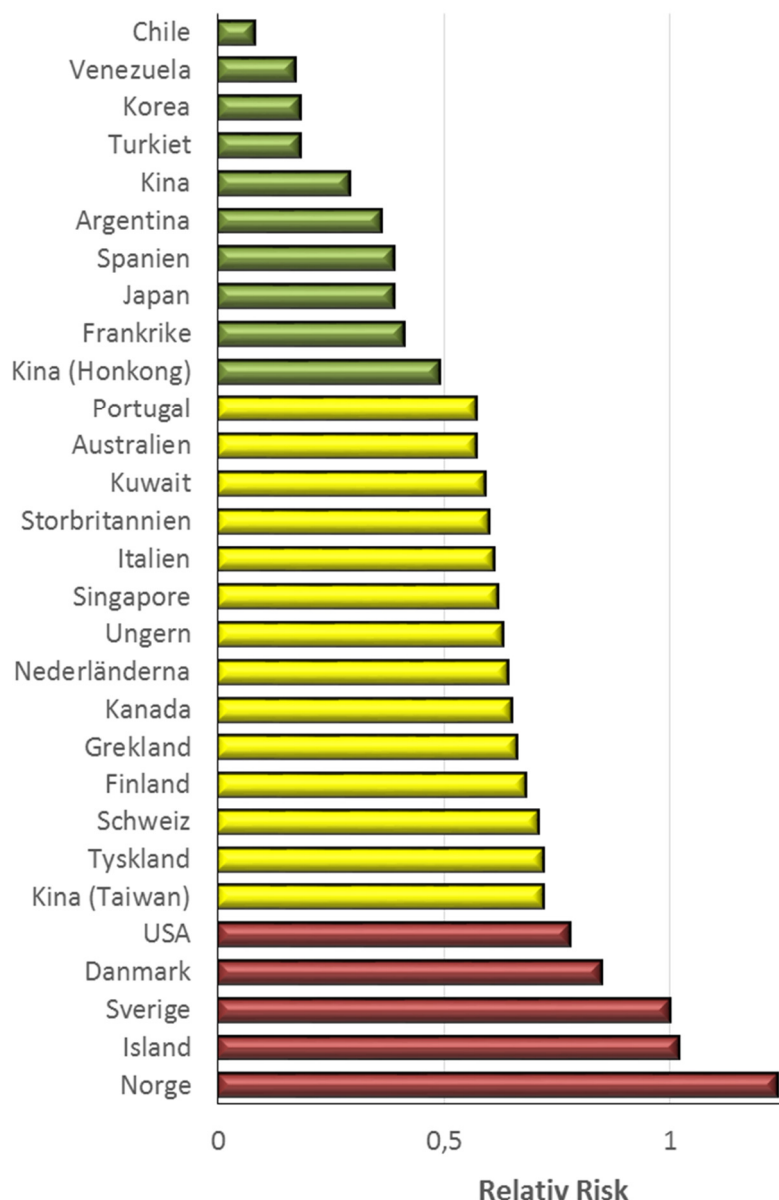
Kommande delkapitel handlar om tre specifika skaderegioner – höft, handled och huvud – samt underlagets betydelse, ur ett biomekaniskt och skadepreventivt perspektiv.

3.1 Höft

Statistik

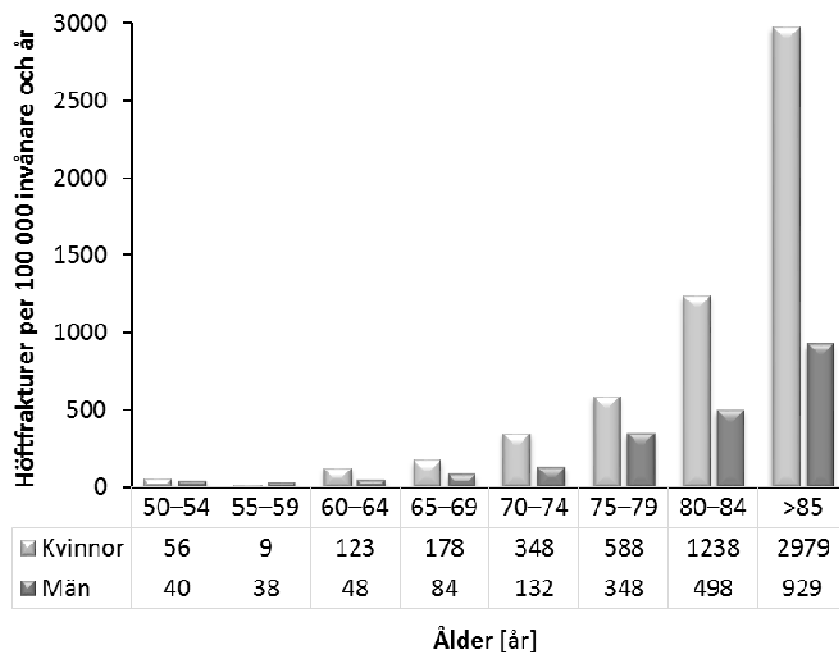
Höftfrakturer är ett stort nationellt och globalt folkhälsoproblem som kan leda till funktionshinder, nedsatt livskvalitet och död. I Sverige registreras knappt 18 000 höftfrakturer per år

(Rikshöft 2013); Europa >400 000 (EU 1999), USA >300 000 (OTA 1994) och globalt 1.7 miljoner (Cooper m.fl. 1992). Risken för höftfraktur varierar dock kraftigt mellan olika länder, där de skandinaviska länderna och USA ligger i topp bland kvinnorna (**Figur 16**). Majoriteten, ca 90%, av alla höftfrakturer orsakas av fallolyckor från stående höjd (Nevitt & Cummings 1993; Parkkari m.fl. 1999).



Figur 16. 10-årsrisken för höftfraktur bland kvinnor i Sverige jämfört med andra länder. Risken i Sverige är satt till 1. Norge har risken 1,24 (dvs 24% högre risk än Sverige). (Lövman 2006)

Risken att drabbas av höftfraktur stiger exponentiellt efter 50-årsåldern (**Figur 17**) (Nydegger m.fl. 1991). Denna drastiska ökning beror på att såväl benskörhet (osteoporos) som fallbenägenhet ökar med ålder (Cummings & Melton 2002). Lårbensfrakturer är dock tre gånger vanligare hos kvinnor (**Figur 17**) (Nydegger m.fl. 1991), eftersom de i högre utsträckning än män drabbas av osteoporos, har en högre fallbenägenhet samt lever längre (Cummings & Melton 2002).



Figur 17. Antal höftfrakturer per 100 000 invånare och år i Schweiz (Nydegger m.fl. 1991).

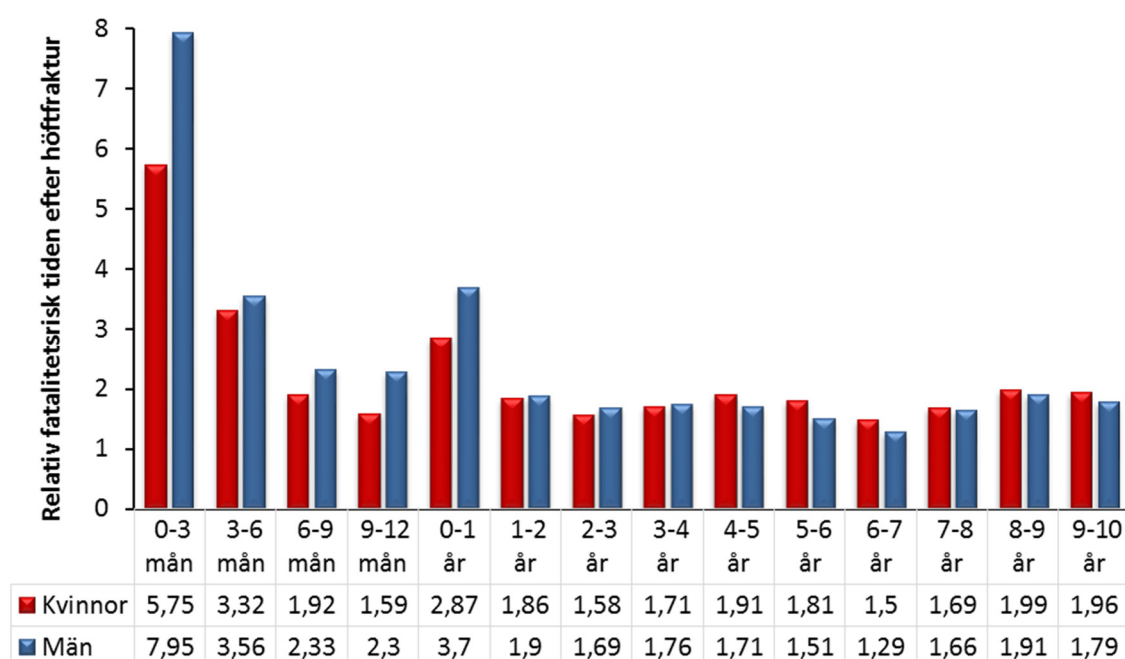
På grund av en succesivt ökande och åldrande befolkning förväntas antalet höftfrakturer att stiga, och uppskattas år 2050 att uppgå till 4,5–6,3 miljoner årliga fall globalt (Cooper m.fl. 1992; Gullberg m.fl. 1997).

Eftersom (nästan) alla som drabbas av höftfraktur är i behov av såväl operation, sjukhusvård och rehabilitering, tillhör denna patientgrupp de mest vårdkrävande inom sjukvården. Många patienter återfår dock aldrig den hälsa de hade innan frakturen. Av de som fortfarande lever ett år efter frakturen kan endast hälften gå utan hjälp (medel) (Wolinsky m.fl. 1997). I många fall innebär frakturen slutet på ett självständigt liv för patienten, som efter sjukhusvistelsen kan bli tvungen att förflyttas till ett äldreboende eller få ett ökat stöd i hemmet från hemsjukvården. En höftfraktur kan således innebära en stor omställning och begränsning för den enskilda individen, och en betydande kostnad för samhället.

Många studier har rapporterat om en förhöjd dödlighet i samband med höftfrakturer. Cirka 5% av patienterna avlider redan under den inledande sjukhusvistelsen, 7% inom en månad, 13% inom tre månader och 24% inom ett år efter frakturen (Lu-Yao m.fl. 1994). Liknande resultat har redovisats andra studier från olika länder (OTA 1994; Nydegger m.fl. 1991; Simonen & Mikkola 1990; Davidson & Bodey 1986; Young & Gibbs 1984; Dahl 1980; Holmgren & Thorngren 1985; Jensen & Tondenvold 1979). I Sverige avlider 17% av patienterna inom 4 månader efter frakturen (Rikshöft 2013). Dödsfall under den inledande behandlingen är betydligt vanligare bland män än kvinnor (2–3 gånger enligt OTA 1994); och denna trend består även efter ett år (Tabell 3) (Dahl 1980; Nydegger m.fl. 1991; Simonen & Mikkola 1990; OTA 1994; Baudoin m.fl. 1996). Haentjens m.fl. (2010) rapporterade att dödsrisken är 5 gånger så hög för kvinnor och 8 gånger så hög för män de tre första månaderna efter höftfrakturen (Figur 18). En möjlig förklaring till att män har en högre dödsrisk kan vara att de i högre utsträckning än kvinnor ådrar sig komplikationer efter operationen, såsom lunginflammationer och trycksår (Baudoin m.fl. 1996).

Tabell 3. Dödsfall i anslutning till höftfraktur – sammanställning av olika studier.

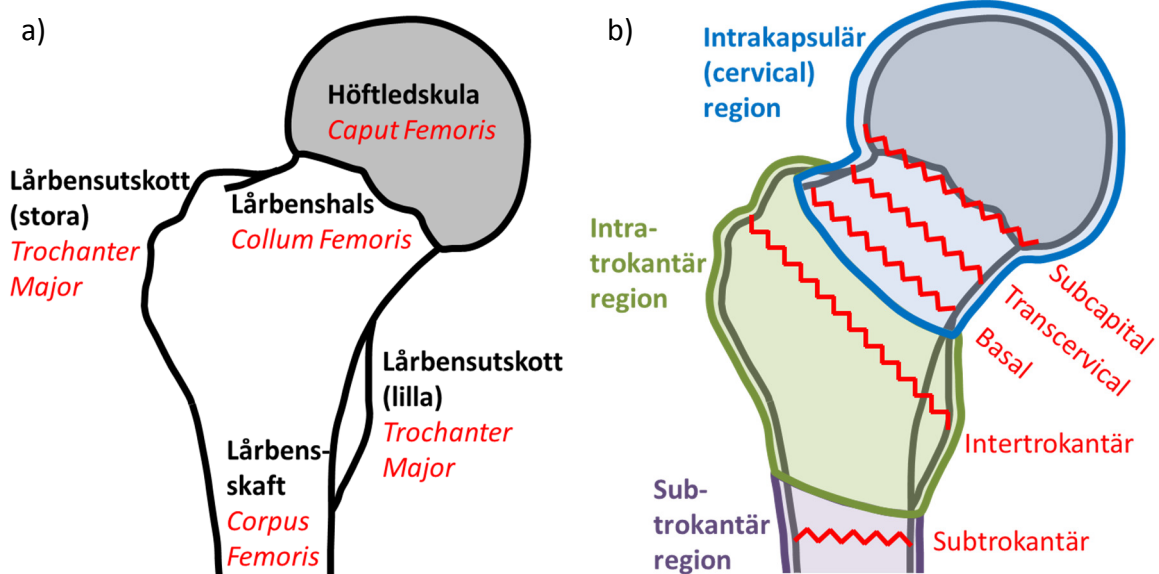
Referens	Land	Dödsfall (kvinnor/män)		
		Sjukhus [%]	6 mån [%]	12 mån [%]
OTA (1994)	USA	4%	-	24%
Nydegger m.fl. (1991)	Schweiz	7%/13%	-	-
Simonen & Mikkola (1990)	Finland	-	-	23%/35%
Davidson & Bodey (1986)	England	-	-	43%
Young & Gibbs (1984)	Skottland	-	-	26%
Dahl (1980)	Norge	10%/17%	21%	-
Holmgren & Thorngren (1985)	Sverige	-	-	22%
Jensen & Tondevold (1979)	Danmark	-	20%/25%	27%



Figur 18. Relativ fatalitetsrisk tiden efter höftfraktur (baserad på Haentjens m.fl. 2010)

Anatomi

Lårbenet (*femur*) bildar benstommen i låret, och är det största benet i människans skelett. Den övre delen av lårbenet (*proximala femur*) (**Figur 19**) består av höftledskulan (*caput femoris*) som tillsammans med höftledsgropen (*acetabulum*) bildar leden (*articulatio coxa*) mot bäckenet (*pelvis*). Nedanför höftledskulan sitter lårbenshalsen (*collum femoris*), som bildar en vinkel mot lårbensskaftet (*corpus femoris*). Högst upp på skaftet finns två benutskott, *trochanter major* och *trochanter minor*.



Figur 19. Schematisk beskrivning av övre lårbenet: a) de anatomiska delarna b) anatomiska regionerna (i blått, grönt och lila) samt olika typer av frakturer (röd text).

Skador, skademekanismer och gränsvärden

Höftfrakturer delas normalt in i två olika grupper – intrakapsulära och intratrokantära – beroende på vilken region frakturen är lokaliserad (**Figur 19b**). Det vanligaste är ett brott på lårbenshalsen eller på själva lårbenets övre del där musklerna har sitt fäste.

Intrakapsulära frakturer

Frakturer som är lokaliserade så högt uppe på lårbenet att den hamnar inom höftledens ledkapsel kallas intrakapsulära. I detta begrepp ingår lårbenshalsfrakturer (cervikala frakturer) som vanligtvis klassificeras efter skadans grad av felställning (hur mycket höftledskulan har separerat från lårbenshalsen), enligt Garden 1–4:

- Garden 1: Ofullständig fraktur, där frakturfragmenten kilas in i varandra.
- Garden 2: Genomgående fraktur, utan felställning.
- Garden 3: Felställd fraktur, med kontakt mellan frakturfragmenten.
- Garden 4: Felställd fraktur, utan kontakt mellan frakturfragmenten.

Ju högre grad av felställning frakturen har, desto högre är risken för kärlskada och nekros (vävnadsdöd) i höftledskulan, med utebliven läkning, belastningssmärta och värk som följd. Frakturer som klassats som Garden 1–2 fixeras vanligen med spik/skruv, medan Garden 3–4 oftast kräver en höftledsprotos (för patienter <60 år kan spikning provas först).

Intratrokantära frakturer:

Brott längre ner mot lårbenet, så kallade intratrokantära (men även subtrokantära), frakturer ger oftast en större blodförlust jämfört med cervikala, vilket kan leda till att benet får en ökad svullnat, blir mer stelt och gör ont en tid efter operationen. Dessa fraktur har dock god läkningsförmåga och ger vanligtvis färre komplikationer jämfört med cervikala frakturer.

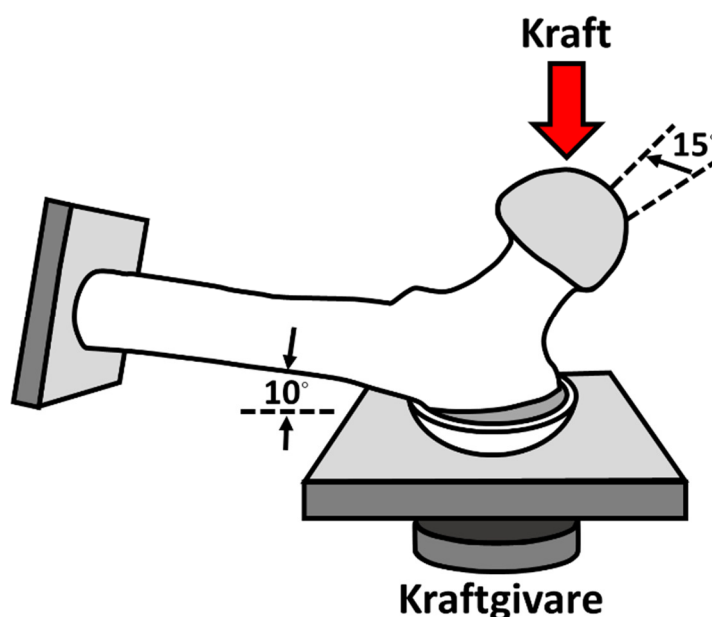
Höftfrakturer – röntgenbilder

I följande länk finns pedagogiska bilder och illustrationer som visar höftens anatomi, skador och skadeklassificeringar:

http://radiologymasterclass.co.uk/tutorials/musculoskeletal/x-ray_trauma_lower_limb/hip_fracture_x-ray.html

Ett flertal studier har undersökt hur mycket belastning ett mänskligt lårben tål i sidled, innan det bryts (**Figur 20**). [Robinovitch m.fl. \(2009\)](#) har sammanställt resultat från sexton av dessa studier, med företrädevis äldre lårben, och kom fram till följande slutsatser:

- Brottgränsen ligger i genomsnitt vid 3 472 N för äldre män och kvinnor. (intervall: 2 110–4 354 N; standardavvikelse: 1 534 N)
- Brottgränsen är 30% lägre för lårben från äldre kvinnor jämfört med lårben från äldre män: 2 966 N (kvinnor, medianålder 82 år) respektive 4 220 N (män, medianålder 78 år).
- Brottgränsen är 50% lägre för lårben från äldre personer jämfört med lårben från yngre personer: 3 770 N (medelålder 74 år) respektive 7 550 N (medelålder 33 år).



Figur 20. Exempel på provupställning vid test av lårbenets brottgräns i sidled. ([Bouxsein m.fl. 1995](#))

Lårbenet ligger inbäddat i mjukvävnader, såsom muskler och fettvävnad, som i varierande grad absorberar energi och därmed i motsvarande grad minskar risken för fraktur vid ett fall. Studier bland annat visat att ett högt BMI ger en skyddande effekt mot höftfrakturer ([Kanis m.fl. 1999](#); [Lumbers m.fl. 2001](#); [Willig m.fl. 2003](#); [Nguyen m.fl. 2005](#); [van Staa m.fl. 2006](#), [Laet m.fl. 2005](#); [Parker m.fl. 2008](#); [Gnudi m.fl. 2009](#); [Miller m.fl. 2009](#); [Trimpou m.fl. 2010](#)), samt att kvinnor som drabbas av höftfraktur i allmänhet har ett tunnare mjukvävnadsskikt ovanför trochanter major ([Lauritzen m.fl. 1997](#); [Cummings & Melton 2002](#)). Vidare har studier visat att:

- En reduktion av mjukvävnaden på 16,8 mm ökar risken för höftfraktur med en faktor 1,8 ([Bouxein m.fl. 2007](#)).
- För varje 1 mm ökning av mjukdelarnas tjocklek ovanför *trochanter major*, minskar islagskraften med 71 N och energiabsorptionen med 1,7 J ([Robinovitch m.fl. 1995](#)).
- En reduktion av mjukvävnaden på 81%, ger en 38% högre islagskraft och en 97% minskad energiabsorption ([Majumder m.fl. 2008](#))

För en mer utförlig beskrivning, se [Nilson m.fl. \(2010\)](#).

Andra faktorer som har visat sig påverka risken för höftfraktur (kvinnor ≥ 65 år) ([Nevitt & Cummings 1993](#)) är:

- Att falla åt sidan eller rakt ner; risken bedöms vara 6–20 gånger större vid fall åt sidan jämfört med fall framåt eller bakåt.
- Att landa direkt på höften (se även [Parkkari m.fl. 1999](#); [Wei m.fl. 2001](#)), utan att först dämpa fallet genom att ta tag i ett närliggande föremål eller en landa på en hand (skyddsreflexer/parering av fallet).
- Att vara lång (högre fallhöjd).
- Att ha svaga triceps-muskler.
- Att landa på en hård yta.
- Att ha låg bentäthet (osteoporos).

Denna kunskap kan användas vid konstruktionen av höftskydd, som dämpar och/eller fördelar kraften och absorberar energin från islaget mot marken, vid fall åt sidan.

Höftskydd

Höftskydd används framför allt inom äldreården för att minska risken för höftfraktur vid ett eventuellt fall, men även inom olika sporter, som exempelvis fotboll (målvalt), cykel/mc och rullsporter (longboard). I allmänhet används inte höftskydd för att skydda utsatta grupper av fotgängare vid fall från stående höjd. Utformningen av skyddet utgår ifrån två grundläggande funktioner (samma princip som för cykelhjälm):

- Energiabsorption, genom att använda material med stötuppdagande egenskaper, såsom padding eller luftkuddar/celler.
- Fördelning/avledning av islagskraften från trochanter major, exempelvis genom att utrusta skyddet med ett hårt, yttre skal.

Höftskydd förekommer i såväl hårda som mjuka modeller, där de skyddande partierna antingen kan vara fasta (insydda) eller löstagbara. Skydden är vanligen utformade som en kortbyxa, men det finns även varianter i form av gördlar som kan placeras ovanpå eller under kläderna ([Engdahl & Laidler Roslund 2014](#)). Hårda skydd används dock inte i lika hög omfattning dygnet runt, jämfört med mjuka, mer följsamma skydd ([Bentzen m.fl. 2008](#)).

Generellt är det svårt att motivera vårdtagare (och vårdpersonal) att använda höftskydd i den utsträckning som krävs för att uppnå tillförlitlig statistik. Detta har medfört man ännu inte vetenskapligt har kunnat fastställa om höftskydden har någon större skadereducerande effekt ([Santesso m.fl. 2014](#)). Det har även framkommit att höftskyddet kan bidra till en något ökad risk för fraktur på höftbenet ([Santesso m.fl. 2014](#)).

I en studie av [Laing & Robinovitch \(2008\)](#) testade man, i en laboratoriemiljö, skyddseffekten hos några olika typer av höftskydd av både hård och mjuk modell. Man fann att den skyddande

effekten var starkt beroende av islaghastighet, höftstorlek och mjukdelarnas materialegenskaper (styvhet). Författarna konstaterade att befintliga höftskydd ytterligare behöver förbättras och vidareutvecklas, och efterlyste även en standardisering av provmetod och provutförande. I en senare publikation enades en grupp forskare från olika länder om gemensamma riktlinjer för hur studier bör vara utformade för ge tillförlitlig data angående höftskyddens skadereducerande effekter (Cameron m.fl. 2010). Man har även presenterat ett förslag på en standardiserad testmetod (Robinovitch m.fl. 2009), se kortfattad beskrivning i nästa avsnitt.

Vid utformning av höftskydd måste man göra avvägningar mellan funktion och komfort. En tjock padding skulle förmodligen ge ett bättre skydd än en tunn, men den skulle även ge en annan, oönskad kroppsform och sannolikt vara mindre bekväm. Som en konsekvens av detta har en ny höftskyddsdesign, baserad på airbag-teknologi, föreslagits (Charpentier 1996). Under senare år har prototyper av höftairbagar tagits fram, och de har även testats och jämförts med befintliga höftskydd (Wu & Xue 2008, Duma m.fl. 2006, ActiveProtective).

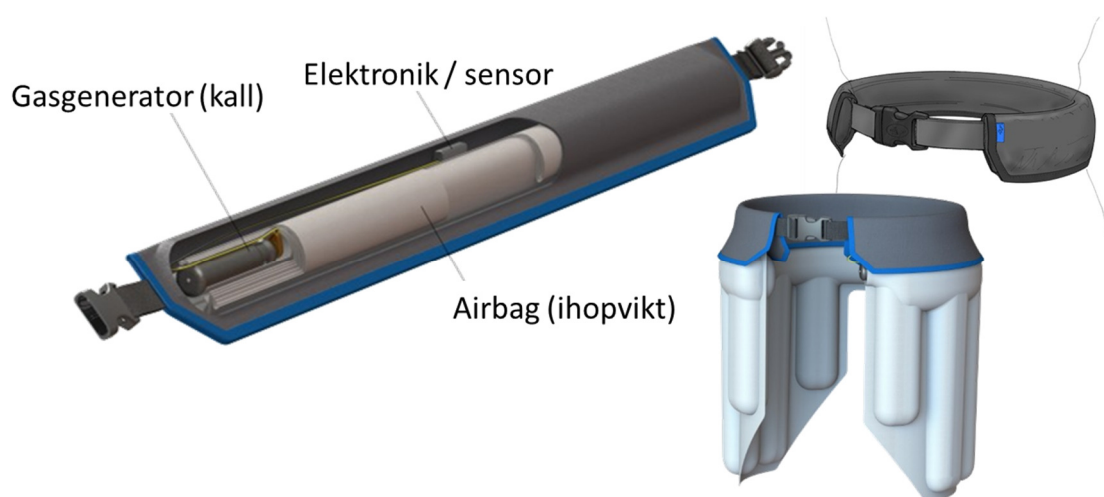
Höftairbag – ActiveProtective

I följande länkar finns information om höftairbagar:

<https://www.freeenterprise.com/story/could-an-airbag-revolutionize-u-s-healthcare/>

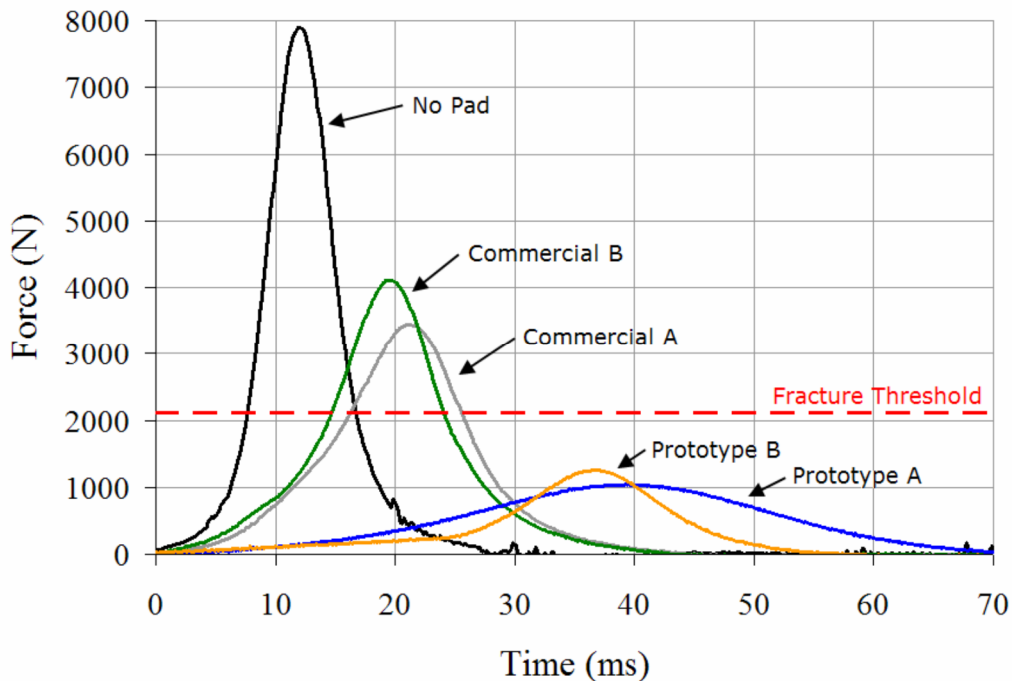
<https://screen.yahoo.com/wearable-airbag-protects-elderly-people-063249079.html>

Höftairbagen består av ett höftbälte som innehåller en gasgenerator (kall) samt en ihopvikt airbag, som snabbt trycksätts, vecklas ut och skyddar höftpartiet vid ett fall (**Figur 21**).



Figur 21. Höftairbag från *ActiveProtective*.

Tester av två olika prototyper av höftairbag ("Prototype A" och "Prototype B", som troligen inte har något samband med ActiveProtective) har visat lovande resultat, med kraftnivåer som ligger klart under såväl de kommersiella produkterna ("Commercial A" och "Commercial B") som gränsvärdet för fraktur (röd streckad linje) (**Figur 22**).



Figur 22. Prover med olika typer av höftskydd, såväl kommersiella som prototyper baserade på airbag-teknologi. Med tillåtelse från Stefan Duma, Virginia Tech, att använda bilderna från [Duma m.fl. \(2006\)](#).

Testmetod

En grupp forskare från olika länder har i en gemensam studie enats om ett förslag på en standardiserad testmetod för höftskydd och energiupptagande golv/underlag ([Robinovitch m.fl. 2009](#)). Forskargruppen har tagit fram en testmetod som, genom att mäta den maximala kompressionskraften på lårbenshalsen i en höftmodell (F_{max}), kan testa den skyddande effekten av olika system. Vid utformningen av metoden har man utgått från den grupp som är hårdast drabbad av höftfraktur, nämligen äldre kvinnor som faller från stående höjd ([Cummings & Melton 2002](#)). Gränsvärdet för höftfraktur har uppmätts till i genomsnitt 2 996 N för äldre kvinnor ([Robinovitch m.fl. 2009](#)). Testmetoden har tagits fram i två varianter – en fallrigg och en pendelrigg. I den här sammanfattningen redovisas endast principen för fallriggen ([Robinovitch m.fl. 2009](#)).

Genom att utgå från en enkel energimodell:

Stående position	=>	Kroppen faller	=>	Kroppen slår i marken
Lägesenergi	=	Rörelseenergi	=	Elastisk energi (fjäder)
mgh	=	$mv^2/2$	=	$F_{max}^2/(2k)$

kan kraften i höften under ett fall uppskattas till:

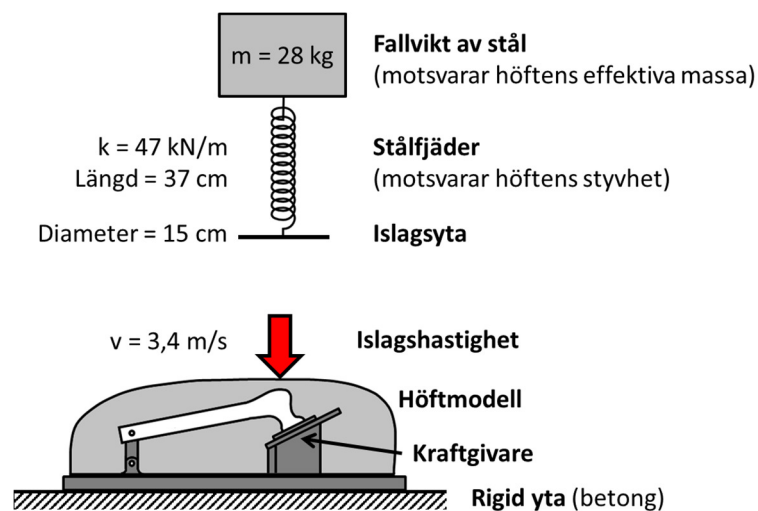
$$F_{max} = v(km)^{1/2}$$

där m är höftens effektiva massa [kg], k är höftens effektiva styvhet [kN/m], v är höftens islagshastighet mot marken [m/s] och h är höftens fallhöjd [m]. Som framgår av ekvationen ovan kan man med hjälp av en vikt (som representerar den effektiva massan), en fjäder (som representerar styvheten) och en islagshastighet simulera ett fall från stående höjd. Storleken på dessa parametrar har uppskattats på följande sätt:

- Den effektiva massan i höften påverkas av hur kroppens alla delmassor samverkar och rör sig. Försök med unga, friska volontärer har gett en effektiv massa hos kvinnor på i genomsnitt 33 kg (SD=11 kg), dvs ungefär halva kroppsmassan (Robinovitch m.fl. 1991, 1997, 2009). Eftersom smala (dvs lätta), äldre kvinnor löper högst risk att drabbas av höftfraktur (Lauritzen m.fl. 1997; Cummings & Melton 2002) har man föreslagit att den standardiserade testmetoden skall använda den effektiva massan, $m = 28 \text{ kg}$ ($33 \text{ kg} - 0,5 \cdot \text{SD}$) (Robinovitch m.fl. 2009).
- Den effektiva styvheten i höften påverkas framför allt av tre faktorer: 1) styvheten i mjukvävnaderna ovanför *trochanter major*/höftpartiet, 2) styvheten i höftbenen och 3) styvheten i lederna mellan torso/höft/nedre extremiteter. Försök med unga, friska volontärer har gett en effektiv styvhet hos kvinnor på i genomsnitt 39 kN/m (SD=16 kN/m) (Robinovitch m.fl. 1991, 1997, 2009). Smala, äldre kvinnor har sannolikt en högre effektiv styvhet, dels på grund av ett tunnare lager mjukvävnad ovanför *trochanter major*/höftpartiet, dels på grund av en ökad förkalkning och styvhet i höftlederna. Man har därför föreslagit att den standardiserade testmetoden skall använda den effektiva styvheten, $k = 47 \text{ kN/m}$ ($= 39 \text{ kN/m} + 0,5 \cdot \text{SD}$) (Robinovitch m.fl. 2009).
- Islagshastigheten mot höften påverkas om man tagit emot sig med exempelvis armarna eller händerna, och därmed dämpar rörelsen mot underlaget. Försök med unga, friska volontärer som inte har gjort några ansatser att dämpa fallet, har gett en islagshastighet hos kvinnor på i genomsnitt 3,01 m/s (SD=0,83 m/s) (Feldman & Robinovitch 2007). Äldre kvinnor har sannolikt en lägre grad av skyddsreflexer, och därmed en högre islagshastighet. Man har därför föreslagit att den standardiserade testmetoden skall använda islagshastigheten, $v = 3,4 \text{ m/s}$ ($= 3,01 \text{ m/s} + 0,5 \cdot \text{SD}$) (Robinovitch m.fl. 2009).

En höftmodell konstruerades av den övre delen av ett konstgjort lårben, som täcktes av skumplast med styvhetsegenskaper som efterliknade mänskliga mjukvävnader i området kring höftpartiet (Robinovitch m.fl. 2009). För att vara representativt för ett fall åt sidan positionerades lårbensskaftet i en 10° vinkel relativt horisontalplanet samt roterades 12° inåt (se även **Figur 20**) (Pinilla m.fl. 1996). Geometriskt motsvarade modellens yta en äldre kvinnas höftparti (Laing & Robinovitch 2008).

En schematisk beskrivning av den föreslagna testmetoden visas i **Figur 23**, och en lista med tillhörande rekommendationer visas i **Tabell 4**.



Figur 23. Schematisk beskrivning av den föreslagna testmetodsstandard för utprovning av höftskydd och stötdämpande golv/underlag (baserat på Robinovitch m.fl. (2009)).

Tabell 4. Rekommendationer gällande provning av höftskydd och energiupptagande golv/underlag; förslag till standardiserad testmetod (Robinovitch m.fl. 2009).

Parameter	Rekommendation
Testmetod	Pendel- alternativt fallrigg
Höftens effektiva massa (fallvikt)	28 kg (inom 22–33 kg)
Höftens effektiva styvhet	47 kN/m (inom 39–55 kN/m)
“Mjukdelsvävnad”	Skumplast av polyeten el. polyuretan ¹⁾
Tjocklek (“mjukvävnad”) ovanför trochanter major	18 mm (minimum)
Islagshastighet	3,4 m/s ²⁾
F _{max} (utan padding)	3,5–4,5 kN ³⁾
Tid till F _{max} (utan padding)	30–50 ms
Filtrering av kraftgivaren	Rekursivt lågpasfilter (cut off = 50 Hz)

1) Höftmodellen skall motsvara äldre personers anatomi/geometri.

2) Islagshastigheterna 2 m/s och 4,5 m/s kan simulera ett mjukt respektive hårt fall. Kraftnivåerna kommer därmed att ändras i motsvarande grad.

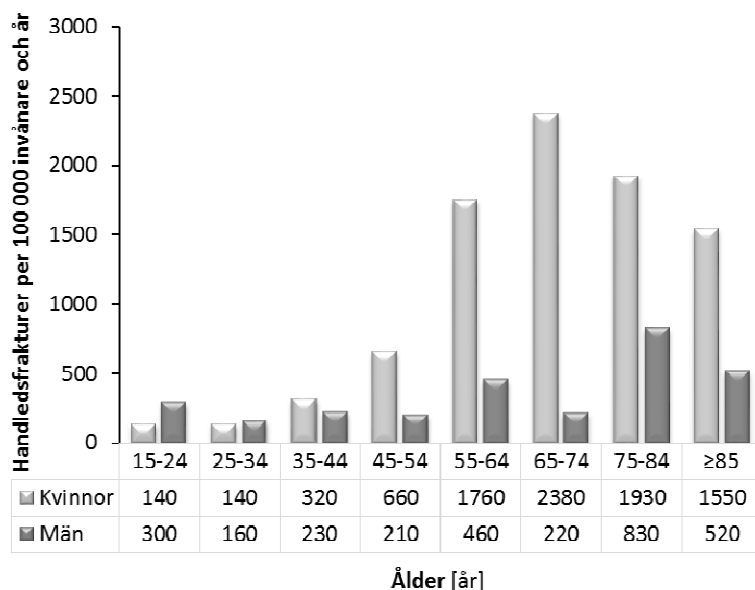
3) Skall representera en äldre kvinna som faller från stående höjd.

3.2 Handled

Statistik

I Sverige inträffar nästan 30 000 handledsfrakturer årligen (Mellstrand Navarro m.fl. 2013), och är den vanligaste typen av fraktur hos kvinnor som passerat klimakteriet (Cummings & Melton 2002). Totalt är handledsfraktur tre till fyra gånger vanligare bland kvinnor än bland män, eftersom kvinnor ofta har lägre bentäthet (osteoporos) och ökad fallbenägenhet (Gällman & Sunnergren 2006). Risken att ådra sig en handledsfraktur varierar dock kraftigt mellan olika länder, med de skandinaviska länderna i topp, följt av USA och England (Cummings 1998).

Fram till 45-årsåldern ligger antalet frakturer per 100 000 invånare på ungefär samma nivåer för män och kvinnor (Figur 24). Därefter sker ett trendbrott hos kvinnorna, med en dramatisk ökning av antalet frakturer (Mallmin & Ljunghall 1992; Cummings & Melton 2002), medan männen ligger kvar på ungefär samma nivåer som tidigare (Figur 24). Vid 65-årsåldern kan man notera ytterligare ett trendbrott för kvinnorna, då frakturernas antal planar ut (Lövman 2006) eller avtar (Mallmin & Ljunghall 1992) (Figur 24). Denna utplaning/minskning beror sannolikt på en avtagande skyddsreflex att ta emot fallet med hand/arm, samt en reducering av muskelstyrkan.



Figur 24. Antal handledsfrakturer per 100 000 invånare och år i Uppsala (Mallmin & Ljunghall 1992).

Majoriteten (över 90%) av alla handledsfrakturer orsakas av fallolyckor (Melton m.fl. 1988), som oftast sker utomhus (ca 60%) (Nevitt & Cummings 1993). Frakturerna varierar kraftigt i antal beroende på årstid – framför allt hos kvinnor – med en tydlig topp under vintermånaderna då snö och halka ger upphov till många fallolyckor (Mallmin & Ljunghall 1992; Jacobsen m.fl. 1999; Sigurdardottir m.fl. 2011). Allra tydligast är denna variation hos yngre kvinnor (<65 år) (Jacobsen m.fl. 1999).

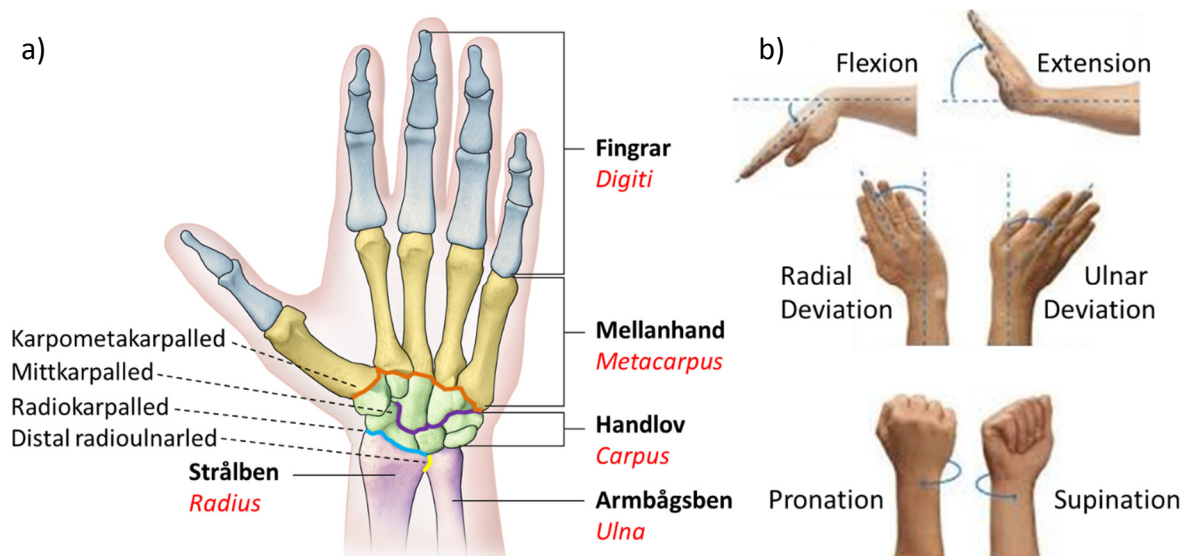
Handledsfrakturer har en hög frekvens av rapporterade komplikationer, som kan bero på att skadan är vanligt förekommande samt ofta behandlas av läkare som inte är ortopedspecialister (Gällman & Sunnergren 2006). Exempelvis är handledsfrakturer den enskilda skada som förorsakar flest anmälningar till Patientförsäkringen (Rydell & Räf 1997). Den vanligaste komplikationen är karpaltunnelsyndrom med smärta, domningar och svaghet i handen, orsakad av nervinklämning i handleden (Gällman & Sunnergren 2006). Andra vanliga komplikationer är inskränkt rörlighet i hand/handled/armbåge/axel, kvarstående felställning på grund av inadekvat reposition/fixation och/eller dålig skelettkvalitet, samt ruptur i tummens långa extensorsena med åtföljande begränsning av rörelseförmågan.

Anatomi

Handleden består av yttersta (*distala*) delarna av strålbenet (*radius*) och armbågsbenet (*ulna*), distala radioulnarleden, radiokarpaleden, handloven (*carpus*) med närmaste (*proximala*) karpalbensraden, den rörliga mittkarpaleden, den distala karpalbensraden och traditionellt även karpometakarpalederna (Figur 25a).

Vid *pronation/supination* (Figur 25b) roterar radius runt ulna, som ligger still. Ulna är viktig för stabilitet och rörelse men är inte utformad för att ta upp axiala krafter (Andersson & Axelsson 2011). Däremot är distala radioulnarleden (Figur 25a) direkt kraftbärande vid lyft med böjd armbåge och neutralt roterad underarm (Andersson & Axelsson 2011).

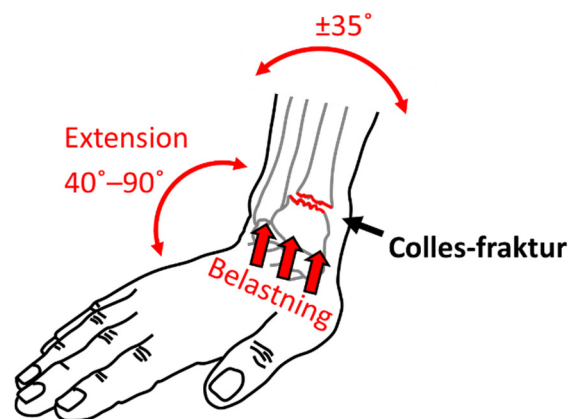
I *flexion/extension* (**Figur 25b**) har handleden ett rörelseomfång på nästan 90°, som till största del (60%) äger rum i radiokarpalleden, medan resterande rörelse (40%) tas ut i midkarpalleden. Dessutom finns en rörlighet i sidled, sk *ulnar-/radialdeviation*, på 20° respektive 40°.



Figur 25. Handledens a) anatomi (baserat på Andersson & Axelsson (2011)) och b) rörelser.

Skador, skademekanismer och gränsvärden

Mekanismen för en handledsfraktur är oftast fall med utsträckt hand (extension), dvs ett lågenergitrauma (**Figur 26**) (Gällman & Sunnergren 2006). Frakturen inträffar vanligtvis 3–5 cm ovanför radiokarpalleden (till exempel "Colles-fraktur"), med åtföljande dislokation av yttersta delen av radius. Detta leder till en karaktäristisk, bajonettformad deformation av handleden.

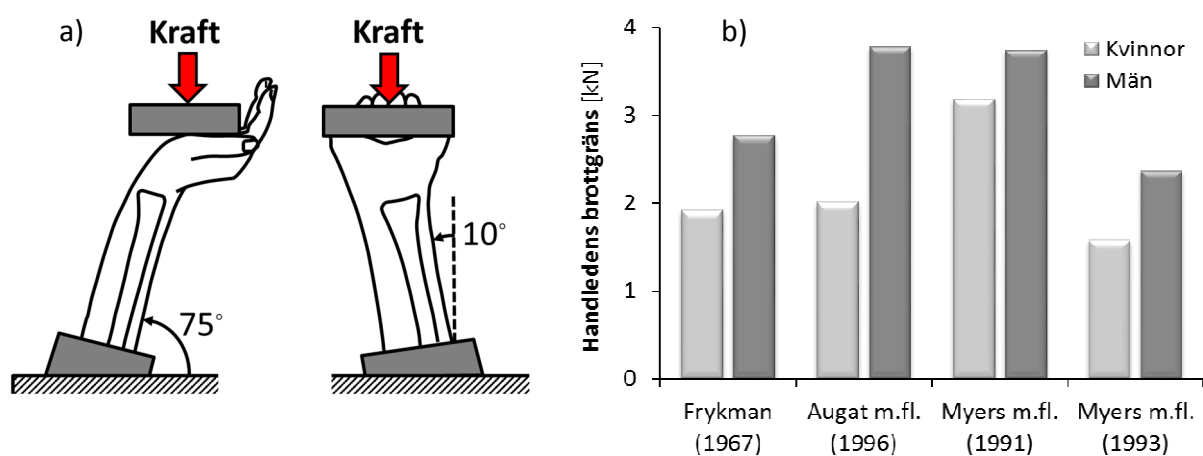


Figur 26. Uppkomst av en fraktur på distala radius, sk Colles-fraktur (Frykman 1967).

Ett flertal studier har undersökt hur mycket belastning en mänsklig handled tål, innan den bryts. I en typisk provkonfiguration utsätts underarmar och händer från donerade mänskliga kvarlevor för statisk eller dynamisk belastning tills de bryts, samtidigt som de pålagda kraftnivåerna registreras (**Figur 27a**). Såväl handflatans position relativt underarmen som underarmens vinkling relativt underlaget har varierats i syfte att förstå hur detta påverkar kraftnivåer och frakturens karaktär.

Brottgränserna för äldre män och kvinnor från fyra olika statistiska studier sammanfattas i **Figur 27b**. I genomsnitt låg brottgränsen för kvinnor 31% lägre jämfört med män (2,2 kN respektive 3,2 kN). I en av studierna ([Frykman 1967](#)) noterades i övrigt följande slutsatser:

- I statisk provning uppkommer frakturer på distala radius då handen har en extensionsvinkel mellan 40°–90° (**Figur 26**).
- Då handens extensionsvinkel överstiger 90° uppstår istället frakturer i handlovens ben.
- En högre kraftnivå krävs för att framkalla en fraktur i handlovens ben jämfört med distala radius.
- Då handens extensionsvinkel understiger 40° uppstår istället frakturer på proximala radius.
- En lägre kraftnivå krävs för att framkalla en fraktur i proximala radius jämfört med distala radius. Denna kraft är beroende av handens extensionsvinkel – ju mindre vinkel desto mindre kraft.



Figur 27. a) Exempel på provuppställning vid test av handledens brottgräns ([Myers m.fl. 1991](#)). b) Handledens brottgräns från olika studier (kvinnor i ljusgrått; män i mörkgrått).

Kraftens storlek och riktning, samt handens position, har alltså en avgörande betydelse för skadeutfallet ([Frykman 1967](#)). Även följande faktorer ger en ökad risk för handledsfraktur (kvinnor ≥ 65 år) ([Nevitt & Cummings 1993](#)):

- Att falla bakåt (**Figur 28**). En dubbelt så hög andel handledsfrakturer vid fall bakåt, jämfört med framåt, har även rapporterats från snowboard-åkning ([Idzikowski m.fl. 2000](#)).
- Att landa på direkt på handen, utan att först dämpa fallet genom att ta tag i ett närliggande föremål (skyddsreflexer).
- Att vara lång (högre fallhöjd).
- Att ha låg bentäthet (osteoporos).

Figur 28. Exempel på fall bakåt där man tar emot sig med en respektive två händer.



Handledsskydd

Handledsskydd har sedan länge använts inom rullsporter (skateboard, inlines, osv) och vintersporter (framför allt snowboard), men används i allmänhet inte för att skydda utsatta grupper av fotgängare från handledsfrakturer. Skyddet kan vara integrerat i en handske, eller användas som en separat enhet som en eventuell handske kan träs över (det finns även kombinationer av dessa två koncept) (Michel m.fl. 2013).



Figur 29. Exempel på handledsskydd för vintersporter.

Användningen av handledsskydd hos vintersportutövare är ännu begränsad, och ligger enligt olika studier mellan 11–42% (Michel m.fl. 2013). Föreslag har därför lagts fram om att detta automatiskt borde ingå i hyran av sportutrustning (Russel m.fl. 2007). Det finns dock ett visst motstånd att använda dessa skydd, och de vanligaste argumenten är att de är obekväma/gör ont, att man känner rädsla för oönskade effekter i form av andra typer av skador, och att man inte känner något behov av att använda dem (Bianchi m.fl. 2011).

Studier har visat att handledsskydd kan minska risken för handledsskada med upp till 50% inom vintersport (Idzikowski m.fl. 2000; Rønning m.fl. 2001; Russel m.fl. 2007), medan andra studier har visat på en mer begränsad effekt (Schmitt m.fl. 2011); se utförligare översikt över aktuellt kunskapsläge i Michel m.fl. (2013).

Handledsskydden är vanligtvis konstruerade utifrån två grundläggande funktioner (Michel m.fl. 2013):

- Reducering av islagskraften i handflatan genom:
 - a) energiabsorbering (padding) och/eller
 - b) kraftfördelning (skena under handflatan).En padding i form av en luftkudde har visat sig reducera islagskraften med cirka 30–55% (Hwang & Kim 2004; Kim m.fl. 2006).
- Stabilisering av handleden genom att begränsa överdriven:
 - a) extension/flexion (stödskenor) och/eller
 - b) deviation och pronation/supination av handleden (utformning/guidning) (se även **Figur 25b**).

Testmetod

För närvarande finns ingen standardiserad testmetod för handledsskydd avsedda för fotgängare. Däremot finns en standardiserad testmetod för handledsskydd avsedda för rullsporter (DIN EN 14120 2007), samt ett förslag på standard för handledsskydd avsedda för vintersporter (Michel m.fl. 2013). Den senare är en något modifierad version av DIN EN 14120 (2007). I övrigt finns standardiserade provmetoder för motorcykelhandskar (EN 13594), underarms- och armbågsskydd för motorcyklister (EN 1621), skyddshandskar generellt (EN 420), samt skyddshandskar för målvakter i fotboll (EN 16027).

Den metod som torde vara mest relevant för fotgängare är den föreslagna testmetoden för vintersporter (Michel m.fl. 2013), bland annat på grund av att den är anpassad till handskar med fem fingrar (stället för vante). Båda de föreslagna testmetoderna för handledsskydd består av två delar; ett falltest och ett utböjningstest (DIN EN 14120 2007; Michel m.fl. 2013), enligt nedan:

Falltest

Dämpningsegenskaperna kring handflatan testas i en fallrigg (**Figur 30a**), där en massa släpps från en viss höjd ner på handledsskyddet samtidigt som islagskraften registreras.

Fallhöjden definieras utifrån fallvikten, 2,5 kg, och islagsenergin (DIN EN 14120 2007) beroende på vilken typ av handledsskydd som provas samt den kroppsvikt som skyddet är avsett för. För den högsta viktklassen (vuxna >50 kg) skall till exempel islagsenergin 5 J resultera i en maximal kraft på 3 kN för att uppfylla kriterierna enligt DIN EN 14120 (2007) (Michel m.fl. 2013). Handledsskyddet är monterat på en sfärisk yta med radien 100 mm, som är kopplad till en kraftgivare. Massans islagsyta skall (minst) vara 40x40 cm.

Utböjningstest

Förmågan att begränsa överdriven extension av handleden testas i en utböjningsrigg (**Figur 30b**), där en handmodell, beklädd med ett handledsskydd, belastas med ett visst moment varpå utböjningen registreras. För den högsta viktklassen skall till exempel ett moment på 3 Nm resultera i en utböjning inom intervallet 40°–55° för att uppfylla kriterierna enligt DIN EN 14120 (2007) (Michel m.fl. 2013). För möjliggöra tester av fingerförsedda handskar gjordes en mindre justering av den ursprungliga handmodellen enligt DIN EN 14120 (2007) (undre delen av **Figur 30b**).

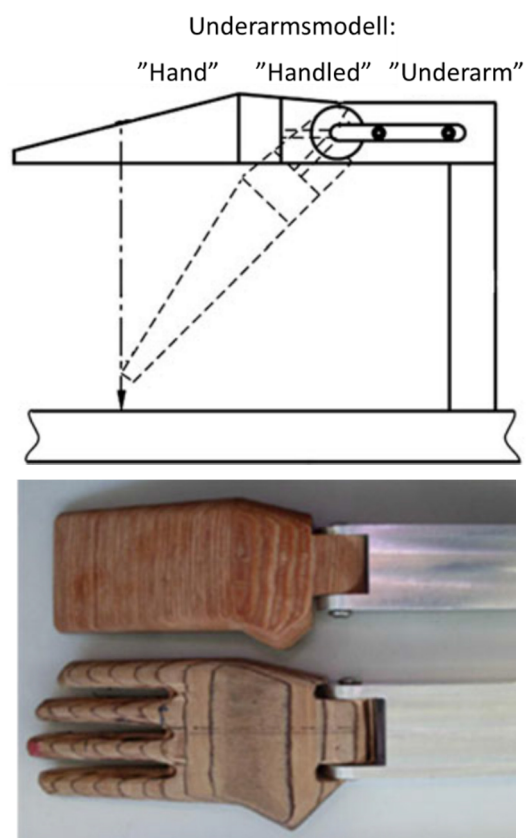
Av totalt 15 handledsskydd (varav 8 handskar) avsedda för vintersporter, som testats enligt den föreslagna provmetoden, klarade endast 5 falltestet (islagsenergi 5 J, max 3 kN) (Schmitt m.fl. 2011). Fyra av handledsskydden fallerade redan vid islagsenergi på 1 J respektive 2 J. När det gäller utböjningstestet var det ungefär hälften av skydden som inte uppfyllde kraven (3 Nm, 40°–55°); vissa var för styva och vissa för mjuka.

Resultaten från testerna visar att handledsskydd avsedda för vintersporter har stor förbättringspotential. Studien skulle även delvis kunna förklara varför man inte sett någon tydlig reduktion av handfrakturrisken bland snowboardåkare trots en ökad användning av handledsskydd (Schmitt m.fl. 2011). Vidare tyder resultaten på att en standardiserad testmetod är av vikt för att kunna definiera en acceptabel skyddsnivå.

a) Fallprov



b) Utböjningsprov

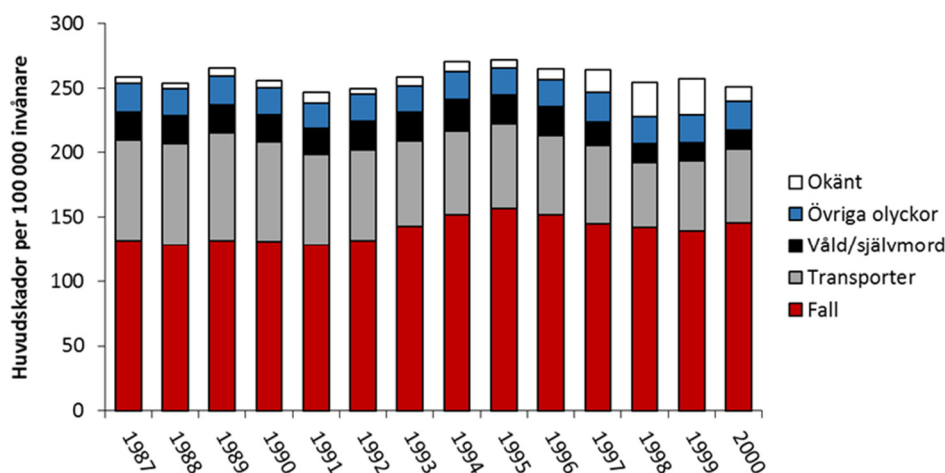


Figur 30. Schematisk beskrivning av den föreslagna testmetodsstandarden i a) fallprov och b) utböjningsprov, för utprovning av handledsskydd. Med tillåtelse från Kai-Uwe Schmitt, AGU Zürich, att använda bilderna från Michel m.fl. (2013).

3.3 Huvud

Statistik

I Sverige inträffar 22 000 huvudskador per år, vilket i genomsnitt motsvarar 259 per 100 000 invånare (Kleiven m.fl. 2003). Majoriteten av dessa skador orsakas av fallolyckor (54%) eller trafikolyckor/transporter (26%), medan en mindre andel orsakas av våld, självmord och andra olyckor (<15%), eller har en okänd anledning (**Figur 31**). Huvudskadorna har totalt sett legat på en relativt konstant nivå; dock har man sett en successiv minskning av andelen transportrelaterade skador, medan de fallrelaterade i motsvarande grad har ökat (**Figur 31**) (Kleiven m.fl. 2003).

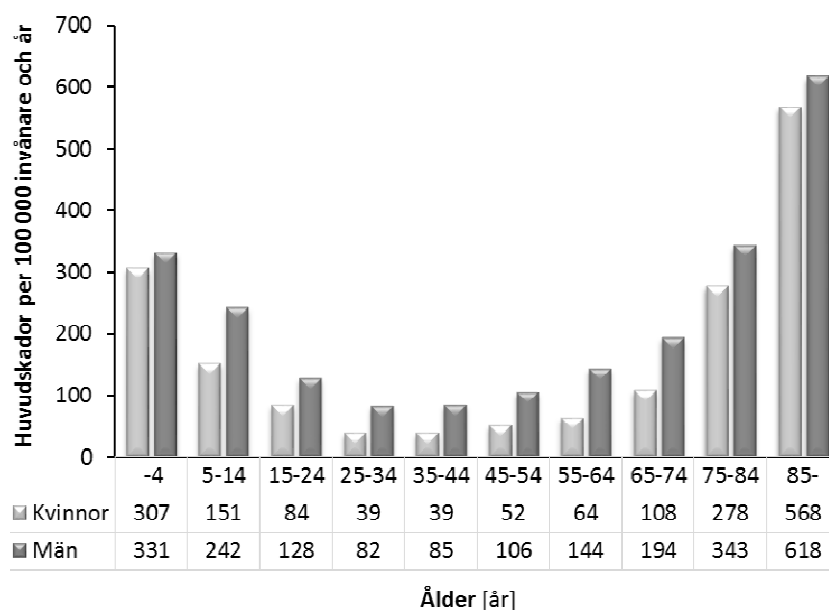


Figur 31. Huvudskador per 100 000 invånare i Sverige och år (1987–2000) grupperade enligt fall, transport, våld/själv mord, övriga olyckor och okänt (Kleiven m.fl. 2003).

Antalet fallrelaterade huvudskador per 100 000 invånare är generellt högre för män än för kvinnor; mellan åldrarna 5–64 år har män dubbelt så hög risk att drabbas (**Figur 32**). Dock går det inte att utläsa hur stor andel av dessa skador som är relaterade till just fotgängare, eftersom alla typer av fall är inkluderade (även från högre höjder). Figuren visar att barn upp till 14 år och (framför allt) äldre är de åldersgrupper som har flest antal huvudskador. Enligt en sammanställning av [Wright & Laing \(2012\)](#) har studier visat att:

- Minst hälften av de fallrelaterade dödsfallen bland äldre orsakas av TBI ([Thomas m.fl. 2008](#)).
- Fallrelaterade TBI ökade över 25% mellan 1989 och 1998 ([Adekoya m.fl. 2002](#)).
- Risken att drabbas av fallrelaterad TBI ökar kraftigt med stigande ålder; personer över 85 år är dubbelt så ofta inlagda för vård på grund av fallrelaterad TBI jämfört med de som är 75–84 år, och över sex gånger så ofta som de som är 65–74 år ([Coronado m.fl. 2005](#)).

Med tanke på den åldrande befolkningen kommer antalet fall att öka om inte problemet adresseras ([Wright & Laing 2012](#)).

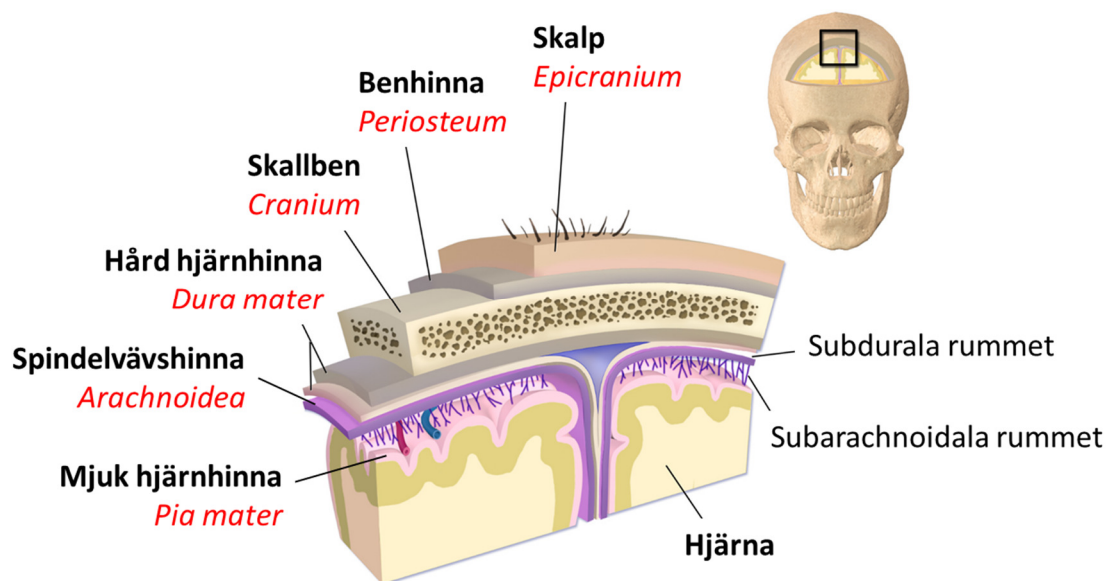


Figur 32. Antal fallrelaterade huvudskador per 100 000 invånare i Sverige, bland kvinnor (ljusgrått) och män (mörkgrått), uppdelat i åldersgrupper (Kleiven m.fl. 2003).

Anatomi

Huvudet består av tre komponenter (**Figur 33**):

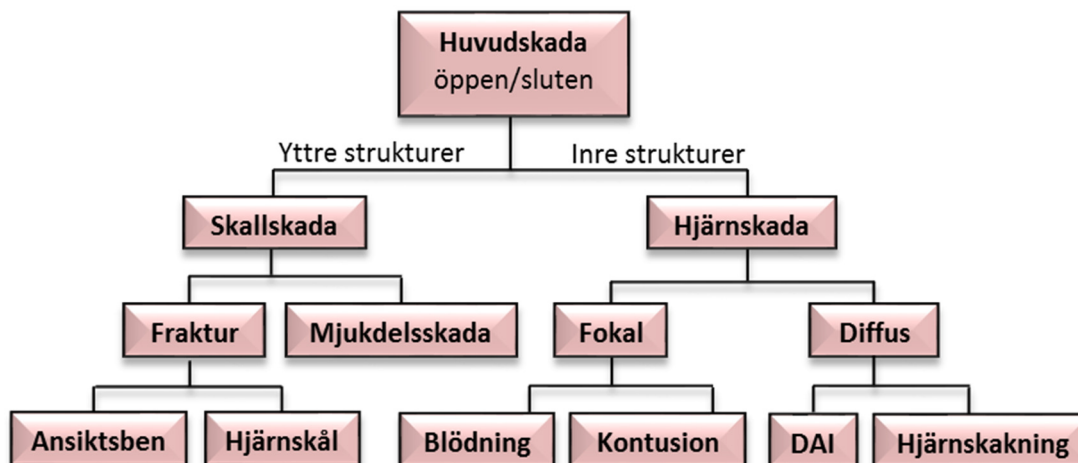
- 1) Skallen (*cranium*) – den skelettstruktur som utgör huvudets stomme, och som skyddar huvudets inre delar. Skallen består av neurokranium (8 ben ihopfogade i suturer som huserar och skyddar hjärnan) och ansiktsskelett (14 ben).
- 2) Skalpen (*epicranium*) – de mjukdelar som sitter utanpå skallen, som består av hud, bindväv, muskelsenplatta och benhinna (*periosteum*). Från skalpen växer även det hår som finns på huvudet.
- 3) Huvudets inre strukturer – hjärnan, dess tre omgivande hjärnhinnor (*meninges*), samt en stor mängd blodkärl. Den yttersta, hårda hjärnhinnan (*dura mater*) är fäst mot kraniets insida. Dura mater är rik på blodkärl och bildar de venösa hålrummen varigenom cerebrospinalvätska går ut i blodet. Den innersta, mjuka hjärnhinnan (*pia mater*) följer hjärnans fåror och vindlingar. Pia mater består av tunn bindväv, och är rik på blodkärl som försörjer hjärnan. Den mellersta, spindelvävshinnan (*arachnoidea*) är en tunn hinna som fyller ut större delen av utrymmet mellan dura mater och pia mater. I hålrummet mellan arachnoidea och pia mater, det *subarachnoidala* rummet, finns ryggmärgsvätskan (*cerebrospinal-vätskan*), som bland annat har en stötdämpande effekt som skyddar hjärnan vid mekaniska påkänningar. I det subarachnoidala rummet finns också hjärnans stora artärer. Utrymmet som avgränsas av dura mater och arachnoidea kallas för det *subdurala* rummet.



Figur 33. Huvudets olika skikt – skalpen, skallen, hjärnhinnorna och hjärnan (baserad på Blausen.com staff. "Blausen gallery 2014" via Wikimedia Commons).

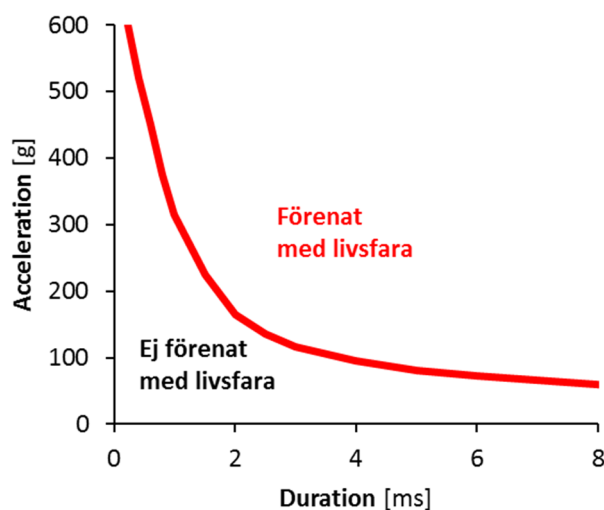
Skador, skademekanismer och gränsvärden

Huvudet är en komplex och känslig struktur, och skador av varierande allvarlighetsgrad kan uppstå genom olika skademekanismer, som framgår av den schematiska översikten nedan (**Figur 34**). Huvudskador delas vanligtvis in i två grupper – öppna respektive slutna. En öppen huvudskada karakteriseras ofta av att dura mater är skadad, och en slutna av att dura mater är oskadad. Båda skadetyperna kan i värsta fall vara livshotande.



Figur 34. Skallskador – schematisk översikt (baserad på Schmitt et al. 2004).

Skador på huvudets yttre strukturer innefattar både frakturer och/eller mjukdelsskador. De senare betraktas generellt vara av lägre allvarlighetsgrad, medan en fraktur kan orsaka direkta, mekaniska skador på hjärnan eller avslitning av blodkärl med blödningar som följd. Risken för skallfraktur beror såväl på kraftens storlek som varaktighet (duration), såsom framgår av WSTC (Wayne State Tolerance Curve) (**Figur 35**). Denna kurva visar hur gränsvärdet för skallfraktur förhåller sig till den linjära huvudaccelerationen och dess varaktighet vid frontala kollisioner. Högre accelerationer behöver alltså kortare duration för att orsaka skallfraktur, medan lägre accelerationer behöver längre duration.



Figur 35. Wayne State Tolerance Curve (WSTC).

WSTC ligger till grund för skadekriteriet HIC (Head Injury Criterion), som ofta används inom bilsäkerhetsbranschen vid dimensionering av exempelvis airbagar och bilbältssystem:

$$HIC = \max_{t_1, t_2} \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}$$

HIC är det maximala värdet över en kritisk tidsperiod t_1 till t_2 . I provreglementet FMVSS 208 används exempelvis tidsintervallet 36 ms (HIC_{36}). Vanligtvis används gränsvärdet 1000 för HIC.

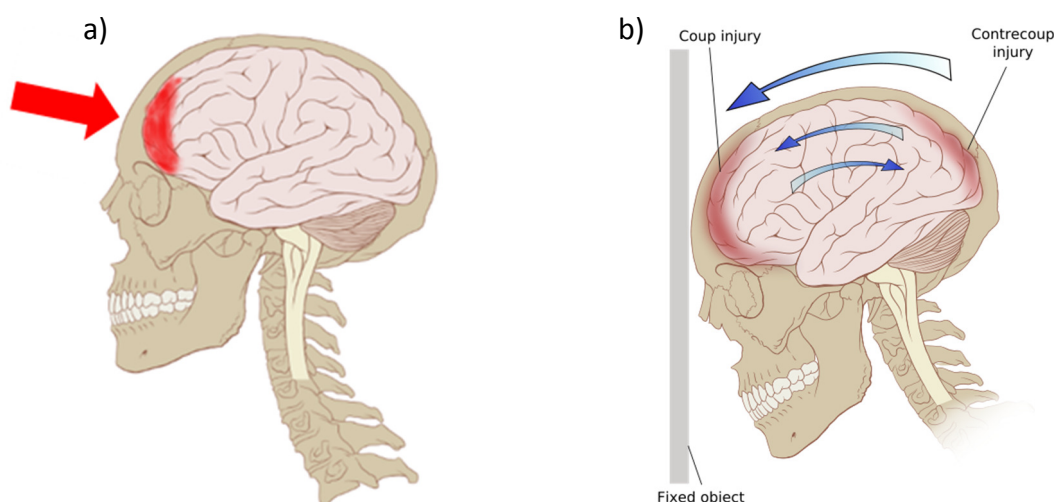
Frakturrisken reduceras av huvudets mjukdelar – ungefär tio gånger högre kraft krävs då skalpen är intakt jämfört om skalpen är borttagen – vilket kan förklaras av att huden absorberar och sprider anslagsenergin (Gurdjian m.fl. 1949).

Hjärnskador kan uppstå vid både direkta och indirekta islag, och kan vara av fokal eller diffus karaktär. Det som kännetecknar fokala skador är att de uppstår inom ett begränsat område, medan diffusa skador förekommer i ett utbrett område. Den senare typen uppstår exempelvis då huvudet utsätts för accelerationer via nacken (t ex whiplash-rörelse).

Fokala skador

Blödning (hematom) är ett resultat av en fokal skada. Vid slag mot huvudet kan dura mater och hjärnan förskjutas relativt varandra, varvid vener kan slitas av och orsaka en subdural blödning i utrymmet mellan dura mater och arachnoidea. Denna blödning är den vanligaste *intrakraniella* blödningen (dvs blödning innanför skallbenet). Simuleringar har indikerat att äldre personer, på grund av minskad hjärnvolym, kan vara utsatta för större relativ rörelse mellan hjärna och skallben, med ökad risk för subdural blödning som följd (Kleiven 2002). En subarachnoidal blödning beror vanligtvis på en försvagning (bråck) på en artär, men kan även uppstå efter trauma mot huvudet. En *epidural* blödning uppkommer vanligtvis vid frakturer på hjärnskålen (speciellt temporalbenet), som sliter av artärer i skallbenet eller på dura maters yta. Denna typ av blödning är mycket allvarlig och har en betydande risk för dödlig utgång.

Kontusion ("blåmärke") på hjärnan är ett annat exempel på fokal skada. Då ett stillastående (men fritt rörligt) huvud utsätts för ett slag uppkommer vanligtvis kontusionen direkt under islagspunkten (*coup*-kontusion, **Figur 36a**). Om istället huvudet slår i ett fast föremål kan kontusion även uppstå på motsatt sida om islagspunkten (*contrecoup*-kontusion, **Figur 36b**) (Proctor & Cantu 2000). Contrecoup-kontusion kan förklaras av att huvudet och hjärnan initialt har samma hastighet, men när huvudet slår i mot det fasta föremålet (första islaget) fortsätter hjärnans rörelse relativt skallen (andra och ev tredje islaget). Skadliga tryckvariationer kan därmed induceras, med övertryck i området för islaget och undertryck på den motsatta sidan.



Figur 36. a) Coup- och b) contrecoup-kontusion.
(Patrick J. Lynch, medical illustrator, via Wikimedia Commons)

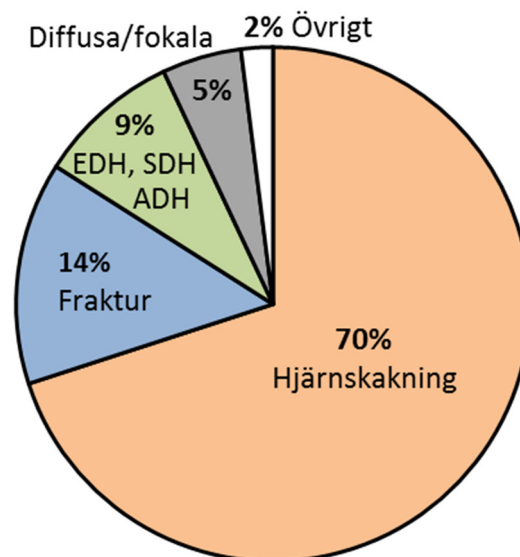
Diffusa skador

Den vanligast förekommande huvudskadan är hjärnskakning, med eller utan medvetslöshet i direkt anslutning till traumat. Medvetslöshetens varaktighet ger en första indikation på skadans allvarlighetsgrad (<1 timma: ISS 4–8; 1–6 timmar: ISS 9–15). De flesta patienter (95%) har återhämtat sig väl inom en månad (Kleiven 2002).

Diffusa axonskador (DAI) uppkommer då hjärnan utsätts för skjuvkrafter till följd av plötslig huvudacceleration, exempelvis vid en bilolycka. Skjuvkrafterna sträcker ut nervcellernas utskott (axoner), varvid förbindelserna med andra nervcellerna kan störas eller brytas av. Den skadade drabbas av medvetslöshet som kan vara i dagar eller veckor. Skadan är även förknippad med svåra minnessvårigheter och motoriska störningar, samt även minnesförlust (Kleiven 2002). Mer än hälften (55%) av patienterna har troligen avlidit inom en månad till följd av skadan (Kleiven 2002).

Hjärnsvullnad (ödem), eller ökning av blodmängden i hjärnan, kan leda till en stegring av det intrakraniella trycket och kan därmed ytterligare förstärka effekten av den primära skadan.

Huvudskadornas fördelning över olika skadekategorier visas i **Figur 37**



Figur 37. Fördelning av hjärnskador i Sverige 1987–2000 (Kleiven 2002).

Hjärnskakning (med eller utan medvetslöshet) kan, enligt analyser av verkliga huvudslag inom amerikansk fotboll, inträffa redan vid ca 60–100g (Zhang m.fl. 2004). Studier har dock visat att hjärnan är mer känslig för rotationsrörelse än linjära påkänningar (Margulies & Thibault 1992; Kleiven 2007). Risken att drabbas av hjärnskakning eller allvarligare skador, såsom diffus axonskada (DAI), blödning eller kontusion, är därför i högre grad kopplat till rotationsaccelerationen och rotationshastigheten, snarare än translationsaccelerationen (Gennarelli m.fl. 1987; Holbourn 1943; Löwenhielm 1975).

En sammanställning av fyra studier vad gäller gränsvärden för hjärnskada, med avseende på rotationsacceleration, rotationshastighet samt varaktighet, visas i **Tabell 5** (baserad på Schmitt m.fl. 2004). För ytterligare information om skadekriterier och gränsvärden för huvudskador; se exempelvis Schmitt m.fl. (2004) eller Kleiven (2002).

Tabell 5. Gränsvärden för hjärnskada med avseende på rotationsacceleration, rotations-hastighet samt varaktighet, enligt fyra olika studier (baserad på [Schmitt m.fl. 2004](#)).

Gränsvärde för vad hjärnan tål	Typ av hjärnskada	Referens
50% sannolikhet för hjärnskakning vid en: Vinkelacceleration = 1800 rad/s ² för t >20 ms Vinkelhastighet = 20–30 rad/s för t <20 ms	Hjärnskakning vid whiplash rörelse (indirekt islag)	Ommaya (1984)
Vinkelacceleration < 4500 rad/s ² och/eller Vinkelhastighet < 70 rad/s	Ruptur av bryggvener	Löwenhielm (1975)
2000 < Vinkelacceleration < 3000 rad/s ²	Skjuvning på hjärnans yta	Advani m.fl. (1982)
Vinkelhastighet < 30 rad/s: AIS 0-1: Vinkelacceleration < 4500 rad/s ² AIS 5: Vinkelacceleration > 4500 rad/s ²	Generellt vid whiplash rörelse (indirekt islag)	Ommaya (1984)
Vinkelhastighet > 30 rad/s: AIS 2: Vinkelacceleration = 1700 rad/s ² AIS 3: Vinkelacceleration = 3000 rad/s ² AIS 4: Vinkelacceleration = 3900 rad/s ² AIS 5: Vinkelacceleration = 4500 rad/s ²		

Huvudskydd

Historiskt sett har människan använt huvudskydd/hjälm i flera tusen år. Ursprungligen användes hjälmen kanske mest som maktsymbol, i ceremoniella sammanhang eller för militära ändamål. Idag används hjälm inom en rad olika yrkesgrupper (brandmän, bygg- och gruvarbetare), sporter (ridning, ishockey, skidsporter), transporter (cykel, moped, motorcykel) och för militära ändamål. Det finns även speciella huvudskydd för 8–20 månader gamla bebisar som håller på att lära sig gå, samt lekhjälm och småbarnshjälm för lite äldre barn. Huvudskydd används i allmänhet inte för att skydda utsatta grupper av fotgängare från huvudskador. Det finns dock undantag – det japanska företaget [Abonet](#) har tagit fram skyddshattar som är speciellt anpassade för fotgängare (**Figur 38**).



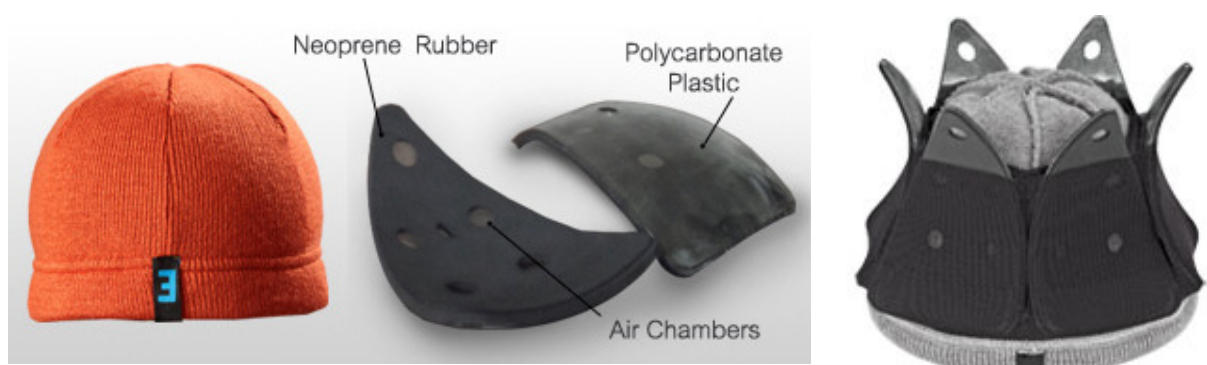
Figur 38. Skyddshattar för fotgängare från det japanska företaget [Abonet](#).

Ett annat exempel på skyddkeps/mössa tillverkas av det amerikanska företaget **IsoBlox** (**Figur 39**). Detta skydd är togs fram för kastare i baseball efter att ett antal allvarliga olyckor inträffat, där bollen (som kan nå hastigheter upp till 170 km/h) träffat spelares huvud med allvarliga skador som följd. Enligt företaget har kepsen/mössan en skyddande padding ("plastic injection molded polymers combined with a foam substrate"), som både sprider och absorberar islagsenergin. Paddingen har tjockleken 13 mm i pannan och 25 mm på sidorna och väger ungefär 200 gram.



Figur 39. Skyddskeps och mössa från det amerikanska företaget **IsoBlox**, speciellt framtagna för kastare i baseball.

Ytterligare ett exempel av skyddsmössa kommer från det amerikanska företaget **Crasche** (**Figur 40**), som utvecklades efter att grundaren, utan hjälm, hade cyklat omkull och hade turen att landa på gräset. Företaget skriver på sin websida att mössan kan användas vid skidåkning, snowboarding, skridskoåkning, cykling, friluftsliv, skateboarding och rollerblading, men framhåller samtidigt att den inte kan ersätta hjälm. Det finns även en variant, Thrashe, för Extremsporter. Skyddet, som är patenterat, innehåller löstagbara inlägg, bestående av ett hårt yttre hölje av polykarbonat samt ett inre stötupptagande lager av neopren. Polykarbonat en transparent termoplast med exceptionell hållbarhet som bland annat används i flygplansfönster och inbrottssäkra fönster. Neopren är ett syntetiskt gummimaterial innehåller luftceller som används i vådräcker.



Figur 40. Skyddsmössa från det amerikanska företaget **Crasche**, framför allt framtagen för olika typer av sportaktiviteter.

Den skadereducerande effekten av skyddshattar/kepsar/mössor är (troligtvis) inte vetenskapligt undersökt; istället får man studera andra typer av huvudskydd, exempelvis cykelhjälm. Dock bör man ha i åtanke att cyklister färdas i betydligt högre hastigheter jämfört med fotgängare, samt utsätts för andra fallriktningar och islagpunkter.

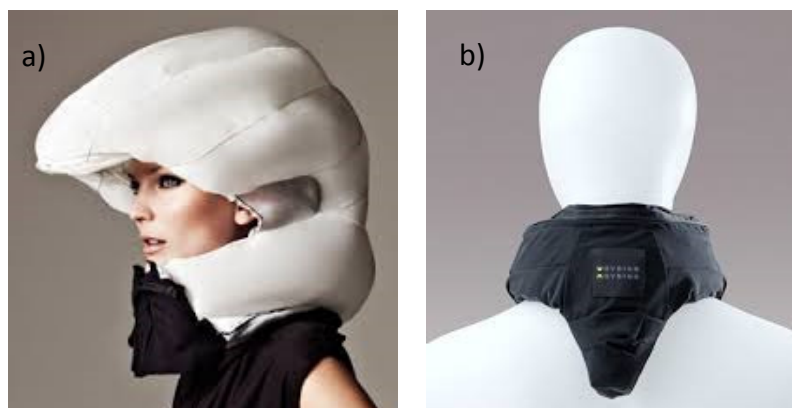
Cykelhjälm är traditionellt utformade enligt två grundläggande funktioner; energiabsorption och fördelning/avledning av islagskraften. Moderna cykelhjälm består vanligtvis av en inre stötdämpande struktur av cellplast, och ett yttre skyddande skal av hårdplast. Skalet kan antingen vara limmat eller fastgjutet ("in-mould") på innermaterialet. Den här typen av hjälm är primärt konstruerade för att ge skydd vid raka fallskador.

Under senare tid har man även börjat ta hänsyn till en tredje funktion; reduktion av rotationsaccelerationen (Stigson 2015). För detta ändamål har en ny teknik – MIPS (Multi-Directional Impact Protection System) – tagits fram (**Figur 41**). MIPS-hjälmen är konstruerad för att ta upp energi från både raka och sneda islag. Hjälmar som är utrustade med MIPS-tekniken har ett extra skal med låga friktionsegenskaper, som medför att de yttre hjälmstrukturerna kan röra sig i förhållande till inre hjälmstrukturerna/huvudet. På detta sätt kan huvudets rotationsaccelerationer minskas, och därmed även belastningarna på hjärnan.



Figur 41. Hjälms med MIPS-teknik (*MIPS*).

En helt ny typ av huvudskydd för cyklister har under senare år lanserats – Hövding – där en airbag expanderar ut från en krage runt halsen (**Figur 42a**). Airbagens utformning påminner om en huva som täcker både huvud och nacke, och skyddar på så sätt ett större område jämfört med traditionella cykelhjälm. Gasgeneratorn, som är av typen kallgasgenerator med heliumgas, är monterad i den del av kragen som är placerad mot cyklistens rygg (**Figur 42b**). Vid en aktivering hålls airbagen trycksatt under flera sekunder, och skyddar därmed huvudet mot såväl enskilda som upprepade slag som kan uppkomma vid olyckstillfället. Airbagen är tillverkad av slitstarkt nylontyg som tål påfrestningar som exempelvis skrapningar mot underlaget. Hövding har en åldersgräns på 15 år.



Figur 42. Huvudskyddet Hövding, baserad på airbagteknologi (*Hövding*).

Den skyddande effekten av cykelhjälm är väl dokumenterad (**Tabell 6**) (Thompson m.fl. 1990; Hansen m.fl. 2003; Amoros m.fl. 2012; Rizzi m.fl. 2013; Bambach m.fl. 2013). Flera studier har visat att skyddseffekten ökar vid ökande allvarlighetsgrad på skadorna (Amoros m.fl. 2012; Rizzi m.fl. 2013; Bambach m.fl. 2013). Thompson m.fl. (1996) fann att cykelhjälmarnas skyddande egenskaper är likvärdiga i olyckor med/utan inblandade motorfordon, medan Rizzi m.fl. (2013) fann en något lägre effekt den senare kategorin (bestående huvudskador: 70%/57%; svåra bestående huvudskador: 75%/63%, **Tabell 6**).

Förutom att skydda huvudet ger hjälmen även en viss skyddande effekt för ansiktet (bestående ansiktsskador: 37%; svåra bestående ansiktsskador: 49%, **Tabell 6**). Det är dock endast den delen av ansiktet som befinner sig nära hjälmkanten, dvs den övre delen av ansiktet, som skyddas (Thompson m.fl. 1990). Man har även rapporterat om en ökad risk för ansiktsskador hos barn, yngre än nio år, som använt hjälm utan hårt skal (Hansen m.fl. 2003).

Tabell 6. Sammanställning av olika studier som har undersökt cykelhjälmar skyddseffekt.

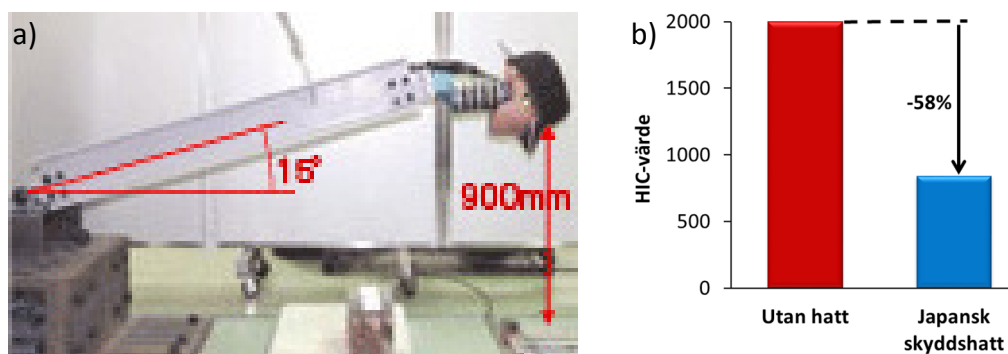
Referens	Data	År	Land	Skyddseffekt	Typ av skada
Thompson m.fl. (1990)	Sjukvård	1986–	Seattle	72% ³⁾	Allvarliga skador ^{5a)}
		1987	USA	Ingen effekt ³⁾	Allvarliga skador ^{5b)}
Hansen m.fl. (2003)	Sjukvård	1,25 år	Bergen	64% ⁶⁾	Alla registrerade skador ⁴⁾
			Norge	Ingen effekt ⁷⁾	Alla registrerade skador ⁴⁾
Amoros m.fl. (2012)	Sjukvård	1998– 2008	Rhône Frankrike	31% ³⁾	AIS1+ ⁴⁾
				66% ³⁾⁸⁾ / 93% ³⁾⁹⁾	AIS3+ ⁴⁾
				28% ³⁾	AIS1+ ⁵⁾
Rizzi m.fl. (2013)	STRADA Sjukvård	2003– 2012	Sverige	57% ¹⁾ /70% ²⁾ /62% ³⁾	Bestående skador ⁴⁾
				63% ¹⁾ /75% ²⁾ /68% ³⁾	Svåra bestående skador ⁴⁾
				56% ¹⁾ /-27% ²⁾ /37% ³⁾	Bestående skador ⁵⁾
				76% ¹⁾ /-101% ²⁾ /49% ³⁾	Svåra bestående skador ⁵⁾
Bambach m.fl. (2013)	APDC Sjukvård	2001– 2009	NSW Australien	49,4% ²⁾	Måttliga skador ⁴⁾
				62,2% ²⁾	Allvarliga skador ⁴⁾
				74,3% ²⁾	Svåra skador ⁴⁾

- 1) Singelolyckor (inget motorfordon inblandat)
- 2) Krock med motorfordon
- 3) Alla (singelolyckor + krock med motorfordon)
- 4) Huvud
- 5) Ansikte a) övre delen b) undre delen

- 6) hjälm med hårt skal
- 7) Frigolithjälm (utan hårt skal)
- 8) Tätbebyggt område (urban)
- 9) Icke tätbebyggt område (rural)

Testmetod

Det finns idag ingen standardiserad provmetod som speciellt är avsedd för testning av fotgängares huvudskydd. Vid utvärderingen av de japanska skyddshattarna (**Figur 38**) användes en provmetod som utgick från en pendelrigg, med ett huvud från en krockdocka av modell Hybrid III, som var fastmonterat i pendelns yttersta del (**Figur 43**). Som framgår av figuren vinklades pendeln upp till 15°, varpå den släpptes från 900 mm höjd. Vilken islagshastighet som användes framgår inte, men om man gör ett enkelt överslag, med antagandet om fritt fall, hamnar man på 15 km/h (4,2 m/s). Enligt mail-korrespondens med Atsuhiko Konosu, JARI (Japan Automobile Research Institute), var testet utformat så att det oskyddade huvudet skulle uppnå HIC-värdet 2 000. Då huvudet var utrustat med skyddshatt erhöles en 58% reducering av HIC-värdet i jämförelse med det oskyddade huvudet (**Abonet**) (**Figur 43b**). Som ett komplement till pendelprovet gjordes även datorsimuleringar av fall mot marken i fyra olika fallriktningar; framåt, bakåt, vänster och höger. Till detta användes en MADYMO-modell av en fotgängare ("JARI Pedestrian Model"), se beskrivning av modellen i **Konosu (2002)**.



Figur 43. a) Provmetod som användes vid utvärdering av de japanska skyddshattarna samt b) ett diagram som visar HIC-värdena med och utan hatt (**Abonet**).

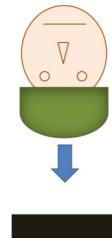
De amerikanska Crasche-skydden har testats av InterTek Labs i New York, och uppvisade en 30% reduktion av islagskraften vid ett 4 m/s (9 mph) "drop test" (mailkorrespondens med Bob Cleva, Crasche).

Vid utvärdering av cykelhjälm analyseras endast energiupptagningen vid ett rakt islag i dagens certifieringstester. En godkänd hjälm ska klara gränsvärdet 250g (**Svensk standard SS-EN 1078 1997**), vilket motsvarar en relativt hög risk, 40%, att drabbas av skallfraktur vid ett slag mot huvudet (**Mertz m.fl. 1997**). Värdet ligger även långt över gränsen för hjärnskakning (med eller utan medvetlöshet), som enligt analys av verkliga huvudslag i amerikansk fotboll kan inträffa redan vid ca 60–100g (**Zhang m.fl. 2004**).

Försäkringsbolaget Folksam gör sedan 2012 årliga tester av cykelhjälms skyddsförmåga. I den senaste provserien utfördes totalt fyra olika tester, vilka beskrivs kortfattat nedan – se även foton på provuppställningen (**Figur 44**) (**Stigson 2015**). I första testet utvärderades hjälmens stötupptagning vid rakt islag, enligt lagkravsprov SS-EN1078. I denna provuppställning mättes endast den linjära accelerationen i huvudet. I övriga tre tester undersöktes hjälmens skyddsförmåga i tre simulerade cykelolyckor (Cykelolycka 1–3). Det primära syftet med dessa prov var att analysera hjälmens förmåga att reducera rotationsvärdet, dock mättes både linjära- och rotationsaccelerationer upp. Denna provmetod liknar den som är under diskussion i CEN Working Group 11 "Rotational Test Methods" inom den europeiska säkerhetsstandarderna (**Willinger m.fl. 2014**; **CEN/TC158-WG11 2014**).

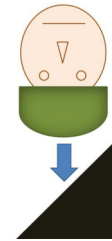
Lagkravsprov (SS-EN1078) – Hjälms stötupptagning vid raka islag

- Provhuvud: EN 960 (storlek 575)
- Islagshastighet: 20 km/h (motsvarar en fallhöjd på 1,5 m)
- Islagsyta: Horisontell
- Islagspunkt: Hjälms ovansida
- Acceleration: Linjär (gränsvärde 250g)



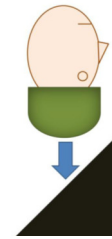
Cykelolycka 1 - Fall från cykelns sida alternativt påkörning av motorfordon

- Provhuvud: Hybrid-III 50% (vikt: 4,54 kg)
- Islagshastighet: 21,6 km/h
- Islagsyta: Sandpappersbeklädd stålplatta, vinklad 45°
- Islagspunkt: Hjälms vänstra ovansida
- Acceleration: Linjär och rotation



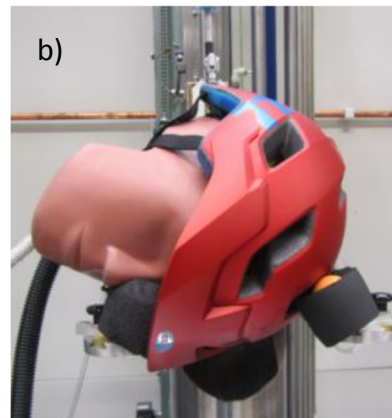
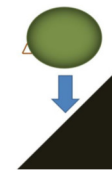
Cykelolycka 2 – Fall över styret

- Provhuvud: Hybrid-III 50% (vikt: 4,54 kg)
- Islagshastighet: 21,6 km/h
- Islagsyta: Sandpappersbeklädd stålplatta, vinklad 45°
- Islagspunkt: Hjälms främre ovansida
- Acceleration: Linjär och rotation



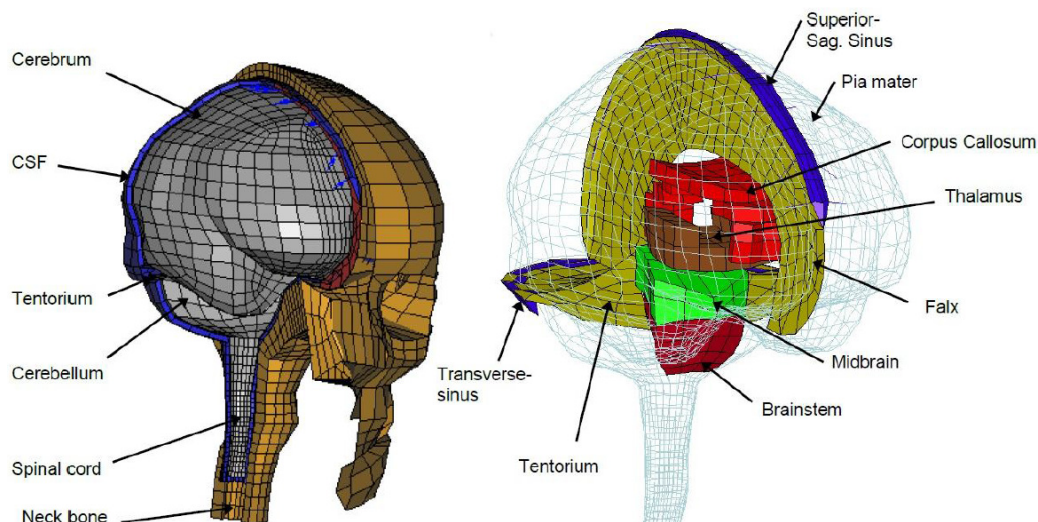
Cykelolycka 3 – Fall från cykeln med snett slag mot bakre delen av huvudet

- Provhuvud: Hybrid-III 50% (vikt: 4,54 kg)
- Huvudets vinkel: x-axeln: 20°, y-axeln: 0°, z-axeln: 35°
- Islagshastighet: 21,6 km/h
- Islagsyta: Sandpappersbeklädd stålplatta, vinklad 45°
- Islagspunkt: Hjälms vänstra bakparti
- Acceleration: Linjär och rotation



Figur 44. Hjälmprovning enligt a) Lagkravsprov (SS-EN1078) b) Cykelolycka 3 (bilder från [Stigson 2015](#)).

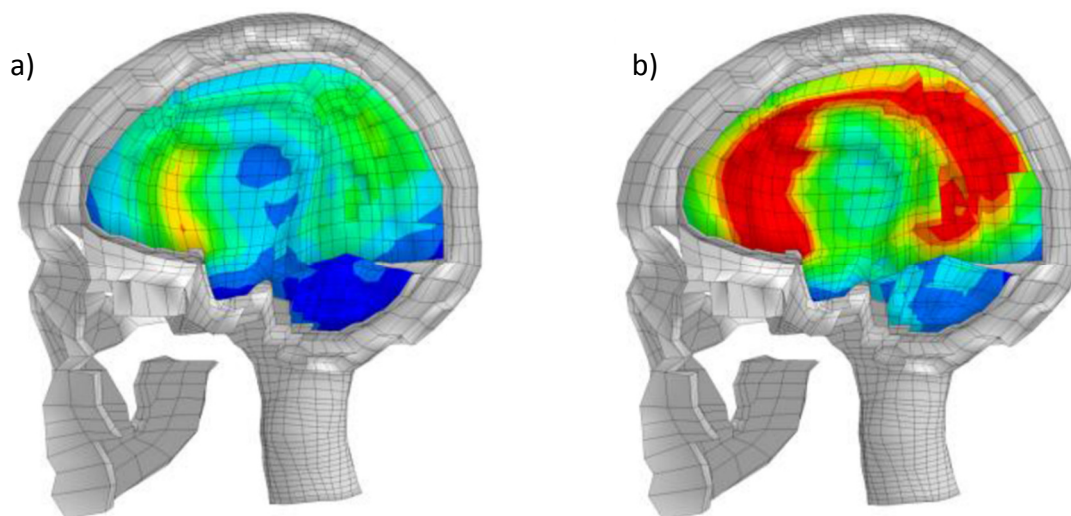
De uppmätta accelerationerna från de sneda islagstesterna (Cykelolycka 1–3), för respektive hjälm, applicerades därefter på en validerad datasimuleringsmodell av människohjärnan (**Figur 45**) ([Kleiven 2003, 2006b, 2007](#)). Modellen beräknade kraftnivåerna inne i hjärnan under islaget, och utifrån dessa resultat avgjordes om de uppmätta accelerationerna var skadliga.



Figur 45. Finit element-modell av människohjärnan (bilder från [Stigson 2015](#)).

Huvudmodellen har validerats mot data från experimentella studier av 1) hjärnrörelse ([Kleiven & Hardy 2002](#)), 2) intracerebral acceleration ([Kleiven 2006b](#)), 3) skallbensfraktur ([Kleiven 2006a](#)) och 4) intrakraniellt tryck ([Kleiven & Hardy 2002](#)). Validerings-data innefattar fyra olika islagsriktningar (frontalt, occipitalt, lateralt och axiellt), korta/långa durationer (2–150 ms), hög/låg skadenivå (hjärnskakning till dödligt) samt penetrerande/icke-penetrerande skador. Modellen har även blivit validerad mot data från 58 verkliga huvudslag inom amerikansk fotboll (NFL); av dessa fick 25 hjärnskakning varav 4 allvarlig med medvetslöshet ([Kleiven 2007](#)). Vidare har modellen används för att studera hjärnskakningar vid huvudslag under australiensisk fotboll, där spelare oftast inte använder hjälm ([Patton 2014](#)).

Simuleringen visar hjärnvävnadens töjning, som i sin tur kan översättas till skaderisk. Som exempel på detta visas det skydd som fick det lägsta (Hövding) respektive högsta värdet i Cykelolycka 3, där töjningarna visas på en skala från 0% i blått till 44% i rött (**Figur 46**) ([Stigson 2015](#)). Modellen predikterar 50% risk för hjärnskakning vid 26% töjning av den grå hjärnvävnaden.



Figur 46. Maximal töjning i hjärnan vid Cykelolycka 3. Figuren visar det skydd som fick a) lägst värde och b) högst värde. Töjningen visas från 0% (blått) till 44% (rött) (bilder från [Stigson 2015](#)).

Studier har visat att cykelhjälm har en relativt stor skyddseffekt (Rizzi m.fl. 2013), trots det höga gränsvärdet, 250g, enligt lagkrav. Skyddseffekten skulle dock kunna bli betydligt högre om gränsvärdet sänktes och tester med sneda islag införs liknande de som gjorts i Folksams studie, så att även hjärnskakningar omfattas (Stigson 2015). Diskussioner har pågått under flera år om att införa sneda islag i standarden för cykelhjälm (CEN/TC158-WG11 2014). Det skydd som bäst resultat i Folksams tester var Hövding, som baserar sig på airbag-teknik (Figur 42) (Stigson 2015). Liknande resultat har även visats för höftskydd av airbag-modell (Figur 22) samt för handledsskydd med dämpande luftkudde (Hwang m.fl. 2006).

3.4 Stötdämpande underlag

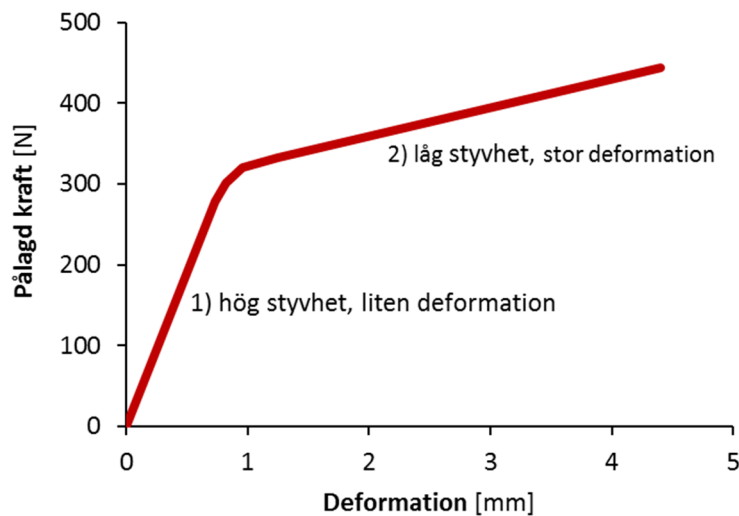
Biologiskt skiljer sig inte en nu levande människa nämnvärt mycket från en stenåldersmänniska; däremot har den omgivande miljön genomgått stora förändringar under motsvarande tid. Vi tränger allt mer ihop oss i stora städer, där vi tar oss fram på hårda, stumma underlag som ofta är omgärdade av skarpa, oeftergivliga kanter. Vi är inte biologiskt anpassade till vårt nya livsrum, utan riskerar att gå sönder när vi faller omkull. Underlagets stötdämpande egenskaper är av stor betydelse för skadeutfallet – detta har bland annat konstaterats genom att studera omständigheterna kring händelser där personer överlevt fall från höga höjder (De Haven 1942). Genom att bättre anpassa materialegenskaperna och utformningen av fotgängares (och även cyklisters) trafikmiljö, skulle skaderisken kunna reduceras.

Utvecklingen av stötdämpande underlag kommit längst i inomhusmiljöer, och det finns redan flera typer av stötdämpande golv ute på marknaden. De stötdämpande golven minskar islagskraften och accelerationen på huvudet med upp till 64% respektive 70% (Wright & Laing 2011), samt islagskraften mot höften med upp till 50% (Laing & Robinovitch 2009). Detta kan jämföras med traditionella inomhusgolv, som dämpar islagskraften mot höften med upp till 17% i jämförelse med ett oeftergivligt betongunderlag (Maki & Fernie 1990; Gardner m.fl. 1998; Simpson m.fl. 2004). Mellan golvet och underlaget ligger vanligtvis ett materialskikt som dels minskar ljudet från stegen och dels ger golvet en behaglig svikt. Det mellanliggande materialet har visat sig ha stor betydelse för islagskraftens storlek (Nabhani & Bamford 2004).

Äldre har i allmänhet sämre balans och påverkas i större utsträckning av golvtypen än yngre personer (Redfern m.fl. 1997). Man har därför befarat att mjuka, eftergivliga golv kan ha en negativ inverkan på balansen, vilket skulle kunna öka fallrisken (Gillespie m.fl. 2009) och därmed även risken för höftfraktur (Kannus & Parkkari 2006). Stötdämpande inomhusgolv är därför konstruerade så att de tillhandahåller en stabil, relativt oeftergivlig yta vid normal användning, men ger efter (elastisk deformation) och dämpar islagskraften vid ett eventuellt fall. Principen illustreras i Figur 47, som visar kraft-deformationskaraktistiken hos ett stötdämpande golv (tidig prototyp) (Casalena m.fl. 1998). Golvet uppvisar två distinkta styvhetsområden:

- 1) hög styvhet och liten deformation om pålagd kraft understiger 300 N, dvs golvet är relativt hårt och stabilt vid normal användning.
- 2) låg styvhet och stor deformation om den pålagda kraften överstiger 300 N, dvs golvet blir mjukt och dämpar kraften vid ett eventuellt islag.

I studien av [Casalena m.fl. \(1998\)](#) hade man satt villkoret att golvet, under normal gång, maximalt fick deformeras 2 mm. Det skulle inte heller finnas några kanter att snubbla på, och golvet skulle även vara hygieniskt och lätt att rengöra.



Figur 47. Kraft-deformationskaraktistiken hos en tidig prototyp av ett stötdämpande golv ([Casalena m.fl. 1998](#)).

Vid tester med försökspersoner, som fick promenera på ett underlag utrustat med trycksensorer, uppmättes det högsta lokala trycket från foten till 400 kPa ([Casalena m.fl. 1998](#)). Den största dynamiska belastningen mot underlaget uppstod då hälen sattes ner, samt när man trampade ifrån med främre delen av foten, vilket motsvarade 125% respektive 112,5% av kroppsvikten ([Casalena m.fl. 1998](#)).

I Sverige håller KTH på att utveckla ett stötdämpande golv i samarbete med golvföretaget Ehrenborg, (**Figur 48**) (KTH). Det nya golvet vilar på täta rader av stående, böjliga plastpigggar. Vid ett eventuellt fall är kraften tillräckligt stor för att piggarna skall deformeras, varvid belastningen på kroppen dämpas. Vid normal användning kommer plastpiggarna däremot inte att deformeras och golvet upplevs vara lika hårt att gå på som de flesta andra inomhusgolv. Det nya stötdämpande golvet är resultatet av mångårig forskning vid avdelning för Neuronik på KTH. Man har uppskattat att golvet kan minska fallskadorna med cirka 40%. I september 2015 kommer 140 m² prototypgolv att installeras på ett äldreboende (Mälarbacken, Bromma). Fallolyckor kommer systematiskt att följas upp och utvärderas under kommande år.



Figur 48. Stötdämpande golv från KTH. Med tillåtelse från Martin Löfbom, Stiftelsen Flemingsberg Science, att använda bilden.

Kradal Flooring är ett 12 mm (0,5 in.) tjockt, stötdämpande golv, som består av "små mikrosfärer som är formad till en unik blandning av mjukt och hårt". Vid ett fall sprids belastningen på den hårda ytan, och avleds genom det slutna skumlagret inuti golvplattan (**Kradal Flooring**). Tester på Otago University enligt standard **ASTM F 355-01-A** har visat att golvet reducerar belastningen med 70% (**Kradal Flooring**). Även golvets inverkan på balans och gång har testats och uppvisade ingen skillnad jämfört med PVC- eller trägolv (**Robertson m.fl. 2011**, enligt **Gustavsson m.fl. 2012**). I april 2011 utrustades ett äldreboende i Sunne kommun med det stötdämpande golvet från Kradal Flooring med syftet att utvärdera dess skadereducerande effekt och eventuella påverkan på fallrisken (**Gustavsson m.fl. 2012**). Data från fallhändelser har kontinuerligt samlats in sedan den 1 oktober 2011. Efter tolv månaders datainsamling hade 21 fall (19 kvinnor) registrerats på det stötdämpande golvet, som resulterade i en lindrig skada (1 kvinna) (**Gustavsson m.fl. 2012**). Under samma tidsperiod hade 156 fall (110 kvinnor) registrerats på övriga golvytor med fler boende, varav 5 (4 kvinnor) lett till fraktur och 30 (23 kvinnor) till lindrig skada. Resultaten efter första året gav en antydning om att det stötdämpande golvet kunde ha en skadereducerande effekt; därtill noterades att golvet även bidragit till en mer dämpad ljudnivå, vilket personalen upplevde som positivt (**Gustavsson m.fl. 2012**). Efter 2,5 år hade sammanlagt 77 fall inträffat på det stötdämpande golvet, med en skadefrekvens på 16,9% (**Gustavsson m.fl. 2015**). Övriga golvytor hade under motsvarande tid 254 registrerade fall, med en skadefrekvens på 30,3%. Den skadereducerande effekten av det stötdämpande golvet beräknades till 59% (**Gustavsson m.fl. 2015**).

SmartCell är ett stötdämpande golv som består av en slät gummiyta som vilar på upprättstående, ihåliga $\varnothing 14$ mm gummicylindrar med det individuella avståndet 19 mm. Golvet finns i två tjocklekar, 12 mm (0,5 in.) respektive 25 mm (1 in.). Tester enligt standard **ASTM F 355-01-A** (E: halvsfär 4,6 kg, $\varnothing 160$ mm; fallhöjd 0,91 m; islagshastighet 4,23 m/s; islagsenergi 41,2 J), har visat att det tunnare golvet reducerar belastningen med 78% och det tjockare med 90% (**SmartCell**). Golvet har installerats i ett sjukhem i Arizona med 116 bäddar avsedda för längre sjukhusvistelser, rehabilitering samt palliativ vård. Under 2,5 års tid inträffade totalt 82 fall på det stötdämpande golvet, vilket jämfördes med 85 fall på övriga golvytor (**Knoefel m.fl. 2013**). Man noterade att de patienter som fallit på det stötdämpande golvet hade mindre blåmärken och skrubbsår, men mer rodnader och sår ("cuts"), jämfört med de som fallit på övriga golvytor. Inga frakturer (0%) drabbade de patienter som fallit på det stötdämpande golvet, men däremot uppstod två frakturer (2,4%) på de övriga golvytorna. Resultaten tyder på att det stötdämpande golvet har en skadereducerande effekt, men detta behöver bekräftas av kompletterande studier (**Knoefel m.fl. 2013**).

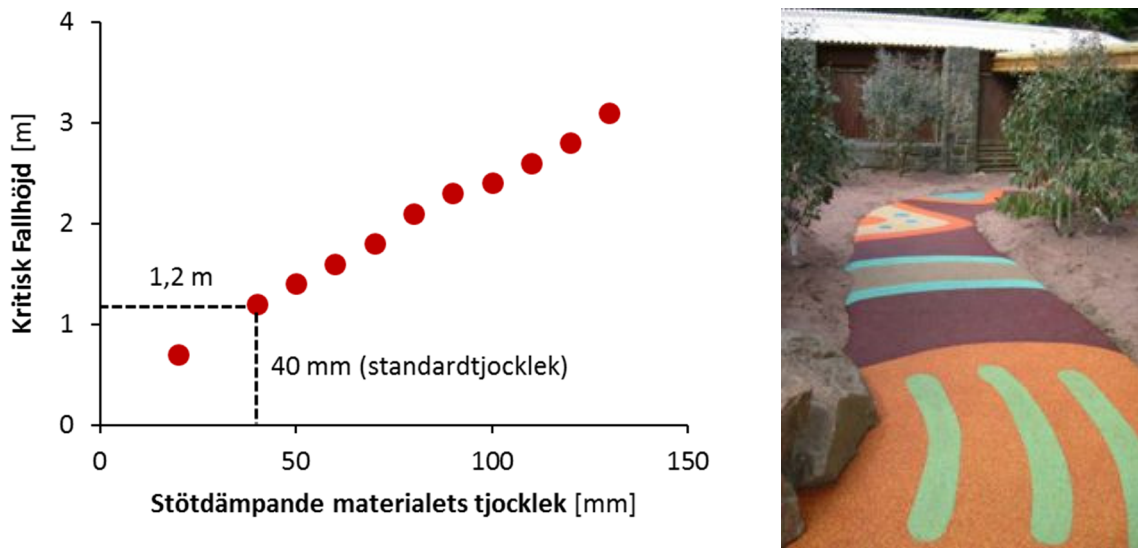


Figur 49. Stötdämpande golv från **SmartCell**. Bilden har erhållits via personlig korrespondens med **Andrew Laing**.

En mer utförlig översikt angående skadereducerande effekter av stötdämpande golv återfinns i **Nilson & Andersson (2010)**.

I utomhusmiljö används stötdämpande underlag mest på lekplatser och idrottsanläggningar. Företaget [Playtop](#) tillverkar sedan 1977 stötdämpande fallskyddsgummi, bland annat av återvunna däck och gymnastiskor. Underlaget installeras på plats, och kan läggas på de flesta befintliga hårda ytor, såsom betong, bituminöst makadam eller asfalt. Enligt Playtop kräver underlaget ”knappt något underhåll och står emot slitage på ett mycket bra sätt”. Materialet har god vattengenomsläpplighet, och så länge vattnet har någonstans att ta vägen kommer ytan att avvattnas obehindrat. I motsats till hårda ytor, som asfalt och betong, är Playtop-ytan mycket tyst.

Playtop installeras i olika tjocklekar beroende på fallhöjden från lekställningarna; standardtjockleken är 40 mm och klarar ett fall på 1,2 m (**Figur 50a**). Produkten testats enligt EN 1177:2008, där huvudaccelerationen inte får överstiga 50g. Playtop ”Walkway” (**Figur 50b**) används för stigar där ”komfort, hållbarhet, god dränering och halkningssäkerhet är viktiga aspekter”. På dessa ytor används vanligen ett överskikt på 20 mm (”för sådana tillämpningar krävs normalt inga stötdämpande egenskaper”).



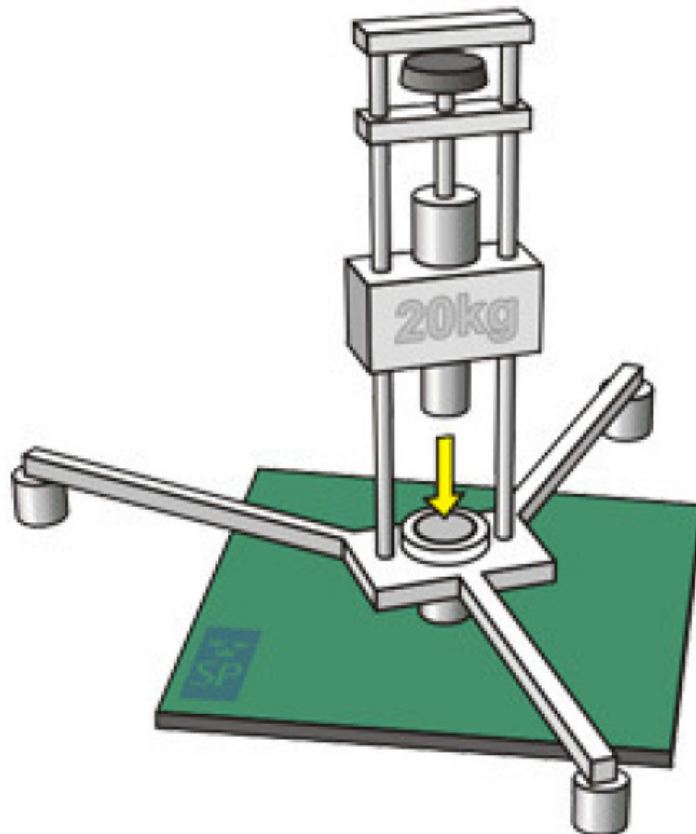
Figur 50. Stötdämpande underlag från [Playtop](#). a) Kritisk fallhöjd som funktion av det stötdämpande materialets tjocklek, b) Playtop Walkway. Baserat på information från [Playtop](#).

Många studier har visat att risken att drabbas av huvudskada är betydligt lägre på lekplatser som har ett mjukt underlag ([Mott m.fl. 1997](#); [Howard m.fl. 2009](#); [Davidson m.fl. 2013](#)). Exempelvis, har lekplatser med gummiunderlag hälften så stor risk jämfört med flisat trä/bark, och en femtedels så stor risk jämfört med betong enligt [Mott m.fl. \(1997\)](#). Däremot verkar inte underlaget ha någon större betydelse för risken för armfrakturer ([Mott m.fl. 1997](#); [Norton m.fl. 2004](#); [Mitchell m.fl. 2007](#)). För att framgångsrikt arbeta preventivt mot armfrakturer behövs ett annat verktyg än HIC-måttet ([Sherker & Ozanne-Smith 2004](#)).

Sedan några år pågår forskning och utveckling av mjuk asfalt på SP i samarbete med KTH; arbetet presenterades på Tylösandseminariet 2013 ([Laurell Lyne & Wallqvist 2013](#)). Den första vetenskapliga publikationen kommer inom kort.

Testmetod

Den stötupptagande förmågan hos (framför allt) olika typer av sportgolv/beläggningar testas enligt provstandarden "SS-EN 14808 Sportbeläggningar – Stötdämpande förmåga" (SP Datablad EN 14808). En massa ($m = 20 \text{ kg}$) släpps från en höjd ($h = 55 \text{ mm}$), ner på en fjäder ($k = 2\,000 \text{ N/mm}$) som vilar på en kraftgivare – varvid slagkraften registreras (**Figur 51**). Det provade golvet/beläggningen jämförs sedan mot ett referensprov mot stum, solid betong. Vanligtvis uppvisar sportgolv en 55–75% kraftreduktion relativt den solida betongen (enligt samtal med Lars-Åke Henriksson, SP).



Figur 51. Sveriges Tekniska Forskningsinstituts (SP) provrigg för testning av stötdämpande egenskaper hos (framförallt) sportgolv/beläggningar enligt SS-EN 14808 (bild från SP Datablad EN 14808).

Ett annat exempel på testmetod som, i en nyligen publicerad studie, användes för att jämföra olika typer av underlag med varandra, visas i **Figur 52** (Glinka m.fl. 2013). I studien undersöktes dels underlagens energiabsorberande förmåga vid simulerade huvud- och höftslag, och dels deformationen/svikten vid en simulerad fotnedsättning ("single-leg stance"). Provmotoden baserades på uppmätningar av kraft-deformationskaraktistiken med hjälp av en servohydraulisk provningsmaskin (Instron 8872). Rigida modeller av huvud, höft och fot användes för att belasta underlaget under provet. Huvudmodellen (**Figur 52a**) representerade ett fall rakt bakåt med huvudslag ("a worst case scenario compared to frontal and side impacts" enligt Glinka m.fl. 2013). Höftmodellen (**Figur 52b**) motsvarade geometriskt en 168 cm, 73 kg, 62 år gammal kvinna som faller sidledes. Fotmodellen (**Figur 52c**) motsvarade en 50-percentil kvinnas fot (storlek 7,5; area 134 cm^2). Huvud- och höftmodellerna var tillverkade av tandläkargips, och fotmodellen av aluminium.

Tre typer av underlag undersöktes (Glinka m.fl. 2013):

A) Vanliga golv

B) Stötabsorberande golv, som är avsedda att gå på (Kradal Flooring och SmartCell, se sid 45).
Ett skyddsgolv bör ha god energiabsorption, samtidigt som deformationen/svikten inte överstiger 2 mm (Casalena m.fl. 1998)

C) Fallskyddsmattor (avsedda att läggas nedanför en säng för att skydda vid ett fall ur sängen)

Varje underlag utsattes för belastningen 4 kN av såväl huvud- som höftmodellen (motsvarande islagskraften mot höften vid ett sidledes fall, Robinovitch m.fl 1997, 2009), samt belastningen 650 N av fotmodellen (motsvarande tyngden från en kvinna som väger 66,36 kg).

a) Huvudmodell

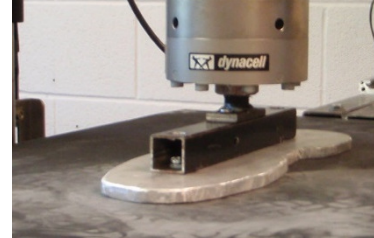
Pålagd kraft: 4 kN
Islagshastighet: 50 mm/s
Samplingsfrekvens: 2.5 kHz

b) Höftmodell

Pålagd kraft: 4 kN
Islagshastighet: 50 mm/s
Samplingsfrekvens: 2.5 kHz

c) Fotmodell

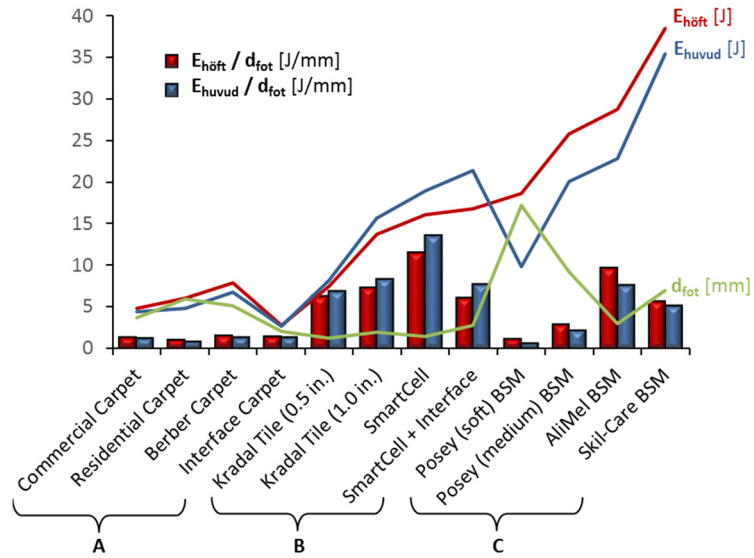
Pålagd kraft: 650 N
Islagshastighet: 50 mm/s
Samplingsfrekvens: 2.5 kHz



Figur 52. Provmetod baserad på uppmätningar av underlagets kraft/deformations-egenskaper med hjälp av en servohydraulisk provningsmaskin (Instron 8872; Glinka m.fl. 2013). Rigida modeller av a) huvud, b) höft och c) fot användes för att belasta underlaget (Glinka m.fl. 2013). Bilderna har erhållits via personlig korrespondens med Andrew Laing. Obs: Bilden av huvudmodellen visar ett prov med islag mot örat och inte bakhuvudet.

De uppmätta parametrarna för respektive underlag är sammanställda i **Figur 53**. Den röda och blå linjen representerar energiabsorptionen (J) för huvud- respektive höftmodellen och den gröna linjen deformationen (mm) för fotmodellen, medan staplarna representerar kvoten mellan dessa (J/mm). Figuren visar att:

- de vanliga golven hade en låg energiabsorption (5–8 J) och en relativt hög deformation (2–6 mm), vilket resulterade i en liten kvot;
- de energiabsorberande golven hade en hög energiabsorption (8–21 J) och en låg deformation (ca 2 mm), vilket resulterade i en hög kvot.
- fallskyddsmattorna hade en mycket hög energiabsorption (10–35 J) och en hög deformation (3–17 mm), vilket resulterade i en varierande låg–hög kvot.



Figur 53. Energiabsorption (J) för huvudmodellen (röd linje) och höftmodellen (blå linje), deformation (mm) för fotmodellen (grön linje), samt kvoten mellan dessa (J/mm) (röda och blå staplar) för A) vanliga golv, B) stötabsorberande golv och C) fallskyddsmattor. Baserat på [Glinka m.fl. \(2013\)](#).

4. Diskussion

Fallskador bland fotgängare är ett stort samhällsproblem, vars omfattning blir allt mer tydligt ju fler sjukhus som rapporterar in dessa skador till STRADA. I trafikmiljön svarar fotgängare för cirka en tredjedel av alla skadade, och är därmed den trafikantgrupp som är mest utsatt (**Figur 1**). Majoriteten av fotgängarnas skador orsakas av singelolyckor; detta gäller såväl lättmåttliga skador (95%), svåra skador (93%), som mycket svåra skador (62%) (**Figur 2**).

Risken att skadas i en fallolycka är starkt förknippat med ålder; ungefär tre fjärdedelar av de skadade är över 45 år och hälften är över 60 år (**Figur 8a**). Därtill drabbas kvinnor i dubbelt så stor omfattning som män (**Figur 9**). De flesta av skadorna inträffar inom tätbebyggt område, där många människor är i rörelse, speciellt i anslutning till affärskvarteren (**Figur 11**). Vidare är en stor del av skadorna relaterade till halka, varav is/snö står för 50% (**Figur 12**), men även snubbling är ett problem (**Figur 14**). En stor andel har angivit någon form av synnedläggelse (63%), ryggbesvär (33%) eller trötthet (26%) vid tidpunkten för fallet (**Aldman m.fl. 1981**).

Åldersfördelningen/ålderspyramiden i Sverige och i många andra länder förskjuts snabbt mot en ökande andel äldre och en minskande andel yngre, till följd av ett lågt barnafödande och en hög och ökande medellivslängd (**Ahlbom m.fl. 2010**). På grund av den ökande och åldrande befolkningen kommer problemet med fallrelaterade skador att växa (**Cummings & Melton 2002**).

För att kunna minska omfattningen av fallrelaterade skador hos fotgängare på ett systematiskt och långsiktigt sätt bör gångtrafik betraktas en del av transportsystemet (ett "hela resan" perspektiv). Fotgängarnas fallskador i trafikmiljön bör därför inkluderas i den nationella statistiken över trafikskadade, samt även ingå etappmålen. Problemet måste tacklas från flera olika håll; dels genom *skadepreventiva åtgärder* (minska skaderisken) och dels genom *fallpreventiva åtgärder* (minska fallrisken).

Skadepreventiva åtgärder

Den här studien har framför allt haft fokus på skadeprevention. Tre olika kroppsregioner – höft, handled och huvud – valdes ut för att studeras mer i detalj med avseende på skadestatistik, anatomi, skademekanismer, skyddssystem och testmetoder. Höft och huvud valdes på grund av att de tillsammans står för ca 85% av alla AIS 3+ skador (**Figur 6**), medan handled valdes på grund av att handledsfrakturer är så vanligt förekommande (**Figur 7**). Därtill undersöktes nuvarande kunskapsläge gällande de skadereducerande effekterna av stötdämpande underlag.

Höft

I Sverige registreras ~18 000 höftfrakturer per år (**Rikshöft 2013**), varav de flesta (~90%) har orsakats av fall från stående höjd (**Nevitt & Cummings 1993; Parkkari m.fl. 1999**). Det är tre gånger vanligare att kvinnor drabbas (**Figur 17**) (**Nydegger m.fl. 1991**), vilket, enligt **Cummings & Melton (2002)**, kan förklaras av att de i högre omfattning drabbas av osteoporos, har ökad fallbenägenhet samt lever längre. Kroppens rörelseenergi vid ett fall från stående höjd är dock tillräckligt hög (100–300 J, **Robinovitch m.fl. 2004**) för att orsaka en höftfraktur hos en yngre person (25 J, **Courtney m.fl. 1995**), men trots det har yngre personer en låg risk att drabbas av höftfraktur. Detta skulle kunna förklaras av att yngre personer i större utsträckning än äldre klarar av att parera fallet och/eller ta emot sig med händer och/eller knän (**Feldman & Robinovitch 2007**). En del forskare menar därför att större delen (80–85%) av fallfrakturerna

hos äldre i första hand beror på den fallande kroppens rörelseenergi i kombination med en bristande förmåga att parera fallet, snarare än osteoporos (Kannus & Parkkari 2006; Nilson & Andersson 2010).

Många patienter återfår aldrig den hälsa de hade innan höftfrakturen, vilket ofta innebär slutet för ett självständigt och oberoende liv. Höftfrakturer är även förknippade med en förhöjd dödlighet, då 22–43% av patienterna avlider inom 12 månader (Tabell 3). Detta kan vara bidragande orsak till att kategorin "fot/ben/höft" skiljer sig så markant mellan $\geq 10\%$ medicinsk invaliditet (28,3%) och AIS 3+ (71,9%) (Figur 6) (se även Malm m.fl. (2008)). Den medicinska invaliditetsklassificeringen ger inte information om de personer som exempelvis hunnit avlida till följd av skadan. På motsvarande sätt ger inte den initiala AIS-klassificeringen tillförlitlig information om skadans långsiktiga konsekvenser. Det är därför viktigt att inkludera risk för såväl död som invaliditet i analysen (där AIS kan användas för att spegla död).

Antalet höftfrakturer förväntas stiga och uppskattas år 2050 att uppgå till 4,5–6,3 miljoner årliga fall globalt (Cooper m.fl. 1992; Gullberg m.fl. 1997). Enligt Cummings & Melton (2002) beror detta framför allt på en ökande andel äldre, samt att höftfrakturfrekvensen stiger 1–3% per år i de flesta delar av världen. Den snabbaste ökningen förväntas ske i Asien och Latinamerika (Lövmann 2006). I USA beräknas kostnaderna för frakturer uppgå till 20 miljarder USD, varav höftfrakturer står för över en tredjedel; i Schweiz överstiger osteoporosfrakturer både hjärtinfarkt och stroke i total vårdtid; i England upptar höftfrakturer en femtedel av alla vårdplatser som är avsedda för ortopedpatienter (Cummings & Melton 2002). Höftfrakturer medför sålunda – förutom en stor påfrestning och lidande för den drabbade individen – även en ansevärd kostnad för samhället. Det är därför mycket angeläget att problemet med höftfrakturer uppmärksammas och adresseras.

Skademekanismen är oftast ett fall åt sidan, där *trochanter major* och dess omgivande mjukvävnad får ett direkt islag mot ett hårt underlag. Mjukvävnadens tjocklek påverkar skadeutfallet – ju tjockare mjukvävnad desto lägre risk för skada. Kläder, speciellt tjocka vinterjackor, har förmodligen också en viss skyddande effekt om de går ner över höftpartiet. Skaderisken skulle troligen kunna reduceras ytterligare genom att integrera stötdämpande material kring höftpartiet i jackor, byxor och kjolar (frågan är hur detta praktiskt skulle kunna genomföras i större skala). Risken för fraktur minskar även då man haft möjlighet att dämpa fallet genom att ta/gripa tag i något närliggande föremål (Nevitt & Cummings 1993). I trafikmiljön saknar dock fotgängarna i allmänhet föremål som går att gripa tag i vid ett eventuellt fall, och därför vore det kanske en bra idé att utrusta trottoarer och gångstråk med räcken? Dessa räcken måste i så fall ha en design som inte tillåter fastlåsning av cyklar, för att inte motverka syftet.

Fotgängare använder normalt inte höftskydd, men de används ofta inom åldringsvården och även inom vissa sporter. Utformningen av skyddet utgår ifrån två grundläggande funktioner 1) kraftfördelning och/eller 2) energiabsorption. I och med att mjukvävnaden kring höftpartiet har en dokumenterad skyddande effekt, ger detta en indikation på att även ett utanpåliggande höftskydd skulle kunna användas i preventivt syfte. På senare tid har höftskydd baserade på airbagteknologi utvecklats, som förmodligen kommer att introduceras på marknaden i slutet av 2016 (Figur 21) (ActiveProtective). Skyddet är integrerat i ett bälte som spänns fast runt midjan. Metoden har visat på mycket goda resultat, som ligger långt under gränsvärdet för höftfraktur (Figur 22). Det är dock troligen en stor utmaning att motivera rörliga och alerta äldre personer att införskaffa och använda höftskydd; försäkringsbolag, sjukvård och apotek är exempel på organisationer som skulle kunna anta en pådrivande roll.

För att kunna utveckla och utvärdera skyddseffekten hos höftskydd och stötdämpande underlag behövs en standardiserad testmetod, som är väldefinierad, reproducerbar och representativ för ett fall i den mest skadeutsatta gruppen (dvs äldre kvinnor). En grupp forskare från olika länder har i en gemensam studie enats om ett förslag (**Figur 20**) (Robinovitch m.fl. 2009); detta har dock ännu inte blivit antaget som standard. Att konstruera en motsvarande provutrustning i Sverige (förslagsvis på SP) vore ett värdefullt komplement till befintliga metoder, som vanligtvis simulerar huvudslag. Forskargruppen bakom provmetoden rekommenderar även fortsatta studier i syfte att vidareutveckla metoden (Robinovitch m.fl. 2009). Det vore exempelvis önskvärt att kunna testa höftskyddens egenskaper för personer av olika storlek, samt kunna simulera fall av varierande svårighetsgrad. Vidare behövs utförligare data angående höftens geometrier och mjukvävnadernas mekaniska egenskaper för att ytterligare kunna förbättra höftmodellen.

Handled

Årligen inträffar ~30 000 handledsfrakturer i Sverige (Mellstrand Navarro m.fl. 2013), varav majoriteten (>90%) är orsakade av fallolyckor (Melton m.fl. 1988) som oftast sker utomhus (~60%) (Nevitt & Cummings 1993). Handledsfrakturer är tre till fyra gånger vanligare bland kvinnor än män, och är den vanligaste typen av fraktur hos kvinnor som passerat klimakteriet (**Figur 24**) (Cummings & Melton 2002). Skademekanismen är oftast ett fall där man tar emot sig med utsträckt hand (extension) (**Figur 26**) (Gällman & Sunnergren 2006). Kraftens storlek och riktning, samt handens position, har avgörande betydelse för skadefallet (Frykman 1967). Risken för fraktur minskar dock om man först lyckas dämpa fallet genom att ta/gripa tag i något närliggande föremål (Nevitt & Cummings 1993).

Att handledsfrakturer är mer vanliga utomhus än inomhus, skulle (delvis) kunna bero på att det finns fler möjligheter att dämpa fallet mot exempelvis möbler eller köksinredning i inomhusmiljöer. Därför kanske även denna typ av fraktur skulle kunna minska i antal om det exempelvis hade funnits tillgång till räcken längs trottoarer och gångstråk. Fall bakåt förefaller vara förknippat med en förhöjd risk för handledsfraktur (Nevitt & Cummings 1993; Idzikowski m.fl. 2000). Denna typ av fall verkar dessutom vara vanligt förekommande vid halt väglag, enligt en grov analys av 74 verkliga fallolyckor som gjordes i den här studien (baserat på YouTube-klipp, se sidan 14). Majoriteten av fallen (40%) var enligt analysen riktade bakåt och resten jämt fördelade på övriga tre riktningar. Möjligtvis leder ett fall bakåt även till en större belastning på handen jämfört andra fallriktningar, där knän (och kanske även armbågar) kan bidra till att avlasta islaget. För att motverka fall bakåt är det därför viktigt att skosulor och/eller halkskydd har ett bra grepp, som både ger ett bra avstamp i stegen samtidigt som det förhindrar att fötterna far iväg framåt.

Fotgängare använder normalt inte handledsskydd, men det finns produkter som är speciellt framtagna för vissa sporter, exempelvis rull- och vintersporter (**Figur 29**). Dessa skydd är vanligtvis konstruerade utifrån två grundläggande funktioner; 1) reduktion av islagskraften i handflatan och 2) stabilisering av handleden (Michel m.fl. 2013). Mycket av den kunskap man hittills har byggt upp kring handledsskydd och testmetoder (**Figur 30**) skulle kunna användas för att ta fram motsvarande produkter för fotgängare. I och med att befintliga handledsskydd primärt är avsedda för unga, friska, vältränade sportutövare får provmetoden dock ses över och anpassas till äldre personer med skörare skelett (företrädesvis kvinnor), som faller under andra omständigheter. Speciellt skulle fallvikten på 2.5 kg behöva ses över (**Figur 30**), eftersom den ligger betydligt lägre än vad flera studier kommit fram till (**Tabell 7**). Mer forskning behövs

även kring utformning och design, så att skyddseffekten maximeras och eventuella oönskade bieffekter, såsom ökad risk för andra typer av skador, minimeras.

Tabell 7. Sammanställning av olika studier som har undersökt den effektiva massan vid fall. Tabellen är baserad på [Schmitt m.fl. \(2011\)](#).

Referens	Testobjekt	Testrigg	Effektiv massa
Kim m.fl. (2006)	Krockdocksarm	Fallrigg	~1.8 kg
DeGoede & Ashton-Miller (2002)	Volontärer	Pendelrigg	1.7 kg
Chiu & Robinovitch (1998)	Volontärer	Simulerade fall	~3.75 kg ¹⁾
Greenwald m.fl. (1998)	PMHS	Fallrigg	23 kg
Moore m.fl. (1997)	PMHS	Fallrigg	16 kg
Lewis m.fl. (1997)	PMHS	Fallrigg	9 kg

1) Bilateralt, 5% av personvikten.

Studier har indikerat att underlagets energiabsorberande egenskaper inte har någon större inverkan på risken för handleds- eller överarmsfraktur ([Maki & Fernie 1990](#)). Dock har forskning på personer över 45 år påvisat att fall mot hårda underlag gav en ökad risk för både handleds- och överarmsfraktur jämfört med mjuka golv ([Keegan m.fl. 2004](#)). Mer studier behövs för att undersöka om stötdämpande golv har en potentiell skadereducerande effekt för de övre extremiteterna.

Huvud

I Sverige inträffar 22 000 huvudskador per år, varav drygt hälften (54%) orsakas av fallolyckor (denna siffra inkluderar även fall från högre höjder) ([Kleiven m.fl. 2003](#)). Det finns förmodligen även ett stort mörkertal; studier har visat att 30–40% av personer som ådragit sig TBI (Traumatic Brain Injury) inte söker medicinsk vård ([Templer m.fl. 1992](#); [Demakis & Rimland 2010](#)).

Huvudskador står för en femtedel av de mycket allvarliga skadorna bland fotgängarna; $\geq 10\%$ medicinsk invaliditet (22%) och AIS 3+ (17%) (**Figur 6**). Det är få fallolyckor vintertid som resulterar i en huvudfraktur, totalt rör det sig om 1% som främst är lokaliserade till ansiktet (**Figur 7**). Däremot är det en betydligt större andel huvudskador (21%) i kategorin "övriga skador", som innefattar skador på hjärnan, såsom hjärnskakning och blödning (men även en del nackskador). Eftersom **Figur 7** sammanfattar skador som inträffat vintertid, kan man anta att huvudbonader och tjocka jackor har haft en viss skadereducerande effekt. Det vore därför intressant att ta fram motsvarande statistik för sommarhalvåret för att se om det finns några skillnader i skadefördelning jämfört med vinterhalvåret.

Vid en grov analys av 74 halkolyckor vintertid (baserat på YouTube-klipp, se sidan 14) föreföll det som att man i 11% av fallen hade huvudslag; detta rörde sig dock uteslutande om yngre personer. För äldre personer kan man förvänta sig en högre andel huvudslag, eftersom muskelstyrkan och förmågan att parera fallen gradvis försämras (dvs man faller mer handlöst mot underlaget) ([Nevitt & Cummings 1993](#)). Detta bekräftas i en studie av [Robinovitch](#), som fann att huvudslag inträffade i ungefär 30% av fallen på ett långtidsboende för äldre (enligt [Wright 2011](#)).

Ett företag i Japan har tagit fram skyddshattar speciellt avsedda för fotgängare ([Abonet](#)). Dessa skall enligt uppgift reducera HIC-värdet från 2 000 till mindre än 1 000, och risken för AIS 3+ skada från 60% till 25%. Det finns även skyddsmössor som är framtagna för sport- och

fritidsaktiviteter (**Figur 39, Figur 40**). Den skadereducerande effekten av skyddshattar/kepsar/mössor är (troligtvis) inte vetenskapligt undersökt.

För att kunna testa huvudskydd behöver man ta fram en provmetod som är representativ för fotgängares fallolyckor. Folksams provmetod för cykelhjälm skulle kunna användas som utgångspunkt (**Figur 44**), och gärna i kombination med matematiska simuleringar av belastningarna på hjärnan (**Figur 46**). Islagshastighet, islagsytans egenskaper och geometri, islagspunkter på huvudskyddet, samt gränsvärden behöver dock ses över för att bättre avspegla de mest drabbade fotgängarna med avseende på exempelvis ålder och fallens omständigheter, vilket kräver ytterligare forskningsresurser.

Stötdämpande underlag

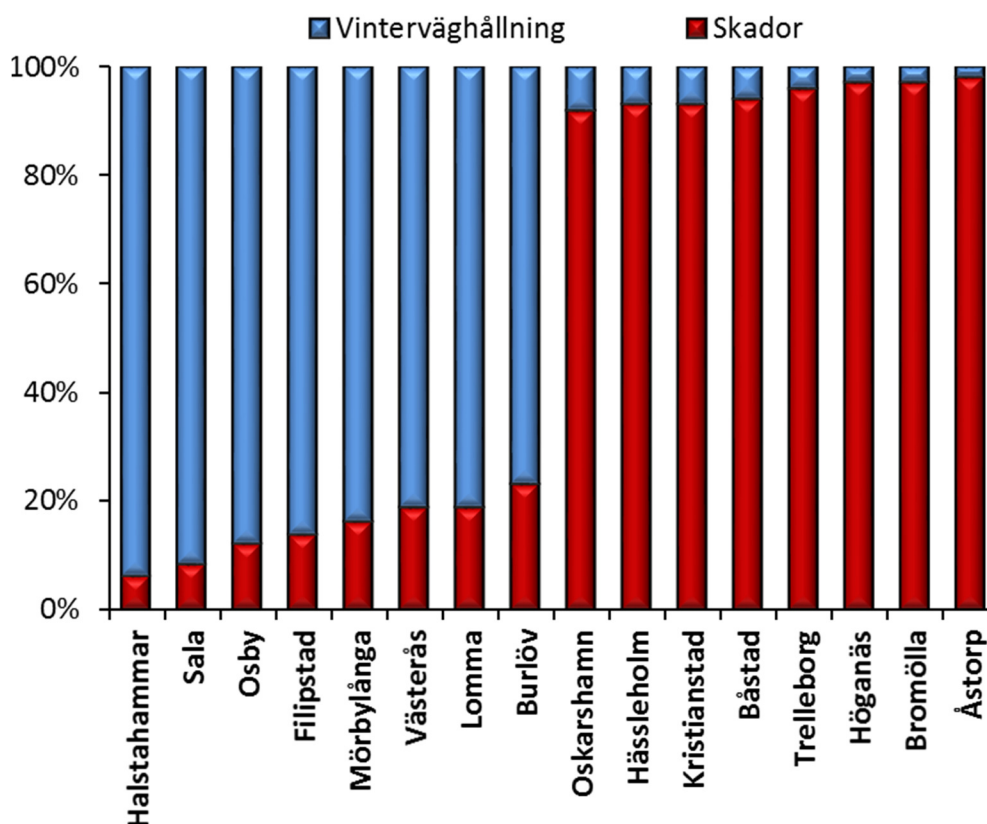
En nyligen publicerad studie rapporterade att stötdämpande golv, som installerats på ett äldreboende i Sunne (Värmland), uppvisade en reduktion av höftfrakturerna på 59% ([Gustavsson m.fl. 2015](#)). Studien är den första i sitt slag som kunnat visa på en statistiskt signifikant skadereducerande effekt. I en liknande studie från USA tyder de inledande resultaten på att stötabsorberande golv har en skadereducerande effekt, vilket dock behöver bekräftas av kompletterande studier ([Knoefel m.fl. 2013](#)). Många studier har även visat att ett mjukare underlag på lekplatser minskar risken för huvudskada ([Mott m.fl. 1997](#); [Howard m.fl. 2009](#); [Davidson m.fl. 2013](#)). Stötdämpande underlag verkar alltså ha en stor potential att kunna reducera huvud- och höftskador. Dock verkar inte underlaget ha någon större inverkan på risken för armfraktur ([Maki & Fernie 1990](#); [Mott m.fl. 1997](#); [Norton m.fl. 2004](#)). Enligt [Sherker & Ozanne-Smith \(2004\)](#) behövs därför nya provmetoder och skadekriterier, som ett komplement till befintliga metoder som grundar sig på huvudslag och HIC, för att kunna reducera risken för armfraktur. Mer studier behövs för att adressera detta.

När det gäller stötdämpande inomhusgolv har man haft ingående diskussioner angående materialets eftergivlighet/mjukhet vid normal användning. Äldre har i allmänhet sämre balans och påverkas i större utsträckning av golvtypen än yngre personer ([Redfern m.fl. 1997](#)). Dels har det funnits farhågor om att mjuka golvmaterial skulle öka fallrisken och därmed även risken för skada, dels skall golvet inte skall försvåra transporter av bårar, rullstolar, sängar på hjul, matvagnar, osv ([Redfern m.fl. 1997](#); [Gillespie m.fl. 2009](#); [Kannus & Parkkari 2006](#)). Detta har man löst genom att låta stötdämpande inomhusgolv ha olika styvhetsegenskaper vid normal användning jämfört med högre laster som uppkommer vid fall (**Figur 47**). Vid normal användning har golvet en stabil, oeftergivlig yta, men ger efter och dämpar islagskraften vid ett eventuellt fall. När det gäller stötdämpande underlag utomhus behöver man kanske ha samma diskussion. Vilka krav skall vi ställa på eftergivligheten hos underlaget? Är det OK att det är mjukt att gå på, eller kan det medföra några oönskade effekter, såsom ökad fallrisk eller ökad belastning på fotleder? Kan rullstolar rulla obehindrat? Klarar materialet tyngden från varutransporter och snöröjningsfordon?

Fallpreventiva åtgärder

Förbättrat drift- och underhåll av underlaget – dvs snöröjning, sandning/saltning, uppsopning av grus på våren, bortforsling av löv på hösten, lagning av hål och eliminering av ojämnheter – är den i särklass viktigaste fallpreventiva åtgärden (**Figur 12**). Detta gäller även tillsyn efter markarbete som inte återställts eller att stenar och arbetsmaterial ligger kvar utan markering. En stor andel – minst 58% – av samtliga fallolyckor kan påverkas genom bättre drift- och underhåll ([Öberg 2011](#)). Studier har även visat att det ur ett samhällsekonomiskt perspektiv är lönsamt att satsa på god vinterväghållning, för att på så sätt minska kostnaderna för de

fallrelaterade skadorna (Öberg & Arvidsson 2012). Kommuner som lägger små resurser på vinterväghållning har istället höga kostnader för fallrelaterade skador, och vice versa (**Figur 54**).



Figur 54. Fördelning av kostnader för vinterväghållning (i blått) relativt kostnader för fotgängarskador (i rött) för några olika svenska kommuner. Baserat på Öberg & Arvidsson (2012).

Det är väghållaren som har ansvaret för ytornas drift- och underhåll. Väghållare är i allmänhet Trafikverket eller den förvaltning/nämnd i kommunen som ansvarar för gator och vägar (trafikkontor, gatukontor eller i mindre kommuner byggnadskontor). På vissa ställen finns även enskilda väghållare med vägförening. I många kommuner har kommunfullmäktige dock beslutat att renhållning, snöröjning och isbekämpning skall åligga varje fastighetsägare utmed en väg eller gata inom ett visst avstånd från tomtgränsen; så är fallet i exempelvis Göteborg med flera orter. Tyvärr sker sällan eller aldrig någon kontroll av att detta verkligen sker, vilket framgår av en artikel i Göteborgs-Posten (nedan). Man behöver därför se över ansvarsförhållanden samt effektivisera kontroll- och åtgärdsprocesserna för att detta skall fungera bättre. Det är också angeläget att avsätta mer resurser för utbildning och informations-spridning till berörda parter (kommuner, väghållare, osv) för att öka medvetenheten om riskerna med undermåligt drift- och underhåll, samt för att inskräpa hur ansvarsförhållandena ser ut.



Figur 55. Rubriker från olika tidningar som illustrerar vikten av god snöröjning.

Göteborgs-Posten 3 februari 2010: Fler klagomål på dålig snöröjning

”Det är si och så med snön på trottoarerna. Sämst sköter sig de små fastighetsägarna.

Alla fastighetsägare är skyldiga att skotta rent utanför sina hus. De stora bolagen sköter detta utmärkt, men det är ovisst om ens alla villaägare vet var deras skyldigheter går. Terje Ahl, inspektör vid miljöförvaltningen, tar emot allmänhetens klagomål. Han höftar att det är cirka 70–80 procent av hushållen i centrala villaområden som inte sköter sin skottnings ordentligt.

- Det är ett antal som inte sköter sig. Problemet är att de ökar nu, riktigt rejält, säger Ahl och tycker läget är katastrofalt i exempelvis Örgryte och Källtorp.

Anmälningarna ökar

Det är redan tre gånger fler anmälningar i år jämfört med förra säsongen. Omkring hälften av hushållen i de centrala villaområdena har lejt ut skötseln till kommunen mot betalning. Då blir det kommunen som ansvarar vid en halkolycka antingen det är plogat eller ej. När någon anmäler en vanskött trottoar eller gångbana informeras fastighetsägaren om sitt ansvar av miljöförvaltningen. Därefter kan Terje Ahl eller någon annan inspektör syna platsen. Om trottoaren är uselt skött kan fastighetsägaren få en skrivelse. Sista utvägen är ett betalningsföreläggande kopplat till ett vite. Det har inte skett hittills i år.

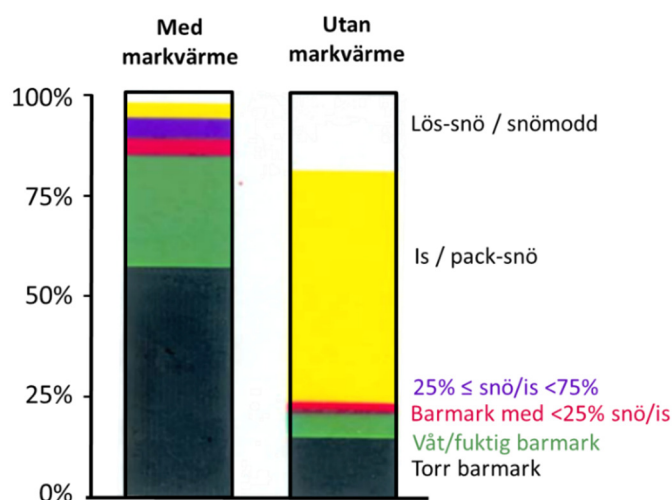
- Jag tippas att det är 15–20 fall som går vidare för rättslig prövning varje år, säger Terje Ahl.”

<http://www.gp.se/nyheter/goteborg/1.303088-fler-klagomal-pa-dalig-snoroining>

Att förbättra friktionen vid vinterväglag är en viktig åtgärd för att minska fallrisken, och studier pågår i syfte att få fram effektivare metoder. Ett exempel är varmsandning, där uppvärmd sand sprids ut över isigt underlag och fryser fast; en prototyp finns i Umeå (Niska 2013). Ett annat exempel är sopsaltning, där marken sopas och saltas istället för att sandas; metoden används i Linköping sedan 2002, samt även i Lund, Upsala, Norrköping och i Stockholm (på försök). Av miljöskäl bör man kanske på sikt ersätta saltningen med andra, lika effektiva

metoder ([Malmö Stad](#)). Snömattor skulle kunna vara ett alternativ vid akuta situationer ([Nilsson 1986](#)).

Markvärme är ett effektivt sätt att reducera mängden is/snö på gångstråken. Enligt en väglagsstudie i Umeå vintern 1993/1994 var de konventionellt vinterhållna gångstråken till 76% delvis eller helt täckta med is/snö, medan motsvarande andel var ca 16% på de uppvärmda ytorna, dvs en skillnad på drygt 60% (**Figur 14**) ([Öberg m.fl. 1996](#); [Öberg 2011](#)). I Malmö vill man inleda försök med att utnyttja fjärrvärme för att få en halkfri ytbeläggning på torg, gågator och vid terminaler för kollektivtrafik ([Malmö Stad](#)). Man behöver dock vara observant på vad som händer vid övergångarna mellan områden med/utan markvärme, om det finns det en ökad risk för isbildning och halka här.



Figur 56. Skillnad i väglag under vintern 1993/1994 i Umeå vid uppvärmd yta/markvärme (vänstra stapeln) och konventionell vinterväghållning (högra stapeln) (bild från [Öberg \(2011\)](#), baserad på [Öberg m.fl. \(1996\)](#)).

Forskning på skor ("fotgängarnas däck") och halkskydd har sedan länge bedrivits vid Luleås Tekniska Universitet ([Berggård 2010](#); [Utbult 2012](#)). Skyddens förmåga och funktion har testats på specialtillverkade is- och halkbanor i växlande temperaturer, olika typ av friktion och varierande nederbörd i utomhusmiljö. Underlagets temperatur har varierat mellan -2 till -7 grader och underlaget har varit bland annat blank is, sandad is, is med flis eller snö på is. Man har bland annat testat hur halkskyddens greppförmåga har varierat beroende på hälskydd, fotbladsskydd eller helfotsskydd. Halkskydd i form av helfotsskydd är att föredra eftersom de dels är lättast att få en någorlunda normal gång med dem, och dels även ger bra avstamp med fotbladet samt en stabil nedsättning av hälen. Det är också bra att ha dubbar i utkanterna av skon då det ger bättre fäste. En liten detalj, som skulle underlätta för fotgängare, vore att affärer utrustas med "bytarbänk" innanför dörren så att alla som behöver det kan sitta ner för att ta av och på eventuella halkskydd ([Utbult 2012](#)).

Rullatorn ett utmärkt hjälpmedel, som säkerligen kan utvecklas ytterligare, men som också ställer krav på gångytornas utformning. Man skulle exempelvis kunna överväga om det finns anledning att utrusta rullatorer med elmotor som ger draghjälp i uppförsbackarna. Vidare är del rullatorer är utrustade med sittplats, medan andra är av enklare modell; fördelen med den senare varianten är att de är lättare att kliva på bussen med (särskilt om den inte "niger").

Utformningen av fotgängarnas trafikmiljö behöver komma in tidigt i planeringsprocessen vid ny- och ombyggnation eller samhällsplanering. Detta kan innefatta eliminering av snubbel- och halkrisiker med lämpliga materialval, anpassning till nivåskillnader, design av trottoarer/kanter, räcken längs husväggar, eliminering av fall och fallskador i samband med transporter till/från/med kollektivtrafik (**Figur 4**, **Figur 57**), optimering av ljussättning, överbyggnader/tak, tillgång till toaletter, bänkar i rätt höjd, osv. I Malmö har man noterat att mer än hälften av de rapporterade olyckorna bland oskyddade trafikanter i gång- och cykeltunnlar orsakas av dålig sikt (**Malmö Stad**). Detta kan bero på bländning eller att man inte sett kantstenen eller ett föremål på marken. Kontrasten är ofta för stor mellan dagsljuset och det svagare ljuset i tunneln. Som lösning föreslås att man även dagtid skulle kunna ha ett kraftigt ljus tänt i tunneln. En annan möjlighet vore att använda en beläggning av ljusare material genom tunneln, eller att måla väggar och tak i ljusa färger. För att undvika fallolyckor bör kantsten mellan gång- och cykelbana bytas mot en överkörningsvänlig variant (**Malmö Stad**). Man har även planer på att introducera en speciell belysningsnorm för gång- och cykelvägar i Malmö (**Malmö Stad**).



Figur 57. Rubriker från olika tidningar som rapporterar om fall och fallrelaterade skador i samband med kollektivtrafikresor.

Att informera gångtrafikanter om eventuella halkrisiker har förts fram som ett åtgärdsförslag (**Nilsson 1986**). För cyklister finns redan en app där hinder och potentiella faror kan rapporteras in (**Cykelrapporten**). Varför inte utveckla en liknande app där fotgängare kan rapportera in eventuella brister i drift- och underhåll? Här skulle man även kunna lägga in en funktion med varningar till användarna.

Inom sjukvården kan man bidra till att minska antalet fallskador på många olika sätt, bland annat genom att arbeta förebyggande med osteoporos, säkerställa att patienter har optimal medicinering, uppmuntra äldre att träna styrka och balans, samt tillhandahålla personskydd vid behov. Vidare behöver man korta vårdköer på exempelvis starroperationer, eftersom en försämrad syn på ett öga, eller båda ögonen, kan öka fallrisken – starroperationer borde därmed prioriteras. Sjukvården behöver även upprätthålla en god rapportering till STRADA.

En schematisk översikt över tänkbara åtgärder för att reducera antalet fallrelaterade personskador visas nedan (**Figur 58**).



Figur 58. Man måste tackla problemet från flera olika håll för att kunna reducera antalet fallrelaterade skador bland fotgängare.

Ett syfte med den här studien har varit att kartlägga vad man vet om skadebilder, skademekanismer och toleransnivåer i anknytning till fotgängares fallolyckor. Vidare har syftet varit att studera möjliga åtgärder för att reducera risken för allvarlig skada och död, samt föreslå testmetoder. Studien spänner alltså över ett väldigt stort och relativt utforskat område, vilket har inneburit att vi har fått göra vissa avgränsningar. Exempelvis har vi i kartläggningen enbart fokuserat på kroppsregionerna höft, handled och huvud. Det finns fler kroppsregioner som borde studeras närmare, exempelvis fotled, knän, armbåge och axel, samt även ryggrad/kotor. I studien har vi (efter bästa förmåga) valt att lyfta frågeställningar som vi ansett viktiga – andra forskare skulle kanske gjort helt andra prioriteringar. Vi har också försökt samla ihop redan befintlig kunskap, samt inkludera områden där utvecklingen kommit längre, exempelvis inom personskydd (sport och äldrevård) eller stötdämpande underlag (inomhusmiljöer och lekplatser). Detta gjordes dels för att få en mer övergripande bild, dels för att kunna dra vissa slutsatser om hur man bör gå vidare.

Ett annat syfte med studien har varit att sammanställa och sprida information om fotgängares fallolyckor. Som ett led i detta har delar av studien presenterats på Tylösandseminariet 2014 (Tylösand 2014). Vidare har resultat från studien vid flera olika tillfällen presenterats och diskuterats vid möten med expertgruppen inom området *Fotgängare och Cyklister*, som är koordinerad av Trafikverket/Gruppen för Nationell Samverkan (GNS). Studien är även kopplad till SAFER – Fordons- och Trafiksäkerhetscentrum – som ett så kallat "associerat projekt". Projektet och delar av resultaten har därför presenterats för SAFERs styrelse, och ytterligare en presentation kommer genomföras när projektet är avslutat. Rapporten kommer även att göras tillgänglig via Trafikverkets websida, Chalmers Publication Library, inom SAFER, samt via sociala medier (LinkedIn och ResearchGate). Många nya kontakter har knutits under arbetets gång, vilket förhoppningsvis kommer leda till framtida forskningsprojekt och samarbeten.

5. Slutsatser

Allmänt

- Fallrelaterade skador bland fotgängare är ett stort samhällsproblem. I trafikmiljön svarar fotgängare för cirka en tredjedel av alla som skadas, och Trafikverket uppskattar att antalet dödsfall uppgår till 100–300 per år.
- Äldre personer och kvinnor löper störst risk.
- Åldersfördelningen/ålderspyramiden i Sverige och i många andra länder förskjuts snabbt mot en ökande andel äldre och en minskande andel yngre. De fallrelaterade skadorna kommer därför öka i omfattning.
- De flesta av skadorna inträffar inom tätbebyggt område.
- En stor del av skadorna är relaterade till halka, varav is/snö står för 50%, men även snubbling är ett problem.
- För att kunna minska fotgängarnas fallskador i trafikmiljön på ett systematiskt och långsiktigt sätt bör gångtrafik betraktas en del av transportsystemet (ett "hela resan" perspektiv). Fotgängarnas fallskador bör därför inkluderas i den nationella statistiken över trafikskadade, samt även ingå etappmålen.
- Problemet måste tacklas från flera olika håll; dels genom *skadepreventiva åtgärder* (minska skaderisken) och dels genom *fallpreventiva åtgärder* (minska fallrisken).
- Personskydd baserade på airbagteknik/luftkuddar har uppvisat mycket goda stötdämpande och energiabsorberande egenskaper.
- För att kunna utveckla och utvärdera personskydd och stötdämpande underlag behöver man ta fram testmetoder och gränsvärden som avspeglar de mest utsatta fotgängarnas (äldre kvinnors) fallolyckor och fallskador.

Höft

- I Sverige registreras 18 000 höftfrakturer per år. Frakturrisken stiger exponentiellt efter 50-årsåldern, och är tre gånger vanligare hos kvinnor.
- Var sjätte (17%) höftfrakturpatient avlider inom fyra månader efter frakturen, och i storleksordningen var tredje patient avlider (22%–42%) inom tolv månader. Det är därför viktigt att inkludera risk för såväl död som invaliditet i analysen (där AIS kan användas för att återspegla död).
- Skademekanismen är oftast ett sidledes fall med direkt islag mot *trochanter major*. Brottgränsen är 30% lägre för lårben från äldre kvinnor (2 966 N) jämfört med äldre män (4 220 N), samt 50% lägre för äldre personer (3 770 N) jämfört yngre (7 550 N).
- Risken för fraktur kan reduceras genom att omge området kring *trochanter major* med ett kraftfördelande och/eller stötdämpande material (höftskydd) och/eller genom att använda stötdämpande underlag.
- Det finns ett färdigt förslag på standardiserad provmetod som simulerar ett höftislag hos en äldre kvinna som faller sidledes. Att konstruera motsvarande provutrustning i Sverige (förslagsvis på SP) vore ett värdefullt komplement till befintliga metoder (som ofta simulerar huvudislag). Denna provutrustning skulle kunna användas för att utvärdera skyddseffekten av höftskydd och stötdämpande underlag.

Handled

- I Sverige inträffar årligen nästan 30 000 handledsfrakturer. Frakturen är tre till fyra gånger vanligare bland kvinnor. För kvinnor ökar frakturrisken dramatiskt mellan 45- till 65-årsåldern; därefter planar risken ut/avtar (troligen pga på en avtagande skyddsreflex att ta emot fallet med hand/arm, samt en reducering av muskelstyrkan).
- Handledsfrakturer har en hög frekvens av rapporterade komplikationer.
- Skademekanismen för en handledsfraktur är oftast fall med utsträckt hand (extension). Brottgränsen är 31% lägre för kvinnor (2,2 kN) jämfört med män (3,2 kN).
- Risken för fraktur skulle potentiellt kunna reduceras med ett handledsskydd. Dock behövs mer forskning kring utformning och design, så att skyddseffekten maximeras och eventuella oönskade bieffekter (exempelvis ökad risk för andra typer av skador) minimeras. Risken för handledsfraktur förefaller vara relativt oberoende av underlagets stötdämpande egenskaper. Fall bakåt verkar vara förknippat med en högre risk. Det behövs mer kunskap för att kunna förebygga denna mycket vanliga skada.
- Det finns en standardiserad testmetod för handledsskydd avsedda för rullsporter, samt ett förslag på standard för handledsskydd avsedda för vintersporter. Befintliga provmetoder behöver dock anpassas för att bättre simulera de mest utsatta fotgängarnas (dvs medelålders/äldre kvinnors) fall och fallskador. Speciellt skulle fallvikten på 2.5 kg behöva ses över, eftersom den ligger betydligt lägre än vad flera studier indikerat.

Huvud

- I Sverige inträffar 22 000 huvudskador per år, varav ungefär hälften orsakas av fallolyckor; denna siffra inkluderar även fall från högre höjder. Män drabbas i större utsträckning än kvinnor av huvudskador till följd av fall, dock är det osäkert om detta beror på att fall från högre höjder inkluderats.
- Ungefär var femte mycket allvarlig fallskada ($\geq 10\%$ invaliditetsgrad eller AIS 3+) är en huvudskada. Vidare orsakas minst hälften av de fallrelaterade dödsfallen bland äldre av TBI.
- Skademekanismen är att huvudet slår i underlaget på grund av en bristande förmåga att dämpa fallet med exempelvis armen och/eller parera fallet.
- Risken för huvudskada kan reduceras genom att skydda huvudet med ett kraftfördelande och/eller stötdämpande material (höftskydd) och/eller genom att använda stötdämpande underlag. Ett företag i Japan har tagit fram skyddshattar speciellt avsedda för fotgängare. Dessa skall enligt uppgift reducera HIC-värdet från 2 000 till mindre än 1 000, och risken för AIS 3+ skada från 60% till 25%.
- Det finns befintliga provmetoder som simulerar huvudslag, samt även en FEM-modell som kan användas för att beräkna belastningarna på hjärnan. Islagshastighet, islagsytans egenskaper och geometri, islagspunkter på huvudskyddet, samt gränsvärden behöver dock ses över för att bättre avspegla de mest drabbade fotgängarna med avseende på exempelvis ålder och fallens omständigheter.

Stötdämpande underlag

- De stötdämpande egenskaperna hos underlaget är av stor betydelse för skadeutfallet.
- Genom att bättre anpassa materialegenskaper och utformning av fotgängares trafikmiljö, skulle skaderisken kunna reduceras. Detta gäller dock i första hand huvudskador och höftfrakturer; underlaget verkar inte ha någon större skadereducerande effekt på handledsfrakturer.
- Underlagets mjukhet kan påverka äldre personers balans. Om detta påverkar fotgängare i utomhusmiljöer borde studeras närmare.

Referenser

- Abonet. *Japanese Hats*. <http://www.abonet.jp/abonet/index.html>
- ActiveProtective. *Hip Protectors Based on Airbag Technology*.
<https://www.freeenterprise.com/story/could-an-airbag-revolutionize-u-s-healthcare/>
<https://screen.yahoo.com/wearable-airbag-protects-elderly-people-063249079.html>
<http://www.gizmag.com/wearable-airbag-hip-protection/35594/>
- Adekoya N, Thurman DJ, White DD, Webb KW (2002) *Surveillance for Traumatic Brain Injury Deaths—United States, 1989–1998*. MMWR. Surveillance Summaries, Vol. 51, No. 10, No. 1–14.
- Adolfsson L (2010) *Fotgängarnas Singelolyckor – Ett Ouppmärksammat Problem*, Transportforum, Linköping.
http://www.fot.se/pdf/Fotgangarnas_singelolyckor-ett_ouppmarksammat_problem.pdf
http://www.fot.se/pdf/Fotgangarnas_fallolyckor-ett_ouppmarksammat_problem.pdf
- Adolfsson L (2011) *Fotgängarnas Fallolyckor i Göteborg – Underlag för Åtgärdsprogram*. Göteborgs Stad, Trafikkontoret, Rapport Nr. 1:2011, ISSN: 1103-1530. https://goteborg.se/wps/wcm/connect/9f2da163-5ebf-460f-bd07-40fbd060e27e/Fotgangarnas_fallolyckor_i_Goteborg_rapport_nr1_2011.pdf?MOD=AJPERES
- Advani S, Ommaya A, Yang W (1982) *Head Injury Mechanisms, in Human Body Dynamics*. Ed. Ghisa, Oxford Univ. Press.
- Ahlbom A, Drefah S, Lundström H (2010) *Den Åldrande Befolkningen – Fortsatt Ökning av Medellivslängden Kontroversiell och Spännande Fråga*. Läkartidningen; No. 48, Vol. 107, http://www.lakartidningen.se/OldWebArticlePdf/1/15497/LKT1048s3048_3051.pdf
- Ahnlund H (2008) *Trafiksäkerhet för Fotgängare. Skadade i Luleå 2003–2006*. Luleå Gata & Trafik, Luleå.
- Aldman B, Forsström Å, Samuelsson U (1981) *Arbetsresor och Färdolycksfall*. Sammanfattande Slutrapport.
- Amoros E, Chiron M, Martin JL, Thélot B, Laumon B (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, Vol. 18, No. 1, pp. 27–32.
- Andersson J, Axelsson P (2011) *ABC om Handledens Ligamentskador – Diagnostik*. Läkartidningen, No. 42, Vol. 108, pp. 2096–2101.
- ASTM F 355-01-A. *Standard Test Method for Impact Attenuation of Playing Surface Systems and Materials*. <http://compass.astm.org/download/F355.26518.pdf>
- Augat P, Reeb H, Claes LE (1996) *Prediction of Fracture Load and Different Skeletal Sites by Geometric Properties of the Cortical Shell*. Journal of Bone and Mineral Research, Vol. 11, No. 9, pp. 1356–1363.
- Autoliv Pedestrian Protection.
<http://www.autoliv.com/ProductsAndInnovations/PassiveSafetySystems/Pages/PedestrianProtection.aspx>
- Bambach MR, Mitchell RJ, Grzebieta RH, Olivier J (2013) *The Effectiveness of Helmets in Bicycle Collisions with Motor Vehicles: A Case-Control Study*. Accident Analysis and Prevention, No. 53, pp. 78–88.
- Baudoin C, Fardellone P, Bean K, Ostertag-Ezembe A, Hervy F (1996) *Clinical Outcomes and Mortality after Hip Fracture: A 2-Year Follow-Up Study*. Bone, Vol. 18, No. 3 Suppl, pp. 149S–157S.

- Bentzen H, Forsen L, Becker C, Bergland A (2008) *Uptake and Adherence with Soft- and Hard- Shelled Hip Protectors in Norwegian Nursing Homes: A Cluster Randomized trial*. Osteoporosis International, Vol. 19, No. 1, pp. 101–111.
- Berggård G (2010) *The Effect of Anti-Slip Devices on Pedestrian Safety – Method Development and Practical Test*. PhD Thesis, Division of Architecture and Infrastructure, Department of Civil, Mining and Environmental Engineering, Luleå University of Technology, ISBN 978-91-7439-115-2, http://pure.ltu.se/portal/files/4797414/Glenn_Berggard_Doc2010.pdf
www.mynewsdesk.com/se/lulea_tekniska_universitet/pressreleases/svensk-standard-foer-halkskydd-till-vinterskor-812826
- Berntman M, Frank M, Modén B (2012) *Fotgängarnas Singelolyckor i Skåne*. Faktablad: <http://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordId=2295990&fileId=2295991>
- Bianchi G, Michel FI, Brügger O (2011) *The use of Wrist Protection amongst Snowboarders*. In: Scher I, Greenwald R (eds) Book of Abstracts of the 19th International Congress on Ski Trauma and Skiing Safety. International Society for Skiing Safety, Keystone.
- Bouxsein ML, Courtney AC, Hayes WC (1995) *Ultrasound and Densitometry of the Calcaneus Correlate with the Failure Loads of Cadaveric Femurs*. Calcif Tissue Int, Vol. 56, No. 2, pp. 99–103.
- Bouxsein ML, Szulc P, Munoz F, Thrall E, Sornay-Rendu E, Delmas PD (2007) *Contribution of Trochanteric Soft Tissues to Fall Force Estimates, the Factor of Risk, and Prediction of Hip Fracture Risk*. Journal of Bone and Mineral Research, Vol. 22, No. 6, pp. 825–831.
- Cameron ID, Robinovitch S, Birge S, Kannus P, Khan K, Lauritzen J, Howland J, Evans S, Minns J, Laing A, Cripton P, Derler S, Plant D, Kiel DP (2010) *Hip Protectors: Recommendations for Conducting Clinical Trials—An International Consensus Statement (Part II)*. Osteoporosis International, Vol. 21, No. 1, pp. 1–10.
- Casalena JA, Ovaert TC, Cavanagh PR, Streit DA (1998) *The Penn State Safety Floor: Part 1 – Design Parameters Associated with Walking Deflections*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 120, No. 4, pp. 518–526.
- CEN/TC158-WG11 (2014) *Cen/tc 158 - wg11 Rotational Test Methods*.
- Charpentier PJ (1996) *A Hip Protector Based on Airbag Technology*. Bone, Vol. 18, No. 1, Suppl. 1, pp. 117.
- Chiu J, Robinovitch SN (1998) *Prediction of Upper Extremity Impact Forces during Falls on the Outstretched Hand*. Journal of Biomechanics, Vol. 31, No. 12, pp. 1169–1176.
- Cooper C, Campion G, Melton LJ III (1992) *Hip Fractures in the Elderly: A World-Wide Projection*. Osteoporosis International, Vol. 2, No. 6, pp. 285–289.
- Coronado VG, Thomas KE, Sattin RW, Johnson RL (2005) *The CDC Traumatic Brain Injury Surveillance System: Characteristics of Persons Aged 65 Years and Older Hospitalized with a TBI*. The Journal of Head Trauma Rehabilitation, Vol. 20, No. 3, pp. 215–228.
- Crasche. *Skyddsmössor*. <http://crasche.com/>
- Cummings SR (1985) *Are patients with Hip Fracture more Osteoporotic? Review of the Evidence*. Am J Med, Vol. 78, pp. 487–494.
- Cummings (1998) Osteoporos Int (1998) Suppl.4:S7–S80.
- Cummings SR, Melton LJ (2002) *Epidemiology and Outcomes of Osteoporotic Fractures*. Lancet, Vol. 359, pp. 1761–1767.
- Cykelrapporten. <http://cykelrapporten.se>
- Dahl E (1980) *Mortality and Life Expectancy After Hip Fractures*. Acta Orthopaedica Scandinavia, Vol. 51, No. 1, pp. 163–170.

- Davidson PL, Wilson SJ, Chalmers DJ, Wilson BD, Eager D, McIntosh AS (2013) *Analysis of Energy Flow during Playground Surface Impacts*. Journal of Applied Biomechanics, Vol. 29, No. 5, pp. 628–633.
- Davidson TI, Bodey WN (1986) *Factors Influencing Survival Following Fractures of the Upper End of the Femur*. Injury, Vol. 17, No. 1, pp. 12–14.
- De Haven H (1942) *Mechanical Analysis of Survival in Falls From Heights of Fifty to One Hundred and Fifty Feet*. War Medicine, 2, pp. 586–596.
- DeGoede KM, Ashton-Miller JA (2002). *Fall Arrest Strategy Affects Peak Hand Impact Force in Forward Fall*. Journal of Biomechanics, Vol. 35, No. 6, pp. 843–848.
- Demakis GJ, Rimland CA (2010) *Untreated Mild Traumatic Brain Injury in a Young Adult Population*. Archives of Clinical Neuropsychology, Vol. 25, pp. 191–196.
- DIN EN 14120 (2007) *Protective Clothing - Wrist, Palm, Knee and Elbow Protectors for users of Roller Sports Equipment - Requirements and Test Methods; German Version*. EN 14120:2003+A1:2007 (Foreign Standard), European Committee for Standardization, Brussels
- Duma S, Caine J, Coleman D, Langmead M, Leung K, Ng T, Weatherholtz J, Whitehair M, Wilson K (2006) Development of an Inflatable Hip Protection System: Design for Hip Fracture Prevention and Increased Compliance. American Society of Biomechanics, <http://www.no-fall.hk/t/DEVELOPMENT%20OF%20AN%20INFLATABLE%20HIP%20PROTECTION%20SYSTEM.pdf>
- Engdahl T, Laidler Roslund (2014) *Höftskydd som Prevention*. Sektionen för hälsa och samhälle, Högskolan i Halmstad <http://hh.diva-portal.org/smash/get/diva2:725844/FULLTEXT01.pdf>
- Etheridge BS, Beason DP, Lopez RR, Alonso JE, McGwin G (2005) *Effects of Trochanteric Soft Tissues and Bone Density on Fracture of the Female Pelvis in Experimental Side Impacts*. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 3, pp. 248–254.
- EU (1999) *Rapport om Osteoporos i Europeiska Gemenskapen – Förebyggande Åtgärder*. Europeiska Kommissionen, Generaldirektoratet för Sysselsättning, Arbetsmarknad och Socialpolitik, Luxemburg: Byrån för Europeiska Gemenskapernas Officiella Publikationer, ISBN 92-828-5339-X.
- Feldman F, Robinovitch SN (2007) *Reducing Hip Fracture Risk during Sideways Falls: Evidence in Young Adults of the Protective Effects of Impact to the Hands and Stepping*. Journal of Biomechanics, Vol. 40, No. 12, pp. 2612–2618.
- Frykman G (1967) *Fracture of the Distal Radius Including Sequelae Shoulder-Hand-Finger Syndrome: Disturbance in the Distal Radioulnar Joint and Impairment of Nerve Function*. A Clinical and Experimental Study. Acta Orthopaedica Scandinavica 108, 1–153.
- Gardner TN, Simpson AH, Booth C, Sprukkelhorst P, Evans M, Kenwright J, Evans JG (1998) *Measurement of Impact Force Simulation of Fall and Hip Fracture*. Medical Engineering & Physics, Vol. 20, No. 1, pp. 57–65.
- Gennarelli T, Thibault L, Tomei G, Wiser R, Graham DI, Adams J (1987) *Directional Dependence of Axonal Brain Injury due to Centroidal and Non-Centroidal Acceleration*. Proceedings of the 31st Stapp Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA.
- Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Lamb SE, Gates S, Cumming RG, Rowe BH (2009) *Interventions for Preventing Falls in Older People Living in the Community*. Cochrane Database of Systematic Reviews (Online), Vol. 2, No. 2, pp. CD007146.
- Glinka MN, Karakolis T, Callaghan JP, Laing AC (2013) *Characterization of the Protective Capacity of Flooring Systems Using Force-Deflection Profiling*. Medical Engineering & Physics, Vol. 35, No. 1, pp. 108–115.

- Gnudi S, Sitta E, Lisi L (2009) *Relationship of Body Mass Index with Main Limb Fragility Fractures in Postmenopausal Women*. Journal of Bone and Mineral Metabolism, Vol. 27, No. 4, pp. 479–484.
- Greenspan SL, Myers ER, Kiel DP, Parker RA, Hayes WC, Resnick NM (1998) *Fall Direction, Bone Mineral Density, and Function: Risk Factors for Hip Fracture in Frail Nursing Home Elderly*. Am J Med 104:539–545.
- Greenwald RM, Janes PC, Swanson SC, McDonald TR (1998) *Dynamic Impact Response of Human Cadaveric Forearms using a Wrist Brace*. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 26, No. 6, pp. 825–830.
- Gurdjian ES, Webster JE, Lissner HR (1949) *Studies on Skull Fracture with Particular Reference to Engineering Factors*. The American Journal of Surgery, Vol. 78, No. 5, pp. 736–742.
- Gullberg B, Johnell O, Kanis JA (1997) *World-Wide Projections for Hip Fracture*. Osteoporosis International, No. 7, No. 5, pp. 407–413.
- Gustavsson J, Nilson F, Andersson R (2012) *Stötabsoberande Golv som Fallskadepreventiv Åtgärd – Resultat efter Ett År*. Centrum för Personssäkerhet, Avdelningen för hälsa och miljö, Karlstads universitet
- Gustavsson J, Bonander C, Andersson R, Nilson F (2015) *Investigating the Fall-Injury Reducing Effect of Impact Absorbing Flooring Among Female Nursing Home Residents: Initial Results*. Injury Prevention, [Epub ahead of print]
- Gyllensvärd H (2009) *Falloolyckor bland Äldre - En Samhällsekonomisk Analys och Effektiva Preventionsåtgärder*. Rapportnummer R 2009:01, ISBN 978-91-7257-582-0
<http://www.fhi.se/PageFiles/3836/R200901-Falloolyckor-aldre-0901.pdf>
- Gällman M, Sunnergren K (2006) *Dynamic Bone Aligment Device eller Traditionell Behandling av Distala Radiusfrakturer, Patientens Synpunkter och Upplevelser*. FoU-rapport 2006:1 Akutmottagningen, Kärnsjukhuset Skövde, Sverige.
- Haentjens P, Magaziner J, Colón-Emeric CS, Vanderschueren D, Milisen K, Velkeniers B, Boonen S (2010) *Meta-analysis: Excess Mortality After Hip Fracture Among Older Women and Men*. Annals of Internal Medicine. Vol. 152, No. 6, pp. 380–390.
- Hansen KS, Engesæter LB, Viste A (2003) *Protective Effect of Different Types of Bicycle Helmets*. Traffic Injury Prevention, Vol. 4, No. 4, pp. 285–290.
- Hayes WC, Myers ER, Maitland LA, Resnick NM, Lipsitz LA, Greenspan SL (1991) *Relative Risk of Fall Severity, Body Habitus and Bone Density in Hip Fracture among the Elderly*. Orthop Res Soc Trans, Vol. 16, pp. 139.
- Hayes WC, Myers ER, Morris JN, Gerhart TN, Yett HS, Lipsitz LA (1993) *Impact near the Hip dominates Fracture Risk in Elderly Nursing Home Residents who Fall*. Calcif Tissue Int, Vol. 52, pp. 192–198.
- Holbourn AHS (1943) *Mechanics of Head Injury*. Lancet 2, pp. 438–441.
- Holmberg S, Thomgren K (1985) *Rehabilitation After Femoral Neck Fracture. 3053 Patients Followed for 6 years*. Acta Orthopaedica Scandinavia, Vol. 56, No. 4, pp. 305–308.
- Howard AW, Macarthur C, Rothman L, Willan A, Macpherson AK (2009) *School Playground Surfacing and Arm Fractures in Children: A Cluster Randomized Trial Comparing Sand to Wood Chip Surfaces*. PLoS Medicine, Vol. 6, No. 12, pp. e1000195.
- Huddleston JM, Whitford KJ (2001) *Medical Care of Elderly Patients with Hip Fractures*. Mayo Clinic Proceedings 76, pp. 295–300.
- Hwang IK, Kim KJ (2004) *Shock-Absorbing Effects of Various Padding Conditions in Improving Efficacy of Wrist Guards*. Journal of Sports Science & Medicine, Vol. 3, No. 1, pp. 23–29.

- Hwang IK, Kim KJ, Kaufman KR, Cooney WP, An KN (2006) *Biomechanical Efficiency of Wrist Guards as a Shock Isolator*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 128, No. 2, pp. 229–234.
- Hövdning. *Huvudskydd baserat på Airbagteknologi*. www.hovding.se
- Idzikowski JR, Janes PC, Abott PJ (2000) Upper Extremity Snowboarding Injuries. Ten-Year Results from the Colorado Snowboard Injury Survey. The American Journal of Sports Medicine, 28, 825-832.
- Instron 8872. *Servo-hydraulic Material Testing System (MTS), FastTrack™ 8872 Axial-Torsion System*. Instron Corporation, Canton, MA, USA. <http://www.instron.com/sv-se/products/testing-systems/dynamic-and-fatigue-systems/servo-hydraulic-fatigue?region=Sweden&lang=sv-SE>
- IsoBlox. *Skyddskeps/hatt*. <http://isoblox.com/products/>
- Jacobsen SJ, Sargent DJ, Atkinson EJ, O'Fallon WM, Melton LJ 3rd (1999) *Contribution of Weather to the Seasonality of Distal Forearm Fractures: A Population-Based Study in Rochester, Minnesota*. Osteoporosis International, Vol. 9, No. 3, pp. 254–259.
- Jensen JS, Tøndevold E (1979) *Mortality After Hip Fractures*. Acta Orthopaedica Scandinavia. Vol. 50, No. 2, pp. 161-167.
- Kannus P, Parkkari J (2006) *Prevention of Hip Fracture with Hip Protectors*. Age and Ageing, Vol. 35, No. S2, pp. ii51.
- Kanis J, Johnell O, Gullberg B, Allander E, Elffors L, Ranstam J, Dequeker J, Dilsen G, Gennari C, Lopes Vaz A, Lyritis G, Mazzouli G, Miravet L, Passari M, Perez Cano R, Rapado A, Ribot C (1999) *Risk Factors for Hip Fracture in Men from Southern Europe: The MEDOS Study*. Osteoporosis International, Vol. 9, No. 1, pp. 45–54.
- Keegan THM, Kelsey JL, King AC, Quesenberry CP, Sidney S (2004) *Characteristics of Fallers Who Fracture at the Foot, Distal Forearm, Proximal Humerus, Pelvis, and Shaft of the Tibia/Fibula Compared with Fallers Who Do Not Fracture*. American Journal of Epidemiology, Vol. 159, No. 2, pp. 192–203.
- Kim KJ, Alian AM, Morris WS, Lee YH (2006) *Shock Attenuation of Various Protective Devices for Prevention of Fall-Related Injuries of the Forearm/Hand Complex*. The American Journal of Sports Medicine, Vol. 34, No. 4, pp. 637–643.
- Kleiven S (2002) *Finite Element Modeling of the Human Head*. PhD Thesis, Report 2002–9, ISSN 0280-4646, Department of Aeronautics, Royal Institute of Technology, Stockholm.
- Kleiven S, Hardy WN (2002) *Correlation of an FE Model of the Human Head with Experiments on Localized Motion of the Brain – Consequences for Injury Prediction*. Stapp Car Crash Journal, Vol. 46, pp. 123–144.
- Kleiven S (2003) *Influence of Impact Direction on the Human Head in Prediction of Subdural Hematoma*. Journal of Neurotrauma, Vol. 20, No. 4, pp. 365–379.
- Kleiven S, Peloso P, Holst H (2003) *The Epidemiology of Head Injuries in Sweden from 1987 to 2000*. Injury Control and Safety Promotion, Vol. 10, No. 3, pp. 173–180.
- Kleiven S (2006a) *Biomechanics as a Forensic Science Tool – Reconstruction of a Traumatic Head Injury Using the Finite Element Method*. Scandinavian Journal of Forensic Science, Vol. 2, pp. 73–78.
- Kleiven S (2006b) *Evaluation of Head Injury Criteria using a Finite Element Model Validated Against Experiments on Localized Brain Motion, Intracerebral Acceleration, and Intracranial Pressure*. Internal Journal of Crashworthiness, Vol. 11, No. 1, pp. 65–79.
- Kleiven S (2007) *Predictors for Traumatic Brain Injuries Evaluated through Accident Reconstructions*. Stapp Car Crash Journal, Vol. 51, pp. 81–114.

- Knoefel F, Patrick L, Taylor J, Goubran R (2013) *Dual-Stiffness Flooring: Can It Reduce Fracture Rates Associated With Falls?* Journal of the American Medical Directors Association, Vol. 14, No. 4, pp. 303–305.
- Konosu A (2002) *Reconstruction Analysis for Car–Pedestrian Accidents Using a Computer Simulation Model*. Society of Automotive Engineers of Japan, JSAE Review 23; pp. 357–363.
- Kradal Flooring. *Stötdämpande Golv*. Acma Industries Ltd., Wellington, New Zealand, <http://www.kradal-skyddsgolv.se/>
- KTH. *Stötdämpande Golv*. Svein Kleiven och Hans von Holst. http://www.nyteknik.se/nyheter/innovation/forskning_utveckling/article3794063.ece
<http://www.flemingsberg.se/sv/Flemingsberg-Science/Tjanster/40-affarscase-pa-gang/Farre-fallskador-med-dampande-golv/>
- Laet C, Kanis J, Odén A, Johanson H, Johnell O, Delmas PD, Eisman J, Kröger H, Fujiwara S, Garnero P, McCloskey E, Mellström D, Melton LJ, Meunier PJ, Pols H, Reeve J, Silman A, Tenenhouse A (2005) *Body Mass Index as a Predictor of Fracture Risk: A Meta-Analysis*. Osteoporosis International, Vol. 16, No. 11, pp. 1330–1338.
- Laing AC, Robinovitch SN (2008) *The Force Attenuation Provided by Hip Protectors Depends on Impact Velocity, Pelvic Size, and Soft Tissue Stiffness*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 130, 061005.
- Laing AC, Robinovitch SN (2009) *Low Stiffness Floors can Attenuate Fall-Related Femoral Impact Forces by up to 50% Without Substantially Impairing Balance in Older Women*. Accident Analysis & Prevention, Vol. 41, No. 3, pp. 642–650.
- Laurell Lyne Å, Wallqvist V (2013) *Mjuk Asfalt för Cyklisternas Skull*. Tylösandseminariet 2013. http://mhf.se/client/files//content/projekt_vi_driver/Tylosandseminariet/2013/tis1105_AsaLaurell_VivecaWallqvist.pdf
- Lauritzen JB (1997) *Hip Fractures. Epidemiology, Risk Factors, Falls, Energy Absorption, Hip Protectors, and Prevention*. Dan Med Bull 44:155–168.
- Lewis LM, West OC, Standeven J, Jarvis H (1997) *Do Wrist Guards Protect Against Fractures?* Annals of emergency medicine, Vol. 29, No. 6, pp. 766–769.
- Lumbers M, New SA, Gibson S, Murphy MC (2001) *Nutritional Status in Elderly Female Hip Fracture Patients: Comparison with an Age-Matched Home Living Group Attending Day Centres*. British Journal of Nutrition, Vol. 85, No. 06, pp. 733–740.
- Greenspan SL, Myers ER, Maitland LA, Resnick NM, Hayes WC (1994) *Fall Severity and Bone Mineral Density predict Hip Fracture in the Elderly*. JAMA 271:128–133
- Lövman (2006) *Epidemiologin för Frakturer*. Läkartidningen, No. 40, pp. 2956–2958.
- Löwenhielm (1975) *Mathematical Simulation of Gliding Contusions*, Journal of Biomechanics, Vol. 8, No. 6, pp. 351–356.
- Lu-Yao GL, Baron JA, Barrett JA, Fisher ES (1994) *Treatment and Survival Among Elderly Americans with Hip Fractures: A Population-based Study*. Am J Public Health, Vol. 84, No. 8, pp. 163–166.
- Majumder S, Roychowdhury A, Pal S (2008) *Effects of Trochanteric Soft Tissue Thickness and Hip Impact Velocity on Hip Fracture in Sideways Fall through 3D Finite Element Simulations*. Journal of Biomechanics, Vol. 41, No. 13, pp. 2834–2842
- Mallmin H, Ljunghall S (1992) *Incidence of Colles` Fracture in Uppsala. A Prospective Study of a Quarter-Million Population*. Acta Orthopaedica Scandinavica, Vol. 63, No. 2, pp. 213–215.
- Maki BE, Fernie GR (1990) *Impact Attenuation of Floor Coverings in Simulated Falling Accidents*. Applied Ergonomics, Vol. 21, No. 2, pp. 107–114.

- Malm S, Krafft M, Kullgren A, Ydenius A, Tingvall C (2008) *Risk of Permanent Medical Impairment (RPMI) in Road Traffic Accidents*. *Annals of Advances in Automotive Medicine*, Vol. 52, pp. 93–100.
- Malmö Stad (2008) *Trafiksäkerhetsprogram för Malmö Stad. Åtgärdsdelen 2008–2012*. <http://malmo.se/download/18.7de6400c149d2490efb103b/1416578195948/Trafiks%C3%A4kerhetsprogram+Malm%C3%B6+2008.pdf>
- Margulies SS, Thibault LE (1992) *A Proposed Tolerance Criterion for Diffuse Axonal Injury in Man*. *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, No. 8, pp. 917–923.
- Melton LJ III, Chao EYS, Lane J (1988) *Biomechanical Aspects of Fractures*. In: Riggs BL, Melton LJ III, (eds.) *Osteoporosis: Etiology, Diagnosis and Management*. RavenPress, New York, pp. 111–131.
- Mellstrand Navarro C, Pettersson H, Törnqvist H, Ponzer S (2013) *Epidemiologi av Kirurgiskt och Konservativt Behandlade Distala Radiusfrakturer i Sverige 2005-2010 – En Nationell Registerstudie*. *Ortopedivecka i Uppsala 26–30 augusti 2013* <http://www.ortopedi.se/ortopediveckan/showabstracts.asp?absid=39>
- Mertz HJ, Prasad P, Irwin AL (1997) *Injury Risk Curves for Children and Adults in Frontal and Rear Collisions*. *Proceedings of the 41th Stapp Car Crash Conference*, SAE Paper No. 973318, Society of Automotive Engineers, Warrendale, pp. 13–30.
- Michel FI, Schmitt K-U, Greenwald RM, Russell K, Simpson FI, Schulz D, Langran M (2013) *White Paper: Functionality and Efficacy of Wrist Protectors in Snowboarding – Towards a Harmonized International Standard*. *Sports Engineering*, ISSN 1369-7072, DOI 10.1007/s12283-013-0113-3. http://www.sgtv.org/attach2_news/374.pdf
- Michaëlsson K, Wolk A, Langenskiöld S, Basu S, Warensjö Lemming E, Melhus H, Byberg L (2014) *Milk Intake and Risk of Mortality and Fractures in Women and Men: Cohort Studies*. *British Medical Journal*, Vol. 349:g6015.
- Miller M, Thomas J, Cameron I, Chen J, Sambrook P, March L, Cumming R, Lord SR (2009) *BMI: a Simple, Rapid and Clinically Meaningful Index of Under-Nutrition in the Oldest Old?* *British Journal of Nutrition*, Vol. 101, No. 9, pp. 1300–1305.
- MIPS. *Multi-Directional Impact Protection System (MIPS)*. www.mipshelmet.com
- Moore M, Popovic N, Daniel J, Boyea S, Polly D (1997) *The Effect of a Wrist Brace on Injury Patterns in Experimentally Produced Distal Radial Fractures in a Cadaveric Model*. *The American Journal for Sports Medicine*, Vol. 25, No. 3, pp. 394–401.
- Mott A, Rolfe K, James R, Evans R, Kemp A, Dunstan F, Kemp K, Sibert J (1997) *Safety of Surfaces and Equipment for Children in Playgrounds*. *Lancet*, Vol. 349, No. 9069, pp. 1874–1876.
- MSB, Myndigheten för Samhällsskydd och Beredskap (2011) <https://www.msb.se/Templates/Pages/NewsPage.aspx?id=7005&epslanguage=sv> <http://www.dinsakerhet.se/Nyhetslista/Fallolyckor-kostar-Sverige-22-miljarder/>
- MSB, Myndigheten för Samhällsskydd och Beredskap (2013) *Fotgängare och Halkolyckor*. Fakta 2013-12-11.
- Myers ER, Sebeny EA, Hecker AT, Corcoran TA, Hipp JA, Greenspan SL, Hayes WC (1991) *Correlations Between Photon Absorption Properties and Failure Load of the Distal Radius in Vitro*. *Calcified Tissue International*, Vol. 49, No. 4, pp. 292–297.
- Myers ER, Hecker AT, Rooks DS, Hipp JA, Hayes WC (1993) *Geometric Variables from DXA of the Radius Predict Forearm Fracture Load in Vitro*. *Calcified Tissue International*, Vol. 52, No. 3, pp. 199–204.

- Möller S, Wallman C-G, Gregersen N-P (1991) *Vinterväghållning i Tätort – Trafiksäkerhet och Framkomlighet*. TFB & VTI Forskning/Research Nr 2. Transportforskningsberedningen och Statens Väg- och Trafikinstitut.
- Nabhani F, Bamford JS (2004) *Impact Properties of Floor Coverings and their Role during Simulated Hip Fractures*. Journal of Materials Processing Technology, Vol. 153–154, pp. 139–144.
- Nevitt MC, Cummings SR (1993) *Type of Fall and Risk of Hip and Wrist Fractures: The Study of Osteoporotic Fractures*. Journal of the American Geriatrics Society (JAGS), Vol. 41, No. 11, pp. 1226–1134.
- Nguyen N, Pongchaiyakul C, Center J, Eisman J, Nguyen T (2005) *Abdominal Fat and Hip Fracture Risk in the Elderly: The Dubbo Osteoporosis Epidemiology Study*. BMC Musculoskeletal Disorders, Vol. 6, No. 1, pp. 11.
- Nilson F, Andersson R (2010) *Energiabsorberande Golvs Effekt på Frakturprevalensen bland Äldre Personer*. Rapport, Kunskapscentrum för Äldresäkerhet, Karlstads Universitet.
- Nilson F, Gustavsson J, Andersson R (2010) *Relationen mellan BMI och Fallinducerade Höftledsfrakturer bland Äldre Personer*. Rapport, Kunskapscentrum för Äldres säkerhet, Karlstads universitet, ISBN: 978-91-7063-319-5.
- Nilsson G (1986) *Halkolyckor – Förekomst och Konsekvenser*. VTI rapport 291, ISSN 0347-6030.
- Niska A (2013) *Varmsandning på Gång- och Cykelvägar. Utvärdering i Umeå av För- och Nackdelar med Metoden*. Statens Väg- och Transportforskningsinstitut, VTI Rapport No. 796, ISSN 0347-6030.
- Norton C, Nixon J, Sibert RJ (2004) *Playground Injuries to Children*. Arch Dis Child, 89, pp. 103–108.
- Nydegger V, Rizzoli R, Rapin C-H, Vasey H, Bonjour J-Ph (1991) *Epidemiology of Fractures of the Proximal Femur in Geneva: Incidence, Clinical and Social Aspects*. Osteoporosis International Vol. 2, No. 4, pp. 42–44.
- Ommaya A (1984) *Biomechanics of Head Injury, in Biomechanics of Trauma*, Eds. Nahum, Melvis, Appelton-Century-Crofts, Norwalk.
- O'Neill TW, Varlow J, Silman AJ, Reeve J, Reid DM, Todd C, Woolf AD (1994) *Age and Sex Influences on Fall Characteristics*. Annals of the Rheumatic Diseases, Vol. 53, No. 11, pp. 773–775.
- OTA (1994) *Hip Fracture Outcomes in People Age 50 and Over*. Washington DC: US Congress, Office of Technology Assessment, Background Paper No. OTA-BP-H-120.
- Parker ED, Pereira MA, Virnig B, Folsom AR (2008) *The Association of Hip Circumference With Incident Hip Fracture in a Cohort of Postmenopausal Women: The Iowa Women's Health Study*. Annals of Epidemiology, Vol. 18, No. 11, pp. 836–841.
- Parkkari J, Kannus P, Palvanen M, Natri A, Vainio J, Aho H, Vuori I, Järvinen M (1999) *Majority of Hip Fractures Occur as a Result of a Fall and Impact on the Greater Trochanter of the Femur: A Prospective Controlled Hip Fracture Study with 206 Consecutive Patients*. Calcified Tissue International, Vol. 65, No. 3, pp. 183–187.
- Patton DA (2014) *The Biomechanical Determinants of Sports-Related Concussion: Finite Element Simulations of Unhelmeted Head Impacts to Evaluate Kinematic and Tissue Level Predictors of Injury and Investigate the Design Implications for Soft-Shell Headgear*. PhD Thesis, University of New South Wales.
- Pinilla TP, Boardman KC, Bouxsein ML, Myers ER, Hayes WC (1996) *Impact Direction from a Fall Influences the Failure Load of the Proximal Femur as much as Age-Related Bone Loss*. Calcified Tissue International, Vol. 58, No. 4, pp. 231–235.

- Playtop. Stötdämpande Underlag. http://www.playtop.com/se/playtop_historik.asp
<http://www.playtop.com/general/images/certificates/full/labosportcert.gif>
- Redfern MS, Moore PL, Yarsky CM (1997) *The Influence of Flooring on Standing Balance Among Older People*. Human Factors, Vol. 39, No. 3, pp. 445–455.
- Robertson MC, Milburn PD, Carman AB, Campbell AJ (2011) *Safety Flooring: Energy Absorption, Postural Stability, and Gait Patterns*. University of Otago, Dunedin, New Zealand.
- Rikshöft (2013) *Rikshöft – Årsrapport 2013*. ISBN 978-91-980722-9-7. <http://rikshoft.se/wp-content/uploads/2013/07/%C3%85rsrapport-RIKSH%C3%96FT-2013.pdf>
- Rizzi M, Stigson H, Krafft M (2013) *Cyclists Injuries Leading to Permanent Medical Impairment in Sweden and the Effect of Bicycle Helmets*. IRCOBI (International Research Council on the Biomechanics of Injury) Conference Proceedings, 11–13 September 2013, Gothenburg (Sweden).
- Robinovitch SN, Hayes WC, McMahon TA (1991) *Prediction of Femoral Impact Forces in Falls on the Hip*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 113, No. 4, pp. 366–374.
- Robinovitch SN, McMahon TA, Hayes WC (1995) *Force Attenuation in Trochanteric Soft Tissues during Impact from a Fall*. Journal of Orthopaedic Research, Vol. 13, No. 6, pp. 956–962.
- Robinovitch SN, Hayes WC, McMahon TA (1997) *Distribution of Contact Force during Impact to the Hip*. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 25, No. 3, pp. 499–508.
- Robinovitch SN, Brumer R, Maurer J (2004) *Effect of the “Squat Protective Response” on Impact Velocity during Backward Falls*. Journal of Biomechanics, Vol. 37, No. 9, pp. 1329–1337.
- Robinovitch SN, Evans SL, Minns J, Laing AC, Kannus P, Crompton PA, Derler S, Birge SJ, Plant D, Cameron ID, Kiel DP, Howland J, Khan K, Lauritzen JB (2009) *Hip Protectors: Recommendations for Biomechanical Testing – An International Consensus Statement (Part I)*. Osteoporosis International, Vol. 20, No. 12, pp. 1977–1988.
- Robinovitch SN, Feldman F, Yang Y, Schonnop R, Lueng PM, Sarraf T, Sims-Gould J, Loughin M (2013) *Video Capture of the Circumstances of Falls in Elderly People Residing in Long-Term Care: An Observational Study*. Lancet, January 5; Vol. 381(9860), pp. 47–54. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3540102/pdf/nihms2545.pdf>
- Russel K, Hagel B, Francescutti LH (2007) *The Effect of Wrist Guards on Wrist and Arm Injuries Among Snowboarders: A Systematic Review*. Clinical Journal of Sport Medicine, Vol. 17, No. 2, pp. 145–150.
- RVU (2013) *Resvaneundersökningen 2011–2012*. Trafikanalys, Statistik 2013:13.
- Rydell N, Räf L (1997) *Bättre Rutiner vid Armbrott kan ge Färre Missar*. Läkartidningen Vol. 94, No. 43, pp. 3853–3855.
- Råd & Rön (2014) *Uppblåsbara cykelhjälmen klarar inte säkerhetsstandarden*. Artikel publicerad 2014-06-09. <http://www.radron.se/artiklar/Uppblasbara-cykelhjälmen-klarar-inte-sakerhetsstandarden/>
- Rønning R, Rønning I, Gerner T, Engebretsen L (2001) *The Efficacy of Wrist Protectors in Preventing Snowboarding Injuries*. The American Journal of Sports Medicine, 29, 581-585.
- Sabick MB, Hay JG, Goel VK, Banks SA (1999) *Active Responses Decrease Impact Forces at the Hip and Shoulder in Falls to the Side*. Journal of Biomechanics, Vol. 32, No. 9, pp. 993–998.
- Santesso N, Carrasco- Labra A, Brignardello-Petersen R (2014) *Hip Protectors for Preventing Hip Fractures in Older People (Review)*. The Cochrane Library, Issue 3.
- Schmitt K-U, Niederer P, Walz F (2004) *Trauma Biomechanics – Introduction to accidental injury*. ISBN 3-540-22299-5 Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.

- Schmitt K-U, Michel FI, Staudig F (2011) *Analysing the Impact Behaviour of Recent Snowboarding Wrist Protectors*. Proceedings of the International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Injury in Krakow (Poland), pp. 51–61.
- Sherker S, Ozanne-Smith J (2004) *Are Current Playground Safety Standards Adequate for Preventing Arm Fractures?* The Medical journal of Australia, Vol. 180, No. 11, pp. 562–565.
- Sigurdardottir K, Halldorsson S, Robertsson J (2011) *Epidemiology and treatment of distal radius fractures in Reykjavik, Iceland, in 2004 – Comparison with an Icelandic Study from 1985*. Acta Orthopaedica, No. 82, Vol. 4, pp. 494–498.
- Simpson AH, Lamb S, Roberts PJ, Gardner TN, Evans JG (2004) *Does the Type of Flooring Affect the Risk of Hip Fracture?* Age Ageing, Vol. 33, No. 3, pp. 242–246.
- Simonen O, Mikkola, T (1990) Excess Mortality After Femoral Neck Fracture. Osteoporosis 90 C. Christiansen and K. Overgaard (eds.) (Copenhagen, Denmark: Osteopress ApS, 1990).
- SmartCell. *Stötdämpande Golv*. SATECH Inc., Chehalis, WA, USA.
- SS-EN1078 (1997) *Hjälmarna för Cyklister, Skateboard och Rullskridskoåkare*. Svensk Standard.
- SP Datablad EN 14808. Sveriges Tekniska Forskningsinstitut. <http://www.sp.se/sv/index/services/sportsurfaces/en14808/Sidor/default.aspx>
- Smeesters C, Hayesa WC, McMahona TA (2001) *Disturbance Type and Gait Speed Affect Fall Direction and Impact Location*. Journal of Biomechanics, Vol. 34, No. 3, pp. 309–317.
- van Staa TP, Geusens P, Kanis JA, Leufkens HGM, Gehlbach S, Cooper C (2006) *A Simple Clinical Score for Estimating the Long-Term Risk of Fracture in Post-Menopausal Women*. QJM: Monthly Journal of the Association of Physicians, Vol. 99, No. 10, pp. 673–682.
- Stigson H (2015) Bra Val – Folksam Test av Cykelhjälmarna 2015. http://www.folksam.se/polopoly_fs/1.140326!/Folksam%20cykelhi%C3%A4lmtest%20015%20forskningsrapport%20v2.pdf
- Svensk Försäkring. *Medicinsk Invaliditet – Skador 2013*. Gradering av medicinsk invaliditet. http://www.svenskforsakring.se/Global/Invaliditetsintyg/Medicinsk_invaliditet_skador120911.pdf
- Templer DI, Kasiraj J, Trent NH, Trent A, Hughey B, Keller WJ, Orling RA, Thomas-Dobson S (1992) *Exploration of Head Injury without Medical Attention*. Perceptual and Motor Skills, 75, 195–202.
- Thomas KE, Stevens JA, Sarmiento K, Wald MM (2008) *Fall-Related Traumatic Brain Injury Deaths and Hospitalizations Among Older Adults—United States, 2005*. Journal of Safety Research, Vol. 39, No. 3, pp. 269–272.
- Thompson DC, Thompson RS, Rivara FP, Wolf ME (1990) *A Case-Control Study of the Effectiveness of Bicycle Safety Helmets in Preventing Facial Injury*. The American Journal of Public Health, Vol. 80, No. 12, pp. 1471–1474.
- Tinetti ME, Mendes de Leon CF, Doucette JT, Baker DI. *Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elderly persons*. J Gerontol Med Sci. 1994;49:M140-M147.
- Trafikverket (2012) *Analysrapport - Översyn av Etappmål och Indikatorer för Säkerhet på Väg mellan År 2010 och 2020*. Trafikverkets Publikation 2012:124
- Trafikverket (2015) *Analys av Trafiksäkerhetsutvecklingen 2014. Målstyrning av Trafiksäkerhetsarbetet mot Etappmålen 2020*. Rapport Nr. 2015:073, ISBN: 978-91-7467-729-4.
- Transportstyrelsen. *Sjukhusrapporterad Statistik*. <https://www.transportstyrelsen.se/sv/vagtrafik/statistik-och-register/Vag/Olycksstatistik/Sjukhusrapporterad-statistik/>

- Trimpou P, Landin-Wilhelmsen K, Odén A, Rosengren A, Wilhelmsen L (2010) *Male Risk Factors for Hip Fracture – A 30-Year Follow-Up Study in 7,495 Men*. *Osteoporosis International*, Vol. 21, No. 3, pp. 409–416.
- TU (1973) *Trafikundersökningar i Stockholmsregionen Hösten 1971*. Resultatrapport Nr. 1, Vardagsresandet i Stockholmsregionen, Stockholms Läns Landsting, Trafiknämnden, S-Tryck Offset, Täby.
- Tylösand (2014) *Fotgängare – Hur gör man sig illa och vilka åtgärder är tänkbara?* Tylösandseminariet 2014. <http://www.slideshare.net/Tylosandsseminariet/fotgngare-hur-gr-man-sig-illa-och-vilka-tgrder-r-tnkbara-anna-carlsson-chalmers>
- Tyréns (2013) *Fotgängares Fallolyckor*. Slutrapport, Skyltfonden.
- Young TB, Gibbs ACC (1984) *Prognostic Factors for the Elderly with Proximal Femoral Fracture*. *Archives of Emergency Medicine*, Vol. 1, No. 4, pp. 215–224.
- Utbult M (2012) *Rätt Skor och Halkskydd Minskar Vinterns Fallrisker*. *Sunt Arbetsliv*, 28 Februari 2012, <https://www.suntliv.nu/forskning/olyckor-och-belastningsskador/ratt-skor-och-halkskydd-haller-dig-pa-fotterna-trots-is-och-sno/>
- Vellas BJ, Wayne SJ, Garry PJ, Baumgartner RN (1998) *A Two-Year Longitudinal Study of Falls in 482 Community-Dwelling Elderly Adults*. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, Vol. 53A, No. 4, pp. M264–M274.
- Vårdguiden. *Benskorhet*. <http://www.1177.se/Vastra-Gotaland/Fakta-och-rad/Sjukdomar/Benskorhet/>
- Wei TS, Hu CH, Wang SH, Hwang KL (2001) *Fall Characteristics, Functional Mobility and Bone Mineral Density as Risk Factors of Hip Fracture in the Community-Dwelling Ambulatory Elderly*. *Osteoporosis International*, Vol. 12, No. 12, pp. 1050–1055.
- Willig R, Luukinen H, Jalovaara P (2003) *Factors Related to Occurrence of Hip Fracture during a Fall on the Hip*. *Public Health*, Vol. 117, No. 1, pp. 25–30.
- Willinger R, Deck C, Halldin P, Otte D (2014) *Towards Advanced Bicycle Helmet Test Methods*. International Cycling Safety Conference 2014, 18–19 November 2014, Göteborg, Sweden.
- Wright A (2011) *Novel Compliant Flooring Systems from Head to Toes: Influences on Early Compensatory Balance Reactions in Retirement-Home Dwelling Adults and on Impact Dynamics during Simulated Head Impacts*. Thesis for the Degree of Master of Science, University of Waterloo, Ontario, Canada.
- Wright AD, Laing AC (2011) *Novel Compliant Floors have Minimal Effects on Balance Control Following Perturbations in Elderly Community-Dwelling Women*. *Accident Analysis and Prevention*, Vol. 43, No. 4, pp. 1480–1487.
- Wright AD, Laing AC (2012) *The Influence of Headform Orientation and Flooring Systems on Impact Dynamics During Simulated Fall-Related Head Impacts*. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 34, No. 8, pp. 1071–1078.
- Wu G, Xue S (2008) *Portable Preimpact Fall Detector with Inertial Sensors*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 16, No. 2, pp. 178–83.
- Yrkesskador (1974) *Yrkesskador 1971 (SOS)*. Statistiska Centralbyrån, Stockholm.
- Zhang L, Yang KH, King AI (2004) *A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury*. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 126, No. 2, pp. 226–236.
- Öberg G, Nilsson G, Velin H, Wretling P, Berntman M, Brundell-Freij K, Hydén C, Ståhl A (1996) *Fotgängares och Cyklisters Singelolyckor*. VTI Rapport 799, ISSN 0347-6049.
- Öberg G (2011) *Skadade Fotgängare – Fokus på Drift och Underhåll vid Analys av Sjukvårdsregistrerade Skadade i STRADA*, VTI Rapport 705, ISSN 0347-6030.

Öberg G, Arvidsson A (2012) *Skadade Fotgängare – Kostnad för Fotgängarskador Jämfört med Vinterväghållningskostnader*. VTI Rapport 735 (reviderad utgåva).
Örnsköldsvik Stad. *Fotgängare i Örnsköldsvik – Halkolyckor*. Örnsköldsviks Skadestatistik-grupp. <http://www.ornskoldsvik.se/download/18.558b64a11375830b8d8387f/1354916061461/bildspel.pdf>

Lista – Figurer

Figur 1. Antal trafikskadade personer (uppdelade efter transportsätt).....	1
Figur 2. Skadegrad för olika olyckstyper som involverar fotgängare	2
Figur 3. Antal allvarligt skadade i transportsystemet med minst 1% invaliditet.	3
Figur 4. Riskbilden (skadefall per en miljon timmar) under en arbetsdag.	4
Figur 5. Hela resan-perspektiv – inkludera fotgängare.....	4
Figur 6. Skadornas fördelning över olika kroppsdelar, uppdelade på alla skador.....	5
Figur 7. Skadornas fördelning över olika kroppsdelar (uppdelat på frakturer och övriga)	6
Figur 8. Skadade fotgängare (i blått), varav svårt skadade, ISS >8 (i rött).....	7
Figur 9. Skadade fotgängare i olika ålder och kön 2009–2010 (Örnsköldsvik Stad).....	7
Figur 10. Fördelning av skador per olycksplats bland gångtrafikanter i singelolyckor).....	8
Figur 11. Den största koncentrationen av skadade finns i centrum.....	9
Figur 12. Skadade fotgängare i singelolyckor för åren 2003–2008, fördelning över månad. ...	9
Figur 13. Skadade fotgängare i singelolyckor för åren 2003–2008, veckodag och timme.....	10
Figur 14. I Göteborg snubblar fler äldre på kanter, lösa eller uppstickande plattor.	12
Figur 15. Fördelning av a) fallriktning och b) den kroppsdel som tar emot fallet.	14
Figur 16. 10-årsrisken för höftfraktur bland kvinnor i Sverige jämfört med andra länder.....	15
Figur 17. Antal höftfrakturer per 100 000 invånare och år i Schweiz (Nydegger m.fl. 1991). 16	
Figur 18. Relativ fatalitetsrisk tiden efter höftfraktur (baserad på Haentjens m.fl. 2010).....	17
Figur 19. Schematisk beskrivning av övre lårbenet	18
Figur 20. Exempel på provuppställning vid test av lårbenets brottgräns i sidled.)	19
Figur 21. Höftairbag från ActiveProtective.	21
Figur 22. Prover med olika typer av höftskydd	22
Figur 23. Schematisk beskrivning av den förslagna testmetodsstandard	23
Figur 24. Antal handledsfrakturer per 100 000 invånare och år i Uppsala	25
Figur 25. Handledens a) anatomi b) rörelser.	26
Figur 26. Uppkomst av en fraktur på distala radius, sk Colles-fraktur (Frykman 1967).	26
Figur 27. a) Exempel på provuppställning vid test av handledens brottgräns	27
Figur 28. Exempel på fall bakåt där man tar emot sig med en respektive två händer.....	27
Figur 29. Exempel på handledsskydd för vintersporter.....	28
Figur 30. Schematisk beskrivning av den förslagna testmetodsstandard.	30
Figur 31. Huvudskador per 100 000 invånare i Sverige och år (1987–2000).....	31
Figur 32. Antal fallrelaterade huvudskador per 100 000 invånare i Sverige.	31
Figur 33. Huvudets olika skikt – skalpen, skallen, hjärnhinnorna och hjärnan.....	32
Figur 34. Skallskador – schematisk översikt (baserad på Schmitt et al. 2004).	33
Figur 35. Wayne State Tolerance Curve (WSTC).	33
Figur 36. a) Coup- och b) contrecoup-kontusion).....	34
Figur 37. Fördelning av hjärnskador i Sverige 1987–2000 (Kleiven 2002).....	35
Figur 38. Skyddshattar för fotgängare från det japanska företaget Abonet.	36
Figur 39. Skyddskeps och mössa från det amerikanska företaget IsoBlox.	37
Figur 40. Skyddsmössa från det amerikanska företaget Crasche	37
Figur 41. Hjälm med MIPS-teknik.....	38
Figur 42. Huvudskyddet Hövding, baserad på airbagteknologi.	39
Figur 43. a) Provmotod som användes vid utvärdering av de japanska skyddshattarna	40
Figur 44. Hjälmprovning enligt a) Lagkravsprov (SS-EN1078) b) Cykelolycka 3.....	41
Figur 45. Finit element-modell av människohjärnan.....	42

Figur 46. Maximal töjning i hjärnan vid Cykelolycka 3.....	42
Figur 47. Kraft-deformationskarakteristiken hos en tidig prototyp av stötdämpande golv ...	44
Figur 48. Stötdämpande golv från KTH.	44
Figur 49. Stötdämpande golv från SmartCell.....	45
Figur 50. Stötdämpande underlag från Playtop.....	46
Figur 51. Sveriges Tekniska Forskningsinstitutets (SP) provrigg	47
Figur 52. Provmätod baserad på uppmätningar av underlagets kraft/deformation.	48
Figur 53. Energiabsorption för huvud- och höftmodellen, deformation för fotmodellen	49
Figur 54. Fördelning av kostnader för vinterväghållning relativt fotgängarskador.....	55
Figur 55. Rubriker från olika tidningar som illustrerar vikten av god snöröjning.....	56
Figur 56. Skillnad i väglag under vintern 1993/1994 i Umeå vid uppvärmd yta/markvärme.	57
Figur 57. Rubriker från olika tidningar som rapporterar om fall och fallrelaterade skador... ..	58
Figur 58. Man måste tackla problemet från flera olika håll.....	59

Lista – Tabeller

Tabell 1. Fördelning av skadegrad för kvinnor och män under 2003–2008 (Öberg 2011).....	7
Tabell 2. Genomsnittligt antal vård dagar för inlagda på lasarettet i Motala	11
Tabell 3. Dödsfall i anslutning till höftfraktur – sammanställning av olika studier.	17
Tabell 4. Rekommendationer gällande provning av höftskydd	24
Tabell 5. Sammanställning av olika studier som har undersökt den effektiva massan.....	53
Tabell 6. Gränsvärden för hjärnskada	36
Tabell 7. Sammanställning av olika studier som har undersökt cykelhjälmars skyddseffekt.	39