

Aus dem Department Orthopädie, Unfall- und  
Wiederherstellungschirurgie der Medizinischen Fakultät der  
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
(Direktor: Prof. Dr. Karl-Stefan Delank)

**Einfluss der Trainings- und Wettkampfbelastung  
auf die Beweglichkeit und isometrische Kraft im Schultergelenk  
beim Handball-Sport**

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt  
der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Philipp Jungermann  
geboren am 14.06.1982 in Magdeburg

Betreuer: apl. Prof. Dr. René Schwesig

Gutachter/in:

1. Prof. Dr. med. Karl-Stefan Delank
2. Prof. Dr. med. Rüdiger von Eisenhart-Rothe, München
3. Apl. Prof. Dr. med. Axel Schlitt, Quedlinburg

08.07.2013  
22.11.2017

## **Referat**

**Einleitung:** Ziel der Arbeit war es, den Einfluss einer Wurfbelastung während einer gesamten Handballsaison bei männlichen Sportlern auf die Beweglichkeit und Kraft an der Wurf- und Nicht-Wurfarmschulter zu untersuchen. Anhand dieser Einflüsse sowie klinischer Untersuchungen sollte eine mögliche Aussage über ein Verletzungsrisiko getroffen werden. Gleichzeitig sollte die Reliabilität der Bewegungs- sowie Kraftmessung überprüft werden.

**Methoden:** 31 männliche Handballsportler wurden einer klinischen Untersuchung, Bewegungs- und Kraftprüfung zu vier Messzeitpunkten über den gesamten Saisonverlauf (40 Wochen) unterzogen. Die relative (ICC) sowie absolute (SEM) Reliabilität für die Bewegungsprüfung (Goniometer) sowie isometrische Kraftmessung (Dynamometer) wurde berechnet. Ein Verletzungsrisiko wurde regressionsanalytisch ermittelt.

**Ergebnisse:** Die Intraobserver Reliabilität für alle Messungen war gut bis sehr gut (ICC 0,76 – 0,98). Die Gesamtbeweglichkeit verringerte sich signifikant in der Wurfarm-Schulter. Alle übrigen Parameter wurden nicht signifikant beeinflusst. Das glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) und external rotation gain (ERG) veränderte sich signifikant nur sequenziell von MZP 2 (Woche 6) zu MZP 3 (Woche 22). Eine erhöhte Verletzungswahrscheinlichkeit oder -risiko konnte nicht nachgewiesen werden.

**Zusammenfassung:** Das Schultergelenk des Handballsportlers wird während einer Spielsaison hohen Veränderungen und Belastungen hinsichtlich Kraft- und Beweglichkeit ausgesetzt. Trotz der starken repetitiven Einflüsse und konsekutiv Veränderungen der Messgrößen konnte keine erhöhte Verletzungswahrscheinlichkeit gezeigt werden. Klinische Belastungstests am Schultergelenk erlauben in der longitudinalen Betrachtung keine Aussage hinsichtlich konsekutiver Schulterpathologien.

Jungermann Philipp: Einfluss der Trainings- und Wettkampfbelastung auf die Beweglichkeit und isometrische Kraft im Schultergelenk bei Handball-Sport, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 70 Seiten, 2017

# Inhaltsverzeichnis

Seite

Referat	I
Inhaltsverzeichnis	I
Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole	II
1 Einleitung	1
1.1 Handball und Schulter	3
1.1.1 Die Schulter	3
1.1.2 Verletzungshäufigkeiten und -ursache im Handball	4
1.1.3 Die Werferschulter	7
1.1.4 Posterosuperiores Impingement	10
1.1.5 Modell nach Jobe und Sidles (1996)	11
1.1.6 Modell nach Burkhart und Morgan (1998)	12
1.1.7 SLAP – Läsion	13
2 Zielstellung	15
3 Material und Methodik	19
3.1 Untersuchungsstichprobe	19
3.2 Untersuchungsablauf	20
3.3 Untersuchungsmethoden	22
3.4 Statistische Auswertung	25
4 Ergebnisse	27
4.1 Reliabilität	27
4.2 Veränderungen in der Vorbereitungsperiode	30
4.3 Veränderungen in der Hin-Serie	31
4.4 Veränderungen in der Rückserie	35
4.5 Veränderungen über die gesamte Saison	36
4.6 Gesamtanalyse	38
4.7 Klinische Untersuchung	39
4.7.1 Constant Score	39
4.7.2 Numerische Betrachtung	40
4.7.3 Regressionsanalyse	42
5 Diskussion	46
5.1 Reliabilität	46
5.2 Kraft- und Beweglichkeit	47
5.3 Klinische Untersuchung	52
6 Zusammenfassung	54
Literaturverzeichnis	55
Abbildungsverzeichnis	69
Tabellenverzeichnis	69
Thesen	71
Eidesstattliche Erklärung	III
Tabellarischer Lebenslauf	IV
Danksagung	V

## **Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole**

MZP: Messzeitpunkt

VP: Vorbereitungsperiode

IRO: Innenrotation

ARO: Außenrotation

WA: Wurfarm

NWA: Nicht-Wurfarm

tROM: Total Range of Motion

GIRD: Glenohumeral Internal Rotation Deficit

ERG: External Rotation Gain

p: Signifikanzniveau

ICC: Intraclass Correlation Coefficient

SEM: Standard Error of Measurement

MW: Mittelwert

SD: Standardabweichung

SLAP: Superior Labrum Anterior To Posterior

MIN: Minimum

MAX: Maximum

$r^2$ : Regressionskoeffizient

# 1 Einleitung

Die zunehmende Dynamik und Physis des Handballspieles und damit höhere Intensität führt zu einer größeren Belastung des gesamten Bewegungsapparates der Athleten. Gerade im Profi-Handball resultiert daraus ein signifikant höheres Verletzungsrisiko (Klein, 2013). Das Schultergelenk (9%) beim professionellen Handballsportler ist nach dem Knie- (13%) und oberen Sprunggelenk (12%) das am häufigsten verletzte Organ des Körpers (Klein, 2013). Sieht man von den akuten Verletzungen ab, stellen auch oder gerade die chronischen Überlastungsschäden ein Problem dar. Die meisten Untersuchungen zu Belastungen und Einflüssen zur Schultergelenksbeweglichkeit wurden im angloamerikanischen Sprachraum an Baseball-Spielern durchgeführt. Erst in aktuelleren Studien (Almeida et al., 2013; Edouard et al., 2013; Clarsen et al., 2014) wurden die Reaktionen der Spielsportbelastung auf die Beweglichkeit und isometrischen Kraft des Schultergelenkes im Handball untersucht. Allerdings fehlen bisher longitudinale Untersuchungen zu dieser Thematik. Diese Arbeit ist Teil einer Studie, die sich mit sportartspezifischer Leistungsdiagnostik und der Spielsportbelastung auf das Schultergelenk in einer longitudinalen Betrachtung auseinandersetzt (Schwesig et al., 2014, Fieseler et al., 2014, 2015; Koke et al., 2015).

Ein persönliches Interesse und Motivation des Autors an dieser Thematik resultiert aus einer jahrelangen aktiven Zeit im professionellen Handballsport (2. Liga), die von vielen sportlichen Erfolgen, aber auch von einer Schulterverletzung geprägt war. Dies hat auch dazu beigetragen, die Abläufe, Grundlagen sowie pathologischen Mechanismen am Schultergelenk besser verstehen zu wollen und sich in der vorliegenden Arbeit näher damit zu beschäftigen.

Die Arbeit will überprüfen, ob es unter dem Einfluss einer aktiven Sportbelastung während einer gesamten Spielsaison inklusive der Vorbereitungsphase zu Veränderungen der Beweglichkeit und Kraft an den Schultergelenken des Handballers kommt. Im Weiteren wurden die Relationen

der singulären und Gesamt-Bewegungsparameter zueinander sowie die Einflüsse der einzelnen Belastungen während der Saisonvorbereitung zu Spielsaison auf die isometrische Kraft untersucht.

## 1.1 Die Schulter im Handballsport

### 1.1.1 Die Schulter

Anatomisch und biomechanisch betrachtet ist das Humeroglenoidalgelenk ein Kugelgelenk, mit 3 Freiheitsgraden in der Bewegung. Ermöglicht wird diese große Flexibilität unter anderem durch eine geringe knöchernen Führung und Kontaktfläche, die auf einem Missverhältnis zwischen der glenoidalen Gelenkfläche (6-7 cm<sup>2</sup>) und der Oberfläche des korrespondierenden Oberarmkopfes (20-24 cm<sup>2</sup>) beruht (Abbildung 1). Daraus resultieren für das Gelenk auch 2 weitere translatorische Freiheitsgrade im Sinne einer Roll- und Gleitbewegung.

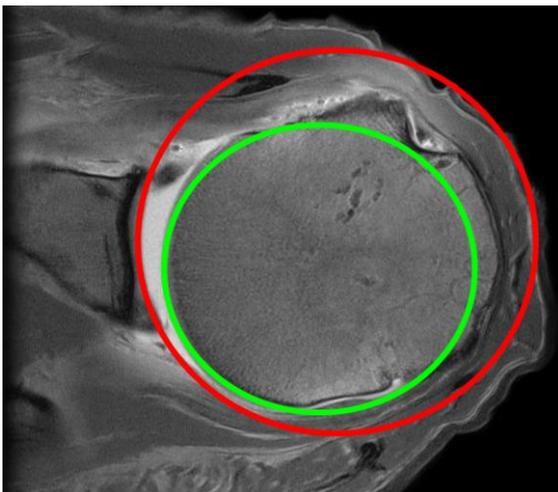


Abbildung 1: Schulter, Transversalschnitt (Wilk et al., 1997, S. 365)

Trotz der ausgeprägten Bewegungsfreiheit und der genannten Inkongruenz zwischen Oberarmkopf und Gelenkpfanne benötigt das Schultergelenk nur einen Grundtonus der umgebenden Muskulatur, um den Oberarmkopf im Zentrum der Gelenkpfanne zu fixieren (Pauwels, 1965). Das heißt, dass das gesunde, nicht belastete Gelenk den Humeruskopf in der Gelenkpfanne zentriert. Im Umkehrschluss bedeutet eine vor allem wiederholte und endgradige Bewegung in den Freiheitsgraden (besonders Überkopfbewegungen) einen Reiz zur Dezentrierung des Humeruskop-

fes, der nur durch eine störungsfreie Funktion der aktiven und passiven Schulterstabilisatoren kompensiert werden kann.

Als aktive Stabilisatoren fungieren hierbei die lange Bizepssehne (partiell auch passiver Stabilisator), sowie die Muskulatur der Rotatorenmanschette. Passive Stabilisatoren sind die drei glenohumeralen Bänder und der Labrum/Kapselkomplex (Tab. 1).

Tabelle 1: Passive Stabilisatoren des Schultergelenkes mit Funktion

<b>Passive Stabilisatoren</b>	<b>Hauptfunktion</b>
Superiores glenohumerales Band	Stabilisierung / Zentrierung der Schulter bei 30° Abduktion
Mittleres glenohumerales Band	Stabilisierung / Zentrierung der Schulter bei 60° Abduktion
Inferiores glenohumerales Band	Stabilisierung / Zentrierung der Schulter bei 90° Abduktion und Außenrotation
Labrum Kapsel Komplex	Stabilisierung / Zentrierung der Schulter bei 90° Abduktion und Außenrotation

### **1.1.2 Verletzungshäufigkeiten und -ursache im Handball**

Wie schon in der Einleitung erwähnt, zählt das Schultergelenk zu den verletzungsanfälligsten Gelenken im Handballsport (Abb. 2).

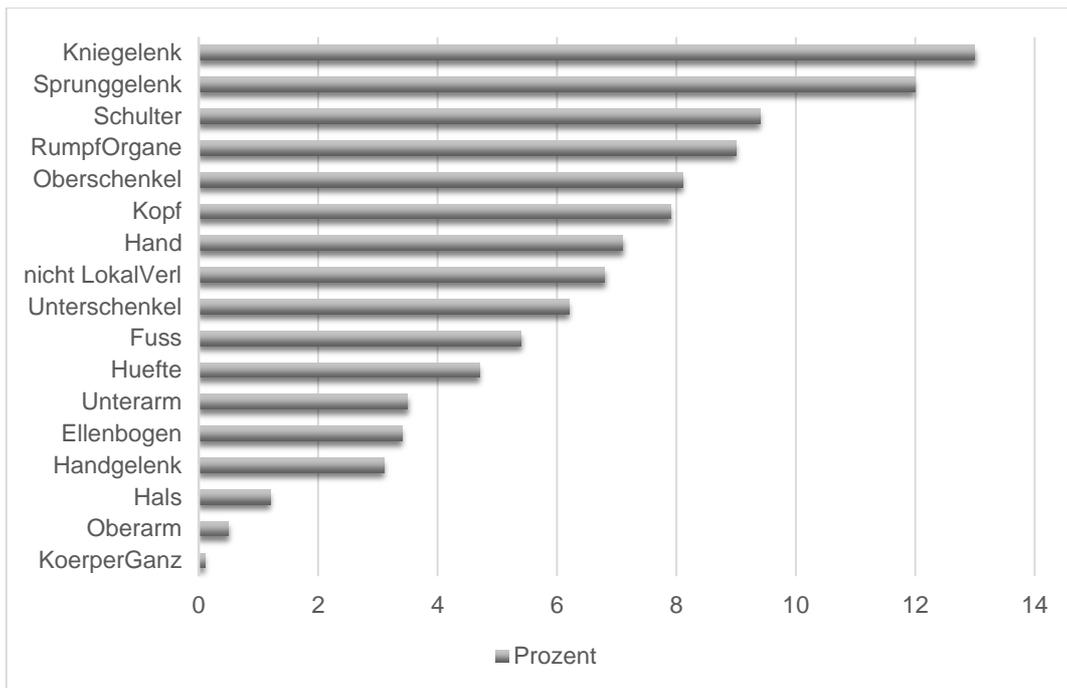


Abbildung 2: Verletzte Körperregionen im Profihandball (nach Klein, 2013)

Betrachtet man die Dauer der Tage an „Sport- und Arbeitsunfähigkeit“ gemessen an der verletzten Körperregion, nimmt das Schultergelenk ebenfalls eine herausragende Stellung ein (Abb. 3).

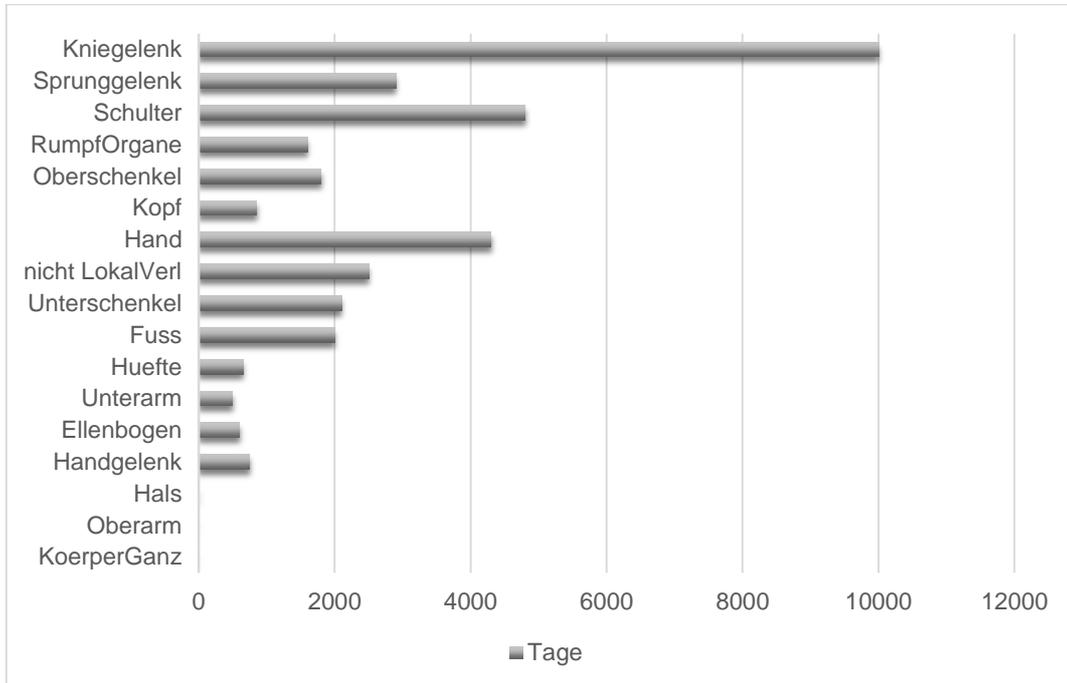


Abbildung 3: Summe der AU-Tage nach verletzten Körperregionen (nach Klein, 2013)

Der Handballsport zählt in Deutschland, nach Fußball, statistisch zu den verletzungsintensivsten Sportarten (15% aller Verletzungen im Vereinssport) und ist vergleichbar mit Basketball und Volleyball (Oehlert et al.,

2004; Moller et al., 2012; Myklebust et al., 2013; Claarsen et al., 2014; Doyscher et al., 2014). Neben Makrotraumata (Fieseler et al., 2014) sind gerade für das Schultergelenk hohe Inzidenzen für akute und chronische Beschwerden beschrieben (Doyscher et al., 2014; Pieper et al., 2014). Radiologisch finden sich im MRT zu einem hohen Prozentsatz chronische Veränderungen an den beteiligten Strukturen (Jost et al., 2006).

Dies ist wenig verwunderlich, da davon auszugehen ist, dass ein professioneller Handballsportler während einer gesamten Spielsaison mit Vorbereitungsphase bis zu 48.000 Wurfbewegungen mit Geschwindigkeiten bis zu 130 km/h und einer Winkelgeschwindigkeit bis zu 7000° pro Sekunde durchführt. Das entspricht 20 Umdrehungen pro Sekunde bzw. einer Geschwindigkeit an der Hand von 150-170 km/h (Seil et al., 1997; Pieper et al., 1998; Pieper et al., 2014). Fleisig et al. (1995) beschrieben das 1- bis 1,5-fache des Körpergewichtes als Last auf den Schulterstrukturen während einer Wurfbewegung.

Konsequenzen der hohen und intensiven repetitiven Belastung eines Überkopf- und Wurfspielers für die Schultergelenke mit ihren weichteiligen sowie knöchernen anatomischen Strukturen sind Veränderungen der Bewegungsradien im Sinne von Adaptationsprozessen am belasteten Gelenk (Sethi et al., 2004; Ruotolo et al., 2006; Wilk et al., 2011). Diese Anpassungsvorgänge beinhalten die Reduktion der Innenrotations- und Erweiterung der Außenrotationsstrecke am Wurfarm (Bigliani et al., 1997; Ruotolo et al., 2006; Dines et al., 2009). Aus einer zunächst funktionellen Anpassung wird bei wiederholtem Stress über die morphologische Reaktion der betroffenen Gelenkstrukturen eine strukturelle Veränderung (Fieseler et al., 2014). Diverse Autoren beschrieben diese pathologischen Reaktionen zum einen als knöchernen Anpassungen mittels vermehrter Retroversionsstellung des Humeruskopfes (Pieper et al., 1998; Crockett et al., 2002; Osbahr et al., 2002; Pieper et al., 2014). Andere Untersuchungen gehen von einer weichteiligen Anpassung bzw. Veränderung aus (Jobe et al., 1995; Burkhardt et al. 2003). Unabhängig davon, wel-

ches Konzept den Pathomechanismus am ehesten erklärt, ist eine „Werferschulter“ mit klinischen Problemen wie einem posterosuperioren internen glenohumeralen Impingement-Syndrom, Superior Labrum anterior to posterior Läsionen (SLAP-Läsionen) oder einer vorderen Instabilität (Burkhardt et al., 2003; Bach et al., 2006; Wilk et al., 2011; Lubiatuski et al. 2014) assoziiert. Zahlreiche Studien untersuchten die Risikofaktoren für Verletzungen am Schultergelenk bei Überkopfsportlern, insbesondere bezüglich der glenohumeralen Beweglichkeit und Kraft (Trakis et al., 2008; Wilk et al., 2011; Almeida et al., 2013; Edouard et al., 2013; Kibler et al., 2013; Myklebust et al., 2013; Clarsen et al., 2014). Als primärer Risikofaktor für Verletzungen und Schäden am Schultergelenk ist das glenohumerale Innenrotationsdefizit (GIRD) von Burkhardt et al. (2003) beschrieben, dass mit einer Reduktion der Innenrotation in der Wurf-schulter im Vergleich zur Nichtwurfschulter einhergeht (Tyler et al., 2000; Myers et al., 2006, Tyler et al., 2010).

Mit dem Konzept der Gesamtrationsbeweglichkeit (total range of motion = tROM) als Summe der gemessenen Innen- und Außenrotation in 90°-Armabduktion und 90°-Flexion des Ellenbogens am liegenden Probanden in Rückenlage beschrieben Wilk et al. (2011) erstmalig eine reproduzierbare Methodik zur Untersuchung von Schultergelenken bei Überkopfsportlern.

Die Reliabilität und Validität unter Verwendung von Winkelmessern (Goniometer) sowie isometrischen Kraftmessgeräten (Dynamometer) wurde mehrfach in Studien belegt (Kolber et al., 2007; Mullaney et al., 2010; Kolber et al., 2012; Cools et al., 2014, Fieseler et al., 2015).

### **1.1.3 Die Werferschulter**

Da es bisher keine wissenschaftlichen Daten über die einzelnen Bewegungsphasen eines Handballwurfes gibt soll an dieser Stelle näherungs-

weise der Bewegungsablauf eines Baseballspielers im Folgenden erläutert werden (Meister, 2000).

Die Wurfbewegung wird in 6 Phasen unterteilt:

- Vorbereitung (wind up),
- Ausholbewegung (early cocking),
- Endgradige Ausholbewegung (late cocking),
- Beschleunigung (acceleration),
- Abbremsphase (deceleration),
- Durchzugsphase (follow through).

Im Rahmen dieser Bewegung wird die Schulter, besonders in der Phase der endgradigen Ausholbewegung, in eine übermäßige Außenrotation / Abduktion geführt. Ein wesentliches Hauptproblem des Überkopfsportlers ist, stets das Gleichgewicht aus Kraft, Stabilität und optimaler Humeruskopfzentrierung zu finden. Häufig kann es zu einem Ungleichgewicht zwischen Mobilität und Stabilität kommen. Um die extremen Bewegungsausmaße,  $129^\circ \pm 10^\circ$  Innenrotation und  $61^\circ \pm 9^\circ$  Außenrotation (Mittelwerte von 329 professionellen Baseballspielern - Wilk et al., 2011), beim Wurf zu erreichen, müssen durch den Athleten häufige maximale Rotationsbewegungen am abduzierten Arm durchgeführt werden. Durch die häufigen Wurfwiederholungen kann es zu einer Ermüdung der aktiven Muskulatur kommen. Dies verursacht eine erhöhte Belastung sowie eine vermehrte Mikrotraumatisierung der statischen Stabilisatoren. Es kommt zu Schmerzen, Dysfunktionen, Verletzungen und ggf. Leistungsverlust. In Abbildung 4 werden die wirkenden Kräfte und kritischen Momente in einer Wurfbewegung dargestellt.

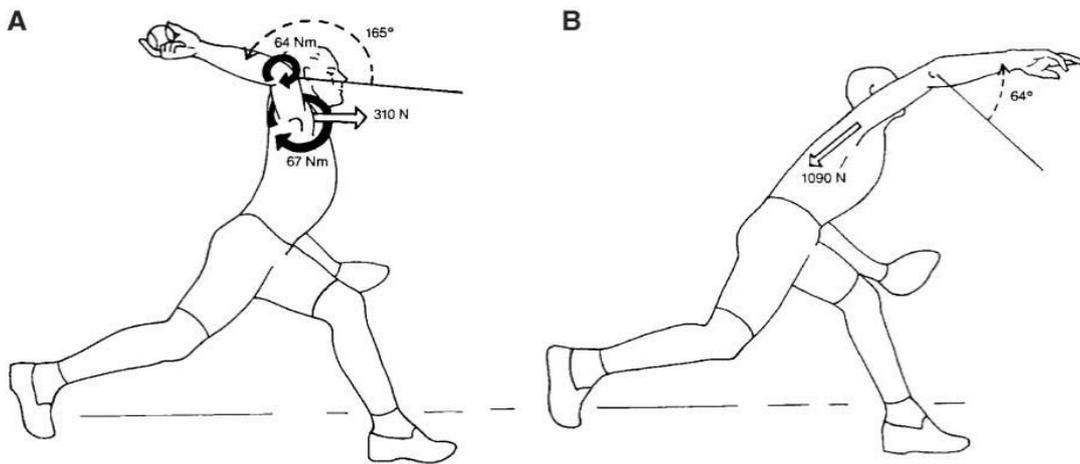


Abbildung 4: A: Kraftwirkungen in der Beschleunigungsphase B: Kraftwirkung in der Abbremsphase (Fleisig et al., 1995, S.327)

Jobe (1989) zufolge kann die schmerzhafte Schulter des Überkopfsportlers nach folgender Klassifikation eingeteilt werden (Tabelle 2):

Tabelle 2: Klassifikation der schmerzhaften Schulter beim Überkopfsportler nach Jobe (1989)

Gruppe	Pathologie	Ursache
1	Primäres Outlet – Impingement, keine Instabilität	Korakoakromialer Bogen
2	Primäre Instabilität, sekundäres Impingement	Rezidivierendes Mikrotrauma
3	Primäre Instabilität, sekundäres Impingement	Allgemeine Hyperlaxizität
4	Instabilität, kein Impingement	Makrotrauma (z.B. Luxation)

Bei Gruppe 1 (typisches Outlet Impingement) und Gruppe 4 (Makrotrauma) liegen die Ursachen in einem Ereignis, das nicht direkt mit einer Pathologie am Humeroglenoidalgelenk assoziiert werden kann. Die Behandlung bzw. therapeutischen Möglichkeiten reichen in den Fällen von krankengymnastischen Behandlungen, Injektionen bis hin zu operativer Stabilisierung (Gruppe 4) oder subacromialer Dekompression mittels Bursektomie und partieller Resektion der subacromialen Gelenkfläche (Gruppe 1). Die sekundären Impingement-Syndrome der Gruppe 2 und 3 resultie-

ren aus primär humeroglenoidal artikulären Pathologien, die als Folge entweder rezidivierender Mikrotraumata während einer Wurfbewegung (Gruppe 2) oder einer angeborenen Hyperlaxität der passiven Stabilisatoren (Gruppe 3) zu erklären sind. Ein sekundäres Impingement-Syndrom beim Überkopf- und Wurfsporler ist das posterosuperiore Impingement-Syndrom, welches hier stellvertretend weiter erläutert wird.

#### **1.1.4 Posterosuperiores Impingement**

Das posterosuperiore Impingement-Syndrom ist eine intraartikuläre Konfliktsituation, bei dem es zu einem mechanischen Kontakt zwischen dem posterosuperioren Glenoidrand, dem Labrum und Insertionsareal der langen Bizepssehne mit dem Tuberkulum majus bzw. der artikulareseitigen Rotatorenmanschette, speziell der Musc. Supraspinatus-Sehne, kommt. Der Kontakt dieser Strukturen tritt bei 90° Abduktion, maximaler Außenrotation und Horizontalextension (Hyperangulation) auf. Dies entspricht bei genauer Betrachtung der „late cocking-Phase“ eines Überkopfsportlers während der Wurfbewegung. Für das posterosuperiore Impingement-Syndrom sind in der aktuellen Literatur zwei verschiedene Erklärungsmodelle beschrieben. Diese sollen im folgenden Abschnitt gesondert und detailliert betrachtet werden. Beide pathophysiologischen Modelle resultieren in strukturellen Verletzungen/Veränderungen am Schultergelenk. 5 Strukturen einer „Werferschulter“ sind als besonders gefährdet beschrieben:

- Posterosuperiores Glenoid und Labrum,
- Anteriore Gelenk-Kapsel,
- Posterosuperiore articulareseitige Rotatorenmanschette,
- SLAP – Komplex,
- Oberfläche des Humeruskopfes.

### **1.1.5 Modell nach Jobe & Sidles (1994)**

Die Ursache des posterosuperioren Impingement-Syndrom liegt nach Jobe und Sidles (1996) in einer vermehrten anterioren Translation (= vordere unidirektionale Instabilität) des Oberarmkopfes. Ursächlich verantwortlich dafür ist eine Überdehnung der vorderen Schultergelenkkapsel und dem inferioren glenohumeralen Ligament. Auslöser sind, wie schon oben erwähnt, die rezidivierenden Wurfbewegungen des Überkopfsportlers oder eine angeborene Hyperlaxizität der Kapsel-/Bandstrukturen.

### **1.1.6 Modell nach Burkhart (1998) und Morgan (1998)**

Burkhart und Morgan (1998) lokalisieren die pathoanatomische Ursache des posterosuperioren Impingement-Syndromes an anderer Stelle. Durch die rezidivierenden Mikrotraumata der posteroinferioren Gelenkkapsel kommt es über die initialen entzündlichen und im Verlauf fortbestehenden Reize zu einer Vernarbung und posteroinferioren Kontraktur des Gewebes. Funktionell bedeuten diese Veränderungen eine Reduktion der Beweglichkeit des Humeruskopfes, vor allem in der Außen- und Innenrotation. Die Sicherstellung einer vor allem für die Wurfbewegung notwendigen Außenrotation beschreiben die Autoren mit einer resultierenden Verlagerung des humeralen Drehzentrums auf der glenoidalen Gelenkfläche, dem „posterosuperioren Shift“ des Humeruskopfes. Damit kann es dann zur Schädigung des posterosuperioren Labrums kommen. Des Weiteren beschreiben Burkhart und Morgan (1998) den sogenannten „Peel-Back Mechanismus“. Hierbei kommt es bei 90° Abduktion und maximaler Außenrotation des Armes zur Torsion (und somit zur unphysiologischen Stellung) des langen Bizepssehnenankers. Dabei treten Scherkräfte auf, die nach posterosuperior fortgeleitet werden, und das dort ansitzende Labrum schädigen können. Durch die postulierte hintere untere Kontraktur und der Bewegung des Oberarmkopfes nach hinten oben, zeigt sich klinisch das Bild einer vorderen Instabilität. Da diese aber ihren Ursprung nicht im vorderen Gelenkbereich hat, wird sie auch als anteriore Pseudolaxizität beschrieben. Parallel dazu kommt es zu einer zunehmenden Einschränkung der Innenrotation (bei 90° Abduktion). Burkhart beschreibt dieses Phänomen als Glenohumerales Innenrotationsdefizit (=GIRD). Bei näherer Betrachtung ist die Innenrotation zugunsten der Außenrotation eingeschränkt. Die totale Range of Motion (Innenrotation + Außenrotation) bleibt hingegen nahezu unverändert (Abb.5).

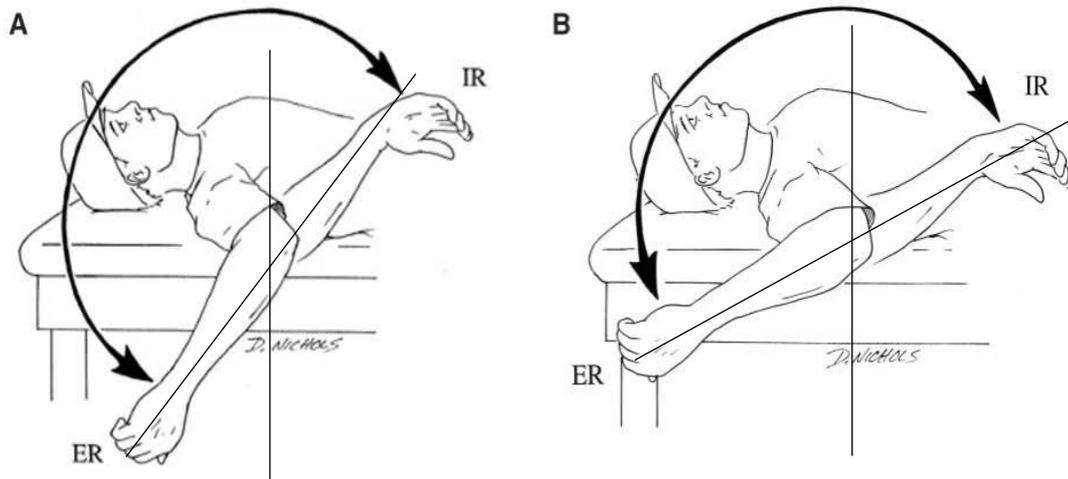


Abbildung 5: A: Wurfarmseite mit erweiterter ER (external rotation) und eingeschränkter IR (internal rotation); B: Nichtwurfarmseite mit geringerer ER aber erweiterter IR; die Gesamtbeweglichkeit (hier als Bogen dargestellt) ist in A und B gleich (Fleisig et al., 1995, S.333)

### 1.1.7 SLAP – Läsion

Die SLAP Läsion ist eine Verletzung des oberen vorderen und/oder hinteren Labrums an der Schultergelenkpfanne. Die Insertion der langen Bizepssehne befindet sich anatomisch am oberen, vor allem hinteren oberen Labrum und ist mit diesem fest verbunden (Barthel, 1998; Cooper, 1992; Loehr, 1995). Man spricht daher häufig vom Labrum-/Bizepssehnen-Komplex. Erstbeschreiber der verschiedenen Läsionstypen waren Snyder et al. (1990), die vier Formen beschreiben. 1995 wurden durch Maffet et al. drei weitere Läsionstypen ergänzt. Klinisch bedeutsam sind allerdings nur die 4 Läsionstypen von Snyder (1998).

Der Überkopfsportler zeigt am häufigsten die Typ II Läsion nach Snyder (1998), so dass hier eine weitere Subtypeneinteilung (Typ IIa, IIb und IIc) erfolgt ist (Tab. 3).

Tabelle 3: Einteilung der SLAP Läsion nach Snyder (1998)

<b>Läsions- typ</b>		<b>Arthroskopischer Befund</b>
Typ I		Partieller Einriss des Labrums im Bereich der vorderen und hinteren kranialen Zirkumferenz
Typ II	a	Kompletter Abriss der Labrum-Bizepssehnenankers im Bereich der vorderen oberen Zirkumferenz
	b	Kompletter Abriss der Labrum-Bizepssehnenankers im Bereich der vorderen hinteren Zirkumferenz
	c	Kompletter Abriss der Labrum-Bizepssehnenankers im Bereich der vorderen oberen und hinteren Zirkumferenz
Typ III		Korbhenkelartiger Abriss des Labrums bei weitgehend intaktem Bizepssehnenankers
Typ IV		Korbhenkelartiger Abriss des Labrums mit zusätzlichem Einriss im Ansatzbereich der langen Bizepssehne

## 2 Zielstellung

Auf der Basis der wissenschaftlichen Auseinandersetzung lassen sich folgende Forschungsdefizite benennen:

### **Forschungsdefizite:**

Hintergrund:

1. Longitudinale Untersuchungen, die intraindividuell eine sportartspezifische Belastung über eine gesamte Spielsaison beobachten, sind in der aktuellen Literatur nicht publiziert.

Sportartspezifische Belastungen an Schultergelenken bei Überkopf- und Wurfathleten sind in der longitudinalen Betrachtung nur aus dem amerikanischen Sprachraum und nur bei Baseball-Sportlern bekannt (Freehill et al. 2011, Wilk et al. 2011, Borsa et al. 2005). Reinhold et al. (2008) beschrieben signifikante Veränderungen der Beweglichkeit an der Wurfarm-Schulter 24 Stunden nach einer intensiven Belastung, im Saisonverlauf wurden keine klinischen Daten erhoben.

Im professionellen Handballsport sind Untersuchungen über die sportartspezifischen Belastungen hinsichtlich Beweglichkeit und Kraftentwicklung an Schultergelenken bisher bei weiblichen Athleten (Myklebust et al. 2013) oder bei männlichen Sportlern ohne wiederholte klinische Untersuchungen der betroffenen Organe publiziert (Clarsen et al. 2014).

2. Die Assoziation einer veränderten Beweglichkeit und Kraft am Schultergelenk mit klinischen Symptomen wie Schmerz, strukturellen Pathologien oder Risiko einer Verletzung ist bisher nur wenig bzw. longitudinal nicht untersucht.

Almeida et al. (2013) dokumentierten in einer einmaligen klinischen Untersuchung von Schultergelenken an professionellen Handballsportlern

eine Korrelation mit Schmerzsymptomen und verringerter Beweglichkeit, Wilk et al. (2011) stellten ein erhöhtes Verletzungsrisiko eines Schultergelenkes bei Baseballsportlern fest, wenn die Gesamt-Beweglichkeit am Wurfarm um 5° im Vergleich zum Nicht-Wurfarm verringert ist. Dieser Zusammenhang wurde von Clarsen et al. (2014) beim professionellen männlichen Handballsportler bestätigt, allerdings methodisch über eine einmalige klinische Untersuchung und Anamneseerhebung.

3. Das glenohumerale Innenrotationsdefizit (GIRD) am belastenden Schultergelenk ist als Prädiktor für strukturelle Veränderungen oder klinische Symptome wie Schmerzen zwar bei Baseball-Sportlern (Myers et al. 2006, Lintner et al. 2007), nicht jedoch bei Handballsport-Athleten beschrieben.

4. Zur Evaluation klinischer Parameter wie Kraft und Beweglichkeit sind an männlichen Handballsportlern keine reliablen Untersuchungsmethoden bekannt, insbesondere nicht für eine longitudinale Beobachtung.

Während die Reliabilitätsprüfung einer Beweglichkeit des Schultergelenkes in Innen- und Außenrotation mittels Goniometer an asymptotischen Probanden in einer singulären Messung und mit zwei Untersuchern (Inter- und Intra-Rater Reliabilität) von Cools et al. (2014) beschrieben wurde, publizierten Kolber et al. (2006) eine reliable Messreihe für isometrische Kraftmessungen, ebenfalls an gesunden asymptotischen Probanden und mit einer einzigen Untersuchung.

Fieseler et al. (2015) ermittelten aussagekräftige Ergebnisse einer Bestimmung der Schultergelenksbeweglichkeit mittels Goniometrie sowie isometrischen Kraft mittels Hand-Dynamometer an weiblichen professionellen Handballathleten mit einem Zeitintervall von 7 Tagen.

Ein solches Assessment mit verwertbarer Reliabilität ist an männlichen Handballsportlern nicht bekannt.

**Hypothese 1:** Die Schultergelenksbeweglichkeit- (auch sequentiell) und isometrische Kraft verändern sich im Saisonverlauf bzw. longitudinaler Beobachtung signifikant.

**Hypothesenprüfung:** Deskriptive Beschreibung der Untersuchungsparameter zum MZP 1, MZP 2, MZP 3 und MZP 4 sowie zweifaktorielle (Zeit, Wurfarm) Varianzanalyse.

**Zielstellung 1:** Professionelle männliche Handballsportler werden über den gesamten Saisonverlauf hinsichtlich einer Beweglichkeit (Gesamtbeweglichkeit, Innenrotation, Außenrotation) und isometrischen Kraftentwicklung in Außen- und Innenrotation an beiden Schultergelenken untersucht.

**Hypothese 2:** Die longitudinale Beobachtung der Athleten zeigt frühzeitig Hinweise für eine Verletzungswahrscheinlichkeit.

**Hypothesenprüfung:** Die Überprüfung des GIRD, ERG, und total ROM im Verlauf der Spielsaison mittels zweifaktorieller (Zeit, Wurfarm) Varianzanalyse.

**Zielstellung 2:** Die mathematischen und quantitativen Veränderungen des GIRD, ERG und total ROM in Kombination mit einer wiederholten klinischen Untersuchung detektieren Symptome wie Schmerz, strukturelle Veränderungen oder Verletzungswahrscheinlichkeit.

**Hypothese 3:** Die Intraobserver Reliabilität der goniometrischen und isometrischen Untersuchungen am Schultergelenk sind ausreichend bis hoch ( $ICC > 0,75$ ).

**Hypothesenprüfung:** Berechnung des ICC (relative Reliabilität) und SEM (absolute Reliabilität) für die Goniometrie und isometrischen Kraft-

messung an den Schultergelenken der Athleten sowie Darstellung anhand von Bland-Altman-Plots.

**Zielstellung 3:** Prüfung der Intraobserver Reliabilität bezüglich Dynamometrie und Goniometrie am Schultergelenk von männlichen Handballern (Zeitintervall: 1 Woche).

**Hypothese 4:** Die Veränderungen in Beweglichkeit und Kraft korrespondieren mit der klinisch-medizinischen Symptomatik.

**Hypothesenprüfung 4:** Auf der Basis der klinischen Tests (O'Brien, Crank, Sup. ARO und Pronation) und der MZP 1, 3 und 4 werden die Spieler dichotomisiert (positiv, negativ) und die zwei Gruppen regressionsanalytisch (Lineare Regression; Einflussfaktoren: O'Brien, Crank, Sup. ARO, Pronation) hinsichtlich der möglichen Frühindikatoren IRO-WA, ARO\_WA, tROM-WA, GIRD und ERG (abhängige Variablen) geprüft.

**Zielstellung 4:** Korrelation der Veränderungen in der Beweglichkeit und isometrischen Kraft am Schultergelenk mit der klinischen Untersuchung.

### 3 Material und Methodik

#### 3.1 Untersuchungsstichprobe

An der Untersuchung nahmen insgesamt 31 professionelle Handballspieler (TuS Ferndorf, 3. Handball Bundesliga West; HSV Bad Blankenburg, 3. Handball Bundesliga Ost) im Alter zwischen 19 und 32 Jahren teil. Entsprechend der Spielposition nahmen 4 Torwarte, 6 Kreisläufer, 8 Außenspieler und 13 Rückraumspieler an der Studie teil. Die anthropometrischen Merkmale der teilgenommenen Spieler sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4: Anthropometrische Merkmale der Spieler. BMI=Body-Mass-Index.

	Alter [Jahre]	Größe [m]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]
<b>MW</b>	25,3	1,87	91,9	26,1
<b>SD</b>	3,4	0,05	9,4	1,6
<b>Min</b>	32	1,72	74,0	22,9
<b>Max</b>	19	2,02	112,0	31,9

### 3.2 Untersuchungsablauf

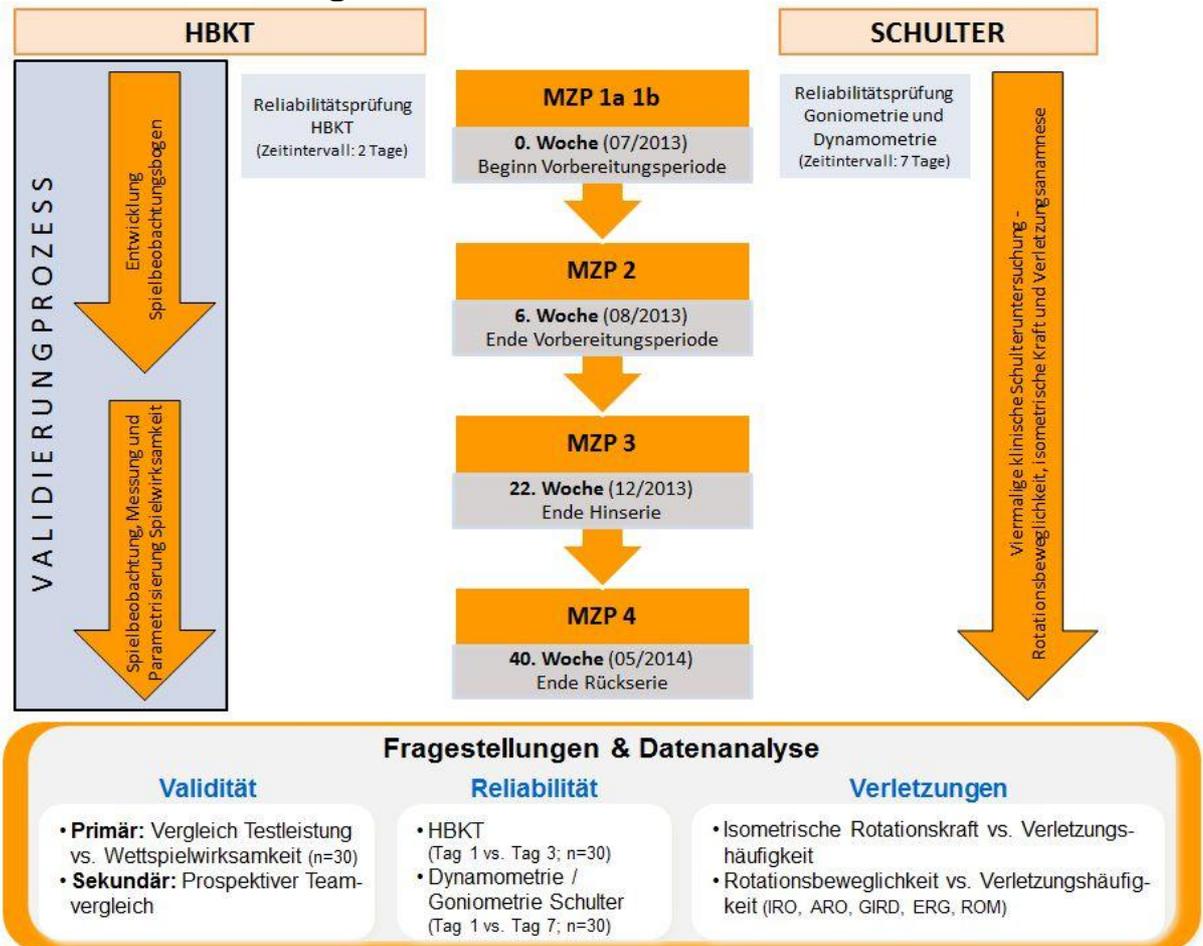


Abbildung 6: Studienablauf - Gesamtprojekt

Die Untersuchung gliederte sich in mehrere Teiluntersuchungen im Rahmen der Handballsaison 2013/2014. Untersucht wurden die beiden Mannschaften in Rahmen der Saison an jeweils vier Messzeitpunkten. Die erste Untersuchung des Teams aus der 3.Liga Ost wurde vom 09. bis 11. Juli 2013 durchgeführt. Dabei wurde der HBKT sowohl am 09.07.2013 als auch am 11.07.2013 durchgeführt (Abb. 6, linker Untersuchungsstrang). Die klinische Untersuchung fand am 10. Juli 2013 statt. Den Spielern wurde vor der Testung der Untersuchungsablauf erläutert. Parallel dazu wurden der Constant Score und die sportmedizinischen Untersuchungsdaten individuell erhoben. Dies geschah nach kurzer Erläuterung durch den Untersuchungsleiter. Ein Untersuchungsleiter und eine weitere Hilfsperson führten die Untersuchung durch. Der 1. Messzeitpunkt lag vor Beginn der Vorbereitung Anfang Juli 2013 (Woche 0). Der

2. Messzeitpunkt wurde am Ende der Vorbereitungsperiode Ende August (Woche 6) durchgeführt. Der 3. Messzeitpunkt lag am Ende der Hinserie Anfang Dezember (Woche 22) und der 4. MZP am Ende der regulären Handballeisaison im Mai 2014 (Woche 40). Zusätzlich erfolgte die Bestimmung der Intraobserver Reliabilität.

Die Untersuchung umfasst eine spezielle klinische Untersuchung, eine Bestimmung der tROM sowie eine isometrische Kraftmessung beider Schultergelenke (Wurfarm, Nicht-Wurfarm). Die Bestimmung der tROM wurde am liegenden Probanden durchgeführt. Es ist dabei zu beachten, dass eine Elevation des Schulterblattes bei Bewegungsdurchführung vermieden wird, um verfälschte Ergebnisse zu vermeiden. Von jedem Spieler wurde zu jedem Untersuchungszeitpunkt der Constant Score erhoben. Weiterhin wurden Vorerkrankungen und aktuelle Behandlungen / Therapie / Diagnostik beider Schultern eines jeden Spielers erfasst. Alle Untersuchungen wurden ohne vorherige Belastung / Erwärmung der Probanden durchgeführt.

Tabelle 5: Testablauf

Tag	Inhalte	Zeitungsumfang [min]
09.07.2013	HBKT	ca. 60
10.07.2013	Erhebung des Constant Scores	10
	Erhebung der sportmedizinischen Untersuchungsdaten	10
	Klinische Untersuchung der Schulter	5
	Messung der Rotationsbeweglichkeit	5
	Messung der Rotationskraft	10
11.07.2013	HBKT	ca. 60

### 3.3 Untersuchungsmethoden

Die klinische Untersuchung beider Schultergelenke basiert auf Reinhold und Gill (Reinhold et al. 2010). Zur Detektion superiorer labraler Verletzungen kam der O'Brien Test, Crank Test, Supinations – Außenrotations-test gegen Widerstand und der Pronationsbelastungstest zum Einsatz. Beim O'Brien Test, auch active compression test, bringt der Untersucher den im Ellenbogen gestreckten und innenrotierten Arm (Daumen zeigt zum Boden) des Patienten in 90° Anteversion und 10-15° Adduktion. Anschließend übt der Untersucher am proximalen Unterarm Druck nach kaudal aus, während der Patient dagegen hält. Der Arm wird nun in maximale Außenrotation gebracht und der Untersucher übt erneut Druck nach kaudal aus. Schmerzen beim Versuch, den Arm gegen den Widerstand des Untersuchers anzuheben können Hinweis auf eine SLAP Läsion sein.

Beim Crank Test, auch Crank Zeichen, wird beim aufrecht stehenden Patienten der Arm in der Scapulaebene maximal flektiert (eleviert) und der Ellenbogen etwa um 90° gebeugt. Der Untersucher umfasst nun mit einer Hand den Ellenbogen und übt einen axialen Druck auf den Humerus aus. Gleichzeitig führt der Untersucher eine Innen- und Außenrotationsbewegung durch. Treten Schmerzen oder ein Schnappen im Glenohumeralgelenk auf kann dies ein Hinweis auf eine SLAP Läsion sein.

Um Instabilitäten des Gelenkes aufzuzeigen, wurden Sulcus Zeichen und vorderer Lachmann Test durchgeführt. Verschiedene Bewegungsausmaße des Schultergelenkes wurden nach der Neutral Null Methode und mit Hilfe eines Goniometers bestimmt. Gemessen wurde die aktive Außenrotation und Innenrotation in 90° Abduktion und 90° Flexion im Ellenbogen am liegenden Probanden bei fixiertem Schulterblatt sowie die freie aktive Abduktion und Anteversion im Stehen.

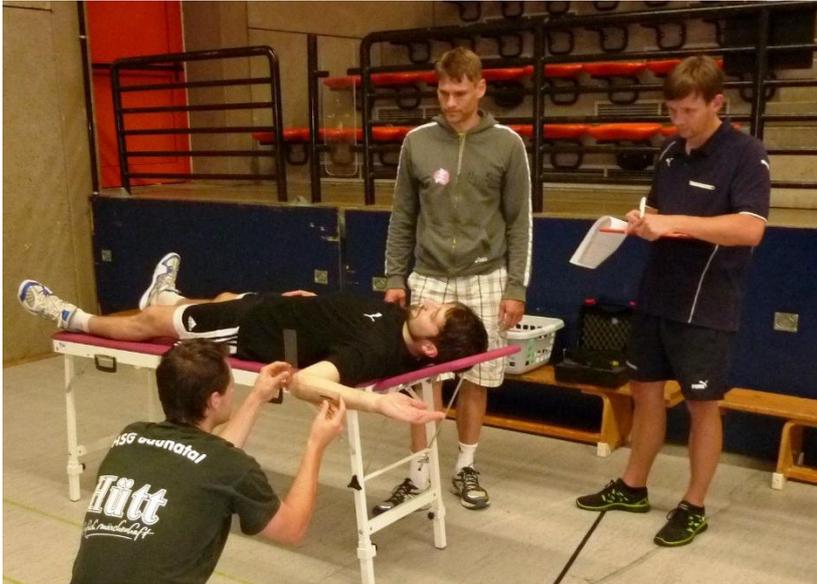


Abbildung 7: Messung der Rotation am liegenden Probanden

Die isometrische Kraft der Wurfarm- und Nichtwurfarmschulter wurde am liegenden Patienten mit Hilfe eines isometrischen Kraftmessgerätes (Abb. 7 und Abb. 8) bestimmt.



Abbildung 8: Isoforce control evo 2, Firma: medical solutions AG

Wichtig ist hierbei die genaue Fixierung des Skapula am Untergrund (in der Horizontalebene), um ein reproduzierbares, vergleichbares Ergebnis zu erhalten.



Abbildung 9: Messung der isometrischen Kraft am liegenden Probanden mit fixiertem Schulterblatt

Zusätzlich wurde im Rahmen des Constant Scores die isometrische abduzierende Kraft bei 90° Abduktion im Stehen ermittelt. Im Verlauf der Saison wurden alle Verletzungen am Schultergelenk erfasst. Zu jedem Messzeitpunkt wurde der Constant Score der Wurfarmseite eines jeden Spielers erhoben. Dies ermöglicht uns eine objektive Einschätzung der subjektiven Beschwerden, Beweglichkeit und Kraft der Schulter. In der Abbildung 10 ist der Constant Score graphisch dargestellt. Einschränkend sollte an dieser Stelle erwähnt werden, dass der Constant Score in der Regel im rehabilitativen Setting und nicht bei Gesunden bzw. Sportlern angewendet wird.

## Constant-Schulter-Score

Name, Vorname: _____	Betroffene Schulter: <input type="checkbox"/> re <input type="checkbox"/> li
Geb.-Datum: _____	Dominanter Arm: <input type="checkbox"/> re <input type="checkbox"/> li
Untersuchungsdatum: _____	

**Schmerz:** (der am stärksten verspürte im Verlauf des täglichen Lebens)

<b>kein</b>	<b>mild</b>	<b>mäßig</b>	<b>starke Schmerzen</b>													
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	
Punkte: 15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0	15

**Alltagsaktivitäten:**

**Arbeitsfähigkeit:** 0 – 1 – 2 – 3 – 4

**Freizeit-/Sportfähigkeit:** 0 – 1 – 2 – 3 – 4

**Schlaffähigkeit:** 0 – 1 – 2

**Handreichweite:** Verrichtung von Arbeiten schmerzlos möglich bis .....

Gürtellinie	Xiphoid	Hals	Scheitel	über den Kopf hinaus	
2	4	6	8	10	20

**Motilität:** schmerzfrei + aktiv !

	<b>Flexion:</b>	<b>Abduktion:</b>
0° - 30°	0	0
31° - 60°	2	2
61° - 90°	4	4
91° - 120°	6	6
121° - 150°	8	8
151° - 180°	10	10

**Außenrotation:** (Punkte jeweils addieren)

Hand auf dem Scheitel, Ellenbogen nach vorne	2
Hand auf dem Scheitel, Ellenbogen zur Seite	2
Hand am Hinterkopf, Ellenbogen nach vorne	2
Hand am Hinterkopf, Ellenbogen zur Seite	2
Uneingeschränkte Überkopfbeweglichkeit	2

**Innenrotation:**

Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels	0
Handrücken auf Gesäß	2
Handrücken auf lumbosacralem Übergang	4
Handrücken auf Gürtellinie (3. LWK)	6
Handrücken auf 12. Rückenwirbel	8
Handrücken zwischen den Schulterblättern	10

40

**Kraft:** Messwert: \_\_\_\_\_ kg → entsprechenden Punktwert unten markieren

90° Abduktion in der Scapularebene, Hand proniert.

Messung mit Isobex Kraftmessgerät (Cursor AG, Bern, Schweiz). 1 Punkt entspricht einem Pfund (=0,45 kg)

1 P 0,45 kg	6 P 2,7 kg	11 P 4,95 kg	16 P 7,2 kg	21 P 9,45 kg
2 P 0,9 kg	7 P 3,15 kg	12 P 5,4 kg	17 P 7,65 kg	22 P 9,9 kg
3 P 1,35 kg	8 P 3,6 kg	13 P 5,85 kg	18 P 8,1 kg	23 P 10,35 kg
4 P 1,8 kg	9 P 4,05 kg	14 P 6,3 kg	19 P 8,55 kg	24 P 10,8 kg
5 P 2,25 kg	10 P 4,5 kg	15 P 6,75 kg	20 P 9,0 kg	25 P 11,25 kg

Untersucher: \_\_\_\_\_ Gesamtpunktzahl: \_\_\_\_\_

100

Abbildung10: Constant Schulter Score

### 3.4 Statistische Auswertung

Die statistische Datenanalyse erfolgte mit dem Programm SPSS für Windows 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Deskriptiv wurden Minima, Maxima, Mittelwerte, Standardabweichungen und 95% Konfidenzintervalle berechnet.

Ebenfalls deskriptiv wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse (Zeit/Wurfarm) durchgeführt.

Die Poweranalyse basierte auf den Empfehlungen von Bonett (2002). Folgende Annahmen wurden zugrunde gelegt: ICC=0,85, Standardfehler=1,96, Breite des Konfidenzintervalls=0,20,  $\alpha=0,05$ ,  $\beta=0,20$ . Demnach ist ein Stichprobenumfang von  $n=31$  notwendig, um eine suffiziente Reliabilitätsanalyse durchführen zu können.

Die Berechnung und Interpretation der relativen (Intraclass Korrelation, ICC) und absoluten (SEM) Reliabilität erfolgte auf der Basis der Empfehlungen von Shrout & Fleiss (1979) sowie Hopkins (2000) und Hopker et al. (2010). Die ICC-Werte wurden wie folgt interpretiert:  $>0,75$  hohe Reliabilität;  $0,40-0,75$  zufriedenstellende Reliabilität;  $<0,40$  geringe Reliabilität (1979).

Darüber hinaus wurden die Daten mittels Scatterplots nach Bland und Altman (1986) aufbereitet. Hierbei wurden die Differenzen (MZP 1 – MZP 2) gegen die Mittelwerte (x-Achse) abgetragen. Das Niveau an Übereinstimmung wurde anhand der Limits of agreement (Mittelwert  $\pm$  2 Standardabweichungen) der ermittelten Differenzen berechnet.

Das Signifikanzniveau betrug für diese Untersuchung  $p<0,05$  und  $\eta^2>0,10$ .

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Reliabilität

Die Prüfung der Intrarater Reliabilität erfolgte an einer Substichprobe von 26 Handballern.

Tabelle 6: Charakterisierung der Untersuchungsstichprobe (n=26) in Abhängigkeit von der Spielposition. Alle Werte sind als Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung angegeben.

	<b>Alter</b> <b>[Jahre]</b>	<b>Größe</b> <b>[m]</b>	<b>Gewicht</b> <b>[kg]</b>	<b>BMI</b> <b>[kg/m<sup>2</sup>]</b>
Torhüter (n=5)	25,0 $\pm$ 6,52	1,89 $\pm$ 0,09	89,2 $\pm$ 7,43	25,0 $\pm$ 1,96
Kreisläufer (n=5)	29,4 $\pm$ 11,4	1,84 $\pm$ 0,10	90,8 $\pm$ 4,66	26,9 $\pm$ 2,17
Außenspieler (n=8)	23,9 $\pm$ 5,00	1,82 $\pm$ 0,04	82,8 $\pm$ 4,83	25,0 $\pm$ 1,69
Rückraumspieler (n=8)	25,6 $\pm$ 4,93	1,90 $\pm$ 0,07	88,8 $\pm$ 10,4	24,5 $\pm$ 2,33
Gesamt (n=26)	25,7 $\pm$ 6,72	1,86 $\pm$ 0,08	87,4 $\pm$ 7,71	25,2 $\pm$ 2,11

12% (3/26) der Spieler waren Linkshänder. Relevante positionsabhängige Unterschiede fanden sich in den Parametern Größe ( $\eta^2=0,229$ ) und Gewicht ( $\eta^2=0,176$ ).

Tabelle 7: Deskriptive Beschreibung der Untersuchungsparameter zu den MZP 1 und 2 sowie relative (ICC) und absolute (SEM) Intraobserver Reliabilität der Untersuchungsparameter (n=26).

Parameter	MZP 1a	MZP 2b	Relative Reliabilität			Absolute Reliabilität	ANOVA
	MW $\pm$ SD	MW $\pm$ SD	ICC	95% KI		SEM	p
				UG	OG		
IRO-WA [°]	42,2 $\pm$ 9,53	41,4 $\pm$ 9,30	0,79	0,52	0,91	4,31	0,610
IRO-NWA [°]	48,7 $\pm$ 9,66	46,9 $\pm$ 8,81	0,88	0,73	0,94	3,20	0,138
ARO-WA [°]	93,2 $\pm$ 13,9	96,4 $\pm$ 10,0	0,76	0,48	0,89	5,85	0,132
ARO-NWA [°]	89,6 $\pm$ 16,6	90,6 $\pm$ 16,5	0,98	0,95	0,99	2,34	0,292
ROM-WA [°]	135,4 $\pm$ 16,4	137,7 $\pm$ 12,5	0,71	0,35	0,87	7,78	0,389
ROM-NWA [°]	138,2 $\pm$ 18,0	137,5 $\pm$ 19,0	0,97	0,93	0,99	3,20	0,561
GIRD [°]	-6,46 $\pm$ 8,36	-5,46 $\pm$ 7,59	0,67	0,27	0,85	4,58	0,529
ERG [°]	3,58 $\pm$ 14,4	5,73 $\pm$ 10,1	0,64	0,19	0,84	7,35	0,402
Kraft IRO-WA [N]	122,8 $\pm$ 25,0	123,2 $\pm$ 25,9	0,91	0,80	0,96	7,64	0,885
Kraft IRO-NWA [N]	113,0 $\pm$ 30,4	116,6 $\pm$ 22,4	0,79	0,54	0,91	12,1	0,411
Kraft ARO-WA [N]	131,9 $\pm$ 17,5	129,9 $\pm$ 20,1	0,81	0,57	0,91	8,20	0,510
Kraft ARO-NWA [N]	128,6 $\pm$ 19,9	129,1 $\pm$ 21,4	0,85	0,66	0,93	8,00	0,879

Im Vergleich der MZP 1a und 2b (Tab. 7) fanden sich keine signifikanten Unterschiede ( $p < 0,05$  und  $\eta^2 > 0,10$ ). Die größte Differenz ( $3,2^\circ$ ) ließ sich für den Parameter Außenrotation Wurfarmseite (ARO-WA) ermitteln ( $p = 0,132$ ;  $\eta^2 = 0,09$ ).

Seitens der relativen Reliabilität (Tab. 7) ließ sich im Mittel eine hohe Reliabilität beobachten (ICC=0,81). Lediglich drei (25%) Parameter (ROM-WA, GIRD, ERG) wiesen nur eine ausreichende relative Reliabilität auf.

Hierbei handelt es sich ausnahmslos um berechnete Variablen, nicht um Messparameter.

Bezüglich der absoluten Reliabilität (SEM) zeigten sich Messwerte mit guter Wertigkeit bei den erhobenen Parametern.

Tabelle 8: Limits of agreement (Mittelwert  $\pm$  2SD) der Untersuchungsparameter (n = 26) auf der Basis der Bland-Altman-Analyse (Bland & Altman, 1986).

Parameter	Differenz			
	MW	2SD	Limits of agreement	
			Obergrenze MW + 2SD	Untergrenze MW – 2SD
IRO-WA [°]	0,81	15,9	16,7	-15,1
IRO-NWA [°]	1,81	12,0	13,8	-10,2
ARO-WA [°]	-3,19	21,0	17,8	-24,2
ARO-NWA [°]	-1,04	9,84	8,80	-10,9
ROM-WA [°]	-2,39	27,8	25,4	-30,2
ROM-NWA [°]	0,77	13,3	14,1	-12,6
GIRD [°]	-1,00	16,0	15,0	-17,0
ERG [°]	-2,15	25,8	23,7	-28,0
Kraft IRO-WA [N]	-0,42	29,6	29,2	-30,0
Kraft IRO-NWA [N]	-3,62	44,2	40,6	-47,8
Kraft ARO-WA [N]	2,00	30,6	32,6	-28,6
Kraft ARO-NWA [N]	-0,46	30,6	30,1	-31,1
<i>mean</i>	<i>-0,74</i>	<i>23,1</i>	<i>22,3</i>	<i>-23,8</i>

Die Ergebnisse der Bland-Altman-Analyse (Tab. 8) belegen ebenfalls, die hohe Übereinstimmung zwischen den zwei MZP. Im Mittel waren die

Messwerte zum MZP 2 geringfügig größer als zum MZP 1 (MW=-0,74). Die größte mittlere Differenz und Standardabweichung ließ sich für den Parameter „Kraft IRO-NWA“ ermitteln (MW=-3,62 N; 2SD=44,2 N). Immerhin 5 Parameter (42 %) wiesen einen Mittelwert der Differenz aus, dessen Betrag  $\leq 1$  war.

Die Limits of agreement (Tab. 8) differierten teilweise sehr deutlich. Sie bewegten sich zwischen 19,7 (ARO-NWA) und 88,4 (Kraft IRO-NWA).

## 4.2 Veränderungen in der Vorbereitungsperiode

Anamnestisch gab keiner der Spieler eine bisher erfolgte chirurgische Maßnahme an einem der beiden Schultergelenke an, zwei Spieler zeigten klinisch positive Funktionstests (O'Brien, Crank) für eine Pathologie an der langen Bizepssehne sowie vorderem Labrum-/Kapselkomplex. Beiden Sportlern wurde eine weitere Abklärung ihrer Beschwerden empfohlen. Sie wurden bei der Messung der isometrischen Kraft nicht berücksichtigt. Die IRO der WA-Schulter war zu beiden MZP signifikant ( $p=0,001$ ,  $\eta^2=0,178$ ) geringer im Vergleich zur NWA-Schulter. Hingegen war die ARO der WA signifikant größer ( $p=0,012$ ,  $\eta^2=0,114$ ) als die der NWA (Tabelle 9). Seitens der Parameter tROM und eines GIRD waren keine signifikanten Effekte in der Vorbereitungsphase (=VP) zu beobachten (Tabelle 9). Während das GIRD im Verlauf annähernd konstant blieb, reduzierte sich das ERG am Ende des Beobachtungszeitraumes gering, aber nicht signifikant ( $p=0,061$ ,  $\eta^2=0,129$ ). Die isometrische Kraftentwicklung war in der IRO und ARO am WA größer im Vergleich zum NWA (IRO:159 N vs. 145 N; ARO:143 N vs. 139 N) zum Zeitpunkt des MZP1 (Tabelle 9). Im Verlauf der VP ließ sich eine signifikante Reduktion ( $p=0,011$ ,  $\eta^2=0,231$ ) der Kraft in IRO am WA (159 N vs. 141 N) ermitteln (Tabelle 9). Die isometrische Kraftentwicklung in der ARO verringerte sich an der WA ebenfalls signifikant ( $p=0,031$ ,  $\eta^2=0,179$ ; 143 vs. 134 N) (Tabelle 9).

Tabelle 9: Varianzanalytischer Vergleich über die 6wöchige Vorbereitungsperiode (MZP 1: 07/2013; MZP 2:08/2013. MZP=Messzeitpunkt; R=Runde; WA=Wurfarm; NWA=Nichtwurfarm; Signifikanzkriterium:  $p < 0,05$ ,  $\eta^2 > 0,10$ ,  $d > 0,30$ ; signifikante Veränderungen durch Fettdruck hervorgehoben

n=27	MZP 1 (07/2013)	MZP 2 (08/2013)	Zeiteffekt		
	MW±SD (95% KI)	MW±SD (95% KI)	p	$\eta^2$	d
IRO-WA [°]	41,6±10,5 (37,5 – 45,8)	39,9±13,9 (34,4 – 45,4)	0,393	0,028	-0,14
IRO-NWA [°]	51,7±9,69 (47,9 – 55,5)	49,4±12,9 (44,4 – 54,5)	0,228	0,055	-0,20
ARO-WA [°]	101,8±11,1 (97,4 – 106,2)	99,9±11,0 (95,5 – 104,2)	0,176	0,069	-0,19
ARO-NWA [°]	93,2±8,56 (89,8 – 96,5)	95,0±10,9 (90,7 – 99,3)	0,252	0,050	0,19
tROM-WA [°]	143,4±11,6 (138,9 – 148,0)	139,7±9,31 (136,1 – 143,4)	0,106	0,097	-0,35
tROM-NWA [°]	144,9±9,12 (141,3 – 148,5)	144,4±12,3 (139,5 – 149,3)	0,866	0,001	-0,05
GIRD [°]	-10,1±11,1 (-14,5 – -5,68)	-9,56±12,3 (-14,4 – -4,68)	0,847	0,001	0,05
ERG [°]	8,74±7,93 (5,61 – 11,9)	4,89±11,3 (0,43 – 9,35)	0,061	0,129	-0,40
Kraft IRO-WA [N]	158,5±40,4 (142,2 – 174,8)	140,7±26,4 (130,1 – 151,4)	<b>0,010</b>	<b>0,236</b>	<b>-0,53</b>
Kraft IRO-NWA [N]	145,6±36,9 (130,4 – 160,9)	130,0±23,7 (120,2 – 139,8)	<b>0,015</b>	<b>0,221</b>	<b>-0,52</b>
Kraft ARO-WA [N]	142,8±31,2 (130,0 – 155,7)	133,5±26,6 (122,5 – 144,5)	<b>0,027</b>	<b>0,189</b>	<b>-0,32</b>
Kraft ARO-NWA [N]	139,2±22,8 (129,8 – 148,6)	140,1±24,6 (129,9 – 150,3)	0,806	0,003	0,04

### 4.3 Veränderungen in der Hin-Serie

Die IRO der Wurfarmschulter verringerte sich nicht signifikant ( $40^\circ \pm 13,7^\circ$  auf  $38^\circ \pm 10,3^\circ$ ), die ARO am MZP 3 war signifikant größer ( $99^\circ \pm 11^\circ$  auf  $102,5^\circ \pm 10^\circ$ ). Die tROM blieb annähernd unverändert ( $139^\circ \pm 10^\circ$  auf  $141^\circ \pm 10^\circ$ ) (Tabelle 10). Das GIRD nahm signifikant zu ( $-8^\circ \pm 12^\circ$  auf  $-15^\circ \pm 10^\circ$ ) und das ERG nahm ebenfalls zu ( $5^\circ \pm 10^\circ$  auf  $10^\circ \pm 8^\circ$ ) (Tabelle

10). Es gab eine signifikante Veränderung der IRO, aber keinen Einfluss auf ARO und tROM bezüglich der Nichtwurfarmschulter (Tabelle 10).

Die isometrische Innenrotationskraft der Wurfarmschulter und der Nichtwurfarmschulter änderte sich nicht (WA: 141±26N auf 144±24N; NWA: 132±25N auf 133±23N). Allerdings stieg die Außenrotationskraft in beiden Schultern signifikant an (WA: 133±26N auf 142±23N; NWA: 140±25N auf 148±23N) (Tabelle 10).

Tabelle 10: Varianzanalytischer Vergleich über die 16wöchige Hinserie (MZP 2: 08/2013; MZP 3: 12/2013). Signifikanzkriterium:  $p < 0,05$ ,  $\eta^2 > 0,10$ ,  $d > 0,30$ , signifikante Veränderungen durch Fettdruck hervorgehoben

n=30	MZP 2 (08/2013)	MZP 3 (12/2013)	Zeiteffekt		
	MW±SD (95% KI)	MW±SD (95% KI)	p	$\eta^2$	d
IRO-WA [°]	39,9 ± 13,7 (34,8 – 45,0)	38,2 ± 10,3 (34,3 – 42,0)	0,378	0,027	-0,14
IRO-NWA [°]	48,6 ± 13,0 (43,8 – 53,5)	52,6 ± 10,3 (48,7 – 56,4)	<b>0,027</b>	<b>0,158</b>	<b>0,34</b>
ARO-WA [°]	99,3 ± 10,8 (95,3 – 103,3)	102,5 ± 10,7 (98,5 – 106,5)	<b>0,035</b>	<b>0,144</b>	<b>0,30</b>
ARO-NWA [°]	94,1 ± 10,8 (90,1 – 98,1)	92,5 ± 7,00 (89,9 – 95,1)	0,340	0,031	-0,18
tROM-WA [°]	139,1 ± 9,51 (135,6 – 142,7)	140,7 ± 9,89 (137,0 – 144,4)	0,368	0,028	0,17
tROM-NWA [°]	142,7 ± 13,4 (137,7 – 147,7)	145,1 ± 11,1 (140,9 – 149,3)	0,327	0,033	0,20
GIRD [°]	-8,73 ± 12,0 (-13,2 – -4,26)	-15,0 ± 10,8 (-19,0 – -10,9)	<b>0,008</b>	<b>0,220</b>	<b>-0,55</b>
ERG [°]	5,20 ± 10,7 (1,20 – 9,20)	10,2 ± 8,16 (7,15 – 13,3)	<b>0,016</b>	<b>0,184</b>	<b>0,53</b>
Kraft IRO-WA [N]	141,4 ± 26,1 (131,7 – 151,2)	143,6 ± 24,0 (134,6 – 152,5)	0,639	0,008	0,09
Kraft IRO-NWA [N]	131,9 ± 25,1 (122,4 – 141,5)	132,6 ± 23,1 (123,8 – 141,4)	0,870	0,001	0,03
Kraft ARO-WA [N]	133,0 ± 25,8 (123,1 – 142,8)	142,4 ± 23,3 (133,5 – 151,2)	<b>0,002</b>	<b>0,290</b>	<b>0,38</b>
Kraft ARO-NWA [N]	140,2 ± 24,7 (130,8 – 149,6)	148,2 ± 23,4 (139,3 – 157,1)	<b>0,009</b>	<b>0,220</b>	<b>0,33</b>

Die IRO der Wurfarm- und Nichtwurfarmschulter zeigt keine signifikanten Effekte (WA:  $p=0,075$ ,  $\eta^2=0,117$ ,  $d=-0,28$ ; NWA:  $p=0,301$ ,  $\eta^2=0,041$ ,  $d=0,20$ ;  $n=27$ ). Die ARO war ebenfalls nicht signifikant beeinflusst (WA:  $p=0,620$ ,  $\eta^2=0,010$ ,  $d=0,09$ ; NWA:  $p=0,492$ ,  $\eta^2=0,018$ ,  $d=-0,12$ ), und die tROM blieb ebenfalls unverändert (WA:  $p=0,363$ ,  $\eta^2=0,032$ ,  $d=-0,18$ ; NWA:  $p=0,712$ ,  $\eta^2=0,005$ ,  $d=0,10$ ) (Tabelle 11).

Das GIRD wurde am MZP 3 mit  $-15^\circ \pm 10^\circ$  bestimmt und mit dem Werten vom MZP 1 verglichen ( $-10^\circ \pm 11^\circ$ ). Hier zeigte sich keine statistische Signifikanz ( $p=0,074$ ) allerdings eine klinische Relevanz ( $\eta^2=0,117$ ,  $d=-0,46$ ). Das ERG war zu Beginn der Untersuchungen  $9^\circ \pm 8^\circ$ , stieg zum MZP 3 auf  $10^\circ \pm 8^\circ$  an, veränderte sich insgesamt allerdings nicht signifikant ( $p=0,371$ ,  $\eta^2=0,031$ ,  $d=0,21$ ; Tabelle 11). Die isometrische Kraft der Wurfarmschulter in Innen- und Außenrotation änderte sich nicht signifikant. An der Nichtwurfarmschulter stieg die isometrische Außenrotationskraft signifikant an ( $p=0,003$ ,  $\eta^2=0,310$ ,  $d=0,44$ ; Tabelle 11). Die Innenrotationskraft der Nichtwurfarmschulter zeigte keine Beeinflussung ( $p=0,142$ ,  $\eta^2=0,088$ ,  $d=-0,31$ ).

Tabelle 11: Varianzanalytischer Vergleich über die 22wöchige Vorbereitungsperiode und Hinserie (MZP 1: 07/2013; MZP 3: 12/2013). Signifikanzkriterium:  $p < 0,05$ ,  $\eta^2 > 0,10$ ,  $d > 0,30$ .

n=27	MZP 1 (07/2013)	MZP 3 (12/2013)	Zeiteffekt		
	MW±SD (95% KI)	MW±SD (95% KI)	p	$\eta^2$	d
IRO-WA [°]	40,7 ± 10,2 (36,7 – 44,7)	37,9 ± 10,2 (33,9 – 41,9)	0,075	0,117	-0,28
IRO-NWA [°]	50,8 ± 9,22 (47,2 – 54,5)	52,7 ± 10,0 (48,8 – 56,7)	0,301	0,041	0,20
ARO-WA [°]	102,6 ± 11,1 (98,2 – 107,0)	103,5 ± 10,0 (99,5 – 107,4)	0,620	0,010	0,09
ARO-NWA [°]	94,0 ± 9,43 (90,3 – 97,7)	93,0 ± 6,68 (90,4 – 95,7)	0,492	0,018	-0,12
tROM-WA [°]	143,3 ± 11,5 (138,7 – 147,8)	141,4 ± 9,66 (137,6 – 145,2)	0,363	0,032	-0,18
tROM-NWA [°]	144,8 ± 9,06 (141,2 – 148,4)	145,8 ± 10,2 (141,8 – 149,8)	0,712	0,005	0,10
GIRD [°]	-10,2 ± 11,1 (-14,6 – -5,75)	-14,9 ± 9,55 (-18,6 – -11,1)	0,074	<b>0,117</b>	<b>-0,46</b>
ERG [°]	8,67 ± 8,01 (10,4 – 8,25)	10,4 ± 8,25 (7,18 – 13,7)	0,371	0,031	0,21
Kraft IRO-WA [N]	156,5 ± 39,9 (140,0 – 172,9)	144,8 ± 24,9 (134,5 – 155,1)	0,057	<b>0,143</b>	<b>-0,36</b>
Kraft IRO-NWA [N]	141,6 ± 33,6 (127,7 – 155,4)	132,9 ± 22,6 (123,8 – 141,4)	0,142	0,088	-0,31
Kraft ARO-WA [N]	141,2 ± 32,1 (127,9 – 154,5)	143,2 ± 24,6 (133,0 – 153,3)	0,656	0,008	0,07
Kraft ARO-NWA [N]	137,7 ± 22,6 (128,4 – 147,0)	148,0 ± 24,1 (138,1 – 158,0)	<b>0,003</b>	<b>0,310</b>	<b>0,44</b>

#### 4.4 Veränderungen in der Rückserie

Bezugnehmend auf frühere Analysen werden die Veränderungen des letzten Untersuchungsabschnittes (MZP 3 zum MZP 4) sowie Veränderungen im gesamten Messzeitraum (MZP 1 zum MZP 4) betrachtet. An der WA-Schulter reduzierte sich die tROM signifikant im Verlauf der Rück-Serie ( $141\pm 10^\circ$  auf  $136\pm 10^\circ$ ) (Tabelle 12). Die Innen- und Außenrotationsbeweglichkeit sowie die Innen- und Außenrotationskraft veränderte sich in dieser Periode nicht signifikant. (Tabelle 12). Sowohl das GIRD ( $-15\pm 11^\circ$  auf  $-12\pm 9^\circ$ ) als auch das ERG ( $11\pm 8^\circ$  auf  $7\pm 7^\circ$ ) der Wurfarm-schulter nehmen zum Ende des Untersuchungsabschnittes ab (MZP 3 [Woche 22] zum MZP 4 [Woche 40]) (Tabelle 12). Bezüglich der Nicht-Wurfarmschulter zeigte sich eine signifikante Veränderung der IRO, aber kein Einfluss auf ARO, tROM oder Innen- und Außenrotationskraft zum Ende des Untersuchungsabschnittes (MZP 3 [Woche 22] zum MZP 4 [Woche 40]). (Tabelle 12).

Tabelle 12: Varianzanalytischer Vergleich über die Rückserie (MZP 3: 12/2013 vs. MZP 4: 05/2014). Signifikanzkriterium:  $p < 0,05$ ,  $\eta^2 > 0,10$ ,  $d > 0,30$ .

n=27	MZP 3 (12/2013)	MZP 4 (05/2014)	Zeiteffekt		
	MW±SD (95% KI)	MW±SD (95% KI)	p	$\eta^2$	d
IRO-WA [°]	38,3 ± 10,5 (34,2 – 42,3)	34,9 ± 9,28 (31,3 – 38,5)	0,043	0,143	-0,34
IRO-NWA [°]	52,5 ± 10,7 (48,5 – 56,6)	46,1 ± 13,4 (41,0 – 51,2)	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,435</b>	<b>-0,53</b>
ARO-WA [°]	102,7 ± 11,2 (98,4 – 107,0)	101,2 ± 8,82 (97,8 – 104,6)	0,251	0,049	-0,15
ARO-NWA [°]	92,2 ± 6,60 (89,7 – 94,8)	94,4 ± 7,36 (91,5 – 97,2)	0,101	0,097	0,32
tROM-WA [°]	140,9 ± 9,47 (137,3 – 144,6)	136,1 ± 9,75 (132,3 – 139,9)	<b>0,011</b>	<b>0,219</b>	<b>-0,50</b>
tROM-NWA [°]	145,5 ± 10,3 (141,6 – 149,5)	142,1 ± 9,50 (138,4 – 145,8)	0,079	0,110	-0,34
GIRD [°]	-14,8 ± 10,7 (-18,8 – -10,9)	-11,6 ± 9,03 (-14,9 – -8,30)	0,048	0,124	-0,22
ERG [°]	10,5 ± 8,33 (7,35 – 13,7)	6,62 ± 7,24 (3,87 – 9,37)	<b>0,019</b>	<b>0,182</b>	<b>0,50</b>
Kraft IRO-WA [N]	141,5 ± 23,0 (132,4 – 150,5)	141,0 ± 21,4 (132,5 – 149,5)	0,931	0,000	-0,02
Kraft IRO-NWA [N]	130,9 ± 22,4 (121,8 – 139,9)	129,5 ± 21,8 (120,7 – 138,3)	0,554	0,014	-0,06
Kraft ARO-WA [N]	139,4 ± 20,8 (131,0 – 147,8)	140,8 ± 20,7 (132,4 – 149,1)	0,733	0,005	0,07
Kraft ARO-NWA [N]	145,7 ± 22,5 (136,6 – 154,8)	146,8 ± 24,2 (137,0 – 156,5)	0,686	0,007	0,05

#### 4.5 Veränderungen über die gesamte Saison

Die Innenrotationsbeweglichkeit ( $42 \pm 11^\circ$  auf  $35 \pm 10^\circ$ ) und tROM ( $144 \pm 12^\circ$  auf  $137 \pm 10^\circ$ ) der Wurfarmschulter nahmen signifikant ab (Tabelle 13). Die Außenrotationsbeweglichkeit der Wurfarmschulter zeigte keine signifikante Veränderung über den Messzeitraum (MZP 1 zu MZP 4) (Tabelle 13). Das GIRD und ERG blieb annähernd unverändert (Tabelle 13). Es

gab keine signifikanten Veränderungen der Innen- und Außenrotationsbeweglichkeit, tROM der Nicht-Wurfarm-Schulter im Verlauf der Saison. (Tabelle 13). Die isometrische Innenrotationskraft der Wurfarm- und Nicht-Wurfarm-Schulter änderte sich nicht wesentlich. Die Außenrotationskraft der Nicht-Wurfarm-Schulter stieg über den Messzeitraum signifikant an ( $135 \pm 20$  N auf  $145 \pm 24$  N) (Tabelle 13).

Tabelle 13: Varianzanalytischer Vergleich über den gesamten Beobachtungszeitraum (Vorbereitungsperiode + Hinserie + Rückserie; MZP 1: 07/2013 vs. MZP 4: 05/2014). Signifikanzkriterium:  $p < 0,05$ ,  $\eta^2 > 0,10$ ,  $d > 0,30$ , signifikante Veränderungen durch Fettdruck hervorgehoben

n=24	MZP 1 (07/2013)	MZP 4 (05/2014)	Zeiteffekt		
	MW $\pm$ SD (95% KI)	MW $\pm$ SD (95% KI)	p	$\eta^2$	d
IRO-WA [°]	41,7 $\pm$ 10,7 (37,4 – 46,0)	34,9 $\pm$ 9,48 (31,1 – 38,7)	<b>0,002</b>	<b>0,328</b>	<b>-0,67</b>
IRO-NWA [°]	51,2 $\pm$ 9,74 (47,2 – 55,1)	48,3 $\pm$ 10,7 (44,0 – 52,6)	0,050	0,145	-0,28
ARO-WA [°]	101,69 $\pm$ 11,4 (97,3 – 105,4)	102,1 $\pm$ 8,22 (98,8 – 105,4)	0,923	0,000	0,04
ARO-NWA [°]	92,9 $\pm$ 8,83 (89,3 – 96,5)	94,0 $\pm$ 7,44 (91,0 – 97,0)	0,467	0,021	0,14
tROM-WA [°]	143,6 $\pm$ 11,8 (138,9 – 148,4)	137,0 $\pm$ 9,92 (133,0 – 141,0)	<b>0,011</b>	<b>0,230</b>	<b>-0,61</b>
tROM-NWA [°]	144,0 $\pm$ 8,14 (140,8 – 147,3)	142,4 $\pm$ 9,69 (138,4 – 146,3)	0,441	0,024	-0,18
GIRD [°]	-10,1 $\pm$ 10,9 (-14,4 – -5,91)	-12,5 $\pm$ 9,19 (-16,0 – -8,90)	0,302	0,039	-0,24
ERG [°]	8,41 $\pm$ 8,14 (5,19 – 11,6)	7,74 $\pm$ 6,84 (5,04 – 10,5)	0,588	0,011	-0,09
Kraft IRO-WA [N]	153,4 $\pm$ 37,5 (137,9 – 168,9)	138,8 $\pm$ 21,7 (130,0 – 147,8)	0,058	0,142	-0,49
Kraft IRO-NWA [N]	138,3 $\pm$ 33,6 (124,1 – 152,4)	128,0 $\pm$ 20,6 (119,3 – 136,7)	0,139	0,093	-0,38
Kraft ARO-WA [N]	138,1 $\pm$ 27,1 (126,7 – 149,5)	142,7 $\pm$ 19,7 (134,4 – 151,0)	0,389	0,032	0,20
Kraft ARO-NWA [N]	134,6 $\pm$ 20,0 (126,2 – 143,1)	144,8 $\pm$ 23,8 (134,7 – 154,8)	<b>0,024</b>	<b>0,203</b>	<b>0,47</b>

## 4.6 Gesamtanalyse

Während der 6-wöchigen Saisonvorbereitungsphase konnten adaptive Reaktionen des Schultergelenkes auf die spezifische funktionelle Belastung beobachtet werden (Reduktion der Kraft > Veränderung der Beweglichkeit). In der Literatur werden diese Anpassungsvorgänge als muskuläre Steifheit nach intensivem exzentrischem Training interpretiert (Reisman et al., 2005; Torres et al., 2007; Reinold et al., 2008). Diese Effekte wurden ebenfalls radiologisch im MRT bei Baseball-Sportlern beschrieben (Yanagisawa et al., 2003).

Zum Ende der Hinspiel-Serie zeigten sich Anpassungsvorgänge im betroffenen Schultergelenk. Während sich am WA die ARO signifikant, die ROM und IRO nicht signifikant veränderten, erweiterte sich am NWA die IRO signifikant, die ROM und ARO nicht signifikant. Die mathematisch berechneten Parameter GIRD und ERG nahmen jeweils signifikant zu, allerdings mit umgekehrtem Vorzeichen und damit funktionell gegenläufig. Auch wenn die Größe eines berechneten GIRD von der Zunahme der IRO an der NWA beeinflusst wird (Freehill et al., 2011), fanden sich sowohl eine Vergrößerung der ARO am WA als auch eine Erhöhung der ERG, die den Wert des GIRD nicht vollständig kompensierte. Veränderungen in den Bewegungsparameter IRO und ARO sowie ROM, können über eine Verlagerung des humeralen Drehzentrums nach postero-superior auf der glenoidalen Gelenkfläche interpretiert werden, wie sie von Burkhardt et al. (2003) beschrieben wurden. Die wiederholten Belastungen des Gewebes am Schultergelenk führen zu einem Defizit in der Innenrotation im Sinne rezidivierender Mikrotraumata, welches über das GIRD objektiviert werden kann. Eine maximale Außenrotation, wie sie für eine Wurftechnik erforderlich ist, ist unter diesen Umständen nicht mehr möglich. Mit der Verlagerung des humeralen Rotationszentrums nach posterosuperior wird eine solche ARO-Bewegung wieder möglich, die sportliche Performance erhalten. Ein solcher Shift führt jedoch zu erhöh-

tem Gewebekontakt und Zug-/Scherkräften zwischen dem Humeruskopf und dem posterosuperioren Labrum-/Kapselkomplex sowie Insertionsareal der langen Bizepssehne. In der Folge resultiert ein Stabilitätsverlust des Ursprungs der langen Bizepssehne und somit ein Stabilitätsverlust des Schultergelenkes nach vorn. Eine solche „anteriore Pseudolaxizität“ wurde von Burkhardt und Morgan bereits 1998 beschrieben.

Eine signifikante Verbesserung der isometrischen Kraft konnte sowohl am WA als auch am NWA nur in der ARO-Bewegung festgestellt werden. Für die Dauer der zweiten Saisonhälfte reduzierte sich die ROM am WA signifikant, während alle anderen Parameter wie IRO, ARO und die isometrische Kraft ohne Einfluss über den Zeitraum von 18 Wochen blieben. Am NWA verringerte sich die IRO signifikant, alle anderen Parameter blieben unverändert. Das GIRD und ERG wurden jeweils geringer, so dass aufgrund der fortbestehenden Belastung von einer Toleranzerscheinung nach anatomischer und funktioneller Anpassung auszugehen ist.

Insgesamt konnte bei einer Gesamtbelastung von 40 Wochen Spielsport eine signifikante Reduktion der ROM und IRO am WA beobachtet werden, während sich die isometrische Kraft in der IRO-Bewegung am WA zumindest klinisch relevant verringerte. Das GIRD und ERG veränderten sich unter Betrachtung des MZP I zu MZP IV nicht signifikant, zeigten sequentiell jedoch deutliche Einflüsse. Am NWA vergrößerte sich die Kraft in der ARO-Bewegung signifikant, alle anderen Parameter blieben ohne Beeinflussung. Die hohe Belastungsintensität und zeitliche Exposition haben demnach Folgen für die Funktionalität und Leistungsfähigkeit einer Wurfarmschulter im Handballsport.

## **4.7 Klinische Untersuchung**

### **4.7.1 Constant Score**

Der Constant Score veränderte sich über den gesamten Studienzeitraum nicht bemerkenswert. Quantitativ errechnete sich der Constant Score

zwischen 92 – 100 bei jedem Spieler für die Wurf- und Nicht-Wurfarm-  
schulter sowie bei jedem Messzeitpunkt.

#### **4.7.2 Numerische Betrachtung**

Betrachtet man die klinische Untersuchung im gesamten Saisonverlauf, zeigt sich im Bereich der Wurfarmschulter bezüglich einer SLAP / Bizepssehnen-symptomatik ein leichter Rückgang der positiven Funktionstests (MZP 1: 22 positive Tests, MZP 4: 16 positive Tests). Die Nichtwurf-armseite zeigt im Vergleich dazu ebenfalls einen Anstieg der positiven Funktionstests in diesem Bereich (MZP 1: 9 positive Tests, MZP 4: 16 positive Tests). In der Betrachtung der einzelnen Tests ist der O'Brien Test an allen MZP am häufigsten positiv (Tabelle 14). Somit ist der Rückgang der positiven Funktionstests auch fast ausschließlich durch den Rückgang der positiven O'Brien Ergebnisse zu erklären. Die zusätzlichen 3 Tests, die eine SLAP / Bizepssehnenpathologie detektieren können, (Crank Test, Supinations / Außenrotationstest, Pronationsbelastungstest) blieben numerisch im Saisonverlauf nahezu unverändert (Tabelle 14). Die Instabilitätsuntersuchung mit Hilfe des Sulcus Zeichens und des Lachmann Tests zeigt über den Saisonverlauf ein anderes Bild. Hier ist an beiden Schultergelenken ein Anstieg der positiven Untersuchungstests am Ende der Vorbereitungsperiode zu erwähnen (MZP 1: WA: 1 positiver Test, NWA: 2 positive Tests; MZP 2: WA: 5 positive Tests, NWA 9 positive Tests). Im weiteren Saisonverlauf nehmen die positiven Instabilitätszeichen an beiden Schultergelenken wieder ab, bis sie zum Saisonende nahezu das Niveau vom MZP 1 erreicht haben (Tabelle 14).

Tabelle14: Anzahl der positiven Klinische Untersuchungstests zu allen Messzeitpunkten

n=27		MZP 1		MZP 2		MZP 3		MZP 4	
		WA	NWA	WA	NWA	WA	NWA	WA	NWA
SLAP / Bizepssehne	O'Brien Test	13	4	12	5	10	6	9	5
	Crank-Test	3	1	5	3	4	1	4	1
	Sup/ARO Test	2	2	2	2	1	5	3	3
	Pronations- belastungs-Test	4	2	2	4	3	5	5	7
	gesamt	22	9	21	14	18	17	21	16
	Sulcus Zeichen	1	1	4	6	2	1	1	0
	Lachmann Test	0	1	1	3	1	0	1	0
	gesamt	1	2	5	9	3	1	2	0

WA=Wurfmarmerschulter. NWA=Nichtwurfmarmerschulter.

### 4.7.3 Regressionsanalyse

Zwischen dem klinischen Untersuchungstest O'Brien sowie den gemessenen und berechneten Bewegungsparametern konnte keine Korrelation festgestellt werden. (Tabelle 15)

**Tabelle 15:** Beziehung zwischen dem klinischen Test nach O'Brien sowie IRO-WA, ARO-WA, tROM-WA, GIRD und ERG

O'Brien					
Parameter	MZP	n	Positiv	Negativ	r <sup>2</sup>
			MW ± SD	MW ± SD	
IRO-WA	1	11/16	42,8±13,3	40,8±8,5	0,009
	2	13/18	41,7±16,4	38,2±11,2	0,017
	3	10/21	37,5±8,7	37,9±11,3	0,000
	4	8/21	36,0±10,0	34,7±9,1	0,004
ARO-WA	1	11/16	101,4±12,9	102,1±10,1	0,001
	2	13/18	97,5±12,6	100,2±9,2	0,016
	3	9/18	104,8±12,8	101,5±10,4	0,020
	4	7/19	103,0±15,8	101,5±9,8	0,003
tROM-WA	1	11/16	144,2±9,5	142,9±13,1	0,003
	2	13/18	139,2±7,1	138,4±11,3	0,002
	3	10/21	144,0±10,8	139,0±9,0	0,061
	4	8/21	138,3±6,8	135,6±10,6	0,016
GIRD	1	11/16	-10,8±8,3	-9,6±12,9	0,003
	2	13/18	-12,2±11,4	-6,9±12,1	0,049
	3	10/21	-15,2±7,0	-14,7±12,2	0,001
	4	8/21	-14,5±3,9	-12,7±9,9	0,009
ERG	1	11/16	9,3±8,0	8,4±8,1	0,003
	2	13/18	2,4±11,1	7,1±10,0	0,049
	3	10/21	11,3±8,9	10,1±8,1	0,004
	4	8/21	6,4±5,9	7,3±7,7	0,003

Zwischen dem klinischen Untersuchungstest „Crank“ sowie den gemessenen und berechneten Bewegungsparametern konnte vereinzelt eine Korrelation festgestellt werden. Lediglich das GIRD zum MZP 2 sowie das ERG zum MZP 1 zeigten einen positiven Zusammenhang (Tabelle 16).

**Tabelle 16:** Beziehung zwischen dem klinischen Test Crank sowie IRO-WA, ARO-WA, tROM-WA, GIRD und ERG

Crank					
Parameter	MZP	n	Positiv	Negativ	r <sup>2</sup>
			MW ± SD	MW ± SD	
IRO-WA	1	4/23	42,2±9,3	38,5±17,8	0,016
	2	4/27	33,5±24,3	40,6±11,6	0,032
	3	4/27	34,0±6,7	38,3±10,8	0,020
	4	4/25	36,0±8,3	34,9±9,5	0,002
ARO-WA	1	4/23	108,3±17,7	100,7±9,7	0,061
	2	4/27	107,0±18,9	97,9±8,9	0,086
	3	3/24	104,7±12,9	102,3±11,2	0,005
	4	4/22	100,8±18,6	102,1±10,2	0,002
tROM-WA	1	4/23	146,8±13,6	142,9±11,4	0,015
	2	4/27	140,5±6,8	138,4±10,1	0,005
	3	4/27	140,5±8,4	140,6±10,1	0,000
	4	4/25	137,0±8,3	136,2±10,0	0,001
GIRD	1	4/23	-14,5±11,6	-9,3±11,1	0,029
	2	4/27	<b>-24,3±5,3</b>	<b>-6,9±11,0</b>	<b>0,247</b>
	3	4/27	-15,8±4,3	-14,7±11,3	0,001
	4	4/25	-11,5±7,9	-13,4±8,8	0,006
ERG	1	4/23	<b>16,0±9,4</b>	<b>7,5±7,1</b>	<b>0,152</b>
	2	4/27	12,3±9,3	4,0±10,5	0,070
	3	4/27	12,0±4,3	10,3±8,7	0,005
	4	4/25	5,8±3,3	7,2±7,7	0,005

Zwischen dem klinischen Untersuchungstest „Supinations-Außenrotation“ sowie den gemessenen und berechneten Bewegungsparametern konnte vereinzelt eine Korrelation festgestellt werden. Lediglich das tROM-WA zum MZP 1 zeigte einen positiven Zusammenhang. (Tabelle 17).

**Tabelle 17:** Beziehung zwischen dem klinischen Test Sup-ARO sowie IRO-WA, ARO-WA, tROM-WA, GIRD und ERG

Sup_ARO					
Parameter	MZP	n	Positiv	Negativ	r <sup>2</sup>
			MW ± SD	MW ± SD	
IRO-WA	1	2/25	46,0±9,9	41,3±10,7	0,014
	2	2/29	31,0±26,9	40,3±12,8	0,030
	3	1/30	35,0	37,8±10,6	0,002
	4	3/26	33,3±8,2	35,3±9,4	0,004
ARO-WA	1	2/25	110,0±22,6	101,2±10,3	0,045
	2	2/29	110,0±17,0	98,3±10,1	0,076
	3	1/26	101,0	102,7±11,3	0,001
	4	3/23	107,7±16,3	101,2±10,8	0,035
tROM-WA	1	2/25	<b>156,0±12,7</b>	<b>142,4±11,2</b>	<b>0,098</b>
	2	2/29	141,0±9,9	138,6±9,8	0,004
	3	1/30	129,0	141,0±9,7	0,049
	4	3/26	137,0±4,4	136,2±10,1	0,001
GIRD	1	2/25	1,5±3,5	-11,0±11,0	0,009
	2	2/29	-15,0±24,0	-8,7±11,4	0,017
	3	1/30	-13,0	-14,9±10,8	0,001
	4	3/26	-12,3±7,2	-13,3±8,9	0,001
ERG	1	2/25	9,0±9,9	8,7±8,0	0,000
	2	2/29	1,0±24,0	5,4±9,9	0,011
	3	1/30	10,0	10,5±8,4	0,000
	4	3/26	7,3±6,4	7,0±7,4	0,000

Zwischen dem klinischen Untersuchungstest „Pronation“ sowie den gemessenen und berechneten Bewegungsparametern konnte keine Korrelation festgestellt werden. (Tabelle 18)

**Tabelle 18:** Beziehung zwischen dem klinischen Test Pronation sowie IRO-WA, ARO-WA, tROM-WA, GIRD und ERG

Pronation					
Parameter	MZP	n	Positiv	Negativ	r <sup>2</sup>
			MW ± SD	MW ± SD	
IRO-WA	1	2/25	36,0±4,2	42,1±10,8	0,024
	2	2/29	25,5±19,1	40,7±12,9	0,079
	3	3/27	33,7±8,2	38,2±10,8	0,017
	4	5/24	35,0±7,8	35,1±9,6	0,000
ARO-WA	1	2/25	110,5±21,9	101,1±10,3	0,051
	2	2/29	109,5±17,7	98,3±10,1	0,069
	3	2/24	106,5±17,7	101,8±10,8	0,014
	4	4/22	98,5±19,1	102,6±9,9	0,017
tROM-WA	1	2/25	146,5±26,2	143,2±10,8	0,006
	2	2/29	135,0±1,4	139,0±9,9	0,011
	3	3/27	144,3±4,0	139,9±10,2	0,019
	4	5/24	35,0±7,8	35,1±9,6	0,000
GIRD	1	2/25	-6,5±7,8	-10,4±11,4	0,009
	2	2/29	-14,5±24,8	-8,7±11,3	0,015
	3	3/27	-16,7±4,7	-14,8±11,3	0,003
	4	5/24	-11,8±7,8	-13,5±8,9	0,005
ERG	1	2/25	10,0±8,5	8,6±8,1	0,002
	2	2/29	9,5±12,0	4,8±10,6	0,012
	3	3/27	12,7±5,0	10,6±8,6	0,006
	4	5/24	7,2±3,7	7,0±7,8	0,000

## 5 Diskussion

### 5.1 Reliabilität

Der Diskussion der Untersuchungsergebnisse ist voran zu stellen, dass bislang keine Reliabilitätsprüfung mit den verwendeten Messsystemen stattfand. Ebenso wenig finden sich Reliabilitätsstudien zur Innen- und Außenrotationskraft bei Handballern. Insofern ist die Vergleichbarkeit mit den nachfolgend genannten Studienergebnissen eingeschränkt.

In Übereinstimmung mit Celik et al. (2012) ließen sich auch in dieser Untersuchung gute bis hohe Übereinstimmungen finden wie im Folgenden erläutert werden soll. Celik et al. (2012) ermittelten bei Gesunden und Patienten (n=57) ICC-Werte zwischen 0,75 und 0,99, vergleichbar mit den Befunden dieser Studie ( $0,64 < ICC < 0,99$ ). In beiden Untersuchungen wurde eine Mittelwertbildung aus drei Versuchen vorgenommen. Schramma et al. (2014) weisen diesbezüglich darauf hin, dass die Test-Retest-Reliabilität durch diese Vorgehensweise positiv beeinflusst wird. Kolber et al. (2007) erzielten für die Innen- und Außenrotation ICC-Werte von 0,97. Diese sehr hohen Übereinstimmungen sind vermutlich das Ergebnis des sehr kurzen Abstandes zwischen den zwei Messungen (10 min) und der apparativen Fixierung der oberen Extremität während der Messung. Überdies handelte es sich bei der untersuchten Population um 30 asymptotische Probanden, weshalb Kolber et al. (2007) auf die eingeschränkte Generalisierbarkeit der Testergebnisse hinweisen sowie auf die Notwendigkeit, symptomatische Kohorten zu testen.

Bohannon (2014) untersuchte die Test-Retest-Reliabilität an 18 Muskeln (n=30, neurologische Patienten). Seitens der Innen- und Außenrotationskraft der Schulter konnten hohe Übereinstimmungen ermittelt werden, allerdings bei Verwendung ungeeigneter statistischer Verfahren (Produkt-Moment-Korrelation; Varianzanalyse mit Messwiederholung).

Meeteren et al. (2002) ermittelten ebenfalls vergleichbare ICC-Werte zwischen 0,74 und 0,92 für die Innen- und Außenrotation am Schultergelenk.

Als Stichprobe fungierten 20 asymptomatische Probanden. Als Assessment wurde das isokinetische Biodex Dynamometer (Multi joint system 2) im Abstand von zwei Wochen verwendet. Insofern ist die Vergleichbarkeit der Befunde durch die differierende Methodik (Stichproben, Assessments (isometrisch versus isokinetisch), Zeitintervall) eingeschränkt.

Vergleicht man die dynamometrischen Ergebnisse mit posturographischen Befunden bei asymptomatischen Probanden (Schwesig et al. 2014a) und Patienten mit Vestibular Neuritis (Schwesig et al. 2014b), so sind die hier erzielten Übereinstimmungen nur geringfügig niedriger. Seitens der durchschnittlichen relativen Reliabilität bewegen sich die ICC zwischen 0,81 und 0,87 (Schwesig et al. 2014a). Auch die Limits of agreement der Bland Altman Analyse (Tab. 4; MW=-0,74, 2SD=23,1) sind vergleichbar mit den posturographischen Befunden (Gesund: 2,76/21,7; Vestibular Neuritis: 0,55/36,8). Dies ist insofern bemerkenswert, als dass die posturographischen Messungen wesentlich weniger manueller Einflussnahme bedürfen, was der Test-Retest-Reliabilität zuträglich ist. Vor diesem Hintergrund sind die hier erzielten Ergebnisse noch höher zu bewerten.

## **5.2 Kraft- und Beweglichkeit**

Diese Arbeit ist die erste Studie, die den Einfluss einer sportartspezifischen Belastung auf das Schultergelenk professioneller Handballer in gesamten Saisonverlauf betrachtet und analysiert. Aktuelle Studien zeigen Veränderungen der Beweglichkeit und Kraft an der Wurfarm-Schulter bei Baseballspielern (Freehill et al. 2011; Wilk et al. 2011; Borsa et al. 2015) und bei Handballspielerinnen (Myklebust et al. 2013), allerdings ohne das betroffenen Gelenkes klinisch untersucht zu haben (Clarsen et al. 2014).

Nach 40 Wochen intensiver handballspezifischer Belastung konnte gezeigt werden, dass die Innenrotationsbeweglichkeit und die tROM der Wurfarmschulter signifikant abnahm. Es konnte allerdings kein signifikant-

ter Anstieg eines vorbestehenden GIRD oder eine Vergrößerung des ERG festgestellt werden.

Die Werte der ARO der Wurfarm- und Nichtwurfarmschulter blieben im Verlauf konstant.

Bezüglich der isometrischen Kraft in der Innen- und Außenrotation, die sich zum Testbeginn im Seitenvergleich bereits deutlich unterschied, konnte ein signifikanter Anstieg der Außenrotation der Nichtwurfarm-schulter aufgezeigt werden. Für die Innenrotation zeigt sich an beiden Schultergelenken im Verlauf keine Reduktion der Kraftwerte.

Kaczmarek et al. (2014) beschrieben die Kinematik und Kraftwirkung am Schultergelenk während einer Wurfbewegung. Klinisch zeigten verschiedene Autoren, dass es aufgrund von Wurfbewegungen zu anatomisch morphologischen Anpassungsprozessen im Schultergelenk kommt. Diese beinhalten knöcherner Anpassungsphänomene (Retroversion des Oberarmkopfes) (Pieper et al. 1998; Crockett et al. 2002; Osbahr et al. 2002; Reagan et al. 2002; Pieper et al. 2014) sowie weichteilige Reaktionen. Letztere unterteilen sich in kapsuläre Veränderungen (Jobe 1995; Tyler et al. 2000; Burkhart et al. 2003; Laudner et al. 2013) und muskuläre Veränderungen (Wilk et al. 2002; Borsa et al. 2005; Reinold et al. 2008; Wilk et al. 2011).

Reinold et al. (2008) bestimmten die Schultergesamt Beweglichkeit (ROM) bei professionellen Baseball Pitchern vor, direkt nach und 24h nach einer intensiven Wurfeinheit. Sie fanden einen signifikanten Verlust der IRO und der tROM und erklärten die Veränderungen mit Adaptationsvorgängen an der Schultermuskulatur (Vielzahl intensiver exzentrische Kontraktionen; Gowan et al. 1987; Kaczmarek et al. 2014). Diese Veränderungen konnten im MRT nachgewiesen werden (Yanagisawa et al., 2003b). Ergänzend weist Reinold auf Knochen- und adaptiven Kapselveränderungen hin (Reinold et al. 2008).

In der hier vorliegenden Untersuchung konnte am Ende des Untersuchungszeitraumes eine signifikante Abnahme des tROM und der IRO an

der Wurfarmschulter ermittelt werden. Diese Veränderungen sind möglicherweise durch die langandauernden repetitiven exzentrischen Muskelbeanspruchungen und dadurch bedingten kapsulären Reaktionen zu erklären. Diverse Untersuchungen haben gezeigt, dass Athleten mit einem glenohumeralen Impingementsyndrom oder schmerzenden Schultergelenken eine verringerte Innenrotationsbeweglichkeit aufweisen (Myers et al. 2006; Wilk et al. 2012; Almeida et al. 2013; Laudner et al. 2013). Wilk et al. (2011) bestimmten die totale beidseitige Schultergelenksbeweglichkeit bei 170 Baseballspielern und fanden ein 2,5fach erhöhtes Verletzungsrisiko der Wurfarmschulter bei den Athleten, die ein Bewegungsdefizit von mehr als 5° aufwiesen. In gleicher Weise konnten bei Handballspielern eine erhöhte Prävalenz von Schulterschmerzen oder -verletzungen beschrieben werden (Myklebust et al. 2013). In einer prospektiven Kohortenstudie fanden Clarsen et al. (2014) eine signifikante Verbindung zwischen der totalen Schultergelenksbeweglichkeit (Wurfarmschulter professioneller männlicher Handballspieler) und Schulterverletzungen.

Am Ende des Untersuchungszeitraumes betrug die Reduktion der tROM an der Wurfarmschulter gegenüber der tROM der Eingangsuntersuchung sowie gegenüber der tROM an der Nichtwurfarmschulter jeweils 5%. Obwohl wir keine klinischen Symptome oder Schulterbeschwerden unserer Probanden aufzeigen konnten, nahmen wir eine erhöhte Anfälligkeit für eine Schulterverletzung an. Die pathologisch verringerte IRO und tROM könnten Folge der aufsummierten exzentrischen muskulären und kapsulären Mikrotraumata im Rahmen der rezidivierenden Wurfbelastungen sein.

Die Innenrotationskraft der Wurfarmschulter änderte sich über den Untersuchungszeitraum nicht signifikant. Allerdings konnte eine vorübergehende Reduktion der isometrischen Kraft der Wurfarm- und Nichtwurfarmschulter in der Vorbereitungsperiode beobachtet werden. Die isometrische Außenrotationskraft der Nichtwurfarmschulter stieg signifikant an.

Eine reduzierte ARO als Ausdruck einer muskulären Dysbalance können bei Handball- und Baseballspielern die Verletzungswahrscheinlichkeit an der Wurfarmschulter erhöhen (Trakis et al. 2008; Byram et al. 2010; Edouard et al. 2013).

Die Bedeutung eines GIRD und ERG als Prädispositionsfaktor für die Entwicklung von Schulterschmerzen oder Strukturellen Veränderungen ist bekannt (Myers et al. 2006; Lintner et al. 2007), sind aber bisher noch nicht komplett verstanden.

Eine aktuelle prospektive Studie zeigt keinen Zusammenhang zwischen einem GIRD und Schulterverletzungen (Clarsen et al. 2014). In Anlehnung an Freehill et al (2011) gibt es keinen einheitlichen Wert für eine Veränderung des GIRD, ab dem das Verletzungsrisiko im Bereich der Schulter ansteigt. Viele Autoren haben ein mittleres GIRD von 10-15° für asymptomatische Überkopfsportler festgestellt (Myers et al. 2006; Trakis et al. 2008; Dines et al. 2009; Kaplan et al. 2011; Hartman 2015) und 19-25° für symptomatische Überkopfsportler (Tyler et al. 2000; Myers et al. 2006; Tyler et al. 2010). Almeida et al. (2013) berichten über eine signifikante Erweiterung des GIRD und ERG sowie eine Erhöhung der ARO und Erniedrigung der IRO an der Wurfarmschulter bei Athleten mit Schulterbeschwerden gegenüber Athleten ohne Schulterbeschwerden. Die Werte beider Gruppen lagen deutlich unterhalb der ermittelten Werte vorangegangener Studien (Tyler et al. 2000; Crockett et al. 2002; Dines et al. 2002, Myers et al. 2006; Routolo et al. 2006; Trakis et al. 2008; Tyler et al. 2010; Kaplan et al. 2011). Interessanterweise beschrieben Freehill et al. (2010) das GIRD als Momentaufnahme. Das GIRD eines Athleten kann auch indirekt dadurch schlechter (also erhöht) werden, indem die IRO der Nichtwurfarmseite größer wird (Freehill et al. 2011).

Freehill et al. (2011) untersuchten die Gesamtbeweglichkeit der Wurfarmschulter bei Major League Pitchern zu Beginn und zum Ende der Saison. In der ersten Trainingsphase nach 6 Wochen traten Anpassungserscheinungen auf, die möglicherweise durch eine Muskelsteifigkeit zu er-

klären ist, die wiederum Folge der Vielzahl exzentrischen Belastungen ist (Reisman et al. 2005; Torres et al. 2007; Reinold et al. 2008; Fieseler et al. 2014). Aufgrund der wiederholten Belastung an das Weichgewebe und an muskulären Strukturen, muss sich die Wurfarmschulter der sportart-spezifischen Belastung in dynamischer Weise anpassen. Dies konnten wir bereits zum Ende der Hinrunde (MZP 3) beschreiben und aufzeigen (Fieseler et al. 2014).

Sogar bei einer negativen Beeinflussung des GIRD durch eine Verbesserung der IRO der Nichtwurfarmseite, verbleibt eine Erweiterung der ARO der Wurfarmschulter (ERG) die nicht vollständig durch das GIRD kompensiert werden kann (Fieseler et al. 2014). Ungeachtet dessen konnte eine Veränderung der Beweglichkeit und der Kraft in der Wurfarmschulter beobachtet werden. Verantwortlich dafür ist wahrscheinlich, wie von Burkhart et al. (2013) beschrieben, der durch die rezidivierenden mikrotraumatischen Belastungen resultierende Shift des Oberarmkopfes nach posterosuperior (Fieseler et al. 2014, 2015). Im Verlauf der 2. Saisonhälfte (MZP 3 bis MZP 4), ließ sich eine signifikante Reduktion der tROM feststellen. Dies könnte Ausdruck der Konsolidierung nach entsprechender Wurfbelastung sein (Fieseler et al. 2015). Zusätzlich zeigte sich eine signifikante Verbesserung des ERG auf Grundlage der Zunahme der Außenrotation der Nichtwurfarmschulter.

Die IRO der Nichtwurfarmseite stieg von der 22. zur 40. Woche signifikant an (Woche 22: 48,6°, Woche 40: 52,6°).

Diesbezüglich sind zwei präventive therapeutische Strategien zu diskutieren: Einerseits Dehnübungen (Reisman et al. 2005; Torres et al. 2007), andererseits muskelstärkende Schulterübungen sowie Eiswendungen (Yanagisawa et al. 2003a). So lang diese Techniken die Mobilität und Kraft der Nichtwurfarmschulter verbessern, unterstützen sie auch die Leistungsfähigkeit der Wurfarmschulter. Keiner der Athleten entwickelte im Saisonverlauf Schulterschmerzen oder spezifische Zeichen einer strukturellen Verletzung an der Wurfarmschulter. Die Ergebnisse unter-

stützen die primäre Hypothese, dass spezifischer Stress über eine gesamte Handballsaison sowohl funktionelle, als auch pathophysiologische Auswirkungen auf das Schultergelenk hat. Eine bekannte Limitierung ist, dass die Erhebung der tROM, GIRD und ERG nur einzelne Faktoren in einer vielfältigen Gruppe von Schultergelenkfunktionen darstellt, welche Prädiktoren für Schulterverletzungen sind (Myers et al. 2005; Laudner et al. 2006; Laudner et al. 2013).

In der longitudinalen Bewertung unseres Studienprotokolls haben wir keine Kontrollgruppe (Nichthandballer) einbezogen. Dieses wäre aufgrund der hohen spezifischen Handballbelastung der professionellen Handballer nur sehr schwierig umzusetzen gewesen. Außerdem konnten wir nur eine relativ geringe Anzahl an Athleten untersuchen.

### **5.3 Klinische Untersuchung**

In unserem Studiendesign wies der Constant Score keine Aussagekraft auf. Diese Aussage ist nicht überraschend, da er lediglich für Schultererkrankungen als Maßstab herangezogen werden kann (Angst et al. 2008). Das unser Studienkollektiv retrospektiv nicht als „Schulter erkrankt“ zu betrachten ist, belegt die fehlende Veränderung des Scores. Auch für die Schulterinstabilität wurde dieser Score nicht als ausreichend empfindlich beschrieben, was ebenfalls den fehlenden Einfluss erklärt (Conboy et al. 1996).

Vor dem Hintergrund einer möglichen Prädiktionsrelevanz der angewendeten klinischen Untersuchungstests, konnte über den gesamten Untersuchungszeitraum sowohl numerisch, als auch in der Regressionsanalyse kein Zusammenhang oder Korrelation festgestellt werden. Die Veränderung in der Beweglichkeit und klinischen Kraft hatten keinen Einfluss auf die Zu- oder Abnahme der positiven klinischen Untersuchungstests. Ein positiver Untersuchungstest am Schultergelenk bedeutet somit einen Hinweis auf die Belastung einer anatomischen Struktur und ist nicht Ausdruck einer veränderten Beweglichkeit oder Kraft. Damit können die hier

durchgeführten Belastungstests am Schultergelenk nicht als Prädiktoren möglicher anatomischer Pathologien im longitudinalen Verlauf verwendet werden.

## 6 Zusammenfassung

Die Studie zeigt, dass sich unter einer spezifischen Belastung, im Rahmen einer Handballsaison, die Rotationsbeweglichkeit und –kraft der Schultergelenke verändert. Ein vorbestehendes GIRD und ERG ändert sich im Beobachtungszeitraum (40 Wochen) nicht signifikant. In Zwischenuntersuchungen (Woche 6, Woche 22) beobachtete ich hinsichtlich Beweglichkeit und Kraft unterschiedliche Effekte (tROM, ARO, GIRD, ERG, Rotationskraft). Nach 6 Wochen konnte die funktionelle Belastung betreffend der Rotationskraft bewertet werden (Fieseler et al. 2014). Nach 22 Wochen, am Ende der Hinrunde, konnten wir anatomische Adaptationsprozesse annehmen (Fieseler et al. 2014). Am Ende der Rückrunde (nach 40 Wochen) stellt sich, aufgrund persistierender spezifischer Belastung, eine Akzeptanz und Toleranz der betroffenen Gelenke ein (Fieseler et al. 2015). Die Veränderung der Innen- und Außenrotationskraft spiegelt die hohe Belastung im Handballsport. Diese zeitliche und intensive Belastung scheint im Beobachtungszeitraum über 40 Wochen keine detektierbaren strukturellen Veränderungen oder klinischen Symptome zur Folge zu haben. Vielmehr stellen sich Veränderungen im Bereich der funktionellen Leistungsfähigkeit der Schultergelenke ein. Leider konnten wir die Athleten nicht zu Beginn der nachfolgenden Saison untersuchen. Diese Informationen hätten zum besseren Verständnis der Regenerationsprozesse in der Saisonpause beitragen können. Untersuchungen der Athleten vor und während einer Saison könnten sehr nützlich sein, um spezifische Veränderungen an der Schulter frühzeitig zu detektieren und ggf. therapeutische Strategien einzuleiten. Dies könnte mögliche Überlastungsverletzungen verhindern.

## **Literaturverzeichnis**

Almeida GPL, Silveira PF, Rosseto NP, Barbosa G, Eijnisman B, Cohen M (2013) Glenohumeral range of motion in Handball players with and without throwing related shoulder pain. *J Shoulder and Elbow Surgery*. 22:602-607.

Angst F, Goldhahn J, Drerup S, Aeschlimann A, Schwyzer HK, Simmen BR (2008) Responsiveness of six outcome assessment instruments in total shoulder arthroplasty. *Arthritis Rheum* 59: 391-398.

Bach HG, Goldberg BA (2006) Posterior capsular contracture of the shoulder. *J Am Acad Orthop Surg*. 14:265-277.

Barthel T, König U, Gohlke F (1998) Anatomie des anterosuperioren Labrum-Kapsel-Komplexes. *Z Orthop A* 136: 141.

Bigliani LU, Codd TP, Connor PM, Levine WN, Littlefield MA, Hershon SJ (1997). Shoulder motion and laxity in the professional baseball player. *Am J Sports Med* 25:609-613.

Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 8:307-310.

Bohannon RW (1986) Test-Retest Reliability of Hand-Held Dynamometry During a Single Session of Strength Assessment. *Physical Therapy* 66:206-209.

Bonett DG (2002) Sample size requirements for estimating intraclass correlations with desired precision. *Statistics in Medicine* 21:1331-1335.

Borsa PA, Dover GC, Wilk KE, Reinold MM (2006) Glenohumeral range of motion and stiffness in professional baseball pitchers. *Med Sci Sports Exerc* 38:21-26.

Borsa PA, Wilk KE, Jacobsen JA, Scibek JS, Dover GC, Reinold MM (2005) Correlation of range of motion and glenohumeral translation in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 33:1392-1399.

Braun S, Kokmeyer D, Millett PJ (2009) Shoulder injuries in the throwing athlete. *J Bone Joint Surg* 91:966-978.

Buchheit M, Spencer M, Ahmaidi S (2010) Reliability, usefulness, and validity of a repeated sprint and jump ability test. *Int J Sports Physiol Perform* 5:3-17.

Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB (2003) The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology. Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy* 19:404-420.

Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB (2003) The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology. Part II: evaluations and treatment of SLAP lesions in throwers. *Arthroscopy* 19:531-539.

Byram IR, Bushnell BD, Dugger K, Charron K, Harrell FE Jr, Noonan TJ (2010) Preseason shoulder strength measurements in professional baseball pitchers: identifying players at risk for injury. *Am J Sports Med* 38:1375-1382.

Celik D, Dirican A, Baltaci G (2012) Intrarater reliability of assessing strength of the shoulder and scapular muscles. *J Sport Rehabil* 29:3-5.

Clarsen B, Bahr R, Andersson SH, Munk R, Myklebust G (2014) Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study. *Br J Sports Med* 48:1327-1333.

Conboy VB, Morris RW, Kiss J, Carr J (1996) An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment. *J Bone Joint Surg Br* 78: 229-232.

Cools AM, de Wilde L, van Tongel A, Ceysens C, Ryckewaert R, Cambier DC (2014) Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *J Shoulder Elbow Surg* 23: 1454-1461.

Cooper DE, Arnoczky SP, O'Brien SJ, Warren RF, Di Carlo E, Allen AA (1992). Anatomy, histology and vascularity of the Glenoid labrum. *J Bone Joint Surg* 74: 46-52.

Cormack SJ, Newton RU, McGuigan MR, Doyle TL (2008) Reliability of measures obtained during single and repeated countermovement jumps. *Int J Sports Physiol Perform* 3:131–144.

Crockett HC, Gross LB, Wilk KE, Schwartz ML, Dugas JR, Meister K (2002) Osseous Adaptation and range of motion at the glenohumeral joint in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 30:20-26.

Dines JS, Frank JB, Akerman M, Yocum LA (2009) Glenohumeral internal rotation deficits in baseball players with ulnar collateral ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 37:566-570.

Doyscher R, Kraus K, Finke B, Scheibel M (2014) Akutverletzungen und Überlastungsschäden der Schulter im Sport. *Der Orthopäde* 43:202-208.

Edouard P, Degache F, Oullion R, Plessis JY, Gleizes-Cervera S, Calmels P (2013) Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *Int J Sports Med* 34:654-660.

Ellenbecker TS, Roetert EP, Bailie DS, Davies GJ, Brown SW (2002) Glenohumeral joint total rotation range of motion in elite tennis players and baseball pitchers. *Med Sci Sports Exerc* 34:2052-2056.

Escamilla RF, Andrews JR (2009) Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Med* 39:569-590.

Fieseler G, Jungermann P, Koke A, Delank KS, Schwesig R (2014) Range of motion (ROM) and isometric strength of a throwing shoulder and their changes under training and playing season in team handball sport athletes, Part I: Changes under pre-seasonal training. *Sport Orthop Traumatol* 30:238-248.

Fieseler G, Jungermann P, Koke A, Irlenbusch L, Delank KS, Schwesig R (2014) Range of motion and isometric strength in shoulders of team handball sport athletes during playing season, Part II: changes after mid-season. *Journal of shoulder and elbow surgery* (2015), 24:391-398.

Fieseler G, Jungermann P, Schwesig R (2014) Compartment syndrome at the femur after contusion in team handball sport. *Sport Orthop Traumatol* 30:274-279.

Fieseler G, Jungermann P, Koke A, Irlenbusch L, Delank KS, Schwesig R (2015) Glenohumeral range of motion (ROM) and isometric strength of

professional team handball athletes, part III: changes over the playing season. Archives of Orthopedic and Trauma Surgery 135:1691-1700.  
Fleisig GS (1995) Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanism. J Sports Med 23:233-239.

Freehill MT, Ebel BG, Archer KR, Bancells RL, Wilckens JH, McFarland EG (2011) Glenohumeral range of motion in major league pitchers: Changes over a playing season. Sports Health 3:97-104.

Gaber S, Zdravkovic V, Jost B (2014) Die Werferschulter. Orthopäde 43:223-229.

Gowan ID, Jobe FW, Tibone JE, Perry J, Moynes DR (1987) A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching: professional versus amateur pitchers. Am J Sports Med 15:586-590.

Halbrecht JL, Tirman P, Atkin D (1999) Internal impingement of the shoulder: Comparison of findings between the throwing and nonthrowing shoulders of college baseball players. Arthroscopy 15:253-258.

Hartmann A, Herzog T, Drinkmann A. 1992. J of Psychosomatic Research 36:159-167.

Hartmann P (2015) Das GIRD Syndrom. Zeitschrift für Physiotherapeuten 67:55-59.

Hopker J, Myers S, Jobson SA, Bruce W, Passfield L (2010) Validity and reliability of the Wattbike cycle ergometer. Int J Sports Med 31:731-736.

Hopkins WG (2000) Measures of reliability in sports medicine and science. Sports Med 15:1-15.

Impellizzeri FM, Rampinini E, Castagna C, Bishop D, Ferrari Bravo D, Tibaudi A, Wisloff U (2008) Validity of a Repeated-Sprint Test for Football. *Int J Sports Med* 29:899-905.

Jobe C.M., Sidles J. (1994). Evidence for a superior glenoid impingement upon the rotator cuff. *J Shoulder Elbow Surg* 2(1), Part 2, S 19

Jobe CM (1995) Posterior superior glenoid impingement: Expanded spectrum. *Arthroscopy* 11:530-536.

Jost B, Zumstein M, Pfirrmann CW, Zanetti M, Gerber C (2005) MRI findings in throwing shoulders: abnormalities in professional handball players. *Clin Orthop Relat Res* 434:130-137.

Kaczmarek PK, Lubiowski P, Cisowski P, Grygorowicz M, Lepski M, Dlugosz J (2014) Shoulder problems in overhead sports. Part I – biomechanics of throwing. *Polish Orthopedics and Traumatology* 79:50-58.

Kaplan KM, El Attrache NS, Jobe FW, Morrey BF, Kaufmann KR, Hurd WJ (2011) Comparison of shoulder range of motion, strength, and playing time in uninjured high school baseball pitchers who reside in warm and cold weather climates. *Am J Sports Med* 39:320-328.

Kibler WB, Kuhn JE, Wilk K, Sciascia A, Moore S, Laudner K (2013) The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology-10 year update. *Arthroscopy* 29:141-161.

Kibler WB, Ludewig PM, McClure PW, Michener LA, Bak K, Sciascia AD (2013) Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the

2013 consensus statement from the scapular summit. *Br J Sports Med* 47:877-885.

Klein C, Luig P, Henke T (2013) Entwicklung und Evaluierung von Ausbildungsmodulen Verletzungsprävention für die Trainerausbildung in den Profiteamsportarten Fußball, Handball und Eishockey. *Sportmedizin*, Ruhr Universität Bochum.

Kolber MJ, Beekhuizen K, Cheng MS, Fiebert IM (2007) The reliability of hand-held dynamometry in measuring isometric strength of the shoulder. *Physiother Theory Pract* 23:119-124.

Kolber MJ, Hanney WJ (2012) The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer and goniometer: a technical report. *Int J Sports Phys Ther* 7:306-313.

Krüger-Franke M, Fischer S, Kugler A, Rosemeyer B (1994) Stress-related clinical and ultrasound changes in shoulder joints of handball players. *Sportverletz Sportschaden* 8:166-169.

Laudner KG, Lynall R, Meister K (2013) Shoulder adaptations among pitchers and position players over the course of a competitive baseball season. *Clin J Sport Med* 23:184-189.

Laudner KG, Myers JB, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM (2006) Scapular dysfunction in throwers with pathologic internal impingement. *J Orthop Sports Phys Ther* 36:485-494.

Lintner D, Mayol M, Uzodinma O, Jones R, Labossiere D (2007) Glenohumeral internal rotation deficits in professional pitchers enrolled in an internal rotation stretching program. *Am J Sports Med* 35:617-621.

Loehr JF, Moreau G, Koenig U, Fersch N, Barthel T, Uhthoff HK (1995) Pathomorphology of the long head of the biceps tendon. In: Jaalovara M(ed) Surgery of the shoulder.

Lubiatowski P, Kaczmarek PK, Slezak M, Dlugosz J, Breborowicz M, Dudzinski W (2014) Problems of the glenohumeral joint in overhead sports – literature review. Part II – pathology and pathophysiology. Polish Orthopedics and Traumatology 79:59-66.

Lyman S, Fleisig GS, Waterbor JW, Funkhouser EM, Pulley L, Andrews JR, Osinski ED, Roseman JM (2001) Longitudinal study of elbow and shoulder pain in youth baseball pitchers. Med Sci Sports Exerc 33:1803-1810.

Maffet MW, Gartsman GM, Moseley G (1995) Superior labrum biceps tendon complex - lesions of the shoulder. Am J Sports Med 23:93-98.

Meeteren Jv, Roebroek ME, Stam HJ (2002) Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. J Rehabil Med 34:91-95.

Meister K (2000) Injuries to the shoulder in the throwing athlete, part one: biomechanics/pathophysiology/classification of injury. Am J Sports Med 28:265-275.

Moller M, Attermann J, Myklebust G, Wedderkopp N (2012) Injury risk in Danish youth and senior elite handball using a new SMS text message approach. British J of Sports Med 46:531-537.

Mullaney MJ, McHugh MP, Johnson CP, Tyler TF (2010) Reliability of shoulder range of motion comparing a goniometer to a digital level. *Physiother Theory Pract* 26:327-333.

Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM (2005) Scapular position and orientation in throwing athletes. *Am J Sports Med* 33:263-271.

Myers JB, Laudner KG, Pasquale MR, Bradley JP, Lephart SM (2006) Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. *Am J Sports Med* 34:385-391.

Myklebust G, Hasslan L, Bahr R, Steffen K (2013) High prevalence of shoulder pain among elite Norwegian female handball players. *Scand J Sci Sports* 23:288-294.

Oehlert K, Drescher W, Petersen W, Zantop T, Gross V, Hassenpflug J (2004) Injuries in Olympic handball tournaments: a video analysis. *Sportverletz Sportschaden* 18:80-84.

Osbahr DC, Cannon DL, Speer KP (2002) Retroversion of the humerus in the throwing shoulder of college baseball pitchers. *Am J Sports Med* 30:347-353.

Pauwels F (1965) *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Heidelberg.

Pieper HG (1998) Humeral torsion in the throwing arm of handball players. *Am J Sports Med* 28:247-253.

Pieper HG, Muschol M (2014) The Throwing and Overhead Athlete's Shoulder. *Sport Orthop Traumatol* 30:19-24.

Portney LG, Watkins MP: Foundations of clinical research: applications to practice. Upper Saddle River, NJ : Pearson & Prentice Hall, 2009. Bd. 3rd ed.

Reagan KM, Meister K, Horodyski MB, Werner DW, Carruthers C, Wilk K (2002) Humeral retroversion and its relationship to glenohumeral rotation in the shoulder of college baseball players. *Am J Sports Med* 30:354-360.

Reinold MM, Gill TJ (2010) Current concepts in the evaluation and treatment of the shoulder in overhead-throwing athletes, part 1: physical characteristics and clinical examination. *Sports Health* 2:39-50.

Reinold MM, Gill TJ, Wilk KE, Andrews JR (2010) Current concepts in the evaluation and treatment of the shoulder in overhead throwing athletes, part 2: injury prevention and treatment. *Sports Health* 2:101-115.

Reinold MM, Wilk KE, Macrina, LC, Sheheane C, Dun S, Fleisig GS (2008) Changes in shoulder and elbow passive range of motion after pitching in professional baseball players. *Am J Sports Med* 36:523-527.

Reisman S, Walsh LD, Proske U (2005) Warm-up stretches reduce sensations of stiffness and soreness after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 37:929-936.

Ruotolo C, Rice E, Panchal A (2006) Loss of total arc of motion in collegiate baseball players. *J Shoulder Elbow Surg* 15:67-71.

Sabick MB, Kim YK, Torry MR, Keirns MA, Hawkins RJ (2005) Biomechanics of the shoulder in youth baseball pitchers: implications for the development of proximal humeral epiphysiolysis and humeral retrotorsion. *Am J Sports Med* 33:1716-1722.

Schrama PP, Stenneberg MS, Lucas C, van Trijffel E (2014) Intra-examiner reliability of hand-held dynamometry in the upper extremity: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 95:2444-2469.

Schwesig R., Becker S., Fischer D (2014) Intraobserver reliability of posturography in healthy subjects. *Somatosens Mot Res* 31:16-22.

Schwesig R., Fischer D., Becker S., Lauenroth A (2014) Intraobserver reliability of posturography in patients with vestibular neuritis. *Somatosens Mot Res* 31:28-34.

Seil R, Rupp S, Tempelhof S, Kohn D (1988) Sports injuries in team Handball. A one year prospective study of sixteen men's senior teams of superior nonprofessional level. *Am J Sports Med* 28:681-687.

Seil R, Rupp S, Tempelhof S, Kohn D (1997) Injuries during Handball. A comparative, retrospective study between regional and upper league teams. *Sportverletz Sportschaden* 11:58-62.

Sethi PM, Tibone JE, Lee TQ (2004) Quantitative assessment of glenohumeral translation in baseball players: a comparison of pitchers versus nonpitching athletes. *Am J Sports Med* 32:1711-1715.

Shrout PE, Fleiss JL (1979) Intraclass correlations uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 86:420-428.

Snyder SJ, Karzel RP, Del-Pizzop W, Ferkel RD, Friedman MJ (1990) SLAP lesions of the shoulder. *Arthroscopy* 6:274-279.

Spencer M, Fitzsimons M, Dawson B, Bishop D, Goodman C (2006) Reliability of a repeated-sprint test for field-hockey. *J Sci Med Sport* 9:181-184.

Ticker JB, Beim GM, Warner JJ (2000) Recognition and treatment of refractory posterior capsular contracture of the shoulder. *Arthroscopy* 16:27-34.

Torres R, Appell HJ, Duarte JA (2007) Acute effects of stretching on muscle stiffness after bout of exhaustive eccentric exercise. *Int J Sports Med* 28:590-594.

Trakis JE, McHugh MP, Caracciolo PA, Busciacco L, Mullaney M, Nicholas JS (2008) Muscle strength and range of motion in adolescent pitchers with throwing related pain: implications for injury prevention. *Am J Sports Med* 36:2173-2178.

Tyler TF, Nicholas SJ, Roy T, Gleim GW (2000) Quantification of posterior capsule tightness and motion loss in patients with shoulder impingement. *Am J Sports Med* 28:668-673.

Tyler, TF, Nicholas SJ, Lee SJ, Mullaney M, McHugh MP (2010) Correction of posterior shoulder tightness is associated with symptom resolution in patients with internal impingement. *Am J Sports Med* 38:114-119.

Vaitl T, Burkart A, Steinhauser E, Hohmann E, Imhoff A (2003) Pathogenese der SLAP - II Läsion am Schultergelenk. *Orthopäde* 32:608-615.

van den Tillaar R, Ettema G (2009) A comparison of overarm throwing with the dominant and nondominant arm in experienced team handball players. *Percept Mot Skills* 109:315-326.

Wagner H, Pfusterschmied J, Klous M, von Dubillard SP, Müller E (2012) Movement variability and skill level various throwing techniques. *Hum Mov Sci* 31:78-90.

Walch G, Boileau P, Noel E, Donell ST (1992) Impingement of the deep surface of the supraspinatus tendon on the posterosuperior glenoid rim: An arthroscopic study. *J Shoulder Elbow Surg* 1:238-245.

Weir JP (2005) Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 19:231-240.

Wilk KE, Macrina LC, Arrigo C (2012) Passive range of motion characteristics in the over-head baseball pitcher and their implications for rehabilitation. *Clin Orthop Relat Res* 470:1586-1594.

Wilk KE, Macrina LC, Fleisig GS, Porterfield R, Simpson CD, Herker P (2011) Correlation of glenohumeral internal rotation deficit and total rotation motion to shoulder injuries in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 39:329-335.

Wilk KE, Meister K, Andrews JR (2002) Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *Am J Sports Med* 30:136-151.

Wilk KE, Yenchak AJ, Arrigo CA, Andrews JR (2011) The Advanced Throwers Ten Exercise Program: a new exercise series for enhanced dynamic shoulder control in the overhead throwing athlete. *Phys Sportsmed* 39:90-97.

Wragg CB, Maxwell NS, Doust JH (2000) Evaluation of the reliability and validity of a soccer-specific field test of repeated sprint ability. *Eur J Appl Physiol* 83:77–83.

Yanagisawa O, Miyanaga Y, Shiraki H, Shimojo H, Mukai N, Niitsu M (2003a) The effects of various therapeutic measures on shoulder range of motion and cross sectional areas of the rotator cuff muscles after baseball pitching. *J Sports Med Phys Fitness* 43:356-366.

Yanagisawa O, Niitsu M, Takahashi H, Itai Y (2003b) Magnetic resonance imaging of the rotator cuff muscles after baseball pitching. *J Sports Med Phys Fitness* 43:493-499.

Zapartidis I, Gouvali M, Bayios I, Boudolos K (2007) Throwing effectiveness and rotational strength of the shoulder in team handball. *J Sports Med Phys Fitness* 47:169-178.

## Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: SCHULTER, TRANSVERSALSCHNITT (WILK ET AL., 1997, S. 364-379) .	3
ABBILDUNG 2: VERLETZTE KÖRPERREGIONEN IM PROFIHANDBALL (KLEIN C, 2013).....	5
ABBILDUNG 3: SUMME DER AU-TAGE NACH VERLETZTEN KÖRPERREGIONEN (KLEIN C, 2013).....	5
ABBILDUNG 4: A: KRAFTWIRKUNGEN IN DER BESCHLEUNIGUNGSPHASE B: KRAFTWIRKUNG IN DER ABBREMSPHASE (FLEISIG ET AL, 1995, S.322-339) ....	9
ABBILDUNG 5: A: WURFARMSEITE MIT ERWEITERTER ER (EXTERNAL ROTATION) UND EINGESCHRÄNKTER IR (INTERNAL ROTATION); B: NICHTWURFARMSEITE MIT GERINGERER ER ABER ERWEITERTER IR.....	12
Abbildung 6: Studienab- lauf.....	20
ABBILDUNG 7: MESSUNG DER ROTATION AM LIEGENDEN PROBANDEN.....	23
Abbildung 8: Isoforce control evo 2, Firma: medical solutions AG.....	23
ABBILDUNG 9: MESSUNG DER ISOMETRISCHEN KRAFT AM LIEGENDEN PROBANDEN...	24
ABBILDUNG 10: CONSTANT SCHULTER SCORE .....	25

## Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: PASSIVE STABILISATOREN DES SCHULTERGELENKES MIT FUNKTION.....	4
TABELLE 2: KLASSIFIKATION DER SCHMERZHAFTEN SCHULTER BEIM ÜBERKOPFSPIELER NACH JOBE .....	10
TABELLE 3: EINTEILUNG DER SLAP LÄSION NACH SNYDER (1998) .....	14
TABELLE 4: ANTHROPOMETRISCHE MERKMALE DER SPIELER. ....	19
TABELLE 5: TESTABLAUF HBKT .....	21
TABELLE 6: CHARAKTERISIERUNG DER UNTERSUCHUNGSSTICHPROBE (N=26) IN ABHÄNGIGKEIT VON DER SPIELPOSITION.. .....	27
TABELLE 7: DESKRIPTIVE BESCHREIBUNG DER UNTERSUCHUNGSPA- RAMETER ZU DEN MZP 1 UND 2 SOWIE RELATIVE (ICC) UND ABSO- LUTE (SEM) INTRAOBSERVER RELIABILITÄT DER UNTERSU- CHUNGSPARAMETER (N=26).....	28

TABELLE 8: LIMITS OF AGREEMENT (MITTELWERT $\pm$ 2SD) DER UNTERSUCHUNGSPARAMETER (N = 26) AUF DER BASIS DER BLAND-ALTMAN-ANALYSE (BLAND & ALTMAN, 1986).....	29
TABELLE 9: VARIANZANALYTISCHER VERGLEICH ÜBER DIE 6WÖCHIGE VORBEREITUNGSPERIODE (MZP 1: 07/2013; MZP 2: 08/2013) .....	31
TABELLE 10: VARIANZANALYTISCHER VERGLEICH ÜBER DIE 16WÖCHIGE HINSERIE (MZP 2: 08/2013; MZP 3: 12/2013) .....	32
TABELLE 11: VARIANZANALYTISCHER VERGLEICH ÜBER DIE 22WÖCHIGE VORBEREITUNGSPERIODE UND HINSERIE (MZP 1: 07/2013; MZP 3: 12/2013).....	34
TABELLE 12: VARIANZANALYTISCHER VERGLEICH ÜBER DIE RÜCKSERIE (MZP 3: 12/2013 VS. MZP 4: 05/2014) .....	35
TABELLE 13: VARIANZANALYTISCHER VERGLEICH ÜBER DEN GESAMTEN BEOBACHTUNGSZEITRAUM (VORBEREITUNGSPERIODE + HINSERIE + RÜCKSERIE; MZP 1: 07/2013 VS. MZP 4: 05/2014) .....	37
TABELLE 14: ANZAHL DER POSITIVEN KLINISCHEN UNTERSUCHUNGSTESTS ZU ALLEN MESSZEITPUNKTEN .....	41
TABELLE 15: BEZIEHUNG ZWISCHEN DEM KLINISCHEN TEST NACH O`BRIEN SOWIE IRO-WA, ARO-WA, TROM-WA, GIRD UND ERG .....	42
TABELLE 16: BEZIEHUNG ZWISCHEN DEM KLINISCHEN TEST CRANK SOWIE IRO-WA, ARO-WA, TROM-WA, GIRD UND ERG .....	43
TABELLE 17: BEZIEHUNG ZWISCHEN DEM KLINISCHEN TEST SUP-ARO SOWIE IRO-WA, ARO-WA, TROM-WA, GIRD UND ERG .....	44
TABELLE 18: BEZIEHUNG ZWISCHEN DEM KLINISCHEN TEST PRONATION SOWIE IRO-WA, ARO-WA, TROM-WA, GIRD UND ERG .....	45

## Thesen

1. Es konnte eine hohe spezifische Belastung an der Wurfarm- und Nicht-Wurfarmschulter des professionellen Handballsportlers über einen Saisonverlauf von 40 Wochen nachgewiesen werden.
2. Die teils signifikanten Veränderungen zeigten sich in der Schultergelenksbeweglichkeit und isometrischen Kraft.
3. Vorbestehende Bewegungsmuster wie das GIRD und ERG wurden über den gesamten Untersuchungszeitraum nicht signifikant beeinflusst.
4. In der sequenziellen Analyse wurden unterschiedliche Veränderungen der Beweglichkeit, Kraft- und Bewegungsmuster beobachtet.
5. Nach 6 Wochen Untersuchungszeitraum wurden funktionelle Einflüsse der isometrischen Kraft festgestellt.
6. 22 Wochen nach Studienbeginn, also am Ende der Hinserie, wurden mögliche anatomische Anpassungen beobachtet, hypothetisch aufgrund der fortbestehenden Belastung.
7. Am Ende der beobachteten Spielsaison, also nach 40 Wochen, wurde eine Anpassung bzw. Toleranz auf die Belastungseinflüsse in den Schultergelenken beobachtet.
8. Die Veränderung der Beweglichkeit und isometrischen Kraft erlaubt in unserer Studie keine Aussage über eine Verletzungswahrscheinlichkeit /-risiko.
9. Die Messung der Schulterbeweglichkeit mittels Goniometer sowie Bestimmung der isometrischen Kraft über ein Dynamometer zeigte eine gute bis sehr gute Reliabilität unter den beschriebenen Studienbedingungen.
10. Die klinischen Untersuchungstests spiegeln nicht die Beweglichkeitsveränderungen bzw. Belastungen an den Schultergelenken und erlauben keine Vorhersage über anatomische Veränderungen der belasteten Strukturen.

## **Selbstständigkeitserklärung und Erklärung über frühere Promotionsversuche**

**Ehrenwörtliche Erklärung zu meiner Dissertation mit dem Titel: „Einfluss der Trainings- und Wettkampfbelastung auf die Beweglichkeit und isometrische Kraft im Schultergelenk beim Handball-Sport“**

Sehr geehrte Damen und Herren,

hiermit erkläre ich, dass ich die beigefügte Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel genutzt habe. Alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen habe ich als solche gekennzeichnet.

Ich versichere außerdem, dass ich die beigefügte Dissertation nur in diesem und keinem anderen Promotionsverfahren eingereicht habe und, dass diesem Promotionsverfahren keine endgültig gescheiterten Promotionsverfahren vorausgegangen sind.

# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name: Philipp Jungermann  
Geburtsdatum / Ort: 14.06.1982 / Magdeburg  
Nationalität: deutsch  
Familienstand: verheiratet, 2 Kinder

## Schul- und Berufsausbildung

09/1989 – 08/1993 Grundschule Langenweddingen  
09/1993 – 08/2002 Bördegymnasium Wanzleben  
09/2002 – 06/2003 Grundwehrdienst Fritz – Erler Kaserne Fuldata / Rotwesten  
09/2003 – 03/2005 Lehramtsstudium (Sport, Mathematik) an der Universität Kassel  
04/2005 – 06/2011 Medizinstudium Georg August Universität Göttingen

## Beruflicher Werdegang

10/2011 – 09/2014 Weiterbildungsassistent für Orthopädie und Unfallchirurgie im Zentrum Orthopädische Chirurgie bei Dr. H.-G. Fieseler Hann. Münden  
11/2011 – 09/2014 Diensttätigkeit auf Honorararztbasis im KH Hann Münden in der Abteilung Chirurgie  
10/2014 – 03/2016 Common Trunk in der Allgemeinchirurgie im Krankenhaus Hann. Münden (Leitender Arzt Unfallchirurgie: Dr. med. Martin Paetzold; Leitender Arzt Viszeralchirurgie: Dr. med. Farhad Schahmirzadi)  
04/2016 – 12/2016 Weiterbildungsassistent für Orthopädie und Unfallchirurgie in der Orthopädischen Klinik Hessisch Lichtenau, Abteilung Wirbelsäulenorthopädie (Chefarzt PD Dr. Stefan Lakemeyer)  
01/2017 – aktuell Weiterbildungsassistent für Orthopädie und Unfallchirurgie in der Orthopädischen Klinik Hessisch Lichtenau, Abteilung Zentrum für Tetra- und Paraplegie (Chefärztin Dr. med. Marion Saur)

## Danksagung

An erster Stelle gilt mein aufrichtiger, herzlicher und freundschaftlicher Dank Dr. Georg Fieseler, der mir zu jeder Zeit und mit großem Engagement zur Seite stand und mir in jeder Hinsicht eine immerwährende Hilfe war. Das ist nicht selbstverständlich, ich werde mich immer daran erinnern. Ohne dich hätte ich es nicht geschafft! Lieber Georg, hab vielen Dank dafür!

Weiterhin möchte ich mich ebenfalls bei apl. Prof. Dr. René Schwesig bedanken. René hat mich zu jeder Zeit sowohl fachlich, als auch weit darüber hinaus hervorragend unterstützt und mit dem nötigen Nachdruck dafür gesorgt, dass die Arbeit ein Ende gefunden hat. Gern erinnere ich mich an die Ausflüge nach Ferndorf und Bad Blankenburg. Auch an dich lieber René vielen Dank.

Ein weiterer Dank gilt Dr. Alexander Koke. Wir haben zur gleichen Zeit an unseren Dissertationen gearbeitet und führten einen regen fachlichen und sportlichen Austausch. Vielen Dank für deine Hilfe insbesondere bei der Datenerfassung und bei der Vermittlung der Testmannschaften.

Auch die Handballmannschaften Tus Ferndorf und HSV Bad Blankenburg sollen hier erwähnt sein. Insbesondere die Bereitschaft der Spieler uns, über die Trainingszeit hinaus, zur Verfügung zu stehen. Einen Dank gilt auch den Trainern Erik Wudtke und Frank Ihl, die mir die wertvolle Trainingszeit zur Verfügung gestellt haben.

An wichtiger Position soll auch Prof. Dr. K.St. Delank erwähnt sein, der mir als Doktorvater diese Arbeit ermöglicht hat und uns viel Spielraum bei der Gestaltung dieser Dissertation gegeben hat.

Ich widme diese Arbeit meiner Familie, meiner Frau Kim und meinen Kindern Bent und Till. Ihr musstet viel auf mich verzichten. Ich danke euch diese Unterstützung! Ich liebe euch!

Staufenberg, OT Escherode, den 06.09.2016