

Zusammenfassung

Hohe Bandscheibenbelastungen entstehen während des Golfschwunges aufgrund von kombinierter axialer Rotation und Beugebewegung der Wirbelsäule. Hohes Bewegungsausmaß erhöht die Belastungen. Muskuläre Stabilisation des Rumpfes verringert Bandscheibenprobleme. Die Verringerung der Beuge- und Rotationsbewegung und die muskuläre Stabilisierung sind daher geeignete Maßnahmen, um Wirbelsäulenbelastungen während des Golfschwunges zu reduzieren.

Schlüsselwörter

Golf – Wirbelsäule – Biomechanik – Belastung – Bewegung

C. Haid, S. Fischler

Biomechanical aspects of spine loading during a golf swing**Summary**

The high loads on the disc during a golf swing are due to a combined movement of flexion and axial rotation of the spine. An increase of the range of motion leads to an increasing pressure on the discs. Modified core stability seems to be a possibility to reduce spine problems. Increasing spine flexion and axial rotation as well as improved core stability, are possible appropriate corrective measures, to reduce spine loading during a golf swing.

Keywords

Golf – Spine – Biomechanics – Loading – Movement

REVIEW

Biomechanische Belastungsaspekte der Wirbelsäule beim Golfschwung

Christian Haid, Stefan Fischler

Department of Orthopaedic Surgery, Innsbruck Medical University Innsbruck, Austria

Eingegangen am 12. Dezember 2012; akzeptiert am 25. Februar 2013

Einleitung

Golf ist eine immer populärer werdende Sportart, die jetzt auch olympisch geworden ist. Um vermehrt international anerkannte Topspieler hervorzubringen, ist es notwendig, eine breite Basis an Spielern aufzubauen. Zusätzlich sollte die Ausfallquote am Weg zur Spitze möglichst klein gehalten werden. Das benötigt effiziente Trainingsgestaltung und gute Trainingsmöglichkeiten. Ein wichtiger Gesichtspunkt ist die Verletzungsprävention und die möglichst gesunde Sportdurchführung. Es wird dazu, unter anderem, eine Analyse der häufigsten Verletzungen durchzuführen sein, um jene Mechanismen aufzuzeigen, die zu besonders hohen Belastungen führen [11,12]. Zahlreiche Studien beschäftigen sich mit Verletzungen im Golfsport [10,13,23]. Die Autoren zeigen auf, dass unter Amateuren Rückenverletzungen und Ellbogenverletzungen am häufigsten sind. Bereits am World Scientific Congress of Golf 1998, berichtete Sugaya [21] über "Low Back Injury in Elite and Professional Golfers". Er findet heraus, dass bei vier japanischen Golfturnieren für Professionals 154 Golfer, das entspricht 55% der Befragten, über "Low Back Pain" berichten. Die Probleme waren so schwerwiegend, dass sie bei diesen Spielern zumindest einmal eine Tur-

nierteilnahme in dieser Saison verhindert haben. Die Schmerzen traten hauptsächlich während der „Impact“ und während der „Follow-through“-Phase auf. Morgan [15] berichtet in seinem Artikel „The Influence of Age on Lumbar Mechanics During the Golf Swing“, dass auch der Schwungstil ein wichtiger Faktor ist. Reed [18] gibt an, dass Rückenschmerzen einer der häufigsten Gründe sind, weshalb Golfer einen Arzt aufsuchen. Somit gibt es Hinweise, dass präventiven Maßnahmen zur Verhinderung von Wirbelsäulenverletzungen große Bedeutung zukommt, und dass auch die unterschiedlichen Bewegungsmuster hinsichtlich ihrer Verletzungsgefährdung bewertet werden müssen.

Gelenksbelastende Mechanismen aus Sicht der Biomechanik

In Gelenken treten hohe Kräfte auf, wenn hohe äußere Belastungen einwirken, wenn dynamische Effekte auftreten und wenn Muskeln und Bändern mit hohen Kräften ziehen. Bei der Bestimmung der in einem Gelenk wirkenden gesamten Kraft werden daher all diese belastenden Komponenten berücksichtigt. Berechnet man Gelenkbelastungen unter statischen Bedingungen (d.h. ein Körper bleibt in Ruhe), dann

erzeugt die Gewichtsbelastung ein Drehmoment, das von Muskeln und Bändern kompensiert wird. Es gilt der Zusammenhang: Last mal Lastarm = Kraft mal Kraftarm. Je weiter weg vom Drehpunkt die Gewichtskraft wirkt, umso größer ist das entstehende Drehmoment. Beugt man sich z.B. mit dem Oberkörper stark vor, dann entstehen im Bereich der Lendenwirbelsäule große Drehmomente. Die Rückenmuskulatur verhindert ein nach vorne Kippen. Aufgrund der kleinen Hebelarme der Muskulatur muss die stabilisierende Muskelkraft groß sein. Somit entsteht in den Bandscheiben ein Großteil des Druckes aufgrund der hohen Muskelkräfte. Stabilisiert man nicht mit Hilfe der Muskulatur, sondern lässt eine Vorwärtskrümmung zu, bis der Bandapparat eine weitere Bewegung verhindert, dann übernehmen zum Teil die Bänder diese hohen Zugkräfte. Die Hebelarme des Bandapparates sind jedoch kleiner als jene der Muskulatur, somit entstehen noch höhere Kräfte als im Falle der muskulären Stabilisation. Aus diesem Grund kommt der funktionell anatomischen Betrachtung, die Hebelarme und Kraftwirkungen an den anatomischen Strukturen berücksichtigt, eine wichtige Rolle zu. Bei Berechnungen der Bandscheibenbelastung muss zusätzlich die Funktion der Bandscheibe in ihrem komplexen Wirken erfasst werden. Das Zusammenspiel der druck- und zugübertragenden Strukturen muss, entsprechend der zu analysierenden Bewegungen, angepasst betrachtet werden.

Es wird die Beuge- und Streckbewegung und zusätzlich die axiale Rotation betrachtet. Aufgrund der Funktion der Bandscheibe mit ihren überkreuzten Fasern des Anulus fibrosus treten dabei zusätzliche Belastungsaspekte auf.

Ganz allgemein gilt, dass je größer der Hebelarm des Kraftarmes ist,

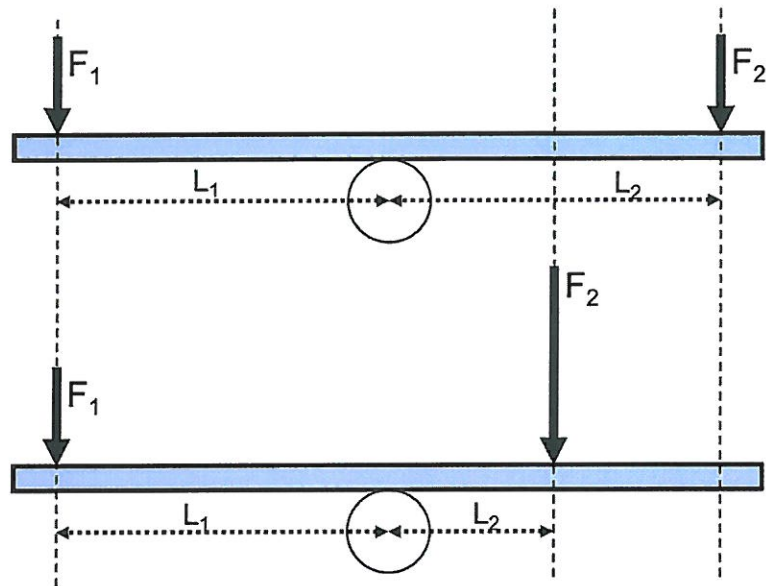


Abbildung 1

F_1 ist die Belastung mit dem Hebelarm L_1 . F_2 ist die notwendige Kraft um das Gelenk in Ruhestellung zu halten. Ist der Abstand L_2 kleiner, dann muss F_2 größer sein. Dadurch ist die Gelenkbelastung erhöht.

umso weniger Kraft ist notwendig, um in einem Gelenk zu stabilisieren, oder um z.B. Gliedmaßen zu beschleunigen. Da in unserem Körper bei allen Gelenken Muskeln einen größeren Hebelarm haben als Gelenkkapseln und ligamentäre Strukturen, folgt, dass die Bewegung in einem Gelenk, oder die Stabilisation eines Gelenkes mit Hilfe der Muskulatur geringere Gelenkbelastungen erzeugt, als beim Einsatz des Band- und Kapselapparates.

Daher ist bei der Analyse der Belastungen beim Golfschwung Augenmerk darauf zu legen, ob in Gelenken mit Hilfe der Muskelkraft bewegt wird, oder ob ligamentäre Strukturen zum Einsatz kommen (Abbildung 1).

Biomechanische Aspekte der Bandscheibenbelastung

Die Bandscheibe liegt zwischen den Wirbelkörpern und ist aus Sicht der Biomechanik als ein verbindendes Element, das Abstand erhält und Be-

wegungen zulässt, zu betrachten. Steht die Wirbelsäule unter axialem Druck, dann erhöht sich auch der Druck im Nucleus pulposus und dieser drückt wiederum gegen die Fasern des Anulus fibrosus, der dadurch unter Zugspannung kommt. Schmidt [20] konnte in einer Finite Element Studie auch den Zusammenhang nachweisen, wie sich der Druck des Nucleus pulposus aufgrund des Flüssigkeitsverlustes während des Tages auf die Spannungen in den Fasern des Anulus fibrosus auswirkt. Daher ist auch die Belastung der Bandscheiben im Tagesverlauf, bei gleicher äußerer Last, unterschiedlich. Der axiale Druck entsteht entweder durch eine aufgebrachte Last oder durch Muskel- und Bandkräfte, die Dreh- bzw. Biegemomente aufbringen. Wird der Oberkörper nach vorne geneigt, dann wirkt, bezogen auf ein Bewegungssegment, ein Drehmoment. Dieses wird durch die Rückenmuskulatur kompensiert. Die Zugkraft der Rückenmuskulatur erhöht den Druck in der Bandscheibe.

Bei in vivo Druckmessungen in der Bandscheibe konnte Wilke [24] nachweisen, dass der geringste Druck entsteht, wenn der Oberkörper aufgestützt wird und das Becken passiv hängt. Etwas höher ist der Druck im Liegen, er erhöht sich weiter im Stehen und ist deutlich erhöht, wenn der Oberkörper vorgebeugt wird. Er konnte auch zeigen, dass der Druck in der Bandscheibe ansteigt, wenn zwei Wirbelkörper stark zueinander verkippt sind. In einer Studie, in der die Belastung der Lendenwirbelsäule bei verstärkter Kyphose in der Brustwirbelsäule untersucht wird, findet Bruno [1], dass die Kompressionskräfte mit zunehmender Kyphose steigen. Somit zeigt sich in der Literatur, dass durch zunehmendes Vorbeugen und verstärkte Vorwärtskrümmung die Belastung der Bandscheiben steigt. Besonders groß werden die Drücke in den Bandscheiben, wenn in vorwärts gekrümmter Haltung zusätzliche Belastung erfolgt [19].

Bei axialer Drehbewegung zwischen Wirbelkörpern der Lendenwirbelsäule, konnte Krismer [7] nachweisen, dass bei einem definierten Drehmoment der Rotationswinkel nach dem Einschneiden von Fasern des Anulus fibrosus deutlich zunimmt. Ist der Anulus fibrosus intakt, und man entfernt die Wirbelgelenke, dann kommt es nur zu einer sehr geringen Rotationsvergrößerung. Aus dieser Arbeit wird abgeleitet, dass die Fasern des Anulus fibrosus die Drehbewegung zwischen Wirbelkörpern begrenzen. Die Drehbewegung induziert somit Spannungen in Teilen der äußeren Fasern des Anulus fibrosus. Nachemson [17] konnte nachweisen, dass der Druck in den Bandscheiben der Lendenwirbelsäule gegenüber dem Druck im Stehen zunimmt, wenn man unangelehnt sitzt. Vorwärtsneigen und das Heben von Gewichten erhöhte den Druck deutlich, und am größten war die

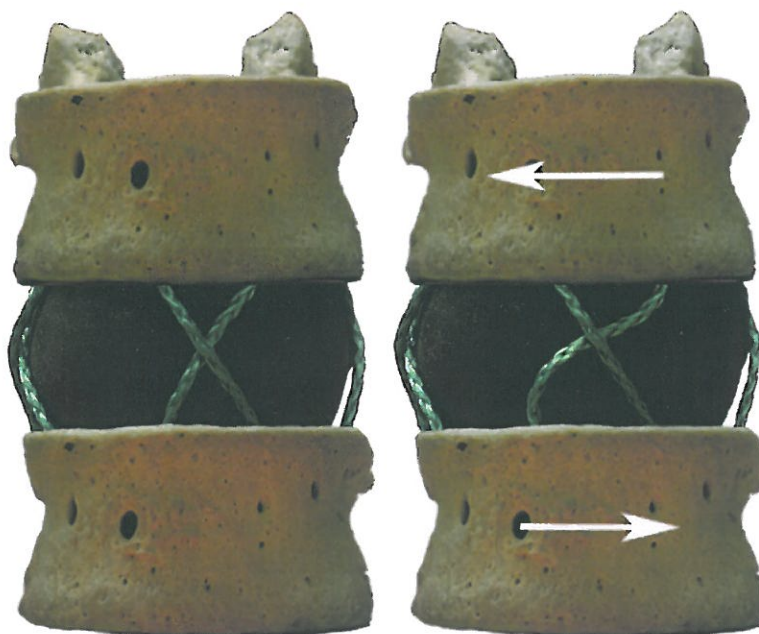


Abbildung 2

Das Modell zweier Wirbelkörper zeigt links eine neutrale Position und rechts einen verdrehten Zustand zweier Wirbelkörper. Die grünen Bänder stellen die Ausrichtung der Fasern des Anulus fibrosus dar. In Wirklichkeit umschließen mehrere derartige Schichten den Nucleus pulposus. Beim Übergang von der neutralen Position (linkes Bild) zum verdrehten Zustand (rechtes Bild) werden die Fasern einer Richtung gespannt, die Fasern der anderen Ausrichtung entspannt. Man erkennt das an der gespannten Faser, die von links oben nach rechts unten verläuft, und an der entspannten Faser, die sich verformt und von rechts oben nach links unten verläuft. Tritt in diesem verdrehten Zustand eine Beugebewegung oder eine Seitneigung auf, dann kommen als erstes die bereits vorgespannten Bänder unter erhöhte Zugspannung.

Druckzunahme bei Flexion mit axialer Rotation (Abbildung 2).

Analyse der Rumpfbewegungen im Golfschwung

Im Golf wird beim Rückschwung der Oberkörper vom Ziel weg und während des Durchschwunges in Richtung Ziel gedreht [5]. Die Haltung des Oberkörpers ist in der Ansprechposition, vor dem Beginn der Schlagbewegung, nach vorne geneigt. Wie Burden [2] beschreibt, drehen die Schultern beim Rückschwung im Ausmaß von 90° vom Ziel weg, und bei 75% der Golfer drehte der Schultergürtel noch vom Ziel weg, wäh-

rend das Becken bereits wieder beginnt, in Richtung Ziel zu drehen. Der Winkel zwischen Schultergürtel und Beckengürtel am Ende des Rückschwunges wird X-Faktor genannt [6]. Die zusätzliche Verdrehung, aufgrund der bereits beginnenden Beckendrehung in Richtung Ziel, wird auch als „X-Faktor stretch“ bezeichnet [16]. Die Größe dieses Faktors wird häufig mit der Erhöhung der Schlagweite in Zusammenhang gebracht.

Am Ende des Rückschwunges sind nach Zheng [25] Golfer vorwärts gebeugt. Bei den Messungen an Profis fand er heraus, dass weibliche Golfer ca. 25° vorgebeugt sind, wohingegen männliche Spieler

ca. 31° geneigt sind. Die Rotation des Beckens zum Zeitpunkt des Ballkontaktes betrug bei Frauen ca. 52°, bei den Männern ca. 42°.

Lim [8] hat die Lendenwirbelsäulenbelastung und die Muskelaktivität während eines Golfschwunges bestimmt. Er erfasste durchschnittliche EMG-Werte für unterschiedliche Phasen des Schwunges. Ein „EMG-unterstütztes“ Optimierungsmodell wurde angewandt, um Kräfte zu bestimmen, die auf L4-L5 wirken. Die Ergebnisse ergaben eine gemittelte maximale Druckkraft von mehr als

dem sechsfachen Körpergewicht während des Abschwunges.

Messung der Seitneigung des Schultergürtels im Golfschwung

Aufgrund der vorangegangenen Literaturhinweise kann gefolgert werden, dass die Krümmung der Wirbelsäule zu erhöhten Belastungen der Bandscheiben führt. Takahashi [22] führt in seiner Arbeit explizit aus, dass die Belastung der lumbalen Wirbelsäule und die elektromyographischen Aktivitäten proportional mit

dem Neigungswinkel des Rumpfes steigen. Somit ist der Neigungswinkel des Schultergürtels, der ein Maß für die Seitneigung ist, ein guter Indikator für die Entstehung hoher Belastungen in den Bandscheiben. Für unsere Studie wurde die Hypothese aufgestellt, dass die Haltung der Golfer vor dem Beginn der Schwungdurchführung (Setup Position) Einfluss auf die auftretenden Seitneigungswinkel des Schultergürtels hat. Verringerte Seitneigung kann in Zusammenhang mit verringerter Wirbelsäulenkrümmung und



Abbildung 3

Im Bild links ist ein Golfer zu sehen, der den Schwung mit einer eher aufrechten Körperhaltung startete. Die Aufnahme zeigt den Spieler nach dem Ballkontakt, bei nahezu maximaler Seitneigung des Schultergürtels. Das rechte Bild zeigt den gleichen Golfer in einer ähnlichen Schwungphase. In der Ansprechposition war er extrem vorgeneigt (>50°). Dadurch wird die erhöhte Seitneigung sehr gut sichtbar.

somit mit verringerter Bandscheibenbelastung gebracht werden.

Die individuelle Schwunggestaltung kann sehr unterschiedlich sein, daher ist diese Vorstudie an sechs Golfern nur eingeschränkt repräsentativ. Es wurde untersucht, ob die Veränderung der Haltung aufgrund der Verwendung unterschiedlich langer Schläger, auch in dieser kleinen Gruppe, zu signifikanten Veränderung der Seitneigung des Schultergürtels während des Schlages führen.

Die Golfer waren zwischen 36 und 56 Jahre alt. Um ihre golferischen Fähigkeiten einzugrenzen, mussten sie imstande sein, mit einem Eisen 7 mindestens 130 Meter weit zu schlagen.

Um die gewünschten Ausgangsstellungen zu erreichen, wurden unterschiedlich lange Schläger zur Verfügung gestellt. Die Probanden nahmen mit den Schlägern eine für sie „natürliche“ Ansprechposition (Ausgangsstellung vor dem Schlag) ein. Mittels eines optoelektronischen Messgerätes der Firma Lukotronic wurde der Vorbeugewinkel gemessen. Die Vorneigungen waren mit 22°, 30°, 38° und 46° festgelegt. Nach der Wahl des jeweils am besten passenden Schlägers wurde die genaue Einstellung des Vorbeugewinkels durch die Veränderung des Griffes erzeugt.

Während der Durchführung des Golfschwunges wurde die Seitneigung des Schultergürtels gegenüber der vertikalen Raumachse durch die Vermessung von Markern auf den Schultern festgehalten. Die Messfrequenz betrug 100 Hz.

Jeder Spieler führte einige Schwünge durch, um seine Bewegungen an die Schlägerlänge anzupassen. Die Messung erfolgte beim Schlagen eines Balles. Die maximale Seitneigung erreichten alle Golfer nach dem Treffen des Balles. In der [Abbildung 3](#) ist ein Golfer in der

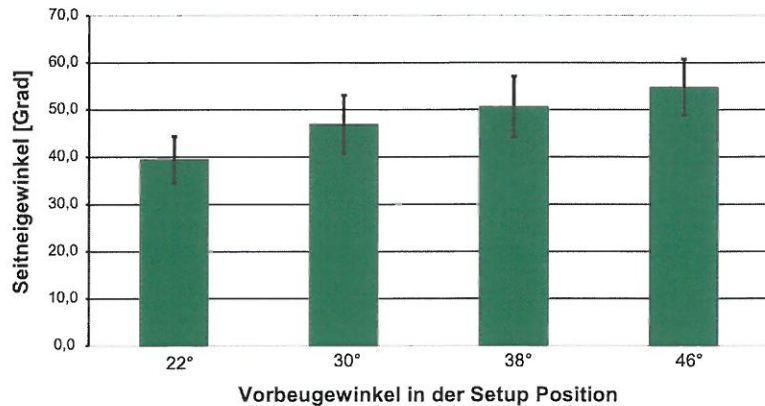


Diagramm 1

Das Diagramm zeigt den maximalen Seitneigungswinkel der Schultern während des Schwunges bei den vier unterschiedlichen Setup-Positionen. Alle paarweisen Mittelwertsvergleiche, mit dem gepaarten t-Test, zwischen Vorbeugewinkel in der Setup-Position und dem dabei aufgetretenen maximalen Seitneigungswinkel, zeigen eine signifikante Abnahme der Seitneigung bei aufrechter werdender Setup-Position ($p < 0,009$).

Phase der maximalen Seitneigung dargestellt. Mit dem längeren Schläger und der dadurch bedingten aufrechteren Ansprechposition vor der Schwungdurchführung, ergibt sich weniger Seitneigung des Schultergürtels als mit dem kürzeren Schläger.

Als statistische Analyse wurde ein gepaarter t-Test durchgeführt (t-Test für abhängige Stichproben). Alle paarweisen Mittelwertsvergleiche zeigten eine signifikante Abnahme der maximalen Seitneigung der Schultern, bei Verringerung des Vorbeugewinkels in der Ansprechposition ($p < 0,009$) [Diagramm 1](#).

Schlussfolgerungen zur Belastung der Lendenwirbelsäule

In der Literatur wird angeführt, dass verstärkte Neigung und Krümmung des Rumpfes zu erhöhten Belastungen der Bandscheiben führen [\[17\]](#). Ebenso wird nachgewiesen, dass die axiale Rotation zu Veränderungen

der Spannungszustände im Anulus fibrosus führt [\[7\]](#). Dadurch sind Teile der Anulusfasern vorgespannt, und diese werden bei Abstandsvergrößerung zwischen den Wirbelkörpern verstärkt belastet. Es ist zu erwarten, dass diese Art der Abstandsvergrößerung bei der Flexion und bei der Seitneigung der Wirbelsäule im Bereich der Zugbelastung auftritt.

Im Golfschwung erfolgen gleichzeitig eine axiale Rotation und eine Seitneigung der Wirbelsäule ([Abbildung 4](#)). Aufgrund der Literaturangaben muss man davon ausgehen, dass die Belastung der Bandscheibe mit dem Ausmaß der kombinierten Seitneigungs- und Rotationsbewegung zunimmt.

In mehreren Arbeiten wird darauf hingewiesen, dass die Verhinderung von Kreuzschmerzen mit Veränderungen des Golfschwunges einhergeht [\[4,9\]](#). Auch wird aufgezeigt, dass ältere Golfer und Golfer mit Schmerzsymptomatik ihren Golfschwung mit einem geringeren Bewegungsausmaß der Wirbelsäule durchführen [\[14\]](#). Nimmt man als



Abbildung 4
Aufgrund der Literaturangaben muss man davon ausgehen, dass bei dieser Topspielerin in der hier dargestellten Schwungphase mit gleichzeitiger Seitneigung und Rotation der Wirbelsäule die höchsten Belastungen für die Bandscheiben auftreten.

weiteren Befund hinzu, dass kleinere Vorbeugewinkel in der Ansprechposition auch zu geringerer Seitneigung führen, werden Zusammenhänge erkennbar, die zur Verminderung der Wirbelsäulenbelastung beim Golfschwung führen.

Gluck [3] weist darauf hin, dass Beweglichkeitstraining und die Verbesserung der Rumpfstabilität zu Schmerzverringerung geführt haben. Bringt man diesen Befund in Zusammenhang mit der Entstehung von Gelenkbelastungen bei unterschiedlichen Hebelarmen, dann kann dieser Effekt durch den verbesserten Einsatz der Muskulatur entstanden sein.

Interessenkonflikt

Die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt vorliegt.

Literatur

- [1] A.G. Bruno, D.E. Anderson, J. D'Augustino, M.L. Bouxsein, The effect of thoracic kyphosis and sagittal plane alignment on vertebral compressive loading, *J Bone Miner Res.* 27 (10) (2012) 2144–2151.
- [2] A.M. Burdon, P.N. Grimshaw, E.S. Wallace, Hip and Shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players, *J. Sports Sci.* 16 (2) (1998) 165–176.
- [3] G.S. Gluck, J.A. Bendo, J.M. Spivak, The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury prevention, *Spine J.* 8 (5) (2008) 778–788.
- [4] P.N. Grimshaw, A.M. Burdon, Case report: reduction of low back pain in a professional golfer, *Med Sci Sports exerc.* 32 (10) (2000) 1667–1673.
- [5] S.A. Horan, J.J. Kavanagh, The control of upper body segment speed and velocity during the golf swing, *Sports Biomech.* 11 (2) (2012) 165–174.
- [6] C. Joyce, A. Burnett, K. Ball, Methodological considerations for the 3D measurement of the X-factor and lower trunk movement in golf, *Sports Biomech.* 9 (3) (2010) 206–221.
- [7] M. Krismer, C. Haid, W. Rabl, The contribution of anulusfibers to torque resistance, *Spine.* 21 (22) (1996) 2551–2557.
- [8] Y.T. Lim, J.W. Chow, W.S. Chae, Lumbar spinal loads and muscle activity during a golf swing, *Sports Biomech.* 11 (2) (2012) 197–211.
- [9] D. Lindsay, J. Horton, Comparison of spine motion in elite golfers with and without low back pain 20 (8) (2002) 599–605.
- [10] J.R. McCarroll, The frequency of golf injuries, *Clin Sports Med.* 15 (1) (1996) 1–7.
- [11] A. McHardy, H. Pollard, Lower back pain in golfers: a review of the literature, *J Chiropr Med.* 4 (3) (2005) 135–143.
- [12] A. McHardy, H. Pollard, K. Luo, Golf injuries: a review of the literature, *Sports Med.* 36 (2) (2006) 171–187.
- [13] J. Mefford, K. Sairyo, T. Sakai, J. Hopkins, M. Inoue, R. Amari, N.N. Bhattia, A. Dezawa, N. Yasui, Modic type I changes of the lumbar spine in golfers, *Skeletal Radiol.* 40 (4) (2010 Apr) 467–473.
- [14] K. Mitchell, S. Banks, D. Morgan, H. Sugaya, Shoulder motion during the golf swing in male amateur golfers, *J Orthop Sports Phys Ther.* 33 (4) (2003) 196–203.
- [15] D. Morgan, H. Sugaya, S. Banks, H. Moriya Tsuchiya, F. Cook, The influence of age on lumbar mechanics during the golf swing, *Proceedings of the 1998 World Scientific Congress of Golf, Science and golf III*, Editors: M.R. Farally, A.J. Cochran, 120–126.
- [16] J. Myers, S. Lephart, Y.S. Tsai, T. Sell, J. Smoliga, J. Jolly, The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing, *J Sports Sci.* 26 (2) (2008) 181–188.
- [17] A.L. Nachemson, Disc pressure measurement, *Spine* 6 (1) (1981) 93–97.
- [18] J.J. Reed, L.T. Wadsworth, Low back pain in golf: a review, *Curr Sports Rep.* 9 (1) (2010), 75–59.
- [19] A. Rohlmann, S. Neller, L. Claes, G. Bergmann, H.J. Wilke, Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine, *Spine.* 26 (24) (2001) E557–E561.
- [20] H. Schmidt, A. Shirazi-Adl, F. Galbusera, H.J. Wilke, Response analysis of

- the lumbar spine during regular daily activities – a finite element analysis, *J. Biomech.* 43 (10) (2010) 1849–1856.
- [21] H. Sugaya, A. Tsuchiya, H. Moriya, D.A. Morgan, S.A. Banks, Low back injury in elite and professional golfers: an epidemiologic and radiographic study, *Proceedings of the 1998 World Scientific Congress of Golf, Science and golf III*, Editors: M.R. Farrally, A.J. Cochran, 83-91.
- [22] I. Takahashi, S. Kikuchi, K. Sato, N. Sato, Mechanical loading of the lumbar spine during forward bending motion of the trunk – a biomechanical study, *Spine.* 31 (1) (2006) 18–23.
- [23] G. Theriault, P. Lachance, Golf injuries, An overview, *Sports Med.* 26 (1) (1998) 43–57.
- [24] H.J. Wilke, P. Neef, M. Caimi, T. Hoogland, L.E. Claes, New in vivo measurement of pressures in the intervertebral disc in daily life, *Spine.* 24 (8) (1999) 755–762.
- [25] N. Zheng, S.W. Barrentine, G.S. Fleisig, J.R. Andrews, Kinematic analysis of the swing in pro and amateur golfers, *Int J Sports Med.* 29 (6) (2008) 487–493.

Korrespondenzadresse:

Christian Haid
 Mobile: 0043 (0)664 3912239
 Fax: +0043 512 9003 73690.
 E-Mail: christian.haid@i-med.ac.at
 (C. Haid)
 stefan.fischler@i-med.ac.at (S. Fischler)

Available online at www.sciencedirect.com

SciVerse ScienceDirect