

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsklinik Düsseldorf

Institut der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Windolf

Analyse von Auswirkungen des Ruderns auf die Wirbelsäule und auf die Hüften von Leistungssportlern

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der Medizinischen

Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Chiara Alana Benedikter

2022

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: PD Dr. med. Bernd Bittersohl

Zweitgutachter: PD Dr. med. Christoph Schleich

Publikationen

Diese Arbeit basiert auf folgende Publikationen:

Patterns Of Intervertebral Disk Alteration In Elite Rowers: A T2* MRI Mapping Study, Chiara Benedikter MD, Daniel Benjamin Abrar MD, Markus Konieczny MD, Christoph Schleich MD, Bernd Bittersohl MD, Orthopaedic Journal of Sports Medicine (2022), Apr 18;10(4)

Elite Rowers Demonstrate Consistent Patterns of Hip Cartilage Damage Compared With Matched Controls: A T2*Mapping Study, Bernd Bittersohl MD, Chiara Benedikter, Alexander Franz BSc, Tobias Hesper MD, Christoph Schleich MD, Gerald Antoch MD, Harish S. Hosalkar MD, FACS, FAAOS, Rudiger Krauspe MD, Christoph Zilkens MD, Clin Orthop Relat Res (2019), Volume: 477(5), Seiten 1007–1018.

Zusammenfassung

Das Rudern ist eine verletzungsarme und gesundheitsfördernde Sportart mit niedriger Verletzungsrate. Es wird sowohl im Rahmen der Rehabilitation als auch in der Prävention von Herz-Kreislauf-Erkrankungen eingesetzt. Im Bereich des Leistungssports kann es jedoch zu Verletzungen führen. Die meisten dieser Verletzungen sind durch Gelenkverschleiß, vor allem im Bereich der Wirbelsäule, charakterisiert. Nach genauer Evaluation der Ruderbewegung untersuchten wir die Körperbereiche, die bei der Ruderbewegung stark belastet werden: die Hüftgelenke und die Bandscheiben. Um eine präzise und reproduzierbare Auswertung durchzuführen, setzten wir bildgebende Verfahren in Form von Magnetresonanztomographie (MRT) zusammen mit T2*-Mapping ein. Das T2*-Mapping ermöglicht Aussagen über den Wasser- und Kollagengehalt von Knorpel. Diese Arbeit sollte zeigen, ob es bei den Bandscheiben und Hüften der Ruder:innen ein charakteristisches T2*-Muster gibt und ob diese Veränderungen im Zusammenhang mit der Trainingsbelastung- und Zusammensetzung stehen.

Unsere Proband:innen, 12 Männer und 9 Frauen, stammten alle aus dem Kader des Deutschen Ruderverbandes und übten zum Zeitpunkt der Untersuchungen seit mindestens 5 Jahren das Rudern als Leistungssport (≥ 12 Stunden pro Woche) auf internationaler Ebene aus. Die Daten der Vergleichskollektive stammten aus früheren Studien zum T2*-Mapping mit ähnlicher Geschlechter- und Altersverteilung.

In der Studie *Patterns Of Intervertebral Disk Alteration In Asymptomatic Elite Rowers: A T2* MRI Mapping Study* wurden 20 Ruder:innen eingeschlossen. Die Bandscheiben wurden zu zwei Zeitpunkten untersucht, einmal vor der Wettkampfphase und einmal danach. Vor der Wettkampfphase ist das Training von Landtraining dominiert, während die Wettkampfphase überwiegend auf dem Wasser stattfindet. Die Bandscheiben wurden in 5 Zonen aufgeteilt und mit den Bandscheiben von 20 gesunden Probanden verglichen. Es zeigten sich insgesamt niedrigere T2*-Werte in den Bandscheiben der Ruder:innen und die Pfirrmann-Auswertung fiel höher aus. Zusätzlich zeigten sich nach der Wettkampfphase signifikant höhere T2*-Werte.

In der Studie *Elite Rowers Demonstrate Consistent Patterns of Hip Cartilage Damage Compared With Matched Controls: A T2*Mapping Study* wurden 20 Ruder:innen eingeschlossen. Die Zuteilung der untersuchten Seite war zufällig. Der Hüftkopf und die Hüftpfanne wurden in je 7 Zonen aufgeteilt und auf einer Skala von 0-3 bewertet. 19 von 20 Hüften der Ruder:innen zeigten Schäden. Dabei war die Hüftpfanne häufiger betroffen als der Hüftkopf. Die T2*-Werte waren bedeutend niedriger, besonders in der peripheren Zone der anteriorsuperioren Region.

Summary

Rowing is a low-impact and low injury sport. It is known for its preventive nature in rehabilitation sports and for its promoting of cardiovascular health. However, as every sport that is exercised at a competitive level, rowing can lead to injuries. These injuries are mostly of overuse, the lower back being the most frequent location of injury. After evaluating the movement during rowing strokes, we decided to conduct a study on joints that carry high loads – the hip and the intervertebral discs (IVD). To allow a precise evaluation of these joints, we performed magnetic resonance imaging (MRI) on the athletes, combined with T2* mapping. This development of standard MRI imaging has a higher sensitivity to cartilage changes and provides a measurable and reproducible method for longitudinal studies. The scope of this study was to find whether elite rowers show specific damage patterns in the cartilage of their hips and their intervertebral discs.

We recruited a total of 21 athletes at the German federal rowing base, 12 males and 9 females. They all had a minimum of 5 years intensive training (≥ 12 hours/week) and competition at international level. Control data was derived from previous studies on T2*-Mapping. Sex and age distribution was nearly identical.

In Patterns Of Intervertebral Disk Alteration In Asymptomatic Elite Rowers: A T2 MRI Mapping Study* we analyzed the IVDs of 20 rowers. The IVDs were analyzed two times, once before the competitive phase and once after. Before the competitive phase, training is dominated by land training, whilst the competitive phase implies more on-water training. We compared the T2* values of these rowers with healthy controls. T2* values of the rowers were overall lower. Moreover, Pfirrmann evaluation showed higher Pfirrmann values in rowers than in controls. The comparison between the two measurements, one before the competitive phase (t1) and one after (t2), showed significantly higher T2* values at t2.

*In Elite Rowers Demonstrate Consistent Patterns of Hip Cartilage Damage Compared With Matched Controls: A T2*Mapping Study* we investigated one hip per athlete, random selection whether right or left, and compared them to those of 20 healthy controls. The femur head and the acetabulum were subdivided into five zones and graded 0 to 3. We found morphological changes in 19 of the 20 rower hips. Acetabular damage was more frequent than femoral damage. T2* values were overall lower, especially anterior to superior in the peripheral zones.

Abkürzungsverzeichnis

AF	Anulus fibrosus
BWS	Brustwirbelsäule
DRV	Deutscher Ruderverband
EBF76	Erholungs-Belastungsfragebogen 76
FAI	Femoroazetabuläres Impingement
FISA	Fédération Internationale des Sociétés d’Aviron
HF	Hochfrequenz
HWS	Halswirbelsäule
LWM	Light weight men
LWS	Lendenwirbelsäule
LWW	Light weight women
MPR	Multiplanare Reformatierung
MRT	Magnetresonanztomographie
NP	Nucleus pulposus
ODQ-D	Owestry Index of Disability Questionnaire
ROI	Region of interest
SNR	Signal to noise ratio
TE	Echozeit
TR	Repetitionszeit

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Anatomie der Wirbelsäule	2
1.1.1	Wirbelkörper.....	3
1.1.2	Bänder	4
1.1.3	Bandscheiben.....	5
1.2	Anatomie des Hüftgelenks.....	6
1.3	Der Leistungssport Rudern	8
1.3.1	Trainingsgestaltung	15
1.3.2	Der Bewegungsablauf des Ruderns.....	16
1.3.3	Allgemeine Verletzungen im Rudersport.....	19
1.3.4	Bekannte Verletzungen der Wirbelsäule bei Ruder:innen.....	22
1.3.5	Bekannte Verletzungen der Hüfte bei Ruder:innen.....	26
1.4	Die Magnetresonanztomographie	29
1.5	Ethikvotum	34
1.6	Ziele der Arbeit.....	35
2	Patterns Of Intervertebral Disk Alteration In Elite Rowers: A T2* MRI Mapping Study, Chiara Benedikter MD, Daniel Benjamin Abrar MD, Markus Konieczny MD, Christoph Schleich MD, Bernd Bittersohl MD, Orthopaedic Journal of Sports Medicine (2022) Apr 18;10.....	36
3	Elite Rowers Demonstrate Consistent Patterns of Hip Cartilage Damage Compared With Matched Controls: A T2*Mapping Study, Bernd Bittersohl MD, Chiara Benedikter, Alexander Franz BSc, Tobias Hesper MD, Christoph Schleich MD, Gerald Antoch MD, Harish S. Hosalkar MD, FACS, FAAOS, Rudiger Krauspe MD, Christoph Zilkens MD, Clin Orthop Relat Res (2019), Volume: 477(5), Seiten 1007–1018.....	37
4	Diskussion	38
4.1	Limitationen.....	43
4.2	Klinische Relevanz	45
4.3	Schlussfolgerungen.....	46
5	Literatur- und Quellenverzeichnis	47

1 Einleitung

Der Rudersport gilt als verletzungsarmer und gesundheitsfördernder Sport. Es kann jedoch im Bereich des Leistungsruderns zu Verletzungen kommen. Die häufigsten Verletzungen treten im Bereich der Wirbelsäule, des Knies, des Handgelenks und der Hüfte auf und können zu Trainingsausfall führen. Gelegentlich chronifizieren sich diese Verletzungen, was zu einem vorzeitigen Beenden der sportlichen Karriere führen kann. Bildgebende Verfahren, wie zum Beispiel die Magnetresonanztomographie (MRT), können bereits früh und nicht-invasiv Veränderungen detektieren und bieten eine Möglichkeit zur frühzeitigen Intervention.

Einige Studien im Bereich des Leistungssports Rudern haben die Verteilung von Verletzungen im Rudersport untersucht und festgestellt, dass beim Rudern überwiegend chronische Verletzungen auftreten (1–3). Dabei ist der Rücken am häufigsten betroffen (1–4). Schmerzen im Bereich des Rückens sind die häufigste Ursache für Trainingsausfall und bereiten den höchsten Leidensdruck. Zusätzlich werden zunehmend Verletzungen der Hüfte beschrieben (2,4).

Der Verletzungsmechanismus bei Rücken- und Hüftverletzungen ist vielfältig. Risikofaktoren für die Entstehung von Verletzungen des Rückens sind Rückenschmerzen in der Anamnese (5,6) und die Trainingsbelastung und -zusammensetzung (5–8). Hierbei spielen die kontinuierliche Extension und Flexion der Wirbelsäule (9,10) und die erheblichen Scherkräfte, die sich auf die Wirbelsäule auswirken (11), eine bedeutende Rolle. Ein Risikofaktor für die Entstehung von Verletzungen der Hüfte ist die wiederholte endgradige Flexion der Hüfte in der Anfangsposition der Ruderbewegung, oder Auslage (12), und die daraus resultierende Belastung im anteriorem Bereich des Hüftgelenks. Zudem können die axialen Stoßbelastungen im dorsalen Pfeiler beim Beginn der Antriebsphase und anatomische Anomalien zu langfristigen Schädigungen beitragen (13).

Die frühe Detektion von Veränderungen der Bandscheiben und der Hüfte kann Hinweise über mögliche Verletzungsmuster geben und bei der Prävention dieser Verletzungen hilfreich sein. Der Einsatz vom T2*-Mapping als Untersuchungsmethode für die frühe Detektion von Signalverlust in wasserreichen Geweben in der Hüfte (14–17) und in den Bandscheiben (18–20) hat sich bereits etabliert. Die Vorteile sind die kurze Akquisitionszeit, die hohe Bildauflösung, der Verzicht auf Kontrastmittel und die frühe Erfassung von Veränderungen der Knorpelzusammensetzung. Im Bereich des Leistungssports könnte das T2*-Mapping bei der Früherkennung und Prävention helfen. Idealerweise könnten diese Erkenntnisse Rückschlüsse über mögliche Umstellungen oder Verbesserungen des Trainings ermöglichen.

Bildgebende Studien mit Leistungssportler:innen des Bereichs Rudern haben bereits eine höhere Inzidenz von Verletzungen und degenerative Veränderungen der Wirbelsäule, vor allem der Lendenwirbelsäule und der Hüften, gezeigt (12,21,22).

Bisher wurde keine T2* Bildgebung eingesetzt, um die Hüften und Wirbelsäulen von Ruder:innen mit einem gesunden Kollektiv zu vergleichen.

Mit dieser Arbeit wollten wir untersuchen, ob es charakteristische Veränderungen von Hüften und Wirbelsäulen bei Leistungsruder:innen gibt, die bisher keine Schmerzsymptomatik angeben.

Dafür haben wir ergänzend zu konventionellen MRT-Sequenzen die T2*-Messung eingesetzt, eine quantitative Messtechnik der Magnetresonanztomographie, durch die Aussagen über die biochemische Aktivität des Knorpel- und Bandscheibengewebes und eine frühe Detektion von Degeneration möglich ist (23,24).

Diese Arbeit gliedert sich einer Reihe von Arbeiten der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsklinik Düsseldorf an, bei denen unter anderem T2*-Messungen bei gesunden Probanden durchgeführt wurden (25–29).

1.1 Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule stellt die wichtigste anatomische Achse des Körpers dar. Sie besteht aus Wirbelkörpern, Bändern und Bandscheiben. Diese werden über verschiedene Gelenke miteinander verbunden und bilden insgesamt 23 Bewegungssegmente. Neben der Stützfunktion besitzt die Wirbelsäule auch eine federnde und dynamische Funktion. Ihr Bewegungsradius besteht aus drei Achsen: Dorsalextension und Ventralflexion, Rotation und laterale Flexion. Zusätzlich schützt die Wirbelsäule das Rückenmark.

Die Wirbelsäule wird in fünf Abschnitte unterteilt: die Halswirbelsäule (HWS), die Brustwirbelsäule (BWS), die Lendenwirbelsäule (LWS), das Kreuzbein (*Os sacrum*) und das Steißbein (*Os coccygis*). In der Sagittalebene weist sie eine Doppel-S-Form auf (Abb. 1). Das Ausmaß der Beweglichkeit hängt von dem jeweiligen Abschnitt der Wirbelsäule ab.

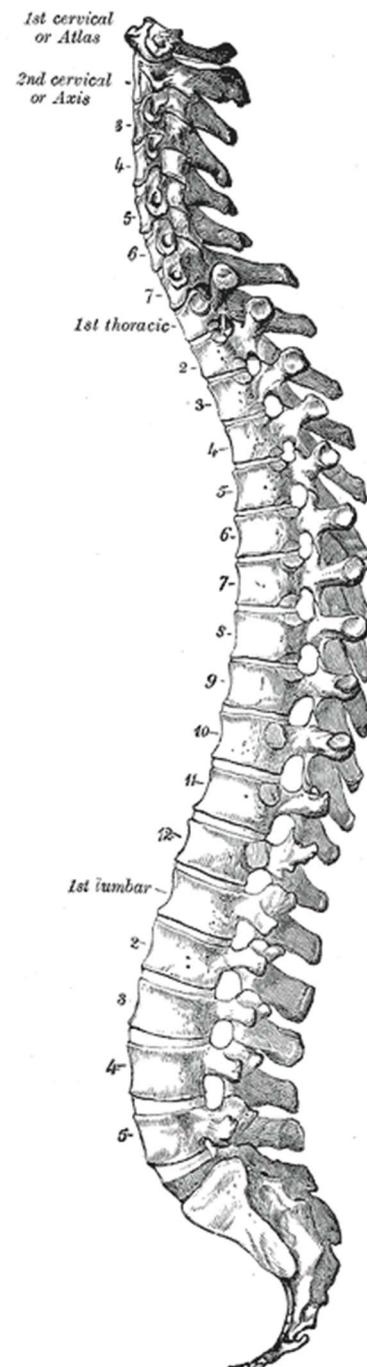


Abb. 1: Anatomie der Wirbelsäule

Quelle: Gray's Anatomy, 1918, Abb. 111

1.1.1 Wirbelkörper

Die Wirbelsäule besteht durchschnittlich aus 33 Wirbelkörpern. Davon sind 7 Halswirbel, 12 Brustwirbel, 5 Lendenwirbel, 5 Kreuzwirbel und 3-5 Steißwirbel (30). Ihre Form wird durch die örtlichen Erfordernisse definiert, der Grundaufbau besteht aus einem Wirbelkörper mit Wirbelbogen und Wirbelbogenfortsätzen (Abb. 2). Um die Lastübertragung von kranial nach kaudal zu gewährleisten, nimmt die Größe der Wirbelkörper von kranial nach kaudal zu. Der

Wirbelbogen befindet sich dorsal des Wirbelkörpers und formt ein Wirbelloch. Die angereihten Wirbelkörper formen den Wirbelkanal, der das Rückenmark umgibt und schützt. Benachbarte Wirbel bilden das *Foramen intervetebrale*, aus dem der Spinalnerv austritt. Der Wirbelbogen trägt sieben Wirbelbogenfortsätze. Der Dornfortsatz oder *Processus spinosus* entsteht dorsal in der Medianebene aus der Fusion der *Laminae arcus vertebrae*. Er bildet zusammen mit den zwei Querfortsätzen Ansatzpunkte für Bänder und Muskeln. Die zwei oberen und die zwei unteren Gelenkfortsätze bilden zusammen die Wirbelbogengelenke, die auch als Facettengelenke bezeichnet werden.

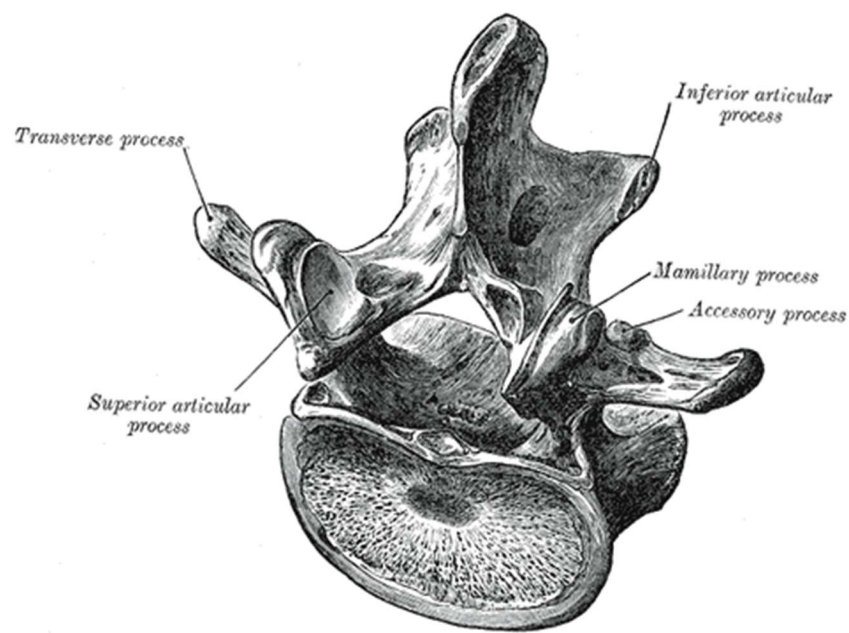


Abb. 2: Schematischer Aufbau eines Wirbelkörpers

Quelle: Gray's Anatomy, 1918, Abb. 93

1.1.2 Bänder

Die Bänder an der Wirbelsäule ermöglichen eine zusätzliche Stabilisierung und eine Unterstützung der Muskulatur. Die prominentesten Bänder sind das vordere Längsband (*Ligamentum longitudinale anterius*), das die Dorsalextension begrenzt, und das hintere Längsband (*Ligamentum longitudinale posterius*), das die Ventralflexion begrenzt. Das *Ligamentum supraspinale*, welches die Dornfortsätze verbindet, und das *Ligamentum nuchae*, zwischen der *Protuberantia occipitalis externa* und *vertebra prominens* (CVII), unterstützen das hintere Längsband in seiner Stützfunktion. Die *Ligamenta flava*, die die *Laminae* der Wirbelbögen verbinden, unterstützen die Muskulatur bei der Aufrechterhaltung und dem Bremsen der Ventralflexion. Auch die *Ligamenta interspinalia*, welche die Dornfortsätze verbinden, begrenzen die Ventralflexion und unterstützen die Bandscheiben beim Verhindern von

Wirbelgleiten (Abb. 3). Die Querfortsätze benachbarter Wirbel sind durch die *Ligamenta intertransversaria* verbunden und begrenzen die Lateralflexion und die Rotation.

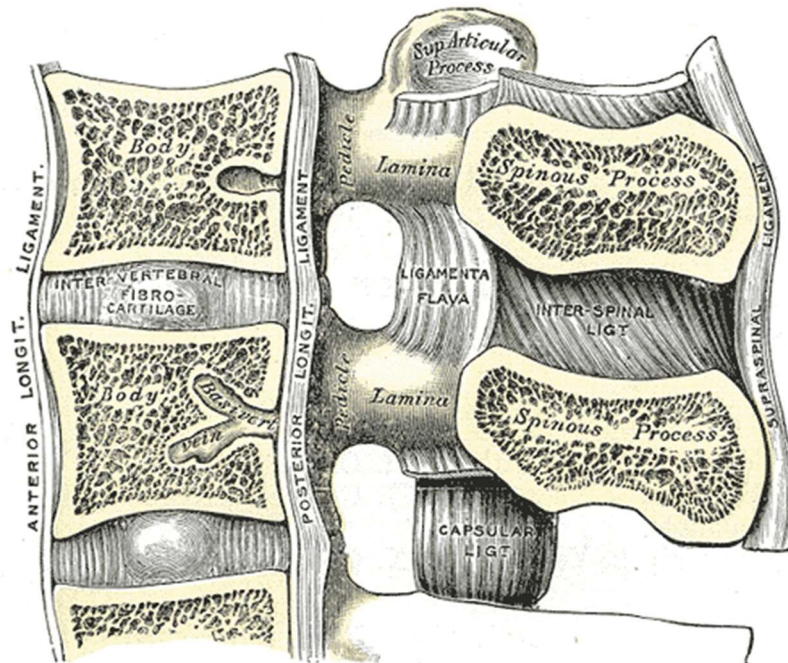


Abb. 3: Median-sagittaler Schnitt zwei lumbaler Wirbelkörper mit Bändern

Quelle: Gray's Anatomy, 1918, Abb. 72

1.1.3 Bandscheiben

Die Bandscheibe ist das Hauptelement der Bewegungsabfederung und Druckverteilung der Wirbelsäule. Zwischen zwei angrenzenden Wirbelkörpern befindet sich jeweils eine Bandscheibe. Dieses Gelenk wird als Symphysis bezeichnet. Die Bandscheibe besteht aus einem fasrigen Ring, *Anulus fibrosus* (AF), und einem gallertigen Kern, *Nucleus pulposus* (NP) (Abb. 4). Der AF kann zusätzlich in sagittaler Ebene in einen AF anterior und AF posterior aufgeteilt werden.

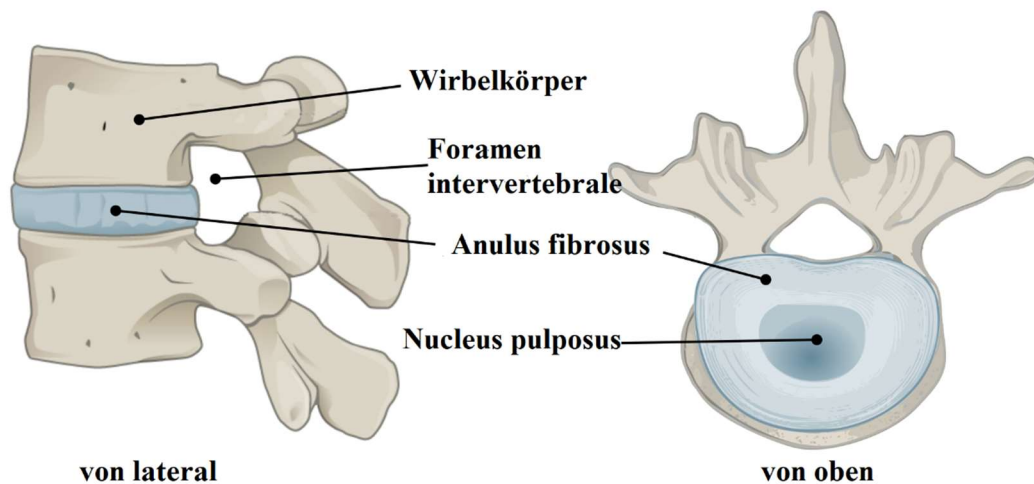


Abb. 4: Die Bandscheibe von lateral und von oben

Quelle: modifiziert nach Jmarchn, 2020, CC BY-SA 3.0

Der AF besteht aus Faserknorpel. Dieser Knorpel ist durch kollagene Bindegewebsfasern, vor allem Typ-I-Kollagen, mit eingelagerten Chondronen charakterisiert (31). Die kollagenen Fasern bilden konzentrische Lamellen. Die einzelnen Fasern verlaufen schräg im 30°-Winkel zueinander. Die äußeren Lamellenfasern gehen in den jeweils angrenzenden Knochen der Wirbelkörper über. Die inneren Lamellen bestehen zusätzlich aus elastischen Fasern und gehen über in den Gallertkern. Analog zum AF kann der NP in NP anterior, centralis und posterior eingeteilt werden. Der NP besteht aus einem zellarmen, gallertigen Gewebe, welches sich zu 80 bis 90 % aus Wasser zusammensetzt. Der hohe Anteil von Glykosaminoglykanen sorgt für eine reversible Bindung von Wasser und die Verformbarkeit der Bandscheibe. Bei axialer Bewegung der Wirbelsäule wird der NP in die entgegengesetzte Richtung gedrückt und wirkt somit auch als Stoßdämpfer. Der Druck wird gleichmäßig verteilt und die Bewegungen der Wirbelkörper gegeneinander werden eingeschränkt. Die Bandscheibe ist ein avaskuläres Gewebe und wird über Diffusion versorgt.

1.2 Anatomie des Hüftgelenks

Die Verbindung zwischen Oberkörper und unteren Extremitäten wird durch das Hüftgelenk gebildet. Der Femurkopf und das Hüftbein (*Os coxae*) bilden eine Enarthrosis, eine Art Kugelgelenk. Dieser Gelenkaufbau ermöglicht bei Adduktion und Abduktion, Extension und Flexion sowie Innen- und Außenrotation einen großen Bewegungsumfang des Beines. Die straffe Bandführung ermöglicht das Gehen und Stehen. Die Pfanne besteht aus dem Acetabulum des *Os coxae*. Der Knorpel, der die Pfanne überzieht, bildet die *Facies lunata*. Der ausgesparte Bereich, der keiner Druckbelastung ausgesetzt ist, ist vom *Ligamentum transversum acetabuli* überzogen (Abb. 5).

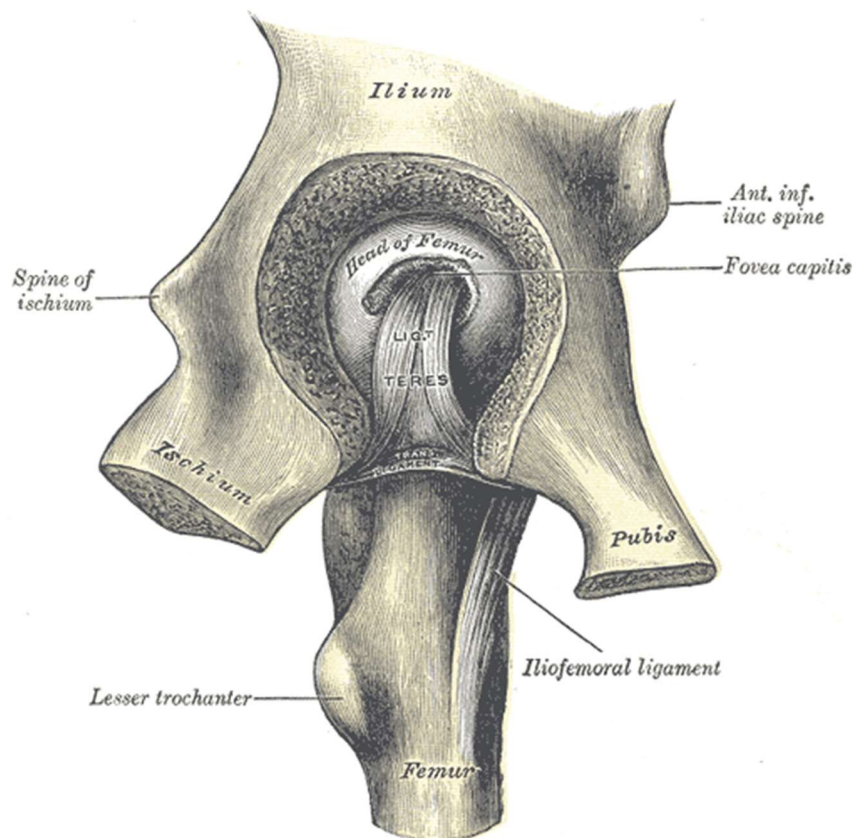


Abb. 5: Anatomie des linken Hüftgelenks, Boden des Acetabulums entfernt
 Quelle: Gray's Anatomy, 1918, Abb. 341

Kranial befindet sich das Pfannendach. Das *Labrum acetabuli* bildet eine Gelenkklippe aus Faserknorpel und vertieft die Pfanne des Hüftgelenks. Der Oberschenkelknochen formt den kugelförmigen Gelenkkopf oder *Caput femoris* (Abb. 6).

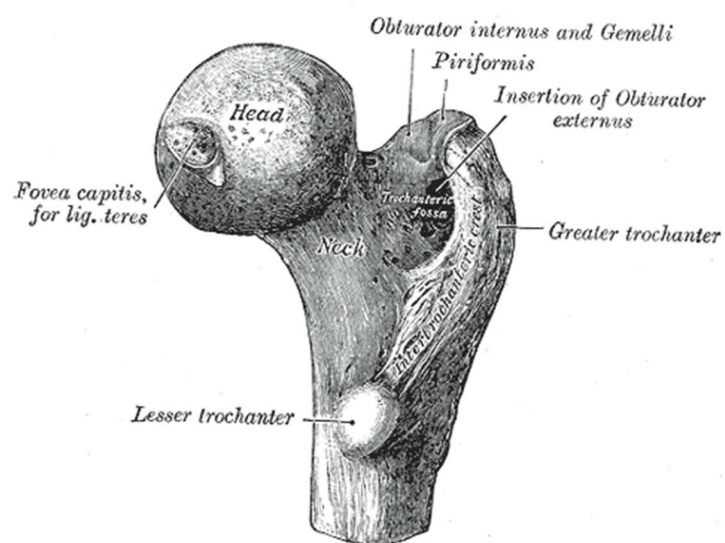


Abb. 6: Anatomie des Femurkopfes von dorso-kranial
 Quelle: Gray's Anatomy, 1918, Abb. 243

Die Gelenkkapsel des Hüftgelenks entspringt am knöchernen Hüftpfannenrand und am *Ligamentum transversum acetabuli*. Sie nimmt distal größtenteils den Schenkelhals der Hüfte ein. Die kräftigen Bänder, wie das *Ligamentum iliofemorale*, das *Ligamentum pubofemorale* und das *Ligamentum ischiofemorale* strahlen in die *Zona orbicularis* ein und sorgen zusätzlich für Stabilität. Die ausgeprägte Hüftmuskulatur ermöglicht zusammen mit der straffen Bandführung den aufrechten Gang und ein stabiles, aber gleichzeitig bewegliches Gelenk.

1.3 Der Leistungssport Rudern

Rudern gehört zu den ältesten Fortbewegungsmöglichkeiten des Menschen, sowohl zum Transport als auch im Krieg. Bereits in der Antike wurde das Rudern auch im athletischen Wettkampf ausgeübt. Im 17. Jahrhundert wurden öffentliche Wettrennen in Venedig, die als *Regatta* bezeichnet wurden, ausgetragen (32). Ende des 18. Jahrhunderts und zu Beginn des 19. Jahrhundert erfreuten sich Regatten insbesondere im britischen Raum zunehmender Beliebtheit, 1829 fand der erste der prestigeträchtigen Wettkämpfe zwischen den Colleges Oxford und Cambridge statt. Mit der Teilnahme des deutschen Teams wurde das Ereignis 1836 erstmals international ausgetragen. 1892 wurde die FISA (*Fédération Internationale des Sociétés d'Aviron*) gegründet, ein internationales Komitee des Rudersports. Nach der ersten Europameisterschaft 1893 wurde der Rudersport anlässlich der Olympischen Spiele 1896 offiziell als olympische Sportart eingeführt. Die ersten Wettkämpfe fanden jedoch aufgrund von Witterungsbedingungen erst bei den Olympischen Spielen 1900 statt. Seit den Olympischen Spielen 1976 ist auch die Frauendisziplin international anerkannt (33).

Der Rudersport besteht aus drei Hauptdisziplinen: *Flatwater Rowing*, das dem traditionellen, olympischen Rudern entspricht, *Open Water* oder *Coastal Rowing*, das in offenen Gewässern stattfindet, und *Indoor Rowing*, das statisches Rudern auf dem Ruderergometer bezeichnet. Auf internationalem Niveau geschieht die Einteilung in Junior:innen (oder U19), danach in die U23 und in die Senior:innen und als letztes in die Masters, die nochmal nach Altersklasse eingeteilt werden (34). Der Deutsche Ruderverband teilt die Ruder:innen zusätzlich noch in die Altersklassen U15 und U17 ein (Tabelle 1).

Einteilung	Alter bis zum 31.12.	Hauptwettkämpfe
Kinderrudern (U15)	10-12 Jahre	500 m 3.000 m Bundeswettbewerbe
B-Junior:innen (U17)	15- 16 Jahre 16-Jährige können auch in der U19 starten	Deutsche Jahrgangsmeisterschaften „Deutsche Meisterschaft“
A-Junior:innen (U19)	17-18 Jahre	Deutsche Juniorenmeisterschaften Junioren-Weltmeisterschaft
B-Männer und Frauen (U23)	19-22 Jahre Können auch höher starten	Deutsche Jahrgangsmeisterschaften U23 Weltmeisterschaften U23
A-Männer und Frauen	Weder Junioren noch Altersklasse B	Deutsche Meisterschaften (Klein- und Großboote) FISA-Rowing-World-Cup Weltmeisterschaften Olympische Spiele
Masters (A-H)	Mindestens 27 Jahre Mehrere Altersklassen	Regatten je nach Altersklasse Mix-Mannschaften möglich

Tabelle 1: Einteilung nach Altersklasse mit Angabe der Hauptwettkämpfe laut dem Regelwerk des Deutschen Ruderverbandes (DRV)

Eine weitere Einteilung geschieht nach Gewichtsklassen (Tabelle 2). Leichtgewichtsrunder:innen sind als Männer, die unter 70-72,5 kg wiegen, und als Frauen, die unter 57-59 kg wiegen, definiert.

	Männlich			Weiblich		
	<i>Männer</i>	<i>Junioren A</i>	<i>Junioren B</i>	<i>Frauen</i>	<i>Juniorinnen A</i>	<i>Juniorinnen B</i>
<i>Durchschnittsgewicht Mannschaftsruder:innen ohne Steuermann/-frau (kg)</i>	70,0	65,0	62,5	57,0	55,0	52,5
<i>Einzelgewicht und Gewicht der Einerruder:in (kg)</i>	72,5	67,5	65	59,0	57,5	55

Tabelle 2: Einteilung Leichtgewichtsrunder:innen nach Gewicht

Das Rudern kann in zwei Techniken ausgeführt werden. Beim Skullen halten die Ruder:innen jeweils ein Skull (Abb. 7) pro Hand (Abb. 8).



Abb. 7: Skizze eines Skulls mit Längenangaben in Zentimeter (cm)

Mit freundlicher Genehmigung von Empacher



Abb. 8: Der deutsche Männer-Leichtgewichts-Doppelzweier bei der U23 WM in Sarasota 2019

Mit freundlicher Genehmigung von Detlev Seyb

Beim Riemenrudern wird ein Riemen (Abb. 9) gehalten, entweder Backbord oder Steuerbord (Abb. 10).

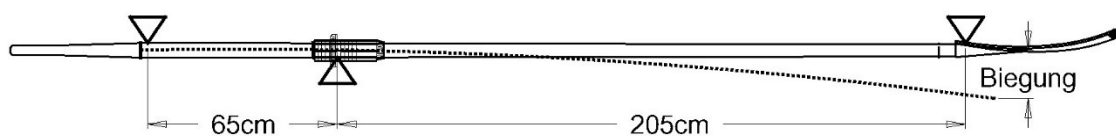


Abb. 9: Skizze eines Riemens mit Längenangaben in Zentimeter (cm)

Mit freundlicher Genehmigung von Empacher



Abb. 10: Der australische Frauen-Vierer ohne Steuerfrau bei der Weltmeisterschaft in Plovdiv 2018

Mit freundlicher Genehmigung von Detlev Seyb

Im Leistungsbereich werden Rennruderboote eingesetzt. Ursprünglich waren Ruderboote aus Holz, Ende des 20. Jahrhundert wurde die Carbonfaser als Bootsmaterial eingeführt. Dadurch sind die Boote bedeutend leichter und starrer und ermöglichen eine bessere Umsetzung von Kraft sowie eine höhere Geschwindigkeit. Auch die Skulls und Riemen erlebten Ende des 20. Jahrhundert eine Revolutionierung. Die einfachen Holzruder entwickelten sich zu ergonomisch perfektionierten Carbonskulls und -riemen, deren Gewicht jeweils bei knapp 1,5 bzw. 2,5 kg liegt.

Das Wort „Doppel“ impliziert das Skullen als Technik. Eine Übersicht der olympischen und nicht-olympischen Bootklassen befindet sich für die Skullboote in Tabelle 3 und für die Riemen-Boote in Tabelle 4. Sie entspricht der Kaderrichtlinien für die Bundeskader 2021-2022 des deutschen Ruderverbandes und der FISA (34,35).

Skullboote			
Männer		Frauen	
Olympisch			
Skiff (Einer)	M1x	Skiff (Einer)	W1x
Doppelzweier	M2x	Doppelzweier	W2x
Leichtgewichts-Doppelzweier	LM2x	Leichtgewichts-Doppelzweier	LW2x
Doppelvierer (ohne)	M4x	Doppelvierer (ohne)	W4x
Nicht-olympisch			
Leichtgewichts-Einer	LM1x	Leichtgewichts-Einer	LW1x
Leichtgewichts-Doppelvierer	LM4x	Leichtgewichts-Doppelvierer	LW4x

Tabelle 3: Olympische und nicht-olympische Bootsklassen mit amtlicher Bezeichnung im Skullbereich

Quelle: Kaderrichtlinien für die Bundeskader 2021-2022 (35)

Riemenboote			
Männer		Frauen	
Olympisch			
Zweier ohne Steuermann/-frau	M2-	Zweier ohne Steuermann/-frau	W2-
Vierer ohne Steuermann/-frau	M4-	Vierer ohne Steuermann/-frau	W4-
Achter mit Steuermann/-frau	M8+	Achter mit Steuermann/-frau	W8+
Nicht-olympisch			
Leichtgewichts-Zweier	LM2-	Leichtgewichts-Zweier	LW2-
Zweier mit Steuermann/-frau	M2+	Zweier mi Steuermann/-frau	W2+
Vierer mit Steuermann/-frau	M4+	Vierer mit Steuermann/-frau	W4+

Tabelle 4: Olympische und nicht-olympische Bootsklassen mit amtlicher Bezeichnung im Riemenbereich

Quelle: FISA Rule Book, 2022 (34)

Alle Ruder:innen sitzen mit dem Rücken in Fahrtrichtung. Ab zwei Plätzen im Boot spricht man von dem Schlagmann oder der Schlagfrau, der oder die im Heck des Bootes sitzt und die Schlagfrequenz angibt, und vom Bugmann oder der Bugfrau, der oder die im Bug des Bootes sitzt und bei fehlendem bzw. fehlender Schlagmann/-frau zusätzlich auf das Steuern achtet. Bei einigen Bootsklassen ist zusätzlich ein Steuermann oder eine Steuerfrau im Bugkasten positioniert (Abb. 11). Diese:r steuert über eine Steuerseil das Boot, kommandiert die Mannschaft

und ist für ihre Sicherheit verantwortlich. Das Mindestgewicht beträgt 55 kg. Bei Abweichung vom Mindestgewicht wird das Boot zusätzlich mit Gewichten beladen.



Abb. 11: Der U23-Männer-Achter bei der Weltmeisterschaft in Duisburg 2020

Mit freundlicher Genehmigung von Detlev Seyb

Die Strecke des Wettkampfes richtet sich nach der Altersklasse der Ruder:innen und wird vom DRV in Normal-, Kurz-, oder Langstrecke eingeteilt (Tabelle 5) (36). Die olympische Ruderstrecke beträgt immer 2.000 Meter.

Strecke	Länge nach Altersklasse
<i>Normalstrecke</i>	2.000 m Männer/Frauen/Junior:innen A
	1.500 m Junior:innen B
	1.000 m Masters
<i>Kurzstrecke</i>	300-500 m alle Altersklassen
<i>Langstrecke</i>	≥ 4.000 m

Tabelle 5: Ruderstrecken in Meter (m) mit Einteilung in Altersklassen

Ein weiterer wichtiger Bestandteil des Ruderns ist das Ruderergometer. Es dient nicht nur als Ersatzgerät fürs Training, wenn die Witterungsbedingung das Rudern auf dem Wasser nicht zulassen, sondern auch als wichtiges Werkzeug zur Messung der Leistung der einzelnen Athlet:innen. Es besteht eine starke positive Korrelation zwischen den 2.000-m-Werten auf dem

Ergometer und höheren Platzierungen bei den *World Rowing Championships* (37). In Abb. 12 wird ein Ergometer von der Marke Concept2 gezeigt, das weltweit häufig eingesetzt wird, unter anderem bei den *World Rowing Indoor Championships*.



Abb. 12: Ruderergometer von Concept2

Mit freundlicher Genehmigung von Concept2

Die meisten Ruder:innen, die später das Rudern auf internationalem Niveau ausführen, beginnen bereits im frühen Jugendalter mit dem Training. Im U19/Juniorenbereich werden Athlet:innen im Bereich Technik ausgebildet, trainieren und werden für die Teilnahme an Wettkämpfen auf unterschiedlichen Niveaus bis hin zu Weltmeisterschaften vorbereitet. Hierfür müssen die Ruder:innen bereits mehrere Einheiten die Woche trainieren, der Trainingsaufwand beträgt zwischen 10 und 25 Stunden pro Woche. In Deutschland nominiert der Deutsche Ruderverband (DRV) Ruder:innen für internationale Wettkämpfe wie Europameisterschaften und Weltmeisterschaften. Dabei spielen Langstreckenüberprüfungen, 2-km-Ergometerwettkämpfe und Kleinbootmeisterschaften eine bedeutende Rolle. Die Qualifizierung für die olympischen Boote erfolgt über die *World Rowing Championships* oder die Ruder-Weltmeisterschaft.

Die erfolgreichste Nation im Medaillenspiegel der olympischen Regatta ist Deutschland. Zwischen 1900 und 2016 gewann Deutschland insgesamt 64 Goldmedaillen, 29 Silbermedaillen und 29 Bronzemedaillen. Zu beachten ist die zeitweise doppelte Vertretung Deutschlands bei den Olympischen Spielen als BRD und DDR.

1.3.1 Trainingsgestaltung

Ruder:innen benötigen für die erfolgreiche Ausführung ihres Sports sowohl eine starke Ausdauer als auch eine überdurchschnittliche hohe Kraft. Aus diesem Grund variiert die Trainingszusammensetzung im Verlauf einer Wettkampfsaison (38). Die Rudersaison lässt sich generell in drei übergeordnete zeitliche Phasen einteilen (Abb. 13).

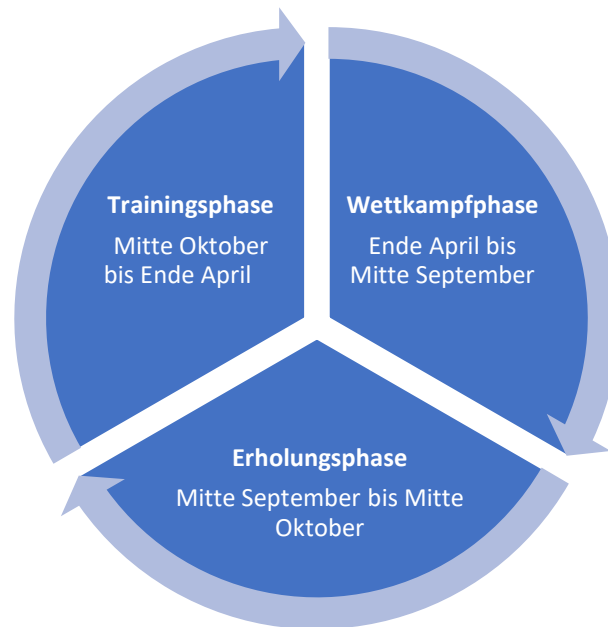


Abb. 13: Zeitliche Übersicht einer Rudersaison

Die Trainings- oder Winterphase beginnt meist im Oktober und endet im Frühjahr. Sie dient der Vorbereitung der Ruder:innen für die Wettkämpfe. Dabei überwiegt das „Landtraining“. Wichtige Bestandteile des Landtrainings sind das Training am Ruderergometer, Krafttraining, Radfahren, Joggen, Hallensport und andere Trainingsformen, die Ausdauer und Koordination fördern. Dabei wird die aerobe und die anaerobe Leistungsfähigkeit trainiert. Es erfolgen Leistungsüberprüfungen in Form von Ergometerzeiten und Langstreckenüberprüfungen (6 km). Intensive Trainingslager stärken zusätzlich auch die Teambildung. In dieser Phase werden die Grundlagen für den Wettkampf gelegt und die Athlet:innen, je nach Leistung, auf die verschiedenen Boote verteilt und entsprechend trainiert.

Es folgt die Wettkampfphase. Der Schwerpunkt des Trainings liegt in dieser Phase auf der Perfektionierung der Technik und der Stärkung der erforderlichen Schnellkraft für die Sprints. Der Anteil des „Wassertrainings“ nimmt dann stark zu. Als Wassertraining wird das eigentliche Rudern bezeichnet. Bis zum Ende des Sommers erfolgt je nach Altersklasse die Teilnahme an

Wettkämpfen, Europameisterschaften, Weltmeisterschaften und ggf. an den Olympischen Spielen.

Der Zyklus schließt mit einer kurzen Erholungsphase nach den Wettkämpfen. Den Athlet:innen wird zu einer Pause vom Leistungssport geraten, die sowohl die physische als auch die mentale Erholung fördern soll.

1.3.2 Der Bewegungsablauf des Ruderns

Beim Rudersport werden alle Muskelgruppen eingesetzt. Der simultane Einsatz aller Gliedmaßen erfordert ein hohes Maß an Koordination und überdurchschnittlich viel Kraft. Zu Beginn der 2.000-m-Distanz müssen Kraft und eine hohe Schlagzahl das Boot in eine flüssige Bewegung bringen. Durch die starke Beschleunigung steigen die Laktatwerte aufgrund der anaeroben Anstrengung schnell an. Nach ca. 1.000 m erreichen die Ruder:innen einen konstanten Schlagrhythmus und arbeiten aerob. Die letzten 600 Meter, der Sprint, erfordern wieder eine hohe Schlagzahl und somit auch wieder anaerobe Arbeit mit außerordentlich hohen Laktatwerten (bis zu 17 mmol/L) (39).

Der männliche Eliteruderer ist durchschnittlich 195 cm groß und wiegt circa 95 kg, die weibliche Eliteruderin ist durchschnittlich 182 cm groß und wiegt 80 kg (40). Dabei sind proportional zum Oberkörper lange Beine und Arme von Vorteil.

Der Bewegungsablauf des Riemenruderns ist in Abb. 14 ersichtlich.

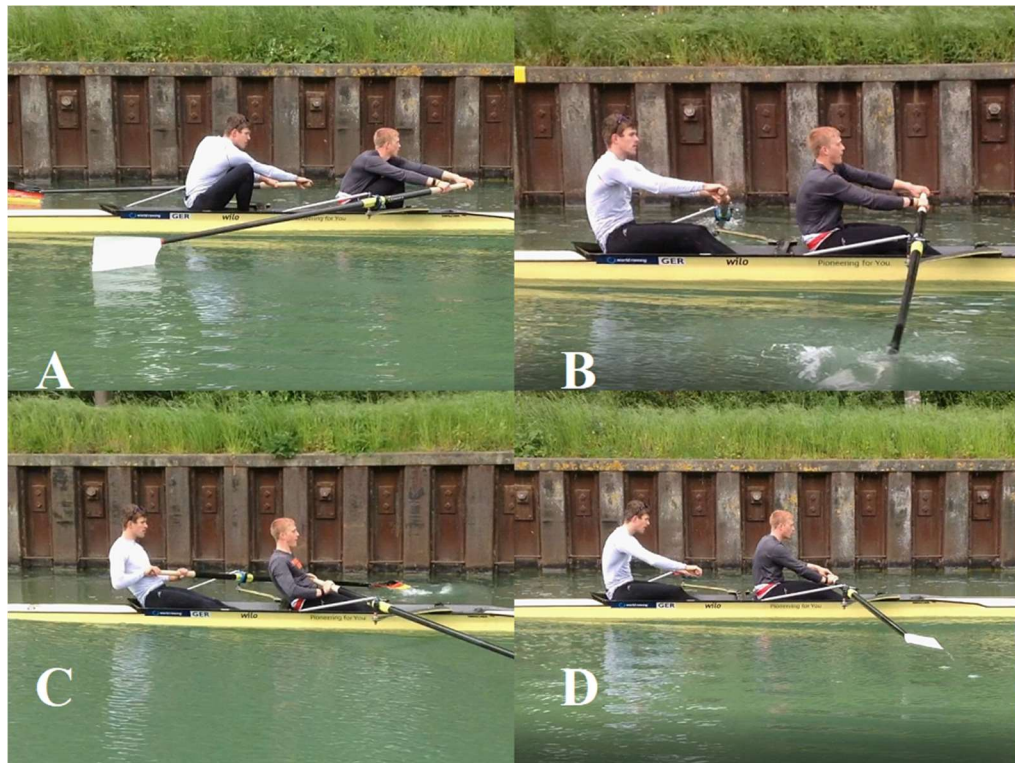


Abb. 14: Ablauf der Ruderbewegung beim Riemen (A) Auslage, (B) Durchzug, (C) Endzug, (D) Anrollen

Die Athlet:innen beginnen in der Auslageposition (A). Die Unterschenkel stehen senkrecht, die Arme sind gestreckt. Der Oberkörper ist leicht vorgebeugt. Vertikale Bewegungen des Oberkörpers werden so gering wie möglich gehalten. Im weitesten Punkt der Auslage wird das Blatt schnell senkrecht gesetzt und die Bewegung erfolgt ausschließlich aus den Armen. Die Knie werden leicht geöffnet, um den Durchzug des Außenarms zu ermöglichen. Die Öffnung sollte dabei nicht größer als nötig sein, da sonst die Effizienz des Beinstoßes kompromittiert wird. Bei Ruder:innen von kleiner Statur muss eventuell eine noch stärkere Beugung erfolgen, um die optimale Schlaglänge zu erreichen.

Mit dem Beinstoß startet die Antriebsphase oder Durchzug (B). Bis die Beine komplett gestreckt sind, bleiben die Arme gestreckt. Sobald der Oberkörper sich bei circa $75-85^\circ$ zum Wasser befindet, setzen die Arme ein. Eine genaue Koordination zwischen Bein- und Armeinsatz ist nötig, um die reibungslose Kraftübertragung auf das Wasser zu ermöglichen und um statische Positionen zu vermeiden. Die Beinstreckung endet in 100° Ruderwinkel. Zur Vervollständigung der Bewegung erfolgt der Oberkörperschwung, der dem Armzug und dem Beinstoß folgt. Dieser Ablauf ist hochdynamisch, um die Beschleunigung des Bootes aufrechtzuerhalten.

Es folgt das Ausheben mit dem vollständigen Herausnehmen des Ruderblattes. Dies definiert das Ende der Antriebsphase oder Endzug (C). Dabei sollte im weiteren Bewegungsablauf keine weitere Vertikalbewegung mit dem Innenhebel mehr nötig sein. Das Abdrehen des Blatts erfolgt

mit der Innenhand, während der Oberkörper beim Ausheben fixiert ist und sich weder vertikal noch aus der Bootslängsachse herausbewegt. Der Oberkörper endet in einer Rücklageposition und die Hände befinden sich dicht am Körper. Dabei sollten die Knie, sobald sie von den Händen überholt wurden, gestreckt sein. Danach werden die Hände in der gleichen Geschwindigkeit vom Körper weggeführt und es beginnt das ruckfreie Anrollen und Eindrehen des Körpers, auch als Freilauf bezeichnet (D). Diese Bewegung sollte immer aus dem gesamten Oberkörper ausgeführt werden und nicht isoliert aus den Schultern entstehen. Sobald die Hände auf Höhe der Füße sind, sollte sich der Oberkörper in der endgültigen Vorlageposition/Auslageposition befinden. Hier befindet sich die Schulterachse in deutlicher Eindrehung und die Bootslängsachse wird leicht verlassen. Das Blatt erreicht die Auslage aufgedreht, die Schultern sind auf gleicher Höhe. Im letzten Drittel des Freilaufes ändert sich der Auslagewinkel des Oberkörpers nicht mehr. Unter anderem sind Ziele des Freilaufs die genau auf die Bootslängsachse gerichtete Sitzposition, um ein möglich geringes Herauslehnen zur eigenen Seite zu begünstigen. Zu jedem Zeitpunkt sollten ruckartige Bewegungen und Vertikalbewegungen vermieden werden.

Der grundlegende Unterschied zwischen dem Riemenrudern und dem Skullen ist der Einsatz eines Skulls pro Hand. Dadurch entsteht eine symmetrische Bewegung auf beiden Seiten.

In der Auslageposition befinden sich die Unterschenkel im 90° Winkel zum Wasser, der Rücken ist möglichst gerade und nach vorne gebeugt und die Arme sind locker und lang nach vorne ausgestreckt, in einer V-ähnlichen Position. Beide Blätter werden senkrecht in das Wasser eingetaucht und es beginnt die Antriebsphase, bei der der Ruderer oder die Ruderin sich vom Stemmbrett abdrückt und sich in die Rücklageposition begibt. Die Bewegung beginnt in den Beinen durch das Abstoßen, wird dann im Rücken weitergeführt und endet mit dem Anwinkeln der Arme in der Rücklage, bei der die Ellenbogen bis hinter den Rücken ragen. Im Freilauf beginnen die Hände die vorwärts gerichtete Bewegung. Es folgt der Oberkörper und erst bei aufgerichtetem Oberkörper beginnt die Anrollbewegung, die bis zum Erreichen der Auslageposition weitergeführt wird. Dann beginnt der Bewegungsablauf erneut.

Beim Rudern auf dem Ruderergometer werden die Bewegungsabfolgen mit ähnlicher Kinematik repliziert (41). Eine Handdrehung zu Beginn und zum Ende des Durchzuges ist auf dem Ergometer nicht notwendig, da beim Ruderergometer der federnde Widerstand des Wassers entfällt. In Abb. 15 sind die Bewegungen auf dem Ruderergometer ersichtlich.



Abb. 15: Ablauf der Ruderbewegung am Ergometer (A) Auslage, (B) Durchzug, (C) Endzug, (D) Anrollen

1.3.3 Allgemeine Verletzungen im Rudersport

Der Rudersport gehört zu den olympischen Sportarten mit der niedrigsten Verletzungsrate (42,43). Durch die hohe Beanspruchung einiger Körperregionen kann es jedoch langfristig zu Beschwerden und Degenerationen kommen. Die Wirbelsäule und die Kniegelenke sind am häufigsten betroffen. Weitere Verletzungen im Bereich des Rudersports sind unter anderem Frakturen von Rippen, Schulterverletzungen, Hüftverletzungen, Hand- und Unterarmverletzungen sowie dermatologische Verletzungen an den Händen und Unterschenkeln (4). Die Arbeit „*Rowing Injuries*“ von Hosea et al. (44) untersuchte retrospektiv die

Entstehungsmuster und mögliche Risikofaktoren bei Verletzungen im Rudersport. Abb. 16 zeigt die Verteilung der Verletzungen nach ihren Untersuchungen.

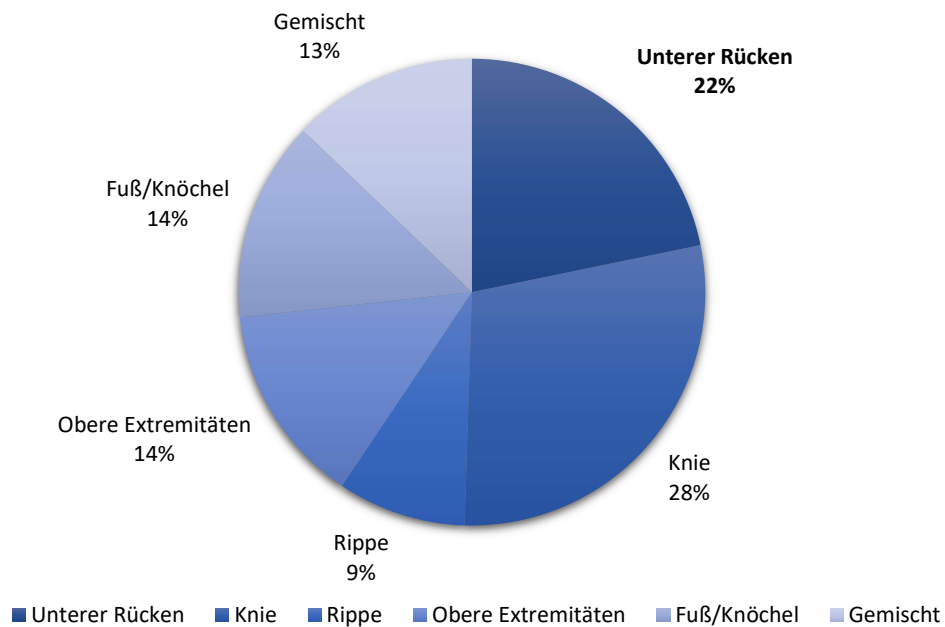


Abb. 16: Prozentuale Verteilung von Verletzungen im Rudersport

Quelle: in Anlehnung an Hosea et al. (44), Abb. 4

Eine ähnliche Verteilung ist in der Arbeit von Wilson et al. „*A 12-month prospective cohort study of injury in international rowers*“ ersichtlich, mit insgesamt höherer Verletzungsinzidenz des unteren Rückens (7) (Abb. 17).

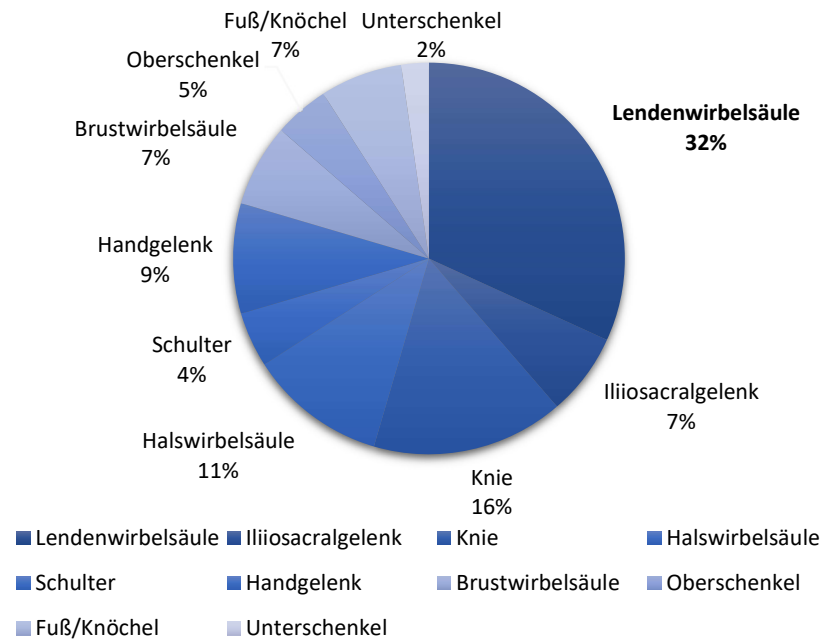


Abb. 17: Prozentuale Verteilung von Verletzungen im Rudersport

Quelle: in Anlehnung an Wilson et al. (7), Abb. 2

Als Verletzung wird in dieser Arbeit ein Ereignis bezeichnet, bei dem der Athlet oder die Athletin entweder mindestens einen Wettkampf oder zwei Trainingseinheiten verpasste oder ärztliche Betreuung benötigte. Die Verletzungshäufigkeit im Verlauf einer Saison wurde aufgenommen und graphisch dargestellt (Abb. 18). Wie man dieser Grafik entnehmen kann, zeigte sich während der Wintermonate eine höhere Inzidenz von Verletzungen.

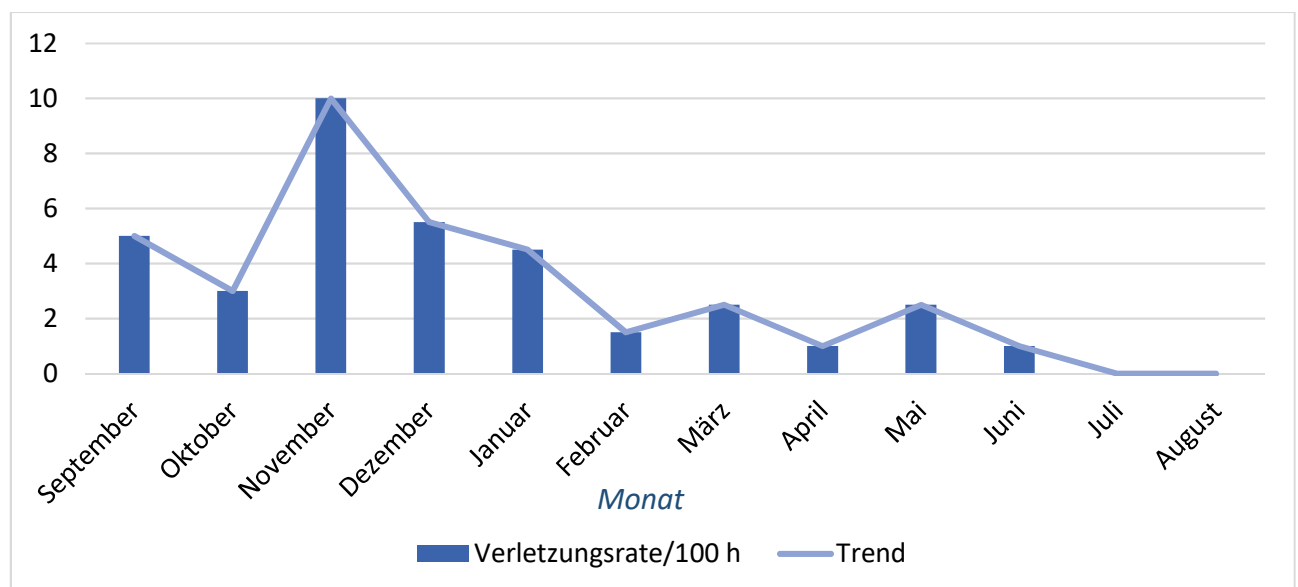


Abb. 18: Verletzungsrate in 12 Monaten pro 100 Stunden (h) Training

Quelle: in Anlehnung an Wilson et al. (7), Abb.1

Eine ähnliche Verteilung zeigte sich in der Arbeit von Hosea et al. (44) (Abb. 19).

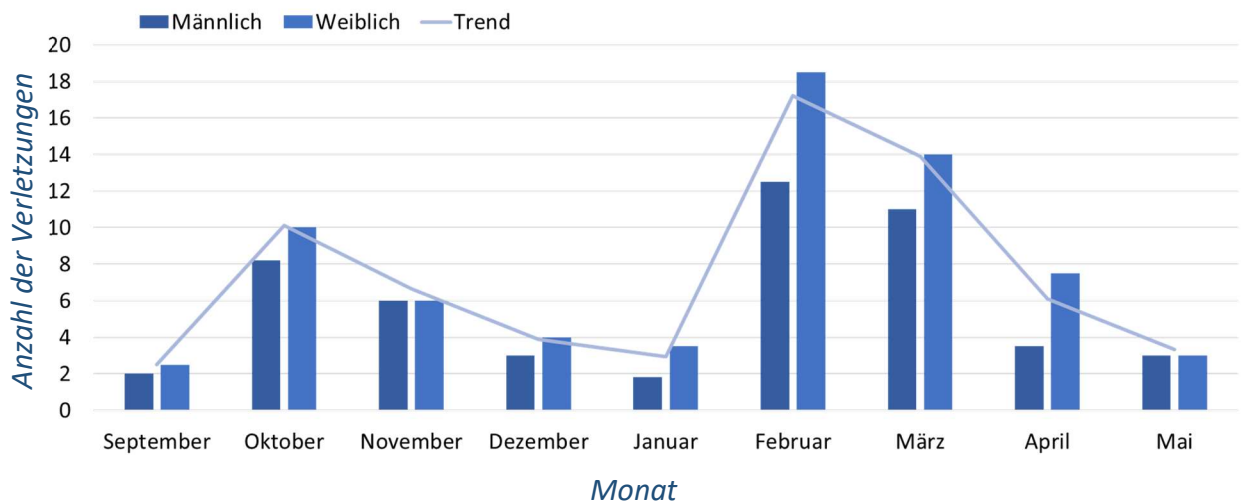


Abb. 19: Jahresverteilung von Verletzungen im Ruderclub von Harvard

Quelle: in Anlehnung an Hosea et al. (44), Abb. 5

Zahlreiche Arbeiten haben gezeigt, dass der Rücken mit Abstand am häufigsten von Verletzungen betroffen ist (1–4). Dabei können die Verletzungen sowohl akut auftreten als auch eine Chronifizierung aufweisen. Es kommt jedoch selten zu Trainingsausfall, da die Athlet:innen und Trainer:innen das Trainingsprogramm umstellen können und auf rückenschonende Übungen umsteigen, wie zum Beispiel Fahrradfahren, Schwimmen oder Kraftübungen.

Verletzungen der Hüften bei Ruder:innen sind im Vergleich zu den Verletzungen des Rückens deutlich seltener, zeigen jedoch eine steigende Inzidenz und gewinnen im klinischen Alltag an Bedeutung (2,4). Es wird vermutet, dass die Kombination aus repetitiver Bewegung des Hüftgelenks und abnormer Morphologie des Hüftkopfes zu einem erhöhten mechanischen Stress auf den chondrolabralen Komplex und somit zu Degenerationen und Verletzungen führen (4). Sowohl bei asymptomatischen als auch symptomatischen Ruder:innen können sowohl Labrumläsionen als auch ausgeprägte femoroazetabuläre Impingements (FAI) festgestellt werden (12,45).

1.3.4 Bekannte Verletzungen der Wirbelsäule bei Ruder:innen

Kraft und Flexibilität des Rückens sind für die korrekte Ausführung der Ruderbewegung ausschlaggebend. Es entsteht eine zyklische Bewegung, die in starker Flexion des Rückens beginnt und in leicht extendierter Haltung endet. Bei einer Strecke von 2.000 Metern wird diese Bewegung bei einer durchschnittlichen Schlagzahl von 30-35 zwischen 170 bis 200 Mal wiederholt. Es entstehen enorme Scherkräfte, die bis zu 4,6 Mal die Masse des Athleten oder der Athletin betragen können (11).

Oft ist die Ursache von Rückenschmerzen, sowohl in der Normalbevölkerung als auch bei Athlet:innen, nicht direkt auffindbar. Akute und chronische Rückenschmerzen (mehr als 12 Wochen anhaltend) können für die oder den Betroffene:n belastend sein. Allgemein liegt die Lebenszeitprävalenz von unteren Rückenschmerzen in der Normalbevölkerung bei über 70 % (46). Im Jahr leiden 25-81 % der aktiven Ruder:innen unter unteren Rückenschmerzen, oder *low back pain* (LBP) (47,48). Bei diesen Athlet:innen besteht ein erhöhtes Risiko rezidivierender Rückenschmerzen (5).

Obwohl Schmerzen im unteren Rücken zu einer der häufigsten Erkrankungen weltweit gehören und zu erheblichen Arbeitsausfall führen, stellt ihre genaue Definition eine Herausforderung dar. Eine mögliche Definition ist:

„Low back pain is pain, muscle tension, or stiffness localized below the costal margin and above the inferior gluteal folds, with or without leg pain (sciatica), and is defined as chronic when it persists for 12 weeks or more.” (46)

Während man bei der Normalbevölkerung die Auswirkungen am ehesten anhand von Arbeitsausfall beschreiben kann, spricht man beim Leistungssport häufig von Trainingsausfall. Beim Rudersport ist der Trainingsausfall gering (1–3). Dies ist auf die Coping-Strategien von Trainer:innen und Ruder:innen zurückzuführen, die bei auftretenden Schmerzen das Training zeitweise auf rückschonende Einheiten umstellen können.

Bei den Arbeiten von Wilson et al. (7) und Newlands et al. (49) wurde die 12-Monatsinzidenz von Verletzungen im Rudersport untersucht. In beiden Arbeiten zeigte sich eine Inzidenz LBP von bis zu 50 %. In einer großen, retrospektiven Arbeit von Teitz et al. (50) wurden 1.632 ehemalige Ruder:innen befragt, ob sie während ihrer Ruderkarriere Rückenschmerzen entwickelten und ob diese einen Einfluss auf ihre Karriere gehabt hätten. 32 % gaben an, im Laufe ihrer Ruderkarriere Rückenschmerzen entwickelt zu haben. 15,8 % gaben an, ihre Ruderkarriere aufgrund dieser Rückenschmerzen beendet zu haben. Die Rückenschmerzen wurden meist in der Wintersaison angegeben (38,7 %).

Es zeigt sich ein starker Zusammenhang zwischen den Rückenschmerzen und der Trainingsbelastung und -zusammensetzung (6,7,50). Besonders auffällig ist der Zusammenhang mit langen Einheiten auf dem Ruderergometer (2,7,10,51) und Krafttraining (7). Fehlerhafte Technik, die zu starker Flexion im unteren Rücken führt, erhöhte zusätzlich auch das Risiko für Verletzungen im Rücken (10,52). Risikofaktoren sind die wiederholte Lumbalflexion und längere Trainingseinheiten (53), Defizite in der motorischen Kontrolle im lumbalen und Beckenbereich (54), eine limitiert anteriore Beckenneigung (9,53) und die alltägliche Sitzhaltung (55).

Die zeitliche Verteilung der Prävalenz von LBP wurde von Newlands et al. (49) dargestellt (Abb. 20).

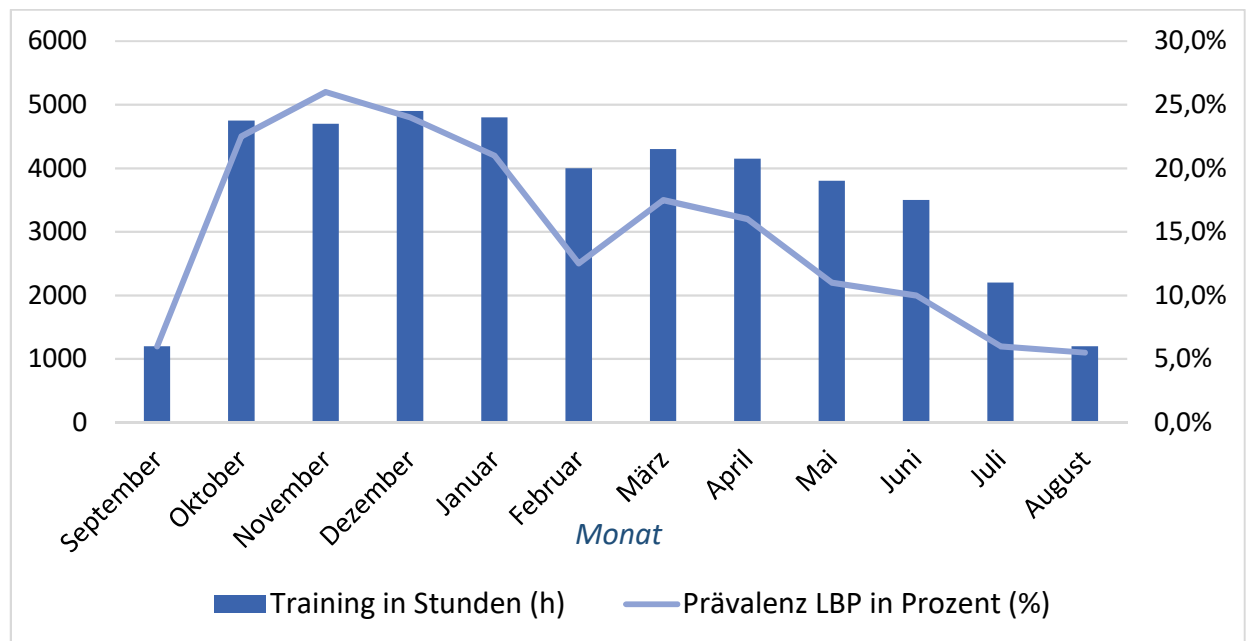


Abb. 20: Prävalenz von unteren Rückenschmerzen (LBP) über 12 Monate mit Angabe von Trainingsstunden (h)

Quelle: in Anlehnung an Newlands et al. (49), Abb. 1

Degeneration und Verletzungen der Bandscheiben können zu spezifischen Rückenschmerzen führen. Dabei spielen Alter und Genetik eine wichtige Rolle. Bei kontinuierlicher Belastung können degenerative Veränderungen vorzeitig auftreten. Unter anderem führt die wiederholte Kompression der Bandscheibe zu Protrusionen und Vorfällen. Diese können sowohl asymptomatisch als auch symptomatisch verlaufen. Bei einer Protrusion ist der Gallertkern noch von dem Faserring gehalten, wölbt sich jedoch über die Wirbelkörperhinterkante nach außen. Bei einem kompletten Vorfall drückt sich der Gallertkern aus dem Faserring heraus und übt Druck auf die Nervenwurzel aus (Abb. 21). Der gedeckte Prolaps ist von der ventralen, epiduralen Membran bedeckt und befindet sich somit noch subligamentär. Bei Durchbrechung der Membran kann der Sequester noch mit der Bandscheibe verbunden sein oder sich vollständig von der Bandscheibe gelöst haben.

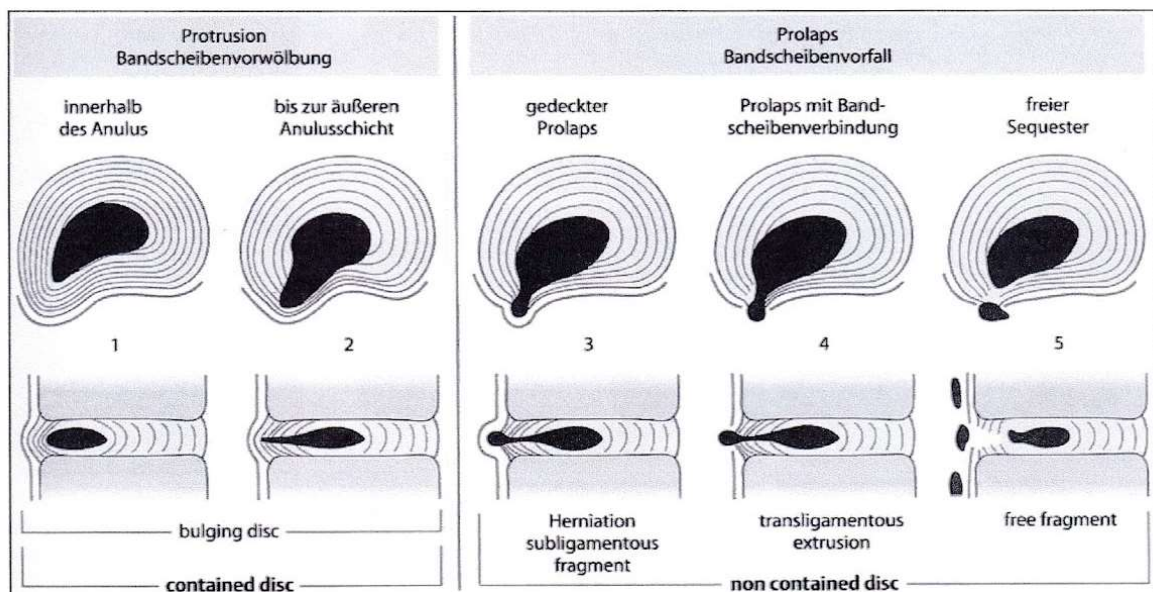


Abb. 21: Einteilung Bandscheibenvorfälle

Quelle: Krämer et al., Mikrochirurgie der Wirbelsäule, Thieme Verlag 2005, S. 11 (56)

Die häufigste Lokalisation der lumbalen Bandscheibenvorfälle (> 90 %) ist den Segmenten L4/5 und L5/S1 (57). Der Druck des Prolapses auf die Nervenwurzel kann zu stechenden und scharfen Schmerzen führen. Eine Ausstrahlung der Schmerzen in die Beine oder Knie ist möglich. Besteht der Druck auf die Nervenwurzel länger oder erhöht sich der Druck durch einen höheren Austritt des Gallertkerns, kann es zu Sensibilitätsausfällen und Lähmungserscheinungen im innervierten Gebiet kommen. Es gibt jedoch keinen direkten Zusammenhang zwischen Protrusions- oder Vorfallsgröße und dem Ausmaß der Symptome.

Die Bänder der Wirbelsäule können durch traumatische Ereignisse vorbelastet sein und eine Hypermobilität erlauben. Zusätzlich können die posterioren und anterioren longitudinalen Bänder verknöchern und die Mobilität der Wirbelsäule beeinflussen. Möglicherweise spielt das posteriore longitudinale Band aufgrund seiner räumlichen Nähe zur Bandscheibe eine Rolle bei der Schmerzentstehung (58).

Zusätzliche Verknöcherungen im Bereich der Wirbelkörper, vor allem im Bereich der Facettengelenke, können zu Einklemmung von Spinalnerven führen, die Schmerzen und neurologischen Beschwerden verursachen (59).

Weitere spezifische Rückenverletzungen sind Verletzungen der Bandscheiben und der Gelenke (22,49). Spondylolysen treten bei Ruder:innen häufiger auf als bei der Normalbevölkerung (60), obwohl die Ruderbewegung an sich nie eine komplette Extension beinhaltet und somit nicht zu einem Hohlkreuz führt. Bei der Spondylolyse ist die Mobilität des entsprechenden Wirbelsäulensegments erhöht. Oft ist sie zunächst asymptomatisch oder nur mit leichten Rückenschmerzen verbunden. Höhergradige Spondylolisthesen führen zu einer Verschiebung des

Rumpfes und zu Irritationen der Nervenwurzel (61). Möglicherweise entsteht das Risiko für Spondylolysen und Spondylolisthesen durch die Integration von intensivem Krafttraining (62).

In der Studie von McGregor et al. (54) wurde untersucht, ob Rückenschmerzen bei männlichen Ruderern einen Einfluss auf den Bewegungsablauf des Skullens haben. Hierfür wurden die Ruderer in einem dynamischen MRT untersucht. Es wurden drei Gruppen gebildet: Gruppe 1 (n = 9) hatte noch nie eine Episode von Rückenschmerzen, Gruppe 2 (n = 7) hatte mindestens eine Episode in der Vergangenheit, und Gruppe 3 hatte aktuell Rückenschmerzen (n = 4). Ziel war es, die Bewegungsmuster von Becken und Rücken zu vergleichen. Die Aufnahmen wurden in die vier Kernpunkte des Bewegungsablaufes unterteilt (siehe Abb. 14). Es zeigten sich trotz der geringen Fallzahl deutliche Unterschiede zwischen den Gruppen. Die Athleten ohne Rückenschmerzen verfügten über ein größeres Ausmaß an Rotation der Wirbelsäule bei der Auslage und zeigten beim Endzug eine neutrale, gerade Haltung. Die Athleten mit Rückenschmerzen in der Anamnese oder mit aktuell bestehenden Rückenschmerzen waren insgesamt steifer und kompensierten die fehlende Flexibilität durch zusätzliche Rotation des Beckens und eine Hyperflexion im Rücken.

1.3.5 Bekannte Verletzungen der Hüfte bei Ruder:innen

In der aktuellen Literatur befinden sich nur wenige Berichte von Hüftverletzungen oder Pathologien bei Ruder:innen. Dennoch zeigte sich eine steigende Inzidenz von Verletzungen der Hüfte. Das Hüftgelenk ist für die Durchführung der Ruderbewegung essentiell. Es ist ein überdurchschnittliches Bewegungsausmaß der Hüfte nötig, um die Beanspruchung des Rückens zu reduzieren (54,63–65). Dabei erreichen die Ruder:innen bei der Auslageposition eine starke anteriore Beckenrotation, die es ermöglicht, die lumbale Flexion zu reduzieren (8,9,53,66). Die wiederholte Flexion der Hüfte führt jedoch zu erhöhtem mechanischen Stress auf die anteriore chondro-labrale Verbindung (12). Mögliche Folgen sind das FAI und Verletzungen des Labrums.

Labrumläsionen oder Verletzungen der Gelenkklippe der Hüfte sind häufige Verletzungen bei Kontaktsportarten oder Sport mit repetitiven Bewegungen der Hüfte (12). Kleinere, asymptomatische Läsionen sind sowohl in der Normalbevölkerung als auch bei Athlet:innen häufig (67–69). Größere Verletzungen können zu brennenden, klemmenden oder stechenden Schmerzen führen (70). In Abb. 22 ist eine Labrumläsion und eine Verminderung der Knorpelhöhe zu sehen.

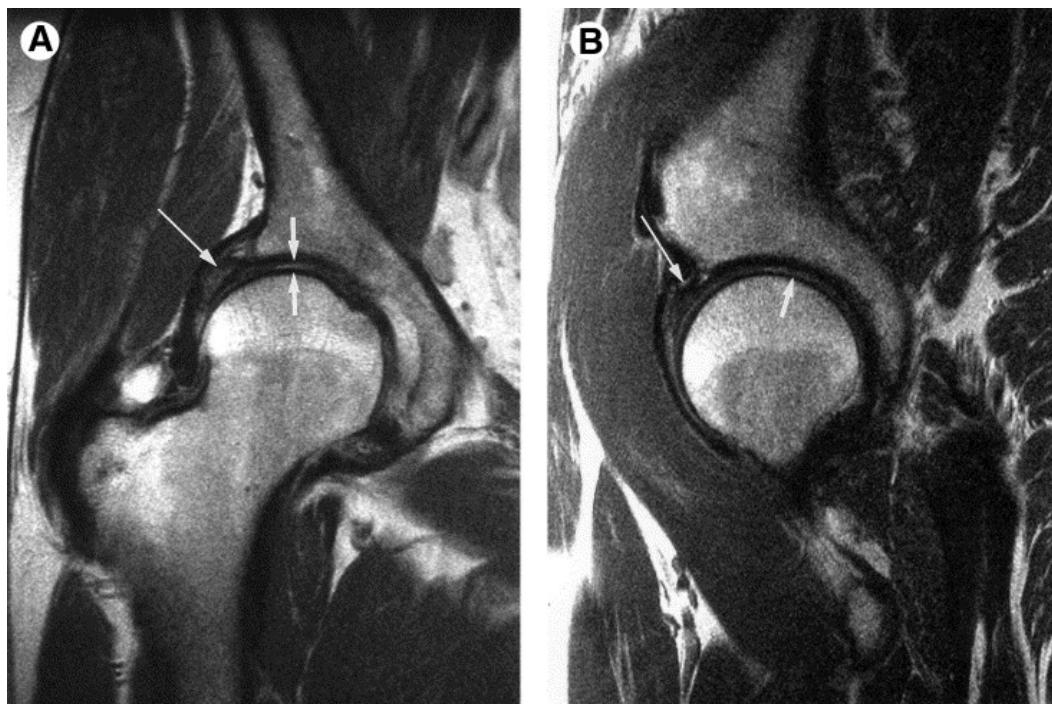


Abb. 22: MRT einer Labrumläsion und Knorpeldegeneration im Koronar- (A) und Sagittalschnitt (B)

Im Koronarschnitt (A) zeigen die kurzen Pfeile den Knorpelverlust sowohl azetabulär als auch femoral. Der lange Pfeil zeigt eine superiore Labrumläsion. Der Sagittalschnitt (B) bestätigt den Knorpelverlust und zeigt im langen Pfeil den Übergang ins anteriore Labrum.

Quelle: Mintz et al. (71), Abb. 4

Eine weitere bekannte Pathologie ist das femoroazetabuläre Impingement oder FAI. Dabei entsteht ein pathologischer Kontakt zwischen Hüftpfanne und proximalem Femur. Grundlage hierfür ist eine abweichende Morphologie entweder des Hüftkopfes (72–74) oder der Hüftpfanne (73,75,76). Das wiederholte Anschlagen oder Impingement des Gelenkes, zum Beispiel durch wiederholte Flexion im Sport, kann zu Schädigungen des Knorpels und des Labrums führen, die später die Entstehung einer Koxarthrose begünstigen können (73,74). Das FAI lässt sich in Cam-Impingement und Pinzer-Impingement einteilen. In Abb. 23 ist die physiologische Stellung der Hüfte in Extension (A) und Flexion (B) dargestellt. Beim Pinzer-Impingement besteht eine übermäßige Pfannenüberdachung, vor allem bei der Retroversion oder im tiefen Acetabulum. Es entsteht zudem ein contre-coup FAI mit Verletzung des posterioren Femurkopfs und des azetabulären Knorpels (Abb. 23, C). Beim Cam-Impingement ist der Femurkopf nicht sphärisch. Die Taillierung zwischen Femurkopf und Hals ist entweder vermindert oder fehlt, wodurch eine pistolenähnliche Form entsteht (Abb. 23, D) (13,73–78).

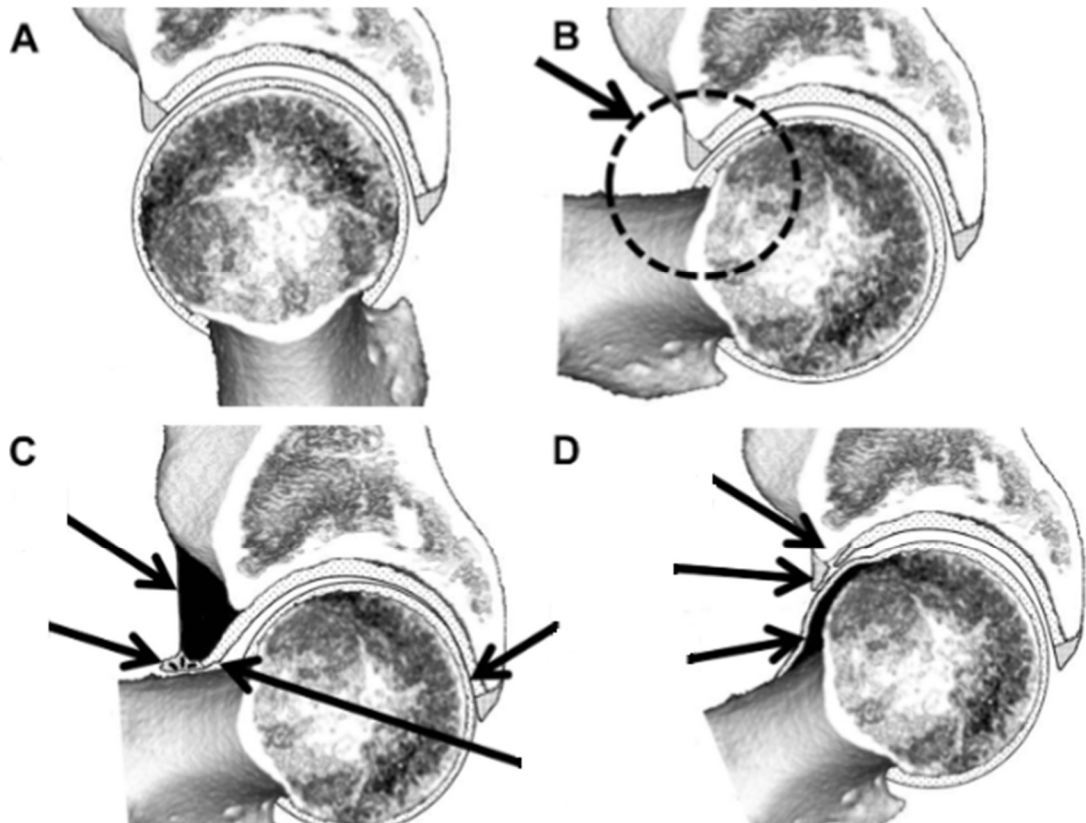


Abb. 23: Pinzer- (C) und Cam- (D) Impingement

(A) und (B) zeigen eine physiologische Hüfte in Extension und Flexion. Der Kreis zeigt weist darauf hin, dass kein pathologischer Kontakt zwischen dem Femur und dem Acetabulum entsteht. Die Pfeile bei (A) und (B) weisen auf die unterschiedlichen Kontaktstellen des Femurs und des Acetabulums hin, je nach anatomischer Prädisposition.

Quelle: Ghaffari et al. (77), Abb. 1

Auch gering ausgeprägte anatomische Prädispositionen können in Kombination mit übermäßiger Bewegung des Hüftgelenks zu einem symptomatischen Impingement führen. Dabei können die Athlet:innen lange Zeit asymptomatisch sein, später aber ein höheres Risiko für die Entwicklung einer Osteoarthritis haben (79). Häufig werden Beschwerden und Schmerzen in der Leistenregion beschrieben, besonders bei Flexion und Innenrotation der Hüfte. Die potentiellen Belastungsstellen bei den unterschiedlichen Ausprägungen des FAI sind in Abb. 24 ersichtlich.

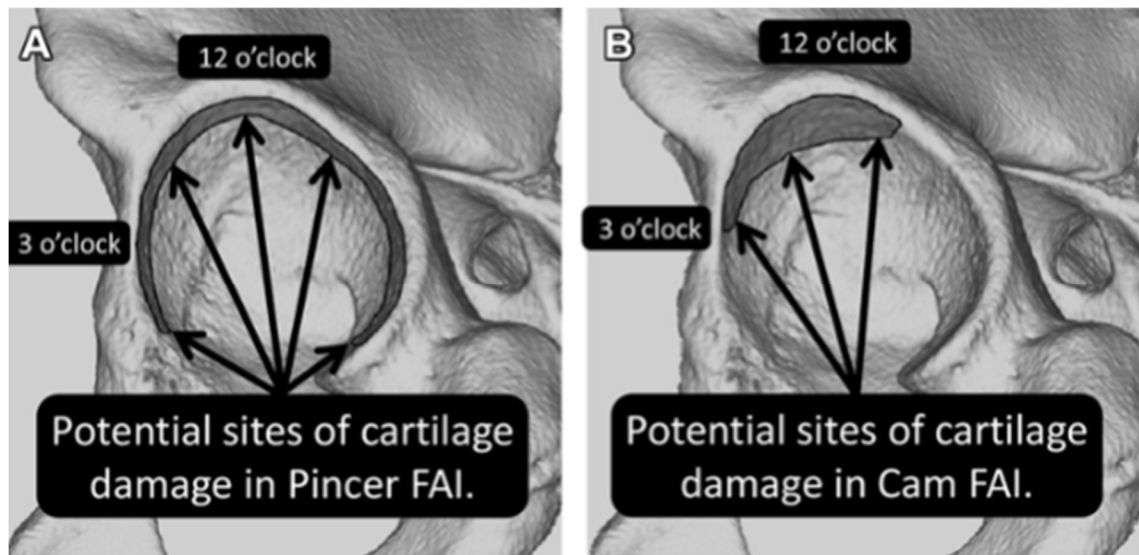


Abb. 24: Verteilung von Knorpelverletzung bei isoliertem Pinzer (A) und Cam (B) FAI

Bei der Pinzer-Deformität zeigt der dünne Knorpel zwischen Acetabulum und Labrum in der gesamten Zirkumferenz eine Höhenminderung. Bei der Cam-Deformität beschränkt sich diese Läsion auf die anteriore und anterosuperiore Region.

Quelle: Ghaffari et al. (77), Abb. 3

1.4 Die Magnetresonanztomographie

Das Grundprinzip der Magnetresonanztomographie ist die Kernspinresonanz. Atome mit einer ungeraden Protonen- bzw. Neutronenzahl besitzen einen Kern, der einen Gesamtdrehimpuls oder Spin aufweist. Dieser Drehimpuls führt zu einem magnetischen Dipolmoment. Die elektrische Ladung des Atomkerns erzeugt einen Strom und somit ein Magnetfeld. Das Wasserstoffproton H^+ eignet sich besonders für die MRT-Bildgebung, da es im Körper sehr häufig vorkommt. Im physiologischen Zustand befinden sich die H^+ Spins in alle Richtungen angeordnet. Wirkt jedoch ein starkes Magnetfeld auf den Körper, richten sich die H^+ Spins entweder im Spin-Up- oder Spin-Down-Zustand aus. Der Spin-Up-Zustand ist energetisch günstiger, weshalb der Großteil der Spins sich in diesem Zustand befinden. Zusätzlich zur Drehung um die eigene Achse (Spin-Achse) rotieren die Teilchen um die Achse des Hauptmagnetfeldes. Die Frequenz, mit der sich die Teilchen um die Achse des Hauptmagnetfeldes drehen, wird als Präzessionsfrequenz (80).

In der LAMOR-Gleichung wird der Zusammenhang von Präzessionsfrequenz oder Larmorfrequenz in MHz (ω), Stärke des äußeren Magnetfeldes in Tesla (B_0) und das gyromagnetische Verhältnis (γ), welches einzelne Substanzen charakterisiert und für Protonen 42,5 MHz/T beträgt, dargestellt.

$$\omega = \gamma * B_0$$

Im Gleichgewichtszustand besteht ausschließlich eine Längs- oder Longitudinalmagnetisierung, die als Vektorpfeil dargestellt wird (Abb. 25, A). Werden Hochfrequenz (HF)-Impulse durch eine Spule senkrecht zum äußeren Magnetfeld eingestrahlt, kann eine Resonanz ausgelöst werden und es entsteht eine Quer- oder Transversalmagnetisierung (Abb. 25, B). Die Frequenz des Impulses muss der Präzessionsfrequenz entsprechen. Werden diese HF-Impulse in ein Hauptmagnetfeld eingestrahlt, werden einige Teilchen im Spin-Up-Zustand in den energiereicheren Spin-Down-Zustand versetzt. Zusätzlich werden die Spins durch den Impuls größtenteils synchronisiert.

Die angeregten Spins verlaufen spiralförmig wieder in den energieärmeren Ursprungszustand (Abb. 25, C). Dabei entsteht ein schwächeres Hochfrequenzsignal, welches die Grundlage für die Bildgebung ist. Es entstehen zwei Relaxationseffekte – die longitudinale Relaxation, oder Spin-Gitter-Relaxation, und die transversale Relaxation, oder Spin-Spin-Relaxation. Die Änderung des resultierenden Magnetfeldes induziert eine Spannung in einer Spule. Die Induktionsspannung ist das MRT-Signal (Abb. 25, D). Diese ändert sich je nachdem wie schnell die Magnetisierung präzediert und wie viel Zeit sie benötigt, um den Gleichgewichtszustand wieder zu erreichen. Je größer die Präzessionsfrequenz bzw. die LAMOR-Frequenz, desto größer ist die Induktionsspannung.

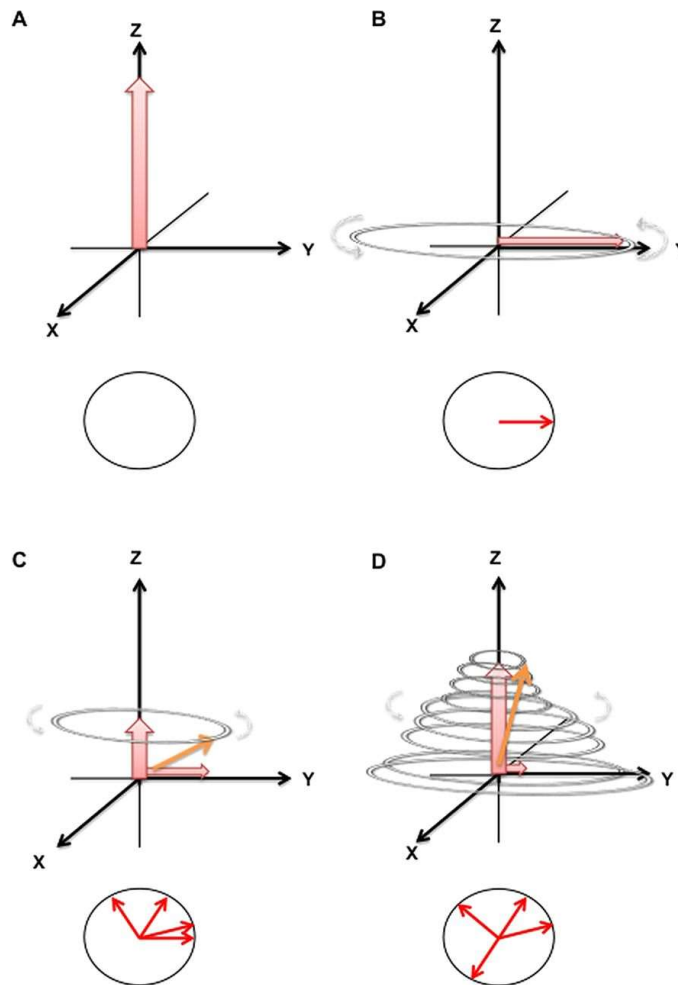


Abb. 25: Longitudinale Magnetisierung nach Anregung durch einen 90° HF-Impuls mit Darstellung des Gleichgewichtszustandes (A), der Transversalmagnetisierung (B), Wiederaufbau der Longitudinalmagnetisierung (C) und Darstellung des spiralisierenden Vektors (D)
 Quelle: S. Currie et al. (81), Abb.6

Die longitudinale Relaxation definiert die T1-Zeit. Nach Anregung durch einen HF-Impuls entsteht die transversale Magnetisierung. Nach Abklingen des Impulses erreichen die Kernspins wieder ihre ursprüngliche Orientierung. In der T1-Zeit erreichen 63 % der Atomkerne diesen ursprünglichen Zustand. Die Gesamtmagnetisierung des Hauptmagnetfeldes $\mathbf{B}_0$ wird wieder aufgebaut. Die T1-Dauer hängt davon ab, wie schnell die Protonen ihre Energie an das umliegende Gewebe abgeben können. Je nach umliegender Gewebestruktur oder Gitter kann diese Zeit variieren (Spin-Gitter-Relaxation).

Die transversale Relaxation definiert die T2-Zeit. In der T2-Zeit erreicht die transversale Magnetisierung 37 % des Ursprungswertes. Der Gesamtmagnetisierungsvektor nimmt in der transversalen Richtung zum Hauptmagnetfeld ab. „Je mehr Protonen synchronisiert, d.h. in Phase, um die Hauptmagnetfeldachse kreisen, desto größer ist der Quermagnetisierungsvektor.“ (80)

Anders als bei der T1-Relaxation wird bei der T2-Relaxation kein Energieaustausch benötigt, da sie durch die Prozesse im Spin-System ermöglicht wird (Spin-Spin-Relaxation). Die T2-Zeit wird durch externe Inhomogenitäten und interne Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Magnetfeldern beeinflusst. Dabei kann der Zerfall schneller ablaufen. Man spricht von T2*-Effekten, die durch Gewebegrenzflächen oder durch lokale magnetische Felder entstehen. Spin-Echo-Sequenzen können diesen Effekt kompensieren.

Die T1- und T2-Relaxationszeiten sind gewebeabhängig. Dadurch ist eine Differenzierung von Strukturen im MRT-Bild möglich. Die Signalintensitäten der Gewebe und Organe werden als Bild wiedergegeben. Hohe Signalintensitäten erscheinen weiß, niedrige schwarz. Die Signalintensität wird durch die Gewebeparameter, den Sequenztyp und die Parameterwahl bestimmt.

Der Gewebeparameter ρ gibt die Protonendichte an und beeinflusst die T1- und T2-Zeiten. Die Sequenzen bestehen aus einer vorab festgelegten Abfolge von HF-Pulsen und Gradienten-Pulsen mit variablen Zeiten zwischen den Pulsen.

Die apparativen Parameter dienen als Grundlage zur Interpretation von MRT-Bildern in Bezug auf ihre Gewichtung. Die Repetitionszeit TR (*Time of Repetition*) definiert den Zeitabstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden initiiierenden Anregungsimpulsen. Dabei gibt es kurze (< 500 ms) und lange (> 1.500 ms) TRs. Durch eine kurze TR ist in einer T1-gewichteten Sequenz die Unterscheidung von Gewebe nach T1-Werten möglich. Auch die Echozeit TE (*Time to Echo*) ist kurz, damit T2 das Bild möglichst wenig beeinflusst. Gewebe oder Flüssigkeiten mit einer langen T1-Zeit, wie zum Beispiel Liquor, stellen sich dunkel oder hypointens dar, Fett hingegen hyperintens. Eine T2-gewichtete Sequenz beruht auf der Transversalrelaxation und benötigt deshalb eine lange TR und eine lange TE, damit die T1-Werte das Bild möglichst wenig beeinflussen. Gewebe oder Flüssigkeiten mit kurzen T2-Relaxationszeiten erscheinen dunkel oder hypointens. Bei langen T2-Relaxationszeiten erscheint das Bild hell oder hyperintens. Je länger die TE, desto besser der Gewebekontrast. Bei zunehmender TE sinkt jedoch die Signalintensität des Gewebes. Beide Parameter müssen so gewählt werden, dass ein optimaler Kontrast entsteht. Der Flip-Winkel gibt den Grad der Auslenkung des Magnetisierungsvektors in Richtung der Transversalebene an. Bei einfachen Spin-Echo-Sequenzen beträgt er 90° (80).

Ein weiterer wichtiger Faktor für die Bildgebung ist die Ortskodierung. Wenn der gesamte Körper der gleichen Magnetfeldstärke B_0 ausgesetzt wird, können die Messsignale nicht räumlich zugeordnet werden. Aus diesem Grund muss die magnetische Feldstärke räumlich variiert werden. Es werden entlang dem statischen Magnetfeld B_0 verschiedene Gradienten überlagert. Mithilfe des Gradientenfeldes G wird eine Schicht in z-Richtung ausgewählt, da nur hier die LAMOR-Frequenz der Frequenz des Auslenkungspulses entspricht. Die angrenzenden Areale

weisen eine andere Magnetfeldstärke bzw. LAMOR-Frequenz auf und werden nicht angeregt. Die Breite der angeregten Schicht hängt von der Bandbreite des HF-Pulses ab.

Zusätzliche Gradientenfelder in x- und y-Richtung ermöglichen eine Zuordnung der Volumenelemente. Senkrecht zum Gradienten z wird ein Frequenzgradient x geschaltet. Entlang dieser x-Achse nimmt die LAMOR-Frequenz stetig ab und es entsteht ein Frequenzkodiergradient. Die Überlagerung der Teilsignale führt zum Bild. Ein dritter Phasenkodiergradient in y Richtung bringt Spins mit gleicher Frequenz in unterschiedliche Phasen. Für ein hochauflösendes Bild muss diese Messung mehrfach wiederholt werden. Mithilfe der FOURIER-Transformation, eine mathematische Methode, werden diese Ortsinformation in ein Bild mit verschiedenen Grauwerten umgewandelt, die der Relaxationszeit des Gewebes entsprechen.

Spin-Echo-Sequenzen und Gradienten-Echo-Sequenzen stellen die grundsätzlichen Basis-Sequenzen dar. Bei der Spin-Echo-Sequenz werden 90° und 180° -Impulse eingesetzt. Dabei liegt der Anregungsimpuls, oder Flip-Winkel, bei 90° . Der 180° -Impuls wird als Rephasierungsimpuls bezeichnet. Er wird vor der Signalauslese eingesetzt, um die dephasierenden Spins wieder zusammenzuführen und die Signalintensität zu erhöhen. Die Wichtung wird durch die Parameter TR und TE bestimmt. Die Aufnahmezeit ist zeitaufwändig, aber sie ist weniger anfällig für Suszeptibilitätsartefakte. Bewegungsartefakte hingegen schränken die Bildgebung vor allem im Abdomen ein.

Bei den Gradienten-Echo-Sequenzen wird kein 180° -Puls eingesetzt. Durch den Einsatz eines Anregungsimpulses, der unter 90° liegt, ist die Aufnahmezeit verkürzt. Die Technik ist weniger anfällig für Bewegungsartefakte, ist jedoch empfindlicher für Suszeptibilitätsartefakte. Suszeptibilitätsartefakte werden unter anderem durch ferromagnetische Implantate, wie zum Beispiel Zahnprothesen oder chirurgische Clips, verursacht. Diese können zu wesentlichen Störungen der Bildqualität und zu falschen Schlussfolgerungen führen (82). Durch Veränderungen der Scan-Parameter können diese Artefakte jedoch zum Teil herausgerechnet werden.

Biochemische Bildgebung und T2*-Mapping

Ergänzend zur morphologischen MRT-Bildgebung haben sich biochemische Methoden als hilfreiches Instrument erwiesen. Die gängigsten Methoden sind die diffusionsgewichtete MRT, die dGEMERIC, das T2-Mapping und das T2*-Mapping. Das T2- und T2*-Mapping ermöglichen eine Visualisierung des Wassergehalts und der Kollagenarchitektur der untersuchten Struktur,

ohne die Zugabe von intravenösem Kontrastmittel. Die transversale Relaxationszeit ist von der anisotropischen Bewegung der Wassermoleküle im Kollagen-Netzwerk abhängig und korreliert somit mit dem Wasser- und Proteoglykangehalt und der Architektur des kollagenen Fasersystems (83,84). Für jedes Pixel des untersuchten Gewebes wird eine T2*-Relaxationszeit berechnet. Daraus entsteht eine T2*-Karte (*Map*) die sich graphisch darstellen lässt. Das T2*-Mapping hat sich vor allem im Bereich der Früherkennung von Veränderung im Knorpel etabliert (25,85–87), unter anderem bei Veränderungen der Bandscheiben (26,27,88) und Veränderungen der Hüften (15–17,89).

Bei der Relaxometrie oder Mapping werden die Relaxationsparameter von Gewebe bestimmt. Dabei werden die Relaxationsprozesse der Voxel zu unterschiedlichen Echozeiten (TE) nach erfolgtem Anregungspuls gemessen. Der zeitliche Signalverlauf ermöglicht die Berechnung der Relaxationszeit des Voxels. Diese wird farbkodiert und führt zu den Farbkarten (Abb. 26). Der Vorteil dieser Bildgebung ist eine hohe Auflösung bei kurzen Scan-Zeiten. Die Nachteile sind zum einen eine höhere Anfälligkeit für Suszeptibilitätsartefakte aufgrund der Zusammensetzung von Gewebe aus unterschiedlich magnetisierbaren Stoffen, wie zum Beispiel Calcium-Salze oder Metallionen, und zum anderen der *Magic Angle Effect* (90). Dabei verlängern sich T2- und T2*-Zeiten, wenn Kollagenfasern mit einem 55°-Winkel zu dem Hauptmagnetfeld B_0 angeordnet sind.

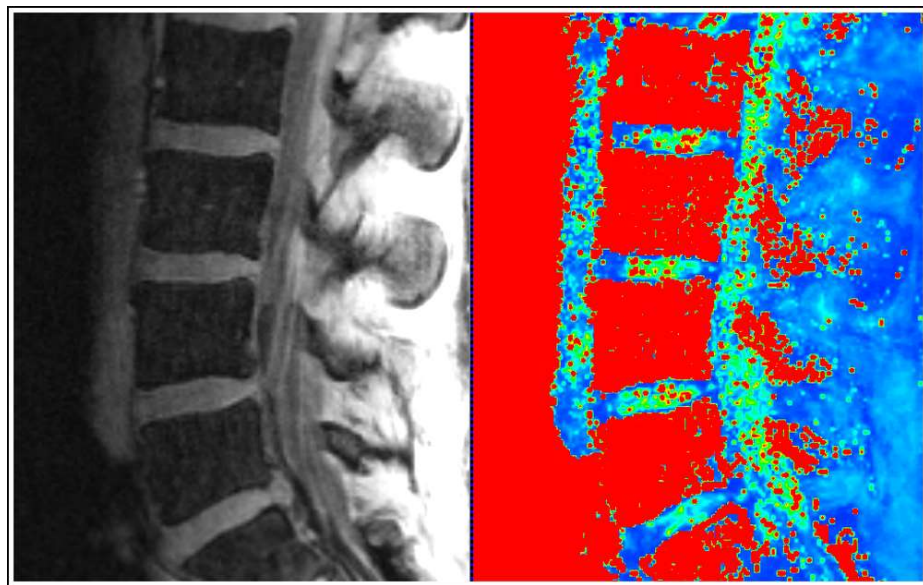


Abb. 26 T2-gewichtetes MRT der Wirbelsäule (links) und dazugehöriges T2*-Mapping (rechts) eines Ruderers

1.5 Ethikvotum

Alle Untersuchungen entsprachen den ethischen Anforderungen der Ethikkommission der Universitätsklinik Düsseldorf. Die Studiennummer der Studie zur Hüfte lautet 4539, die

Registrierungs-ID 2014032271. Die Studiennummer der Studie zu den Wirbelsäulen lautet 6238R, die Registrierungs-ID 2017124539.

1.6 Ziele der Arbeit

Die bisherige Literatur hat gezeigt, dass der Leistungssport Rudern eine niedrige Verletzungsinzidenz hat, jedoch bei langjähriger Ausübung zu Degenerationen und zur Chronifizierung von Verletzungen führen kann. Von diesen Verletzungen ist hauptsächlich der Rücken betroffen. Ein weiteres Gelenk, das bisher wenig erforscht wurde, aber auch von Verletzungen betroffen sein kann, ist das Hüftgelenk.

Mit dieser Arbeit sollen mögliche Abnutzungsmuster an der Hüfte und den Bandscheiben von noch asymptomatischen Ruder:innen untersucht werden, um mögliche Ursachen für spätere Beschwerden zu finden. Dafür werden Standardmesssequenzen der Magnetresonanztomographie und die T2*-Sequenzen eingesetzt. Zusätzlich soll untersucht werden, ob die unterschiedliche Trainingszusammensetzung im Verlauf einer Saison einen Zusammenhang mit T2*-Werten der Bandscheiben zeigt. Um den Einfluss der unterschiedlichen Saisonpunkte zu untersuchen, erfolgen zwei MRT-Untersuchungen der Wirbelsäule, jeweils vor und nach der Wettkampfsaison. Das Kollektiv der Ruder:innen wird mit einem gesunden Normalkollektiv mit ähnlicher Alters- und Geschlechtsverteilung verglichen.

Diese Arbeit soll als Grundlage für weitere Untersuchungen und Studien im Bereich des Leistungssports dienen und möglicherweise auch als Unterstützung für Trainer:innen und medizinisches Personal bei der Planung des Trainings dienen.

Patterns of Intervertebral Disk Alteration in Asymptomatic Elite Rowers

A T2* MRI Mapping Study

Chiara Benedikter,* MD, Daniel Benjamin Abrar,[†] MD, Markus Konieczny,* MD, Christoph Schleich,[†] MD, and Bernd Bittersohl,*[‡] MD

Investigation performed at the University Hospital of Düsseldorf, Düsseldorf, Germany

Background: Repetitive loading of the back puts elite rowers at risk for acute and chronic back injuries.

Hypothesis: That asymptomatic elite rowers would demonstrate characteristic intervertebral disk (IVD) alterations on T2* magnetic resonance imaging (MRI) mapping compared with asymptomatic nonrowers.

Study Design: Cross-sectional study; Level of evidence, 3.

Methods: This study included 20 asymptomatic elite rowers (mean age, 23.4 ± 3.03 years; 9 women, 11 men) studied at 2 different times, once before (t_1) and once after (t_2) the competition phase. MRI including T2* mapping was performed on a 3-T scanner. The authors derived normative T2* data from a previous study on 40 asymptomatic volunteers (20 men, 20 women) who were not competitive rowers; based on complete T2* data sets, 37 controls were included. T2* values were compared between groups in 4 lumbar IVDs, and midsagittal T2* values were compared in 5 zones: anterior annulus fibrosus (AF), anterior nucleus pulposus (NP), central NP, posterior NP, and posterior AF. The Pfirrmann grade was used for morphological assessment of disk degeneration. Statistical analysis was conducted using the Mann-Whitney U test, Wilcoxon matched-pairs test, and Spearman rank correlation coefficient.

Results: Lower T2* values were noted in the rower group compared with the controls (37.08 ± 33.63 vs 45.59 ± 35.73 ms, respectively; $P < .001$). The intersegmental comparison revealed lower mean T2* values among rowers ($P \leq .027$ for all). The interzonal comparison indicated significantly lower mean T2* values for the rowers in all zones except for the anterior NP ($P \leq .008$ for all). Lower mean T2* values were observed for the rowers at t_1 versus t_2 (39.25 ± 36.19 vs 43.97 ± 38.67 ms, respectively; $P = .008$). The authors noted a higher level of IVD damage according to Pfirrmann assessment in the rower cohort ($P < .001$); the Pfirrmann grade distributions of rowers versus controls, respectively, were as follows: 51.3% versus 73.7% (grade 1), 20.5% versus 19.5% (grade 2), 21.8% versus 6.8% (grade 3), 5.1% versus 0% (grade 4), and 1.3% versus 0% (grade 5). The authors also noted a correlation between low T2* and high Pfirrmann grade at t_1 ($r = -0.48$; $P < .001$) and t_2 ($r = -0.71$; $P < .001$).

Conclusion: The cohort of elite rowers revealed more degenerative IVD changes compared with controls. The T2* values suggest that repetitive loading of the spine has demonstrable short-term and possibly permanent effects on the lumbar IVD.

Keywords: low back; intervertebral disk; rowing; MRI; T2* mapping

Rowing is considered a low-injury^{1,13} and health-promoting sport⁴⁰ that can be started at an early age and in which athletes can continue to train and compete well, even at an advanced age. However, as in every sport practiced for performance, rowing also involves health risks, including chronic injuries caused by repetitive joint overuse,^{1,33-35} that can imply a considerable loss of training and competition time for the athlete.³⁹

The rowing movement is characterized by a precise sequence of movement performed in a seated position with

3 contact points with the boat: the feet, buttocks, and hands. The legs contribute to approximately half of the rowing power, the trunk to a third. The arms and shoulders are responsible for the rest of the power.²³ To achieve maximum speed, the rower must minimize resistance and maximize propulsion. A key factor for propulsion is the stroke length. The stroke length requires strong flexion of the back, leading to great loads on relatively relaxed muscles during the catch. Peak compressive force at the lumbar spine relative to body weight can reach 4.6 times the body weight of the athlete.²⁸ In sweep rowing, there is additional torsion in the back.

The intervertebral disk (IVD) plays a protective role in the spine's long-term health by facilitating shock

The Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 10(4), 23259671221088572
DOI: 10.1177/23259671221088572
© The Author(s) 2022

This open-access article is published and distributed under the Creative Commons Attribution - NonCommercial - No Derivatives License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>), which permits the noncommercial use, distribution, and reproduction of the article in any medium, provided the original author and source are credited. You may not alter, transform, or build upon this article without the permission of the Author(s). For article reuse guidelines, please visit SAGE's website at <http://www.sagepub.com/journals-permissions>.

absorption and load distribution.¹⁶ Hence, early detection of compositional changes in the IVD is essential for preserving the tissue and avoiding the onset or progression of degenerative disk disease. Magnetic resonance (MR) imaging (MRI), including conventional T1-, proton density-, and T2-weighted MR sequences, is used to ascertain the morphological status of the IVD and other structures in the area of the spine.

T2* mapping is a noncontrast MRI technique that depicts changes in anisotropy and water content and allows high-resolution isotropic 3-dimensional imaging on standard clinical MRI systems.¹⁷ It is thus an ideal instrument for the quantitative evaluation of cartilage and IVD degeneration. T2* mapping has been used in human and animal samples, mostly in the lumbar and cervical spine.^{10-12,19-21,24,25,40,41,46} It is recently becoming clinically relevant in the proper assessment of early IVD abnormalities, enhancing the analysis and the judgment of therapy.¹¹

This study aimed to evaluate T2* values in elite rowers and assess any IVD degeneration due to repetitive overloading of the IVD. We hypothesized that there would be a pattern of IVD degeneration reflecting the repetitive flexion and axial loading of the lumbar spine. We further expected IVD T2* variations between the winter preparation phase as well as the summer competitive phase.

METHODS

Study Population

This study was approved by the local ethics committee, and each volunteer provided written informed consent. Included were 20 asymptomatic rowers (9 women, 11 men; 15 sweep oar rowers, 5 sculling rowers; mean age, 23.4 ± 3.03 years; age range, 19-30 years) who had a minimum of 5 years of intensive (≥ 12 h/wk) training. The rowers were recruited from the central German federal rowing base, which has inherent intense training and selection requirements to declare these athletes as elite rowers. The mean body mass index (BMI) was 24.3 ± 1.89 kg/m² (range, 19.8-27.7 kg/m²). The rowers took part voluntarily and received an expense allowance. We excluded rowers with contraindications to MRI, known disorders of the vertebral column, any history of spinal surgery, or chronic back pain in their history.

Before undergoing MRI, all the rowers completed a thorough physical examination conducted by an attending orthopaedic consultant (M.K.). This physical examination included an investigation of pain, discomfort, tenderness,

and range of movement. Rowers who had a BMI >31 kg/m² or <17 kg/m² were excluded, as extremely low or high BMI can result in image distortion.¹⁷ All the participants underwent MRI in the afternoon.

The control T2* data for this study were derived from a previous study in which T2* relaxation measurements in the lumbar IVD of asymptomatic volunteers were obtained in various age cohorts using similar MR hardware, imaging sequences, and scan times.²⁵ All scans were performed in the afternoon. This group included 40 asymptomatic non-rowers who did not practice sports at an elite level and who exercised an average of 3 hours a week. Three were missing T2* data, leaving 37 controls eligible for study inclusion (18 women, 19 men; mean age, 24.4 ± 3 years; age range, 21-34 years). They had no history of spine surgery or spine complaints. The mean BMI was 22.8 ± 2.71 kg/m² (range, 18.2-30.2 kg/m²).

Magnetic Resonance Imaging

All study participants underwent MRI in the supine position on a 3-T scanner (Prisma; Siemens Medical Solutions). We utilized a spine matrix coil (24-channel, triple mode) that was smoothly integrated into the patient table. The protocol included standard sequences (localizer images; T1- and T2-weighted transversal and sagittal oriented MRI scans, each with a slice thickness of 4 mm) and a 3-dimensional high-resolution multiecho data image combination (MEDIC) sequence. The MEDIC sequence used the following imaging parameters: repetition time = 43 ms; echo time = 5, 10, 15, 20, 25, and 30 ms; field of view = 192×216 mm²; slice thickness = 1 mm; voxel size = $1 \times 1 \times 1$ mm³; slice gap = 1.2 mm; receiver bandwidth = 260 Hz per pixel; flip angle = 25°; number of excitations = 1; and scan time = 11 minutes 10 seconds. The T2* maps were automatically processed inline (SyngoMapIT; Siemens Medical Solutions) utilizing a nonlinear, squared, curve-fitting algorithm.

Morphological Analysis and Postprocessing

Morphological assessment was performed by an independent orthopaedic surgeon (M.K.; 11 years of spine surgery experience) and a radiologist (D.B.A.; 5 years of practice) and included gathering Pfirrmann grades for each IVD from the morphological T2*-weighted images. Image processing and T2* assessment were performed on a Leonardo working station by 1 expert (B.B.) in biochemical MRI (13 years of experience). Midsagittal planes with a slice thickness of 4 mm were generated using multiplanar reformatting (Figure 1).

[‡]Address correspondence to Bernd Bittersohl, MD, Department of Orthopedics and Trauma Surgery, University of Düsseldorf, Medical Faculty, Moorenstr 5, 40225 Düsseldorf, Germany (email: bernd.bittersohl@med.uni-duesseldorf.de).

^{*}Department of Orthopedics and Trauma Surgery, University of Düsseldorf, Medical Faculty, Düsseldorf, Germany.

[†]Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University of Düsseldorf, Medical Faculty, Düsseldorf, Germany.

Final revision submitted October 14, 2021; accepted January 10, 2022.

One or more of the authors has declared the following potential conflict of interest or source of funding: M.K. has received personal fees from Globus Medical. AOSSM checks author disclosures against the Open Payments Database (OPD). AOSSM has not conducted an independent investigation on the OPD and disclaims any liability or responsibility relating thereto.

Ethical approval for this study was obtained from the University of Düsseldorf (reference No. 6238 R).

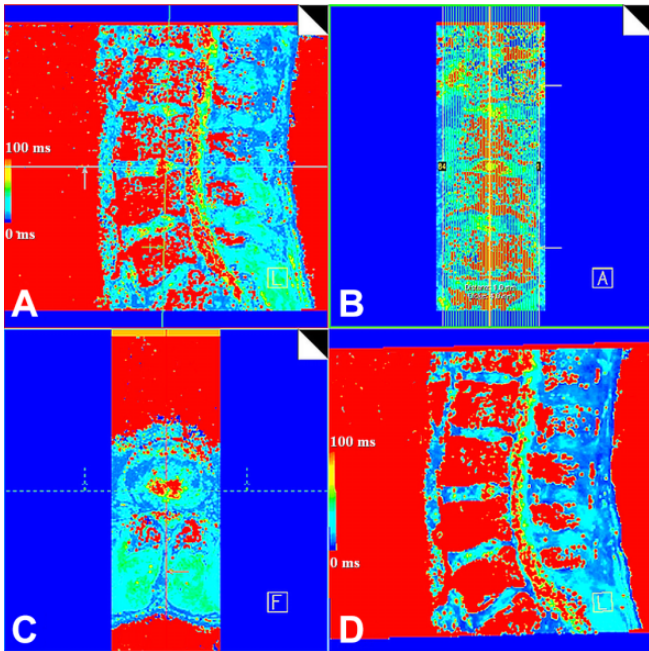


Figure 1. Multiplanar reconstruction of the T2* mapping data set depicting the (A) sagittal, (B) coronal, (C) transversal, and (D) reformatted midsagittal planes. The T2* values are illustrated on a color scale whereas blue indicates low T2* values and red indicates high values.

Back Pain: Oswestry Disability Questionnaire

All the rowers who participated in the MRI examinations completed a questionnaire regarding functional impairments, according to Fairbank et al,¹⁴ at both examination times. The Oswestry Disability Questionnaire provides a subjective score of performance in daily activities. The questionnaire is composed of 10 questions, each answered with a score from 0 to 5 (5 = most significant disability). Overall scores are presented as percentages (0%-20% indicates minimal disability, 81%-100% indicates severe disability). This questionnaire has been used in several studies that included athletes.^{3,36,45}

IVD Assessment

Four disks of the lumbar spine (segments L2-L3, L3-L4, L4-L5, and L5-S1) were examined. The IVD between the first and second lumbar vertebrae was excluded because T2* assessment in the thoracolumbar region is affected by motion artifacts due to respiratory motion and vascular pulsations from the heart and aorta.

Within the group of elite rowers, we also assessed for any variations in IVD T2* data between the preparational phase in April (t_1) and the competitive phase in October (t_2).

Regions of Interest for Midsagittal T2* Values

T2* values were obtained in 5 regions of interest (ROIs). These ROIs were manually drawn into the sagittal

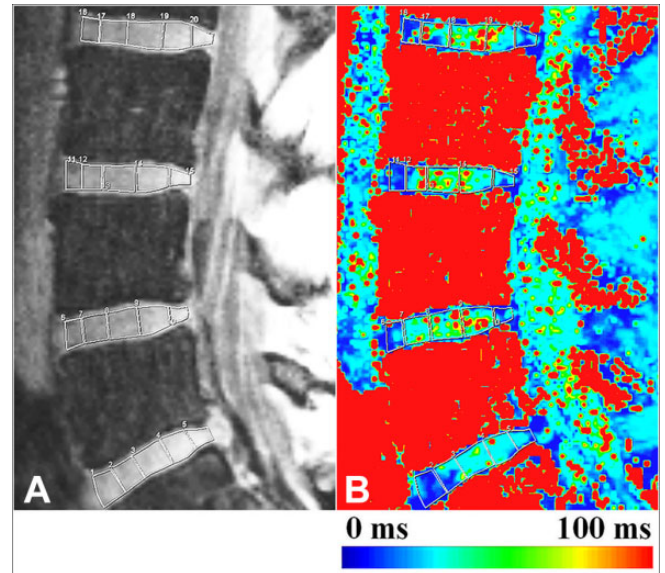


Figure 2. (A) Midsagittal T2*-weighted morphological magnetic resonance imaging reformat and (B) corresponding midsagittal T2* map. Five regions of interest were placed in the sagittal direction: annulus fibrosus (AF) anterior, nucleus pulposus (NP) anterior, NP central, NP posterior, and AF posterior.

morphological T2*-weighted images and the T2* maps and subdivided the IVD into 5 zones: the anterior annulus fibrosus (AF), anterior nucleus pulposus (NP), central NP, posterior NP, and posterior AF. The ROIs in the morphological T2*-weighted images served as the basis for positioning the ROIs in the T2* maps. The T2*-weighted images and corresponding T2* maps were displayed on a 2-screen layout image area. T2*-weighted images and the corresponding T2* maps were displayed large enough with optimal image contrast and brightness to see details. The ROIs were then delineated on the T2*-weighted image using a freehand drawing tool. The ROIs drawn in the T2*-weighted image were automatically transferred to the T2* map, which reflects in some ways a copy-and-paste approach by selecting both images. Afterward, the ROI outlines were reevaluated in the T2* map and, if necessary, only minimally shifted to correct for any ROI offset (Figure 2). The intra- and interrater reliability for this method have previously been reported, with a substantial agreement for the T2* measurement.^{6-8,18,25} Hence, the T2* measurement was performed by a single reader (B.B.).

The observer did his best to create 5 zones that both reflected the anatomy of the IVD and were roughly proportioned in the sagittal plane. However, the ROIs were not equal in size, neither between nor within a single IVD level, as the subdivisions were created manually. Furthermore, the disk shape is not rectangular and reveals differences in height in the sagittal course. To measure tissue with a significant amount of certainty in the IVD, the ROIs did not follow the IVD contour to the exact border. Hence, a few pixels of potential IVD tissue may not have been included within the ROIs.

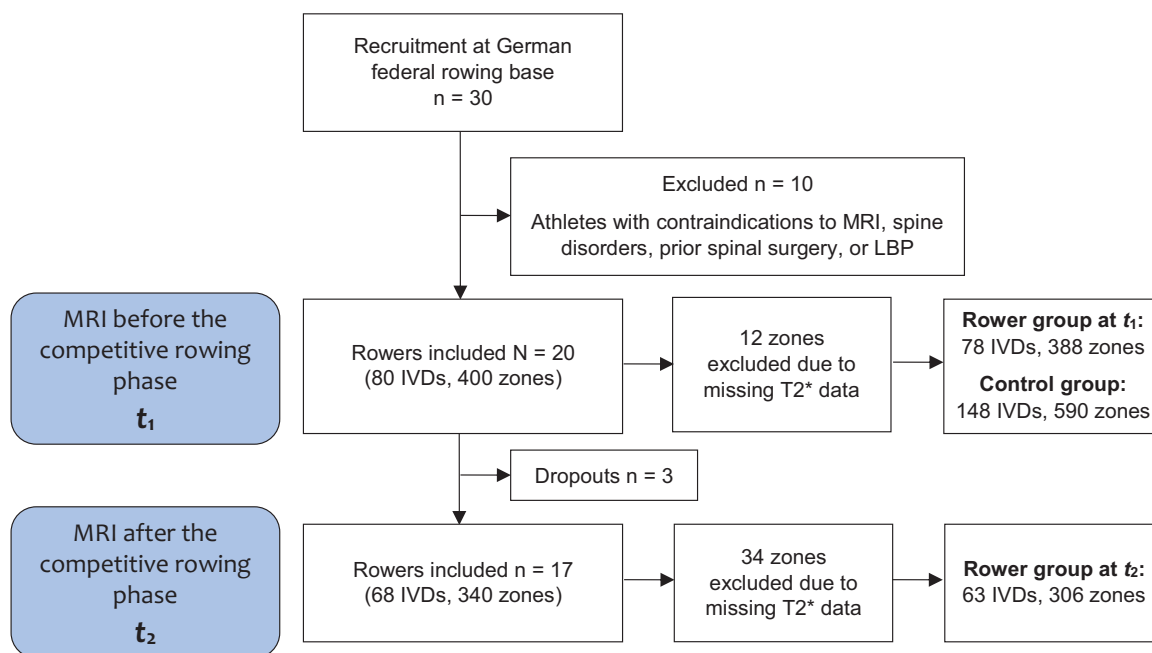


Figure 3. Flowchart of inclusion and exclusion criteria of rowers and T2* data. IVD, intervertebral disk; LBP, low back pain; MRI, magnetic resonance imaging.

Statistical Analysis

A biostatistician conducted the statistical analysis in this study. The study and control groups were compared regarding sex, age, and BMI using the Student *t* test to reveal any significant differences. Intra- and interrater reliability regarding the Pfirrmann grading were assessed for consistent agreement using Spearman rank correlation (*r*). A strong relationship between values is given when $r > 0.7$, moderate when $0.5 < r < 0.7$, mild when $0.3 < r < 0.5$, and very weak when $r < 0.3$. The T2* values are reported as mean values with standard deviation and the 95% CI. The T2* comparison between the study and the control cohort was made using the Mann-Whitney *U* test. The T2* comparison between the 2 training points (t_1 vs t_2) was completed using the Wilcoxon matched-pairs test. These T2* comparisons were made overall, per segment, and per zone. The correlation between the T2* values and the Pfirrmann grades was calculated utilizing Spearman rank correlation. The collected data were entered into an Excel spreadsheet (Version 14, Microsoft Office Professional; Microsoft) and later transferred to SPSS Software (Version 25; IBM). $P < .05$ was considered statistically significant.

RESULTS

A total of 148 IVDs (37 volunteers, 4 disks from L2 to S1; 590 IVD zones) were included as control data, based on a complete T2* data set with complete imaging and accurate IVD delineation and no artifacts. Of 80 IVDs in 20 rowers, 2 IVDs and 2 other zones revealed artifacts and were excluded. Therefore, 78 rower IVDs, including 388 zones,

TABLE 1
Characteristics of the Study Groups^a

	Controls (n = 37)	Rowers (n = 20)	<i>P</i>
Sex			.792
Female	18 (48.6)	9 (45.0)	
Male	19 (51.4)	11 (55.0)	
Age, y	24.4 ± 3 (21-34)	23.4 ± 3.03 (19-30)	.224
BMI, kg/m ²	22.8 ± 2.71 (18.2-30.2)	24.3 ± 1.89 (19.8-27.7)	.03

^aData are presented as n (%) or mean ± SD (range). Bolding indicates a statistically significant difference between groups ($P < .05$). BMI, body mass index.

were compared against 148 control IVDs, including 590 zones (Figure 3).

Because of scheduling difficulties, only 17 of the 20 rowers participated in the spine analysis at t_2 (8 women, 9 men; 12 sweep oar rowers, 5 sculling rowers; mean age, 24 ± 3.2 years; age range, 20-31 years; mean BMI, 24.2 ± 1.86 kg/m²; BMI range, 19.8-27.2 kg/m²). Therefore, 68 IVDs were assessed before (t_1) and after (t_2) the competitive training phase. A total of 5 IVDs and 9 further zones were excluded because of artifacts or inaccurate delineation, leaving 63 IVDs including 306 zones for comparative analysis. Figure 3 shows the sample sizes within the rower group for the t_1 and t_2 analyses.

Both the control and rower groups were similar regarding sex and age; however, BMI was significantly higher in the cohort of elite rowers (24.3 ± 1.89 vs 22.8 ± 2.71 kg/m²; $P = .03$) (Table 1). The Spearman coefficient demonstrated a strong correlation ($r = 0.71$; $P < .001$) for the intrareader Pfirrmann grade comparison and moderate correlation ($r =$

TABLE 2
Comparison of Mean T2* Times (in ms) Between Groups by Segment^a

Segment	Controls			Rowers			P
	n ^b	Mean ± SD	Median (95% CI)	n ^b	Mean ± SD	Median (95% CI)	
L2-L3	125	37.99 ± 32.71	26.60 (32.20-43.78)	93	32.82 ± 30.31	23.20 (26.58-39.07)	.027
L3-L4	130	43.42 ± 32.49	34.30 (37.78-49.06)	100	35.94 ± 27.94	24.15 (30.39-41.48)	.018
L4-L5	165	52.50 ± 39.76	39.20 (46.39-58.62)	100	40.31 ± 34.98	28.50 (33.37-47.25)	.002
L5-S1	170	46.12 ± 35.09	33.10 (40.81-51.44)	95	39.05 ± 40.15	22.50 (30.87-47.23)	.002

^aBolding indicates a statistically significant difference between groups ($P < .05$). IVD, intervertebral disk; ms, milliseconds.

^bNumber of IVD zones analyzed to calculate the T2* value.

TABLE 3
Comparison of Mean T2* Times (in ms) Between Groups by IVD Zone^a

Zone	Controls			Rowers			P
	n ^b	Mean ± SD	Median (95% CI)	n ^b	Mean ± SD	Median (95% CI)	
Anterior annulus	118	22.20 ± 13.10	17.30 (19.81-24.59)	76	15.70 ± 9.30	12.25 (13.57-17.82)	<.001
Anterior nucleus	118	47.43 ± 29.76	38.05 (42.01-52.86)	78	43.67 ± 34.41	34.05 (35.91-51.43)	.093
Central nucleus	118	77.13 ± 42.03	75.35 (69.47-84.79)	78	61.41 ± 39.08	51.90 (52.60-70.22)	.008
Posterior nucleus	118	57.49 ± 35.04	49.10 (51.11-63.88)	78	46.84 ± 34.74	35.20 (39.00-54.67)	.002
Posterior annulus	118	23.69 ± 13.77	19.25 (21.18-26.20)	78	17.24 ± 9.56	14.75 (15.08-19.39)	<.001

^aBolding indicates a statistically significant difference between groups ($P < .05$). IVD, intervertebral disk; ms, milliseconds.

^bNumber of IVD zones analyzed to calculate the T2* value.

TABLE 4
Mean T2* Times (in ms) in Rowers Before (t_1) and After (t_2) the Competitive Phase by Segment^a

Segment	t_1			t_2 ^b			P
	n ^c	Mean ± SD	Median (95% CI)	n ^c	Mean ± SD	Median (95% CI)	
L2-L3	67	36.47 ± 34.06	23.20 (28.16-44.77)	67	46.52 ± 40.21	27.50 (36.71-56.33)	.025
L3-L4	75	36.05 ± 28.78	24.00 (29.42-42.67)	75	42.67 ± 37.46	32.80 (34.05-51.29)	.038
L4-L5	85	41.94 ± 36.65	30.80 (34.03-49.85)	85	47.10 ± 38.88	34.40 (38.71-55.49)	.198
L5-S1	79	41.76 ± 43.31	22.20 (32.06-51.47)	79	39.67 ± 38.49	23.20 (31.05-48.30)	.611

^aBolding indicates a statistically significant difference between groups ($P < .05$). IVD, intervertebral disk; ms, milliseconds.

^bBecause of scheduling difficulties, only 17 of the 20 rowers participated in the second spine analysis.

^cNumber of IVD zones analyzed to calculate the T2* value.

0.52; $P < .001$) for the interreader Pfirrmann grade comparison. All of the rowers responded to the Oswestry Disability Questionnaire, with the mean score being 0.88% at t_1 and 0.85% at t_2 .

The mean T2* values were significantly lower in the rower group compared with controls, both overall (37.08 ± 33.63 vs 45.59 ± 35.73 ms, respectively; $P < .001$) and in the intersegmental comparison (Table 2). The interzonal comparison exposed lower mean T2* measures in all zones except for the anterior NP (Table 3). The segment-and-zone combined pair comparison revealed no T2* differences between the two groups.

In the elite rowers, the mean T2* values were slightly higher after the competitive rowing phase (t_1 vs t_2 : 39.25 ± 36.19 vs 43.97 ± 38.67 ms; $r = 0.15$; $P = .008$). Significant differences in T2* values were noted in segments L2-L3

(36.47 ± 34.06 vs 46.52 ± 40.21 ms; $P = .025$) and L3-L4 (36.05 ± 28.78 vs 42.67 ± 37.46 ms; $P = .038$) (Table 4). The interzonal comparison demonstrated no significant T2* differences.

The Pfirrmann grading of the rower cohort revealed a higher level of IVD damage compared with controls ($P < .001$) (Table 5). We noted a negative correlation between T2* values and Pfirrmann grades at t_1 ($r = -0.48$; $P < .001$) and t_2 ($r = -0.71$; $P < .001$).

We obtained the Pfirrmann grades in IVDs of elite rowers at both study times and compared them with those of controls. While control IVDs were classified as Pfirrmann 1 to 3, our cohort of rowers revealed Pfirrmann grades from 1 to 5, with a higher frequency of higher gradings (Figure 4). The correlation between T2* and Pfirrmann grading in rowers proved to be mild at t_1 ($r = -0.48$; $P < .001$) and

strong at t_2 ($r = -0.71$; $P < .001$). The T2* values by Pfirrmann grades are depicted in Figure 5. There was a very weak negative correlation between T2* values and BMI ($r = -0.10$; $P = .048$).

DISCUSSION

In the current study, the cohort of asymptomatic rowers had significantly lower mean T2* values than asymptomatic, nonrowing controls (37.08 ± 33.63 vs 45.59 ± 35.73 ms, respectively; $P < .001$). Moreover, we noted significant differences in T2* values between 2 different training times (39.25 ± 36.19 ms [t_1] vs 43.97 ± 38.67 ms [t_2]; $P = .008$),

which implies that training composition may significantly affect IVD health.

Even at the elite level, rowing is among the sports with the lowest injury incidence.¹³ However, if an injury occurs, its nature is often chronic and from overuse³²⁻³⁴ and may lead to loss of training time.^{37,39}

The rowing movement is cyclical and leads to repetitive loading of the back in flexion and, in sweep rowing, rotation,^{9,43} combined with high compressive and shear forces.²⁸ This mechanism, combined with the previous history of low back pain (LBP), high training loads, especially in ergometer training, and poor technique,^{29,42} may lead to the high incidence of injuries to the spine. In Wilson et al's⁴² 12-month prospective cohort study of injury in international rowers, half of the injuries reported were located in the spine, of which 31.82% were found in the lumbar spine. Physical examination and personal assessment remain key points in athletes' diagnostics.

However, MRI techniques have proven to be valuable tools for damage assessment in the spines of elite athletes.^{1,4,36,45} A short-term study with soldiers training for Special Forces compared MRI of the spine before and after a 14-week training, which involved loading of their spines far beyond the levels recommended by the US National Institute for Occupational Safety and Health. In the standard T2-weighted images, soldiers did not sustain irreversible damage to their spines.² Biochemically sensitive MRI techniques may lead to a more sensitive detection of changes of the IVD and to a new age of diagnostics and therapeutic management in elite sports. The comparison of quantitative MRI techniques conducted by Belavy et al⁵ demonstrated that T2 mapping was the most sensitive technique to detect IVD changes compared with T2-weighted and Dixon imaging. T2 mapping detected

TABLE 5
Pfirrmann Grade Distribution in Controls and Rowers^a

Pfirrmann Grade ^b	Controls	Rowers, t_1	Rowers, t_2
1	87 (73.7)	40 (51.3)	35 (55.6)
2	23 (19.5)	16 (20.5)	9 (14.3)
3	8 (6.8)	17 (21.8)	15 (23.8)
4	0 (0.0)	4 (5.1)	4 (6.3)
5	0 (0.0)	1 (1.3)	0 (0)
Total	118 (100.0)	78 (100.0)	63 (100.0)

^aData are presented as No. of intervertebral disks (IVDs) (%).

^bGrade 1 = homogeneous, bright white, IVD height normal; grade 2 = inhomogeneous with or without horizontal bands, IVD height normal; grade 3 = inhomogeneous, gray, unclear distinction of nucleus and annulus, normal to slightly decreased IVD height; grade 4 = inhomogeneous, gray to black, no distinction of nucleus and annulus, IVD height normal to moderately decreased; grade 5 = inhomogeneous, black, no distinction of nucleus and annulus, IVD collapsed.³¹

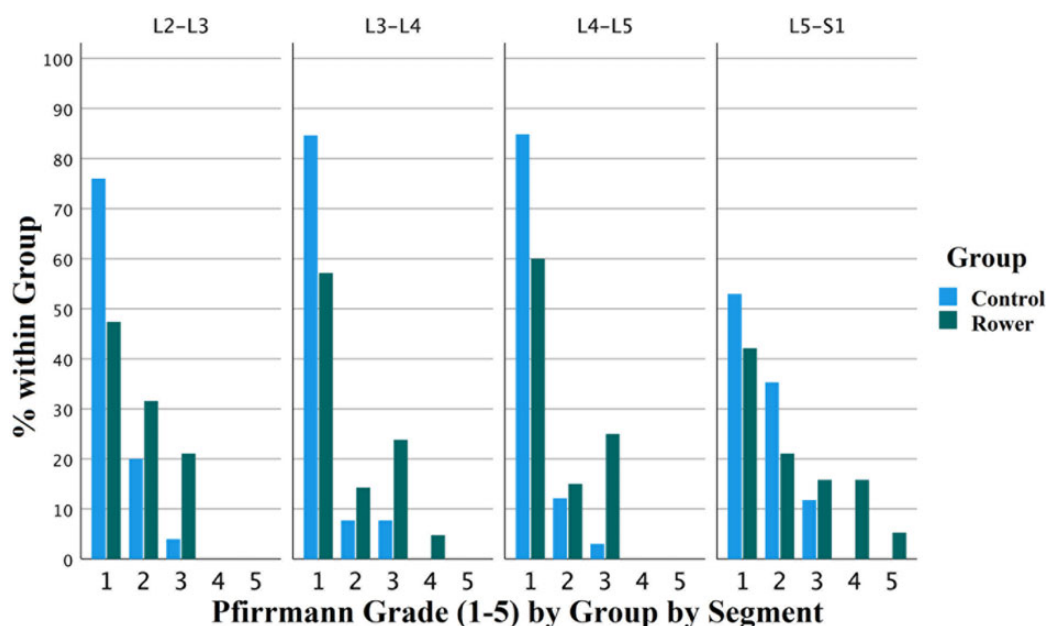


Figure 4. Pfirrmann grade distribution in controls and rowers by segment.

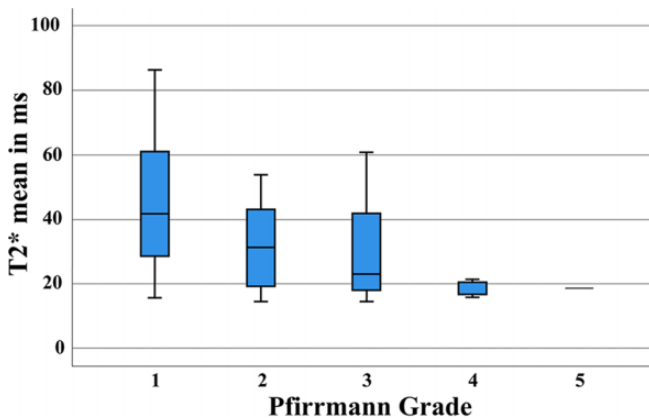


Figure 5. Mean T2* times by Pfirrmann grade in rowers. The boxes indicate the median and interquartile range, and the whiskers indicate the minimum and maximum values. ms, milliseconds.

differences associated with physical activity history in different sports.

Moreover, T2 mapping consistently distinguished between Pfirrmann grades 1 and 2.⁵ While there are similarities between T2 and T2* mapping and correlation between their values, there are significant differences between the 2 imaging modalities, which leads to diverging T2 and T2* values.¹⁷ T2* mapping includes shorter echo times and reflects a wider range of T2 relaxation occurring in cartilage tissue, making it more sensitive to microscopic changes of articular cartilage.

To our knowledge, no study has assessed the spines of elite rowers during a rowing season through T2* mapping. The advantages are an examiner-independent, quantitative measurement of the IVD integrity, in which even early alteration is uncovered. We hope that conclusions concerning the training and therapy of elite rowers will be made possible and might prevent permanent damage to the IVD and its consequences in the future.

Specific injuries to the low back in rowers include disk damage, protrusion, or herniation.²⁷ While IVD degeneration does not necessarily lead to changes in muscle synergy during the rowing movement,³² LBP and a history of LBP have a clear effect on rowing kinematics^{26,30} and can be caused by IVD degeneration. T2* values can be an early marker for loss of disk vitality.^{11,12,19} T2* values correlate with water content and water molecule mobility. Low T2* values indicate early IVD damage and can be detected earlier than low Pfirrmann grades. Hence, our study aimed to identify early changes in the IVDs of these elite rowers and compare degeneration patterns with a healthy cohort. We noted lower T2* values in all the IVDs and a zonal T2* drop in the anterior AF, central NP, posterior NP, and posterior AF. Only the anterior NP showed no significant alteration. We noted no specific pattern in the IVD damage of our study group. The damage to the IVDs was global. However, this could be because of our small number of participants and would need to be clarified in more extensive studies. There was a mild correlation between T2* values and

Pfirrmann grading. The distribution of T2* values had a higher variance in Pfirrmann grades 1 and 2. These results imply that T2* mapping detects structural changes and loss of disk vitality earlier than conventional scans.

The intensity and composition of training programs differ during a rowing season. The winter phase is often characterized by intense strength and indoor ergometer training, followed by specific preparational training to conclude with the regatta or competition season in the spring and summer.¹⁵ This training prepares the physical and mental endurance of the rowers for on-water competition. Physical parameters, such as VO₂, lactate, and ergometer times, are fundamental performance-monitoring measures necessary for boat placement during the racing season. The rowers' primary regatta season implies more on-water activity and, above all, high-intensity sprints. The overall training time slightly diminishes, whereas on-water training time increases.¹⁵ A higher incidence of injury can be observed during the winter phase,³⁸ with a high correlation with the time spent on the ergometer and training volumes.^{38,43,44} We assessed T2* values before and after the summer, noting that T2* values were significantly higher after the summer within the L2-L3 and L3-L4 IVDs. This observation may imply that winter training composition with high ergometer training loads has a higher strain on the IVDs than on-water rowing. Nevertheless, there are certainly more training and personal factors to consider.

Limitations

This study has several limitations. We chose to include only rowers with an elite training status to have a homogeneous group considering training time and spine loading. The results of this study may not apply to recreational rowers. Further studies assessing the differences between elite and recreational rowing are necessary. This study's generalizability might be limited even among elite rowers because of our limited number of participants, leading to statistical power issues. Statistical power issues might also be accountable for the missing difference between the interzonal comparison of T2* zones of the anterior NP. Different rowing techniques may influence the loading on the lumbar spine. We included sweep oar rowers and sculling rowers. Because of additional torsional and lateral bending stress, sweep rowing is very likely to have a different effect on the IVDs of rowers. We plan to conduct future studies to differentiate the impact of these 2 techniques, including thoracic IVDs.

The BMI of the rowers was significantly higher than that of the controls. The BMI has a weak negative correlation with T2* values. Actual values might be slightly higher. Future studies involving lightweight and heavyweight rowers should further evaluate the correlation between the BMI and T2* values of rowers. Imaging limitations include the susceptibility for motion artifacts, as in respiration or pulsation of the aorta. To reduce the influence of these artifacts, the L1-L2 IVD was excluded.

This study used midsagittal reformats of 4-mm slice thickness to address the loading and unloading effect within the IVD in the anterior-posterior direction. An additional lateral shift of water is expected and should be

investigated in future studies. The ROIs of the IVD were drawn manually by the 2 independent observers. Although the observers are experienced with the T2* mapping analysis, given the need to include border IVD tissue in the investigation, an inclusion of bone or soft tissue other than IVD tissue in the ROI cannot be excluded.

An increase in T2/T2* relaxation, when collagen fibers are oriented at an angle of nearly 55° to the main magnetic field, needs to be considered and is referred to as the magic angle effect.⁴⁶

The ROIs were manually drawn on sagittal images and then read by only 1 reader. This offers potential for introducing error, particularly when combined with 4-mm slice thicknesses and the variation of the scan slices' alignment relative to the participant's anatomy. Repeat scans or measures by a different individual might have resulted in different results.

Another limitation of this study is the possibility of interfering variables of both the rowers and the control group. We tried to ensure the same conditions for each examination and performed all the MRI scans in the afternoon with an identical sequence protocol on the same MR scanner. The patient and coil positionings were conducted identical by 1 experienced medical-technical radiology assistant who has been responsible for all the MRI measurements. The study was conducted on asymptomatic athletes. Future studies should include these athletes and evaluate the clinical relevance and development of these MRI findings.

CONCLUSION

Although rowing is a sport with the lowest frequency of injury among Olympic sports disciplines,^{13,22} this study again outlines the risk of chronic damages and degeneration caused by repetitive joint overuse and misuse. We aimed to apply T2* mapping to a healthy cohort of elite rowers to observe possible patterns of T2* changes that may be characteristic in the IVDs of this population. We found that the elite rowers who took part in our study had significantly lower T2* values than healthy controls, with no recognizable pattern. These lower T2* values correlated with higher Pfirrmann grades. T2* values differed during a rowing season, with higher T2* values in L2-L3 and L3-L4. This effect could be attributed to seasonal changes in training plans. Considering the dynamics of T2* values in our study, personal changes to training and rest plans could facilitate the regeneration of the IVDs of rowers and even help prevent injury. T2* mapping has proven itself as a valuable research tool. We plan to conduct further studies to investigate T2* values and the clinical progression of these rowers. This study offers a baseline of T2* data for future studies with elite rowers or athletes and can give an insight into how sports affect IVD health.

ACKNOWLEDGMENT

The authors thank Mrs. Erika Raedisch for helping perform the MRI and Mr. Sebastian Ullrich, who conducted

the statistical analysis in this study. Sincere thanks also go to the athletes who took the time and effort to participate in this study despite tight training schedules.

REFERENCES

1. Abdalkader M, Guermazi A, Engebretsen L, et al. MRI-detected spinal disc degenerative changes in athletes participating in the Rio de Janeiro 2016 Summer Olympics games. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020;21(1):45. doi:10.1186/s12891-020-3057-3
2. Aharony S, Milgrom C, Wolf T, et al. Magnetic resonance imaging showed no signs of overuse or permanent injury to the lumbar sacral spine during a Special Forces training course. *Spine J*. 2008;8(4):578-583. doi:10.1016/j.spinee.2007.01.001
3. Baranto A, Hellström M, Cederlund CG, Nyman R, Swärd L. Back pain and MRI changes in the thoraco-lumbar spine of top athletes in four different sports: a 15-year follow-up study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(9):1125-1134. doi:10.1007/s00167-009-0767-3
4. Baranto A, Hellström M, Nyman R, Lundin O, Swärd L. Back pain and degenerative abnormalities in the spine of young elite divers. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006;14(9):907-914. doi:10.1007/s00167-005-0032-3
5. Belavy DL, Brisby H, Douglas B, et al. Characterization of intervertebral disc changes in asymptomatic individuals with distinct physical activity histories using three different quantitative MRI techniques. *J Clin Med*. 2020;9(6):e1841. doi:10.3390/jcm9061841
6. Bittersohl B, Benedikter C, Franz A, et al. Elite rowers demonstrate consistent patterns of hip cartilage damage compared with matched controls: a T2* mapping study. *Clin Orthop Relat Res*. 2019;477(5):1007-1018. doi:10.1097/CORR.0000000000000576
7. Bittersohl B, Miese FR, Dekkers C, et al. T2* mapping and delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging in cartilage (dGEMRIC) of glenohumeral cartilage in asymptomatic volunteers at 3 T. *Eur Radiol*. 2013;23(5):1367-1374. doi:10.1007/s00330-012-2718-5
8. Bittersohl B, Miese FR, Hosalkar HS, et al. T2* mapping of hip joint cartilage in various histological grades of degeneration. *Osteoarthritis Cartilage*. 2012;20(7):653-660. doi:10.1016/j.joca.2012.03.011
9. Caldwell JS, McNair PJ, Williams M. The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18(8):704-711. doi:10.1016/s0268-0033(03)00117-7
10. Detiger SEL, Holewijn RM, Hoogendoorn RJW, et al. MRI T2* mapping correlates with biochemistry and histology in intervertebral disc degeneration in a large animal model. *Eur Spine J*. 2015;24(9):1935-1943. doi:10.1007/s00586-014-3498-1
11. Ellingson AM, Mehta H, Polly DW, Ellermann J, Nuckley DJ. Disc degeneration assessed by quantitative T2* (T2 star) correlated with functional lumbar mechanics. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013;38(24):e1533-e1540. doi:10.1097/BRS.0b013e3182a59453
12. Ellingson AM, Nagel TM, Polly DW, Ellermann J, Nuckley DJ. Quantitative T2* (T2 star) relaxation times predict site specific proteoglycan content and residual mechanics of the intervertebral disc throughout degeneration. *J Orthop Res*. 2014;32(8):1083-1089. doi:10.1002/jor.22633
13. Engebretsen L, Soligard T, Steffen K, et al. Sports injuries and illnesses during the London Summer Olympic Games 2012. *Br J Sports Med*. 2013;47(7):407-414. doi:10.1136/bjsports-2013-092380
14. Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*. 1980;66(8):271-273.
15. Guellich A, Seiler S, Emrich E. Training methods and intensity distribution of young world-class rowers. *Int J Sports Physiol Perform*. 2009;4(4):448-460. doi:10.1123/ijspp.4.4.448
16. Guerrero J, Häckel S, Croft AS, Hoppe S, Albers CE, Gantenbein B. The nucleus pulposus microenvironment in the intervertebral disc: the

- fountain of youth? *Eur Cell Mater.* 2021;41:707-738. doi:10.22203/eCM.v041a46
17. Hesper T, Hosalkar HS, Bittersohl D, et al. T2* mapping for articular cartilage assessment: principles, current applications, and future prospects. *Skeletal Radiol.* 2014;43(10):1429-1445. doi:10.1007/s00256-014-1852-3
 18. Hesper T, Miese FR, Hosalkar HS, et al. Quantitative T2(*) assessment of knee joint cartilage after running a marathon. *Eur J Radiol.* 2015;84(2):284-289. doi:10.1016/j.ejrad.2014.11.021
 19. Hoppe S, Quirbach S, Mamisch TC, Krause FG, Werlen S, Benneker LM. Axial T2* mapping in intervertebral discs: a new technique for assessment of intervertebral disc degeneration. *Eur Radiol.* 2012;22(9):2013-2019. doi:10.1007/s00330-012-2448-8
 20. Huang L, Liu Y, Ding Y, et al. Quantitative evaluation of lumbar intervertebral disc degeneration by axial T2* mapping. *Medicine.* 2017;96(51):e9393. doi:10.1097/MD.00000000000009393
 21. Huang M, Guo Y, Ye Q, et al. Correlation between T2* (T2 star) relaxation time and cervical intervertebral disc degeneration: an observational study. *Medicine.* 2016;95(47):e4502. doi:10.1097/MD.0000000000004502
 22. Junge A, Engebretsen L, Mountjoy ML, et al. Sports injuries during the Summer Olympic Games 2008. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2165-2172. doi:10.1177/0363546509339357
 23. Kleshnev V. Power in rowing. In *ISBS—Conference Proceedings Archive*. Published online 2000. Accessed September 8, 2021. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2258>
 24. Kolf AK, Hesper T, Schleich C, et al. T2* mapping of ovine intervertebral discs: normative data for cervical and lumbar spine. *J Orthop Res.* 2016;34(4):717-724. doi:10.1002/jor.23071
 25. Kolf AK, Konieczny M, Hesper T, et al. T2* mapping of the adult intervertebral lumbar disc: normative data and analysis of diurnal effects. *J Orthop Res.* 2019;37(9):1956-1962. doi:10.1002/jor.24327
 26. Martinez-Valdes E, Wilson F, Fleming N, McDonnell SJ, Horgan A, Falla D. Rowers with a recent history of low back pain engage different regions of the lumbar erector spinae during rowing. *J Sci Med Sport.* 2019;22(11):1206-1212. doi:10.1016/j.jsams.2019.07.007
 27. Maurer M, Soder RB, Baldisserotto M. Spine abnormalities depicted by magnetic resonance imaging in adolescent rowers. *Am J Sports Med.* 2011;39(2):392-397. doi:10.1177/0363546510381365
 28. Morris FL, Smith RM, Payne WR, Galloway MA, Wark JD. Compressive and shear force generated in the lumbar spine of female rowers. *Int J Sports Med.* 2000;21(7):518-523. doi:10.1055/s-2000-7409
 29. Newlands C, Reid D, Parmar P. The prevalence, incidence and severity of low back pain among international-level rowers. *Br J Sports Med.* 2015;49(14):951-956. doi:10.1136/bjsports-2014-093889
 30. Nugent FJ, Vinther A, McGregor A, Thornton JS, Wilkie K, Wilson F. The relationship between rowing-related low back pain and rowing biomechanics: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2021;55:616-628. doi:10.1136/bjsports-2020-102533
 31. Pfirrmann CW, Metzger A, Zanetti M, Hodler J, Boos N. Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine (Phila Pa 1976).* 2001;26(17):1873-1878. doi:10.1097/00007632-200109010-00011
 32. Sekine C, Matsunaga N, Okubo Y, Hangai M, Kaneoka K. Lumbar intervertebral disc degeneration does not affect muscle synergy for rowing activities. *Appl Bionics Biomech.* 2021;2021:6651671. doi:10.1155/2021/6651671
 33. Smoljanović T, Bohaček I, Hannafin J, Nielsen HB, Hren D, Bojanić I. Sport injuries in international masters rowers: a cross-sectional study. *Croat Med J.* 2018;59(5):258-266.
 34. Smoljanovic T, Bohacek I, Hannafin JA, et al. Acute and chronic injuries among senior international rowers: a cross-sectional study. *Int Orthop.* 2015;39(8):1623-1630. doi:10.1007/s00264-014-2665-7
 35. Smoljanovic T, Bojanic I, Hannafin JA, Hren D, Delimar D, Pecina M. Traumatic and overuse injuries among international elite junior rowers. *Am J Sports Med.* 2009;37(6):1193-1199. doi:10.1177/0363546508331205
 36. Sward L, Hellstrom M, Jacobsson BO, Nyman RM, Peterson L. Disc degeneration and associated abnormalities of the spine in elite gymnasts: a magnetic resonance imaging study. *Spine.* 1991;16(4):437-443.
 37. Trease L, Wilkie K, Lovell G, Drew M, Hooper I. Epidemiology of injury and illness in 153 Australian international-level rowers over eight international seasons. *Br J Sports Med.* 2020;54(21):1288-1293. doi:10.1136/bjsports-2019-101402
 38. Trompeter K, Fett D, Platen P. Back pain in rowers: a cross-sectional study on prevalence, pain characteristics and risk factors. *Sportverletz Sportschaden.* 2019;33(1):51-59. doi:10.1055/a-0648-8387
 39. Verrall G, Darcey A. Lower back injuries in rowing national level compared to international level rowers. *Asian J Sports Med.* 2014;5(4):e24293. doi:10.5812/asjms.24293
 40. Volianitis S, Yoshiga CC, Secher NH. The physiology of rowing with perspective on training and health. *Eur J Appl Physiol.* 2020;120(9):1943-1963. doi:10.1007/s00421-020-04429-y
 41. Welsch GH, Trattig S, Paternostro-Sluga T, et al. Parametric T2 and T2* mapping techniques to visualize intervertebral disc degeneration in patients with low back pain: initial results on the clinical use of 3.0 Tesla MRI. *Skeletal Radiol.* 2011;40(5):543-551. doi:10.1007/s00256-010-1036-8
 42. Wilson F, Gissane C, Gormley J, Simms C. A 12-month prospective cohort study of injury in international rowers. *Br J Sports Med.* 2010;44(3):207-214. doi:10.1136/bjsm.2008.048561
 43. Wilson F, Gissane C, Gormley J, Simms C. Sagittal plane motion of the lumbar spine during ergometer and single scull rowing. *Sports Biomech.* 2013;12(2):132-142. doi:10.1080/14763141.2012.726640
 44. Wilson F, Gissane C, McGregor A. Ergometer training volume and previous injury predict back pain in rowing: strategies for injury prevention and rehabilitation. *Br J Sports Med.* 2014;48(21):1534-1537. doi:10.1136/bjsports-2014-093968
 45. Witwit WA, Kovac P, Sward A, et al. Disc degeneration on MRI is more prevalent in young elite skiers compared to controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2018;26(1):325-332. doi:10.1007/s00167-017-4545-3
 46. Xia Y. Magic-angle effect in magnetic resonance imaging of articular cartilage: a review. *Invest Radiol.* 2000;35(10):602-621. doi:10.1097/00004424-200010000-00007

2018 Bernese Hip Symposium

Elite Rowers Demonstrate Consistent Patterns of Hip Cartilage Damage Compared With Matched Controls: A T2* Mapping Study

Bernd Bittersohl MD, Chiara Benedikter, Alexander Franz BSc, Tobias Hesper MD, Christoph Schleich MD, Gerald Antoch MD, Harish S. Hosalkar MD, FACS, FAAOS, Rüdiger Krauspe MD, Christoph Zilkens MD

Received: 13 May 2018 / Accepted: 30 October 2018 / Published online: 27 November 2018
Copyright © 2018 by the Association of Bone and Joint Surgeons

Abstract

Background Rowing exposes the femoral head and acetabulum to high levels of repetitive abutment motion and

Clinical Orthopaedics and Related Research® neither advocates nor endorses the use of any treatment, drug, or device. Readers are encouraged to always seek additional information, including FDA approval status, of any drug or device before clinical use. Each author certifies that his or her institution approved the human protocol for this investigation, that all investigations were conducted in conformity with ethical principles of research, and that informed consent for participation in the study was obtained. This study was performed at the University Hospital of Düsseldorf, Düsseldorf, Germany.

B. Bittersohl, C. Benedikter, A. Franz, T. Hesper, R. Krauspe, C. Zilkens, Department of Orthopedics, University of Düsseldorf, Medical Faculty, Düsseldorf, Germany

C. Schleich, G. Antoch, Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University of Düsseldorf, Medical Faculty, Düsseldorf, Germany

H. S. Hosalkar, Hosalkar Institute, San Diego, CA, USA; Joint Preservation and Deformity Correction, Paradise Valley Hospital, San Diego, CA, USA; and Hip Preservation, Tricity Medical Center, San Diego, CA, USA

One of the authors certifies that he (RK) has received or may receive payments or benefits, during the study period, an amount of less than USD 10,000 from Corin (Cirencester, UK).

B. Bittersohl (✉), University of Düsseldorf, Medical Faculty, Department of Orthopedic Surgery, Moorenstr 5, 40225, Düsseldorf, Germany, email: bernd.bittersohl@med.uni-duesseldorf.de

All ICMJE Conflict of Interest Forms for authors and *Clinical Orthopaedics and Related Research®* editors and board members are on file with the publication and can be viewed on request.

axial loading that may put elite athletes at an increased risk for developing early hip osteoarthritis.

Questions/purposes Do elite rowers demonstrate characteristic hip cartilage lesions on T2* MRI sequences compared with asymptomatic individuals who do not row?

Methods This study included 20 asymptomatic rowers (mean age, 23 ± 3 years; nine females, 11 males) who had a minimum of 5 years of intensive (≥ 12 hours/week) training. The recruiting of the rowers took place from the central German federal rowing base, which has inherent intense training and selection requirements to declare these athletes as “elite rowers.” We investigated one hip per study participant. MRI was performed on a 3-T scanner. The protocol included standard sequences, a double-echo steady-state sequence, and a multiecho data image combination sequence with inline T2* calculation (= the decay of transverse magnetization arising from molecular interactions [T2] and inhomogeneities in the magnetic field resulting from tissue susceptibility-induced field distortions and variations in the magnet itself), which detects changes in water content and the disruption of collagen structure. Although extrinsic and intrinsic influences on the T2* values including diurnal effects, MR technic-derived variations, and anatomic-related regional disparities need to be taken into account, low T2* values well below 20 ms indicate cartilage degeneration. Cartilage was morphologically analyzed in the anterior, anterosuperior, superoanterior, superior, superoposterior, posterosuperior, and posterior regions of the hip and graded as follows: Grade 0 = normal; Grade 1 = signal changes; Grade 2 = cartilage abrasion; Grade 3 = cartilage loss. Labrum was classified as follows: Grade 0 = normal; Grade 1 = partial tear; Grade 2 = full-thickness tear; Grade 3 = labrum degeneration. The T2* measurement was done through a region of interest

analysis. For reliability assessment, morphologic evaluation and T2* measurement were performed by two observers while one observer repeated his analysis with a time interval > 2 weeks. Intra- and interobserver reliability was determined using κ analysis and intraclass correlation coefficients. Control T2* data were derived from a previous study on 15 hips in 15 asymptomatic volunteers of similar ages (seven males and eight females) who were not competitive rowers with similar MR hardware and imaging sequences.

Results Compared with the control group of asymptomatic volunteers who were not competitive rowers, we noted a high level of labrum and cartilage degeneration in the cohort of elite rowers. In the group of elite rowers, cartilage degeneration was noted in all hips. Regarding the acetabular cartilage, 271 zones could be evaluated. Of those, 44% (120 of 271) were graded normal, 6% (15 of 271) revealed signal alteration, 45% (122 of 271) demonstrated cartilage abrasion, and 5% (14 of 271) were noted to have full-thickness cartilage loss. Morphologic cartilage degeneration in the femoral head was less frequent. T2* values were lower than the control hips in all zones except for the posterior central acetabular zone (global T2* acetabular: 20 ± 6 ms, range, 9–36 ms, 95% confidence interval [CI], 19–21 ms versus 25 ± 5 ms, range, 14–44 ms, 95% CI, 24–25 ms, $p < 0.001$; global T2* femoral: 23 ± 7 ms, range, 9–38 ms, 95% CI, 22–24 ms versus 27 ± 5 ms, range, 17–45 ms, 95% CI, 26–28 ms, $p < 0.001$). The difference in T2* between the two study groups was superior in the peripheral zone of the anterosuperior region (16 ± 3 ms; range, 10–22 ms, 95% CI, 15–18 ms versus $26 \text{ ms} \pm 5$ ms, range, 18–38 ms, 95% CI, 24–29 ms, $p < 0.001$).

Conclusions We found signs of hip cartilage degeneration to a much greater degree in elite rowers than in asymptomatic controls. Although causation cannot be inferred, this is concerning, and future investigations including controlled longitudinal studies both on elite and nonelite athletes with sufficient cohort size are warranted to clarify our findings.

Level of Evidence Level III, therapeutic study.

Introduction

Modern young athletes are pushing themselves harder and harder in competitive sports, sometimes at the cost of musculoskeletal injuries or increasing wear and tear. Different sports expose these athletes to different and perhaps unique patterns of joint or musculoskeletal injury. Much is known about hip injuries in sports like basketball, golf, ice hockey, and others [3]. Rowing is a common sport and known to cause its own set of musculoskeletal injuries, although hip involvement has not been specifically studied.

Rowing involves repeated cyclical axial loading with notable flexion, both motions capable of potentially causing hip cartilage or labral damage in the long run and possibly causing a unique characteristic pattern of damage. Radial or three-dimensional (3-D) cartilage-specific MRI sequences with high resolution to accurately assess the spatial morphology and joint structures such as the labrum and articular cartilage have proven to be reliable [7, 9, 12]. Biochemical-sensitive MRI techniques such as delayed gadolinium-enhanced MRI (dGEMRIC) [17], T2 mapping [15], T1rho imaging [11], chemical exchange saturation transfer imaging of glycosaminoglycan [13], and diffusion-weighted sequences [1] may be added to the protocol because they have the potential to detect early changes in the articular cartilage matrix. T2* mapping is a noncontrast MRI technique that is sensitive to water content and collagen anisotropy; it detects changes in water content and the disruption of collagen structure in cartilage damage and also allows for high-resolution isotropic 3-D imaging on standard clinical MRI systems [6].

We therefore sought to determine whether elite rowers demonstrate characteristic hip cartilage lesions on T2* MRI sequences compared with asymptomatic individuals who do not row. We hypothesized that there would be a pattern of cartilage degeneration involving the anterolateral region and axial loading comprising the superior region based on the specific demands on the hip in this sporting activity. We performed an observational, cross-sectional study in elite rowers with a descriptive and analytical assessment to prove our hypotheses.

Patients and Methods

The procedures in this study adhered to the ethical standards of the institutional review committee on human research. Each volunteer signed a written informed consent, and we obtained ethical approval from the local ethics committee.

Study Population

This study was performed on 20 selected elite rowers (nine females, 11 males; 15 sweep-oar rowers, five sculling rowers). Recruitment took place in the central German federal rowing base. After agreement of the trainers and the supervising physicians was obtained, the elite athletes from the under (U-)23 and senior level competing for Germany were asked for interest in the study. Of the 20 U-23 athletes and 32 senior (≥ 23 years old) athletes, 30 elite athletes volunteered. Of these, in turn, only asymptomatic ($n = 26$) participants were selected. Finally, nine female and 11 male subjects were selected to provide gender balance.

Seven of the women belong to the U-23 and two to the senior squad. Of the men, five compete for the U-23 team, whereas six male rowers compete for the senior team. The mean age was 23 ± 3 years. Age when high-level rowing began was 15 ± 2 years; the mean years of high-level rowing was 8 ± 3 years. All volunteers underwent a thorough physical examination conducted before MRI by an orthopaedic consultant with more than 5 years of experience in dedicated hip surgery. Briefly summarized, this included an investigation of pain, discomfort, tenderness, ROM, and the anterior femoroacetabular impingement test (groin pain provoked by hip flexion, internal rotation, and adduction). In the 20 rowers, 10 right and 10 left hips (one from each rower) were further investigated. The first five women and five men each had their right hip examined. In the remaining rowers, the left hip was scanned.

Foundation of T2 and T2*

Biochemical-sensitive MRI techniques such as T2 and T2* mapping have the potential to detect early changes in the articular cartilage matrix. Although there are similarities between T2 and T2*, the distinction between T2 and T2* relaxation is essential [6]. T2 is defined as a time constant for the decay of transverse magnetization (signal decrease caused by dephasing of the spins) arising from interactions between the spinning water atoms (spin-spin-relaxation). T2* refers to the loss of transverse magnetization arising both from spin-spin-relaxation and from local field inhomogeneities, which may be related to imperfections in the scanner magnets themselves and local magnetic susceptibility effects inside the patient. The typically lower spectrum of T2* values reflects the additional contribution of these coherent dephasing effects. In spin-echo techniques, 180° radiofrequency pulses are applied to cancel the local field inhomogeneities (not the interactions between the spinning water atoms) by reversing and rephasing the spins. T2* relaxation is noted only with gradient-echo imaging. Both T2 and T2* are sensitive to water content and the interaction between water molecules and collagen fibers in which a high T2 or T2* reflects high water content and superior water molecule mobility. This explains the decrease in T2 and T2* in deep cartilage zones where the vertically aligned collagen fiber orientation and high proteoglycan content are believed to cause water molecule restriction. The advantage of the spin-echo-based T2 mapping technique is the insensitivity to local field inhomogeneities (that may be substantial in the presence of postsurgery debris). Disadvantages include the long acquisition time that increases the risk for motion artifacts and prevents high-resolution isotropic 3-D MRI at tolerable measurement time. The T2* mapping technique has its advantages here because it offers fast imaging with the

prospect of high image resolution, isotropic 3-D biochemically sensitive cartilage evaluation. These gains are of particular importance in the hip with thin, narrow, and spherically arranged cartilage surfaces.

The control T2* data for this study were derived from a previous study in which T2* relaxation measurements in the hip cartilage of asymptomatic volunteers were obtained in various age cohorts using similar MR hardware and imaging sequences [8]. To maximize the comparability of the study cohorts, we used the subgroup between the ages of 20 and 30 years. This group included 15 healthy individuals with no history of hip surgery and no hip complaints (eight females, seven males; mean age, 25.9 ± 2.3 years; seven right and eight left hips).

MRI

The MRI was performed on a 3-T machine (Magnetom Trio; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) with the volunteer in the supine position and a four-channel phased-array, flex surface coil placed around the hip being examined. The leg was stabilized with cushions and elastic straps to increase the comfort of the examination and to minimize movement artifacts.

The study MRI protocol included localizer images; standard pulse sequences with T1-, T2-, and PD-weighting in various planes; an isotropic high-resolution 3-D double-echo steady-state (DESS) sequence for morphologic cartilage assessment; and a 3-D gradient-echo high-resolution multiecho data image combination sequence with similar image resolution, six consecutive echoes, and inline T2* decay calculation according to a nonlinear least square fitting routine (Table 1).

Postprocessing and Cartilage Assessment

The 3-D volumes of the DESS and the T2* maps were processed on a Leonardo workstation (Siemens Medical Solutions). We used multiplanar reconstruction software to reformat seven 2-mm thick radial images around the femoral neck axis that depicted the anterior, anterosuperior, superoanterior, superior, superoposterior, posterosuperior, and posterior regions of the hip (Fig. 1). This postprocessing was done by an orthopaedic surgeon (BB) with > 11 years of experience in generating radial scans from a 3-D data set to depict the hip structures such as the labrum and articular cartilage in a perpendicular fashion with minimal distortion.

We analyzed acetabular and femoral cartilage as well as the labrum in these regions, whereas the acetabular and opposite femoral cartilage layers between the acetabular fossa and the chondrolabral junction were bisected into a peripheral and central zone.

Table 1. MRI protocol and imaging parameters utilized in this study

Imaging parameters	T1 TSE transverse	PD TSE FS transverse	STIR paracoronal	3-D DESS water excitation	3-D MEDIC T2* mapping
Repetition time (ms)	650	3400	5500	14.75	38
Echo time (ms)	9.5	11	32	5.03	4.62, 9.41, 15.28, 21.15, 27.02, 32.89
Flip angle (°)	130	150	120	25	25
Number of excitations	3	2	2	1	1
Field of view (mm ²)	200	180	260	192	192
Number of slices	33	40	20	176	144
Slice thickness (mm)	3	3.2	3	0.6	0.6
In-plane resolution (mm)	0.5 x 0.5	0.5 x 0.5	0.8 x 0.8	0.6 x 0.6	0.6 x 0.6
Bandwidth (Hz/pixel)	221	176	200	260	260
Acquisition time (minutes)	3:10	4:47	3:36	13:17	13:29

Partial Fourier acquisition (6/8 phase, 6/8 slice) combined with parallel imaging (GRAPPA, acceleration factor 2) was applied for the MEDIC sequence to achieve shorter imaging times; TSE = turbo spin echo; PD = proton density; FS = fat-saturated; STIR = short tau inversion recovery; 3-D = three-dimensional; DESS = double-echo steady-state; MEDIC = multiecho data image combination.

Cartilage status was graded as follows: Grade 0 = normal; Grade 1 = signal changes; Grade 2 = cartilage abrasion; or Grade 3 = cartilage loss. The labrum was classified as Grade 0 (normal, triangular-shaped); Grade 1 (partial tear); Grade 2 (full-thickness tear); or Grade 3 (degenerated, hypertrophied, and deformed labrum). In every instance, the worst possible grade was chosen if regions/zones revealed multiple features of cartilage or labrum degeneration. Cartilage and labrum assessment was performed by one orthopaedic surgeon (BB; reader 1) who is an expert in hip MRI with approximately 12 years of clinical experience in musculoskeletal radiology and one radiologist (GA; reader 2) who has 15 years of clinical experience in musculoskeletal radiology. Reader 1 repeated the grading with a time interval of at least 2 weeks to minimize recall effects. In every hip, the grading was performed independently. The T2* measurement was done through a region of interest (ROI) analysis where the ROI fields were placed in the four zones (peripheral acetabular cartilage, central acetabular cartilage, peripheral femoral head cartilage, and central femoral head cartilage) of each region using the corresponding DESS reformats as a guide to ensure that the ROI placement is within cartilage boundaries (Fig. 2). For the ROI placement, the DESS and corresponding T2* maps were loaded into a two-screen layout image area. DESS and the corresponding T2* image were displayed large enough with optimal image contrast and brightness to see details. Hip cartilage was then delineated on the DESS image using a freehand drawing tool. By selecting both images, the ROI drawn in the DESS image was automatically transferred to the T2* map, which reflects in some ways a copied and pasted approach. Afterward, the ROI outlines were reevaluated in

the T2* map and, if necessary, only minimally shifted to correct for any ROI offset. The T2* measurement was done independently by one radiologist (CS; reader 1) and by one orthopaedic surgeon (CZ; reader 2) who had 6 years (reader 1) and 10 years (reader 2), respectively, of experience evaluating biochemical cartilage MRIs. Reader 1 repeated the T2* measurement with a sufficient time interval (minimum 2 weeks) between its first and its second analysis. Both T2* evaluators were blinded to the cartilage grades given by the other evaluators. Notably, T2* values well below 20 ms indicate cartilage degeneration [7]. A total of 560 cartilage zones (20 hips, seven regions, two zones per region, acetabular and femoral cartilage) and 140 labra (20 hips, seven regions) were assessed. In 19 zones, morphologic cartilage evaluation was abandoned. Either cartilage was absent in this zone (n = 13) or was not evaluable (n = 6) in a reliable fashion as a result of poor image quality. Therefore, 541 cartilage zones (97%) underwent morphologic grading. Two of 140 labra were not evaluable as a result of image quality issues, leaving 138 labra (99%) for further analysis. Kappa analysis was used to evaluate the intra- and interreader agreement on the cartilage and labrum grading scales. Intra- and interobserver agreement for the cartilage grading was high, revealing κ values ranging from 0.906 to 0.937 ($p < 0.001$). Intra- ($\kappa = 0.886$; $p < 0.001$) and interreader ($\kappa = 0.765$; $p < 0.001$) agreement for the labrum assessment was also high. T2* measurements could not be performed in a total of 72 cartilage zones because cartilage was absent (n = 13), inaccurate delineation of cartilage (n = 25) either as a result of poor tissue contrast or partial-volume effect related to insufficient in-plane resolution in this specific zone of the hip, imaging artifacts (n = 14),

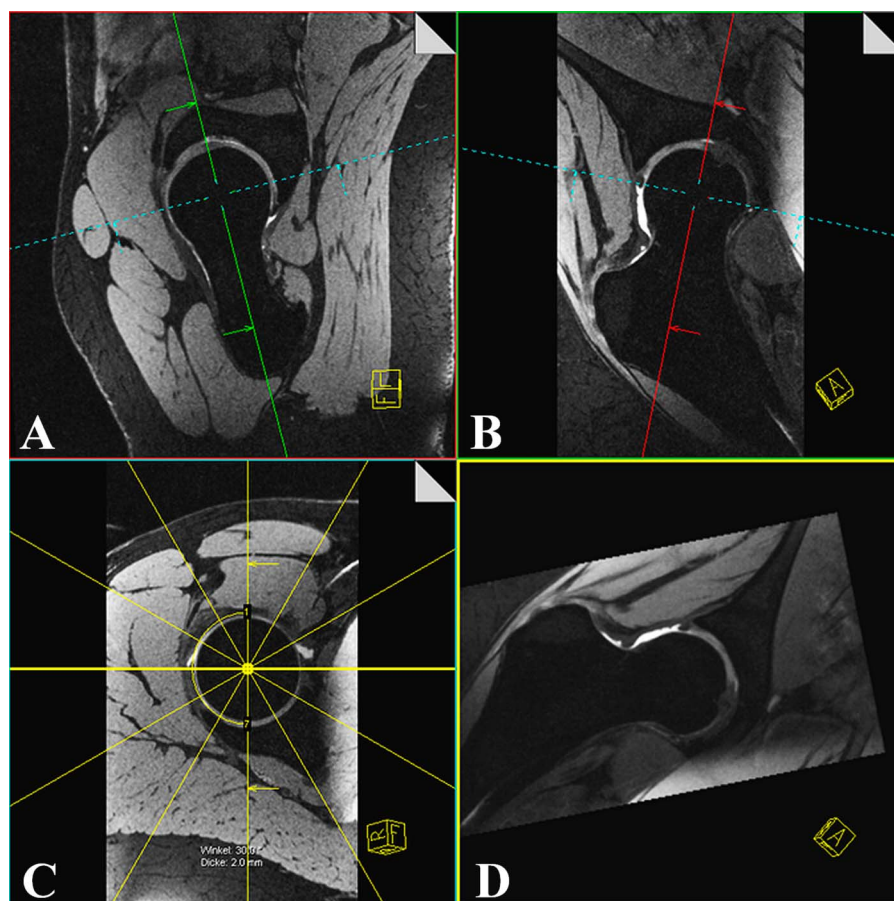


Fig. 1 A-D Multiplanar reconstruction (MPR) allows images to be created in any desired plane. (**A-B**) MPR was performed to generate a plane perpendicular to the femoral neck axis and (**C**) in the center of the femoral head. On this plane, radial reformats with an interval of 30° were generated. (**D**) This image depicts the superior region, which is the highlighted yellow line shown in C.

severe cartilage abrasion ($n = 2$), or cartilage loss ($n = 18$). Therefore, 488 T2* values (87%) underwent statistical assessment. Intraclass correlation coefficient (ICC) analysis with pairwise comparison and absolute agreement definition for reliability testing indicated high intra- and interreader agreement regarding the T2* measurement in acetabular (ICC, 0.906 and 0.915; $p < 0.001$) and femoral head (ICC, 0.937 and 0.927; $p < 0.001$) cartilage.

Statistical Analysis

The collected data were entered in an Excel spreadsheet (Version 14, Microsoft Office Professional; Microsoft Corp, Redmond, WA, USA) and later transferred to SPSS software (Version 25; IBM Corp, Armonk, NY, USA) by a biostatistician (SU) who conducted the statistical analysis in this study. The statistical analysis comprised descriptive data including mean values $\pm$ SD, range, 95% confidence

intervals (CIs), and statistical tests such as κ analysis to evaluate the intra- and interreader agreement on ordinal (cartilage and labrum grading) scales and an ICC analysis with pairwise comparison and absolute agreement definition for reliability testing of quantitative measurements (T2* assessment). For the evaluation of regional differences on the T2* measurements and for group comparison (rower versus control cohort), a univariate analysis of variance with Bonferroni adjustment for multiple comparisons was conducted. Regarding the comparison with the control group, the mean values of the corresponding hip region were used as baseline values to compensate for regional differences in the T2* values possibly resulting from the magic angle effect [16], which promotes an increase in T2/T2* relaxation when collagen fibers are oriented 54.7° to the main magnetic field and possible regional differences in collagen density, fiber orientation, and water content. Probability values < 0.05 were considered to be statistically significant.

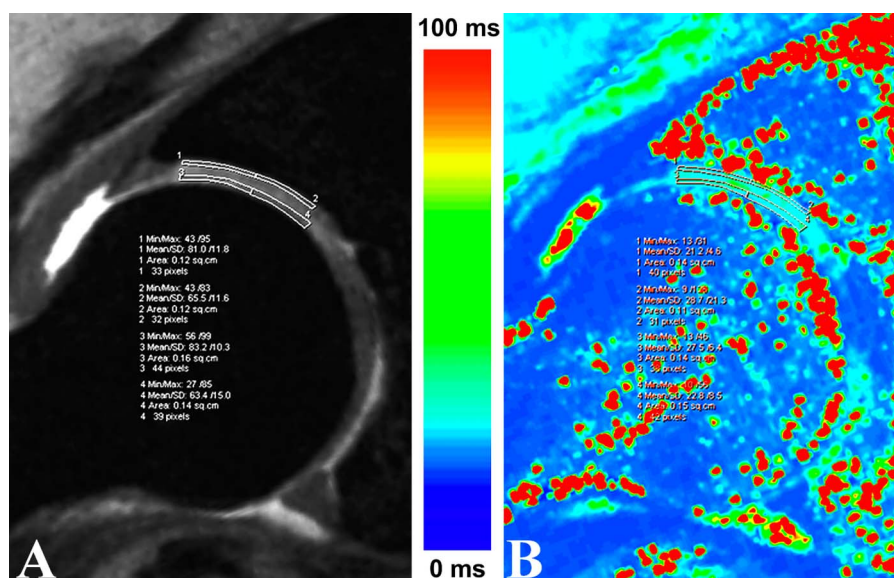


Fig. 2 A-B ROI analysis in central and peripheral acetabular and femoral head cartilage is shown. **(A)** The corresponding DESS image served as a guide to ensure ROI placement within cartilage boundaries. **(B)** T2* values are illustrated in a color scale whereby green reflects T2* values observed in healthy cartilage.

Results

Nineteen of 20 rowers' hips exhibited labral pathology. Of the 138 evaluated labral regions, 86 of 138 (62%) were graded normal, 23 of 138 (17%) were seen with a partial tear, three of 138 (2%) revealed a complete tear, and labrum degeneration was noted in 26 regions (approximately 19%). Therefore, 52 of 138 regions (approximately 38%) revealed some form of labrum damage.

We noted some grade of cartilage degeneration in all of the rowers' hips. Regarding the acetabular cartilage, 120

of 271 zones (44%) were graded normal, 15 zones (6%) revealed signal alteration, 122 zones (45%) demonstrated some degree of abrasion, and 14 zones (5%) were noted to have a full-thickness cartilage loss; this means that 56% of all cartilage zones revealed some degree of cartilage damage. With femoral head cartilage, morphologic cartilage degeneration was less frequent; 193 of 270 zones (72%) had normal-appearing cartilage, nine zones (3%) had signal alteration, 67 zones (25%) demonstrated cartilage abrasion, and only one zone (0.4%) had cartilage loss.

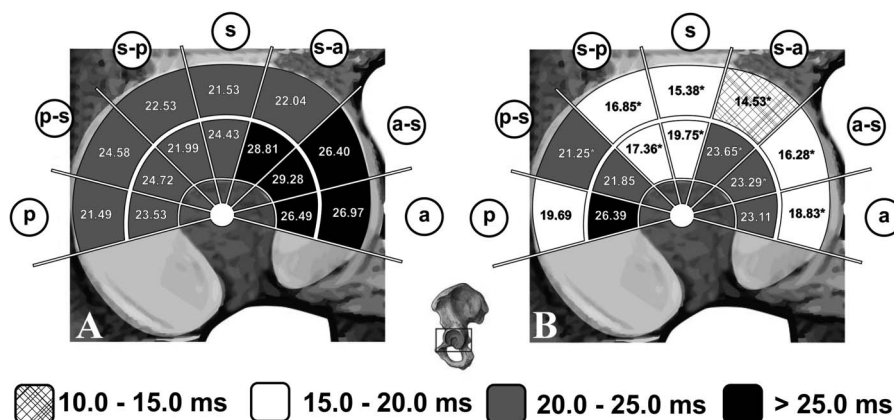


Fig. 3 A-B Regional and zonal distribution of mean T2* values in acetabular cartilage of healthy controls **(A)** and elite rowers **(B)** is shown. In the study cohort, lower T2* values were noted in almost all zones. A = anterior; A-S = anterosuperior; S-A = superoanterior; S = superior; S-P = superoposterior; P-S = posterosuperior; P = posterior. *p < 0.05.

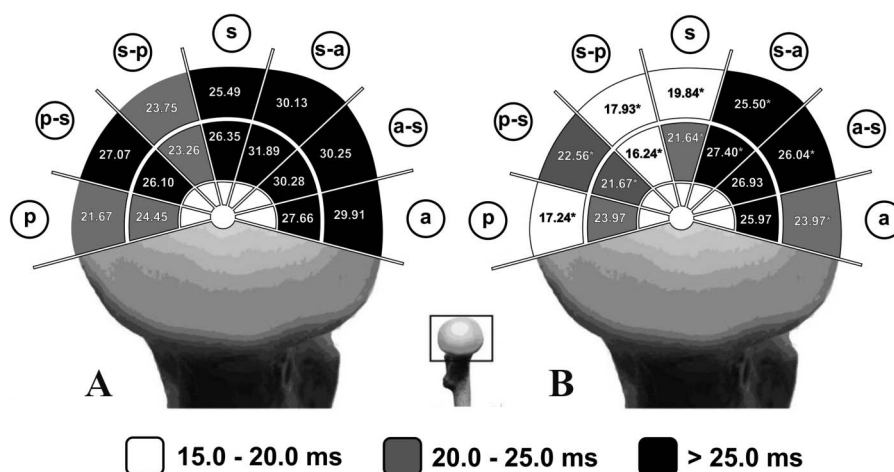


Fig. 4 A-B Regional and zonal distribution of mean T2* values in femoral head cartilage of healthy controls (**A**) and elite rowers (**B**) is shown. In the study cohort, lower T2* values were noted in all zones. A = anterior; A-S = anterosuperior; S-A = superoanterior; S = superior; S-P = superoposterior; P-S = posterosuperior; P = posterior. * $p < 0.05$.

The T2* values in acetabular (Fig. 3) and femoral head cartilage (Fig. 4) were lower than those in the control cohort. Differences were noted in 10 of 14 zones on the acetabulum (Table 2) and 11 of 14 zones on the femoral head (Table 3). The comparison between the peripheral and central zones revealed lower values in the acetabular peripheral zones in all regions except for the superoposterior and posterosuperior regions (Table 4). This pattern of lower cartilage T2* values in the peripheral zone was not noted in the femoral head except for the posterior region (Table 5). The acetabular T2* values in the posterior (23 ± 7 ms; range, 14–35 ms; 95% CI, 21–26 ms) and posterosuperior (22 ± 6 ms; range, 12–34 ms; 95% CI, 20–24 ms) regions were higher than those in the superior (18 ± 5 ms; range, 9–27 ms; 95% CI, 16–19 ms; p values, 0.002 and 0.030) and the superoposterior (17 ± 6 ms; range, 9–35 ms; 95% CI, 15–19 ms; p values, 0.001 and 0.009) regions. Within femoral head cartilage, we saw higher T2* values in the anterosuperior (27 ± 7 ms; range, 10–38 ms; 95% CI, 24–29 ms) and superoanterior (26 ± 6 ms; range, 12–37 ms; 95% CI, 25–28 ms) regions compared with the superior (21 ± 5 ms; range, 10–29 ms; 95% CI, 19–22 ms; p values < 0.001), superoposterior (17 ± 5 ms; range, 10–29 ms; 95% CI, 16–19 ms; p values < 0.001), posterosuperior (22 ± 6 ms; range, 9–34 ms; 95% CI, 20–24 ms; p values, 0.023 and 0.024), and posterior (21 ± 6 ms; range, 13–38 ms; 95% CI, 19–23 ms; p values < 0.001) regions. However, this pattern, albeit with overall higher T2* values, was also apparent in the control cohort.

Discussion

Damage to hip cartilage and labrum emanating from high levels of repetitive abutment flexion motion and axial

loading can lead to a painful hip, restricted motion, and progressive cartilage damage that can occur in childhood and/or adulthood [2, 5]. The present study was performed to investigate whether a young cohort of elite rowers demonstrates a characteristic pattern of hip cartilage degeneration on standard and T2* MRI sequences compared with asymptomatic individuals who do not row. We noted a high level of labrum and cartilage degeneration, which was further underlined by significantly reduced T2* values in almost all joint regions. The T2* decrease was particularly prominent from anterior to superior in the peripheral zones (Fig. 5), probably reflecting the abutment at the acetabular rim during excessive flexion, and at the superior sector centrally and peripherally, consistent with progressive axial loading that likely begins as soon as the rower begins to apply power to the blade by pushing with their legs.

This study has limitations. Our study cohort included only athletes who were elite rowers. Therefore, our observations may not necessarily relate to recreational rowers. Further studies on nonelite athletes are needed to clarify whether this form of degeneration also occurs in recreational/nonelite rowers. The generalizability is further limited even for elite rowers because the numbers are still somewhat limited, leading to statistical power issues. Intraoperative validation was not available in our study and was a limitation. Nevertheless, reliability of cartilage and labrum assessment with the DESS and a T2* mapping technique has been confirmed in other studies [4, 7]. Although the cartilage was evaluated by morphologic grading and quantitative T2* relaxation time mapping, one of the limitations is comparison of the T2* values to a previously performed study on healthy volunteers likely because interfering variables that include changes in the MRI system over time cannot be entirely controlled. However, we

Table 2. T2* values in milliseconds in various regions and zones of acetabular cartilage in study and control groups*

Region	Zone	Cohort	Number	Mean	SD	95% CI	p value
Anterior	Peripheral	Rower	15	18.83	5.05	16.27-21.38	< 0.001
		Normal	15	26.97	7.22	23.31-30.62	
Anterosuperior	Central	Rower	13	23.11	6.36	19.65-26.57	0.073
		Normal	14	26.49	4.93	23.91-29.08	
	Peripheral	Rower	18	16.28	3.21	14.79-17.76	< 0.001
		Normal	15	26.40	5.45	23.64-29.16	
Superoanterior	Central	Rower	20	23.29	5.32	20.95-25.62	< 0.001
		Normal	15	29.28	5.02	26.74-31.82	
	Peripheral	Rower	16	14.53	3.50	12.81-16.24	< 0.001
		Normal	15	22.04	3.52	20.26-23.82	
Superior	Central	Rower	19	23.65	4.87	21.46-25.84	0.002
		Normal	15	28.81	4.28	26.65-30.98	
	Peripheral	Rower	18	15.38	4.03	13.52-17.25	< 0.001
		Normal	15	21.53	3.13	19.94-23.11	
Superoposterior	Central	Rower	18	19.75	4.62	17.62-21.88	0.006
		Normal	15	24.43	4.53	22.13-26.72	
	Peripheral	Rower	18	16.85	3.89	15.05-18.65	0.001
		Normal	15	22.53	4.27	20.36-24.69	
Posterosuperior	Central	Rower	17	17.36	7.63	13.74-20.99	0.008
		Normal	15	21.99	2.84	20.55-23.43	
	Peripheral	Rower	19	21.25	4.98	19.01-23.49	0.049
		Normal	15	24.58	2.65	23.24-25.92	
Posterior	Central	Rower	19	21.85	7.39	18.53-25.18	0.090
		Normal	15	24.72	4.69	22.35-27.09	
	Peripheral	Rower	12	19.69	5.50	16.58-22.80	0.344
		Normal	15	21.49	1.55	20.70-22.27	
	Central	Rower	14	26.39	6.23	23.13-29.66	0.116
		Normal	15	23.53	4.04	21.49-25.58	

*Significant differences were observed in many regions/zones (p values < 0.05 are highlighted in bold); CI = confidence interval.

believe that the data, in particular, the comparison of both cohorts, are reliable, because the MRI examination was performed on exactly the same MRI machine and with the identical sequence protocol. The patient and coil positionings were similar and were conducted by the same person (ER) who has been responsible for MRI measurements for several years. The data analysis was carried out using a model that has been tried and tested for many years by the authors. Of note, in asymptomatic hips, differences in age, the timing of the scan, and preimaging exercise did not show evidence of any inconsistency in the T2* values of hip cartilage. Given these circumstances and information, a high level of reproducibility can indeed be considered. When conducting a ROI analysis, one averaged value (in this case T2* value) per ROI will be obtained assuming that all voxels in this ROI reflect only cartilage tissue. However, the effects of partial (signal) volume averaging by mixing values of different tissues, for example

superficial cartilage and synovial fluid or deep cartilage and subchondral bone, have to be taken into account, particularly when considering the thin and curved cartilage layers of the hip and the cubic voxel form. This limits the diagnostic accuracy and may potentially bias measurements, in particular when performing some form of quantitative assessment such as dGEMRIC, T2, and T2* mapping. Extensive research that includes high-resolution MRI and the generation of perpendicular planes has been undertaken to overcome this limitation. Although we appreciate this potential pitfall, our methodology is appropriate and therefore the results are valid. In our study, high isotropic resolution with an image resolution of 0.6 mm³ was performed, which allowed us to create radial images with a slice thickness of 2 mm with sufficient signal-to-noise ratio and negligible image quality loss. The ROIs were outlined freehand by experienced investigators who did their best to measure cartilage tissue with a considerable amount of

Table 3. T2* values in milliseconds in various regions and zones of femoral head cartilage in study and control groups*

Region	Zone	Cohort	Number	Mean	SD	95% CI	p value
Anterior	Peripheral	Rower	18	23.97	5.92	21.24-26.71	0.001
		Normal	15	29.91	5.53	27.12-32.71	
	Central	Rower	13	25.97	5.69	22.88-29.06	0.406
		Normal	14	27.66	5.91	24.57-30.76	
Anterosuperior	Peripheral	Rower	19	26.04	7.26	22.78-29.31	0.022
		Normal	15	30.25	6.75	26.83-33.66	
	Central	Rower	19	26.93	7.66	23.48-30.37	0.067
		Normal	15	30.28	7.45	26.51-34.05	
Superoanterior	Peripheral	Rower	20	25.50	5.48	23.10-27.90	0.011
		Normal	15	30.13	3.42	28.40-31.86	
	Central	Rower	19	27.40	5.68	24.85-29.95	0.014
		Normal	15	31.89	4.79	29.47-34.32	
Superior	Peripheral	Rower	20	19.84	5.18	17.57-22.11	0.002
		Normal	15	25.49	4.03	23.46-27.53	
	Central	Rower	20	21.64	4.75	19.56-23.72	0.010
		Normal	15	26.35	3.80	24.42-28.27	
Superoposterior	Peripheral	Rower	20	17.93	4.27	16.06-19.80	0.001
		Normal	15	23.75	4.53	21.45-26.04	
	Central	Rower	18	16.24	4.99	13.94-18.55	< 0.001
		Normal	15	23.26	3.92	21.28-25.24	
Posterosuperior	Peripheral	Rower	20	22.56	5.47	20.16-24.95	0.013
		Normal	15	27.07	2.28	25.91-28.22	
	Central	Rower	18	21.67	6.59	18.63-24.72	0.017
		Normal	15	26.10	3.92	24.12-28.08	
Posterior	Peripheral	Rower	13	17.24	3.39	15.40-19.08	0.028
		Normal	15	21.67	1.78	20.77-22.57	
	Central	Rower	15	23.97	6.62	20.61-27.32	0.801
		Normal	15	24.45	3.54	22.66-26.24	

*Significant differences were observed in many regions/zones (p values < 0.05 are highlighted with bold); CI = confidence interval.

accuracy. Conversely, a few border pixels of potential cartilage tissue, which are also at risk of partial volume averaging, may not have been included within the ROI to ensure further that the data are not biased by partial volume averaging. This approach, however, reveals some risk for selection bias and variability in the outlining of the ROIs. A potential solution for this limitation is automatic cartilage segmentation by implementing some form of automatic surface and volume processing software. Notably, an increase in T2/T2* relaxation, when collagen fibers are oriented at an angle of nearly 55° (which is referred to as magic angle effect), needs to be taken into account [16]. This phenomenon might have contributed to the heterogeneity of the regional T2* distribution in this study (expected T2* increase in the anterosuperior and superoanterior as well as the posterosuperior and superoposterior regions, which are, depending on the pelvis and hip alignment during MRI, closest to the magic angle).

However, in our study, this effect can be reproduced (only to some measure) both in the group of elite rowers and the control group. Furthermore, because this was an observational study, where the exposure to rowing started years before, we have no standardized activity protocol, which would include the daily activities of each rower. Also, in addition to the actual rowing, the sport comprises a variety of training techniques leading to different joint loading that we could not study. For that reason, a certain degree of inconsistency in the degeneration pattern must be considered. In sweep oar rowing, each rower has one oar held with both hands. Therefore, the rowers have to be paired so that there is an oar extending on each side of the boat. When the selection of which hip was further assessed, no specific consideration was given to whether the rowers favored the right or the left side. Therefore, side-dependent differences may have influenced the intraarticular findings. Finally, the participants included in our studies began rowing at a mean

Table 4. T2* values in milliseconds in peripheral and central zones in various regions of acetabular cartilage in elite rowers*

Region	Zone	Number	Mean	SD	95% CI	p value
Anterior	Peripheral	15	18.83	5.05	16.27-21.38	0.034
	Central	13	23.11	6.36	19.65-26.57	
Anterosuperior	Peripheral	18	16.28	3.21	14.79-17.76	< 0.001
	Central	20	23.29	5.32	20.95-25.62	
Superoanterior	Peripheral	16	14.53	3.50	12.81-16.24	< 0.001
	Central	19	23.65	4.87	21.46-25.84	
Superior	Peripheral	18	15.38	4.03	13.52-17.25	0.014
	Central	18	19.75	4.62	17.62-21.88	
Superoposterior	Peripheral	18	16.85	3.89	15.05-18.65	0.775
	Central	17	17.36	7.63	13.74-20.99	
Posterosuperior	Peripheral	19	21.25	4.98	19.01-23.49	0.726
	Central	19	21.85	7.39	18.53-25.18	
Posterior	Peripheral	12	19.69	5.50	16.58-22.80	0.002
	Central	14	26.39	6.23	23.13-29.66	

Lower T2 values were observed in the acetabular peripheral zones in all regions; all were statistically significant except for the superoposterior and the posterosuperior region (p values < 0.05 are highlighted with bold); CI = confidence interval.

age of 14.7 ± 2.4 years, which may already be too old for the development of a decided cam deformity through growth plate remodeling processes. Further prospective, randomized, blinded, controlled studies involving a study group that started rowing earlier may provide answers to this question.

In summary, we found characteristic hyaline cartilage lesions in the hips of our group of young elite rowers compared with nonrowers. These lesions were present on both the acetabular side and femoral head and were accompanied by characteristic labral defects as well. Our

observations are similar to those of previous studies. Although Smoljanovic et al. [14] reported mostly minor hip injuries classically related to overuse in their cohort of junior competitive rowers (mean age 18 ± 1 years), a separate MRI-based examination of rowers with a symptomatic hip including femoroacetabular impingement (mean age 18.5 ± 0.6 years) revealed labral pathology in all participants, ranging from degenerative tearing to complex longitudinal tears [3]. Because many labral tears are associated with an earlier onset of articular cartilage degeneration and often originate with repetitive

Table 5. T2* values in milliseconds in peripheral and central zones in various regions of femoral head cartilage in elite rowers*

Region	Zone	Number	Mean	SD	95% CI	p value
Anterior	Peripheral	18	23.97	5.92	21.24-26.71	0.342
	Central	13	25.97	5.69	22.88-29.06	
Anterosuperior	Peripheral	19	26.04	7.26	22.78-29.31	0.637
	Central	19	26.93	7.66	23.48-30.37	
Superoanterior	Peripheral	20	25.50	5.48	23.10-27.90	0.305
	Central	19	27.40	5.68	24.85-29.95	
Superior	Peripheral	20	19.84	5.18	17.57-22.11	0.324
	Central	20	21.64	4.75	19.56-23.72	
Superoposterior	Peripheral	20	17.93	4.27	16.06-19.80	0.369
	Central	18	16.24	4.99	13.94-18.55	
Posterosuperior	Peripheral	20	22.56	5.47	20.16-24.95	0.638
	Central	18	21.67	6.59	18.63-24.72	
Posterior	Peripheral	13	17.24	3.39	15.40-19.08	0.002
	Central	15	23.97	6.62	20.61-27.32	

A pattern of lower cartilage T2 values in the peripheral zone was not noted in the femoral head except for the posterior region (p values < 0.05 are highlighted with bold); CI = confidence interval.

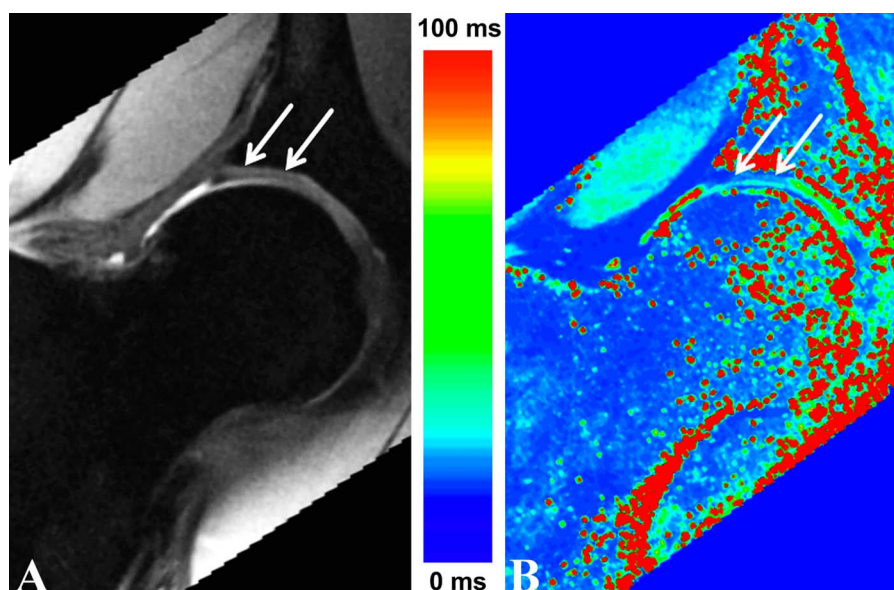


Fig. 5 A-B (A) DESS reformat, T2* color scale bar and (B) T2* map reformat of an asymptomatic rower are shown revealing mild cartilage thinning and a T2* decrease (white arrows in DESS image and T2* map) at the acetabular roof.

microtrauma [10], it may be assumed that our results are in agreement.

To understand abnormalities of hip morphology, and particularly, to correctly interpret the imaging findings, it must be understood that all quantifiable aspects are subject to a continuum, and there is a wide range of so-called normal sphericity of the femoral head or a normal extent of femoral head coverage or a reasonable ROM or a certain amount of joint loading within a given population. This also applies to the T2* mapping values. Thus, setting a certain threshold to define the normal or abnormal will always include outliers. In other words, these are numbers, not clinical symptoms. In fact, like with other diseases, we would not and should not base any diagnosis and any management therapy on a single number. Importantly, this study cohort included (still) asymptomatic individuals wherein morphologic and even MRI findings do not dictate or necessitate treatment. It is still unknown whether, and if so, in which time window the focal chondral defects necessarily progress to generalized joint degeneration and deterioration. Longitudinal, controlled and prospective studies, which should include a control group and various alternative therapies, should hopefully answer these questions.

Regarding the high amount of cartilage and labral damage noted in this study, and the low T2* values in pretty much all regions (which were more pronounced in the hip areas where the loading occurs), it is reasonable to conclude that extensive rowing in elite rowers may be a risk factor for early hip degeneration, including cartilage and labral damage, yet, although the morphologic and T2*

changes were frequently observed in these hips, the data for a highly probable causation theory related to rowing are currently insufficient.

Acknowledgments We thank Mrs Erika Rädisch for helping perform the MRI, Dr Constantin Mayer who assisted with the clinical examination, and Mr Sebastian Ullrich, who conducted the statistical analysis in this study. Our sincere thanks also go to the study participants who have taken the time to participate despite tight training schedules.

References

1. Apprich S, Trattnig S, Welsch GH, Noebauer-Huhmann IM, Sokolowski M, Hirschfeld C, Stelzeneder D, Domayer S. Assessment of articular cartilage repair tissue after matrix-associated autologous chondrocyte transplantation or the microfracture technique in the ankle joint using diffusion-weighted imaging at 3 Tesla. *Osteoarthritis Cartilage*. 2012;20:703-711.
2. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87:1012-1018.
3. Boykin RE, McFeely ED, Ackerman KE, Yen YM, Nasreddine A, Kocher MS. Labral injuries of the hip in rowers. *Clin Orthop Relat Res*. 2013;471:2517-2522.
4. Ellermann J, Ziegler C, Nissi MJ, Goebel R, Hughes J, Benson M, Holmberg P, Morgan P. Acetabular cartilage assessment in patients with femoroacetabular impingement by using T2* mapping with arthroscopic verification. *Radiology*. 2014;271:512-523.
5. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466:264-272.
6. Hesper T, Hosalkar HS, Bittersohl D, Welsch GH, Krauspe R, Zilkens C, Bittersohl B. T2* mapping for articular cartilage

- assessment: principles, current applications, and future prospects. *Skeletal Radiol.* 2014;43:1429-1445.
7. Hesper T, Neugroda C, Schleich C, Antoch G, Hosalkar H, Krauspe R, Zilkens C, Bittersohl B. T2*-mapping of acetabular cartilage in patients with femoroacetabular impingement at 3 Tesla: comparative analysis with arthroscopic findings. *Cartilage.* 2018;9:118-126.
 8. Hesper T, Schleich C, Buchwald A, Hosalkar HS, Antoch G, Krauspe R, Zilkens C, Bittersohl B. T2* mapping of the hip in asymptomatic volunteers with normal cartilage morphology: an analysis of regional and age-dependent distribution. *Cartilage.* 2018;9:30-37.
 9. Knuesel PR, Pfirrmann CW, Noetzli HP, Dora C, Zanetti M, Hodler J, Kuehn B, Schmid MR. MR arthrography of the hip: diagnostic performance of a dedicated water-excitation 3D double-echo steady-state sequence to detect cartilage lesions. *AJR Am J Roentgenol.* 2004;183:1729-1735.
 10. McCarthy JC, Noble PC, Schuck MR, Wright J, Lee J. The Otto E. Aufranc Award: The role of labral lesions to development of early degenerative hip disease. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;393: 25-37.
 11. Nemeth A, Di Marco L, Boutitie F, Sdika M, Grenier D, Rabiloud M, Beuf O, Pialat JB. Reproducibility of in vivo magnetic resonance imaging T1 rho and T2 relaxation time measurements of hip cartilage at 3.0T in healthy volunteers. *J Magn Reson Imaging.* 2018;47:1022-1033.
 12. Pfirrmann CW, Duc SR, Zanetti M, Dora C, Hodler J. MR arthrography of acetabular cartilage delamination in femoroacetabular cam impingement. *Radiology.* 2008;249:236-241.
 13. Schmitt B, Zbyn S, Stelzeneder D, Jellus V, Paul D, Lauer L, Bachert P, Trattnig S. Cartilage quality assessment by using glycosaminoglycan chemical exchange saturation transfer and (23)Na MR imaging at 7 T. *Radiology.* 2011;260:257-264.
 14. Smoljanovic T, Bojanic I, Hannafin JA, Hren D, Delimar D, Pecina M. Traumatic and overuse injuries among international elite junior rowers. *Am J Sports Med.* 2009;37:1193-1199.
 15. Watanabe A, Boesch C, Siebenrock K, Obata T, Anderson SE. T2 mapping of hip articular cartilage in healthy volunteers at 3T: a study of topographic variation. *J Magn Reson Imaging.* 2007; 26:165-171.
 16. Xia Y. Magic-angle effect in magnetic resonance imaging of articular cartilage: a review. *Invest Radiol.* 2000;35:602-621.
 17. Zilkens C, Miese F, Kim YJ, Hosalkar H, Antoch G, Krauspe R, Bittersohl B. Three-dimensional delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of hip joint cartilage at 3T: a prospective controlled study. *Eur J Radiol.* 2012;81:3420-3425.

4 Diskussion

Das Ziel dieser Arbeit war es, mögliche Degenerationsmuster an den Hüften und Bandscheiben von Elitesportler:innen des Ruderns zu erkennen. Hierfür wurden Magnetresonanztomographien der Wirbelsäule und jeweils einer Hüfte durchgeführt. Ergänzend zu den morphologischen Sequenzen wurden T2*-Sequenzen eingesetzt. Diese ermöglichen die Beurteilung der räumlichen Verteilung von Makromolekülen und des Wassergehalts des Knorpels und erlauben somit Rückschlüsse über die Knorpelvitalität. Die Ergebnisse der morphologischen Untersuchungen und der quantitativen Messungen wurden verglichen. Zudem erfolgte eine zweite Untersuchung der Wirbelsäule mit dem gleichen Kollektiv, um den Einfluss einer Rudersaison zu beobachten und mögliche Rückschlüsse über die Trainingszusammensetzung und dessen Einfluss auf die Körper dieser Athlet:innen zu ermöglichen.

Das untersuchte Kollektiv bestand aus 21 Leistungsruder:innen. Diese Athlet:innen führten ihren Sport seit über 5 Jahren auf internationalem Niveau aus und trainierten mindestens 12 Stunden in der Woche. Voraussetzung zur Teilnahme war Beschwerdefreiheit, keine chronischen Rückenschmerzen in der Anamnese, keine Kontraindikationen für die Durchführung einer MRT, keine Voroperationen im Bereich des zu untersuchenden Gebiets, einen BMI der sich im Normbereich befand ($< 31 \text{ kg/m}^2$ und $> 17 \text{ kg/m}^2$). Bei der Studie zur Wirbelsäule nahmen 20 Ruder:innen teil, 9 Frauen und 11 Männer. Das durchschnittliche Alter lag bei $23,4 \pm 3$ Jahren, der durchschnittliche BMI bei $24,3 \pm 1,9 \text{ kg/m}^2$. Von diesen 20 nahmen 18 an der zweiten MRT-Untersuchung teil. Das Vergleichskollektiv wurde aus einer vorherigen Studie gebildet und bestand aus 37 Proband:innen, 18 Frauen und 19 Männern. Das durchschnittliche Alter lag bei $24,4 \pm 3$ Jahren, der durchschnittliche BMI bei $22,8 \pm 2,7 \text{ kg/m}^2$. Bei der Studie der Hüften nahmen ebenfalls 20 Ruder:innen teil, 9 Frauen und 11 Männer. Das durchschnittliche Alter lag bei 23 ± 3 Jahren. Das Vergleichskollektiv wurde aus einer vorigen Studie gebildet und bestand aus 15 Proband:innen, acht Frauen und sieben Männern. Das durchschnittliche Alter lag bei $25,9 \pm 2,3$ Jahren.

Die MRT-Untersuchungen wurden an der Universitätsklinik Düsseldorf an einem 3-T-MRT von Siemens Medical Solutions durchgeführt.

Die Bandscheiben der Ruder:innen zeigten signifikant mehr degenerative Veränderungen als die des gesunden Vergleichskollektives. In den Standardsequenzen der MRT zeigten die Ruder:innen eine höhere Pfirrmann-Einteilung als die gesunden Probanden ($p < 0,001$, Pfirrmann 1 51,3 % vs. 73,7 %, Pfirrmann 2 20,5 % vs. 19,5 %, Pfirrmann 3 21,8 % vs. 6,8 %, Pfirrmann 4 5,1 % vs. 0 %, Pfirrmann 5 51,3 % vs. 0 %). Die Pfirrmann-Einteilung der Bandscheiben korrelierte signifikant negativ mit den T2*-Werten ($p < 0,001$). Die Untersuchung der T2*-Werte ergab bei den Ruder:innen signifikant niedrigere Werte ($T2^* = 37,08 \pm 33,63 \text{ ms}$ versus $45,59 \pm 35,73 \text{ ms}$;

$p < 0,001$). Nach der Wettkampfphase (t_2) zeigten sich signifikant höhere $T2^*$ -Werte ($T2^* t_1 = 39,25 \pm 36,19$ ms vs. $T2^* t_2 = 43,97 \pm 38,67$ ms, $r = 0,15$; $p = 0,008$) in den Segmenten L2/L3 und L3/4.

Es zeigte sich kein Muster bei der Verteilung der $T2^*$ -Werte, sondern eine globale Schädigung der Bandscheiben der Ruder:innen. Die saisonabhängige Veränderung der $T2^*$ -Werte lässt einen Zusammenhang zwischen der Trainingszusammensetzung und der biochemischen Zusammensetzung und Vitalität des Bandscheibenknorpels vermuten.

Die Hüftgelenke der Ruder:innen wiesen in den morphologischen MRT-Sequenzen vermehrt Labrum- und auch Knorpeldegenerationen auf. 38 % der Labrumregionen und 56 % des azetabulären Knorpels zeigten Degenerationen, hingegen zeigten nur 28 % des femoralen Knorpels Veränderungen. Die $T2^*$ -Werte waren sowohl azetabulär als auch femoral niedriger als bei der gesunden Vergleichskohorte, vor allem in den anterioren bis superioren Bereichen der peripheren Zone und im superioren Hüftkopfbereich (zentral und peripher). Die Verteilung der $T2^*$ -Werte deutet auf ein Schädigungsmuster hin. Bei genauer Untersuchung der Ruderbewegung kann zu Beginn der Antriebsphase eine erhebliche Druckbelastung auf den azetabulären Rand der Hüfte beobachtet werden. Dieser Druck verteilt sich auf den Hüftkopf bis das Ende der Antriebsphase erreicht ist. Frühe Schäden durch wiederholte Stöße der Hüfte in Flexion und axialer Belastung können zu Bewegungseinschränkungen, Schmerzen und Knorpelschäden in der Hüfte führen (13,91).

Unsere Arbeiten untersuchten ein sehr spezielles Kollektiv. Es gibt in der Literatur bisher keine Studie, bei der eine $T2^*$ -Bildgebung von Hüften und Bandscheiben von Leistungsruder:innen durchgeführt wurde. Allgemein sind jedoch bildgebende Studien mit Leistungssportler:innen aus anderen Bereichen erfolgt. Das $T1$ -, $T2$ - und $T2^*$ -Mapping bietet neben den morphologischen Sequenzen einen zusätzlichen Erkenntnisgewinn und korreliert stark mit dem histologischen Befund (92). Schütz et al. (93) untersuchten den Effekt eines Ultramarathons (4.486 km) auf das obere Sprunggelenk von Läufer:innen. Die Läufer:innen wurden fünf Mal untersucht, einmal zu Beginn und hiernach alle 900 km. In den konventionellen Sequenzen zeigte sich keine signifikante morphologische Veränderung des oberen Sprunggelenks. In den quantitativen Messungen mit $T2^*$ zeigte nach den ersten 2.000-2.500 km eine Erhöhung der $T2^*$ -Werte, was beim Sprunggelenk mit einer Erhöhung des Wasserhaushaltes und einer Verminderung der kollagenen Fasern assoziiert wird (94). Nach 900 km wiesen die Messungen wiederum niedrigere $T2^*$ -Werte auf, was eine Adaptation des Knorpels an die hohe Belastung implizieren könnte. Mithilfe des $T2^*$ -Mappings konnten Aussagen über den Wasser- und Kollagenhaushalt des oberen Sprunggelenks getroffen werden, die in den konventionellen MRT-Messungen nicht sichtbar waren. Der hochbeanspruchte Knorpel konnte sich im Rahmen des Ultramarathons

anpassen. Lediglich Knorpelbereiche, die bereits zu Beginn bekannte Degenerationen aufwiesen, zeigten keinen Adaptationsmechanismus.

In der Arbeit von Rubin et al. (95) wurden die Knie von 22 Basketballspieler:innen und 10 Schwimmer:innen mittels MRT untersucht. Hierbei wurde T1p- und T2-Mapping eingesetzt. Die Athlet:innen wurden zu drei Zeitpunkten untersucht: vor der Wettkampfphase (Pre-Season 1), vor der Off-Season (Post-Season 1) und dann erneut vor der Wettkampfphase (Pre-Season 2). Analog zu unserer Segmentierung des Hüftknorpels und der Bandscheiben erfolgte die ROI-basierte Einteilung des femoralen Kniegelenkknorpels in sechs Bereiche, des patellaren Knorpels in zwei Bereiche. Ziel war es, die Knorpelqualität anhand dieser Sequenzen zu beurteilen und Rückschlüsse auf die kurzfristigen Auswirkungen des leistungsmäßig betriebenen Sports auf diese Gelenke ziehen zu können. In der Pre-Season beginnen die Basketballer:innen nach einigen Wochen kompletter Sportpause die Vorbereitung auf ihre Wettkampfphase. In dieser Zeit wird sowohl die Ausdauer als auch die Schnellkraft aufgebaut. Neben dem Athletiktraining findet auch das Techniktraining statt. Die professionellen Basketballer:innen trainieren bis zu 12 Mal pro Woche, die Trainingseinheiten sind zwischen 60 und 120 Minuten lang (96). Die Kohorte von Basketballer:innen trainierten in der Pre-Season durchschnittlich 8 Stunden pro Woche, das Training bestand zu 31 % aus Krafttraining, zu 19 % aus Ausdauertraining und zu 50 % aus Spiel- und Techniktraining. In der Wettkampfphase wurden 17 Stunden trainiert, 12 % Krafttraining und 88 % Spiel- und Techniktraining. In der Pre-Season 2 trainierten die Spieler:innen 8 Stunden die Woche, davon sind 25 % Krafttraining, 25 % Ausdauertraining und 50 % Spiel- und Techniktraining. Im Bereich des Leistungsschwimmens wird in der Pre-Season zunächst die Ausdauer mit langen Trainingseinheiten und niedriger Intensität trainiert. In den Wochen vor dem Wettkampf erhöht sich die Intensität, das Trainingsvolumen nimmt hingegen etwas ab. Pro Woche trainieren die Athlet:innen 6-10 Mal, durchschnittlich schwimmen sie 6-10 km pro Tag, in der Woche 45-60 km (97). Die Schwimmer:innen dieser Studie trainierten zu allen Zeitpunkten circa 26 Stunden pro Woche, davon 77 % Wassertraining und 23 % Lauf- und Krafttraining. Es zeigte sich bei beiden Sportarten in der Wettkampfphase eine signifikante Verminderung der T2- und T1p-Relaxationszeiten, die mit einem positiven Effekt für die Knorpelstruktur einhergeht. Hingegen zeigte sich in der Off-Season eine signifikante Erhöhung der T2- und T1p-Relaxationszeiten, die mit einem negativen Effekt auf die Knorpelstruktur einhergehen. Insgesamt zeigten die Sportler:innen beider Bereiche sehr ähnliche T2- und T1p-Werte. Es zeigten sich jedoch zonale Verteilungen. Bei den Basketballer:innen entsprach die Degeneration im Bereich des anterioren femoralen Knorpels und des patellaren Knorpels der häufigsten Verletzungslokalisation patellofemoral. Zudem zeigte sich nach der Wettkampfphase eine signifikante Erhöhung der T2- und T1p-Zeiten im anterioren Bereich des femoralen Knorpels. Diese zonale Verteilung lässt vermuten, dass erhöhte mechanische Belastung der Patellasehne bei

der Sprunglandung einen negativen Effekt auf den Gelenkknorpel hat. Diese Veränderung war jedoch in der dritten Analyse nicht mehr vorhanden und somit anscheinend reversibel. Die Erhöhung der T1p- und T2-Werte nach der Off-Season lässt vermuten, dass das erhöhte Krafttraining einen negativeren Einfluss auf Knorpelvitalität hat. Diese Arbeit ähnelt im Aufbau der Studie zu den Wirbelsäulen der Ruder:innen und zeigt ebenfalls, dass die Trainingszusammensetzung einen signifikanten Einfluss auf die Knorpelvitalität haben kann. Durch den dritten Zeitpunkt demonstriert sie zudem, dass die Veränderung teils kurzfristig bzw. reversibel sind.

Die Arbeit von Maurer et al. (22) untersuchte die Wirbelsäule von 22 asymptomatischen männlichen Ruderern und verglich diese mit einer gesunden Vergleichskohorte ($n = 22$). Die Athleten waren zwischen 12 und 17 Jahren alt und ruderten durchschnittlich seit 36 Monaten 10 Stunden pro Woche. Es wurden MRT der Wirbelsäule durchgeführt und das Vorliegen von Bandscheibendegeneration, Bandscheibenvorfällen, Stressreaktion der *Pars interarticularis* und Spondylolysen untersucht. Neun Ruderer (40,9 %) zeigten im MRT der LWS mindestens eine Anomalie. Hingegen zeigten nur zwei Kontrollen (9,1 %) mindestens eine Anomalie. Die häufigste Anomalie der Ruderer war die Bandscheibendegeneration. In unserer Studie zeigten 15 Ruderer (75 %) eine Anomalie der LWS, dabei wurden am häufigsten Bandscheibenprotrusionen oder -vorfälle festgestellt. Die Befunde der morphologischen Sequenzen spiegelten sich im T2*-Mapping wider.

Der alpine Skisport weist eine ähnliche Bandscheibenbelastung wie der Rudersport auf und hat eine hohe Prävalenz für die Degenerationen der Wirbelsäule (98,99). Der Oberkörper wird bei dem Ablauf der Skibewegung stark torquiert und flektiert. Während des Schwungs beträgt die Vorbeugung bis zu $38,7^\circ$, die laterale Flexion bis zu $14,7^\circ$ und die Torsion bis zu $7,7^\circ$ bei einer Bodenreaktionskraft von bis zu 2,89 Mal des Körpergewichts des Athleten oder der Athletin (100). Durch die Vibration erhöht sich die physikalische Last auf die Wirbelsäule (101). In der Arbeit von Peterhans et al. (101) wurden bei 108 Leistungssportler:innen des alpinen Skisports MRT-Aufnahmen der Lendenwirbelsäule durchgeführt. Die Athlet:innen wurden mithilfe eines Fragebogens in eine symptomatische und eine asymptomatische Gruppe eingeteilt. 37 % der asymptomatischen Kohorte wiesen mindestens eine Anomalie der LWS auf. Die häufigste degenerative Veränderung befand sich in den Bandscheiben, die zweithäufigste war eine Stressreaktion der *Pars interarticularis*, die jedoch ausschließlich bei den männlichen Skifahrern auftrat. Symptomatische Skifahrer:innen wiesen signifikant häufiger Veränderungen der LWS auf (67,5 %, $p < 0,05$). Die Kohorte der Skifahrer:innen war im Vergleich zu den Ruder:innen deutlich jünger ($14,83 \pm 0,58$ Jahre vs. $23,4 \pm 3,03$ Jahre) und kleiner ($166,4 \pm 7,7$ cm vs. $187,2 \pm 8,5$ cm). Zudem wiesen die Skifahrer:innen einen deutlich niedrigeren BMI auf ($20,33 \pm 2,34$ kg/m² vs. $24,3 \pm 1,89$ kg/m²). Eine weitere Beobachtung dieser Studie ist der Zusammenhang von

Körpergröße und erhöhtem Auftreten von Degenerationen der Wirbelsäule. Diese Degenerationen wurden vor allem bei den männlichen Athleten beobachtet. Peterhans et al. stipulieren, dass der leistungsmäßig betriebene Sport in der Wachstumsphase zu einem erhöhten Auftreten von Wirbelsäulendegenerationen führen kann und schließen sich somit der Beobachtung von Baranto et al. (102) an. Baranto et al. führten bei 71 männlichen Athleten und 21 nicht-Athleten MRT-Untersuchungen der Wirbelsäule durch und wiederholten diese nach 15 Jahren. Von 71 Athleten nahmen 35 an der zweiten Untersuchung teil. Es zeigte sich keine signifikante Häufung von degenerativen Veränderungen von Bandscheiben in der Folgeuntersuchung. Die meisten Degenerationen waren bereits bei der Erstuntersuchung zu beobachten.

Es gibt weiterhin wenig Literatur zu den Verletzungen von Hüften bei Ruder:innen. Boykin et al. (12) zeigten in ihrer Arbeit anhand von 18 symptomatischen Ruder:innen die Ergebnisse der durchgeführten MRT von 21 Hüften. Die Ruder:innen waren durchschnittlich $18,5 \pm 0,6$ Jahre alt. Alle Ruder:innen zeigten Labrumdegenerationen im anterioren Bereich des Acetabulums. Boykin et al. fanden 10 anterolaterale, 6 laterale und 5 anteriore Labrumläsionen. Das posteriore Acetabulum wies keine Labrumläsionen auf. Obwohl in dieser Arbeit ausschließlich morphologische Bildsequenzen eingesetzt wurden, reflektieren die Ergebnisse dieser Arbeit zum Teil die Ergebnisse unserer Studie. Unsere Ruder:innen waren zum Zeitpunkt der Untersuchung alle asymptomatisch. Dennoch zeigten 19 von 20 Hüften eine Pathologie. 18 von 21 Hüften, die von Boykin et al. untersucht wurden, wurden laparoskopisch operiert bei FAI. Nur 10 der 18 operierten Ruder:innen konnten ihren Leistungssport wieder aufnehmen. Der entscheidende Unterschied zwischen diesen Studien ist, dass bei Boykin et al. die Ruder:innen unter stark einschränkenden Schmerzen litten. Unsere untersuchten Athlet:innen waren hingegen alle asymptomatisch und klagten über keine Einschränkungen beim Ausüben ihres Sports.

Das FAI ist sowohl im Breitensport als auch im Elitesport die häufigste Ursache für Schmerzen im Bereich der Hüfte und der Leiste (103). Athlet:innen, die eine repetitive und teils sehr schnelle Hüftbeugung ausführen müssen, wie zum Beispiel beim Eishockey, Fußball, American Football und Basketball, haben eine höhere Inzidenz von FAI im Vergleich zu Proband:innen, die keinen Sport ausüben (104,105). Wird der Sport bereits im jungen Alter ausgeübt, erhöht sich das Risiko für ein FAI (106,107).

Asymptomatische Labrumläsionen haben eine hohe Prävalenz bei Athlet:innen (108). Die Studie von Vahedi et al. (45) untersuchte mittels MRT beide Hüftgelenke von 100 Patient:innen mit einseitiger FAI. Es sollte festgestellt werden, wie hoch die Prävalenz von Labrumläsionen oder sonstige Pathologien bei der kontralateralen, asymptomatischen Hüfte ist. Die Untersuchung der symptomatischen Seite zeigte bei 97 % der Patient:innen mindestens eine Labrumläsion.

Hingegen zeigte 42 % der asymptomatischen Hüften eine Labrumläsion. Die Patient:innen wurden zwei Jahre lang nachbeobachtet. Lediglich 9 % der Patient:innen mit einer festgestellten Degeneration unterzogen sich einer Operation der kontralateralen Seite.

Boykin et al. (12) wiesen darauf hin, dass ein Anteil der Ruder:innen, die unter Degenerationen der Hüftgelenke leiden, ebenfalls Rückenschmerzen beklagen. Diese These wurde von Wedatilake et al. (109) aufgenommen und genauer untersucht. Die Autor:innen postulieren, es gäbe einen Zusammenhang zwischen dem FAI und Bandscheibendegenerationen bei Ruder:innen. Sie untersuchten 20 asymptomatische Elite-Ruder:innen (12 Männer, 8 Frauen, durchschnittliches Alter $25,45 \pm 2,1$ Jahre) aus der britischen Nationalmannschaft. Die Wirbelsäulen und beide Hüften wurden mittels eines 3T-MRT untersucht. Zur Beurteilung der Cam-Deformität wurde der Alpha-Winkel bei Knochen und Knorpel eingesetzt. Er wurde bei 12 Uhr, 1 Uhr, 2 Uhr und 3 Uhr gemessen. Der Alpha-Winkel musste in mindestens zwei MRT-Ebenen mindesten 60 % betragen. Bei 1 Uhr war der Alpha-Winkel sowohl für Knochen als auch für Knorpel am höchsten. Bei den Männern war der durchschnittliche Alpha-Winkel signifikant größer als bei den Frauen ($69,5^\circ \pm 11,7^\circ$ vs. $60^\circ \pm 8,2^\circ$, $p = 0,008$). 85 % der Hüften wiesen eine unilaterale Cam-Morphologie auf, 60 % bilateral und 95 % mindestens eine Labrumläsion. Zudem zeigte sich eine signifikante negative Korrelation zwischen der Innenrotation der Hüfte und dessen Alpha-Winkel. Bei 85 % der Proband:innen wurde eine Bandscheibe als Pfirrmann 3 bewertet, 64 % als 4 oder schlechter. Das Segment L5/S1 war am häufigsten betroffen. Der Alpha-Winkel des Knochens und Knorpels korrelierten signifikant mit den kombinierten Pfirrmann-Graden (Korrelationskoeffizient = - 2,60, $p = 0,018$). Diese Studie zeigt ebenfalls die hohe Prävalenz von asymptomatischen Labrumläsionen, Cam-Deformitäten und Bandscheibendegenerationen. Kinematische Studien haben gezeigt, dass eine geringere Hüftmobilität zur einer erhöhten lumbalen pelvischen Flexion führen. Dies birgt ein Risiko für die Entwicklung von Rückenschmerzen. Durch ein besseres Erkennen von FAI könnten möglicherweise Ruder:innen, die ein erhöhtes Risiko haben, identifiziert und Verletzungen vermieden werden.

In unserer Studie untersuchten wir das Kollektiv nicht auf ein FAI. Zudem untersuchten wir lediglich eine Seite. Möglicherweise besteht bei unserer Kohorte von Ruder:innen ein ähnlicher Zusammenhang. Um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen, sollte eine weitere Untersuchung mit Einschluss beider Hüften erfolgen.

4.1 Limitationen

Beide Studien haben Limitationen. Es wurden ausschließlich Ruder:innen aus dem Leistungsbereich untersucht, um ein möglichst homogenes Kollektiv zu erzeugen. Dadurch sind die Ergebnisse dieser Studien nicht verallgemeinerbar. Um den Effekt des freizeitmäßig

betriebs Rudern festzustellen, sollten weitere Studien durchgeführt werden. Die Fallzahl beider Studien ist klein ($n = 20$), was daran liegt, dass es nur eine begrenzte Anzahl von Ruder:innen im Elitebereich gibt. Die technische Seite der Untersuchungen ist jedoch leicht reproduzierbar und könnte bei weiteren Studien mit Ruder:innen eingesetzt werden. Aufgrund der geringen Fallzahl war zusätzlich keine Differenzierung in Skuller:innen und Rierner:innen möglich. Alter und Geschlecht der Ruder:innen und Proband:innen waren sehr ähnlich, die Ruder:innen hatten jedoch tendenziell einen höheren BMI. Der höhere BMI lässt sich durch die größere Muskelmasse der Athlet:innen erklären. Sein Einfluss auf die Bildgebung ist jedoch vernachlässigbar. Zusätzlich müssen die Limitationen der Bildgebung erwähnt werden. Die T2*-Relaxationszeiten sind anfällig für chemische Artefakte und äußerliche Einflüsse. Zusätzlich sollte bis zu 30 Minuten vor der Aufnahme keine Belastungen auf das zu untersuchende Gelenk geschehen, da dies kurzfristig den Wassergehalt des Gelenks verändern kann und somit die Werte verfälscht. Die Proband:innen befanden sich eine Stunde vor der Untersuchung im Klinikum. Aufgrund des fehlenden 180° *Refocussing Spins (pulse)* können artifizielle Artefakte, wie Lufteinschlüsse, orthopädische Implantate oder Operationsreste das Bild beeinflussen (25). Ein weiterer wichtiger Faktor der Bildgebung ist der *Magic Angle Effect*. Dabei verlängern sich T2- und T2*-Zeiten, wenn Kollagenfasern mit einem 55° Winkel zu dem Hauptmagnetfeld B_0 angeordnet sind (84,90). Dieser Effekt ist nicht immer vermeidbar, kann jedoch durch korrekte Positionierung des Probanden bzw. der Probandin und des Gelenks umgangen werden (86). Die Replizierbarkeit der Untersuchungen ist vor allem dann gegeben, wenn die Spulenpositionierung, Sequenzparameter und Bildeigenschaften bei Folgeuntersuchungen genau übernommen werden. Die Areale, die zur T2*-Auswertung dienten, wurden von den Untersuchern freihändig eingezeichnet. Trotz hoher Expertise kann es jedoch zu einer Einbeziehung vom umliegenden Gewebe kommen. Bei der Hüfte können Synovialflüssigkeit oder subchondrales Knochengewebe die Werte verfälschen. Bei den Bandscheiben kann es durch die anatomische Nähe zur Aorta oder durch die Atmung zu Bewegungsartefakten kommen. Um den Einfluss dieser Artefakte zu verringern, wurde die Bandscheibe L1/L2 ausgeschlossen. Bei der Einzeichnung der ROI kann es zur Einbeziehung von Knochen oder Weichteilen gekommen sein. Bei beiden Studien haben die Untersucher die ROI so präzise wie möglich eingezeichnet. Aus diesem Grund kann es sein, dass randständiges Gewebe des Hüftknorpels oder der Bandscheibe nicht mit in die Berechnung einbezogen wurden. Eine Software zur automatisierten Einzeichnung der ROI könnte dieses Problem langfristig lösen und eine untersucherunabhängige reproduzierbare Auswahl ermöglichen. Obwohl sowohl die Hüfte als auch die Wirbelsäule nach demselben Protokoll wie bei der Vergleichsstudie untersucht wurden, kann es zu Abweichungen im Ablauf kommen. Um dies möglichst zu umgehen, wurden alle Untersuchungen von derselben radiologisch-technischen-Assistentin mit mehr als 10 Jahren Erfahrung in Studien der Radiologie durchgeführt. Bei der Untersuchung der Wirbelsäule wurden nur midsagittale Schichten untersucht, da die

Rückenhaltung der Ruder:innen hauptsächlich in Extension und Flexion geschieht. Ein Ausweichen der Bandscheibenflüssigkeit nach lateral ist jedoch nicht auszuschließen und sollte in weiteren Untersuchungen überprüft werden.

Ein weiterer, entscheidender Faktor bei der Interpretation der Studienergebnisse ist die teils fehlende Klinik bei pathologischer Bildgebung. Die Proband:innen dieser Studie waren zum Zeitpunkt der Aufnahmen beschwerdefrei. Es besteht nicht zwingend ein Zusammenhang zwischen der Bildgebung und der subjektiven Wahrnehmung der Degeneration. Diese Arbeit bietet jedoch die Grundlage für longitudinale Studien zur Verlaufskontrolle dieser Athlet:innen und die frühzeitige Erkennung von pathologischen Mustern.

4.2 Klinische Relevanz

Der leistungsmäßig betriebene Rudersport besteht aus einer Vielzahl von Übungen und wird durch die Trainer:innen abwechslungsreich gestaltet. Diese Trainingsgestaltung erlaubt es den Athlet:innen, außerordentliche physische Leistungen zu erbringen und dabei eine geringe Verletzungsrate aufzuweisen. Dennoch zeigen sich bei dieser Sportart ein langfristig erhöhtes Auftreten von Rückenschmerzen oder -verletzungen und zunehmend Beschwerden im Bereich der Hüfte. Mehrere internationale Studien haben bereits einen Zusammenhang zwischen Trainingszusammensetzung und Verletzungsinzidenz festgestellt (7,8,44,49).

Diese Arbeit sollte feststellen, ob beim Ruderleistungssport im Bereich der Wirbelsäule und der Hüftgelenke gehäuft Verletzungen bildmorphologisch festgestellt werden können, und ob diese im T2*-Mapping ein bestimmtes Muster aufweisen. Um mögliche Effekte der Trainingsgestaltung in einer Saison festzustellen, wurde die Wirbelsäule ein zweites Mal untersucht. Die erste Untersuchung fand nach der Vorbereitungsphase statt, die zweite nach der Wettkampfphase. Es wurden ausschließlich asymptomatische Proband:innen eingeschlossen, um ein möglichst homogenes Kollektiv zu erstellen.

Die T2*-Bildgebung hat sich als ein nützliches Werkzeug für die nicht-invasive quantitative Bildgebung zur Untersuchung der Knorpelqualität erwiesen. Durch die kurze Akquisitionszeit, die hohe Bildauflösung und die Reproduzierbarkeit eignet sie sich für longitudinale Studien und vergleichbare Arbeiten. Das T2*-Mapping besitzt eine höhere Sensitivität für Veränderungen der Knorpelzusammensetzung und kann somit auch in kurzen Zeitintervallen für Vergleiche eingesetzt werden.

Weitere T2*-Mapping-Studien mit Ruderleistungssportler:innen mit Einschluss von Hüftgelenken und Bandscheiben könnten in der longitudinalen Beobachtung aufschlussreiche Erkenntnisse hervorbringen und einen wichtigen Einfluss auf die zukünftige Trainingsgestaltung der Ruder:innen haben.

Bildmorphologische Degenerationen führen nicht zwangsläufig zu einem symptomatischen Verlauf. Die Ergebnisse dieser Studien ermöglichen keine Aussage über spätere klinische Verläufe, können jedoch im Verlauf hilfreich dabei sein, ursächliche Komponenten bei symptomatischen Verläufen zu erkennen. Eine Überdiagnostik im athletischen Bereich kann zu einer Übertherapie führen und in manchen Fällen zu einer frühzeitigen Beendigung der sportlichen Karriere. Um dies zu vermeiden, sollten die Ergebnisse einer Bildgebung immer in Zusammenschau mit der klinischen Untersuchung und der Symptomatik des Athleten oder der Athletin betrachtet werden.

4.3 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten, dass unser Kollektiv von Ruderleistungssportler:innen signifikant niedrigere T2*-Werte der Bandscheiben und der Hüftgelenke aufweist. Die Untersuchung der Hüftgelenke wies sowohl eine ausgeprägte Degeneration des Labrums und des Knorpels als auch eine besonders prominente Verringerung der T2*-Werte im anterioren bis superioren Bereich der peripheren Zonen auf. Möglicherweise spiegelt dieses Muster das Anschlagen des Acetabulumrandes bei exzessiver Flexion und die Kraftübertragung des Femurkopfes bei Beginn der Ruderbewegung in der Auslage wider. Die Untersuchung der Bandscheiben zeigte signifikant geringere T2*-Werte bei den Ruder:innen. Zudem zeigten sich signifikant niedrigere T2*-Werte nach der wasserbetonten Wettkampfphase. Aufgrund der Daten ist es nicht möglich, kausale Zusammenhänge herzustellen, der Einfluss des Ruderleistungssportes auf die Bandscheiben und die Hüften sollte jedoch in weiteren Studien untersucht werden. Unser Kollektiv von Ruder:innen war zum Zeitpunkt der Untersuchungen asymptomatisch. Zukünftige Untersuchungen mit diesem Kollektiv sollten die langfristige Entwicklung dieser bildmorphologischen Ergebnisse verfolgen. Durch die kurze Messzeit, den Verzicht auf Kontrastmittel, die hohe Bildauflösung und die Reproduzierbarkeit der Untersuchung hat sich das T2*-Mapping bereits in früheren Studien als eine wertvolle quantitative Messtechnik der Knorpelzusammensetzung erwiesen.

5 Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Smoljanovic T, Bojanic I, Hannafin JA, Hren D, Delimar D, Pecina M. Traumatic and overuse injuries among international elite junior rowers. *Am J Sports Med.* Juni 2009;37(6):1193–9.
2. Smoljanović T, Bohaček I, Hannafin J, Nielsen HB, Hren D, Bojanić I. Sport injuries in international masters rowers: a cross-sectional study. *Croat Med J.* 31. Oktober 2018;59(5):258–66.
3. Smoljanovic T, Bohacek I, Hannafin JA, Terborg O, Hren D, Pecina M, u. a. Acute and chronic injuries among senior international rowers: a cross-sectional study. *Int Orthop.* August 2015;39(8):1623–30.
4. Thornton JS, Vinther A, Wilson F, Lebrun CM, Wilkinson M, Di Ciacca SR, u. a. Rowing Injuries: An Updated Review. *Sports Med.* April 2017;47(4):641–61.
5. Teitz CC, O’Kane JW, Lind BK. Back Pain in Former Intercollegiate Rowers: A Long-term Follow-up Study*. *Am J Sports Med.* 1. Juli 2003;31(4):590–5.
6. Ng L, Perich D, Burnett A, Campbell A, O’Sullivan P. Self-reported prevalence, pain intensity and risk factors of low back pain in adolescent rowers. *J Sci Med Sport.* Mai 2014;17(3):266–70.
7. Wilson F, Gissane C, Gormley J, Simms C. A 12-month prospective cohort study of injury in international rowers. *British Journal of Sports Medicine.* 1. März 2010;44(3):207–14.
8. Wilson F, Gissane C, McGregor A. Ergometer training volume and previous injury predict back pain in rowing; strategies for injury prevention and rehabilitation. *Br J Sports Med.* November 2014;48(21):1534–7.
9. Caldwell JS, McNair PJ, Williams M. The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* Oktober 2003;18(8):704–11.
10. Wilson F, Gissane C, Gormley J, Simms C. Sagittal plane motion of the lumbar spine during ergometer and single scull rowing. *Sports Biomech.* Juni 2013;12(2):132–42.
11. Morris FL, Smith RM, Payne WR, Galloway MA, Wark JD. Compressive and shear force generated in the lumbar spine of female rowers. *Int J Sports Med.* Oktober 2000;21(7):518–23.
12. Boykin RE, McFeely ED, Ackerman KE, Yen YM, Nasreddine A, Kocher MS. Labral injuries of the hip in rowers. *Clin Orthop Relat Res.* August 2013;471(8):2517–22.
13. Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* Juli 2005;87(7):1012–8.
14. Watanabe A, Boesch C, Siebenrock K, Obata T, Anderson SE. T2 mapping of hip articular cartilage in healthy volunteers at 3T: a study of topographic variation. *J Magn Reson Imaging.* Juli 2007;26(1):165–71.

15. Bittersohl B, Miese FR, Hosalkar HS, Herten M, Antoch G, Krauspe R, u. a. T2* mapping of hip joint cartilage in various histological grades of degeneration. *Osteoarthritis Cartilage*. Juli 2012;20(7):653–60.
16. Bittersohl B, Miese FR, Hosalkar HS, Mamisch TC, Antoch G, Krauspe R, u. a. T2* mapping of acetabular and femoral hip joint cartilage at 3 T: a prospective controlled study. *Invest Radiol*. Juli 2012;47(7):392–7.
17. Bittersohl B, Hosalkar HS, Hughes T, Kim YJ, Werlen S, Siebenrock KA, u. a. Feasibility of T2* mapping for the evaluation of hip joint cartilage at 1.5T using a three-dimensional (3D), gradient-echo (GRE) sequence: a prospective study. *Magn Reson Med*. Oktober 2009;62(4):896–901.
18. Stelzeneder D, Messner A, Vlychou M, Welsch GH, Scheurecker G, Goed S, u. a. Quantitative in vivo MRI evaluation of lumbar facet joints and intervertebral discs using axial T2 mapping. *Eur Radiol*. November 2011;21(11):2388–95.
19. Stelzeneder D, Welsch GH, Kovács BK, Goed S, Paternostro-Sluga T, Vlychou M, u. a. Quantitative T2 evaluation at 3.0T compared to morphological grading of the lumbar intervertebral disc: a standardized evaluation approach in patients with low back pain. *Eur J Radiol*. Februar 2012;81(2):324–30.
20. Hu J, Zhang Y, Duan C, Peng X, Hu P, Lu H. Feasibility study for evaluating early lumbar facet joint degeneration using axial T1 ρ , T2, and T2* mapping in cartilage. *J Magn Reson Imaging*. August 2017;46(2):468–75.
21. Abdalkader M, Guermazi A, Engebretsen L, Roemer FW, Jarraya M, Hayashi D, u. a. MRI-detected spinal disc degenerative changes in athletes participating in the Rio de Janeiro 2016 Summer Olympics games. *BMC Musculoskelet Disord*. 20. Januar 2020;21(1):45.
22. Maurer M, Soder RB, Baldisserotto M. Spine abnormalities depicted by magnetic resonance imaging in adolescent rowers. *Am J Sports Med*. Februar 2011;39(2):392–7.
23. Benedikter C, Abrar DB, Konieczny M, Schleich C, Bittersohl B. Patterns of Intervertebral Disk Alteration in Asymptomatic Elite Rowers: A T2* MRI Mapping Study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 1. April 2022;10(4)
24. Bittersohl B, Benedikter C, Franz A, Hesper T, Schleich C, Antoch G, u. a. Elite Rowers Demonstrate Consistent Patterns of Hip Cartilage Damage Compared With Matched Controls: A T2* Mapping Study. *Clin Orthop Relat Res*. Mai 2019;477(5):1007–18.
25. Hesper T, Hosalkar HS, Bittersohl D, Welsch GH, Krauspe R, Zilkens C, u. a. T2* mapping for articular cartilage assessment: principles, current applications, and future prospects. *Skeletal Radiol*. Oktober 2014;43(10):1429–45.
26. Kolf AK, Konieczny M, Hesper T, Hosalkar H, Schleich C, Antoch G, u. a. T2* Mapping of the Adult Intervertebral Lumbar Disc: Normative Data and Analysis of Diurnal Effects. *Journal of Orthopaedic Research*. 2019;37(9):1956–62.
27. Kolf AK, Hesper T, Schleich C, Hosalkar HS, Jankowiak S, Cacchi C, u. a. T2* mapping of ovine intervertebral discs: Normative data for cervical and lumbar spine. *Journal of Orthopaedic Research*. 2016;34(4):717–24.

28. Bittersohl B, Hosalkar HS, Hesper T, Tiderius CJ, Zilkens C, Krauspe R. Advanced Imaging in Femoroacetabular Impingement: Current State and Future Prospects. *Front Surg.* 2015;2:34.
29. Hesper T, Miese FR, Hosalkar HS, Behringer M, Zilkens C, Antoch G, u. a. Quantitative T2(*) assessment of knee joint cartilage after running a marathon. *Eur J Radiol.* Februar 2015;84(2):284–9.
30. Aumüller G, Aust G, Engele J, Maio G, Kirsch J. *Duale Reihe Anatomie.* 5. Aufl. Thieme Verlag; 2020.
31. Inoue H, Takeda T. Three-dimensional observation of collagen framework of lumbar intervertebral discs. *Acta Orthop Scand.* Dezember 1975;46(6):949–56.
32. Harper D. Online Etymology Dictionary - regatta [Internet]. Online Etymology Dictionary. [zitiert 24. Januar 2021]. Verfügbar unter: <https://www.etymonline.com/search?q=regatta>
33. Olympic Studies Centre. Rowing: History of Rowing at the Olympic Games. 2015;4.
34. FISA Rule Book 2022 [Internet]. [zitiert 7. Juli 2022]. Verfügbar unter: <https://d2cx26qpfwuhvu.cloudfront.net/worldrowing/wp-content/uploads/2022/02/21114201/FISA-rule-book-EN-2022.pdf>
35. Kaderrichtlinien für die Bundeskader 2021-2022 [Internet]. [zitiert 7. Juli 2022]. Verfügbar unter: https://www.rudern.de/sites/default/files/downloads/amtliche-bekanntmachungen/4947_-_kaderrichtlinien_fuer_die_bundeskader_2021-2022.pdf
36. Ruderwettkampf -Regeln (RWR) des deutschen Ruderverbandes. 2012;39.
37. Mikulić P, Smoljanović T, Bojanić I, Hannafin JA, Matković BR. Relationship between 2000-m rowing ergometer performance times and World Rowing Championships rankings in elite-standard rowers. *J Sports Sci.* Juli 2009;27(9):907–13.
38. Guellich A, Seiler S, Emrich E. Training methods and intensity distribution of young world-class rowers. *Int J Sports Physiol Perform.* Dezember 2009;4(4):448–60.
39. Hartmann U, Mader A, Hollmann W. Heart Rate and Lactate During Endurance Training Programs in Rowing and its Relation to the Duration of Exercise by Top Elite Rowers. :21.
40. Steinacker JM, Secher NH. Advances in physiology and biomechanics of rowing. *Int J Sports Med.* September 1993;14 Suppl 1:S1-2.
41. Lamb DH. A kinematic comparison of ergometer and on-water rowing. *Am J Sports Med.* Mai 1989;17(3):367–73.
42. Engebretsen L, Soligard T, Steffen K, Alonso JM, Aubry M, Budgett R, u. a. Sports injuries and illnesses during the London Summer Olympic Games 2012. *Br J Sports Med.* 1. Mai 2013;47(7):407–14.
43. Junge A, Engebretsen L, Mountjoy ML, Alonso JM, Renström PAFH, Aubry MJ, u. a. Sports injuries during the Summer Olympic Games 2008. *Am J Sports Med.* November 2009;37(11):2165–72.
44. Hosea TM, Hannafin JA. Rowing Injuries. *Sports Health.* 1. Mai 2012;4(3):236–45.

45. Vahedi H, Aalirezaie A, Azboy I, Daryoush T, Shahi A, Parvizi J. Acetabular Labral Tears Are Common in Asymptomatic Contralateral Hips With Femoroacetabular Impingement. *Clin Orthop Relat Res*. Mai 2019;477(5):974–9.
46. Chou R. Low back pain (chronic). *BMJ Clin Evid*. 8. Oktober 2010;2010.
47. Hickey GJ, Fricker PA, McDONALD WA. Injuries to elite rowers over a 10-yr period. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Dezember 1997;29(12):1567–72.
48. Howell DW. Musculoskeletal profile and incidence of musculoskeletal injuries in lightweight women rowers. *Am J Sports Med*. August 1984;12(4):278–82.
49. Newlands C, Reid D, Parmar P. The prevalence, incidence and severity of low back pain among international-level rowers. *Br J Sports Med*. 1. Juli 2015;49(14):951–6.
50. Teitz CC, O’Kane J, Lind BK, Hannafin JA. Back pain in intercollegiate rowers. *Am J Sports Med*. Oktober 2002;30(5):674–9.
51. Trompeter K, Fett D, Platen P. Prevalence of Back Pain in Sports: A Systematic Review of the Literature. *Sports Med*. Juni 2017;47(6):1183–207.
52. McGregor AH, Bull AMJ, Byng-Maddick R. A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics. *Int J Sports Med*. August 2004;25(6):465–70.
53. McGregor AH, Patankar ZS, Bull AMJ. Longitudinal changes in the spinal kinematics of oarswomen during step testing. *J Sports Sci Med*. 2007;6(1):29–35.
54. McGregor A, Anderton L, Gedroyc W. The assessment of intersegmental motion and pelvic tilt in elite oarsmen. *Med Sci Sports Exerc*. Juli 2002;34(7):1143–9.
55. Perich D, Burnett A, O’Sullivan P, Perkin C. Low back pain in adolescent female rowers: a multi-dimensional intervention study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. Januar 2011;19(1):20–9.
56. Krämer R. Mikrochirurgie der Wirbelsäule: lumbaler Bandscheibenvorfall und Spinalkanalstenose: Indikation, Technik, Nachbehandlung ; 72 Tabellen. Georg Thieme Verlag; 2005. 168 S.
57. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P. Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie [Internet]. 7. Aufl. Thieme Verlag; 2014 [zitiert 13. April 2021]. 670 S. Verfügbar unter: <https://www.thieme.de/viamedici/orthopaedie-und-unfallchirurgie-27171.htm/a/duale-reihe-orthopaedie-und-unfallchirurgie-28252.htm>
58. Kuslich SD, Ulstrom CL, Michael CJ. The tissue origin of low back pain and sciatica: a report of pain response to tissue stimulation during operations on the lumbar spine using local anesthesia. *Orthop Clin North Am*. April 1991;22(2):181–7.
59. Knezevic NN, Candido KD, Vlaeyen JWS, Van Zundert J, Cohen SP. Low back pain. *Lancet*. 3. Juli 2021;398(10294):78–92.
60. Soler T, Calderón C. The prevalence of spondylolysis in the Spanish elite athlete. *Am J Sports Med*. Februar 2000;28(1):57–62.

61. Wang YXJ, Káplár Z, Deng M, Leung JCS. Lumbar degenerative spondylolisthesis epidemiology: A systematic review with a focus on gender-specific and age-specific prevalence. *Journal of Orthopaedic Translation*. 1. Oktober 2017;11:39–52.
62. Mazur LJ, Yetman RJ, Risser WL. Weight-Training Injuries. *Sports Medicine*. 1. Juli 1993;16(1):57–63.
63. Bull AM, McGregor AH. Measuring spinal motion in rowers: the use of an electromagnetic device. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. Dezember 2000;15(10):772–6.
64. Holt PJE, Bull AMJ, Cashman PMM, McGregor AH. Kinematics of spinal motion during prolonged rowing. *Int J Sports Med*. November 2003;24(8):597–602.
65. Buckeridge E, Hislop S, Bull A, McGregor A. Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing. *Med Sci Sports Exerc*. November 2012;44(11):2147–53.
66. Mackenzie HAM, Bull AMJ, McGregor AH. Changes in rowing technique over a routine one hour low intensity high volume training session. *J Sports Sci Med*. 2008;7(4):486–91.
67. Gao G, Fu Q, Wu R, Liu R, Ao Y, Xu Y. The correlation between the labrum size and the labral tear in asymptomatic volunteers and symptomatic patients. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 20. September 2021;16(1):567.
68. Tresch F, Dietrich TJ, Pfirrmann CWA, Sutter R. Hip MRI: Prevalence of articular cartilage defects and labral tears in asymptomatic volunteers. A comparison with a matched population of patients with femoroacetabular impingement. *J Magn Reson Imaging*. August 2017;46(2):440–51.
69. Blankenstein T, Grainger A, Dube B, Evans R, Robinson P. MRI hip findings in asymptomatic professional rugby players, ballet dancers, and age-matched controls. *Clin Radiol*. Februar 2020;75(2):116–22.
70. Burnett RSJ, Della Rocca GJ, Prather H, Curry M, Maloney WJ, Clohisy JC. Clinical presentation of patients with tears of the acetabular labrum. *J Bone Joint Surg Am*. Juli 2006;88(7):1448–57.
71. Mintz DN, Hooper T, Connell D, Buly R, Padgett DE, Potter HG. Magnetic resonance imaging of the hip: Detection of labral and chondral abnormalities using noncontrast imaging. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1. April 2005;21(4):385–93.
72. Ito K, Minka MA, Leunig M, Werlen S, Ganz R. Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br*. März 2001;83(2):171–6.
73. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. Dezember 2003;417:112–20.
74. Nötzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br*. Mai 2002;84(4):556–60.

75. Siebenrock KA, Schoeniger R, Ganz R. Anterior femoro-acetabular impingement due to acetabular retroversion. Treatment with periacetabular osteotomy. *J Bone Joint Surg Am*. Februar 2003;85(2):278–86.
76. Reynolds D, Lucas J, Klaue K. Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain. *J Bone Joint Surg Br*. März 1999;81(2):281–8.
77. Ghaffari A, Davis I, Storey T, Moser M. Current Concepts of Femoroacetabular Impingement. *Radiologic Clinics of North America*. 1. November 2018;56(6):965–82.
78. Beck M, Leunig M, Parvizi J, Boutier V, Wyss D, Ganz R. Anterior femoroacetabular impingement: part II. Midterm results of surgical treatment. *Clin Orthop Relat Res*. Januar 2004;(418):67–73.
79. Lindman I, Abrahamsson J, Öhlin A, Wörner T, Eek F, Ayeni OR, u. a. Improvements After Arthroscopic Treatment for Femoroacetabular Impingement Syndrome in High-Level Ice Hockey Players: 2-Year Outcomes by Player Position. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 1. März 2021;9(3):2325967120981687.
80. Kauffmann GW, Moser E, Sauer R, Kauffmann-Moser-Sauer, Herausgeber. *Radiologie*. 3., völlig überarb. Aufl. München: Elsevier, Urban & Fischer; 2006. 772 S.
81. Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson ID. Understanding MRI: basic MR physics for physicians. *Postgraduate Medical Journal*. 1. April 2013;89(1050):209–23.
82. Singh D, Chin M, Peh W. Artifacts in Musculoskeletal MR Imaging. *Semin Musculoskelet Radiol*. 10. Februar 2014;18(01):012–22.
83. Marinelli NL, Haughton VM, Muñoz A, Anderson PA. T2 relaxation times of intervertebral disc tissue correlated with water content and proteoglycan content. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1. März 2009;34(5):520–4.
84. Mosher TJ, Smith H, Dardzinski BJ, Schmithorst VJ, Smith MB. MR imaging and T2 mapping of femoral cartilage: in vivo determination of the magic angle effect. *AJR Am J Roentgenol*. September 2001;177(3):665–9.
85. Ellermann J, Ziegler C, Nissi MJ, Goebel R, Hughes J, Benson M, u. a. Acetabular cartilage assessment in patients with femoroacetabular impingement by using T2* mapping with arthroscopic verification. *Radiology*. Mai 2014;271(2):512–23.
86. Shiomi T, Nishii T, Myoui A, Yoshikawa H, Sugano N. Influence of knee positions on T2, T*2, and dGEMRIC mapping in porcine knee cartilage. *Magn Reson Med*. September 2010;64(3):707–14.
87. Link TM, Neumann J, Li X. Prestructural cartilage assessment using MRI. *J Magn Reson Imaging*. April 2017;45(4):949–65.
88. Kerttula L, Kurunlahti M, Jauhiainen J, Koivula A, Oikarinen J, Tervonen O. Apparent diffusion coefficients and T2 relaxation time measurements to evaluate disc degeneration. A quantitative MR study of young patients with previous vertebral fracture. *Acta Radiol*. November 2001;42(6):585–91.
89. Apprigh S, Mamisch TC, Welsch GH, Bonel H, Siebenrock KA, Kim YJ, u. a. Evaluation of articular cartilage in patients with femoroacetabular impingement (FAI)

- using T2* mapping at different time points at 3.0 Tesla MRI: a feasibility study. *Skeletal Radiol.* August 2012;41(8):987–95.
90. Xia Y. Magic-Angle Effect in Magnetic Resonance Imaging of Articular Cartilage: A Review. *Investigative Radiology.* Oktober 2000;35(10):602–21.
 91. Ganz R, Leunig M, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip: an integrated mechanical concept. *Clin Orthop Relat Res.* Februar 2008;466(2):264–72.
 92. Bouhsina N, Decante C, Hardel JB, Rouleau D, Abadie J, Hamel A, u. a. Comparison of MRI T1, T2, and T2* mapping with histology for assessment of intervertebral disc degeneration in an ovine model. *Sci Rep.* 30. März 2022;12(1):5398.
 93. Schütz UHW, Ellermann J, Schoss D, Wiedelbach H, Beer M, Billich C. Biochemical cartilage alteration and unexpected signal recovery in T2* mapping observed in ankle joints with mobile MRI during a transcontinental multistage footrace over 4486 km. *Osteoarthritis and Cartilage.* 1. November 2014;22(11):1840–50.
 94. Krause FG, Klammer G, Benneker LM, Werlen S, Mamisch TC, Weber M. Biochemical T2* MR quantification of ankle arthrosis in pes cavovarus. *Journal of Orthopaedic Research.* 2010;28(12):1562–8.
 95. Rubin EB, Mazzoli V, Black MS, Young K, Desai AD, Koff MF, u. a. Effects of the Competitive Season and Off-Season on Knee Articular Cartilage in Collegiate Basketball Players Using Quantitative MRI: A Multicenter Study. *J Magn Reson Imaging.* September 2021;54(3):840–51.
 96. Ferioli D, Bosio A, La Torre A, Carlomagno D, Connolly DR, Rampinini E. Different Training Loads Partially Influence Physiological Responses to the Preparation Period in Basketball. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* März 2018;32(3):790–7.
 97. Chatard JC, Stewart AM. Training load and performance in swimming. *World Book of Swimming: From Science to Performance.* 1. Januar 2011;359–73.
 98. Ogon M, Riedl-Huter C, Sterzinger W, Krismer M, Spratt KF, Wimmer C. Radiologic Abnormalities and Low Back Pain in Elite Skiers. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* September 2001;390:151–62.
 99. Rachbauer F, Sterzinger W, Eibl G. Radiographic abnormalities in the thoracolumbar spine of young elite skiers. *Am J Sports Med.* August 2001;29(4):446–9.
 100. Spörri J, Kröll J, Haid C, Fasel B, Müller E. Potential Mechanisms Leading to Overuse Injuries of the Back in Alpine Ski Racing: A Descriptive Biomechanical Study. *Am J Sports Med.* August 2015;43(8):2042–8.
 101. Peterhans L, Fröhlich S, Stern C, Frey WO, Farshad M, Sutter R, u. a. High Rates of Overuse-Related Structural Abnormalities in the Lumbar Spine of Youth Competitive Alpine Skiers: A Cross-sectional MRI Study in 108 Athletes. *Orthop J Sports Med.* 29. Mai 2020;8(5):2325967120922554.
 102. Baranto A, Hellström M, Cederlund CG, Nyman R, Swärd L. Back pain and MRI changes in the thoraco-lumbar spine of top athletes in four different sports: a 15-year follow-up study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1. September 2009;17(9):1125–34.

103. Disilvestro K, Quinn M, Tabaddor RR. A Clinician's Guide to Femoroacetabular Impingement in Athletes. *SPORTS MEDICINE*. :8.
104. Nepple JJ, Vigdorchik JM, Clohisy JC. What Is the Association Between Sports Participation and the Development of Proximal Femoral Cam Deformity? A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med*. November 2015;43(11):2833–40.
105. Agricola R, Heijboer MP, Ginai AZ, Roels P, Zadpoor AA, Verhaar JAN, u. a. A cam deformity is gradually acquired during skeletal maturation in adolescent and young male soccer players: a prospective study with minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med*. April 2014;42(4):798–806.
106. Gerhardt MB, Romero AA, Silvers HJ, Harris DJ, Watanabe D, Mandelbaum BR. The prevalence of radiographic hip abnormalities in elite soccer players. *Am J Sports Med*. März 2012;40(3):584–8.
107. Philippon MJ, Ho CP, Briggs KK, Stull J, LaPrade RF. Prevalence of increased alpha angles as a measure of cam-type femoroacetabular impingement in youth ice hockey players. *Am J Sports Med*. Juni 2013;41(6):1357–62.
108. Heerey JJ, Kemp JL, Mosler AB, Jones DM, Pizzari T, Scholes MJ, u. a. What is the Prevalence of Hip Intra-Articular Pathologies and Osteoarthritis in Active Athletes with Hip and Groin Pain Compared with Those Without? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. Juni 2019;49(6):951–72.
109. Wedatilake T, Palmer A, Fernquest S, Redgrave A, Arnold L, Kluzek S, u. a. Association between hip joint impingement and lumbar disc disease in elite rowers. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2021;7(4):e001063.

Danksagung

Alle Mitwirkende dieser Dissertation haben sicherlich eine Gemeinsamkeit – die Liebe zum Sport und zur damit verbundenen einzigartigen Leistung. Die Inspiration für diese Arbeit kam zum einen aus meinem nicht-ruderischen, aber dennoch leistungssportlichen Hintergrund und zum anderen aus der Ruderleidenschaft meiner Geschwister, vor allem meines „kleinen“ Bruders Floyd. Wie beim Rudern war auch das Ergebnis dieser Arbeit nur durch die Teamarbeit vieler Mitspieler und Unterstützer möglich. Dank meinem Doktorvater Herrn PD Dr. Bernd Bittersohl, meinen Betreuern Herrn PD Dr. med. Christoph Schleich und Herrn Prof. Dr. med. Christoph Zilkens und dem Stützpunktarzt Herrn Dr. med. Philip Hitzler war es möglich, das Konzept für unsere Studien zu erstellen und die Rahmenbedingungen in der Universitätsklinik Düsseldorf mit den Ruderern und Ruderinnen zu schaffen. Hier war Frau Erika Rädisch eine großartige Unterstützung bei der Durchführung der MRTs. Ein großer Dank an meinen Doktorvater Herrn PD Dr. med. Bittersohl, der alle Phasen der Studien begleitet, den Schreibprozess der wissenschaftlichen Publikationen geleitet, und mich stets beim Verfassen dieser Dissertationsschrift unterstützt hat. Ein ganz besonderer Dank geht an die Ruderer und Ruderinnen, die ihre wertvolle Freizeit für diese Studien geopfert haben und an die Trainer und Trainerinnen, insbesondere Herrn Ralf Holtmeyer, die durch das Umstellen von Trainingszeiten den zeitlichen Rahmen überhaupt ermöglicht haben. Ich bedanke mich ebenfalls beim DRV und bei dem Fotografen Herrn Detlev Seyb, dessen einzigartige Fotografien der Athletinnen und Athleten des Rudersports ich für diese Dissertationsschrift verwenden durfte. Last, but not least, bedanke ich mich bei Frau Renata von Koerber, die mir alles Beratende, Korrektorin, Kritikerin, aber auch als Mutter stets zur Seite gestanden hat.