

Hüft- und Rückenprotektoren im alpinen Wintersport - effektiver Schutz ?

1 Einleitung

Im alpinen Wintersport haben bei insgesamt sinkenden Verletzungszahlen (ASU, 2014) gerade Kollisionsunfälle, Schädel-Hirn-Traumata, Rückenmarksverletzungen und Polytraumatisierungen zugenommen (Knöringer, 2013). Rumpf und Hüfte machen dabei ca. 19% aller Verletzungen aus (ASU, 2014). Die Inzidenz für Wirbelsäulenverletzungen ist mit 0,001/1.000 Skitage zwar sehr gering, die Verletzungsfolgen sind jedoch meist schwer. In 50% der Fälle ist eine operative Versorgung erforderlich, in 20% der Fälle liegt eine Verletzung des Rückenmarks vor. HWS, BWS und LWS sind zu etwa gleichen Teilen betroffen. Hauptverletzungsmechanismen sind axiale Kompressionen, direkte Kontusionen (Aufprall) hingegen sind selten (Ackery, Hagel, Provvidenza & Tator, 2007).

Frakturen der Hüftregion entstehen vorwiegend durch eine seitliche Krafteinwirkung auf den Trochanter major. Bei älteren Menschen mit verminderter Knochendichte kann dafür ein Sturz aus dem Stand ausreichen. Bei jüngeren Menschen sind bei höheren Kraftweirwirkungen - etwa beim Sturz vom Fahrrad (Weinz & Schönle, 2006), bei Rasant Sportarten (Skifahren), bei Unfällen (Sturz aus großer Höhe) oder bei Verkehrsunfällen - ebenfalls Frakturen des Beckens, der Hüften oder des Schenkelhalses möglich (Stöckle, Lucke & Haas, 2005). Derzeit beträgt die Inzidenz für Schenkelhalsfrakturen in Deutschland 90/100.000 Einwohner/Jahr, bei den über 65-Jährigen 600 bis 900/100.000 Einwohner/Jahr. Das Lebenszeitrisiko, eine Fraktur des koxalen Femurs zu erleiden, beträgt etwa 11 bis 23 Prozent bei Frauen und 5 bis 11 Prozent bei Männern (Stöckle et al., 2005). Bei älteren Menschen ist der häusliche Sturz auf die Hüfte als Bagateltrauma die häufigste Ursache für einen Schenkelhalsbruch.

Die bei einem Sturz einwirkenden Kräfte sind von großer Bedeutung auf die Entstehung von Frakturen. Die Kraftwirkungen auf den Körper sind abhängig von der Aufprallart (Sturz oder Kollision), vom Aufprallort (direkt oder nahe der Hüfte/Wirbelsäule), von der Fallrichtung (Sturz beim Geradeaus Gehen nach vorn, zur Seite, oder mit Drehung), von der Fallhöhe (Sturz aus dem Stehen oder Sitzen), sowie vom Untergrund, auf den der Sturz erfolgt (Kaack, 2000). So war bei Männern im Alter von 40 – 75 Jahren eine erhöhte Rate an Hüftfrakturen bei den größeren (über 183 cm) und älteren Männern (über 65 Jahre) festzustellen. Männer, die eine Größe von mindestens 183 cm hatten, wiesen ein doppelt so hohes Frakturrisiko auf wie Männer, die nur 175 cm groß waren (Hemenway, Azrael, Rimm, Feskanich & Willett, 1994).

Studien zeigen, dass die Kraft, die zu einer Becken- bzw. Hüftfraktur führt, zwischen 3,61 kN und 8 kN liegt (Etheridge, Beason, Lopez, Alonso, McGwin & AW,

2005; Song, Trosseille & Guillemot, 2006), wobei eine Minderung der Knochendichte die Bruchfestigkeit erniedrigt (Beason, Dakin, Lopez, Alonso, Bandak & Eberhardt, 2003). Aber auch die Ausprägung des Weichteilgewebes auf dem Trochanter hat eine Änderung des Frakturrisikos zur Folge (Bouxsein, Szulc, Munoz, Thrall, Sornay-Rendu & Delmas, 2007).

Nachdem das Tragen von Skihelmen in den letzten Jahren zur Normalität geworden ist, haben jüngst auch Rückenprotektoren gerade bei jüngeren Skifahrern und Snowboardern immer stärkere Verbreitung gefunden. Seitliche Protektoren, die den Trochanter major schützen, werden von Motorradfahrern, Skifahrern, Snowboardern, Eishockeyspielern und Mountainbikern verwendet. Doch auch für die zunehmende Gruppe älterer Sportler erscheinen Protektoren sinnvoll, um das Verletzungsrisiko bei Stürzen im Hinblick auf die altersbedingt reduzierte Knochendichte zu verringern. Aber auch bei sturzgefährdeten Personen im Pflegeheim oder nach endoprothetischem Gelenkersatz sind Hüftprotektoren im Einsatz.

Die Prüfnormen für Rückenprotektoren wurden vom Motorradrennsport übernommen (EN 1621) und lassen im aktuellen Level-2 (EN 1621-2, 2003) eine Restenergie von im Mittel 8 kJ und maximal 12 kJ (EN 1621-1) zu, die an bzw. über der Frakturschwelle liegt. In einer Studie erreichten zwar alle 12 getesteten Rückenprotektoren eine Restkraftminimierung nach Level-2, aber auch ein einfacher Rucksack mit Pullover erreichte das gleiche Ergebnis (Schmitt, Liechti, Michel, Stämpfli & Brühwiler, 2010). Für Hüftprotektoren hingegen existiert bisher weder ein Vergleichstest noch eine offizielle Prüfnorm. Zwar wurden biomechanische Tests zu einzelnen Hüftprotektoren veröffentlicht, die meisten davon haben jedoch keine hohen Frequenzen der Kraftaufnahme eingesetzt, so dass hohe und sehr kurze Aufprallkräfte nicht registriert wurden.

Es sollte nun geprüft werden, welche der erhältlichen Hüft- und Rückenprotektoren hinsichtlich Kraftreduktion und Verzögerung der Schlagenergie die beste Schutzwirkung ausüben.

2 Methoden

Zu diesem Zweck wurden 21 Hüftprotektoren, davon 14 orthopädische für den Alltag und 7 für den Sport, sowie 8 Rückenprotektoren für den Sport einem Falltest unterzogen. Hierbei wurde eine Bowlingkugel (Ø17 cm, 31 N) aus Höhen von 25, 45, 65, 80 und 100 cm (H25-H100) je 3-mal zentral auf die Protektoren fallen gelassen, die auf einer Kraftmessplatte (Kistler, Range 20kN, Frequenz 20kHz, Messdauer 2s) positioniert waren. Zur Gewährleistung konstanter Fallbedingungen wurde die Bowlingkugel auf einer Laufrille mit ca. 0,5% Gefälle positioniert, danach von Hand freigelassen, um dann langsam bis zur Kante zu rollen und herunterzufallen (Abb. 1). Bei den Rückenprotektoren wurde der Test zudem in 4 weiteren Positionen (oben, unten, links und rechts) durchgeführt (Abb. 2). Zum Vergleich wurde auch eine Airex-Matte (Balance-pad, Schaumstoff, Dicke 6 cm) hinzugezogen. Statistiken wurden mittels T-Test mit einem Signifikanzlevel von 5% durchgeführt.

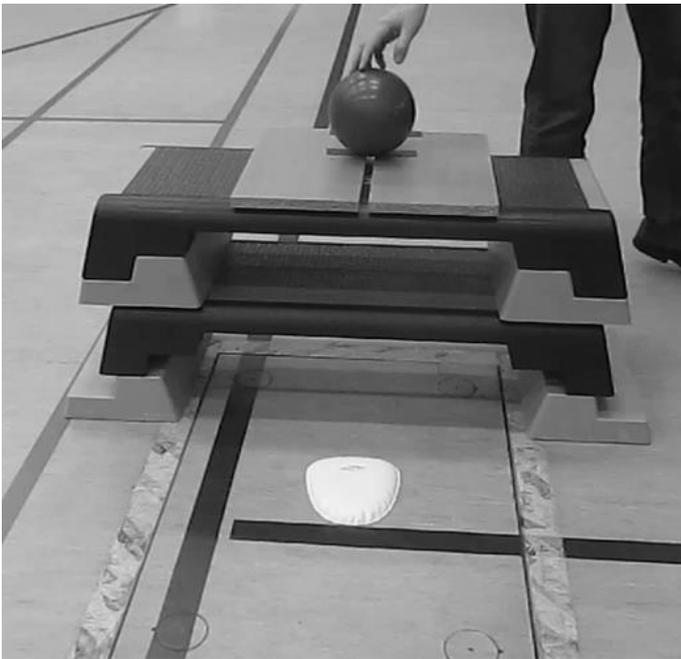


Abb. 1: Versuchsstand mit Reebok-Steppern über einer Kistler-Kraftmessplatte (hier: H45), Bowlingkugel in Startposition auf der Spur, Protokoll im Aufprallzentrum positioniert.

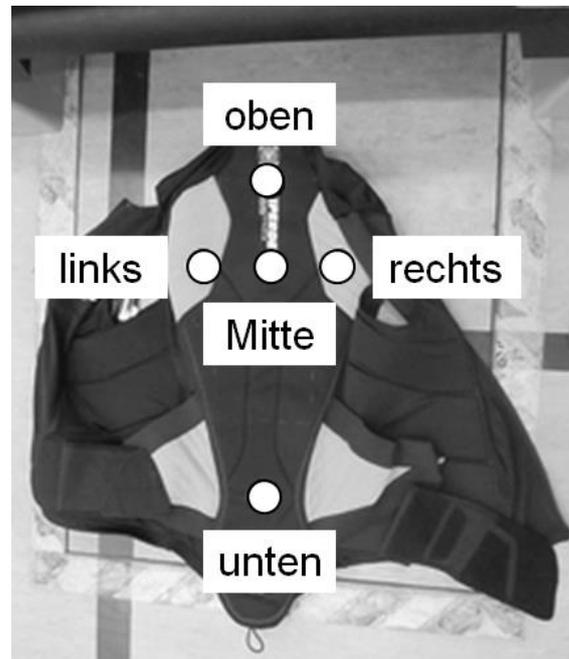


Abb. 2: Die 5 unterschiedlichen Testpositionen bei den Rückenprotektoren.

3 Ergebnisse

Beim Aufprall der Bowlingkugel auf die Kraftmessplatte ohne Protektor wurden Kraftspitzen von 9,2 kN (H25) bzw. 16,8 kN (H45) und Verzögerungen bis zur Kraftspitze von 1,32 ms (H25) bzw. 1,18 ms (H45) gemessen (Abb. 3, Tab. 1, 2). Fallhöhen größer als H45 lagen für die Bowlingkugel bereits außerhalb des Messbereichs.

Für die verschiedenen Protektoren wurden die folgenden Ergebnisse ermittelt. Bei der Airex-Matte zeigen sich Kraftspitzen von 0,5 kN (H25) bzw. 1,8 kN (H100) bei Verzögerungen bis zur Kraftspitze von 18,3 ms (H25) bzw. 9,9 ms (H100).

Bei den Hüftprotektoren Orthopädie reduzierten sich die Maximalkräfte im Mittel auf 1,6 kN (H25) bzw. 9,9 kN (H100) bei Verzögerungen bis zur Kraftspitze von im Mittel 5,6 ms (H25) bzw. 3,9 ms (H100). Bei den Hüftprotektoren Sport reduzierten sich die Maximalkräfte im Mittel auf 3,3 kN (H25) bzw. 12,4 kN (H100) bei Verzögerungen bis zur Kraftspitze von im Mittel 2,1 ms (H25) bzw. 1,5 ms (H100). Bei den Rückenprotektoren Sport reduzierten sich die Maximalkräfte unabhängig von den 5 gemessenen Positionen im Mittel auf 2,1 kN (H25) bzw. 6,6 kN (H100) bei Verzögerungen bis zur Kraftspitze von im Mittel 5,3 ms (H25) bzw. 2,8 ms (H100). Zudem zeigen sich sehr große Streuungen zwischen den einzelnen Protektoren. So reichen die Mittelwerte für die Maximalkräfte von 0,9 kN bis 6,0 kN (H25) bzw. von 3,2 kN bis 22,0 kN (H100) (Abb. 3) und für die Verzögerungen bis zur Kraftspitze von 1,4 ms bis 14,0 ms (H25) bzw. von 1,0 ms bis 8,9 ms (H100)..

Die Daten aller Maximalkräfte und Verzögerungen bis zur Kraftspitze sind in Tabelle 1 & 2 aufgelistet.

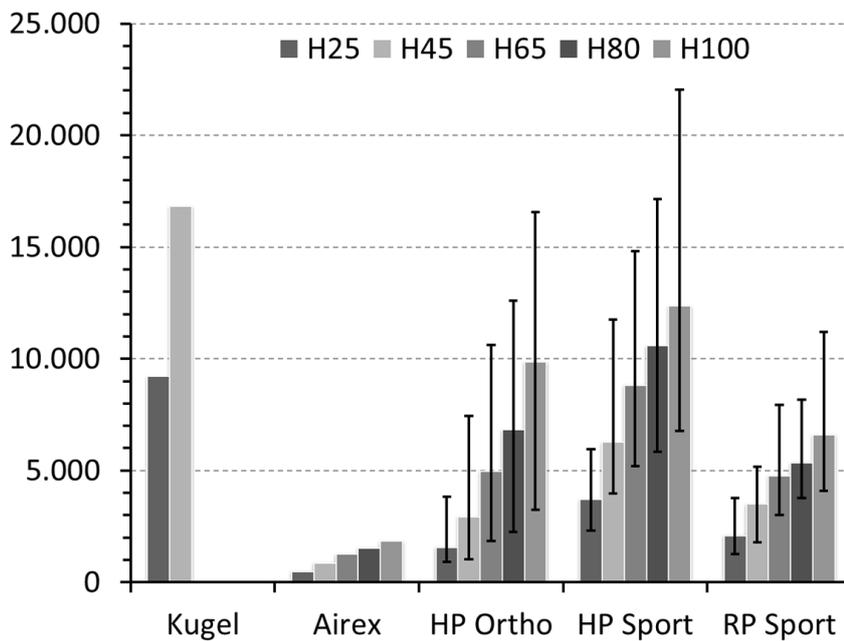


Abb. 3. Kraftmaxima der Hüftprotektoren Orthopädie (HP Ortho), Hüftprotektoren Sport (HP Sport) und Rückenprotektoren Sport (RP Sport) sowie zum Vergleich der Bowlingkugel ohne Protektor (Kugel) und der Airex-Matte bei allen Fallhöhen. Die Spannweiten-Indikatoren zeigen die jeweils maximalen und minimalen Werte innerhalb einer Protektoren Gruppe an (vgl. Tab. 1).

Die Gruppe der Rückenprotektoren Sport zeigt bei großen Fallhöhen (H100) signifikant bessere Restkraftreduzierungen ($p < .032$) als die Hüftprotektoren. Die orthopädischen Hüftprotektoren zeigen gegenüber den Hüftprotektoren Sport bei allen Fallhöhen mit Ausnahme von H100 signifikant bessere Restkraftreduzierungen ($p < .024$). Zudem zeigen die Hüftprotektoren Orthopädie zumindest tendenziell bei kleineren Fallhöhen (H25, H45) bessere und bei größeren Fallhöhen (H80, H100) schlechtere Restkraftminimierungen als die Rückenprotektoren Sport (Abb. 3). Die Zeitverzögerungen bis zur Kraftspitze sind bei den orthopädischen Hüftprotektoren ($p < .005$) durchweg am längsten, gegenüber den Rückenprotektoren jedoch nur bei H25 signifikant. Die Hüftprotektoren Sport zeigen durchweg signifikant schlechtere, d.h. kürzere Verzögerungen bis zur Kraftspitze gegenüber den anderen beiden Protektor Gruppen ($p < .005$).

Tab. 1. Maximalkraft mit Mittelwert (MW), Minimum (Min) und Maximum (Max) der verschiedenen Protektor Gruppen in unterschiedlichen Fallhöhen

Fallhöhe [cm]	Kraftmaximum [N]		ohne Protektor	Airex-Matte	Hüftprotektor Orthopädie		Hüftprotektor Sport		Rückenprotektor Sport	
	MW	Min Max			Min Max	Min Max	Min Max	Min Max		
H25	MW	Min Max	9227	500	1578 918 3818	3727 2324 5960	2109 1272 3759			
H45	MW	Min Max	16839	883	2941 1044 7451	6278 3985 11766	3510 1787 5166			
H65	MW	Min Max	out of range	1266	4987 1841 10618	8840 5210 14813	4780 3005 7940			
H80	MW	Min Max	out of range	1542	6837 2253 12612	10590 5843 17155	5369 3772 8213			
H100	MW	Min Max	out of range	1848	9882 3236 16575	12382 6771 22042	6622 4096 11201			

Tab. 2. Zeitliche Verzögerung bis zur Kraftspitze mit Mittelwert (MW), Minimum (Min) und Maximum (Max) der verschiedenen Protektor Gruppen in unterschiedlichen Fallhöhen

Fallhöhe [cm]	Verzögerung bis zur Kraftspitze [ms]		ohne Protektor	Airex-Matte	Hüftprotektor Orthopädie		Hüftprotektor Sport		Rückenprotektor Sport	
	MW	Min Max								
H25	MW	Min Max	1,32	18,28	5,57	2,98 8,32	2,08	1,35 3,55	5,27	1,85 13,95
H45	MW	Min Max	1,18	15,75	5,46	2,58 9,15	1,74	1,15 3,75	3,98	1,25 8,85
H65	MW	Min Max		14,12	5,11	2,02 10,62	1,62	1,20 2,60	3,23	1,35 6,70
H80	MW	Min Max		13,42	5,06	2,00 9,73	1,64	1,25 2,10	3,10	1,15 5,25
H100	MW	Min Max		9,87	3,89	1,47 8,87	1,45	1,00 1,95	2,77	1,30 6,55

4 Diskussion

Nur 11 von 29 Hüftprotektoren unterschreiten die Prüfnorm EN 1621-2 bzw. den oberen Grenzwert von 8 kN für die Bruchfestigkeit von Hüft- und Beckenknochen (Etheridge et al., 2005; Song et al., 2006), davon 6 von 8 Rückenprotektoren (Abb. 4). Und das obwohl die verwendete Bowlingkugel mit 31 N (3,16 kg) deutlich leichter ist als bei der Normprüfung (5 kg). Bei einer Bowlingkugel mit einem Gewicht von 5 kg wären entsprechend gut 60 % höhere Maximalkräfte zu erwarten. Der Grund für das vergleichsweise gute Abschneiden der Rückenprotektoren mag darin begründet sein, dass einzig für diese Gruppe eine Prüfnorm existiert. Die orthopädischen Protektoren schneiden bei geringeren Fallhöhen etwas besser ab, die Rückenprotektoren hingegen bei größeren Fallhöhen. 4 von 7 Hüftprotektoren für Mountainbike oder Skisport übersteigen die Grenzwerte sehr deutlich. Hier erscheint entweder das verwendete viskoelastische Material zu dünn oder der verwendete Schaumstoff als Dämpfungsmaterial ungeeignet.

Die zeitlichen Verzögerungen bis zum Erreichen der Maximalkraft als weiteres wichtiges Schutzkriterium zeigen bei den Hüftprotektoren Orthopädie durchweg die besten Ergebnisse, was auf die guten Dämpfungseigenschaften der verwendeten viskoelastischen Materialien schließen lässt, zumindest bis zur vollständigen Kompression. Darüber hinaus lässt die Schutzwirkung stark nach, was sich an den schlechteren Ergebnissen bei größeren Fallhöhen (H100) zeigt (Abb. 3).

Insgesamt hängt die Schutzwirkung der Protektoren im Wesentlichen von der Konstruktion und Dicke des Protektors ab. Die beste Schutzwirkung erzielen bei diesem Falltest Kombinationen aus Hartschale und viskoelastischem Material. Protektoren mit viskoelastischem Material und ohne Hartschale sollten eine gewisse Dicke aufweisen, um zugleich gut zu absorbieren und zu verzögern. Dünnere Protektoren (<19mm) schneiden bei der Kraftreduktion oder Verzögerung deutlich schlechter ab.

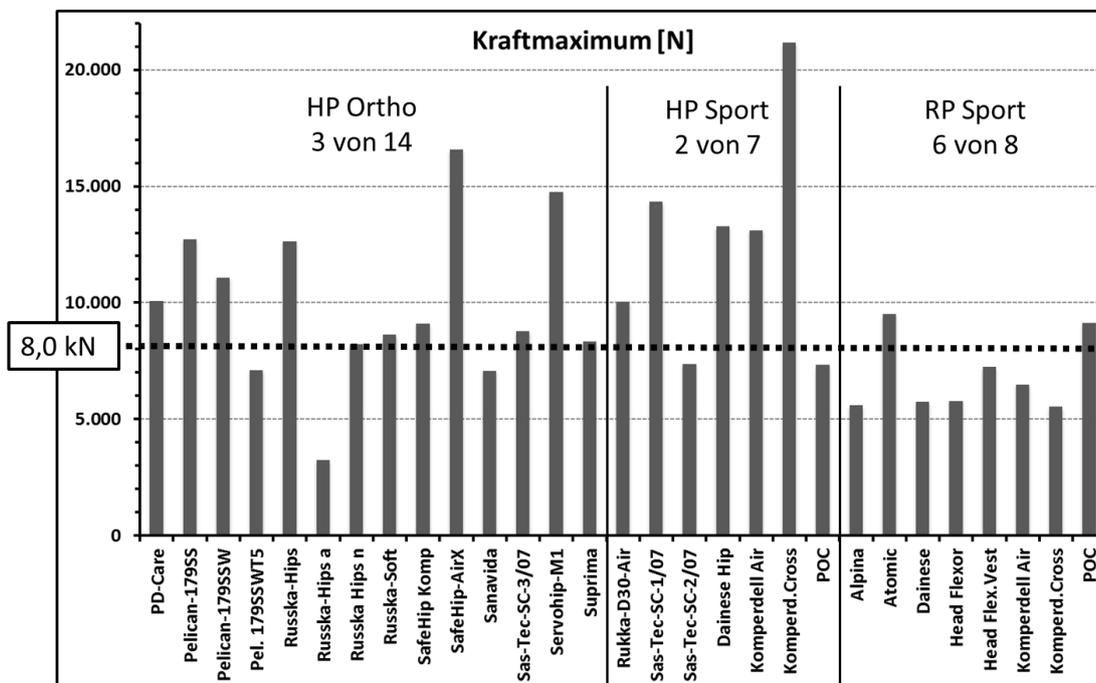


Abb. 4. Kraftmaximum aller Protektoren bei Fallhöhe H100 aufgeteilt nach Protektor Gruppen: Hüftprotektoren Orthopädie (HP Ortho), Hüftprotektoren Sport (HP Sport), Rückenprotektoren Sport (RP Sport), Schwelle von 8 kN für Prüfnorm EN 1621-2 und Bruchfestigkeit von Hüfte und Becken eingearbeitet.

5 Schlussfolgerungen

Geeignete Protektoren können höhere Kraftwirkungen deutlich reduzieren und sind für ältere und sturzgefährdete Menschen oder Menschen mit Hüftendoprothese ebenso zu empfehlen wie für (Freizeit-) Sportler in Risikosportarten wie Mountainbiking oder alpiner und nordischer Skisport. Die verbleibenden Restkräfte bei harten Schlägen übersteigen jedoch oftmals und schnell die vermeintlich verträglichen Maße von 3,6-8 kN für die Bruchfestigkeit von Knochen (Etheridge et al., 2005; Song et al., 2006), so dass eine hinreichende Sicherheit trotzdem noch nicht gegeben scheint. Für Risikosportarten scheint zudem eine Kombination aus Hartschale oder festem Stützgerüst und viskoelastischem Dämpfungsmaterial empfehlenswert. Bei Rückenprotektoren ist zudem zu beachten, dass ein guter Schutz nur vor direkter Kontusion, d.h. bei direktem Aufprall besteht. Kein Schutz besteht hingegen für die Halswirbelsäule (HWS) oder vor axialen Kompressionen der Wirbelsäule als Hauptverletzungsmechanismus z.B. beim alpinen Wintersport.

Weiterhin besteht für Hüft- und Rückenprotektoren noch keine Prüfnorm für einen Penetrationstest. Eine Studie (Schmitt et al., 2010) zeigt dazu, dass Hardshell-Protektoren einen besseren Penetrationswiderstand bieten als Softshell-Protektoren, aber hier noch deutlicher Optimierungsbedarf besteht.

Insgesamt betrachtet können aktuelle Protektoren die hohen Erwartungen u.a. der Wintersportler noch nicht erfüllen und werden in ihrem Schutzvermögen deutlich überschätzt. In Anbetracht der Ergebnisse scheint die beste Schutzwirkung noch vor dem Tragen von Protektoren zum einen in einer Aufklärung über die sportlichen (Sturz-) Risiken in entsprechenden Risikosportarten ebenso zu bestehen wie zum anderen in einer konsequenten Risikoreduzierung, Sturzvermeidung und Geschwindigkeitsreduktion.

Literatur

- Ackery, A., Hagel, B.E., Provvidenza, C. & Tator, C.H. (2007). An International Review of Head and Spinal Cord Injuries in Alpine Skiing and Snowboarding. *Injury Prevention*, 13, 368-375.
- ASU, Auswertungsstelle für Skiunfälle. (2014, 18. Februar). Unfälle und Verletzungen im alpinen Skisport – Zahlen und Trends 2013/2014. Zugriff unter <http://www.ski-online.de/files/dsv-aktiv/PDF/Projekte/ASU-Unfallanalyse-2013-2014.pdf>.
- Beason, D.P., Dakin, G.J., Lopez, R.R., Alonso, J.E., Bandak, F.A. & Eberhardt, A.W. (2003). Bone Mineral Density Correlates with Fracture Load in Experimental Side Impacts of the Pelvis. *Journal of Biomechanics*, 36 (2), 219-227.
- Bouxsein, M., Szulc, P., Munoz, F., Thrall, E., Sornay-Rendu, E. & Delmas, P. (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*, 22, 825-831.
- Etheridge, B., Beason, D., Lopez, R., Alonso, J., McGwin, G. & AW, E. (2005). Effects of trochanteric soft tissues and bone density on fracture of the female pelvis in experimental side impacts. *Annals of Biomedical Engineering*, 33, 248-254.
- Hemenway, D., Azrael, D., Rimm, E., Feskanich, D. & Willett, W. (1994). Risk Factors for Hip Fracture in US Men Aged 40 through 75 Years. *American Journal of Public Health*, 84, 1843-1844.
- Kaack, U. (2005, 19. Januar), Die proximale Femurfraktur des alten Menschen: Therapiekonzepte und Ergebnisse einer retrospektiven Studie. Dissertation Ruhr Universität Bochum, Zugriff unter <http://www-brs.ub.ruhr-uni-bochum.de/netahtml/HSS/Diss/KaackUte/diss.pdf>.
- Knöringer, M. (2013). Rückenprotektoren im Wintersport. *Sports Orthopaedics Traumatology*, 29, 283-287.
- Schmitt, K.U., Liechti, B., Michel, F.I., Stämpfli, R. & Brühwiler, P.A. (2010). Are Current Back Protectors Suitable to Prevent Spinal Injury in Recreational Snowboarders? *British Journal of Sports Medicine*, 44 (11), 822-826.
- Song, E., Trosseille, X. & Guillemot, H. (2006). Side impact: influence of impact conditions and bone mechanical properties on pelvic response using a fractureable pelvis model. *Stapp Car Crash Journal*, 50, 75-95.
- Stöckle, U., Lucke, M. & Haas, N. (2005). The Femoral Neck Fracture. Zertifizierte medizinische Fortbildung: Der Oberschenkelhalsbruch. *Deutsches Ärzteblatt*, 102, A-3426 / B-2894 / C-2710.
- Weinz, E., & Schönle, C. (2000). Verletzungsursachen älteren Menschen durch Fahrradstürze, *GOTS Jahreskongress*, München.