

Untersuchung von kommerziellen Hüftprotektoren

anonymisierte Fassung

**Auszug aus dem
Bericht zum Forschungsprojekt Nr. 205742
von Dr. Siegfried Derler**

Wir forschen und prüfen für Sie

St. Gallen, Juni 2009

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	3
2	Untersuchte Hüftprotektoren	3
3	Methoden	4
3.1	Tests gemäss bfu-Reglement R 0407	4
3.1.1	Mechanisches Hüftmodell	4
3.1.2	Tests gemäss bfu-Reglement.....	5
3.2	Praxisversuche	6
4	Resultate	7
4.1	Resultate zur Messunsicherheit	7
4.2	Auswertungen gemäss bfu-Reglement	7
4.3	Zusätzliche Auswertungen	9
4.3.1	Zusammenhang zwischen Fimpect, Fneck und Sicherheitsfaktoren.....	9
4.3.2	Einfluss der Verschiebung des Protektors (5 cm anterior)	10
4.3.3	Einfluss des Waschens	12
4.3.4	Wiederholte Stossbelastungen	13
4.3.5	Prozentuale Reduktion der Kraft Fneck durch einen Protektor	15
4.3.6	Einfluss von Dicke, Grösse und Gewicht des Protektors sowie der Textilhose	16
4.3.7	Einfluss von Dicke und Dichte des Schaumstoffs bei Schaumstoffprotektoren	18
4.4	Erste Ergebnisse aus den Praxisversuchen zur Positionierung und Verschiebbarkeit	20
4.4.1	Auswertung der absoluten Protektorpositionen	21
4.4.2	Positionen und Verschiebungen relativ zur Grundposition (nach dem Anziehen)	22
5	Schlussfolgerungen	24
	Literatur	25

Untersuchung von kommerziellen Hüftprotektoren

1 Zusammenfassung

Im Rahmen dieses Projekts wurden 16 Modelle von Hüftprotektoren, die im Jahr 2008 auf dem Schweizer Markt verfügbar waren, gemäss dem bfu-Prüfreglement R 0407 [1] untersucht und bezüglich ihrer Stossdämpfungseigenschaften analysiert und verglichen. Nur zwei der untersuchten Hüftprotector-Modelle erreichten positive Testresultate. Zwei weitere Modelle verfehlten die Anforderungen des bfu-Reglements knapp. Ein Produkt lieferte negative Resultate, als es im verschobenen Zustand untersucht wurde. Die übrigen 11 Modelle von Hüftprotektoren verfehlten die Anforderungen gemäss bfu-Reglement in mehrfacher Hinsicht und teilweise deutlich. Dass zahlreiche Hüftprotektoren die bfu-Anforderungen nicht erfüllten, hängt zum Teil damit zusammen, dass das mechanische Hüftmodell der Empa sowie das bfu-Prüfreglement für Hüftprotektoren in den letzten Jahren schrittweise weiterentwickelt wurden, wodurch sich die Testkriterien gegenüber der früheren Ausgabe des bfu-Reglements etwas verschärften.

Eine erste Auswertung der von zwei Probanden durchgeführten Praxistests zeigte, dass die Position von Hüftprotektoren nach dem Anziehen teilweise stark von der idealen Lage über dem grossen Trochanter abweicht und dass sich Hüftprotektoren beim Tragen zusätzlich verschieben. Die Messung der Positionen der Protektormittelpunkte relativ zur Lage des grossen Trochanters ergab absolute Abweichungen von bis zu rund 8 cm. Bereits beim Anziehen der Hüftprotektoren zeigten sich grosse Positionsabweichungen von bis zu 7 cm. Bezogen auf die Grundposition nach dem Anziehen führten unterschiedliche Aktivitäten wie Gehen, Sitzen, Bücken, Treppensteigen und Schlafen zu Verschiebungen, die typischerweise im Rahmen von 2 cm lagen. Durch das Schlafen verschoben sich die Hüftprotektoren am meisten (bis zu 4 cm). Die beiden Probanden stellten für viele Produkte Unterschiede im Ausmass und in der Richtung der Positionsabweichungen und Verschiebungen fest. Als allgemeine Tendenz zeichnete sich ab, dass sich Hüftprotektoren beim Anziehen sowie im Rahmen alltäglicher Aktivitäten im Schnitt posterior (rückwärts) verschoben.

2 Untersuchte Hüftprotektoren

Bei den meisten der untersuchten Produkte handelte es sich um Hüftprotektoren, die aus weichen Schaumstoffmaterialien zur Absorption der Stossenergie aufgebaut sind. Die typische Form solcher Hüftprotektoren ist oval bis schildförmig (A-E und H-J). Zwei hufeisenförmige Schaumstoffprotektoren (K und N) weisen Aussparungen im Bereich des Grossen Trochanters auf. Bei einem weiteren hufeisenförmigen Hüftprotector (O) besteht das stossdämpfende Material aus einem Abstandstextil. Zwei der untersuchten Hüftprotektoren verwenden harte Kunststoffschalen zur Ablenkung und Verteilung der bei einem Stoss gegen die Hüfte einwirkenden Kräfte (G und L), und bei einem Protector ist eine harte Schale mit einer weichen Schaumstoffschicht kombiniert (F).

3 Methoden

Die Untersuchungen umfassten mechanische Tests gemäss bfu-Prüfreglement R 0407 für Hüftprotektoren und beinhalteten weiterführende Analysen, in denen die untersuchten Modelle von Hüftprotektoren im Detail verglichen wurden.

3.1 Tests gemäss bfu-Reglement R 0407

3.1.1 Mechanisches Hüftmodell

Das mechanische Hüftmodell der Empa wurde gegenüber der ursprünglichen Version [2, 3] weiterentwickelt, um messtechnische Mängel zu beheben und die Reproduzierbarkeit von Stossdämpfungsmessungen an Hüftprotektoren zu verbessern. Im Einzelnen umfassten die Änderungen am Hüftmodell die folgenden Punkte:

a) Verstärkung des Kniegelenks

Abbildung 1 zeigt die neue, verstärkte Version des Kniegelenks, in dem der Stahlfemur verankert ist. Durch die robuste Konstruktion werden Bewegungen des Femurs und Verkantungen im Kniegelenk aufgrund von Stossbelastungen im Hüftbereich stark reduziert, und die Messunsicherheit der im Oberschenkelhals gemessenen Kraftkomponenten wird deutlich verkleinert.

b) Vollständige Verkleidung der Hüfte mit Silikon

Bei der früheren Version des Hüftmodells war das Fleischersatzmaterial Silikon auf den Bereich um den grossen Trochanter und das Hüftgelenk begrenzt, während der Rest der Verkleidung aus Schaumstoff bestand. Mit Hilfe einer neuen Gussform kann die Hüfte nun komplett aus Silikonmaterial ausgegossen werden. Die Geometrie der Hüfte entspricht der früheren Version des Hüftmodells [2]. Die vollständige Verkleidung des Hüftmodells mit Silikon erhöht die mechanische Stabilität und verbessert die Wiederholbarkeit von Messresultaten über längere Zeiträume.

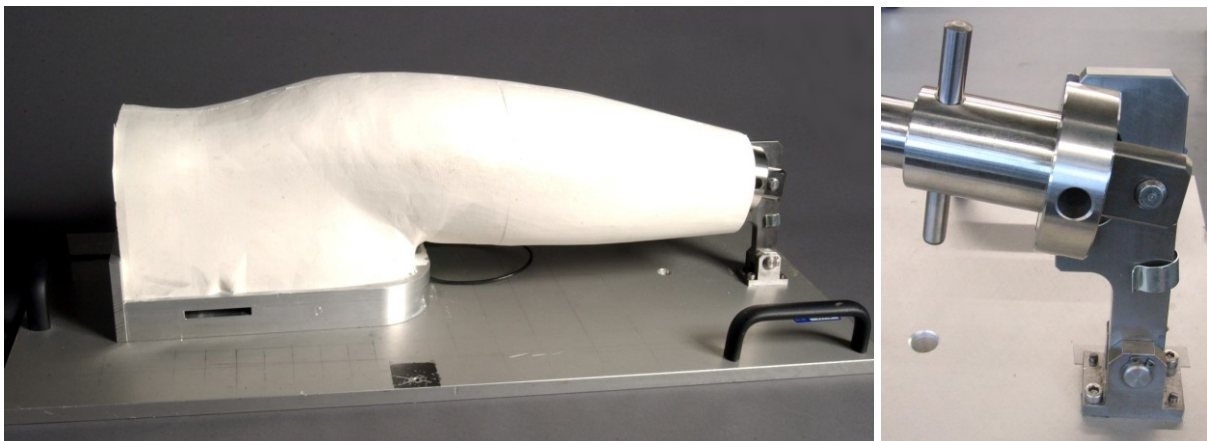


Abbildung 1: Mechanisches Hüftmodell mit vollständiger Silikon-Verkleidung. Das Foto rechts zeigt die Befestigung des Stahlfemurs im Kniebereich.

c) Neues Silikonmaterial

Da das ursprünglich als Fleischersatzmaterial definierte Silikonmaterial [2] im Jahr 2007 nicht mehr erhältlich war, musste eine Alternative gefunden werden. Basierend auf Vorversuchen an Materialproben wurde vorübergehend ein Silikonmaterial verwendet, das ähnliche

Kompressionseigenschaften wie weiches Gewebe in der Hüftregion aufwies, dessen mechanische Festigkeit sich allerdings als unzureichend herausstellte. 2008 wurde als neues Fleischersatzmaterial schliesslich Elastosil M 4600 (Wacker Silicones) spezifiziert. Dieses Material ist mit einer Shore A-Härte von 20 etwas härter als weiches Gewebe, weist aber vergleichbare Eigenschaften wie das ursprünglich verwendete Silikonmaterial auf und zeichnet sich durch hohe mechanische Festigkeit aus.

Durch die am mechanischen Hüftmodell vorgenommenen Änderungen werden die in Stossdämpfungsversuchen gemessenen Resultate beeinflusst, so dass sie bis zu einem gewissen Grad von denjenigen abweichen, die mit der früheren Version des Hüftmodells erhalten wurden. Um diesem Umstand Rechnung zu tragen, wurde das bfu-Prüfreglement leicht angepasst, vgl. Abschnitt 3.1.2. Insbesondere wurde eingeführt, die Fallhöhe des Fallkörpers variieren zu können, um die bei einem Fallexperiment auf das leere Hüftmodell einwirkende externe Kraft (F_{impact}) auf einen konstanten Wert einstellen zu können.

Für alle Untersuchungen an den 16 Hüftprotektormodellen wurde eine konstante Fallhöhe von 46.5 cm verwendet. Mit dieser Fallhöhe wurden über die ganze Versuchsdauer hinweg (Mai 2008 bis Januar 2009) sehr konstante Messbedingungen erreicht (Abbildung 2). Die Peakwerte der in 48 Fallversuchen auf das leere Hüftmodell gemessenen Kräfte F_{impact} und F_{neck} waren durch Mittelwerte (± 1 Standardabweichung) von 6739 ± 61 N bzw. 3857 ± 36 N charakterisiert. Die Reproduzierbarkeit der Peakwerte entspricht Variationskoeffizienten von 0.91% (F_{impact}) bzw. 0.94% (F_{neck}), was gegenüber der früheren Version des Hüftmodells eine deutliche Verbesserung der Messgenauigkeit um rund einen Faktor 2 darstellt [2]. Resultate zur Messunsicherheit bei Stossdämpfungsversuchen an Hüftprotektoren finden sich in Kapitel 4.1.

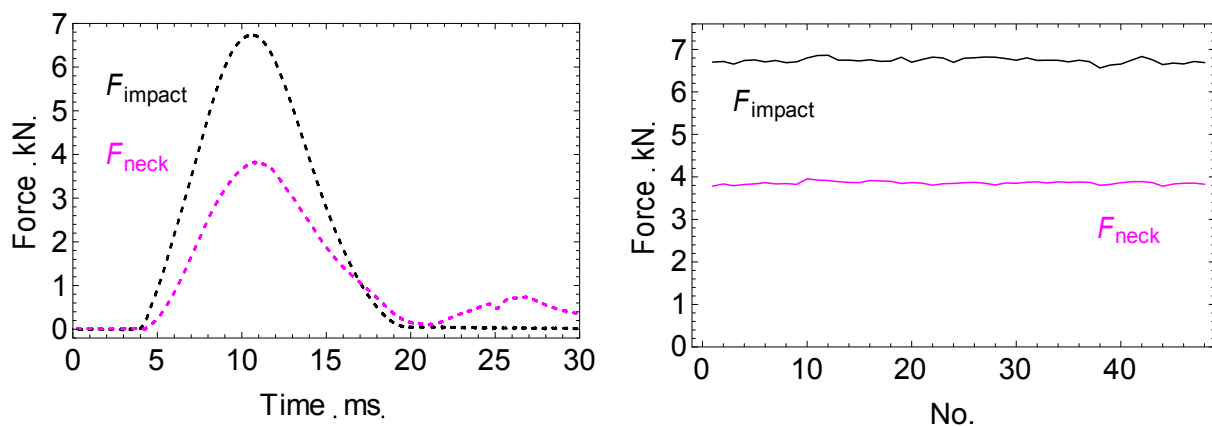


Abbildung 2: Typischer Zeitverlauf der Kraftpulse F_{impact} und F_{neck} beim Aufprall der Fallmasse (10 kg) aus einer Höhe von 46.5 cm auf das leere Hüftmodell (links). Peakwerte von F_{impact} und F_{neck} für 48 Messungen, die über einen Zeitraum von 8 Monaten durchgeführt wurden (rechts).

3.1.2 Tests gemäss bfu-Reglement

Die Untersuchung von Hüftprotektoren gemäss bfu-Reglement R 0407 [1] beinhaltet ein Programm von Stossdämpfungsversuchen an neun Mustern. Drei Muster werden für die Tests zentral auf dem Hüftmodell positioniert, drei Muster um 5 cm verschoben (bauchwärts) und drei Muster werden vorgängig einer Anzahl von Normwaschzyklen unterzogen. An jedem einzelnen Muster werden im Abstand von 2 Minuten jeweils drei Stossdämpfungsversuche durchgeführt.

Ein Stossdämpfungsversuch simuliert den typischen Aufprall der Hüfte bei einem Sturz in seitliche Richtung. Der Versuch besteht darin, einen rund 10 kg schweren Körper aus einer bestimmten Höhe auf den auf dem Hüftmodell positionierten Hüftprotector fallen zu lassen (so dass bei einem Aufprall auf das leere Hüftmodell eine maximale Aufprallkraft F_{impact} von

6.8 ± 0.2 kN resultiert). Neben der beim Aufprall auf den Protektor wirkenden externen Kraft werden die in den Oberschenkelhals übertragenen Kräfte F_{neck} aufgezeichnet und als Basis für die Berechnung von Sicherheitsfaktoren verwendet (Sicherheitsfaktor = Zulässige Belastung / Gemessene Belastung). Die Berechnung von Sicherheitsfaktoren gemäss bfu-Reglement bezieht sich auf Literaturdaten für die mittleren Bruchspannungen von Oberschenkelknochen 75-jähriger Personen. Der im bfu-Reglement gestellten Anforderung eines minimalen Sicherheitsfaktors von 1.7 liegt das Ziel zugrunde, etwa 75-80 % der 75-jährigen Personen bei einem typischen Sturzunfall vor einer Hüftfraktur zu schützen.

3.2 Praxisversuche

In Ergänzung zu den mechanischen Tests führten zwei Probanden Praxisversuche mit den Hüftprotektoren durch. Die primären Ziele dieser Praxistests waren:

- Zu überprüfen, ob die Protektoren in der Ausgangsposition (nach dem Anziehen) optimal über dem grossen Trochanter liegen.
- Festzustellen, ob sich das Hüftschutz-System durch das Tragen bei verschiedenen Verrichtungen stabil (in gleicher Position wie in der Ausgangsposition) verhält.
- Die Handhabung des Einsetzens der Protektoren in die Hüftschutzhose zu beurteilen.
- Neue Erkenntnisse bezüglich Handhabung (An- und Ausziehen) und Tragkomfort (Passform) des Hüftschutzsystems zu erlangen.

Zusätzlich beinhalteten die Praxistests die Beurteilung der Qualität der Hose (Verarbeitung / Materialwahl) sowie die Überprüfung der Angaben in der Gebrauchsanweisung.

Details zu Vorgehen und Auswertung bei den Praxistests sind in einem separaten bfu-Bericht beschrieben (Schlussbericht - Praxistest für Hüftschutzsysteme). In Kapitel 4.4 des vorliegenden Empa-Berichts werden erste Resultate über die Positionierung der Hüftprotektoren beim Anziehen und über die Verschiebung der Protektoren bei unterschiedlichen Aktivitäten beschrieben. Im Anhang finden sich zudem erste Resultate zu den spezifischen Modellen von Hüftprotektoren.

4 Resultate

Für jedes der 16 Modelle von Hüftprotektoren wurden je neun Muster gemäss bfu-Prüfreglement R 0407 untersucht (vgl. 3.1.2). Die Auswertung der Messresultate erfolgte einerseits gemäss bfu-Reglement R 0407. Darüber hinaus wurden die Messdaten bezüglich Messunsicherheit und wichtiger Einflussfaktoren (zentrale bzw. verschobene Platzierung, Waschen, wiederholte Stossbelastungen, Gewicht und Abmessungen der Protektoren) analysiert. Die 16 untersuchten Modelle von Hüftprotektoren wurden auf Basis der Standardkriterien gemäss bfu-Reglement sowie auf Grund weiterer möglicher Beurteilungskriterien (z.B. prozentuale Stossdämpfung im Vergleich zum Hüftmodell allein) verglichen.

In den folgenden Abschnitten des Kapitels 4 werden die wichtigsten Auswertungsergebnisse beschrieben und diskutiert. Die ausführliche Dokumentation der Messresultate für die einzelnen Modelle von Hüftprotektoren befindet sich im Anhang.

4.1 Resultate zur Messunsicherheit

Bei Stossdämpfungsversuchen an Hüftprotektoren war die Messunsicherheit etwas grösser als bei Messungen am leeren Hüftmodell. Die mittleren Variationskoeffizienten für die Peakwerte von Fimpact und Fneck lagen für die unterschiedlichen Protektoren zwischen 0.8% und 1.8% bzw. zwischen 1.1% und 2.1%. Bei den Sicherheitsfaktoren Sft und Sfc waren die entsprechenden Variationskoeffizienten zwischen 2.0% und 3.0% bzw. 1.9% und 2.5%. Diese Messstreuungen dürften einerseits durch Materialunterschiede zwischen den einzelnen Mustern von Hüftprotektoren sowie andererseits durch verfahrensbedingte Faktoren wie z.B. kleinen Unterschieden bei der Platzierung von Hüftprotektoren zustande kommen. Die detaillierte Analyse für zentral positionierte, verschoben positionierte bzw. gewaschene Muster zeigte keinen Einfluss der Vorbehandlung oder der Protektor-Platzierung auf die Messunsicherheit auf.

4.2 Auswertungen gemäss bfu-Reglement

Gemäss bfu-Reglement werden die Messresultate für die je drei zentral positionierten, verschoben platzierten bzw. nach dem Waschen untersuchten Muster separat analysiert. Für die Beurteilung sind die mittleren Sicherheitsfaktoren für je drei Muster ausschlaggebend, deren Resultate noch nach der Nummer der Stossbelastung differenziert werden. In Tabelle 1 sind die Testresultate (Sicherheitsfaktoren) und Beurteilungen für die 16 untersuchten Modelle von Hüftprotektoren zusammengefasst.

Nur zwei der untersuchten Hüftprotektor-Modelle erreichten positive Testresultate (F und C). Zwei weitere Modelle verfehlten die Anforderungen des bfu-Reglements knapp (B und H), weil 1 bzw. 2 (von 9) mittlere Sicherheitsfaktoren Sfc leicht unterhalb des Grenzwertes lagen. Ein Produkt (G) lieferte negative Resultate, als es im verschobenen Zustand untersucht wurde. Die übrigen 11 Modelle von Hüftprotektoren verfehlten die Anforderungen gemäss bfu-Reglement in mehrfacher Hinsicht und zum Teil deutlich (vgl. rot markierte Werte in Tabelle 1).

Tabelle 1: Zusammenfassung der Testresultate gemäss bfu-Prüfreglement. Die in den Spalten „Zentral platziert“, „Verschoben“ und „Gewaschen“ gezeigten Werte stellen die für die Beurteilung der bfu-Anforderungen ausschlaggebenden mittleren Sicherheitsfaktoren Sft und Sfc dar (Mittelwerte der Ergebnisse für drei analog untersuchte Muster). Negative Resultate sind rot markiert. Nur die Hüftprotektormodelle F und C erfüllten die bfu-Anforderungen. Bei den Modellen B und H lagen ein bzw. zwei der 9 mittleren Sicherheitsfaktoren Sfc knapp unter dem Grenzwert von 1.70. Modell G zeigte negative Resultate für Sfc, als es im verschobenen Zustand untersucht wurde. Die übrigen 11 Modelle verfehlten die Anforderungen gemäss bfu-Reglement in mehrfacher Hinsicht und teilweise deutlich.

Rang	Modell	Stoss	Zentral platziert			Verschoben			Gewaschen			Mittel	# pos. Res.	Gesamt-mittel	# pos. Res.	Test-res.
			1	2	3	1	2	3	1	2	3					
1	F	Sft	2.17	2.18	2.18	2.44	2.42	2.41	2.27	2.30	2.30	2.297	9	2.130	18	pos.
		Sfc	1.87	1.88	1.88	2.06	2.04	2.03	1.95	1.98	1.98	1.963	9			
2	C	Sft	2.08	2.05	2.05	2.16	2.17	2.14	2.17	2.10	2.07	2.110	9	1.961	18	pos.
		Sfc	1.81	1.77	1.77	1.84	1.84	1.82	1.87	1.80	1.78	1.811	9			
3	B	Sft	2.04	2.02	2.02	2.11	2.10	2.06	2.03	2.11	2.12	2.068	9	1.899	17	neg.
		Sfc	1.71	1.69	1.70	1.77	1.76	1.72	1.72	1.75	1.75	1.730	8			
4	H	Sft	2.04	2.03	2.02	2.02	2.00	1.99	2.08	2.06	2.02	2.029	9	1.877	16	neg.
		Sfc	1.75	1.74	1.72	1.72	1.69	1.68	1.77	1.75	1.71	1.726	7			
5	G	Sft	2.24	2.18	2.14	1.79	1.80	1.77	2.09	2.04	2.03	2.009	9	1.876	15	neg.
		Sfc	1.98	1.91	1.87	1.50	1.51	1.49	1.84	1.80	1.78	1.742	6			
6	N	Sft	1.97	1.91	1.90	2.03	1.95	1.96	2.11	2.06	2.06	1.994	9	1.842	13	neg.
		Sfc	1.67	1.63	1.62	1.70	1.65	1.65	1.79	1.76	1.74	1.690	4			
7	A	Sft	1.95	1.86	1.85	2.11	2.05	2.03	1.99	1.91	1.91	1.962	9	1.810	12	neg.
		Sfc	1.65	1.58	1.57	1.78	1.73	1.71	1.68	1.61	1.61	1.658	3			
8	I	Sft	1.90	1.95	1.98	1.98	2.01	1.99	1.96	2.01	2.00	1.976	9	1.829	11	neg.
		Sfc	1.64	1.67	1.69	1.68	1.70	1.68	1.68	1.71	1.69	1.682	2			
9	D	Sft	1.99	1.99	1.96	1.96	1.97	1.96	1.95	1.94	1.94	1.962	9	1.805	9	neg.
		Sfc	1.67	1.67	1.65	1.66	1.64	1.64	1.65	1.63	1.62	1.648	0			
10	E	Sft	1.88	1.90	1.89	2.00	1.94	1.93	1.89	1.88	1.89	1.911	9	1.757	9	neg.
		Sfc	1.59	1.59	1.58	1.68	1.62	1.61	1.59	1.59	1.58	1.603	0			
11	M	Sft	1.81	1.85	1.85	1.97	1.98	1.97	1.80	1.83	1.87	1.881	9	1.723	9	neg.
		Sfc	1.50	1.52	1.53	1.66	1.67	1.66	1.49	1.51	1.55	1.566	0			
12	K	Sft	1.82	1.83	1.82	1.84	1.81	1.78	1.88	1.86	1.86	1.833	9	1.688	9	neg.
		Sfc	1.55	1.54	1.54	1.54	1.51	1.49	1.59	1.57	1.56	1.543	0			
13	P	Sft	1.75	1.74	1.73	1.90	1.85	1.86	1.75	1.75	1.75	1.787	9	1.640	9	neg.
		Sfc	1.44	1.43	1.43	1.63	1.58	1.58	1.45	1.45	1.45	1.493	0			
14	L	Sft	1.76	1.72	1.68	1.89	1.89	1.86	1.78	1.59	1.55	1.747	6	1.602	6	neg.
		Sfc	1.47	1.44	1.41	1.57	1.56	1.54	1.50	1.33	1.30	1.458	0			
15	J	Sft	1.63	1.60	1.59	1.71	1.70	1.70	1.58	1.58	1.57	1.629	3	1.495	3	neg.
		Sfc	1.36	1.34	1.33	1.43	1.41	1.42	1.32	1.32	1.32	1.361	0			
16	O	Sft	1.67	1.68	1.67	1.56	1.56	1.55	1.63	1.65	1.64	1.623	0	1.498	0	neg.
		Sfc	1.42	1.43	1.41	1.30	1.31	1.29	1.40	1.41	1.39	1.373	0			

4.3 Zusätzliche Auswertungen

Die in den Stossdämpfungsversuchen gemäss bfu-Reglement für Hüftprotektoren erhaltenen Resultate wurden für weiterführende Analysen verwendet, um den Einfluss unterschiedlicher Faktoren (Protektor-Verschiebungen, Waschen, wiederholte Stossbelastungen) auf die Funktion der Hüftprotektoren statistisch zu untersuchen.

4.3.1 Zusammenhang zwischen Fimpact, Fneck und Sicherheitsfaktoren

Im Rahmen der Tests gemäss bfu-Reglement werden sowohl die externe Aufschlagkraft Fimpact als auch die im Oberschenkelhals des mechanischen Hüftmodells resultierende Kraft Fneck gemessen. Die Kraft Fneck bildet die Basis für die Berechnung von Sicherheitsfaktoren bezüglich Bruch des Femurhalses (Sicherheitsfaktor = Zulässige Belastung / Gemessene Belastung). In die Berechnung der Sicherheitsfaktoren fliessen alle drei räumlichen Komponenten der Kraft Fneck ein (die Komponente entlang der Achse des Femurhalses und die zwei Komponenten im Querschnitt). Während sich der Sicherheitsfaktor Sft („t“ für tensile) auf einen Bruch aufgrund von Zugbelastungen im medialen Bereich des Femurhalses bezieht, bedeutet Sfc („c“ für compressive) den Sicherheitsfaktor für einen Bruch aufgrund von Kompression des Knochenmaterials im lateralen Bereich des Femurhalses. Die Werte für den Sicherheitsfaktor Sfc sind systematisch kleiner als diejenigen für Sft (vgl. Tabelle 1) und damit kritischer für die Beurteilung von Hüftprotektoren.

Aus Abbildung 3 (links) geht hervor, dass zwischen der externen Aufschlagkraft Fimpact und der im Oberschenkelhals resultierenden Kraft Fneck kein trivialer Zusammenhang besteht. Die in der Grafik eingezeichnete ungefähre Grenzlinie zwischen positiven und negativen Testresultaten gemäss bfu-Reglement zeigt, dass Fneck höchstens die Grössenordnung von 2.5 kN erreichen darf, damit die Testresultate noch positiv ausfallen können. Bei diesem Wert von Fneck können aber die Kräfte von Fimpact zwischen ca. 4.3 kN und ca. 4.8 kN variieren. Die bei einer Stossbelastung im Femurhals resultierende Kraft Fneck hängt im Detail nicht nur von Fimpact ab, sondern auch von den geometrischen Verhältnissen bei der Kraftübertragung, welche durch Bauweise, Materialien, Form und Platzierung eines Hüftprotektors beeinflusst wird.

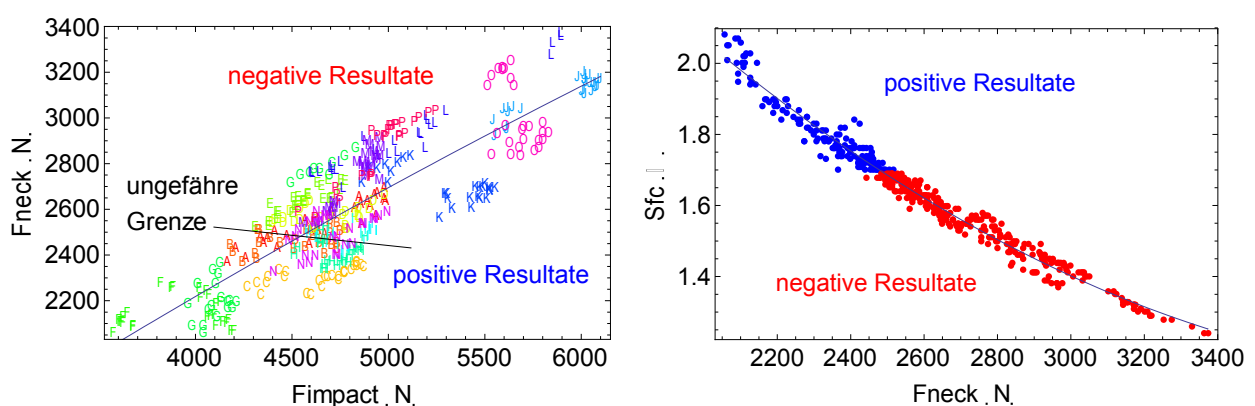


Abbildung 3: Zusammenhang zwischen den für 16 Protektormodelle gefundenen maximalen Kräften von Fimpact und Fneck (links) und Zusammenhang zwischen der maximalen Kraft Fneck und dem aus den Kraftkomponenten von Fneck berechneten Sicherheitsfaktor Sfc (rechts).

Unterschiede in den geometrischen Verhältnissen bei der Übertragung einer externen Stosskraft via den Hüftprotektor und das Fleischersatzmaterial des Hüftmodells in den Femurhals führen dazu, dass die Richtung des Kraftvektors Fneck und damit die räumlichen

Komponenten der Kraft Fneck variieren. Da in die Berechnung der Sicherheitsfaktoren die einzelnen Kraftkomponenten eingehen, gehen die Resultate für die Sicherheitsfaktoren als Funktion der resultierenden Kraft Fneck mit gewissen Streuungen einher. Die entsprechende Grafik in Abbildung 3 (rechts) zeigt, dass der Übergang zwischen positiven ($Sfc \geq 1.7$) und negativen Sicherheitsfaktoren im Kraftbereich von etwa 2.45 - 2.55 kN liegt.

4.3.2 Einfluss der Verschiebung des Protektors (5 cm anterior)

Abbildung 4 zeigt grafische Darstellungen zu den Resultaten (Mittelwerte ± 1 Standardabweichung für den Sicherheitsfaktor Sfc), die im Rahmen der Stossdämpfungstests gemäss bfu-Reglement erhalten wurden (Daten aus Tabelle 1). Der Vergleich zwischen Abbildung 4b (zentrale Positionierung der Protektormuster) und Abbildung 4c (verschoben positionierte Protektormuster) zeigt, dass Verschiebungen im Fall der beiden Protektormodelle G und O zu deutlichen Reduktionen der Sicherheitsfaktoren führten. Bei den Modellen D, H und K bewirkten die Verschiebungen leichte Verringerungen des Sicherheitsfaktors. Für die übrigen Protektoren liessen sich bei den im verschobenen Zustand untersuchten Mustern entweder geringfügig höhere (Modelle B, C, E, I und N) oder sogar deutlich höhere Sicherheitsfaktoren (Modelle A, F, J, L, M und P) beobachten.

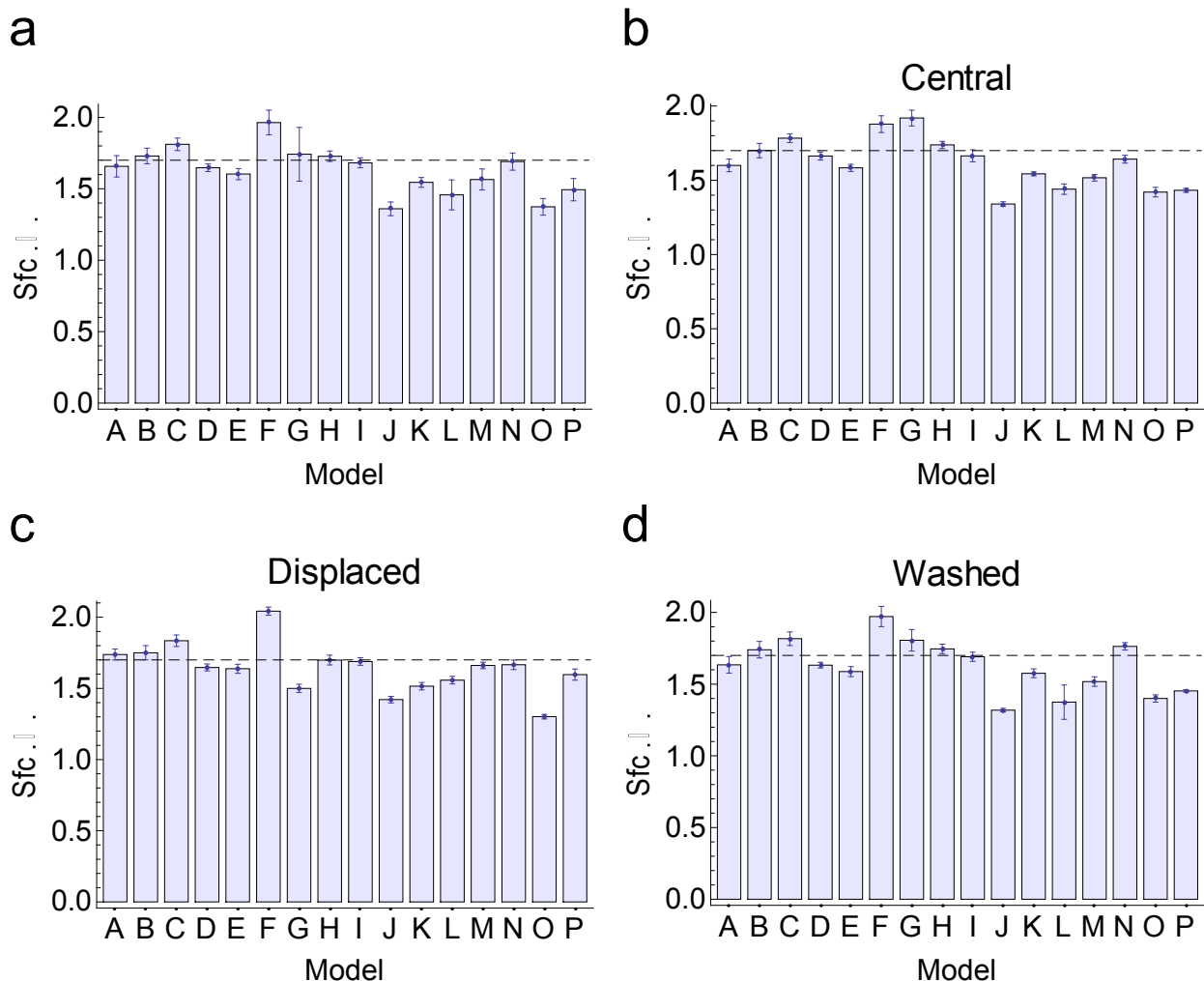


Abbildung 4: Grafische Darstellungen zu den in Tabelle 1 gezeigten Testresultaten für 16 Modelle von Hüftprotektoren. Gezeigt sind jeweils Mittelwerte ± 1 Standardabweichung für den Sicherheitsfaktor Sfc bei Mittelung über unterschiedliche Gruppen von Protektormustern. a) Ergebnisse bei Berücksichtigung der Daten sämtlicher Muster pro Protektormodell. b) Resultate für die zentral positionierten Protektormuster. c) Resultate für die verschoben platzierten (5 cm in anteriore Richtung) Protektormuster. d) Resultate für die gewaschenen Protektormuster.

Die Verschiebung von Hüftprotektoren aus der zentralen Lage führt also nicht in jedem Fall zu einer Reduktion der Sicherheitsfaktoren bzw. zu einer Erhöhung der in den Femurhals übertragenen Kräfte. Dies hängt damit zusammen, dass die Verschiebung der Protektoren die geometrische Situation bei der Kraftübertragung verändern kann. In Aufpralltests mit verschoben platzierten Hüftprotektoren scheint die externe Kraft Fimpact nicht nur direkt über den Trochanter, sondern teilweise verstärkt seitlich via das Silikonmaterial abgeleitet zu werden. Ein Indiz dafür ist, dass der in den Versuchen verwendete Fallkörper beim Aufprall auf verschoben platzierte Protektoren vermehrt in Rotation versetzt wird. Neben Richtungsänderungen bei den Kraftvektoren von Fimpact und Fneck führt dies zu messbaren Reduktionen in den Beträgen der Kräfte. Gegenüber den Tests an zentral positionierten Protektoren fallen Fimpact und Fneck für verschoben untersuchte Protektoren im Schnitt um ca. 6 % bzw. 2 % kleiner aus (ohne Berücksichtigung der untypischen Daten für den aus einer harten Kunststoffschale bestehenden Hüftprotector G), vgl. dazu Tabelle 2.

Es ist möglich, dass schiefe Stossbelastungen oder Abrollbewegungen beim Aufprall der Hüfte – evtl. mitbedingt durch versetzt positionierte Hüftprotektoren – auch in realen Stürzen weniger gravierende Folgen haben können als gleich grosse, direkte Stossbelastungen auf den grossen Trochanter. Allerdings ist unklar, wie realistisch solche Situationen in den durchgeführten Stossdämpfungsversuchen abgebildet werden.

Tabelle 2 zeigt einen Überblick über die durchschnittlichen Auswirkungen auf die Parameter Fimpact, Fneck und Sfc, welche für verschoben platzierte Hüftprotektoren im Vergleich zu den Messungen an zentral positionierten Mustern gefunden wurden. Für die Muster A, F, G, J, L, M, O und P veränderten sich die mittleren Sicherheitsfaktoren Sfc der verschoben getesteten Muster gegenüber den zentral positionierten um über 5 %, was deutlich über den typischen Variationskoeffizienten für wiederholte Messungen liegt (vgl. Kapitel 4.1).

Tabelle 2: Resultate für verschoben platzierte Hüftprotektoren im Vergleich zu zentral positionierten Mustern. Tabelliert sind durchschnittliche absolute und prozentuale Unterschiede in den Parametern Fimpact, Fneck und Sfc. Veränderungen in Sfc von über 5 % sind fett hervorgehoben.

Modell	Fimpact			Fneck			Sfc		
	Zentral	Versch.	Versch.	Zentral	Versch.	Versch.	Zentral	Versch.	Versch.
	Fimpact (N)	Veränd. (N)	Veränd. (%)	Fneck (N)	Veränd. (N)	Veränd. (%)	Sfc (-)	Veränd. (-)	Veränd. (%)
A	4833	-490	-10.1	2610	-163	-6.3	1.60	0.14	8.6
B	4660	-349	-7.5	2491	-50	-2.0	1.70	0.05	2.9
C	4773	-334	-7.0	2326	-29	-1.3	1.78	0.05	2.9
D	4725	-223	-4.7	2548	32	1.3	1.66	-0.02	-1.0
E	4657	-186	-4.0	2668	-75	-2.8	1.58	0.05	3.4
F	4000	-366	-9.2	2211	-106	-4.8	1.88	0.16	8.8
G	4109	554	13.5	2143	638	29.8	1.92	-0.42	-21.8
H	4775	-136	-2.9	2387	78	3.2	1.74	-0.04	-2.2
I	4860	-221	-4.5	2490	-2	-0.1	1.66	0.02	1.5
J	6038	-424	-7.0	3139	-137	-4.4	1.34	0.08	6.1
K	5456	-452	-8.3	2680	100	3.7	1.54	-0.03	-1.8
L	5155	-443	-8.6	2933	-141	-4.8	1.44	0.12	8.2
M	4908	-221	-4.5	2827	-242	-8.5	1.52	0.14	9.5
N	4872	-265	-5.4	2535	3	0.1	1.64	0.02	1.4
O	5768	-167	-2.9	2900	294	10.1	1.42	-0.12	-8.4
P	5110	-329	-6.4	2986	-305	-10.2	1.43	0.16	11.5

4.3.3 Einfluss des Waschens

Ergebnisse zum Einfluss des Waschens sind in Abbildung 4d und in Tabelle 3 gezeigt. Das Waschen führte bei den meisten Hüftprotektoren zu keinen oder geringen Veränderungen in den Stossdämpfungseigenschaften (Veränderungen des mittleren Sicherheitsfaktors Sfc lagen typischerweise im Bereich von $\pm 2\%$). Deutlich messbare Einflüsse des Waschens wurden jedoch bei den vier Modellen F, G, L und N vorgefunden. Bei den beiden Schalenprotektoren G und L hatte das Waschen negative Auswirkungen (Reduktion des mittleren Sicherheitsfaktors Sfc um ca. 5%). Auf der anderen Seite wurden bei den gewaschenen Mustern der Modelle F und N gegenüber dem ungewaschenen Mustern um 5% bzw. 7% erhöhte durchschnittliche Sicherheitsfaktoren Sfc gefunden (vgl. Tabelle 3).

Das Tatsache, dass im Rahmen dieser Untersuchungen lediglich für zwei Hüftprotektoren, die aus harten Kunststoffschalen bestehen, negative Auswirkungen des Waschens auf die Stossdämpfungseigenschaften gefunden wurden, deutete umgekehrt darauf hin, dass die bei heutigen Hüftprotektoren als Schaumstoffpolster verwendeten Materialien unproblematisch bezüglich Waschbeständigkeit sind.

Tabelle 3: Resultate für gewaschene Hüftprotektoren im Vergleich zu ungewaschenen Mustern. Tabelliert sind durchschnittliche absolute und prozentuale Unterschiede in den Parametern Fimpact, Fneck und Sfc. Veränderungen in Sfc von über 5% sind fett hervorgehoben.

Modell	Fimpact			Fneck			Sfc		
	Ungew.	Gew.	Gew.	Ungew.	Gew.	Gew.	Ungew.	Gew.	Gew.
	Fimpact (N)	Veränd. (N)	Veränd. (%)	Fneck (N)	Veränd. (N)	Veränd. (%)	Sfc (-)	Veränd. (-)	Veränd. (%)
A	4833	-12	-0.3	2610	-35	-1.4	1.60	0.03	2.2
B	4660	-19	-0.4	2491	-31	-1.2	1.70	0.04	2.4
C	4773	-49	-1.0	2326	-28	-1.2	1.78	0.03	1.9
D	4725	84	1.8	2548	51	2.0	1.66	-0.03	-1.9
E	4657	-89	-1.9	2668	-20	-0.8	1.58	0.00	0.3
F	4000	148	3.7	2211	-81	-3.6	1.88	0.09	5.0
G	4109	-3	-0.1	2143	114	5.3	1.92	-0.11	-5.9
H	4775	10	0.2	2387	10	0.4	1.74	0.01	0.4
I	4860	-3	-0.1	2490	-13	-0.5	1.66	0.03	1.6
J	6038	10	0.2	3139	33	1.1	1.34	-0.02	-1.6
K	5456	-20	-0.4	2680	-36	-1.4	1.54	0.03	2.1
L	5155	253	4.9	2933	138	4.7	1.44	-0.07	-4.6
M	4908	23	0.5	2827	-12	-0.4	1.52	0.00	0.1
N	4872	-222	-4.5	2535	-143	-5.6	1.64	0.12	7.4
O	5768	-108	-1.9	2900	13	0.5	1.42	-0.02	-1.4
P	5110	-98	-1.9	2986	-54	-1.8	1.43	0.02	1.4

4.3.4 Wiederholte Stossbelastungen

Im Rahmen von Tests gemäss bfu-Reglement wird jedes einzelne Protektormuster drei wiederholten Stossbelastungen im Abstand von 2 Minuten ausgesetzt. In den durchgeführten Untersuchungen nahmen die Sicherheitsfaktoren Sfc bei wiederholten Stossdämpfungsversuchen in der Regel leicht ab (Abbildung 5). Zwischen dem ersten und dem zweiten Aufprall waren die Unterschiede durchschnittlich grösser (-0.02 ± 0.05 , Bereich: -0.07 bis $+0.03$) als zwischen dem zweiten und dem dritten Aufprall (-0.01 ± 0.02 , Bereich: -0.03 bis $+0.01$), vgl. dazu Tabelle 4.

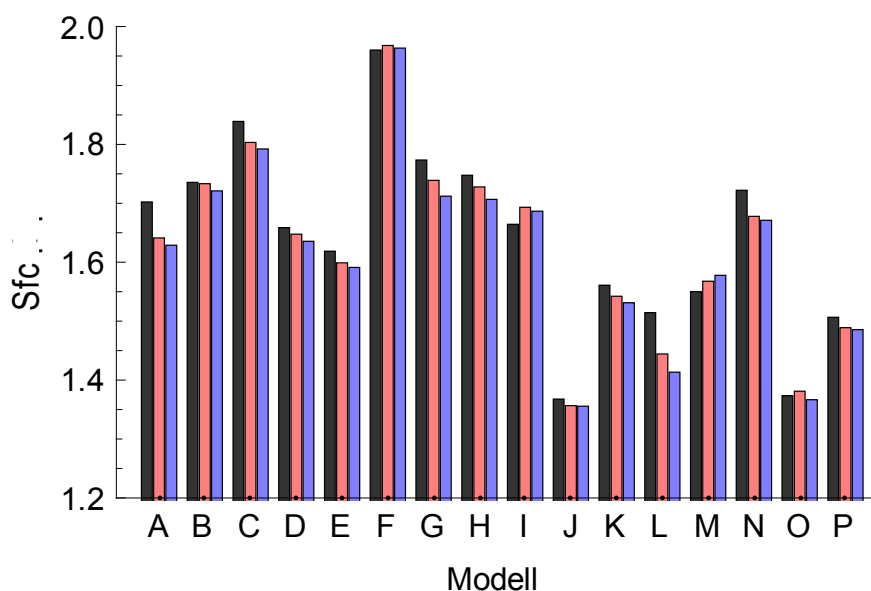


Abbildung 5: Mittelwerte für den Sicherheitsfaktor Sfc über jeweils 9 Muster desselben Modells, berechnet für die Daten des ersten (schwarz), zweiten (rot) und dritten Aufpralls (blau). In der Regel nahmen die Sicherheitsfaktoren bei wiederholten Stossdämpfungsversuchen leicht ab. In Tabelle 4 finden sich hierzu numerische Resultate.

Beim ersten Aufprall wurden für die verschiedenen Protektoren mittlere Peakkräfte Fimpact zwischen 3900 N und 5885 N (Median: 4628 N; Mittelwert \pm SD: 4749 ± 489 N) gefunden. Die zugehörigen mittleren Peakwerte für Fneck lagen zwischen 2154 N und 3094 N (Median: 2522 N; Mittelwert \pm SD: 2585 ± 261 N). Beim zweiten Aufprall reduzierten sich die Peakwerte von Fimpact um mittlere Beträge zwischen 17 N und 332 N (Median: -88 N; Mittelwert \pm SD: -106 ± 83 N), während die mittleren Veränderungen bei den Peakwerten von Fneck von Reduktionen von bis zu 153 N und Zunahmen von bis zu 33 N reichten (Median: -32 N; Mittelwert \pm SD: -32 ± 44 N). Gegenüber dem zweiten wurden im dritten Aufprall bei Fimpact mittlere Veränderungen zwischen -65 N und +11 N (Median: -46 N; Mittelwert \pm SD: -38 ± 22 N) und bei Fneck entsprechende Veränderungen zwischen -66 N und +17 N (Median: -20 N; Mittelwert \pm SD: -20 ± 18 N) festgestellt. Die angegebenen Resultate beziehen sich auf die Mittelwerte über jeweils 9 Protektoren pro Modell (im Unterschied dazu finden sich in der Beschreibung von Tabelle 4 statistische Angaben über die Veränderungen von Fimpact und Fneck bei der Betrachtung aller Einzelresultate).

In Tabelle 4 sind besonders grosse Reduktionen beim mittleren Sicherheitsfaktor Sfc in wiederholten Stossdämpfungsversuchen fett hervorgehoben (Abfall von Sfc um mindestens 0.05 zwischen dem 1. und dem 3. Aufprall). Starke Reduktionen wurden einerseits für die drei aus viskoelastischen Schaumstoffen bestehenden Protektormodelle A, C und N sowie andererseits für die aus harten Kunststoffschalen bestehenden Protektormodelle G und L festgestellt. Bei den erwähnten Protektoren aus viskoelastischen Materialien waren die im ersten Aufprall gefundenen Sicherheitsfaktoren systematisch höher als diejenigen der beiden

nachfolgenden Versuche. Dies könnte damit zusammenhängen, dass die viskoelastischen Materialien, aus denen die Polster bestehen, länger als 2 Minuten (zeitlicher Abstand zwischen den Stossbelastungen) brauchen, um sich vollständig von Verformungen aufgrund der Stossbelastungen zu erholen. Der aus einer harten Schale gebaute Hüftprotektor G zeigte bei zentraler Positionierung (sowohl für ungewaschene als auch für gewaschene Muster) ebenfalls systematisch höhere Sicherheitsfaktoren bei der ersten Stossbelastung, während die Tests an verschoben platzierten Mustern mit relativ starken Streuungen der Messresultate verbunden waren. Ein ähnliches Bild zeigte sich beim Schalenprotektor L, doch ergaben sich bei den gewaschenen Mustern in zwei von drei Fällen drastische Reduktionen von 0.29 bzw. 0.20 zwischen dem ersten und dem zweiten Aufprall, gefolgt von weiteren leichteren Reduktionen im dritten Aufprall. Diese Resultate deuten auf Materialversagen bei der verwendeten Kunststoffschale hin, das mit dem Waschen in Verbindung stehen dürfte.

Tabelle 4: Veränderung der Parameter Fimpact, Fneck und Sfc bei wiederholter Stossbelastung der Hüftprotektoren. Im linken Drittel der Tabelle sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der für jeweils 9 Muster pro Modell beim ersten Aufprall erhaltenen Resultate eingetragen. Die übrige Tabelle zeigt die mittleren Veränderungen zwischen dem ersten und dem zweiten Aufprall bzw. zwischen dem zweiten und dem dritten Aufprall. Bei Betrachtung sämtlicher Hüftprotektoren ergaben sich folgende durchschnittlichen Unterschiede zwischen den Daten des ersten und des zweiten Aufpralls bzw. zwischen den Daten des zweiten und des dritten Aufpralls: ΔF_{impact} : 106 N \pm 140 N (2. minus 1. Aufprall) bzw. 38 N \pm 38 N (3. minus 2. Aufprall); ΔF_{neck} : 32 N \pm 75 N (2. minus 1. Aufprall) bzw. 20 N \pm 31 N (3. minus 2. Aufprall); ΔS_{fc} : -0.02 \pm 0.05 (2. minus 1. Aufprall) bzw. -0.01 \pm 0.02 (3. minus 2. Aufprall). Fett hervorgehoben sind besonders grosse negative Veränderungen beim mittleren Sicherheitsfaktor (Abfall von Sfc um mindestens 0.05 zwischen dem 1. und dem 3. Aufprall).

Modell	Resultate beim 1. Aufprall						Unterschiede zw. 1. und 2. Aufprall						Unterschiede zw. 2. und 3. Aufprall					
	Fimpact (N)		Fneck (N)		Sfc (-)		ΔF_{impact} (N)		ΔF_{neck} (N)		ΔS_{fc} (-)		ΔF_{impact} (N)		ΔF_{neck} (N)		ΔS_{fc} (-)	
	Mittel	SD	Mittel	SD	Mittel	SD	Mittel	SD	Mittel	SD	Mittel	SD	Mittel	SD	Mittel	SD	Mittel	SD
A	4497	215	2477	73	1.70	0.07	219	48	88	27	-0.06	0.02	65	28	25	15	-0.01	0.01
B	4423	176	2445	42	1.74	0.05	147	76	19	32	0.00	0.06	52	34	20	28	-0.01	0.03
C	4595	181	2272	45	1.84	0.05	65	227	44	48	-0.04	0.05	21	58	16	25	-0.01	0.02
D	4561	113	2550	25	1.66	0.02	153	49	26	27	-0.01	0.02	48	41	23	35	-0.01	0.03
E	4475	114	2606	70	1.62	0.05	119	27	37	33	-0.02	0.03	34	18	15	16	-0.01	0.01
F	3900	239	2154	83	1.96	0.10	32	18	-10	36	0.01	0.03	19	14	4	8	0.00	0.01
G	4241	329	2359	325	1.77	0.22	50	96	32	56	-0.03	0.04	57	36	40	36	-0.03	0.02
H	4657	79	2383	40	1.75	0.03	92	64	35	32	-0.02	0.03	44	25	30	22	-0.02	0.02
I	4766	116	2494	42	1.66	0.04	21	25	-19	12	0.03	0.02	16	14	13	31	-0.01	0.03
J	5885	223	3094	84	1.37	0.05	27	52	17	26	-0.01	0.02	-11	41	-2	24	0.00	0.01
K	5197	208	2669	65	1.56	0.03	123	79	35	18	-0.02	0.01	59	17	24	24	-0.01	0.02
L	4852	187	2808	66	1.51	0.05	332	378	153	226	-0.07	0.10	56	45	66	42	-0.03	0.02
M	4826	125	2770	140	1.55	0.08	17	31	-33	32	0.02	0.02	12	13	-17	34	0.01	0.02
N	4600	130	2441	72	1.72	0.05	137	28	61	16	-0.04	0.02	57	11	19	22	-0.01	0.02
O	5611	75	2996	146	1.37	0.06	84	33	-4	25	0.01	0.01	30	28	28	12	-0.01	0.01
P	4902	193	2842	167	1.51	0.09	72	64	32	43	-0.02	0.03	53	57	11	25	0.00	0.02

4.3.5 Prozentuale Reduktion der Kraft Fneck durch einen Protektor

Bei den im Rahmen des bfu-Reglements R 0407 verwendeten Sicherheitsfaktoren handelt es sich um Beurteilungskriterien für Hüftprotektoren (vgl. dazu die näheren Beschreibungen in den Abschnitten 3.1.2 und 4.3.1), die die Verwendung eines realistischen mechanischen Hüftmodells mit einem anatomisch geformten Femur voraussetzen. International verwendete einfachere Testmethoden beschränken sich häufig darauf, die Übertragung von vertikalen Stosskräften uniaxial zu messen und die durch Hüftprotektoren bewirkte Reduktion der Aufprallkraft im Vergleich zum Hüftmodell allein zu betrachten.

In Anlehnung daran zeigt Abbildung 6 die prozentuale Reduktion der Kraft Fneck durch die untersuchten Hüftprotektoren. Die vorgefundenen mittleren prozentualen Reduktionen reichen von knapp 20 % bis knapp 45 %. Die Grafik links in Abbildung 6 zeigt, dass zwischen den prozentualen Reduktionen und dem Sicherheitsfaktor Sfc ein annähernd linearer Zusammenhang besteht, und dass der im bfu-Reglement geforderten Mindestanforderung von $Sfc \geq 1.70$ einer minimalen Kraftreduktion von etwa 35 % entspricht.

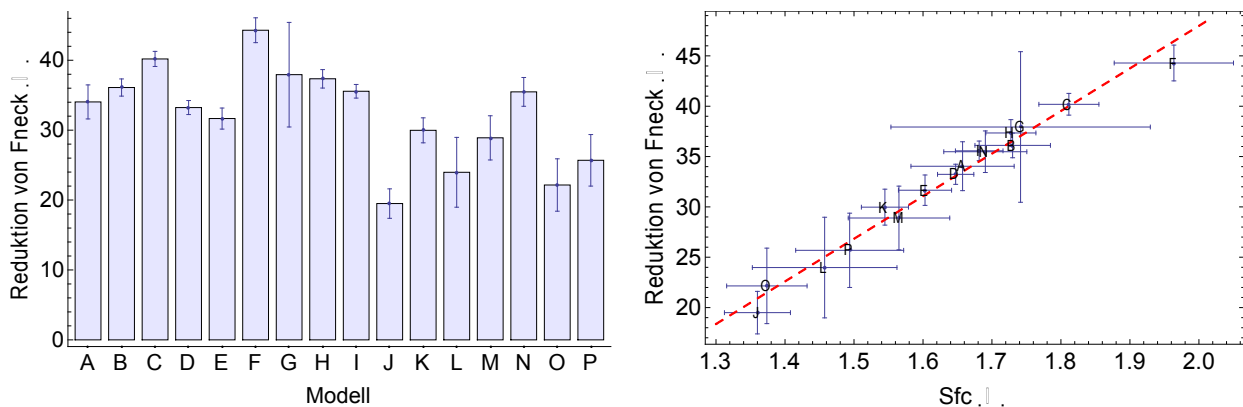


Abbildung 6: Links - Prozentuale Reduktion der Kraft Fneck (Mittelwerte ± 1 Standardabweichung) mit den verschiedenen Hüftprotektoren im Vergleich zur mittleren Kraft Fneck, die beim Aufprall auf das mechanische Hüftmodell allein resultiert (3857 N, vgl. Kapitel 3.1.1). Rechts – Zusammenhang zwischen der prozentualen Reduktion der Kraft Fneck und dem Sicherheitsfaktor Sfc (Mittelwerte ± 1 Standardabweichung). Die rote gestrichelte Linie zeigt die Anpassung der Daten durch eine lineare Funktion ($R^2 = 0.98$).

Tabelle 5: Gewichte und Dimensionen der untersuchten Protektoren (Mittelwerte für jeweils drei Muster). Zur Bestimmung der Dicke wurden die Protektoren mit und ohne Hose zentral auf dem mechanischen Hüftmodell platziert.

Modell	Gewicht (g)	Dicke (mm)	Dicke mit Hose (mm)	Höhe (mm)	Breite (mm)	Gewicht Hose (g)
A	55	17.2	20.0	180	157	114
B	54	17.6	20.1	182	159	117
C	60	16.3	17.8	212	167	128
D	56	18.7	21.5	182	158	136
E	49	20.4	21.8	185	163	135
F*	69	22.7	24.8	136	155	85
G*	66	19.8	24.9	160	110	106
H	13	21.4	22.3	178	148	113
I	104	15.9	18.0	185	150	116
J	42	6.0	7.2	209	134	94
K	15	14.7	15.9	190	180	138
L*	40	14.6	21.2	156	113	133
M	47	14.4	16.3	175	125	104
N	75	14.9	16.2	188	192	96
O	60	14.9	16.5	200	175	130
P	55	14.3	16.2	173	125	109

* Hüftprotektoren aus Kunststoffschalen (G und L) bzw. aus einer Kombination von Schale und Schaumstoff (F).

4.3.6 Einfluss von Dicke, Grösse und Gewicht des Protektors sowie der Textilhose

In Tabelle 5 sind die Gewichte und Dimensionen der untersuchten Hüftprotektoren zusammengefasst. Der Zusammenhang zwischen den Gewichten und Abmessungen der Protektoren und dem Stossdämpfungsverhalten wurde mittels linearer Regression untersucht.

Tabelle 6 zeigt die linearen Korrelationskoeffizienten für paarweise verglichene Parameter. Daraus geht hervor, dass die Resultate der Stossdämpfungstests mit den Dicken der Protektoren schwach korreliert sind ($R^2 > 0.46$). Andere Protektor-Abmessungen, die Gewichte der Protektoren sowie Eigenschaften der Textilhosen korrelierten jedoch nicht mit den Resultaten der Stossdämpfungsversuche. Abbildung 7 illustriert den Zusammenhang zwischen den Dicken der untersuchten Hüftprotektoren und mittleren Maximalkräften bzw. Sicherheitsfaktoren.

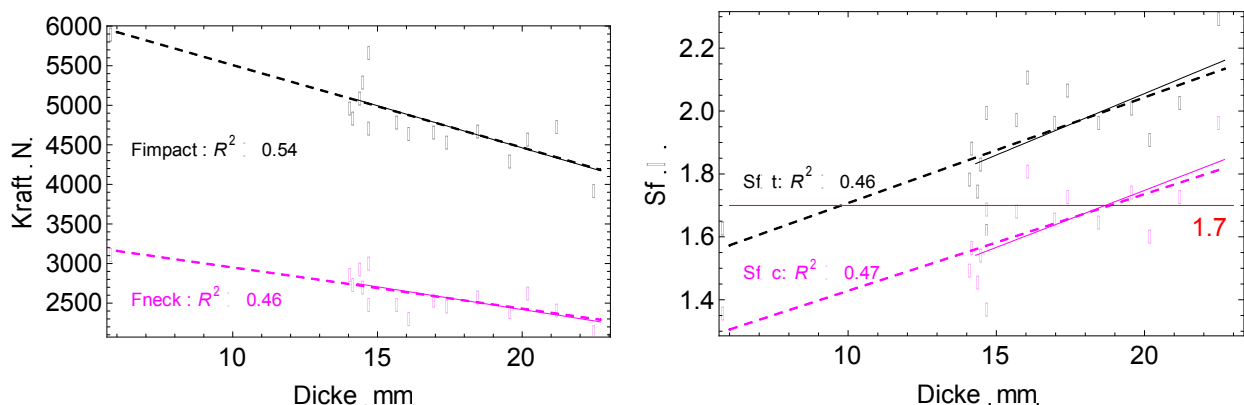


Abbildung 7: Mittlere Peakwerte der Kräfte F_{impact} und F_{neck} (links) und Sicherheitsfaktoren (rechts) als Funktion der Dicke der Hüftprotektoren. Die gestrichelten bzw. vollen Regressionsgeraden beziehen sich auf die Auswertung mit bzw. ohne den dünnsten Protektor. Im rechten Bild ist als rote Linie der Grenzwert von 1.7 für Sicherheitsfaktoren gemäss bfu-Prüfreglement dargestellt.

Tabelle 6: Korrelationen zwischen den Gewichten und Dimensionen der untersuchten Protektoren gemäss Tabelle 5 und Resultaten der Stossdämpfungsversuche (Peakwerte der Kräfte Fimpact und Fneck und Sicherheitsfaktoren). Zur Bestimmung der Dicke wurden die Protektoren mit und ohne Hose zentral auf dem mechanischen Hüftmodell platziert. Als ein grobes Mass für die Dichte eines Protektors wurde der Parameter Gewicht/(Dicke x Höhe x Breite) berechnet, und das Produkt Höhe x Breite wurde als grobes Mass für die Fläche eines Protektors angenommen. Ein Protektor (J) wich mit einer Dicke von 6 mm stark von den anderen Protektoren ab. Deshalb wurde die Auswertung einmal mit (linke Tabellenhälfte) und einmal ohne diesen Protektor (rechte Tabellenhälfte) durchgeführt, vgl. dazu auch die Regressionsgeraden in Abbildung 7.

Alle 16 Hüftprotektoren				15 Hüftprotektoren			
R	R ²	Par. 1	Par. 2	R	R ²	Par. 1	Par. 2
0.835	0.697	Dicke	Fimpact	0.734	0.538	Dicke	Fimpact
0.769	0.591	Dicke	Fneck	0.686	0.471	Dicke	Sfc
0.748	0.560	Dicke	Sfc	0.682	0.464	Dicke	Fneck
0.744	0.554	Dicke	Sft	0.676	0.457	Dicke	Sft
0.623	0.388	Höhe	Fimpact	0.462	0.213	Höhe	Fimpact
0.424	0.180	Höhe	Sft	0.460	0.212	Gewicht	Fneck
0.412	0.169	Höhe	Sfc	0.443	0.196	Gewicht	Sfc
0.350	0.122	Höhe	Fneck	0.413	0.171	Gewicht	Sft
0.322	0.104	Gewicht	Fimpact	0.405	0.164	Gewicht	Fimpact
0.313	0.098	Höhe x Breite	Fimpact	0.391	0.153	Breite	Fneck
0.296	0.088	Hosengewicht	Sfc	0.307	0.094	Breite	Sfc
0.294	0.087	Gewicht	Sfc	0.277	0.076	Breite	Sft
0.290	0.084	Gewicht	Fneck	0.215	0.046	Höhe x Breite	Fimpact
0.290	0.084	Hosengewicht	Sft	0.211	0.044	Hosendicke	Fimpact
0.275	0.075	Gewicht	Sft	0.202	0.041	Dichte	Fneck
0.268	0.072	Dichte	Fneck	0.180	0.033	Dichte	Sft
0.238	0.057	Breite	Fneck	0.154	0.024	Dichte	Sfc
0.233	0.054	Hosengewicht	Fimpact	0.154	0.024	Dichte	Fimpact
0.230	0.053	Dichte	Sft	0.124	0.015	Breite	Fimpact
0.221	0.049	Hosengewicht	Fneck	0.113	0.013	Höhe	Sft
0.212	0.045	Dichte	Sfc	0.109	0.012	Höhe x Breite	Fneck
0.191	0.036	Hosendicke	Fimpact	0.095	0.009	Höhe	Sfc
0.186	0.035	Breite	Sft	0.081	0.007	Höhe	Fneck
0.181	0.033	Breite	Sfc	0.025	0.001	Höhe x Breite	Sft
0.161	0.026	Dichte	Fimpact	0.023	0.001	Hosengewicht	Fimpact
0.076	0.006	Höhe x Breite	Sft	0.020	0.000	Hosengewicht	Sfc
0.072	0.005	Höhe x Breite	Sfc	0.020	0.000	Hosengewicht	Fneck
0.059	0.003	Hosendicke	Fneck	0.011	0.000	Höhe x Breite	Sfc
0.046	0.002	Hosendicke	Sft	0.011	0.000	Hosendicke	Fneck
0.036	0.001	Hosendicke	Sfc	0.010	0.000	Hosengewicht	Sft
0.030	0.001	Breite	Fimpact	0.008	0.000	Hosendicke	Sft
0.000	0.000	Höhe x Breite	Fneck	0.005	0.000	Hosendicke	Sfc

4.3.7 Einfluss von Dicke und Dichte des Schaumstoffs bei Schaumstoffprotektoren

Für die 12 Schaumstoffprotektoren wurden aus je einem Muster Schaumstoffproben aus der Protektormitte entnommen, um die Dicke und Dichte des Schaumstoffs zu bestimmen (Tabelle 7).

Tabelle 7: Resultate für Dicke und Dichte der Schaumstoffe, die in den Polstern der 12 Schaumstoffprotektoren verwendet werden. Die Messungen wurden an je einer Schaumstoffprobe mit Abmessungen von 73 mm x 62 mm durchgeführt, die aus der Protektormitte entnommen (gestanzt) wurden. Für die Messung der Dicke lagen die Proben auf einer ebenen Unterlage und allfällige Umhüllungen (wie z.B. Kunststoffhäute) waren entfernt. Deshalb stimmen die Resultate für die Schaumstoffdicken nicht genau mit denen der Protektordicken überein Tabelle 5. Die Bestimmung der Dichte basiert auf dem Vergleich des Gewichts der Schaumstoffprobe an der Luft bzw. in Wasser eingetaucht.

Muster	Dicke in mm	Dichte kg/m ³
A	17.6	129
B	17.4	108
C	16.3	131
D	18.7	103
E	19.8	104
H	22.0	30
I	16.1	280
J	6.3	243
K	15.4	44
M	14.0	228
N	15.8	148
P	14.0	261

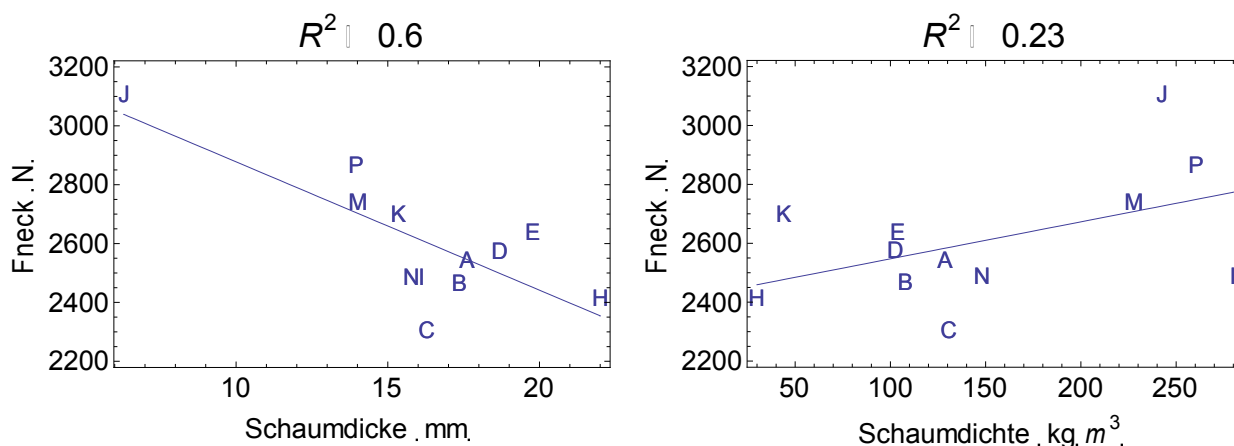


Abbildung 8: Mittlere Peakwerte von Fneck als Funktion der Schaumstoffdicke (links) und der Schaumstoffdichte (rechts). Der im Fall der Schaumstoffdicke erhaltene hohe Wert von R^2 (Quadrat des linearen Korrelationskoeffizienten) zwischen Schaumstoffdicke und Fneck ist vor allem auf den entlegenen Datenpunkt des Protektors J zurückzuführen. Ohne Berücksichtigung dieses Protektors zeigt sich keine Korrelation zwischen den Parametern.

Die Untersuchung des Zusammenhangs zwischen den gemessenen Schaumstoffdicken und Dichten einerseits bzw. den Kraftmaxima von Fimpact und Fneck sowie Sicherheitsfaktoren andererseits mittels linearer Regression deutet auf keine Korrelationen zwischen Schaumstoffparametern und Stossdämpfungsmessgrößen hin (vgl. Abbildung 8). Analog zu den Resultaten für die Protektordicken (Abbildung 7) lässt sich auch für die Schaumstoffe ein Trend zu kleineren Kräften Fneck mit zunehmender Schaumstoffdicke erkennen. Ein eher

umgekehrter Trend scheint für Fneck als Funktion von der Schaumstoffdichte aufzutreten. In den Grafiken der Abbildung 8 fällt insbesondere der Schaumstoff des Protektormodells C positiv auf, bei dem mit einer Dicke von rund 16 mm und einer Dichte von etwa 130 kg/m^3 vergleichsweise niedrige mittlere Peakwerte von Fneck erreicht wurden.

4.4 Erste Ergebnisse aus den Praxisversuchen zur Positionierung und Verschiebbarkeit

Zwei Probanden untersuchten die Positionierung (Grundposition nach dem Anziehen - bezeichnet als Aktivität (a)) sowie die Verschiebung der verschiedenen Hüftprotektoren nach unterschiedlichen Aktivitäten, und zwar (b) Gehen, 30 Min., (c) Sitzen und Aufstehen, 10 Mal, (d) Bücken, 10 Mal, (e) Treppensteigen, 40 Stufen hinauf und hinunter sowie (f) Schlafen, 1 Nacht.

Für die Messung der Positionen und Verschiebungen der Hüftprotektoren (Mittelpunkt) diente die Lage des grossen Trochanters bei den Probanden als Bezugspunkt. Die erhobenen Daten werden in den folgenden beiden Abschnitten auf zwei Arten analysiert – einmal direkt anhand der Absolutwerte für die gemessenen Protektorpositionen und einmal relativ zur Grundposition, die nach dem Anziehen resultiert.

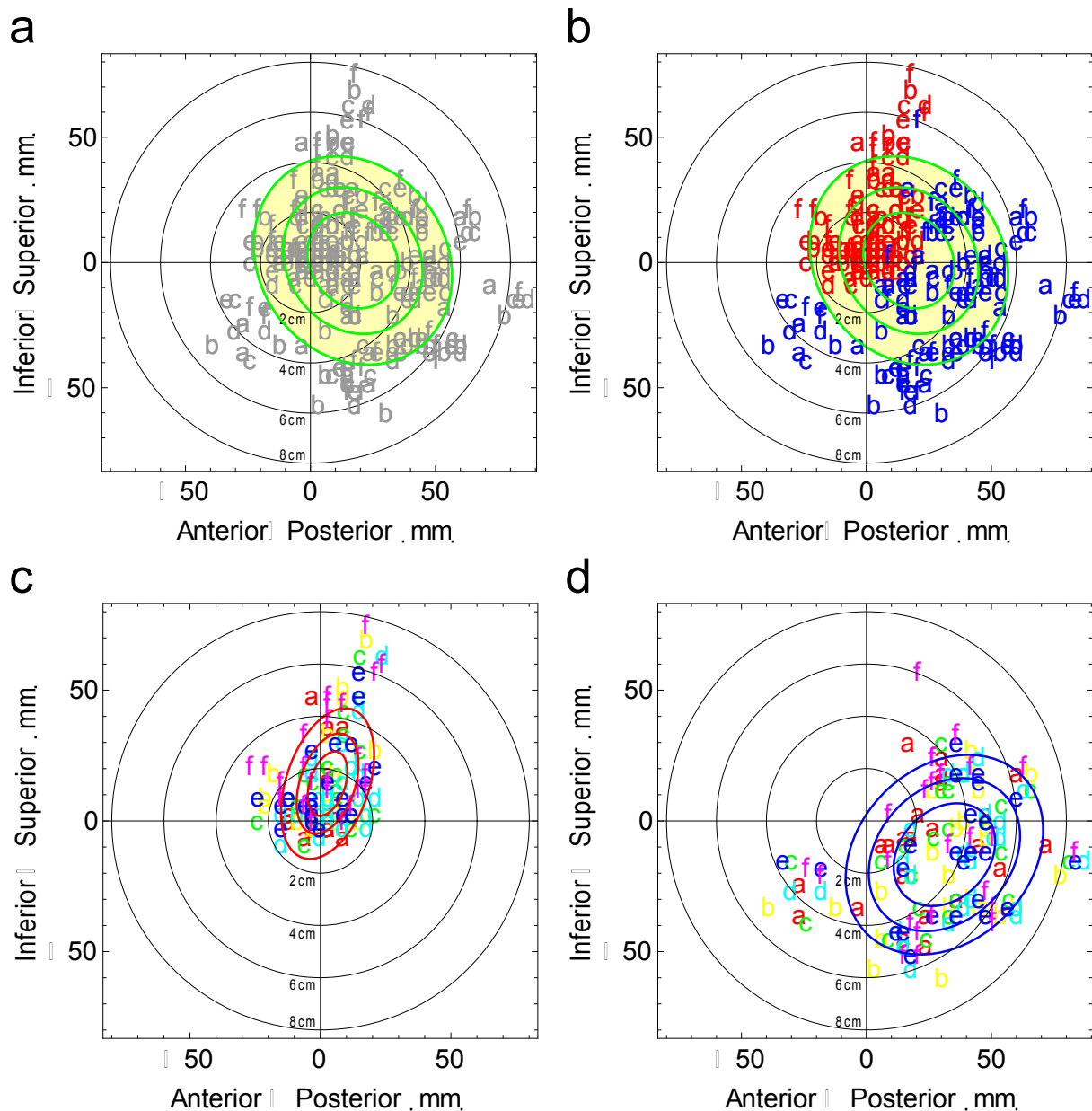


Abbildung 9: a) Verteilung der von zwei Probanden für die untersuchten Hüftprotektoren gefundenen Positionen (Mittelpunkt des Protektors bezogen auf die Lage des grossen Trochanters), gemessen nach sechs unterschiedlichen Aktivitäten (bezeichnet mit den Buchstaben a bis f, vgl. Text). b) Die gemessenen Positionen unterschieden sich für die beiden Probanden (rot - ♀, blau - ♂). Für den Probanden ♀ (c) streuten die gemessenen Positionen deutlich weniger als für den Probanden ♂ (d).

4.4.1 Auswertung der absoluten Protektorpositionen

Abbildung 9 lässt bei den gemessenen Positionen eine Tendenz in posteriore Richtung erkennen (Abbildung 9a). Die Lage der Hüftprotektoren unterschied sich für die beiden Probanden (bezeichnet mit ♀ und ♂) sehr deutlich (Abbildung 9b). Die Auswertung aller Messwerte ergab eine mittlere Position von 17 mm posterior und 1 mm superior (vgl. Mittelpunkt der gelben Ellipse in Abbildung 9). 25%, 50% bzw. 75% der Messwerte waren etwa in Umkreisen mit Radien von ca. 20 mm, 30 mm bzw. 40 mm um die mittlere Position verteilt (vgl. grüne Ellipsen in Abbildung 9). Bezogen auf die Lage des Trochanters lagen die anterior-posterioren Abweichungen im Bereich von -39 mm bis +87 mm, die inferior-superioren Abweichungen im Bereich von -60 mm bis +75 mm.

Richtung und Ausmass der Positions-Abweichungen (Protektormitte bezogen auf die Lage des grossen Trochanters) waren für die beiden Probanden verschieden. Während für den einen Probanden (♀) die mittlere Abweichung nur 3 mm posterior und 14 mm superior betrug und 50% der gemessenen Positionen ungefähr mit einem Radius von 15 mm um diesen Punkt verteilt lagen, war die mittlere Protektor-Position für den anderen Probanden (♂) 32 mm anterior und 13 mm inferior, und 50% der gemessenen Positionen lagen in einem Bereich mit einem ungefähren Radius von 30 mm verteilt (vgl. Abbildung 9b bis d).

Die individuellen Protektoren zeigten in den Praxisversuchen unterschiedliche Positions-Abweichungen (vgl. Resultate für die einzelnen Modelle im Anhang). In zahlreichen Fällen wurden von den Probanden, insbesondere vom Probanden ♂, bereits nach dem Anziehen (Aktivität a) relativ grosse Abweichungen (bis zu ca. 70 mm) zwischen Protektor und Lage des grossen Trochanters festgestellt (Abbildung 10). Im Schnitt (Daten beider Probanden und aller Protektoren) führte das Anziehen zu Positionsabweichungen von 12 mm in posteriore Richtung und -2 mm in inferiore Richtung. 25%, 50% bzw. 75% der Messwerte waren etwa in Umkreisen mit Radien von ca. 10 mm, 20 mm bzw. 35 mm um die mittlere Position verteilt (vgl. grüne Ellipsen in Abbildung 10).

Das Anziehen der Hüftprotektoren (Aktivität a) führte also teilweise bereits zu bedeutenden Verschiebungen aus der optimalen Lage über dem grossen Trochanter. Um die Auswirkungen der anderen Aktivitäten (b-f) auf die Position der Hüftprotektoren besser beurteilen zu können, werden diese im folgenden Abschnitt relativ zur Grundposition nach dem Anziehen untersucht.

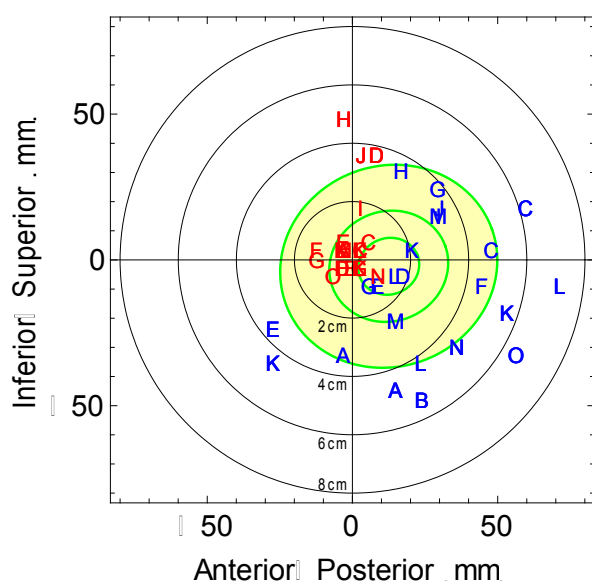


Abbildung 10: Position der Protektoren A-O nach dem Anziehen, bezogen auf die Lage des grossen Trochanters. Während die Positionsabweichungen bei einem Probanden (♀, rote Buchstaben) grösstenteils unter 20 mm lagen und nur für drei Protektormodelle darüber (bis zu 5 cm), zeigten sich für den zweiten Probanden (♂, blaue Buchstaben) uneinheitlichere und deutlich grössere Abweichungen bis zu 70 mm.

4.4.2 Positionen und Verschiebungen relativ zur Grundposition (nach dem Anziehen)

Aus Abbildung 11 geht hervor, dass die Hüftprotektoren durch die Aktivitäten b bis f relativ zur Grundposition nach dem Anziehen im Mittel nur um wenige Millimeter verschoben wurden (6 mm posterior, 3 mm superior) und dass 75% der gemessenen Positionen in einem Bereich mit einem Radius von knapp 20 mm um diesen Punkt gestreut lagen (vgl. grösste grüne Ellipse in Abbildung 11a und b). Nur in einzelnen Fällen waren die gemessenen Verschiebungen grösser als 40 mm. Wie der Vergleich mit Abbildung 10 zeigt, waren die Verschiebungen durch die unterschiedlichen Aktivitäten typischerweise kleiner als die bereits nach dem Anziehen gefundenen Abweichungen der Protektorposition von der optimalen Lage.

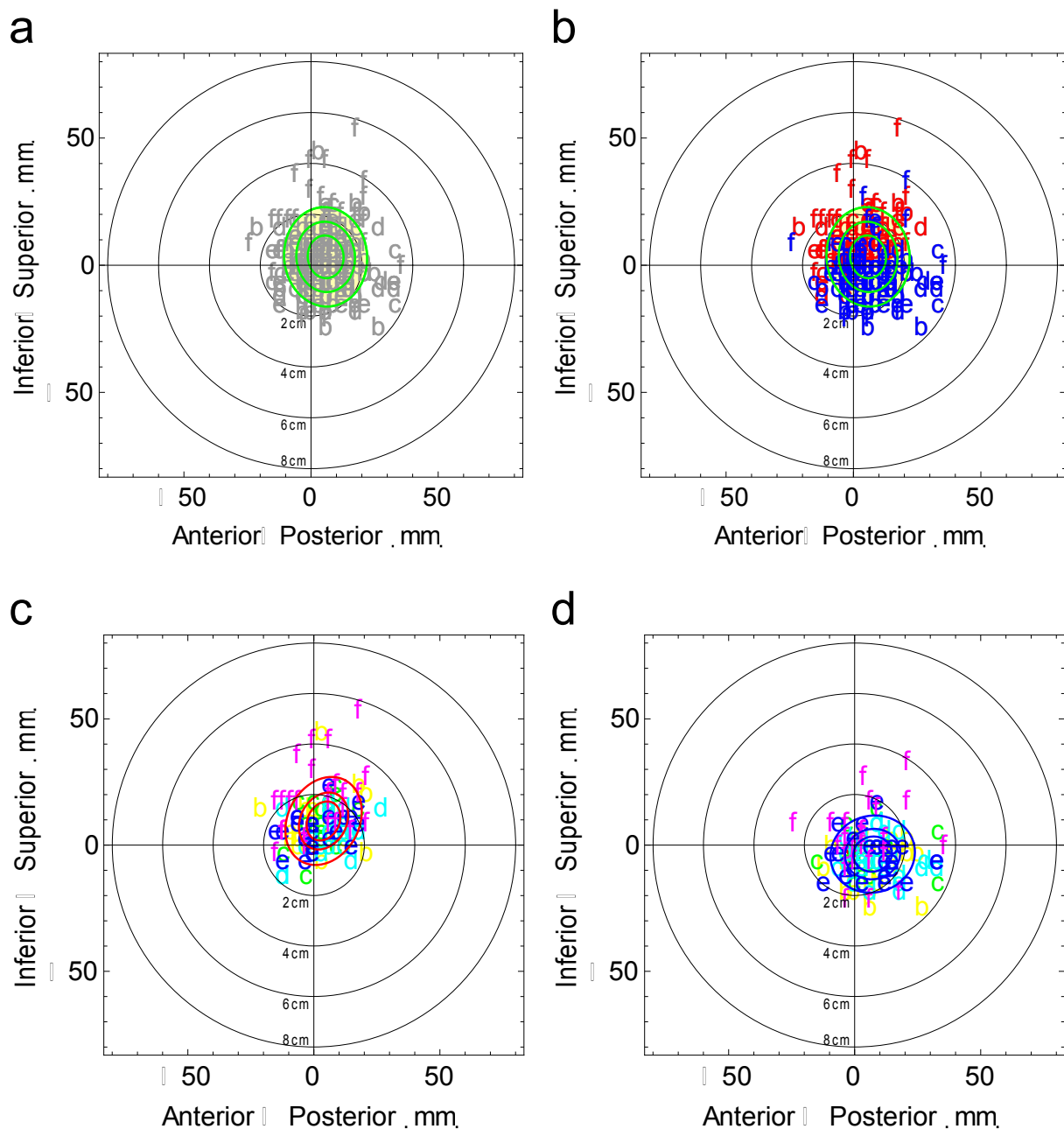


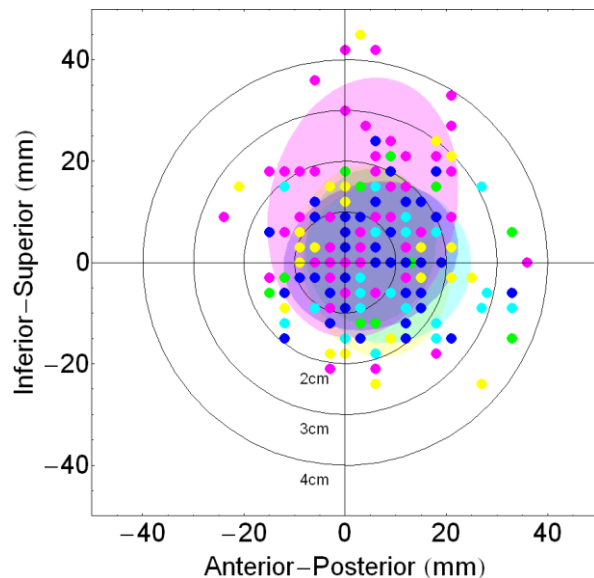
Abbildung 11: a) Verschiebung der untersuchten Protektoren durch unterschiedliche Aktivitäten b-f (vgl. Text), bezogen auf die Grundposition nach dem Anziehen. b) Für den einen Probanden (rot - ♀) verschoben sich die Protektoren tendenziell aufwärts, für den anderen (blau - ♂) dagegen im Schnitt eher abwärts. Die gemessenen Protektor-Positionen streuten für die beiden Probanden in einem vergleichbaren Ausmass (c und d).

Während sich bei einem Probanden (rot - ♀) die Hüftprotektoren aufgrund der Aktivitäten b bis f tendenziell aufwärts verschoben (durchschnittlich um 10 mm), verrückten sie für den anderen Probanden (blau - ♂) im Schnitt eher abwärts (im Schnitt 4 mm), vgl. Abbildung 11b. Zusätzlich waren für beide Probanden leichte mittlere Verschiebungen in posteriore Richtung festzustellen (4 mm bzw. 7 mm). Die Streuung der gemessenen Protektor-Positionen war für beide Probanden vergleichbar (Abbildung 11c und d) und dadurch charakterisiert, dass 25%, 50% bzw. 75% der Daten in Bereichen mit ungefähren Radien von 8 mm, 12 mm und 18 mm um die mittlere Position verteilt lagen.

In Abbildung 11c und d fällt auf, dass die Aktivität f, d.h. Schlafen, teilweise zu überdurchschnittlich grossen Verschiebungen von bis zu 60 mm führte, die oft in Aufwärtsrichtung stattfanden. Die mittlere Verschiebung (Daten beider Probanden und aller Hüftprotektoren) betrug 11 mm superior und 4 mm posterior. Die detaillierte Analyse bestätigte, dass sich die Hüftprotektoren bei der Aktivität „Schlafen“ am meisten verschoben und dass sich die Protektor-Verschiebungen aufgrund der anderen untersuchten Aktivitäten (Gehen, Sitzen, Bücken und Treppensteigen) statistisch nicht voneinander unterschieden (Abbildung 12).

Resultate zur Verschiebung der individuellen Hüftprotektor-Modelle durch die von den Probanden ausgeübten Aktivitäten sind im Anhang gezeigt.

Abbildung 12: Verschiebung der Hüftprotektoren durch die Aktivitäten Gehen (gelb), Sitzen (grün), Bücken (hellblau), Treppensteigen (blau) und Schlafen (pink). Dargestellt sind die Messdaten für beide Probanden und alle untersuchten Protektoren (Punkte) zusammen mit den Bereichen, in welchen 75% der Daten für die jeweiligen Aktivitäten verteilt liegen. Nur die Aktivität „Schlafen“ (pink) führte zu Verschiebungen, die sich von den übrigen Resultaten abhoben.



5 Schlussfolgerungen

Für 16 Modelle von Hüftprotektoren, die im Jahr 2008 auf dem Schweizer Markt erhältlich waren, wurden je neun Muster gemäss bfu-Prüfreglement R 0407 untersucht und beurteilt (vgl. 3.1.2). Zusätzlich wurden die erhaltenen Messdaten bezüglich Messunsicherheit und wichtiger Einflussfaktoren (zentrale versus verschobene Platzierung, Waschen, wiederholte Stossbelastungen, Gewicht und Abmessungen der Protektoren) analysiert.

Von den untersuchten Modellen erfüllten nur zwei die Anforderungen des bfu-Reglements. Zwei weitere Modelle verfehlten die Anforderungen relativ knapp, ein Modell aufgrund negativer Resultate bei den Tests an verschobenen Protektoren und die übrigen 11 Modelle in mehrfacher Hinsicht und teilweise deutlich. Das negative Abschneiden zahlreicher Hüftprotektoren hängt zum Teil damit zusammen, dass das mechanische Hüftmodell der Empa und das bfu-Prüfreglement für Hüftprotektoren in den letzten Jahren weiterentwickelt wurden, wodurch sich die Testkriterien gegenüber der früheren Ausgabe des bfu-Reglements etwas verschärften.

Die Verschiebung von Hüftprotektoren aus der zentralen Lage führte für gewisse Modelle, aber nicht in jedem Fall zu einer Verschlechterung der Testresultate. Dies hängt damit zusammen, dass verschobene Protektoren die geometrische Konfiguration der Kraftübertragung so verändern können, dass Aufprallkräfte vermehrt seitlich via das Silikonmaterial des Hüftmodells anstatt direkt über den grossen Trochanter abgeleitet werden.

Das Waschen der Hüftprotektoren wirkte sich nur im Fall zweier Schalenprotektoren negativ auf die Stossdämpfungseigenschaften aus. Die Materialien, die in heutigen Hüftprotektoren als Schaumstoffpolster verwendet werden, schienen bezüglich Waschbeständigkeit jedoch unproblematisch zu sein.

Wiederholte Stossbelastungen führten in der Regel zu einer sukzessiven Verschlechterung der Testresultate. Für die meisten Hüftprotektoren waren die Effekte gering, deutlich ausgeprägt aber für drei Hüftprotektoren aus viskoelastischen Schaumstoffen sowie für zwei Protektoren aus harten Kunststoffschalen.

Erste Auswertungen bezüglich des Einflusses der Abmessungen und einfacher Materialeigenschaften von Hüftprotektoren deuteten auf eine schwache Korrelation zwischen der Protektordicke und den gemessenen Stossdämpfungsparametern hin. Für die systematische Analyse von Einflussfaktoren und Materialkenngrössen reichte die Auswahl der untersuchten Hüftprotektoren nicht aus. Im Hinblick auf die Entwicklung optimaler Materialien für Hüftprotektoren wären zu diesem Thema weiterführende Untersuchungen an Protektormustern nötig, bei denen Materialeigenschaften und Geometrie systematisch variiert wird.

Von zwei Probanden durchgeführte Praxisversuche zeigten, dass die Position von Hüftprotektoren nach dem Anziehen teilweise stark von der idealen Lage über dem grossen Trochanter abweicht (bis zu 7 cm) und dass sich Hüftprotektoren beim Tragen zusätzlich verschieben (typischerweise bis zu 2-3 cm). Relativ grosse Verschiebungen der Hüftprotektoren wurden nach dem Schlafen beobachtet (bis zu 4 cm). Als allgemeine Tendenz zeichnete sich ab, dass sich Hüftprotektoren beim Anziehen sowie im Rahmen alltäglicher Aktivitäten tendenziell posterior (rückwärts) verschoben.

Literatur

- [1] S. Derler, M. Hugli, and R. Nyffenegger (2007) *bfu-Prüfreglement R 0407 zur Erlangung des Sicherheitszeichens für Hüftprotektoren*. bfu, Bern.
- [2] S. Derler and A.B. Spierings (2004), *Wirksamkeit von Hüftprotektoren: Entwicklung eines mechanischen Hüftmodells und eines Bewertungskriteriums*. Empa St. Gallen.
- [3] S. Derler, A.B. Spierings and K.U. Schmitt, *Anatomical hip model for the mechanical testing of hip protectors*, *Medical Engineering & Physics* 27 (2005) 475-485.