

**Längsschnittliche Messung der posturalen Kontrolle und Stabilität von
Patienten nach vorderer Kreuzbandoperation**

Dissertation

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

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

von Nicola Elisa Caterina Schaffrath
geboren am 24.11.1992 in Köln

Betreuer: Univ. - Prof. Dr. med. Karl-Stefan Delank
apl. Prof. Dr. phil. René Schwesig

Gutachter/Gutachterin: apl. Prof. C. Eckmann, Hann. Münden
Frau Jun.-Prof. S. Klatt, Köln

(18.01.2022)

(15.06.2022)

Referat

Ziel dieser Arbeit war es, eine Analyse der Haltungsregulation und Stabilität bei Patienten vorzunehmen, bei denen eine Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit standardisierter postoperativer Rehabilitation vorgenommen wurde.

Nach Therapie und Rehabilitation erfolgte eine Längsschnittstudie zur posturalen Analyse von 30 Patienten (16 Frauen, 14 Männer; Alter: $32,0 \pm 12,2$ Jahre) über einen Beobachtungszeitraum von zwei Jahren. Die posturale Regulation wurde präoperativ, sowie 6 Wochen, 12 Wochen, 6 Monate, ein Jahr und zwei Jahre postoperativ nach vorderer Kreuzbandrekonstruktion und der standardisierten Rehabilitation getestet. Überprüft wurde die posturale Leistungsfähigkeit anhand des Stabilitätsindikators (ST), des Gewichtsverteilungsindex (WDI), der Synchronisation (Fußkoordination) und der Schwankungsintensität (posturale Subsysteme). Signifikante Zeiteffekte konnten im Vergleich zwischen präoperativ und zwei Jahren postoperativ für WDI ($n_p^2 = 0,466$), Synchronisation ($n_p^2 = 368$), mediolaterale Gewichtsverteilung ($n_p^2 = 349$), ST ($n_p^2 = 205$), visuelle/nigrostriatale Systeme ($n_p^2 = 0,179$) und das peripher-vestibuläre System ($n_p^2 = 0,102$) nachgewiesen werden. Der größte Unterschied zwischen präoperativ ($n_p^2 = 0,180$) im Vergleich zur gematchten Stichprobe wurde für den WDI ermittelt. Signifikante Unterschiede zur gematchten Stichprobe ließen sich auch für ST (präoperativ: $n_p^2 = 0,126$; sechs Wochen postoperativ: $n_p^2 = 0,103$) und WDI (präoperativ: $n_p^2 = 0,180$; sechs Wochen postoperativ: $n_p^2 = 0,174$) nachweisen. Die Ergebnisse lassen die Schlussfolgerung zu, dass die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes und die anschließende Rehabilitation die posturalen Subsysteme, die posturale Stabilität, die Gewichtsverteilung und die Fußkoordination beeinflussen. Die Normalisierung der mediolateralen Gewichtsverteilung benötigt ein Jahr Rehabilitation nach VKB-Operation. Die hier vorliegenden Ergebnisse haben nachweisen können, dass in diesen 12 Monaten die Suppression des somatosensorischen und cerebellären Subsystems durch eine höhere Aktivität des visuellen und nigrostriatalen Systems kompensiert werden konnte.

Schaffrath, Nicola Elisa Caterina: Längsschnittliche Messung der posturalen Kontrolle und Stabilität von Patienten nach vorderer Kreuzbandoperation, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 68 Seiten, 2021

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
1.1 Vordere Kreuzbandruptur	1
1.2 Posturale Kontrolle des Gleichgewichts	2
1.3 Motorische Steuerung der posturalen Kontrolle	6
1.4 Steuerung über das Rückenmark	9
1.5 Posturale Kontrolle nach VKB-Operation	10
2 Zielstellung der Arbeit	13
2.1 Hauptziel der Studie	13
2.2 Hypothesen der Arbeit	13
3 Probanden und Methoden	14
3.1 Einschlusskriterien	14
3.2 Ausschlusskriterien	14
3.3 Studienablauf	15
3.4 Standardisierte Rehabilitation	16
3.5 Interaktives Balance System	18
3.6 Statistik	23
4 Ergebnisse	25
4.1 Charakteristik der Probanden	25
4.2 Varianzanalysen unilateraler posturographischer Parameter	26
4.3 Varianzanalyse von Heel und Left	34
4.4 Longitudinale Analysen	37
4.5 Querschnitts-Analysen	38
4.6 Mediolaterale Analysen	38
5 Diskussion	40
5.1 Ergebnisdiskussion	40
5.2 Limitationen der vorliegenden Studie	50
6 Zusammenfassung	52
7 Literaturverzeichnis	54
8 Thesen	63
9 Anhang	64

Abkürzungsverzeichnis

ACLR	Anterior crucial ligament rupture
ca	circa
CDP	Computergestützte dynamische Posturographie
d.h	das heißt
Hz	Hertz
IBS	Interaktives Balance System
HKB	Hinteres Kreuzband
m	Meter
Ms	Millisekunden
MZP	Messzeitpunkt
PK	Posturale Kontrolle
p.op	postoperativ
SD	Standardabweichung
sec	Sekunden
SLR	Short latency response
ST	Stabilitätsindikator
vs	versus
VKB	Vorderes Kreuzband
VKBR	Vordere Kreuzbandruptur
WDI	Gewichtsverteilungsindex
z.B.	zum Beispiel
ZNS	Zentralnervensystem

1. Einleitung

1.1 Vordere Kreuzbandruptur

Das vordere Kreuzband (VKB) des Knies bildet einerseits das wesentliche Steuerungselement für die Vorwärtsbewegung des Knies (Lysholm et al., 1998). Zum anderen nimmt es eine wichtige Stellung im Bereich der Propriozeption ein, indem es hilft, die Wahrnehmung des Körpers nach dessen Lage in der Umgebung permanent zu vermitteln (Katayama et al., 2004). Für letztere Funktion ist das VKB mit zahlreichen mechanischen Rezeptoren ausgestattet und wirkt als somatosensorisches Organ permanent in der Haltungskontrolle des Körpers (Bonfim et al., 2008).

Das hintere Kreuzband (HKB) ist neben dem VKB und den Seitenbändern einer der Hauptstabilisatoren des Kniegelenks und verhindert bei Belastung des Knies eine übermäßige Translation der Tibia in Bezug auf den Femur, sowie eine kritische Rotation bei Kniebeugung zwischen 90° und 120° (Papannagari et al., 2007).

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) ist mit einer Inzidenz von 45 pro 100.000 Einwohnern die häufigste Bandverletzung des Kniegelenks in Deutschland (Widhalm, 2017). Bezüglich des Anteils der Kreuzbandrupturen liegt die Relation von VKB zu hinterem Kreuzband (HKB) in Deutschland bei 14 zu 1 (Schneider et al., 2016).

Hinsichtlich der operativen Korrektur gehören sowohl die Ruptur des VKB als auch des HKB zu den in Bezug auf die Therapie anspruchsvollsten Knieverletzungen (Südkamp und Köstler, 2004).

Die Operation des vorderen Kreuzbandes erfolgt meist durch den Ersatz mit einem freien mehrsträngigen autologen Sehnentransplantat aus der Pes-anserinus-Gruppe (Semitendinosussehne oder Semitendinosus- und Gracilissehne). Alternativ kann die rupturierte Sehne, sofern die Verletzung weit proximal (knochennah) liegt, wieder refixiert werden. Diese Technik der Refixation kann allerdings nur vereinzelt eingesetzt werden, da das vordere Kreuzband selten im proximalen Bereich rupturiert (Herbort et al., 2017).

Die Ruptur des VKB zählt sowohl zu den typischen Verletzungen bei Teamsportarten, wie z.B. Fußball, Volleyball und Feldhockey, sowie insbesondere auch bei Skisport.

70 % der Rupturen des VKB entstehen nicht durch äußere Gewalteinwirkung (Noyes et al., 1991). Die Ruptur des VKB ereignet sich vorwiegend dann, wenn das vordere

Kreuzband bei fixiertem Fuß einer plötzlichen Rotation bzw. Beschleunigung des Körpers ausgesetzt ist (Ferdowsi und Rezaeian, 2018).

Die Ruptur des VKB führt zu zwei gravierenden Störungen der Körperfunktion. Diese betreffen den Verlust der Stabilität des Kniegelenks, sowie die Störung des Gleichgewichtssystems. Der Stabilitätsverlust wird durch die Aufhebung der Bandfixation zwischen Tibia und Gelenkflächen des Femurknochens verursacht, und ein weiterer, schwerwiegender Faktor bezieht sich auf die Beeinträchtigung der posturalen Stabilität der Patienten (Lee et al., 2015; Huber, 2016).

Um eine suffiziente Funktion und Stabilität des Kniegelenks nach Ruptur des VKB wiederherzustellen, sind sowohl eine operative Behandlung als auch eine effektive Rehabilitation erforderlich.

Da der Umbau der implantierten Sehne in ein Kreuzband einen über mehrere Monate dauernden Prozess erfordert, gehören unterstützende Rehabilitationsmaßnahmen für die Zeit dieser Bandreparation zur wichtigsten additiven Therapie. Die entscheidende Zielgröße der Rehabilitation beinhaltet dabei für den Patienten die Wiederherstellung der Kontrolle des Gleichgewichts (Bizzini and Silvers, 2014; Petersen et al., 2014; Bartels et al., 2016).

1.2 Posturale Kontrolle des Gleichgewichts

Die Kontrolle des Gleichgewichts repräsentiert eine herausragende Fähigkeit des Menschen. Mit dieser Eigenschaft versetzt er sich in die Lage, "die Kontrolle des Schwerpunkts innerhalb der Unterstützungsfläche zu gewährleisten" (Huber, 2016). Treten Störfaktoren wie Bandrupturen oder andere schwerwiegende Verletzungen auf, kann das ohnehin fragile System, bedingt durch einen hochgelegenen Körperschwerpunkt bei geringer Unterstützungsfläche durch die Füße die Balance, oder sogar die posturale Kontrolle (PK) verlieren. Dabei wird die "Balance" definiert als die "Fähigkeit einer Person, nicht zu fallen" (Pollock et al., 2000).

Der Begriff "PK" hat eine weiterreichendere Bedeutung gegenüber "Balance" und wird definiert als Durchführung "einer Handlung, um die Balance in jeder Haltung oder Aktivität aufrechtzuerhalten, zu erlangen oder wieder zu erlangen" (Pollock et al., 2000). Die Kontrolle der Körperhaltung wird stringent beeinflusst durch eine komplexe Integration der sensomotorischen Leistung. Diese kann wiedererlangt werden mit Hilfe von Training der motorischen Abläufe mittels Kontrollantizipation, Einsatz sensorischer

Tapes und zentralem Erkennen balancierter körperlicher Einflüsse, so dass bewegungsbedingte Veränderungen des Körperschwerpunkts wieder problemlos angenommen werden können (Lee et al., 2015). Einerseits führen körperliche Schäden, wie z.B. die Ruptur des VKB zu einem gravierenden Verlust der PK, andererseits impliziert dieser Verlust auch ein erhöhtes Risiko für weitere körperliche Schäden im Sinne eines Circulus vitiosus (Diermann et al., 2009; Paterno et al., 2010; Fulton et al., 2014).

Die Steuerung des Gleichgewichts durch PK wird über netzwerkartige Verbindungen auf bestimmten Ebenen des Nervensystems realisiert (Jacobs, 2007). Zu diesen zählen das Rückenmark, der Hirnstamm, das Kleinhirn, die Basalganglien und der sensorische Kortex. Über diese Stationen werden Signale mittels afferenter und efferenter Impulse generiert, die das Gleichgewicht steuern (Sousa, 2012).

Auch wenn die Auswirkungen eines rupturierten VKB als gravierende sensorische Beeinflussung der Kontrolle des Gleichgewichts noch nicht vollständig aufgeklärt sind, haben Studien der letzten Jahre nachweisen können, dass das VKB eine eminente Bedeutung hinsichtlich der propriozeptiven Regulation des Kniegelenks besitzt (Campbell et al., 2012; Sawary et al., 2015). In diesem Zusammenhang ist es als sehr bedeutsam zu konstatieren, dass das VKB ganz spezifisch für die Wahrnehmung der Gelenkposition und der daraus folgenden Erkennung der Gelenkbewegung einen sensorischen Input von Mechanorezeptoren zum zentralen Nervensystem besitzt (Roberts et al., 1999; Lee et al., 2015). Für diese Eigenschaft gilt es, 2 Prämissen zu berücksichtigen. Da verschiedene, zentral etablierte sensorische Systeme, wie das visuelle, vestibuläre und somatosensorische System am Erhalt der neuromuskulären Stabilität Anteil haben (Friemert et al., 2010; Finley et al., 2012), setzt jede Störung dieser Stabilität fundierte Kenntnisse in der Funktion dieser Subsysteme voraus (Haas et al., 2006; Reed-Jones und Vallis, 2007). Infolge gravierender Wechselwirkungen zwischen den genannten sensorischen Einflussnahmen gelingt es nur schwer, die Anteile einzelner sensorischer Systeme zuzuordnen. Diese Differenzierung zu analysieren waren bereits Zielstellungen von Studien, und auch gegenwärtig haben weitere Forschungen auf diesem Gebiet essenzielle Bedeutung (Nagy et al., 2004; Höhne et al., 2011; Steinberg et al., 2016).

In den letzten 10 Jahren ist vermehrt darauf hingewiesen worden, dass es nach einer VKB-Ruptur während der postoperativen Rehabilitation für Patienten keine evidenzbasierten Daten zur Körperhaltung gibt (Vavkenet et al., 2008). So fehlen evidenzbasierte Daten, die Veränderungen in Haltungsregulation und –stabilität evaluieren

können. Des Weiteren fehlen umfassende Untersuchungen, die vergleichende Evaluierungen zum Erfolg einer postoperativen Rehabilitation anhand der Zeitspanne vornehmen, die Patienten benötigen, um den Zustand vor Eintreten der Verletzung wiederzuerlangen (Bizzini und Silvers, 2014; Petersen et al., 2014; Bartels et al., 2016).

Bedeutung der Propriozeption:

Nach traditionellen Darstellungen beinhaltet der Terminus "Propriozeption" die Wahrnehmung des eigenen Körpers nach dessen Lage im Raum über die Fähigkeit der Tiefensensibilität. In der neurophysiologischen Definition bedeutet Propriozeption die Fähigkeit "Ort, Lage, Ausrichtung und Bewegung des Körpers und seiner Teile wahrzunehmen" (Skoglund, 1973). Dabei wurde ursprünglich der Schwerpunkt auf die "Selbstwahrnehmung" gelegt, die mit der Körperwahrnehmung des Individuums im Raum verbunden ist. Ursprünglich stammt diese sensitive Beschreibung nach dem Konzept von Sherrington (1907), dass das ZNS Informationen über die räumliche Lage von Körperteilen und Körpersegmenten bekommt, um darauf aufbauend die Bewegungskoordination zu steuern.

Wie in mehreren Untersuchungen nachgewiesen werden konnte, erfolgen sowohl Perzeption als auch Aktion über unterschiedliche Prozesse und Wahrnehmungen. Diese sind so gekoppelt, dass sie afferente Variablen mit Parametern des Handlungssystems in Beziehung setzen, um darauf aufbauend das Verhalten adaptiv zu regulieren (Gonzalez-Grandón und Froese, 2018). Dies impliziert den Begriff der Wahrnehmungs-Aktions-Kopplung von Gibson (1977), nach der folgende Aussage getroffen werden kann: „Wir müssen wahrnehmen, um uns zu bewegen, und müssen uns bewegen um wahrnehmen zu können" (González-Grandón et al., 2021).

Die Wahrnehmung von Körperlage und -bewegung im Raum wird über Propriozeptoren des Bewegungsapparates gesteuert und basiert auf Empfindungen von Oberflächen- und Tiefensensibilität [Häfelinger und Schuba, 2009]. Die Tiefensensibilität basiert auf Rückkopplungen von Empfindungen, die ihren Ursprung in Gelenkkapseln, Sehnen und Muskeln haben (Klinke et al., 2005). Bezogen auf die Wahrnehmung des Rumpfes und der unteren Extremitäten realisiert und steuert die Tiefensensibilität Lage und Bezug zur Umwelt und zum ungestörten Bewegungsablauf (Barth, 2007). Für die Umsetzung dieser Fähigkeiten wird die Propriozeption differenziert in die 4 Fertigkeiten von Stellungssinn, Bewegungssinn, Kraftsinn und Gleichgewichtsfähigkeit (Proske und Gandevia, 2012).

- Mit dem Stellungssinn kann die Körperlage in Bezug auf den Raum und die Schwer-

kraft wahrgenommen werden (Klinke et al., 2005). Die sensorischen Empfindungen für diese Sinnesleistung erfolgen über Muskelspindeln und Golgi-Organen.

- Der Bewegungssinn vermittelt die aktuelle Information zu Richtung und Geschwindigkeit von Körperveränderungen und wird vorwiegend über Mechanorezeptoren gesteuert (Bizzini, 2000). Eine besondere Funktion im Rahmen des Bewegungssinns spielen die Druckrezeptoren im subdermalen Fußsohlenbereich, da diese die wichtige Funktion der aufrechten Körperhaltung und der Gewichtsverlagerung im Bereich der Fußsohlen vermitteln.

- Basierend auf der Fähigkeit des Kraftsinns realisiert der Mensch die Stärke der Muskelkraft die er aufbringen muss, um eine Bewegung zu vollziehen, oder in einer bestimmten Gelenkstellung zu verharren (Proske und Gandevia, 2012).

- Gleichgewichtsfähigkeit wird häufig mit Balancemotorik im Sport vergesellschaftet, bedeutet aber die allgemeine Fähigkeit, "Balance bei sich verändernden Umweltbedingungen zu halten, oder wieder herzustellen, sowie Bewegungsaufgaben auf kleinen Unterstützungsflächen, bei labilen Gleichgewichtsverhältnissen und unter verschiedenen Schwerebedingungen zweckmässig zu lösen." (Turbanski und Schmidtbleicher, 2008). Die Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit ist für eine sichere Rückkehr zu den meisten Sport- und Freizeitaktivitäten unerlässlich. Daher gilt es als unbedingt erforderlich, eine propriozeptive Dysfunktion im Kniegelenk auch nach einer VKB-Rekonstruktion bis zur Wiederherstellung der ungestörten Propriozeption zu beobachten und zu beeinflussen (Ma et al., 2014).

Aufgrund dessen, dass Körperbewegungen in einer definierten Umgebung stattfinden, beeinflusst die Umwelt die Propriozeption (Huber, 2016). So können differente Arten des Untergrunds, wie zum Beispiel labil-stabil, eben-schräg und rutschig-fest die posturale Kontrolle eminent beeinflussen. Ausgehend von dieser Prämisse haben Shumway-Cook und Woollacott (2011) die PK wie folgt definiert: Sie ist das "Ergebnis der Interaktion des Individuums als sich bewegender Mensch, der Aufgabe (Aktivität), welche durchgeführt wird und der Umwelt, in der diese Aktivität stattfindet". Die Autorinnen wählten für diese Vorgänge den Terminus "Interaktionsmodell" und deklarierten für das Modell drei Aspekte: "Aktion (Motorik), Perzeption (Sensorik) und Kognition (Verarbeitung von Wahrnehmung und Erkennen" (Shumway-Cook und Woollacott, 2011).

Femorale und tibiale Insertionen des VKB haben zahlreiche Mechanorezeptoren, wie zum Beispiel Vater-Pacini-Körperchen, Ruffini-Körperchen und Golgi-Sehnenorgane als sensomotorisches System (Kennedy et al., 1974; Schutte et al., 1987). Diese

Mechanorezeptoren spielen eine wichtige Rolle in der Propriozeption und im posturalen System und dementsprechend wirkt sich eine Ruptur des VKB nicht nur gravierend auf den Verlust der Stabilität, sondern auch auf den Verlust der PK aus. Die Ruptur des VKB führt zu einer deutlichen Abnahme der afferenten, sensorischen Reizleitung zum Zentralnervensystem (ZNS) mit signifikantem Verlust der Propriozeption (Katonis et al., 2008).

Die Propriozeption kann einschließlich der Haltungsstabilität durch eine Reihe von Faktoren beeinflusst werden. Zu diesen zählen neben einem höheren Alter auch unterschiedliche Grade von Muskelschwäche und körperlicher Aktivität sowie in der Anamnese stattgehabte Verletzungen der unteren Extremitäten (Relph et al., 2014). Ein weiterer wesentlicher Faktor für die Störung von Propriozeption und Haltungsstabilität betrifft das Ausmaß des Zeitfaktors seit der aufgetretenen Verletzung (Yoon et al., 2013; Lee et al., 2016).

Gleichgewichts und Haltungskontrolle sind die grundlegenden Bestandteile zur Befähigung von Motorik. Beide Kontrollfunktionen basieren sowohl auf einer komplexen Funktionalität, als auch auf der Basis kognitiver Prozesse. Um diese Funktionen ungestört ausüben zu können, ist eine integrierte Koordination sensorischer Impulse aus vestibulären, visuellen und somatosensorischen Systemen erforderlich (Taube et al., 2006; Friemert et al., 2010; Finley et al., 2012). Kommt es in diesen Systemen zu Ausfällen in der Koordination, kann daraus eine Beeinträchtigung des Gleichgewichts resultieren, und zusätzlich können nachfolgend Störungen in der Haltungskontrolle vorkommen (Akhbari et al., 2015; Bartels et al., 2018).

1.3 Motorische Steuerung der posturalen Kontrolle

Es existieren vorrangig 2 differente Systeme, die einen dominanten Einfluss auf die posturale Kontrolle ausüben: der "Feedback-Modus" und der Feedforward-Modus. Der Feedback-Modus agiert mit der Auslösung von kompensatorischen Reaktionen auf die Störung des Gleichgewichts. Im Vergleich zu diesem "Feedback-Modus" agiert der "Feedforward-Modus" auf zu erwartende Störungen des Gleichgewichts bereits im Vorfeld nach dem Muster einer sog. Feedforward-Regelung (Taube, 2013).

In diese zwei Modi der Information und Steuerung sind verschiedene Ebenen des Nervensystems integriert. Zu diesen zählen der zerebrale Kortex, die subkortikalen

zerebellären, nigrostriatalen, vestibulären, visuellen und somatosensorischen Zentren, sowie das Rückenmark (Schwesig et al., 2013; Huber, 2016).

Steuerung über kortikale und subkortikale Zentren:

Hinsichtlich der Steuerung von beabsichtigten Willkürbewegungen sind verschiedene Strukturen an der notwendigen antizipativen Kontrollfunktion beteiligt. In mehreren Studien konnte nachgewiesen werden, dass dem Zerebellum für den Ablauf von willkürlichen Bewegungen eine herausragende Funktion in der Steuerung zukommt, indem das Kleinhirn diese Bewegungen von kortikalen Strukturen in Form einer "Efferenzkopie" übermittelt bekommt (Bastian, 2006; Ramnani, 2006), und das Kleinhirn "den kommenden motorischen Zustand vorwegnimmt" (Roitman et al., 2005).

Die antizipatorische posturale Anpassung bezieht für die Planung von motorischen Bewegungen neben dem Kleinhirn den zerebralen Kortex ein (Jacobs, 2007). Diese zerebrale Einflussnahme erfolgt in Form einer antizipatorischen "Planung" der Motorik, indem die Auswirkungen von Körperbewegungen, insbesondere deren Einflüsse auf Stabilität des Körperschwerpunkts über den zerebralen Kortex erfasst und berücksichtigt werden (Huber, 2016).

Ein weiterer kortikaler Einfluss erfolgt über sensorische Informationen, die ihren Ursprung aus Teilen des temporoparietalen Kortex erhalten (Sibley et al., 2015). Die Effektorregion impliziert ein internes Modell, das die Wahrnehmung des aufrechten Gehens (Vertikalität) vermittelt (Huber, 2016). Der regelhafte Ablauf von Körperhaltungen und -bewegung wird realisiert, indem permanent sensorischer Input in das Zentralnervensystem (ZNS) gelangt, worauf die Grundlage der Kontrolle der Körperbewegung basiert (Macpherson und Horak, 2013).

Im Rahmen der posturalen Kontrolle gehört auch zu den kortikalen Leistungen der Großhirnrinde die Qualität "Aufmerksamkeit" (Macpherson und Horak, 2013). Bei gleichzeitigen dualen Abläufen kann es zu einer reziproken Einflussnahme von Bewegung und Kognition kommen. Verlagert sich der Schwerpunkt in Richtung kognitiver Aufgabe, kann es zu einer kritischen Situation im Bereich des Gleichgewichts kommen, und umgekehrt kann es bei Bewegung zum Nachlassen kognitiver Fähigkeiten kommen. Die Slogans „Stops walking when talking“ (Hyndman, 2004) bzw. „Stops talking when walking“ (Yogev-Seligman, 2012) spiegeln die reziproke Einflussnahme von Motorik und Kognition wider.

Eine weitere und besondere Form der posturalen Reaktion des motorischen Kortex betrifft die Korrektur von äußeren Störungen des Gleichgewichts (Perturbation). Bei diesen Perturbationen oder auch Balancestörungen, ausgelöst vor allem in Fortbewegungsmitteln, werden höhere Bereiche des ZNS mitaktiviert, um posturale Reaktionen zur Behebung von Balancestörungen auszugleichen (Jacobs, 2007). Diese sog. "Late Phase"-Reaktionen weisen eine Latenzzeit von 85 bis 100 Millisekunden (ms) nach Auftreten von Perturbationen auf, worauf auf die Einbeziehung höherer Bereiche des ZNS geschlossen werden konnte.

Das vestibuläre System im Hirnstamm, das Kleinhirn und die Basalganglien gehören zu den subkortikalen Zentren, die auf vielfältige Weise die posturale Kontrolle beeinflussen können (Rothwell, 2012). Zu den Einflussnahmen auf die posturale Kontrolle zählen posturale Synergien, sensorische Integration, Projektionen in das Rückenmark und posturale Flexibilität.

Die *Formatio reticularis* im Hirnstamm übt eine wichtige Funktion in der Organisation von posturalen Synergien aus (Macpherson und Horak, 2013). Um die Adaptation dieser posturalen Synergien für die Motorik zu realisieren, erfordert diese Funktion eine enge Kopplung mit der Funktion des Kleinhirns [Huber, 2016]. Darauf basiert die Voraussetzung, dass eine optimal angepasste Muskelkraft innerhalb posturaler Synergien fähig ist, bei körperlicher Destabilität schnell und korrigierend wirksam zu werden. Eine weitere wichtige Eigenschaft des Kleinhirns betrifft die sukzessiv entwickelte Fähigkeit, die Erfahrungen aus der posturalen Kontrolle zu speichern. Diese Eigenschaft geht konform mit der Rolle, die das Kleinhirn beim Training des motorischen Lernens hat (Lisberger, 2013). Damit stellen das Kleinhirn und die Basalganglien eminente Entwicklungsstätten zum Erlernen von Programmen zur Motorik dar.

Während sensorische Informationen, wie z.B. die Wahrnehmung des aufrechten Stehens über den zerebralen Kortex integriert werden, erfolgt eine sensorische Integration im Bereich des Hirnstamms und des Kleinhirns, als Voraussetzung für die interne Repräsentation des Körpers. "Bestimmte Teile des Kleinhirns, vor allem das Spinocerebellum, erhalten viel Input über schnell leitende Bahnen der Propriozeption und der Oberflächensensibilität" (Macpherson und Horak, 2013).

Für die posturale Kontrolle stellen mit dem *Tractus vestibulospinalis* und dem *Tractus reticulospinalis* zwei Informationswege eine wichtige Verbindung zwischen dem Hirnstamm und dem Rückenmark dar. Beide Verbindungswege sind zum

Austausch von Informationen und für die Übermittlung posturaler motorischer Antworten von eminenter Bedeutung.

Das visuelle System dient sowohl der Wahrnehmung, als auch der Vermittlung von Informationen zur Lage und Position unseres Körpers an das Gehirn. Mit der Makula lutea besitzt das Auge den Ort der besten Sehschärfe, räumlicher Auflösung, Farb- und Kontrastsehens. Die Peripherie des Auges besitzt für schnell bewegende Objekte die höchste zeitliche Auflösung und dient insbesondere der räumlichen Orientierung (Jendrusch und Brach, 2003). Zur Erfassung bewegender Objekte mit einer Geschwindigkeit bis zu 100 Grad pro Sekunde sind koordinierte simultane beidseitige Augenbewegungen der Makularegion, sogenannte Sakkaden, sowie simultane Kopfbewegungen erforderlich.

Annähernd 80 % unserer Sinneswahrnehmungen werden über das visuelle System erfasst und hauptsächlich werden Bewegungsabläufe über die Augen koordiniert, so dass Störungen der visuellen Leistung zu einem Nachlassen der posturalen Stabilität und nachfolgender Sturzgefahr führen (Friedrich et al., 2008).

Ebenfalls von großer Bedeutung für die motorische Steuerung der posturalen Kontrolle ist die posturale Flexibilität, welche über die Basalganglien gesteuert wird. Insbesondere, wenn durch Veränderungen der Umwelt sowie besondere motorische Anforderungen schnelle Anpassungen erfolgen müssen, sind die Basalganglien funktional gefordert (Macpherson und Horak, 2013). Zusätzlich zu dieser Fähigkeit der posturalen Flexibilität durch die Basalganglien, werden in den Basalganglien auch bestimmte Bewegungsabläufe automatisiert (Rothwell, 2012).

1.4 Steuerung über das Rückenmark

Vom Rückenmark werden mittels spezieller "Short latency responses" (SLR), dabei handelt es sich um Reaktionen mit sehr kurzer Latenzzeit, verschiedene motorische Funktionen bei kritischer Balance ausgelöst (Jacobs, 2007). Mittels dieser SLR kann bei akzidentellen Ereignissen, z.B. Überdehnung von Muskeln beim Wegrutschen, mit extrem schnellen afferenten Informationen gegengesteuert werden. Die aus den Muskelspindeln stammenden Informationen induzieren in kürzester Zeit (40 bis 50 ms) eine Reflexantwort im betroffenen Muskel (Gollhofer und Rapp, 1993).

Diese Reflexe sind jedoch, isoliert bewertet, nicht ausreichend relevant, um Schwerpunkte oberhalb der Fußsohlen "angemessen koordiniert zu kontrollieren" (Huber, 2016). Sie sind funktionell limitiert und stellen eher eine "erste, unspezifische Antwort auf Perturbationen" dar (Jacobs, 2007). Aus diesem Grund werden die reflektorischen Rückenmarkmechanismen durch eine supraspinale, stark hemmende, Steuerung kontrolliert (Taube, 2013). In diesem Zusammenhang ist zu konstatieren, dass die verschiedenen Regionen des ZNS zwar anatomisch unterschiedlich positioniert, aber funktionell eng verflochten sind. So nimmt der zerebrale Kortex sowohl direkten Anteil an der posturalen Kontrolle über kortikospinale Kommunikation, als auch indirekt über Verbindungen mit dem Hirnstamm (Jacobs, 2007). Höhere Zentren steuern die präsynaptische Inhibition in Abhängigkeit der erforderlichen posturalen Motorik, indem nervale Bahnen des prämotorischen, supplementärmotorischen und zingulären Kortex zum Hirnstamm projizieren (Rothwell, 2012). So werden vom Hirnstamm ausgehend, relevante Informationen per Deszensusbahnen und Rückenmark in die Peripherie geleitet (Huber, 2016).

1.5 Posturale Kontrolle nach VKB-Operation

Unabhängig von der operativen Therapie der Ruptur des VKB gehören eine fachgerechte Nachbehandlung und Rehabilitation zu den wichtigsten Pfeilern der gesamten Behandlung. Das betrifft insbesondere Patienten, die zu sportlichen Aktivitäten auf hohem Niveau zurückkehren möchten (Marx et al., 2003).

In mehreren Studien konnte in letzten Jahren dennoch gezeigt werden, dass Patienten nach Therapie einer ACLR im Vergleich zur kontralateralen Extremität und zu Extremitäten von Kontrollen eine extremere und rasantere Verschiebbarkeit zwischen Femur und Tibia aufweisen (Ben Moussa et al., 2009; Dauty et al., 2010; Mohammadi et al., 2012). So wurde bereits im Vorfeld dieser Studien diskutiert, dass es direkte Verbindungen zwischen neurologischen Strukturen, wie z.B. VKB, Rückenmark und supraspinalen Regionen geben könnte (Henriksson et al., 2001).

In den letzten Jahren wurde aus Nachuntersuchungen bekannt, dass insbesondere bei Sportlern Probleme auftraten, wenn Sie in ihre früheren Leistungsbe-
reiche zurückkehren wollten (Dunn et al., 2010; Arden et al., 2011).

So berichteten Arden et al. in einer Studie (2011), dass weniger als die Hälfte aller inkludierten Sportler mit Ruptur und Rekonstruktion des VKB nach Ablauf eines

Jahres ihre sportlichen Leistung wie vor dem Unfall erreichten. Vergleichbar mit dieser negativen Bewertung des Verlaufs nach VKB-Rekonstruktion sind die Ergebnisse von 3 Studien, in denen nachgewiesen wurde, dass bei Sportlern, die nach VKB-Reparatur wieder aktiven Sport betrieben, mindestens einer von 3 bis 4 Sportlern eine Reruptur erlitten hatte (Hui et al., 2011; Leys et al., 2012; Heath et al., 2018). Für diese negativen Verläufe nach VKB-Reruptur wurde im Ergebnis mehrerer Studien geschlossen, dass Einschränkungen im Bereich der neuromuskulären Kontrolle bei bestimmten dynamischen und komplexen Bewegungsabläufen für das Auftreten von sekundären VKB-Rupturen (VKBR) ursächlich infrage kommen könnten (Paterno et al., 2010; Hewett et al., 2013).

Aktuelle Untersuchungen deuten darauf hin, dass Kreuzbandrisse sowohl die posturale Regulation, als auch die mechanische Stabilität und die somatosensorische Funktion negativ beeinflussen können (Diermann et al., 2009; Fulton et al., 2014; Ordahan et al., 2015; Lehmann et al., 2017). Durch sukzessive Verringerung der Haltungsstabilität, ungünstige Gewichtsverteilung und mangelhafte Fußkoordination erhöht sich das Risiko für subsequeute VKB-Traumata als Folge dieses Circulus vitiosus (Paterno et al., 2010; Fulton et al., 2014; Bartels et al., 2018).

In einer Studie von Bartels et al. (2018) wurden 54 körperlich aktive Probanden (Feminin: n = 25; mittleres Alter: 30,5 Jahre) mit dem posturografischen „Interaktiven Balance-System“ (IBS) präoperativ, sowie 6 bzw. 12 Wochen nach chirurgischer Rekonstruktion des VKB mit einem Achillessehnentransplantat untersucht. Als Resultat einer sofortigen postoperativen Rehabilitation konnte gezeigt werden, dass die Patienten insbesondere in den ersten 6 postoperativen Wochen eine zunehmende Verbesserung des somatosensorischen Systems, des Stabilitätsindikators, des Gewichtsverteilungsindex und der Synchronisation (Fußkoordination) aufwiesen. Auch die Überlastung der Füße auf der Seite der Verletzung reduzierte sich während der Rehabilitation signifikant. Ein eminent wichtiger Befund zeigte sich während der 12 Wochen dauernden Rehabilitation, indem nachgewiesen werden konnte, dass die Verbesserung der posturalen Regulation während der ersten 6 postoperativen Wochen effektiver im Vergleich zur Phase von der 7. bis zur 12. postoperativen Woche ausfiel.

In einer Folgestudie dieser Arbeitsgruppe aus dem Jahr 2019 wurde untersucht, wie sich die Haltungsstabilität über einen postoperativen Zeitraum von maximal 2 Jahren verändert oder entwickelt hat (Bartels et al., 2019). Aus der Analyse dieser 2-Jahresstudie konnten auf Grund der erzielten Ergebnisse folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

- Eine konsequente Rehabilitation nach ACLR beeinflusst positiv posturale Subsysteme, sowie die posturale Stabilität, Gewichtsverteilung und die Fußsynchronisation.
- Die ACLR führt zwar zu einer Unterdrückung des somatosensorischen und zerebellären Systems, die aber durch eine höhere Aktivität des visuellen und nigrostriatalen Systems kompensiert wird.
- Nach ACLR benötigt die Normalisierung der mediolateralen Gewichtsverteilung ein Jahr konsequenter Rehabilitation (Bartels et al., 2019).

In Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Bartels et al. (2019) haben Mohammadi et al. (2012) zeigen können, dass bei 30 Leistungssportlern auch acht Monate nach VKBR immer noch Haltungsasymmetrien im Vergleich zu nichtverletzten Kontrollen nachweisbar waren. Neuere Tierstudien haben inzwischen nachweisen können, dass der Umbau eines autologen VKB-Transplantats bis zu 2 Jahre in Anspruch nehmen kann (Petersen et al., 2016).

2. Zielstellung der Arbeit

2.1 Hauptziel der Studie

Das Hauptziel dieser longitudinalen Studie bestand darin, nach Ruptur und Rekonstruktion des VKB die posturale Regulation hinsichtlich Haltungsregulation, Stabilität, Gewichtsverteilung und Fußkoordination von Patienten nach standardisierten Rehabilitation zu bewerten, und die erzielten Ergebnisse mit Daten gesunder Probanden zu vergleichen. Für die Studie wurde ein Follow-up von 2 Jahren konzipiert.

Diese aktuelle Studie ist eine Fortsetzung einer früheren Arbeit (Bartels et al., 2018) mit dem Ziel, die postoperativen Testzeiträume von vormals 6 und 12 Wochen auf zusätzliche 6 Monate, ein Jahr und zwei Jahre postoperative zu verlängern.

2.2 Hypothesen der Arbeit

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass posturale Regulierung und Stabilität durch eine VKB-Ruptur, eine Operation und den Rehabilitationsprozess beeinflusst werden.

Folgende spezifische Hypothesen wurden überprüft:

(1) Die mediolaterale und anteroposteriore Gewichtsverteilung und die Koordination des Fußes sind aufgrund der Ruptur des VKB und der nachfolgenden Rekonstruktion des Kreuzbandes imbalanciert.

(2) Im Vergleich zu gesunden Probanden sind die prä- und postoperative Haltungsstabilität vermindert.

(3) Im Gegensatz zu den Subsystemen visual-nigrostriatal, peripheral-vestibular, ST, WDI, Synchronisation und mediolaterale Gewichtsverteilung werden das somatosensorische und das cerebelläre Subsystem die größte Repression nach der VKB-Ruptur aufweisen und damit wird die Haltungsstabilität bis 1 Jahr postoperativ im Vergleich zu gesunden Patienten signifikant reduziert bleiben, und erst im zweiten postoperativen Jahr einen Anstieg zeigen.

3. Probanden und Methoden

In der hier vorliegenden prospektiven Längsschnitt-Studie wurden im Zeitraum von Februar 2016 bis November 2016 nach Riss des VKB bei 77 Patienten Rekonstruktionen am VKB vorgenommen.

Für die Durchführung dieser prospektiven Studie lag ein positives Votum der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg vor.

Die erhobenen Daten der Probanden werden in einem passwortgeschützten Computer ohne Internetverbindung gespeichert. Die wissenschaftlichen Auswertungen erfolgen in pseudonymisierter Form. Der direkte Bezug zwischen persönlichen Daten und den Testleistungen kann daher nur aufgrund von separat aufbewahrten Referenzlisten hergestellt werden.

Alle Daten werden streng vertraulich behandelt und nur für Forschungszwecke verwendet. Die Studienmitarbeiter werden auf die Datenschutzvorschriften der Datenschutzgesetze verpflichtet und unterliegen der Schweigepflicht.

3.1 Einschlusskriterien

Einschlusskriterien für die Studie waren:

- Altersbereich zwischen 13 bis 61 Jahren,
- Freiwilligkeit seitens der Probanden bzw. der Eltern,
- Schriftliche Einverständniserklärung der Probanden bzw. der Eltern (n = 7) zur Teilnahme an der Studie und zur Durchführung von nichtkommerziellen wissenschaftlichen Untersuchungen,
- Aufklärung der Probanden über die Studientests und das Follow-up von 2 Jahren.
- Isolierte einseitige Ruptur des vorderen Kreuzbandes mit diagnosespezifischen Schmerzen. Sicherung der Diagnose mittels klinischer Tests (Pivot Shift Test höher als Grad II, positiver Schubladen- und Lachman-Test) und mittels MRT-Untersuchung.

3.2 Ausschlusskriterien

- Neurozerebrale Begleiterkrankungen,
- Patienten mit schmerzbedingter Unfähigkeit für Posturographie,
- Konkomitante Meniskus-, Ligament- und beidseitige Verletzungen, sowie assoziierte,

außerhalb des betroffenen Kniegelenks vorhandene Verletzungen,

- Vorliegen entzündlicher rheumatischer Erkrankungen,
- Frühere Verletzung oder Operation an einem der beiden Kniegelenke,
- Patienten mit VKBR und relevanter, akzidenteller Verletzung im Studienverlauf,
- Probanden mit Einschlusskriterien und Bezug zur Studie, wie z.B. Mitarbeiter und Doktoranden.

3.3 Studienablauf

Vor Beginn der geplanten Längsschnittstudie wurden die Probanden mittels Aufklärungsbogen und ärztlichem Gespräch während eines ambulanten Termins in der Sportklinik Halle beziehungsweise im Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie (DOUW) des Universitätsklinikums Halle über den Studienablauf umfassend aufgeklärt.

Nach Vorlage der Einwilligungserklärungen konnten für die vorliegende prospektive Studie zum ersten präoperativen Messzeitpunkt 1 (MZP 1) insgesamt 77 Probanden (100 %) inkludiert werden (Tab. 1).

Tab.1: Übersicht Anzahl Studienteilnehmer und Messzeitpunkte (MZP).

Studienteilnehmer präoperativ	MZP 1	n = 77 (100 %)
Studienteilnehmer 6 Wochen postoperativ	MZP 2	n = 62 (81 %)
Studienteilnehmer 12 Wochen postoperativ	MZP 3	n = 54 (70 %)
Studienteilnehmer 6 Monate postoperativ	MZP 4	n = 50 (65 %)
Studienteilnehmer 12 Monate postoperativ	MZP 5	n = 39 (51 %)
Studienteilnehmer 24 Monate postoperativ	MZP 6	n = 30 (39 %)

6 Wochen postoperativ befanden sich 62 Probanden (81 %) und nach 12 Wochen 54 Probanden (70 %) Probanden im Algorithmus der Studie. 6 Monate nach Studienbeginn waren 50 Probanden (65 %), nach 12 Monaten 39 Probanden (51 %)

und 2 Jahre nach Beginn der Studie 30 Probanden (39 %) in der Studie präsent.

Auf Grund dieser Entwicklung bei den Studienteilnehmern konnten für den gesamten postoperativen Beobachtungszeitraum von 2 Jahren 30 Probanden in die statistische Auswertung inkludiert werden.

28 Patienten wiesen eine akute VKBR, d.h. das Trauma lag weniger als 3 Monate zurück, und bei 2 Patienten lag eine chronische VKBR mit einem Trauma länger als 3 Monate vor.

Anthropometrische Daten, wie Alter, Geschlecht, Gewicht und Größe für die Bestimmung des Body Mass Index (BMI) sowie vom betroffenen Kniegelenk unabhängige orthopädische Vorbefunde im Bereich der unteren Extremität und die individuelle Schmerzdauer (in Monaten) wurden während der ersten Messung (MZP 1) präoperativ erhoben, und für relevante Daten im Untersuchungszeitraum (Alter, Gewicht, BMI) erneut bestimmt.

3.4 Standardisierte Rehabilitation

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss einer standardisierten Rehabilitation auf Posturale Regulation, Stabilität, Gewichtsverteilung und Fußkoordination nach Ruptur und Rekonstruktion des VKB zu untersuchen.

Bei 17 der 30 Probanden lag eine rechtsseitige Ruptur des VKB vor (57 %) und 82 % der Verletzungen entstanden bei Teamsportarten (46 %) und bei Skisport (36 %). Zwischen Ruptur und dem Operationstag vergingen im Mittel 48 Tage.

Alle rekonstruktiven Eingriffe erfolgten mittels Transplantation eines Sehnenanteils des Musculus semitendinosus bzw. der Quadrizeps- oder der Patellarsehne durch zwei erfahrene Unfallchirurgen. Der Umbau des Implantats erfordert mehrere Monate, so dass in dieser Zeit eine stufenadaptierte Rehabilitation erfolgen muss.

Die in der vorliegenden Arbeit durchgeführte standardisierte Rehabilitation erfolgte im Zentrum für Gelenkchirurgie des Medizinischen Versorgungszentrums (MVZ) der Sportmedizinischen Klinik Halle. In dieser Einrichtung wurde die Differenzierung der Rehabilitation in 5 Phasen entwickelt.

- **Rehabilitation Phase 1:**

Die Phase 1 mit einer Dauer von 1 bis 2 Wochen beinhaltet vorbereitende Maßnahmen für die Rehabilitation mit Kontrolle der Wundheilung und der Entfernung der Wundfäden 14 Tage postoperativ (p.op.). Während der ersten 2 p. op. Wochen stehen das

Erreichen eines schmerzfreien Bewegungsumfanges (ROM – Range of motion) sowie die Kontrolle und Vorbeugung eines Kniegelenkergusses im Vordergrund. Die dafür relevanten Maßnahmen sind in der nachfolgenden Tabelle aufgeführt (Tab. 2).

Tab.2: Rehabilitationsphase 1 – Dauer 1 bis 2 Wochen p.op.

Ziele und Inhalt der Rehaphase 1
-Vermeidung von Schmerz, Kniegelenkserguss und Infektion -Listra-Schiene – Beinstreckung- -Gewichtsbelastung 30 kg- -Lymphdrainagen- -Knieextensionsübungen- -Elektrotherapie: Muskulatur-Oberschenkel-

Rehabilitationsmaßnahmen 2 Wochen p.op. sind eine Orthese (Listra-Schiene) zur vollen Streckung des operierten Beins, eine Teilgewichtsbelastung mit 30 Kilogramm (kg) unter Anwendung von Gehstützen, bis zu 3 Lymphdrainagen pro Woche, isometrische Knie-Extensionsübungen und muskuläre Elektrotherapie des Oberschenkels zur Verbesserung der neuromuskulären Sensibilität.

● Rehabilitation Phase 2:

Die Phase 2 der standardisierten Rehabilitation erfolgte in den p.op. Wochen 3 bis 6 und hatte als Zielstellung die vollständige ROM des operierten Knies bei voller Gewichtsbelastung und sicherer muskulärer Stabilisierung des Kniegelenks (Tab.3).

Tab.3: Rehabilitationsphase 2 - Dauer 3 bis 6 Wochen p.op.

Ziele und Inhalt der Rehaphase 2
-Vollständige ROM und vollständige Gewichtsbelastung- -Orthese und Lymphdrainage- -Sensomotorisches und axiales Beintraining- -Patellamobilisation- -Myofasziale Techniken und Stretching-

Zur Erreichung dieser Zielstellung erfolgte die Unterstützung mittels Orthese sowie Lymphdrainage. Weiterhin erfolgte in Phase 2 eine umfassende Physiotherapie mit sensomotorischem Training, axialem Beintraining, Patellamobilisation sowie dem Einsatz myofaszialer Technik und Stretching. Ab 6. p. op. Woche können Beinstreckung und –beugung (Beinpresse) vorgenommen werden und es kann ein Ergometer zum Einsatz kommen.

- Rehabilitation Phase 3:

Die Phase 3 der standardisierten Rehabilitation erfolgte in den p. op. Wochen 7 bis 12 und hatte die Wiederherstellung der vollständigen allgemeinen Funktionsfähigkeit in Bezug auf Arbeitsfähigkeit bzw. Ausübung von Sportarten zum Ziel. Zum Einsatz dafür kamen Trainingsübungen auf dem Laufband und allgemeine bzw. sportartspezifische Übungen hinsichtlich Stärkung von Kraft und Ausdauer, wobei diese ab der 7. p. op. Woche in Rehabilitationskliniken oder sportmedizinischen Einrichtungen bzw. durch ambulante Physiotherapie erfolgen können.

- Rehabilitationsphase 4:

In Phase 4 (13 bis 20 Wochen) werden Laufübungen auf dem Laufband zur Stärkung von Kraft und Ausdauer eingesetzt. Zusätzlich erfolgt bei Sportlern ein sportartbezogenes Training.

- Rehabilitationsphase 5:

Für den Zeitraum ab 21. p.op. Woche erhalten berufstätige, nichtberufstätige und Sportler individuelle Empfehlungen für weiteres Training ohne Begleitung von Therapeuten. In diesem Zusammenhang ist der Hinweis an die Patienten zu erfolgen, dass ein Krafttraining aus der Beugung in Streckung gegen Widerstand bis 6 Monate p.op. unbedingt unterlassen werden sollte.

Eine Rückkehr zum Leistungssport ist erst nach 7 bis 8 Monaten möglich.

3.5 Interaktives Balance System (IBS)

Posturale Regulation und Stabilität wurden in der hier vorliegenden Arbeit mit dem Interactive Balance System (neurodata, Wien, Österreich) während der sechs Testsitzungen (präoperativ bis 2 Jahre postoperativ) gemessen. Diese Posturographie wurde seit 2006 insbesondere durch die Arbeiten von Schwesig et al. (2006; 2008; 2009) untersucht und weiterentwickelt.

Das IBS-System enthält eine bereits publizierte umfassende und ausreichende

Referenzdatenbank, stratifiziert nach Alter und Geschlecht (Schwesig et al., 2013). Basierend auf der Datenbank des IBS konnte in der vorliegenden Dissertation die Posturale Regulation der Patienten mit VKBR mit denen der Referenzdaten des IBS verglichen werden, ohne dass gesunde Probanden als Vergleich untersucht werden mussten. Wir benutzten für diese Datenübernahme die Matched-Pairs-Technik, um valide Vergleiche zu erhalten. Jeder Proband wurde in Bezug auf Alter ($p = 0,985$), Geschlecht ($p = 1,000$), Körpergröße ($p = 0,851$) und Körpergewicht ($p = 0,720$) mit den Referenzdaten des IBS abgeglichen. Aus diesem Grund wurde die Rekrutierung einer asymptomatischen Kontrollgruppe überflüssig.

Historisch betrachtet, wurde das IBS-System, in Israel entwickelt und publiziert von Kohen-Raz 1991, erstmals auf der IX. Internationalen Konferenz für Sport und Körpererziehung in Madrid 1988 vorgestellt (Ayalon, A, Ben-Sira S, Kohen-Raz R, 1988).

Im Jahr 1991 publizierte Kohen-Raz die von ihm entwickelte tetra-ataxiometrische Posturographie zur Diagnostik und dem Entwicklungsverhalten von Kindern.

Die ataxiometrische Posturographie basiert auf der Messung und computergestützten Verarbeitung elektronischer Signale, die von vier Fußplatten, einer für jede Ferse bzw. Zehen, ausgesendet werden. Diese reagieren empfindlich auf vertikalen Druck, der von einer aufrecht stehenden Person in verschiedenen Positionen und Funktionen (Füße parallel, in Schrittform, geschlossene Augen, auf Polstern usw.) ausgeübt wird.

Das IBS-System kann Parameter erfassen, die von den herkömmlichen Monoplatten-Stabilometern nicht erhoben werden können. Diese betreffen die Gewichtsverteilungsmuster und Korrelationen nach tetra-ataxiometrischer Synchronisation der Erfassung der Parameter. Diese waren ursprünglich sechs Kombinationen von paarweisen Daten und implizierten je zwei Fersen und zwei Zehen, sowie Fersen und Zehen jeden Fußes und zwei diagonalen Paaren von Fuß und Gegenseite Zehen (Kohen-Raz, 1991).

Das von der Neurodata Handels GmbH (Wien, Österreich) entwickelte Interactive Balance System wurde in der vorliegenden Arbeit eingesetzt. Es ist in der Lage, eine differenzierte Erfassung der beidseitigen Vertikalkräfte von Rück- und Vorfuß vorzunehmen. Diese Kräftemessung wird durch die spezielle Ausrichtung der vier voneinander unabhängigen Kräftemessplatten entsprechend eines, nach anterior offenen Winkels von 30° möglich (Abb. 1).

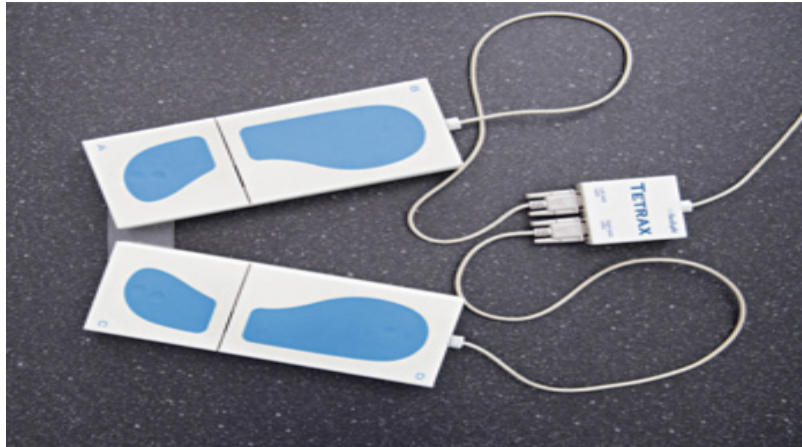


Abb.1: IBS-System mit je 2 in 30° gewinkelten Rück- und Vor-Fußplatten A bis D zur Kraftmessung (Schwesig, 2006).



Die Messkomponenten zur posturographischen Kräfte-messung sind (Abb.2):

- 2 duale Kraftmessplatten für Fersen- und Zehenbereich mit 4 Dehnungsmessstreifen (A,B,C,D)
(Widerstand: $350 \pm 0,30 \%$; k-Faktor: $2,03 \pm 1,00 \%$; Querempfindlichkeit $\pm 0,10 \%$; Material Aluminium),
- 2 Schaumstoffpolster á 32 cm x 12,5 cm x 6 cm,
- Erfassungs- und Analysesoftware,
- Rechner zur Auswertung der Messergebnisse.

Abb.2: Messplatz (Schwesig, 2006)

Die posturographische Messung basiert auf der Registrierung von Körperschwankungen durch Drucksensoren auf den 2 dualen Kraftmessplatten. Mittels der 4 integrierten Dehnungstreifen auf den 4 separierten Plattformen A, B, C und D können patientenspezifische Reaktionskräfte erfasst und dokumentiert werden. Die Reaktionskraft jeder einzelnen Plattform wird dabei über Halbleiterelemente in eine elektrische Spannung transformiert (Schwesig, 2006). Das in der vorliegenden Studie eingesetzte Messsystem konnte in einer Messzeit von ca 32 sec und einer Abtastrate von 32 Hz mindestens 900 Messwerte registrieren und speichern, und dabei eine Differenzierung zwischen linken und rechten Vorfuss und zwischen linker und rechter

Ferse vornehmen.

Eine wichtige Voraussetzung für die korrekte posturographische Messung ist die Untersuchung in einem ruhigen und störfreien Raum. Die Probanden stehen ohne Schuhe aufrecht auf den Kraftmessplatten, und es empfiehlt sich, vor Beginn der Messung eine kurze Eingewöhnungszeit einzuhalten, und während der Messung muss absolute Stille herrschen.

Der Abstand zwischen Proband und Raumwand sollte circa (ca) 2 Meter (m) betragen, die Arme befinden sich in entspannter, hängender Position und zur Fixierung der Augen ist gegenüber dem Probanden eine in Augenhöhe befindliche Markierung angebracht.

Zur Durchführung einer posturographischen Beurteilung erfolgte in der vorliegenden Studie die Messung von 8 Testpositionen (Tab. 4).

Tab. 4: Relevante Testpositionen (n = 8) für die posturographische Analyse.

Testposition	Differente Augenfunktionen und Kopfpositionen
NO	Ohne Kissenauflage ; Augen offen; Kopf horizontal
NC	Ohne Kissenauflage ; Augen geschlossen; Kopf horizontal
PO	Mit Kissenauflage; Augen offen; Kopf horizontal
PC	Mit Kissenauflage ; Augen geschlossen; Kopf horizontal
HR	Augen geschlossen; Kopf 45° nach rechts gedreht
HL	Augen geschlossen; Kopf 45° nach links gedreht
HB	Augen geschlossen; Kopf maximal nach hinten rekliniert
HF	Augen geschlossen; Kopf maximal nach vorn inkliniert

Die posturographische Messung basiert auf der Stimulation der visuellen, somatosensorischen und vestibulären Subsysteme durch definierte Reizauslösungen. Die Induktion dieser definierten Reize betreffen die Augenfunktion (offen vs geschlossen), die Art der Fußauflage (Fußkontakt ohne elastische Polsterung vs elastischer Polsterung) und Kopfbewegungen in bestimmte Richtungen (Rechts- bzw. Linksrotation um 45° sowie Reklination bzw. Inkliniation des Kopfes). Der Wechsel zwischen den verschiedenen Testvorgängen betrug unter Beibehaltung der

Standpositionen ca 10 sec.

In der vorliegenden Studie erfolgten Messungen der Haltungsregulation mittels Erfassung des Stabilitätsindikator, i.e. generelle Haltungsstabilität, des Gewichtsverteilungsindex sowie der Synchronisation, i.e. Fußkoordination.

Die Schwankungsintensitäten in den verschiedenen Frequenzbereichen wurden durch schnelle Fourier-Analyse (Fast Fourier-Transformation - FFT) der posturalen Schwankungswellen bestimmt. Diese Frequenzbereiche werden in einem Spektrogramm selektiv den 5 posturalen Subsystemen (visuell, vestibulär, cerebellär, nigrostriatal, somatosensorisch) zugeordnet und sichtbar gemacht (Schwesig et al., 2006). Nachfolgend sind die verschiedenen Frequenzbereiche mit den dazugehörigen Subsystemen aufgeführt (Tab. 5).

Tab.5: Frequenzbereiche der posturalen Subsysteme (Schwesig, 2006, S.148).

Frequenzbereich	Frequenzstärke	Impliziertes posturales Subsystem
F1: 0,03 – 0,1 Hz	niedrige Frequenz	Visuelles und nigrostriales Subsystem
F2-4: 0,1 - 0,5 Hz	geringe Frequenz	Peripher-vestibuläres Subsystem
F5-6: 0,5 - 1,0 Hz	mittlere Frequenz	Somatosensorisches Subsystem
F7-8: > 1,0 Hz	hohe Frequenz	Zerebellares Subsystem

Niedrige und geringe Frequenzen werden bei Einbeziehung der visuellen, nigrostrialen und peripher-vestibulären Subsystemen nachgewiesen. Mittlere Frequenzen treten bei Induktion des somatosensorischen Subsystems und hohe Frequenzen bei Reaktion des zerebellaren Subsystems auf. In der vorliegenden Studie wurden die Frequenzbereiche für F1 (0,01 – 0,03 Hz) und F2 bis F4 (> 0,03 – 0,5 Hz) gegenüber der Studie von Schwesig (2006) spezifiziert (Bartels et al., 2018).

Zur Einschätzung der posturographischen Ergebnisse in der vorliegenden Studie wurden nachfolgende Parameter ausgewertet:

- Stabilitätsindikator (ST) – ST gibt den Zustand der posturalen Stabilität an und beschreibt insbesondere das Ausmaß der Haltungsstabilität; Dabei steht die Höhe von

ST in direkter Relation zur Instabilität. ST gibt den Betrag der Kraftschwankungen zwischen den vier Platten an und korreliert sehr stark mit der Flächengröße des Zentrums der Druckausübung (Reinhardt et al., 2019).

- Index der Gewichtsverteilung (WDI) – WDI ermittelt die Standardabweichung der Gewichtsverteilung, bezogen auf die Gleichverteilung des Gewichts auf alle 4 Kraftmessplatten (A,B,C,D), entsprechend 25 % pro Kraftmessplatte (Reinhardt et al., 2019).

- Synchronisation (Synch) – Synch gibt Informationen in 6 Werten als Aussage zum Schwingungsmuster der 4 Kraftmessplatten zueinander und berechnet als ein skalares Äquivalent. Diese 6 Synch-Werte beziehen sich auf je 2 Kraftmessplatten in der Zuordnung von AB, CD, AC, BD, AD und BC.

Bewertungen von Synch erfolgten als „Vollständige Koaktivität“ – maximal +1000, als „Komplette Kompensation“ – maximal -1000 und „Keine Koaktivität bzw. Kompensation“ – maximal 0.

- Vorfuß-Fersen-Belastung (Heel) /Links-Rechts-Belastung (Left) – der Parameter Heel ermittelt die prozentuale Gewichtsverteilung in Bezug auf Vorfuß vs Ferse mit Berechnung der Fersenbelastung. Der Parameter Left ermittelt die prozentuale seitliche Gewichtsverteilung. Positive Vorzeichen bei diesen Berechnungen bedeuten Mehrbelastung des Vorfußes sowie Mehrbelastung der rechten Fußseite.

3.6 Statistik

Für die statistische Auswertung der Interventions- vs Kontrollgruppe in der vorliegenden Studie erfolgte zunächst vorrangig eine Poweranalyse (nQuery 4.0, Statistical solutions Ltd, Cork, Irland) mit einem zweiseitigen Hypothesentest zur Bestimmung der Stichprobengröße. Als Prämisse galt für einen α -Fehler von 0,05 und einer erforderlichen Teststärke von $1-\beta = 0.80$ eine Mittelwertdifferenz von 3 und eine Standardabweichung von 6. Die Ergebnisse der Poweranalyse ergaben, dass für die statistischen Vorgaben 54 Probanden rekrutiert werden müssen, damit insbesondere für die Hauptparameter, insbesondere den Stabilitätsindikator signifikante Ergebnisse generiert werden konnten. Bei einer kalkulierten Dropout-Rate von 30% wurden daher 77 Patienten mit VKB in die Studie involviert.

Mittels deskriptiver Statistiken wurden Mittelwerte, Standardabweichungen, 95% Konfidenzintervalle für die Parameter Stabilitätsindikator, Index der Gewichtsverteilung, Synchronisation, Frequenzbereiche F1 – F8, Vorfuß-Fersenbelastung und Links-

Rechts-Belastung sowie für die 2 Gruppen VKB vs gematchte Vergleichsprobanden erhoben. Der Vergleich zwischen den prä- und postoperativen Ergebnissen wurde mit einem univariaten Modell mittels Varianzanalyse berechnet. Des Weiteren wurden die Resultate aller erhobenen Parameter und aller Untersuchungszeiten über ein multivariates lineares Modell berechnet.

Die Varianzanalysen wurden in drei Teile gegliedert:

- Längsschnittanalyse der Patienten mit VKBR:

Es erfolgte ein Vergleich präoperativer vs postoperativer Ergebnisse nach 2 Jahren, um für jeden Parameter das Ergebnis über einen Verlauf von 2 Jahren einschätzen zu können, als auch die Ergebnisse jeder einzelnen Rehabilitationsphase im unmittelbaren Vergleich. Zusätzlich in die vorliegende Studie wurden gegenüber früheren Untersuchungen (Bartels et al., 2018) die unilateralen Parameter „anteriorposterior“ und „mediolateral“ die unabhängig von der Seite der Verletzung sind.

Um eine zu große Aufspaltung der Patientengruppe (n = 30) zu vermeiden, wurde auf eine Teilung der Patienten in linksseitige und rechtsseitige Verletzungsgruppen und damit Verlust von Power in dieser Längsschnittanalyse vermieden.

- Querschnittvergleich der Patienten mit VKB und Vergleichsprobanden:

In der Studie wurde bei Patienten mit VKB und bei gematchten Probanden ein Ergebnisvergleich zu allen Untersuchungszeitpunkten durchgeführt. Die Ergebnisse wurden in Boxplots mit Perzentilen (25 %, 50 % und 75 % plus Ausreißer) dargestellt.

- Separat für die Patienten mit linksseitigem VKBR (n = 13) und rechtsseitigem VKBR (n=17) wurde eine Varianzanalyse durchgeführt.

Die durch gehäufte Analysen veränderten Signifikanzniveau's wurden mittels Bonferroni-Korrektur ausgeglichen. Nach jeder neuen Analyse wurde das Signifikanzniveau $p < 0,05$ von der Anzahl der Tests (in der Studie = neun) um minus 0,01 subtrahiert. So wurde bei der 9. Analyse dieser Mittelwert als statistisch signifikant deklariert, wenn die p-Werte in dieser Analyse $< 0,006$ betragen, bzw. die Werte für das partielle Eta-Quadrat (partial- η^2) ((η^2_p)) größer als 0,10 waren (Richardson, 2011).

Alle statistischen Analysen wurden mit der SPSS Version 25.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt.

4. Ergebnisse

In der vorliegenden Längsschnitt-Studie war bei 77 Patienten nach Rekonstruktion eines rupturierten VKB und standardisierter postoperativer Rehabilitation eine Analyse der Haltungsregulation und Stabilität über einen Zeitraum von 2 Jahren vorgenommen worden. Die Zahl der teilnehmenden Patienten an der Studie hatte sich bis zum MZP nach 2 Jahren auf $n = 30$ (39 %) reduziert.

4.1 Charakteristik der Probanden

Bei 30 Patienten mit akutem und chronischem Riss des vorderen Kreuzbands wurden sowohl demographische als auch anthropologische Daten erhoben. Zu diesen zählten Gender (männlich/ weiblich), Seitenlage (links/ rechts), Alter in Jahren, Körpergröße in Meter und Körpergewicht in Kilogramm zur Berechnung des Body Mass Index sowie das Zeitintervall zwischen Ruptur und chirurgischer Rekonstruktion (Tab. 6).

Tab. 6: Demographische und anthropometrische Daten von 30 Patienten.

Patientendaten	Akute VKBR	Chronische VKBR	P-Wert	η^2
Gender	♂ 13 vs. ♀ 15	♂ 1 vs. ♀ 1	0,922	0,010+
Seitenlage	links 12 vs. rechts 16	links 1 vs. rechts 1	0,844	0,039+
Alter (Jahre)	$\bar{X} = 31,9 \pm$ (s) 12,6	$\bar{X} = 32,6 \pm$ (s) 7,21	0,939	0,000
Körpergröße (m)	$\bar{X} = 1,75 \pm$ (s) 0,09	$\bar{X} = 1,74 \pm$ (s) 0,13	0,839	0,002
Gewicht (kg)	$\bar{X} = 75,6 \pm$ (s) 14,1	$\bar{X} = 81,4 \pm$ (s) 10,1	0,575	0,011
BMI (kg/ m ²)	$\bar{X} = 24,6 \pm$ (s) 3,28	$\bar{X} = 27,0 \pm$ (s) 0,82	0,312	0,036
Intervall Trauma/ Operation (d)	$\bar{X} = 43,5 \pm$ (s) 74,0	$\bar{X} = 111 \pm$ (s) 77,1	0,227	0,052

Neben der Analyse der Mittelwerte und Standardabweichungen wurden die

Signifikanzen (*p < 0,05) und die Effektstärken (η^2) mit dem Chi-Quadratetest (\dagger) berechnet.

13 männliche Patienten und 15 weibliche Patienten wiesen einen akuten VKBR auf, während genderbezogen, bei je einem der Patienten ein chronischer VKBR vorlag (Tab. 6). Seitenbezogen hatten 12 Patienten einen VKBR links und 16 den VKBR rechts, während bei chronischem VKBR ein Verhältnis von 1 zu 1 bestand. Das mittlere Alter der 28 Patienten mit akutem VKBR betrug $\bar{X} = 31,9 \pm (s) 12,6$ Jahre (95 % CI: 12,6 – 60,7) und bei chronischem VKBR $\bar{X} = 32,6 \pm (s) 7,21$ Jahre (95 % CI: 27,5 – 37,7).

Die mittlere Körpergröße in der Gruppe mit akutem VKBR lag bei $\bar{X} = 1,75 \pm (s) 0,09$ (95 % CI: 1,54 – 1,99) vs. $\bar{X} = 1,74 \pm (s) 0,13$ (95 % CI: 1,64 – 1,83) bei chronischem VKBR.

Das mittlere Körpergewicht von Patienten mit akutem VKBR vs. chronischem VKBR betrug $\bar{X} = 75,6 \pm (s) 14,1$ (95 % CI: 54,2 – 106,4) vs. $\bar{X} = 81,4 \pm (s) 10,1$ (74,2 – 88,5).

Aus den Ergebnissen von Körpergröße und Körpergewicht ergaben sich die folgende Body-Mass-Indices:

Bei akutem VKBR betrug der BMI $\bar{X} = 24,6 \pm (s) 3,28$ (95 % CI: 17,9 – 32,0), und bei chronischem VKBR $\bar{X} = 27,0 \pm 0,82$ (95 % CI: 26,4 – 27,6).

Das zeitliche Intervall zwischen stattgefundenem Trauma und chirurgischer Intervention betrug bei akutem VKBR in Tagen (d) $\bar{X} = 43,5 \pm (s) 74,0$ (95 % CI: 7 – 395) und bei chronischem VKBR $\bar{X} = 111 \pm (s) 77,1$ (95 % CI: 56 – 165).

Signifikante Unterschiede konnten hinsichtlich der demographischen und anthropometrischen Daten bei Vergleich von akutem und chronischem VKBR nicht nachgewiesen werden. Bezüglich der Effektstärken beider Gruppen mit VKBR waren signifikante Unterschiede zwischen Geschlecht ($\eta^2 = 0,010\dagger$) und linkem bzw. rechtem VKBR ($\eta_p^2 = 0,039\dagger$) nachweisbar.

4.2 Varianzanalysen unilateraler posturographischer Parameter

Longitudinale Analysen der 4 posturalen Subsystem erfolgten in den Frequenzbereichen F1 für das Visuell-nigrostriale System; F 2-4 für das Peripher-vestibuläre System; F 5-6 für das Somatosensorische System und F 7-8 für das Cerebellare System.

Ausgewertet wurden weiterhin der Stabilitätsindikator (ST), der Index der Gewichts-

verteilung (WDI), die Synchronisation (Synch), sowie die Vorfuß-Fersen-Belastung (Heel) als auch die Links-Rechts-Belastung (Left) bei linkem und rechtem VKB.

Die posturalen Subsysteme wurden über einen zweijährigen Untersuchungszeitraum analysiert, wobei Vergleiche zu einer paarweise zugeordneten Referenzstichprobe vorgenommen wurden, die auf Medianen (Perzentil 50 %) und Interquartilsabständen (Perzentil 25 % und 75 %) basierten (Tab. 7).

Tab. 7: Paarweise zugeordnete Referenzstichprobe als Vergleich zu den Ergebnissen von Exam 1 (6 Wochen) bis Exam 6 (2 Jahre).

Zum Vergleich verwendete Kontrollgruppe	
Visual / Nigrostriatal	16,1 ± 4,31
Peripheral /Vestibular	8,83 ± 1,87
Somatosensorisch	3,85 ± 0,89
Cerebellar	0,68 ± 0,13
Stabilitätsindikator	17,8 ± 3,49
Gewichts-Verteilungsindex	5,56 ± 2,24
Synchronisation	605 ± 139
Anterior-Posterior	7,38 ± 5,35
Medial-Lateral	2,63 ± 2,39

Insgesamt wurden 6 Untersuchungszeitpunkte (präoperativ sowie postoperativ nach 6 Wochen, 12 Wochen, 6 Monaten, 12 Monaten und 2 Jahren) analysiert. Zur Erfassung und Auswertung von Gesamtverbesserungen bzw. Teilverbesserungen in den posturalen Subsystemen erfolgte die Auswertung von Varianzanalysen mit einem Schwellenwert der Effektstärke von $\eta_p^2 \geq 0,10$ sowie Festlegung von statistischer Signifikanz bei $p < 0,006$.

- Der deskriptive posturographische Vergleich des visuellen und nigrostriatalen

Systems ergab bei 30 Patienten präoperativ nach VKBR einen Mittelwert von $17,2 \pm 4,75$. Bis 6 Monate postoperativ (Exam 2-3-4) waren die posturographischen Werte im gleichen Niveau (Abb. 3).

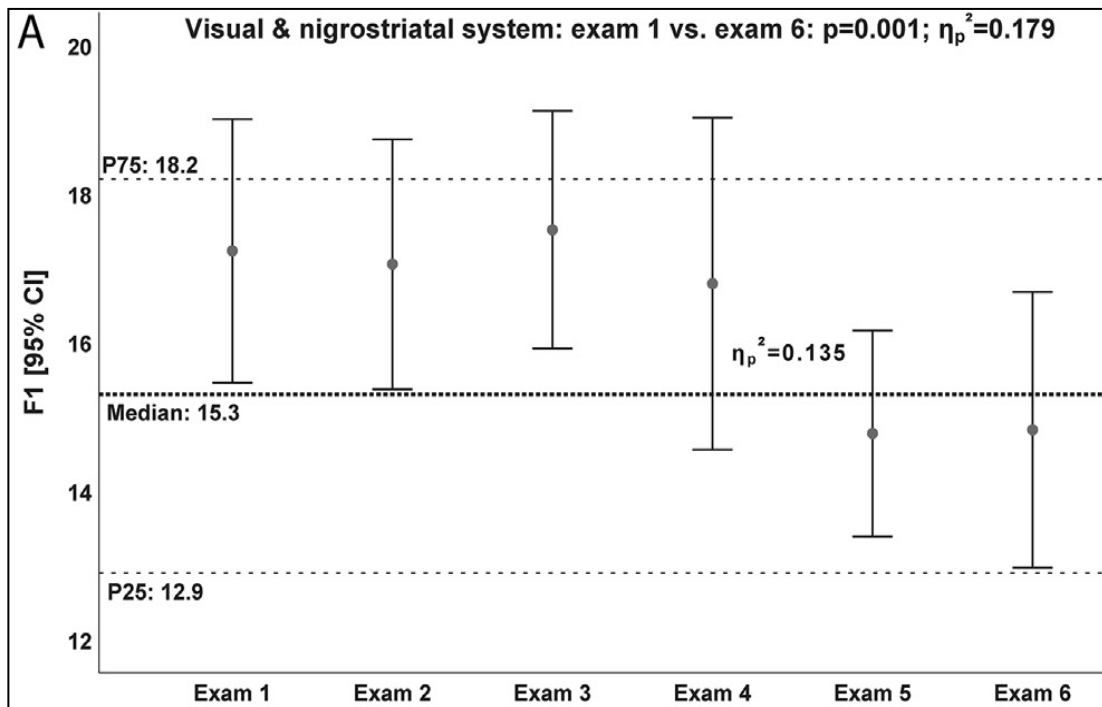


Abb. 3: Prä- und postoperative Erfassung der visuellen und nigrostriatalen Aktivität über 2 Jahre im Vergleich zu einer Referenzstichprobe ($\bar{X} \pm s$).

12 Monate und 2 Jahre postoperativ (Abb.3: Exam 5 und 6) lagen die posturographischen Werte bei einem Mittelwert von $14,8 \pm 3,71$ und $14,8 \pm 4,96$ und damit signifikant niedriger ($p = 0,004$) gegenüber der Untersuchungszeiten Exam 1 bis Exam 4. Die Effektstärke der Verbesserung gegenüber Exam 1 bis 4 war signifikant und betrug $\eta_p^2 = 0,136$ bei Exam 5 und 6 bzw. $\eta_p^2 = 0,135$ bei Vergleich von Exam 4 vs. Exam 5.

Für das visuelle und nigrostriale System ergab sich im Vergleich zwischen den präoperativen Ausgangswerten (Exam 1) mit einem Mittelwert von $17,2 \pm 4,75$ und den Ergebnissen 2 Jahre postoperativ (Exam 6) mit einem Mittelwert von $14,8 \pm 4,96$ eine Verbesserung der Effektstärke mit $\eta_p^2 = 0,179$ ($p = 0,001$).

- Der deskriptive posturographische Vergleich des peripheral-vestibulären Systems ergab präoperativ nach VKBR bei 30 Patienten einen Mittelwert von $9,21 \pm 4,75$. Bis 6 Monate postoperativ (Exam 2-3-4) waren die posturographischen Werte in einem vergleichbaren Niveau mit Mittelwerten und Standardabweichungen von $8,85 \pm 1,78$,

8,74 ± 2,02 und 8,36 ± 1,92 (Abb. 4).

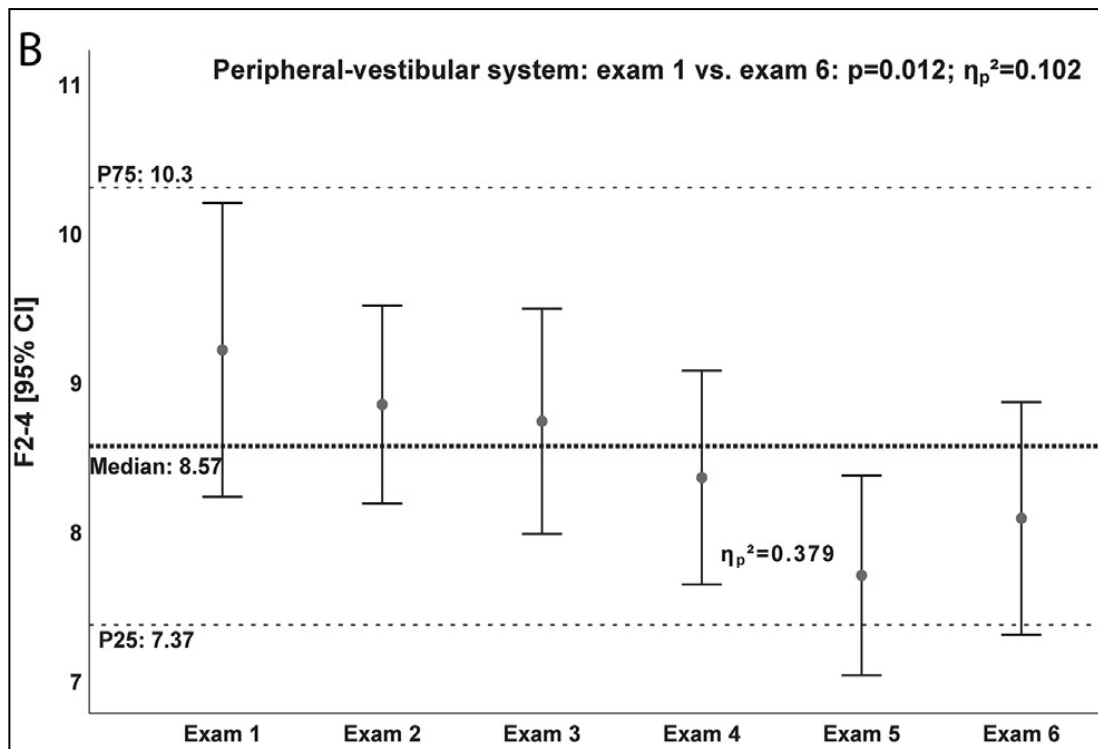


Abb. 4: Prä- und postoperative Erfassung der peripheral-vestibulären Aktivität über 2 Jahre im Vergleich zu einer Referenzstichprobe ($\bar{x} \pm s$).

12 Monate und 2 Jahre postoperativ (Abb.4: Exam 5 und 6) lagen die posturographischen Werte des peripheral-vestibulären Systems bei Mittelwerten von $7,70 \pm 1,79$ und $8,09 \pm 2,09$ und damit auch signifikant niedriger ($p = 0,001$) gegenüber der Untersuchungszeiten Exam 1 bis Exam 4. Die Effektstärke der Verbesserung gegenüber Exam 1 bis 4 war signifikant und betrug $\eta_p^2 = 0,182$ bei Exam 5 und 6 bzw. $\eta_p^2 = 0,379$ bei Vergleich von Exam 4 vs. Exam 5.

Für das Peripheral-vestibuläre System zeigte sich im Vergleich zwischen den präoperativen Ausgangswerten (Exam 1) mit einem Mittelwert von $9,21 \pm 2,64$ und den Ergebnissen 2 Jahre postoperativ (Exam 6) mit einem Mittelwert von $8,09 \pm 2,09$ lediglich eine geringe, nicht signifikante Verbesserung der Effektstärke mit $\eta_p^2 = 0,102$ ($p = 0,012$).

- Der posturographische Vergleich des somatosensorischen Systems wies bei 30 Patienten präoperativ nach VKBR einen Mittelwert von $3,90 \pm 1,26$ auf. Bereits 6 Wochen postoperativ (Exam 2) war der posturographische Median des somato-

sensorischen Systems auf den Mittelwert von $3,54 \pm 0,77$ und 12 Monate postoperativ auf einen Mittelwert von $3,27 \pm 0,67$ verringert (Abb. 5).

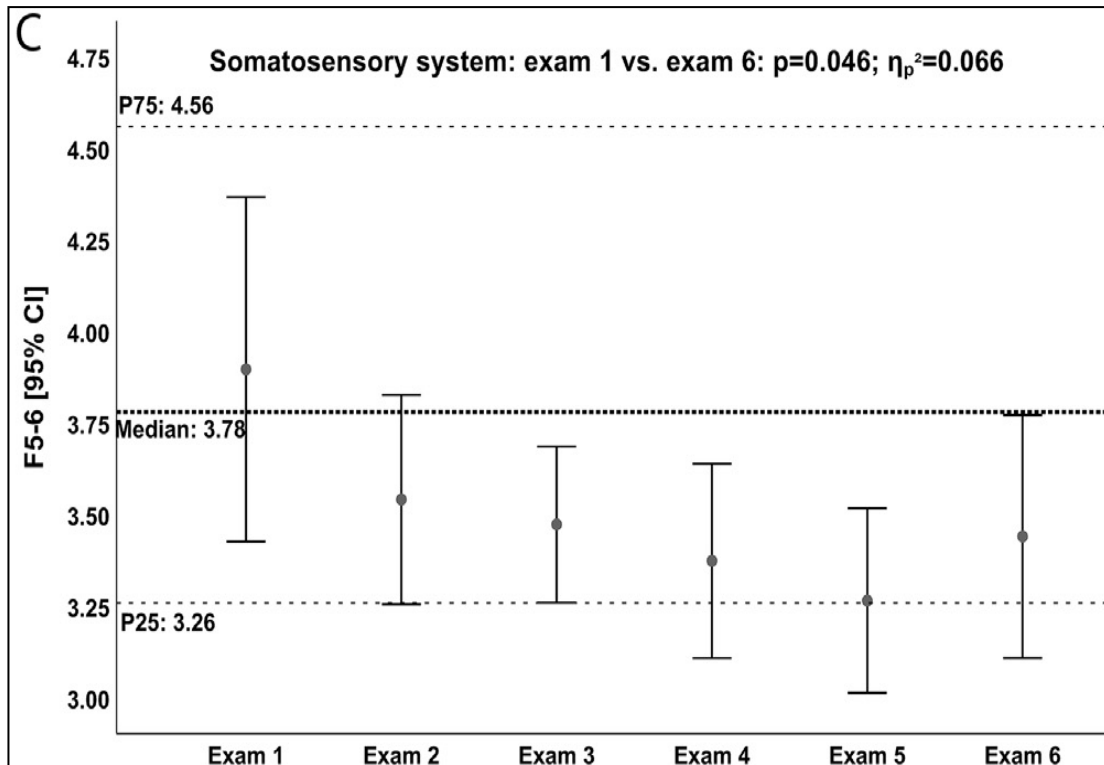


Abb. 5: Prä- und postoperative Werte der somatosensorischen Aktivität in der Folge von 2 Jahren im Vergleich zu einer Referenzstichprobe ($\bar{x} \pm s$).

2 Jahre postoperativ (Abb. 5) betrug das posturographische Ergebnis des somatosensorischen Systems im Mittel $3,44 \pm 0,89$ und lag damit nichtsignifikant niedriger ($p = 0,046$) gegenüber der präoperativ erzielten Werte (Exam 1).

Für das somatosensorische System zeigte sich im Vergleich zwischen den präoperativen Ausgangswerten (Exam 1) ein Mittelwert von $9,21 \pm 2,64$ und den Ergebnissen 2 Jahre postoperativ (Exam 6) im Mittel von $8,09 \pm 2,09$ eine nichtsignifikante Verbesserung der Effektstärke mit $\eta_p^2 = 0,102$ ($p = 0,012$).

- Der posturographische Vergleich des cerebellaren Systems wies bei 30 Patienten präoperativ nach VKBR einen Mittelwert von $0,77 \pm 0,30$ auf.

6 Wochen postoperativ (Exam 2) betrug der posturographische Mittelwert des cerebellaren Systems $0,70 \pm 0,16$ und blieb bis 12 Wochen postoperativ mit einem Mittelwert von $0,70 \pm 0,13$ nahezu konstant (Abb. 6).

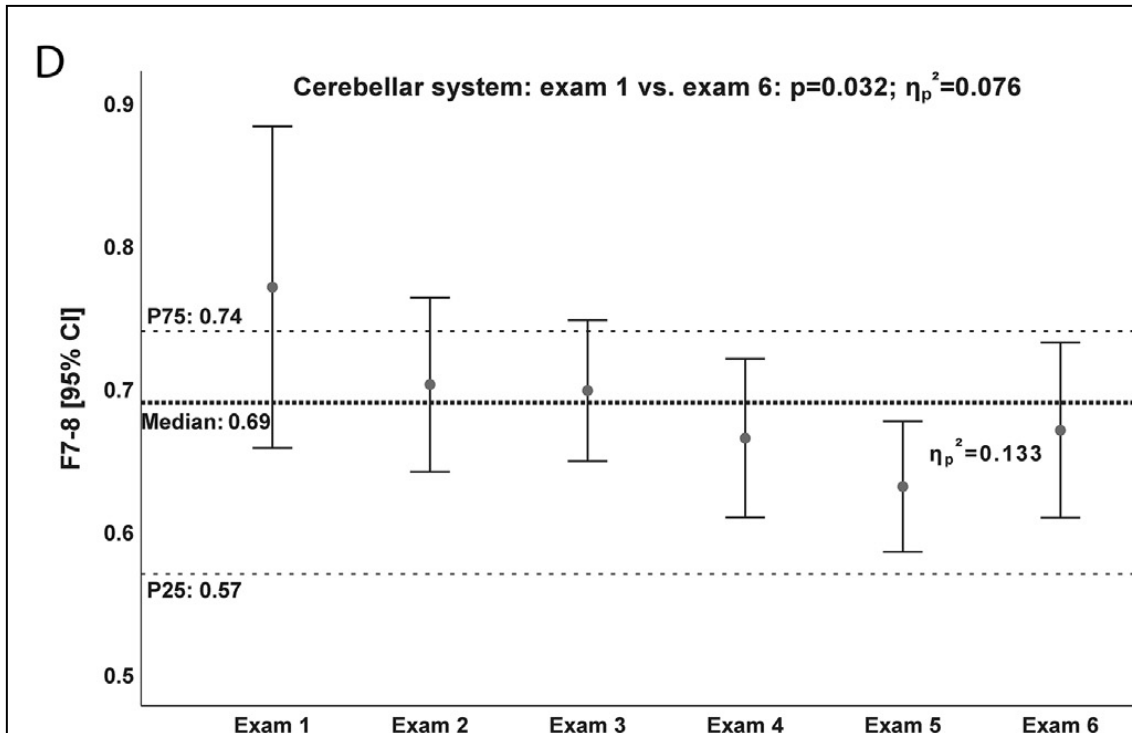


Abb. 6: Prä- und postoperative Mittelwerte der Aktivität des cerebellaren Systems in der Folge von 2 Jahren im Vergleich zur Referenzstichprobe ($\bar{X} \pm s$).

6 Monate postoperativ wiesen die posturographischen Werte des cerebellaren Systems einen Mittelwert von $0,67 \pm 0,15$ auf (Exam 4) und 1 Jahr postoperativ betrug der Mittelwert $0,63 \pm 0,12$ (Exam 5). Ein Jahr postoperativ lag die Effektstärke des cerebellaren Systems im Vergleich zur präoperativen Analyse bei $\eta_p^2 = 0,133$. Die Bestimmung der Effektstärke im cerebellaren System ergab bei dem Vergleich von Exam 1 (präoperativ) zu Exam 6 (2 Jahre postoperativ) mit $\eta_p^2 = 0,076$ keine signifikante Verbesserung der Effektstärke ($p = 0,032$).

Zusammenfassend kann hinsichtlich der longitudinalen Analysen der Frequenzbereiche F1 bis F8 in den Zeiträumen präoperativ bis 2 Jahre postoperativ resümiert werden, dass das visuell-nigrostriale (F1) sowie das peripher-vestibuläre System (F2-4) signifikante longitudinale Verbesserungen in den posturographischen Ergebnissen aufwiesen.

Der bilaterale posturographische Parameter Stabilitätsindikator (ST) wurde über einen zweijährigen Untersuchungszeitraum mit einer gematchten Referenzstichprobe verglichen, wobei die Vergleichsdaten auf Mittelwerten und Standardabweichungen basierten. Dafür wurden Gesamt- und Teileffekte der Varianzanalyse mit einem Schwellenwert von $\eta_p^2 > 0,10$ analysiert.

Der posturographische Vergleich des ST ergab bei 30 Patienten nach VKBR präoperativ (Exam 1) einen Mittelwert von $23,4 \pm 9,96$. 6 Wochen postoperativ (Exam 2) betrug der posturographische Mittelwert des Stabilitätsindikators bei Exam 2 bereits $20,6 \pm 4,88$.

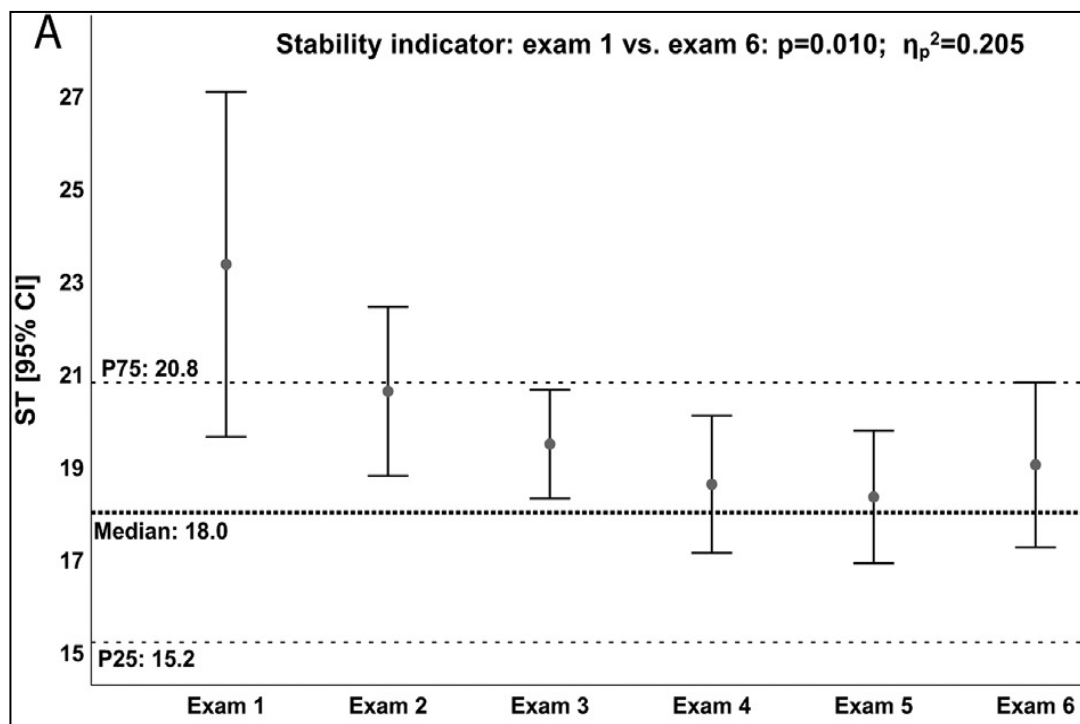


Abb. 7: Bestimmung der Mittelwerte des Stabilitätsindikators (ST) für den Zeitraum präoperativ bis 2 Jahre postoperativ (Exam 1 bis Exam 6).

Dieser Wert von ST blieb bis 12 Wochen postoperativ (Exam 3) mit einem Mittelwert von $19,5 \pm 3,13$ nahezu unverändert (Abb. 7).

6 Monate postoperativ (Exam 4) ergaben die posturographischen Werte des ST einen Mittelwert von $18,6 \pm 3,96$ und 12 Monate postoperativ von $18,3 \pm 3,83$ (Exam 5).

2 Jahre postoperativ betrug der Mittelwert des posturographischen ST $19,0 \pm 4,76$. Gegenüber dem präoperativen Resultat des ST war 12 Monate postoperativ eine signifikante Verbesserung des ST nachweisbar ($p = 0,01$) und 2 Jahre postoperativ betrug die Totaleffektstärke des unilateralen posturographischen Stabilitätsindikators im Vergleich zur präoperativen Analyse $\eta_p^2 = 0,205$.

Neben dem Parameter ST wurde über den Zeitraum von präoperativ bis 2 Jahre postoperativ der Gewichtsverteilungsindex (WDI) bestimmt und mit einer gematchten Referenzstichprobe verglichen. Bestimmt wurden in dieser Analyse sowohl Gesamteffektstärken als auch Teileffektstärken (Abb. 8).

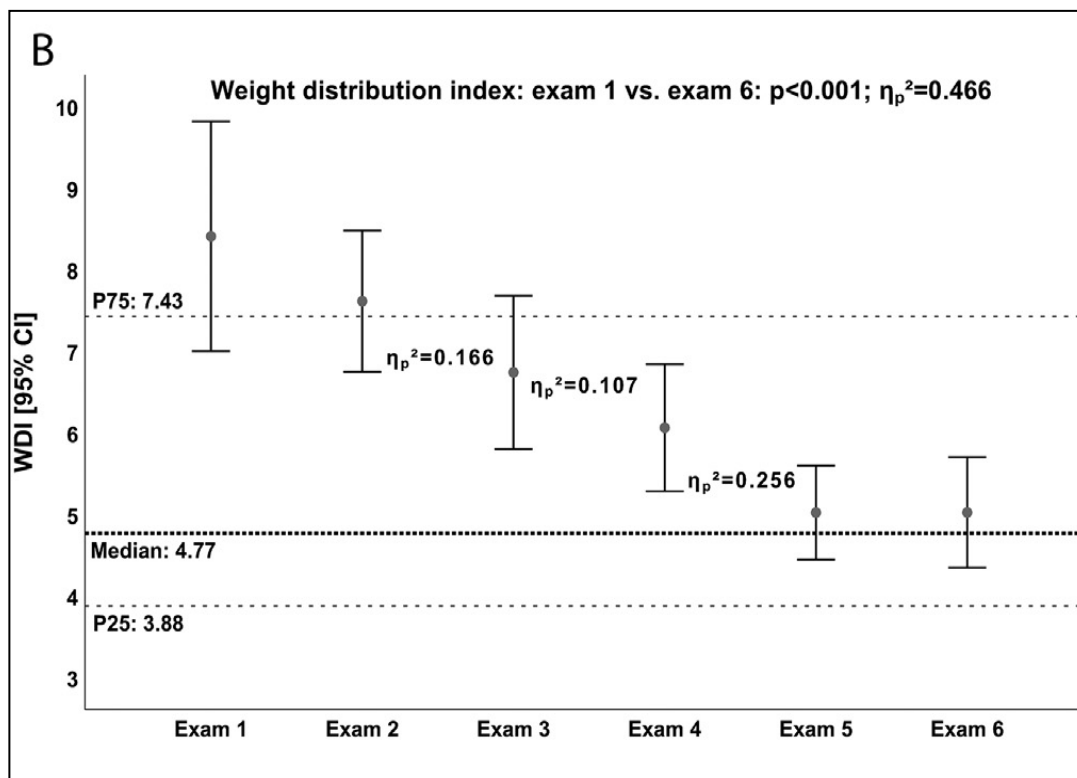


Abb. 8: Prä- und postoperative Mittelwerte und SD des Gewichtsverteilungsindex (WDI) für die Zeiträume präoperativ bis 2 Jahre postoperativ (Exam 1 bis Exam 6).

Präoperativ wies der posturographische Parameter WDI einen Mittelwert von $8,41 \pm 3,77$ (Exam 1), 6 Wochen nach Korrektur des VKBR von $7,62 \pm 2,32$ (Exam 2) und 3 Monate postoperativ von $6,74 \pm 2,51$ auf (Exam 3).

6 Monate postoperativ (Exam 4) betrug der Mittelwert des Parameters WDI $6,07 \pm 2,09$, 12 Monate postoperativ (Exam 5) $5,03 \pm 1,54$ und 2 Jahre postoperativ (Exam 6) $5,03 \pm 1,81$.

Die Teileffektstärken betragen bei Vergleich von Exam 2 (6 Wochen p.op.) zu Exam 3 (12 Wochen p.op.) $\eta_p^2 = 0,166$, bei Vergleich von Exam 3 (3 Monate) zu Exam 4 (6 Monate) $\eta_p^2 = 0,107$ und bei Vergleich von Exam 4 zu Exam 5 (12 Monate p.op.) $\eta_p^2 = 0,256$. Zwischen Exam 1 (präoperativ) und Exam 6 (2 Jahre postoperativ) bestand eine statistische Signifikanz von $p < 0,001$ und die Gesamteffektivstärke für den unilateralen posturographischen Parameter WDI betrug $\eta_p^2 = 0,360$.

Der posturographische Parameter „Synchronisation“ (Synch) als Messung der Schwingungsmuster der Kraftmessplatten wies präoperativ (Exam 1) einen mittleren Wert von 461 ± 267 auf. 6 Wochen postoperativ (Exam 2) betrug der Mittelwert von Synch 560 ± 151 (Abb. 9).

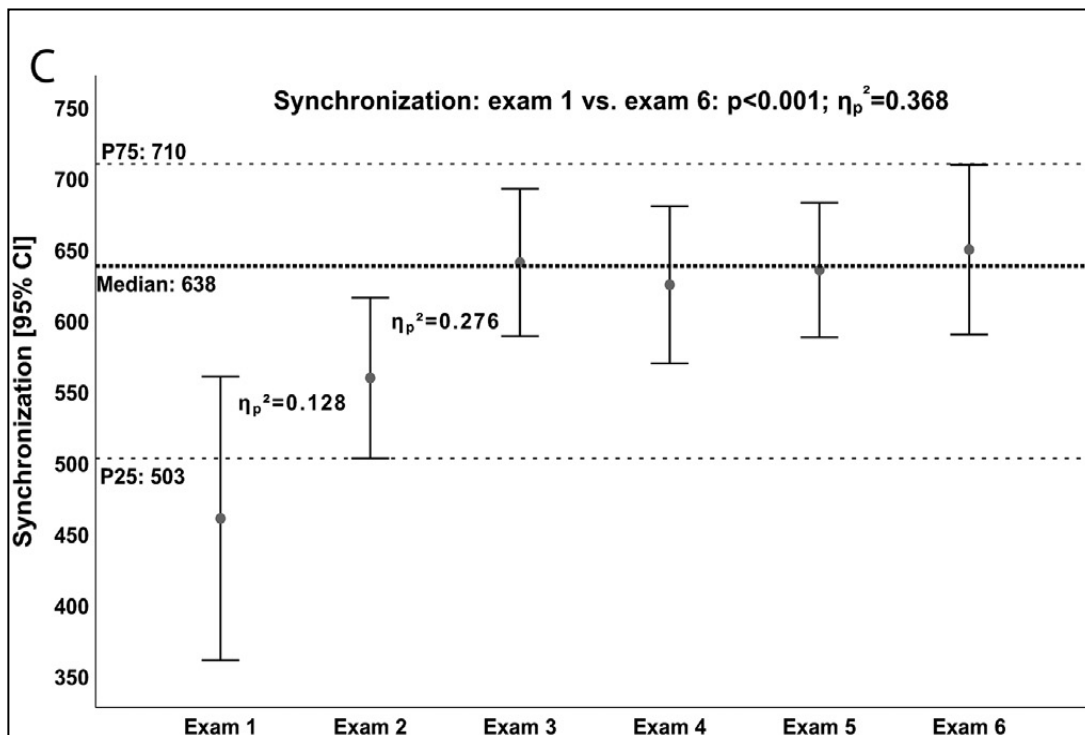


Abb. 9: Prä- und postoperative Mittelwerte und SD der Synch für die Zeitfolgen präoperativ bis 2 Jahre postoperativ (Exam 1 bis Exam 6).

Die partielle Effektstärke zwischen Exam 1 und Exam 2 betrug $\eta_p^2 = 0,128$ ($p < 0,001$). 12 Wochen postoperativ lag der Mittelwert von Synch bei 641 ± 139 und die partielle Effektstärke zwischen Exam 2 und Exam 3 hatte einen Wert von $\eta_p^2 = 0,276$ ($p < 0,001$). Demgegenüber betrug der Wert der Totaleffektstärke von Exam 1 bis Exam 6 $\eta_p^2 = 0,228$ ($p < 0,001$).

4.3 Varianzanalyse von Heel und Left

Weitere Varianzanalysen erfolgten zur Vorfuß-Fersenbelastung (Heel) und zur Links-Rechts-Belastung (Left).

Mit dem Parameter „Heel“ konnte eine prozentuale Gewichtsverteilung zwischen Ferse und Vorfuß mit einer Berechnung der Fersenbelastung auf der Basis der Ermittlung der Effektstärke (η^2) erfolgen. Über 2 Jahre wurde der Parameter Heel präoperativ und über 2 Jahre postoperativ im Vergleich zu einer gematchten Kontrollgruppe untersucht, wobei die Mittelwerte und Standardabweichungen bei 17 Patienten nach rechtsseitigem VKB-Riss ermittelt wurden (Abb. 10).

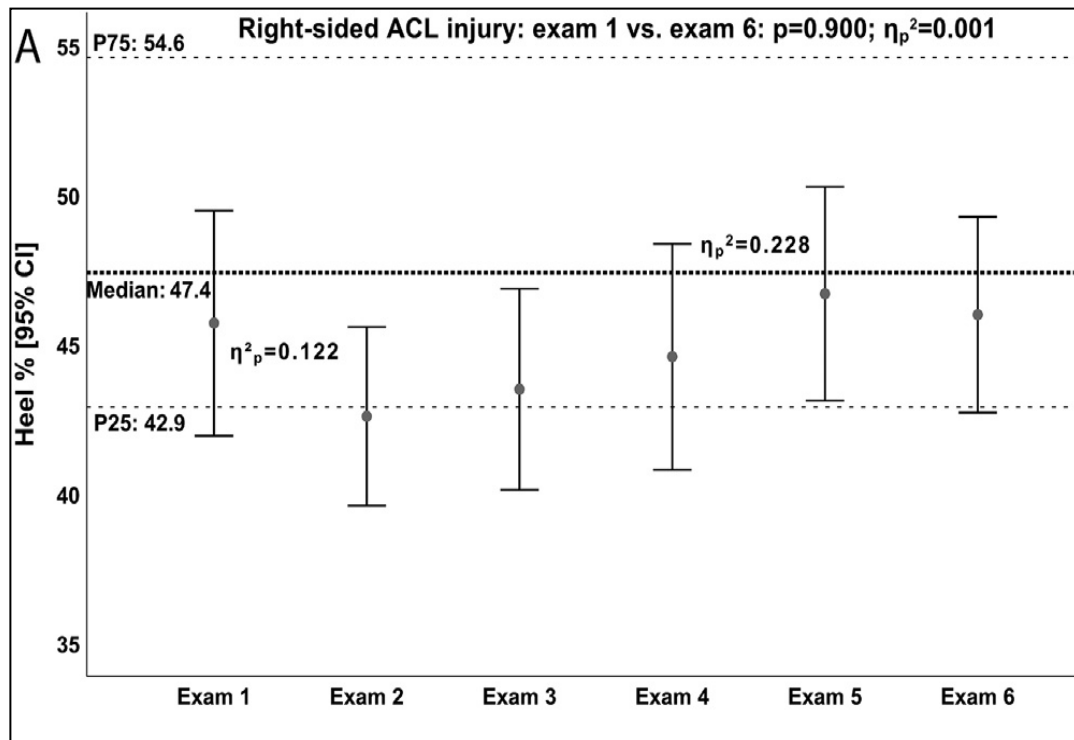


Abb.10: Unilateraler posturographischer Parameter „Heel“ präoperativ bis 2 Jahre postoperativ bei 17 Patienten mit rechtsseitigem Riss des VKB ($\bar{x} \pm s$).

Präoperativ betrug der Mittelwert des posturographischen Parameters Heel bei 17 Patienten mit rechtsseitigem Riss des VKB $45,7 \pm 7,32$ (Exam 1). 6 Wochen nach Korrektur des VKBR lag der Mittelwert bei $42,6 \pm 5,81$ (Exam 2).

3 Monate postoperativ betrug der Mittelwert $43,5 \pm 6,54$ (Exam 3) und 6 Monate postoperativ lag der Mittelwert bei $44,6 \pm 7,35$ (Exam 4).

Ein Jahr nach rechtsseitiger VKB-Ruptur lag der höchste Mittelwert für Heel mit $46,7 \pm 6,97$ vor (Exam 5) und 2 Jahre postoperativ betrug der Mittelwert $46,0 \pm 6,37$ (Exam 6).

Die Teileffektstärken betragen bei Vergleich von Exam 1 (präoperativ) zu Exam 2 (6 Wochen p.op.) $\eta_p^2 = 0,122$ und bei Vergleich von Exam 4 (6 Monate postoperativ) zu Exam 5 (12 Monate postoperativ) $\eta_p^2 = 0,228$. Zwischen Exam 1 (präoperativ) und Exam 6 (2 Jahre postoperativ) bestand ein statistischer Wert von $p < 0,104$ und die Gesamteffektstärke für den unilateralen posturographischen Parameter Heel betrug $\eta_p^2 = 0,119$.

In die Auswertung von Heel bei Ruptur des linksseitigen VKB konnten 13 Patienten einbezogen werden. Präoperativ betrug der Mittelwert $41,7 \pm 6,52$ (Exam 1).

2 Jahre postoperativ lag der Mittelwert bei $45,2 \pm 6,98$. Zwischen Exam 1 und Exam 6

bestand eine signifikante Verbesserung von Heel ($p < 0.006$) und die totale Effektstärke betrug $\eta_p^2 = 0,294$. Zwischen dem 6. und 12. postoperativen Monat lag mit $\eta_p^2 = 0,424$ die gravierendste Teileffektstärke vor.

Die Analyse der Links-Rechts-Belastung (Left) vor und nach Ruptur des VKB wurde in der vorliegenden Arbeit wie bei Analyse von Heel separat am rechten und linken vorderen Kreuzband vorgenommen.

17 Patienten mit Ruptur des VKB wurden präoperativ und bis 2 Jahre postoperativ hinsichtlich der Links-Rechts-Belastungsfähigkeit (Left) analysiert und mit einer gematchten Kontrollgruppe verglichen.

Präoperativ betrug der Mittelwert des Parameters Left in dieser Patientengruppe $58,7 \pm 9,98$ (Abb. 11).

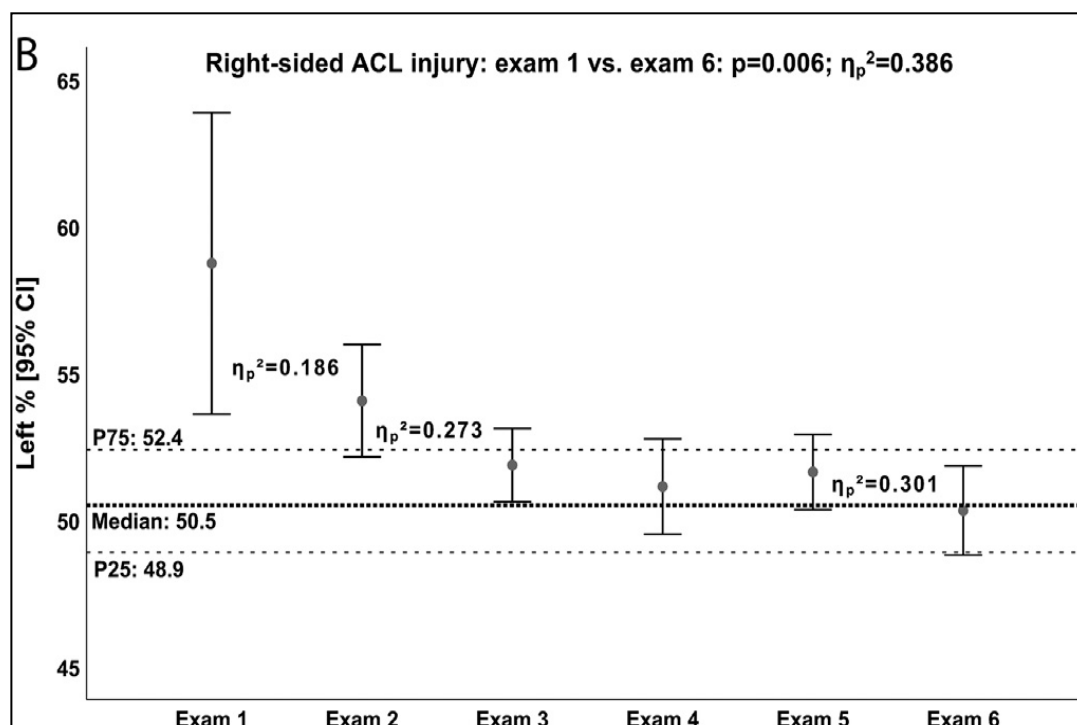


Abb.11: Unilateraler posturographische Parameter „Left“ präoperativ bis 2 Jahre postoperativ bei 17 Patienten mit rechtsseitigem Riss des VKB ($\bar{x} \pm s$).

6 Wochen postoperativ (Exam 2) lag der Mittelwert bei $54,1 \pm 3,72$.

2 Jahre postoperativ betrug der Mittelwert nach rechtsseitiger Ruptur des VKB $50,3 \pm 2,95$. Zwischen Exam 1 und Exam 6 bestand eine signifikante Verbesserung der Links-Rechts-Belastungsfähigkeit (Left) von $p = 0,008$. Die totale Effektstärke betrug $\eta_p^2 = 0,303$ und Teileffektstärken betragen zwischen Exam 1 vs. Exam 2 $\eta_p^2 = 0,122$, bei

Exam 2 vs. Exam 3 $\eta_p^2 = 0,273$ und bei Exam 5 vs. 6 $\eta_p^2 = 0,301$.

Eine Auswertung von Left nach Ruptur des linksseitigen VKB erfolgte bei 13 Patienten. Präoperativ lag in dieser Patientengruppe der Mittelwert bei $42,6 \pm 8,47$ (Exam 1). Postoperativ wurden sukzessive folgende Mittelwerte und SD ermittelt: $45,1 \pm 5,29$ (Exam 2), $46,2 \pm 5,81$ (Exam 3), $48,3 \pm 3,99$ (Exam 4) und $50,0 \pm 2,86$ ein Jahr postoperativ (Exam 5).

Zwischen Exam 1 und Exam 6 (2 Jahre postoperativ) bestand eine signifikante Verbesserung von Left ($p < 0.002$) und die totale Effektstärke betrug $\eta_p^2 = 0,381$. Zwischen der 12. postoperativen Woche und dem 6. postoperativen Monat wurde mit $\eta_p^2 = 0,300$ die intensivste Teileffektstärke für die Verbesserung der Links-Rechts-Belastbarkeit ermittelt.

4.4 Longitudinale Analysen

Bei der Auswertung der longitudinalen Analysen zwischen den präoperativen Befunden und den Ergebnissen 2 Jahre nach Kreuzbandreparatur, wurden in der vorliegenden Arbeit signifikante Verbesserungen bei den posturalen Subsystemen visuell-nigrostriatal, peripher-vestibulär, Stabilitätsindikator, Gewichtsverteilungsindex (WDI), Synchronisation und Links-Rechts-Belastungsfähigkeit nachgewiesen. Von diesen posturalen Subsystemen und Stabilitätsindizes zeigte der WDI mit einer Totaleffektstärke von $\eta_p^2 = 0,466$ über die Gesamtbeobachtungszeit von 2 Jahren die größte Verbesserung. Dabei kam es schon im Verlauf der Beobachtungszeit von WDI zu Teileffektstärken zwischen Exam 2 (6 Wochen postoperativ) und Exam 3 (3 Monate postoperativ) von $\eta_p^2 = 0,166$, sowie $\eta_p^2 = 0,107$ zwischen Exam 3 und Exam 4, als auch $\eta_p^2 = 0,256$ in den Zeitabschnitten Exam 4 (6 Monate postoperativ) zu Exam 5 (1 Jahr postoperativ).

Die zwei Parameter Synchronisation und mediolaterale Gewichtsverteilung erreichten 2 Jahre postoperativ zwischen Exam 1 und Exam 6 eine Totaleffektstärke von $\eta_p^2 = 0,368$ bzw. $\eta_p^2 = 0,349$ und wiesen damit ebenfalls hohe zeitabhängige Verbesserungen auf. Im Gegensatz zu diesen Ergebnissen blieb die anterior-posteriore Gewichtsverteilung über den Beobachtungszeitraum mit einer Effektstärke von $\eta_p^2 = 0,046$ nahezu unbeeinflusst.

Ein weiterer Befund der vorliegenden Studie war die Feststellung, dass Rupturen des VKB zu einem kurzzeitigen frühen Anstieg der Vorfußbelastung von Exam 1 (54,3 %) vs. Exam 2 (57,4 %) führen.

Die höchste Teileffektstärke mit $\eta_p^2 = 0,379$ wurde bei der postoperativen Analyse des

peripher-vestibulären Systems in den postoperativen Zeitabschnitten zwischen Exam 4 (6 Monate) und Exam 5 (1 Jahr) beobachtet.

Des Weiteren konnte nachgewiesen werden, dass mit Ausnahme des Parameters Synchronisation (2 Jahre postoperativ) alle in der Studie analysierten Parameter die höchste Effektstärke bis 1 Jahr postoperativ erreicht hatten.

4.5 Querschnitts-Analysen

Bei Querschnittsanalysen zwischen Patienten mit VKB-Rupturen im Vergleich zu gematchten Kontrollpersonen zeigte sich präoperativ der größte Unterschied bei dem Parameter WDI mit einer Teileffektstärke von $\eta_p^2 = 0,180$. Des Weiteren wurde die höchste signifikanzbezogene Differenz bei vergleichender Analyse zwischen den Parametern Stabilitätsindikator vs. Gewichtsverteilungsindex präoperativ und 6 Wochen postoperativ ermittelt. Für ST lagen die Teileffektstärken präoperativ bei $\eta_p^2 = 0,126$ vs. 6 Wochen postoperativ $\eta_p^2 = 0,103$ und bei Parameter WDI nahezu gleich mit $\eta_p^2 = 0,180$ vs. $\eta_p^2 = 0,174$.

Ein Jahr postoperativ war eine adäquate „normal-gesunde“ posturale Regulation für die Parameter visuell-nigrostriatal, ST, WDI und Heel wiederhergestellt. Auch die posturalen Parameter „Somatosensorik“ und „Cerebellar“ erreichten bereits 6 Wochen nach Rekonstruktion des rupturierten VKB das zugehörige Referenzniveau, ebenso wie 12 Wochen postoperativ die Parameter peripher-vestibuläres System und Synchronisation für die Fußkoordination.

4.6 Mediolaterale Analysen

Eine signifikante Zunahme der mediolateralen Gewichtsverteilung konnte während der postoperativen Testungen auf der linken und rechten Seite mit Ruptur des VKB nachgewiesen werden. Diese Gewichtsverteilung war stärker vorhanden bei Patienten mit Ruptur des VKB am linken Kniegelenk mit den Totaleffektstärken präoperativ $\eta_p^2 = 0,489$ (Exam 1) vs. 2 Jahre postoperativ $\eta_p^2 = 0,386$ (Exam 6). Damit waren diese zwei Resultate der Effektstärken im Vergleich zu allen getesteten posturographischen Parametern die effektivsten Änderungen. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass die linksseitige Gewichtsverteilung bei Patienten mit linksseitiger Ruptur des VKB der einzige Parameter war, der in allen postoperativen Analyseperioden signifikante Veränderungen aufwies. Im Gegensatz dazu waren die Verbesserungen der antero-

posterioren Gewichtsverteilung, insbesondere bei den Patienten mit rechtsseitigen VKB-Verletzungen deutlich geringer (Exam 1 vs. Exam 6: $\eta_p^2 = 0,349$ vs. 0,001). 2 Jahre postoperativ bestand weiterhin eine erhöhte Vorfußbelastung von 55 % und 54 %.

5. Diskussion

5.1 Ergebnisdiskussion

Entsprechend der Zielstellung dieser Arbeit wurde der Einfluss einer VKB-Verletzung und nachfolgender chirurgischer Rekonstruktion und Rehabilitation auf Haltungsregulation, Stabilität, Gewichtsverteilung und Fußkoordination anhand eines Längsschnittdesigns über zwei Jahre im Vergleich zu gesunden und vergleichbaren Kontrollpersonen untersucht.

Basierend auf den in der Einleitung formulierten Hypothesen unterstreichen die vorliegenden Ergebnisse, dass eine VKB-Ruptur zu einer signifikanten Gewichtsentslastung auf der verletzten Seite führt (Prämisse für Hypothese I).

Es konnte nachgewiesen werden, dass eine Normalisierung der mediolateralen Gewichtsverteilung wenigstens 1 Jahr postoperativ in Anspruch nimmt. Nach der Verletzung und VKB-Rekonstruktion sind Gewichtsverteilung, Haltungsstabilität und Fußkoordination stark reduziert (Prämisse für Hypothese II).

Die posturale Stabilität nahm bis zu einem Jahr postoperativ sukzessive zu. Über einen zweijährigen Untersuchungszeitraum ergaben sich die größten Effekt-Veränderungen für die Gewichtsverteilung mit $\eta^2 = 466$, nachweislich auch für die mediolaterale Gewichtsverteilung mit $\eta^2 = 0,349$ und für die Synchronisation mit $\eta^2 = 0,368$. Mit Ausnahme des Parameters Synchronisation, der die höchste Effektwirkung erst nach 2 Jahren bei Exam 6 erreichte, wurden für die Parameter Gewichtsverteilung und mediolaterale Gewichtsverteilung die höchsten und nachhaltigsten Effektstärken bei Exam 5 (ein Jahr postoperativ) erreicht.

Die größte Veränderung mit einem Aktivitätsverlust von 9 % präoperativ im Vergleich zu sechs Wochen postoperativ und niedrigster Aktivität mit Suppression nach Operation bei VKBR wurde im somatosensorischen System beobachtet (Voraussetzung für Hypothese III). Gleichermäßen reagierte das zerebellare posturale Subsystem mit einer Aktivitätsreduktion von 9 % nach VKB-Operation. Im Gegensatz dazu zeigten das visuelle und das nigrostriatale System mit 0,5 % den geringsten Aktivitätsverlust bei Vergleich präoperativ (Exam 1) zu 6 Wochen postoperativ (Exam 2). Damit wies das visual-nigrostriatale Subsystem die höchste Kompensation der Aktivität bereits 6 Wochen nach VKB-Operation auf.

In Übereinstimmung mit dem longitudinalen Studiendesign der vorliegenden Arbeit bei 30 Patienten und verglichen mit einer gesunden Kontrollgruppe (n = 35) hinsichtlich der Daten von Posturographie, Alter, Geschlecht, Körpergröße und Körpergewicht haben Dauty et al. (2010) die Körperhaltung von 35 Patienten mit Z.n. VKBR hinsichtlich Alter und Geschlecht mit einer gematchten Kontrollgruppe von ebenfalls 35 gesunden, und vom Alter und Geschlecht identischen Probanden über einen Zeitraum von einem Jahr verglichen. Die Autoren verwendeten in diesem frühen Zeitabschnitt für entsprechende Untersuchungen der Posturographie stabilometrische Plattformen zur Identifizierung von Haltungsschäden. Bi- und unilaterale Haltungen wurden in verschiedenen Positionen, Knieextension und 20°-Flexion sowie geschlossenen und geöffneten Augen gegenüber der gesunden Kontrollgruppe verglichen. Diese Untersuchungen erfolgten als Ausgangsergebnisse 15 Tage nach Rekonstruktion des VKBR. Zu diesen zählten eine signifikante Störung der Standfestigkeit, Änderungen der Haltung bei Belastung des operierten Beines bei Kniestreckung und Augenöffnung, sowie das Unvermögen bei der Mehrzahl der Operierten einen einbeinigen Stand der gesunden Seite vorzunehmen, wenn eine visuelle Kompensation bei geschlossenen Augen fehlt. In Übereinstimmung mit der hier vorliegenden Untersuchung konnte in der Studie von Dauty et al. (2010) nachgewiesen werden, dass Patienten nach VKBR-Rekonstruktion das gesunde, kontralaterale Bein stärker belasteten, jedoch ein Jahr nach VKB-Operation war die Überbelastung des Fußes der Gegenseite bereits signifikant reduziert.

In Übereinstimmung mit den Ergebnissen in der vorliegenden Studie konnten Mohammadi et al. (2012) ebenfalls nachweisen, dass im Mittel auch $8,4 \pm 1,8$ Monate nach VKB-Rekonstruktion in einer Studie mit 30 Leistungssportlern Haltungssymmetrien im Vergleich zu 30 gesunden und gematchten Kontrollen nachweisbar waren. Getestet wurden die 2 Probandengruppen im Vergleich der Ausführung von einbeinigen Stand- und einbeinigen Sprungübungen auf einer Kraftmess-Platte. Für den statistischen Vergleich zwischen beiden Probandengruppen wurden Amplitude und Geschwindigkeit der anterior-posterioren und medio-lateralen Bewegungen erfasst. Gemessen wurden die maximale vertikale Bodenbelastungskraft (Peak vertical ground reaction force - PVGRF) während des Aufpralls der Landung sowie die Belastungsrate für die Quantifizierung der dynamischen Evaluation. Um die Test-Retest-Reliabilität zu bewerten, wiederholten je 15 Teilnehmer aus beiden Probanden-Gruppen die Tests 6-8 Tage nach der ersten Untersuchung. Mittels einer Varianzanalyse wurden Unterschiede zwischen Beinen nach VKBR, gesunden

Gliedmaßen der Gegenseite und Gliedmaßen der gematchten Kontrollgruppe erfasst. Die Test-Retest-Reliabilität wurde mit dem gruppenbezogenen Korrelationskoeffizienten und dem Standardmessfehler bestimmt. Im Mittel 8,4 Monate nach VKB-Rekonstruktion wurden bei Leistungssportlern sowohl im Vergleich zu der nicht operierten Beinseite ($p < 0,01$) als auch zu der seitengleichen Kontrollgruppe ($p < 0,01$) signifikante posturale Defizite festgestellt. Im Augenblick des Sprungaufpralls lagen sowohl die PVGRF als auch die Belastungsrate des unbeteiligten Beins von Leistungssportlern, bei denen eine VKB-Rekonstruktion vorgenommen worden war, im Vergleich zu denen der Kontrollgruppe signifikant höher ($p < 0,001$). In der vorliegenden Studie von Mohammadi et al. (2012) hatten sowohl die statischen, als auch die dynamischen posturalen Messungen eine hohe Test-Retest-Reliabilität. Mohammadi et al. (2012) schlussfolgerten aus ihren Ergebnissen, dass Haltungsasymmetrien von 8 Monaten nach VKBR ein Indiz für mögliche nachfolgende VKB-Verletzungen sein könnten, was kongruent zu den Ergebnissen der hier vorliegenden Studie ist, in der ebenfalls nachgewiesen werden konnte, dass eine Normalisierung der posturalen Stabilität mehr als ein Jahr in Anspruch nimmt.

Patienten mit Ruptur des VKB weisen noch ein Jahr am verletzten Bein gegenüber der kontralateralen Extremität und des gematchten, nicht betroffenen Beins größere Ausmaße hinsichtlich Verschiebung und deren Geschwindigkeit, Fläche und Gesamtstrecke auf (Dauty et al., 2010; Mohammadi et al., 2012).

Ben Moussa et al. (2009) führten posturale Analysen zur Haltungsstabilität und einbeinigem Sprung an 26 Patienten 2 Jahre nach arthroskopischer Rekonstruktion des VKB (Knochen-Patellarsehnen-Präparat) durch. Als Kontrolle dienten 26 alters- und aktivitätsvergleichbare Probanden, und die Studie wurde in einem Forschungslabor für athletisches Training vorgenommen. Gemessen wurde die posturale Stabilität während eines einbeinigen Sprungs und Distanzmessung mit einem NeuroCom Gleichgewichts-System. Im Gegensatz zu den Ergebnissen in der hier vorliegenden Studie und den Ergebnissen von Dauty et al., 2010 und Mohammadi et al., 2012 fanden die Autoren in der frühen Studie von Ben Moussa et al. (2009) 2 Jahre nach VKBR noch signifikante Differenzen bzgl. der Einbeinstand-Schwinggeschwindigkeit mit gestrecktem Knie auf der operierten Seite ($p < 0,05$) im Vergleich zu den Kontrollen ohne VKB-Ruptur. Die Autoren diskutierten dieses Ergebnis, welches postoperativ nach 2 Jahren erhoben wurde, als eine mögliche Beeinträchtigung der Propriozeption.

Weiterhin diskutierten die Autoren Ben Moussa et al. (2009), Dauty et al. (2010) und

Mohammadi et al. (2012) die bereits von Henriksson et al. (2001) postulierte Existenz direkter Verbindungen zwischen neurologischen Strukturen des VKB und des Rückenmarks sowie supraspinaler Areale. Somit könnte argumentiert werden, dass eine Verletzung des betroffenen Bandes afferente Informationen vermindern kann (Mohammadi et al., 2012). In der Studie von Henriksson et al. (2001) haben die Autoren die Knieerschaffung und Haltung bei 25 Patienten im Mittel 3 Jahre nach Rekonstruktion des VKB im Vergleich zu 20 unverletzten, alters- und aktivitätsvergleichbaren Kontrollpersonen gemessen. Als posturaler Parameter wurden Körperschwingungen auf einer schwingungserfassenden Kraftmessplatte mit einbeinigem und zweibeinigem Stand bei geöffneten bzw. geschlossenen Augen gemessen. Die Ergebnisse der Studie wiesen nach, dass die Laxizität in der sagittalen Ebene im Kniegelenk mit rekonstruiertem vorderem Kreuzband signifikant höher ($11,2 \pm 6$ bis 15 mm) als im unverletzten Knie ($8,9 \pm 6$ bis 12 mm) und in der Kontrollgruppe ($6,0 \pm 5$ bis 8 mm) ausfiel. Unerwartet zeigten jedoch die Patienten im Vergleich zu den Kontrollen eine normale Haltungskontrolle mit Ausnahme der zwei Variablen Reaktionszeit und der Latenzzeit zwischen dem Beginn der Kraftbewegung bis zum maximalen Schwanken in der Sagittalebene. Die Autoren schlussfolgerten daraufhin mit der Hypothese, dass die Rehabilitation mit propriozeptivem und agilem, antizipativem Training ein wichtiger Baustein zur Wiederherstellung der funktionellen Stabilität im vorderen kreuzbandrekonstruiertem Knie ist, und dass es Ergebnisse gibt die nachweisen, dass es nach Rekonstruktion mit freiem, Patellarsehnenerersatz des VKB zu einer Reinnervation im Implantat kommt (Barrak et al., 1989; Barrack et al., 1997).

Brattinger et al., (2013) wiesen in ihrer Studie nach, dass sich nach Riss des VKB die posturale Stabilität um 25 % reduziert und beziehen sich ebenfalls auf die Studien von Barrack et al. 1989 und 1997, dass bei Ruptur des VKB nicht nur die Akutverletzung per se, sondern auch das afferente propriozeptive Feedback des Kniegelenks und die posturale Kontrolle gestört sind, wie es auch in unserer hier vorliegenden Studie nachgewiesen werden konnte.

Zur Thematik der posturalen Verschlechterung nach Riss des VKB haben Lehmann et al. (2017) eine systematische Recherche mit Metaanalyse der publizierten Ergebnisse vorgenommen, wobei die Autoren nicht nur auf funktionelle Defizite hinsichtlich der Haltungsstabilität nach Verletzung des VKB, die schon über einen längeren Zeitabschnitt aus Publikationen bekannt waren, fokussierten. Im Mittelpunkt der Analyse von Lehmann et al. (2017) standen vergleichende Ergebnisse zu

quantifizierten Messungen der posturalen Stabilität nach VKB-Riss, deren Resultate teilweise nicht eindeutig und divergierend zu sein schienen. Die vorrangige Zielstellung dieses systematischen Reviews waren Studien zur Quantifizierung von posturalen Handlungsdefiziten bei Patienten mit einbeinigem Stand und geöffneten Augen. Eine weitere Zielstellung bestand darin, das Potential der üblichen Druckpunktmaße (CoP) zu bestimmen, um sicher die posturale Stabilität zwischen Patienten mit VKB-Riss und gesunden Kontrollen zu differenzieren. Eingeschlossen in den systematischen Review konnten 11 Studien mit insgesamt 329 Patienten mit VKB-Riss und 265 gesunden Kontrollen. Die auf Zufälligkeit basierende Effekt-Metaanalyse zeigte signifikant erhöhte Schwankungsstärken mit Mittelwerten von $SMD = 0.94$ ($p = 0.003$) und eine Schwankungsgeschwindigkeit mit Mittelwerten von $SMD = 0.66$ ($p = 0.0002$) in der Gruppe nach VKB-Ruptur im Vergleich zu gesunden Kontrollen. Des Weiteren waren das Schwingungsausmaß in anterior-posteriorer ($SMD_{wm} = 0.58$, $p = 0.02$) und medio-lateraler Richtung ($SMD_{wm} = 1.15$, $p = 0.02$) sowie die im Vergleich zu Kontrollen signifikant erhöht. Während es zwischen Gesunden und Operierten keine Unterschiede bei Messung der Schwingungsgeschwindigkeit gab, bestanden signifikante Unterschiede in der Schwingungs-amplitude ($SMD_{wm} = 0,58$, $p = 0,05$). Obwohl die Studienergebnisse von Lehmann et al. (2017) eine auffällige Heterogenität aufwiesen, konnte geschlussfolgert werden, dass CoP-Messungen bei geöffneten Augen und Einbeinstand definitiv geeignet sind, um die Handlungsstabilität bei Patienten mit VKB-Rekonstruktion gegenüber gesunden Kontrollen differenzieren zu können. Während Brattinger et al. (2013) in ihrer Studie präoperativ einen Verlust der posturalen Stabilität von 25 % fanden, betrug der Verlust der posturalen Stabilität vor Rekonstruktion des VKB in der hier vorliegenden Studie präoperativ 30 %. Als Parameter für die Verlaufsbestimmung der posturalen Stabilität diente der Stabilitätsindikator, dessen optimaler posturographischer Referenzwert 18,0 betrug. Vor Rekonstruktion des gerissenen VKB lag der ST bei $23,4 \pm 9,96$ und 6 Wochen nach VKB-Operation zeigte sich eine deutliche Verbesserung der Instabilität auf $20,6 \pm 4,88$ und damit eine Näherung gegenüber den gesunden Kontrollen auf 14 %. Während sich in unserer Studie 3 Monate nach VKB-Rekonstruktion zunächst keine wesentliche Verbesserung des Stabilitätsindikators erkennen ließ ($19,5 \pm 3,13$), zeigte sich 6 Monate ($18,6 \pm 3,96$) und 12 Monate postoperativ ($18,3 \pm 3,83$) bei Vergleich zu gesunden Kontrollpersonen ein Defizit in der Stabilität von 3 %. Für die Ursache dieser Handlungsinstabilität wurde postuliert, dass posturale Defizite auf eine Schädigung der VKB-Mechanorezeptoren zurückzuführen sein könnten, die sensitiv auf mechanische

Veränderungen von Gelenkbändern reagieren und damit Gelenkpositionen und -bewegungen signalisieren. Sukzessive resultieren aus diesen propriozeptiven Defiziten des Kniegelenks auch verminderte sensomotorische Kontrollen der kniebezogenen Gelenkmuskulatur (Konishi, 2011).

In seiner Studie untersuchte Konishi (2011) die Auswirkungen einer VKB-Rekonstruktion auf die γ -Spindelschleife im Quadrizepsmuskel nach VKB-Ruptur und Auswirkungen von Vibrationsstimulationen bei Probanden mit Ruptur, nach Rekonstruktion und gesunden Kontrollen. Gemessen wurden Maximalkraft und integrierte Elektromyopathie des M. quadriceps unmittelbar nach einer definierten Vibrationsstimulation im Bereich der Infrapatellarsehne. Die Ergebnisse der Studie von Konishi (2011) haben nachgewiesen, dass die alpha-Motoneuron-Aktivität der intakten Seite des Vastus lateralis als Reaktion auf eine längere Vibrationsstimulation durch die Operation verbessert wurde, jedoch keine positive Wirkung auf der verletzten Seite festgestellt werden konnte. Die Ergebnisse der Studie könnten ein Hinweis darauf sein, dass eine Abnormalität der γ -Spindelschleife im Quadrizeps von Patienten mit VKB-Ruptur existiert, da die Vibrationsstimulation keinerlei Veränderungen in der VKB-Ruptur-Gruppe im Gegensatz zu denen von gesunden Probanden hervorrief. Im Vergleich dazu könnte eine Abnormalität der γ -Schleife auf der intakten Seite des Quadrizepsmuskels möglicherweise sowohl durch die Ruptur des VKB, als auch durch die nachfolgende Operation induziert sein, die sukzessive ebenfalls zu einer Abnormalität der γ -Schleife geführt hat.

In Übereinstimmung mit den Ergebnissen der hier vorliegenden Studie konnte, basierend auf den Ergebnissen von Kapreli und Athanasopoulos (2006) geschlossen werden, dass eine Schädigung von Mechanorezeptoren am rupturierten VKB, aber auch im Bereich des operierten VKB zu Störungen von sensorischer Transmission führt. Aufbauend auf diesen sensorischen Störungen resultieren Einschränkungen der afferenten Rückkopplung und Verminderungen stabilisierender Reflexe, woraus zunehmend eine verminderte Instabilität eintritt und zunehmend verstärkte Körperschwankungen entstehen können (Lehmann et al., 2017). Wie in der hier vorliegenden Studie und in Übereinstimmung mit Howells et al. (2011) und Negahban et al. (2014) ebenfalls demonstriert werden konnte, treten bei VKB-Riss nicht nur Haltungsschwankungen auf, sondern mittlere und starke posturale Effekte werden gefunden, bei denen die Schwankungsgrößen den Gesamtkörper erfassen (Lehmann et al., 2017). Weiterhin konnte in der hier vorliegenden Studie, wie auch in dem Review von Negahban et al. (2014) nachgewiesen werden, dass die

posturale Kontrolle nicht nur im Bein mit VKB-Riss, sondern auch im unverletzten Bein gestört ist. In der Auswertung von 12 Studien fanden die Autoren sowohl größere als auch schnellere posturale Schwankungen am verletzten Bein vergleichsweise zum Bein ohne VKB-Ruptur, wenn diese mit gesunden Kontrollen verglichen wurden und wenn die Untersuchungen bei einbeinigem Stand und offenen Augen erfolgten. Signifikante Unterschiede mit stärkeren Schwankungen am verletzten Bein wurden nachgewiesen, wenn die Untersuchungen bei geschlossenen Augen durchgeführt wurden. Die durchgeführte Multicenter-Studie von Negahban et al. (2014) konnte nachweisen, dass die Haltungskontrolle nach VKB-Ruptur in beiden Beinen beeinträchtigt ist, jedoch ausgeprägter am verletzten Bein. Das Ergebnis des Unterschieds der posturalen Kontrolle der Gruppen im Zustand von offenen Augen bestätigte das bilaterale Defizit der posturalen Kontrolle. Der Unterschied innerhalb der Gruppe bei geschlossenen Augen zeigt andererseits jedoch auch, dass eine VKB-Verletzung das verletzte Bein stärker beeinträchtigt als das unverletzte Bein. Daher wurde bereits von Negahban et al. (2014) und Bartels et al. (2016) nachdrücklich gefordert, dass Rehabilitationsprotokolle nicht nur die Haltungskontrolle des verletzten Beines, sondern auch des unverletzten Beins ohne VKB-Beeinträchtigung berücksichtigen müssen.

In der hier vorliegenden Studie wiesen die 30 Patienten mit VKB-Rekonstruktion während des gesamten, 2-jährigen Studienverlaufs und Rehabilitationsprozesses einen erhöhten Gewichtsverteilungsindex der verletzten Seite auf. Präoperativ betrug der WDI $8,41 \pm 3,77$ und 6 Monate postoperativ lag der WDI bei $6,07 \pm 2,09$ und 2 Jahre p.op. bei $5,03 \pm 1,81$, wobei die Effektstärke (Total hp2) 0.360 ($p < 0.001$) betrug. Signifikante Veränderungen über den gesamten Untersuchungszeitraum von 2 Jahren wurden in unserer Studie lediglich bei der Analyse des mediolateralen Gewichtsverteilungsindex mit einem präoperativen Ergebnis von $8,45 \pm 8,95$ und einem Abfall auf $2,32 \pm 1,68$ ein Jahr nach VKB-Rekonstruktion gefunden. Die Gesamteffektstärke (Total hp2) der mediolateralen Gewichtsverteilung betrug 2 Jahre postoperativ 0,349 ($p < 0.001$). Die gravierendsten Effektstärken in der mediolateralen Gewichtsverteilung zeigten sich dabei im Zeitabschnitt von präoperativ bis zu 6 Wochen postoperativ (hp2 = 0,161) und im Zeitintervall von 6 Wochen bis zu 12 Wochen postoperativ (hp2 = 0,190). Verglichen mit den Ergebnissen der anteroposterioren Gewichtsverteilungsrichtung (hp2 = 0,349) war die Verbesserung der mediolateralen Gewichtsverteilung mit hp2 = 0,046 in unserer hier vorliegenden Studie deutlich ausgeprägter. Während die Patienten mit VKB-Rekonstruktion in mediolateraler Richtung fast das Referenzniveau erreichten (linksseitige Belastung mit

Untersuchung 6 Monate postoperativ mit 51,2 % vs mediane Referenz 50,5 %) war demgegenüber eine Überlastung im Vorfuß mit abnehmender Tendenz zu beobachten. Dies zeigte sich in der Untersuchung 6 Monate postoperativ mit 55,4 %, in der Untersuchung 1 Jahr postoperativ mit 53,3 % und bei einer Median-Referenz mit 52,6 %.

Als Erklärung für diese differenten Ergebnisse kann die Studie von Shimkochi et al. (2013) angeführt werden, in der Untersuchungen, vergleichbar mit der hier vorliegenden Arbeit vorgenommen wurden, bei denen derartige Auswirkungen bei verschiedenen Körperpositionen in sagittaler Ebene und einbeiniger Landung auf Biomechanik und Parameter der Muskelaktivität auftraten, die zu Rupturen des VKB hätten führen können. In dieser Studie übten 20 Probanden diese Körperpositionen mit Fußlandung auf einer Kraftmessplatte aus. Gemessen wurden 3D-Biomechanik des Sprungbeines und des Rumpfes sowie Muskelaktivitäten und Oberflächenelektromyographie des Sprungbeins. Im Ergebnis der Studie wiesen die Probanden eine größere Peak-vertikale Bodenreaktionskraft, ein größeres Peak-Kniestrecker Moment, eine geringere Plantarflexion, geringere oder keine Hüftstreckmomente und kleinere mediale und laterale Gastrocnemius- und lateraler Quadriceps-Muskelaktivierungen während der aufrechten Körperhaltung, im Vergleich zur nach vorn geneigten Körperhaltung auf. Diese Modifikationen der Biomechanik der unteren Extremitäten über die Landebedingungen waren bei Männern und Frauen vergleichbar. Im Ergebnis der Untersuchungen schlussfolgerten Shimkochi et al. (2013), dass eine Vorwärtsneigung des Rumpfes bei Sprunglandung das VKB vor Rupturen schützt, während das VKB bei aufrechter Rumpfhaltung und Aufsprung eines Fußes für Verletzungen anfälliger ist. In der Studie von Shimkochi wird ausgeführt, dass Patienten mit VKB-Verletzungen eine höhere Rumpfvorwärtsneigung bei Vorwärtsbewegung einnehmen, um die anteriore Scherkraft auf das VKB zu verringern und die nachfolgende Aktivierung des Musculus quadriceps zu unterstützen. Diese Möglichkeit macht deutlich, dass Vergleiche mit gematchten Referenzdaten essentiell sind, um Fehler in der Interpretation von Ergebnissen zu vermeiden, da die erhöhte Vorfußbelastung als Folge der VKB-Verletzung und nachfolgender Rekonstruktion bzw. Rehabilitation fehlgedeutet werden könnten (Bartels et al., 2019). Einschränkungen der Studie von Shimkochi et al. (2013) sind dahingehend zu diskutieren, dass weder die tatsächliche VKB-Belastung bestimmt wurde noch die Muskelkräfte bei unterschiedlichen Aufsprungbedingungen.

In der hier vorliegenden Studie und in der Literatur konnte nachgewiesen werden, dass

nach VKB-Ruptur und Rekonstruktion des VKB die Funktionsweise aller posturalen Subsysteme in Abhängigkeit von der Art und Form der gewählten oder notwendigen Vorgehensweisen Veränderungen zeigen. Allerdings wiesen im Gegensatz zu Publikationen in der Literatur, in der über mehrfache und gravierende Abnahmen von posturographischer Fähigkeit und propriozeptiver Kapazität bei allen posturalen Subsystemen berichtet wurde (Brattinger et al., 2013; Palm et al., 2015), die Ergebnisse in unserer Arbeit nach, dass im somatosensorischen System die geringste präoperative Differenz von 3 % bei Vergleich der Prüfgruppe (Mediane Referenz gleich $3,90 \pm 1,26$) und zur gematchten Referenzgruppe (Mediane Referenz gleich $3,85 \pm 0,89$) auftrat.

Palm et al. (2015) konnten in ihrer Studie nachweisen, dass es bis 21 Monate nach VKB-Rekonstruktion zu einem Anstieg der posturalen Stabilität um 21 % kam, während in unserer Studie bereits 3 Monate postoperativ ein Anstieg der posturalen Stabilität von 14 % vorlag. Berücksichtigt werden muss dabei hinsichtlich der Ergebnisse von Palm et al. (2015), dass zwischen den 2 Studien mit Biodex Stability System (Palm et al.) vs Interactive Balance System deutliche methodologische Unterschiede bestanden. Diese Diskrepanz hinsichtlich der verwendeten methodischen Möglichkeiten unterstreicht den Wert der von Bartels et al. (2018; 2019) erzielten Ergebnisse und belegt die Notwendigkeit, geeignete Instrumente zur Haltungsbeurteilung in der klinischen Praxis einzusetzen.

Brattinger et al. (2013) haben im Vergleich zu den Ergebnissen der hier vorliegenden Studie ihre Messungen des posturalen Stabilitätsdefizits bei 58 Patienten mit einer computergestützten dynamischen Posturographie (CDP) vorgenommen, wobei sie neben der posturographischen Stabilitätsmessung auch überprüfen wollten, ob einfach auszuführende Funktions-scores, wie z. B. Tegner-, WOMAC-, KOS-ADL-, KOS-Sport-, KSS- und Lysholm-Scores die aufwändige CDP ersetzen könnten. Die Autoren Brattinger et al. (2013) resümierten: „Mit sämtlichen gängigen Scores zur Untersuchung von Patienten mit VKB-Ruptur können keine Aussagen über die posturale Stabilität getroffen werden. Sollten Patienten über ein erhöhtes subjektives Instabilitätsgefühl klagen, ist eine genaue Betrachtung der posturalen Stabilität mittels CDP unumgänglich“.

In Übereinstimmung mit der Literatur fanden sich in der hier vorliegenden Studie die größten Defizite im somatosensorischen System und intrazerebellaren System mit je 9% nach VKB-Rekonstruktion. 6 Wochen nach Rekonstruktion des VKB lagen in

unserer Studie die Werte für das somatosensorische System im Sektor der Quartile 50% (Median) zu Quartil 25%. Vergleichsweise zum somatosensorischen System wurde auch das zerebelläre Subsystem supprimiert. Gegenüber dem präoperativen medianen Wert von $0,77 \pm 0,30$ betrug die Aktivität des zerebellaren Subsystems 6 Wochen postoperativ $0,70 \pm 0,16$. Im Gegensatz dazu blieb die Aktivität des visuell-nigrostriatalen Subsystems präoperativ vs 6 Wochen postoperativ mit $17,2 \pm 4,75$ vs $17,1 \pm 4,50$ nahezu unverändert. Zusammengefasst trifft die Aussage zu, dass sich dieses Subsystem in der hier vorliegenden Studie erst 12 Monate postoperativ mit $14,8 \pm 3,71$ vs $16,1 \pm 4,31$ dem Niveau der gesunden Kontrollpopulation näherte.

Mittels der in der vorliegenden Arbeit dargestellten Ergebnisse sowie der dadurch möglichen ganzheitlichen Analyse der posturalen Subsysteme konnte auch ein zutreffendes Beispiel der Neuroplastizität biologischer Systeme und ein Modell der selektiven kompensatorischen Optimierung entwickelt werden.

Eine Alteration von afferenten somatosensorischen, d.h. propriozeptiven Informationen, die, wie in unserer Arbeit durch die Rekonstruktion einer VKB-Ruptur induziert wird, reflektiert Störungen der posturalen Regulation (Lehmann et al., 2017).

Lehmann et al. inkludierten in ihre Metaanalyse 11 Studien mit insgesamt 329 Patienten nach VKB-Ruptur und 265 gesunden Probanden als Kontrollen. Das Ziel der Studie bestand darin, das Potential traditioneller Druckpunktmessungen (CoP) zu untersuchen, um die Haltungsstabilität zwischen VKB-Patienten und gesunden Kontrollpersonen zu unterscheiden. Die Random-Effekt-Metaanalyse zeigte signifikant höhere Schwankungsstärken ($p = 0.003$) und –geschwindigkeiten ($p = 0.0002$) in der Patientengruppe vs Kontrollen, ebenso wie die Schwankungsstärken anterior-posterior und medio-lateral.

In unserer Studie konnte gezeigt werden, dass sich das somatosensorische Subsystem nach VKB-Rekonstruktion in den Untersuchungszeiten von Exam 2 bis Exam 6 permanent unterhalb der gesunden Referenzwerte bewegte (Abb. 5). Eine vergleichbare Reduktion zeigte sich bei Auswertung des zerebellaren Subsystems (Abb. 6). Diese identische Reaktion könnte ursächlich durch eine Interaktion des somatosensorischen Subsystems und des Spinozerebellums bedingt sein, wobei das Spinozerebellum die afferenten somatosensorischen Informationen steuert. Als Kompensationsregulation fungiert nachfolgend eine gesteigerte Aktivität der visuellen und nigrostriatalen Subsysteme, denn diese 2 Subsysteme sind die einzigen Regularien, die nach VKB-Rekonstruktion nicht alteriert werden. Bis 6 Monate postoperativ (Abb. 3) lagen die posturographischen Mittelwerte dieser 2 Subsysteme

zwischen 16,8 bis 17,1 und fielen erst 1 und 2 Jahre postoperativ auf Normalwerte von 14,8 ab (Bartels et al., 2019). Im Gegensatz zu diesen Resultaten zeigten sich in einer Studie zur posturalen Kontrolle bei Patienten mit angeborener Blindheit (n = 11) und erworbener Sehstörung (n = 39) im Gegensatz zu 50 Kontrollen ohne Sehbehinderung konträre Befunde (Schwesig et al., 2011). In der nachfolgend vorgenommenen Fourier-Analyse bei sehbehinderten Probanden konnte nachgewiesen werden, dass bei extrem niedrigen Frequenzbereichen von $\leq 0,1$ Hz verminderte Intensitätswerte vorlagen. Weiterhin konnte nachgewiesen werden, dass ausgleichende somatosensorische und vestibuläre Kompensationsmechanismen, insbesondere bei Frequenzen von 0,5 bis 1,0 Hz zu einer moderaten Intensitätszunahme im somatosensorischen Bereich führten (Schwesig et al., 2011).

Baumeister et al. (2008) konnten in ihrer Studie nachweisen, dass es als Folge von VKB-Rupturen zu erhöhter kortikaler Gehirnaktivität kommt. Die höchste Aktivitätssteigerung wurde im Frontalhirn nachgewiesen und sowohl das verletzte als auch das nichtverletzte Bein konnte diese Aktivitätssteigerung auslösen. Aufbauend auf diesen Ergebnissen haben weitere Studien nachweisen können, dass die posturale Regulation nach VKB-Ruptur komplex alteriert ist, so dass zusätzliche Faktoren wie gestörte Kniegelenksfunktion (Angoulos et al., 2011) und Zeitdauer von Propriozeption und posturaler Stabilität wesentliche Einflüsse auf die Rehabilitation nach VKB-Ruptur haben (Lee et al., 2015).

5.2 Limitationen der vorliegenden Studie

Ein möglicher kritischer Methodenteil unserer Untersuchung könnte das Studiendesign betreffen, denn obwohl für die teilnehmenden Probanden ein identisches und standardisiertes Programm der Rehabilitationsphasen existierte, wurde dessen Ausführung nicht unter der Aufsicht kontrolliert. Daher konnte nicht mit absoluter Sicherheit gewährleistet werden, dass das Protokoll der Rehabilitation für alle Phasen der Studie wie festgelegt befolgt wurde. Diese Limitation betraf insbesondere die Zeitabschnitte 21 Wochen nach Beginn der Rehabilitation, da ab diesem Zeitpunkt die standardisierte Rehabilitation keiner Kontrolle während der klinischen Betreuung seitens der Sportklinik Halle unterlag. Diese Limitierung könnte damit insbesondere die longitudinale Datenerfassung nach den periodischen Zeitfolgen von 6 Wochen (Exam 2), 12 Wochen (Exam 3) und 6 Monaten (Exam 4) betreffen, denn während des längsten Zeitintervalls zwischen 6 Monaten ab Exam 4 bis 12 Monate postoperativ

(Exam 5) könnte das größte Potential für Veränderungen der posturalen Stabilität vorhanden sein.

Eine weitere Einschränkung könnte in der unterlassenen Differenzierung der unterschiedlichen Seiten der VKB-Rupturen hinsichtlich dominantem vs nicht dominantem Bein bestehen, was ein möglicher Faktor für die Auslösung seitenrelevanter posturaler Dysfunktionen sein könnte. Obwohl Untersuchungen gezeigt haben, dass es bilaterale Gangunterschiede gibt (Alonso et al., 2011), wurde in einer weiteren Studie nachgewiesen, dass eine Beindominanz keinen Einfluss auf die einbeinige Balance und posturale Regulation hat. Muehlbauer et al., (2019) verglichen das bilaterale statische Gleichgewicht und die Muskelaktivität bei einbeinigem Stehen unter verschiedenen sensorischen Bedingungen und konnten in ihrer Studie keine bilateralen Unterschiede nachweisen.

6. Zusammenfassung

Das Hauptziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, bei 30 Patienten, bei denen eine Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mit standardisierter postoperativer Rehabilitation vorgenommen wurde, Untersuchungen zur posturalen Regulation im Vergleich zu gematchten Kontrollen vorzunehmen.

Die stärksten Veränderungen nach Ruptur des VKB mit einem Aktivitätsverlust von 9% präoperativ im Vergleich zu sechs Wochen postoperativ und niedrigster Aktivität mit Suppression nach Operation des rupturierten VKB wurde im somatosensorischen System beobachtet.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie haben gezeigt, dass nach einer VKB-Ruptur die chirurgische Rekonstruktion und Rehabilitation des verletzten VKB zu einer Verbesserung der posturalen Regulierung mit sukzessiver Verbesserung der posturalen Subsysteme sowie zu einer wiedererlangten verbesserten posturalen Stabilität, einer angemessenen Gewichtsverteilung und einer optimalen Fußkoordination führt. Weiterhin konnte nachgewiesen werden, dass die nach VKB-Ruptur vorhandene Überbelastung der lateralen Fußseite bis 2 Jahre postoperativ in den meisten Fällen vollständig aufgehoben war.

Mit Ausnahme des Parameters „Stabilitätsindikator“ sowie des Parameters „mediolaterale Gewichtsverteilung“ hatte 2 Jahre postoperativ die Regulation der weiteren posturalen Subsysteme der Patienten das Niveau der gematchten Referenzgruppe erreicht.

Zeitlich deutlich geringer fiel die Normalisierung des Parameters Stabilitätsindikator und der mediolateralen Gewichtsverteilung mit einem Jahr nach Operation der Ruptur des vorderen Kreuzbandes aus.

Der Vergleich der Ergebnisse bei 30 Patienten mit VKB-Ruptur zu den Ergebnissen einer gesunden Referenzgruppe hatte zwar gezeigt, dass die Bandverletzung zu einer Suppression des somatosensorischen und zerebellaren Subsystems führt, dass jedoch die Defizite dieser Subsysteme durch einen Anstieg der Aktivität der visuellen und nigrostriatalen Subsysteme nahezu vollständig ausgeglichen wird.

Zusammenfassend kann geschlussfolgert werden, dass die Ergebnisse dieser Studie aus klinischer Behandlungsperspektive gezeigt haben, dass Patienten mit VKB-Ruptur ein Behandlungsprogramm mit professioneller Unterstützung benötigen, um eine posturale Leistungsminderung ab einem Jahr postoperativ zu vermeiden. Die

vorliegenden Ergebnisse der Arbeit konnten wichtige neue Einblicke in die zugrunde liegenden Mechanismen der posturalen Regulation sowie der Interaktionen von Subsystemen aufzeigen. Als Fazit dieser Ergebnisse kann eine Schlussfolgerung für weitere Studien dahingehend gezogen werden, dass der noch allgemein weit verbreitete, einseitige orthopädische Blickwinkel auf die Parameter „Flexibilität, Kraft, Schmerzen“ durch eine zunehmend holistische Herangehensweise ersetzt werden sollte.

Eine Veröffentlichung der Ergebnisse erfolgte 2019 im Journal Physical Therapy in Sport (38:49-58) unter dem Titel: Postural stability and regulation before and after anterior cruciate ligament reconstruction - A two years longitudinal study (Bartels et al., 2019).

7. Literaturverzeichnis

1. Akhbari B, Salavati M, Ahadi J, Ferdowsi F, Sarmadi A, Keyhani S, Mohammadi F. (2015) Reliability of dynamic balance simultaneously with cognitive performance in patients with ACL deficiency and after ACL reconstructions and in healthy controls. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 23: 3178-85.
2. Alonso AC, Brech GC, Bourquin AM., Greve JM (2011) The influence of lower-limb dominance on postural balance. *Sao Paulo Med J*. 129:, 410-413.
3. Angoulos AG, Mavrogenis AF, Dimitriou R, Karzis K, Drakoulakis E, Michos J, Papagelopoulos PJ. (2011) Knee proprioception following ACL reconstruction; a prospective comparing hamstrings with bone-patellar tendon-bone autograft. *The Knee*. 18:76-82.
4. Ardern, CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. (2011) Return to the preinjury level of competitive sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery: Two-thirds of patients have not returned by 12 months after surgery. *Amer J Sports Med*. 39: 538-43.
5. Aydoğ ST, Korkusuz P, Doral MN, Tetik O, Demirel HA. (2006) Decrease in the numbers of mechanoreceptors in rabbit ACL: the effects of ageing. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 14:325-29.
6. Ayalon A, Ben-Sira S, Kohen-Raz R. (1988) IX. International Conference for Sport and Physical Education (Madrid).
7. Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL. (1989) Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med*. 17:1-6.
8. Barrack, RL, Lund, PJ, Munn, BG, Wink C, Happel L.. (1997) Evidence of reinnervation of free patellar tendon autograft used for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 25:196-202.
9. Bartels T, Proeger S, Brehme K, Pyschik M, Delank KS, Schulze S, Schwesig R, Fieseler G. (2016) The SpeedCourt system in rehabilitation after reconstruction surgery of the anterior cruciate ligament (ACL). *Arch Orthop Trauma Surg*. 136:957-66.
10. Bartels T, Brehme K, Pyschik M, Schulze S, Delank KS, Fieseler G, Laudner KG, Hermassi S, Schwesig R.. (2018) Pre- and postoperative postural regulation following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Exerc Rehabil*. 14:143-51.

11. Bartels T, Brehme K, Pyschik M, Pollak R, Schaffrath N, Schulze S, Delank KS, Laudner K, Schwesig R. (2019) Postural stability and regulation before and after anterior cruciate ligament reconstruction – A two years longitudinal study. *Phys Ther Sport*. 38:49-58.
12. Bastian AJ. (2006) Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Curr Opin Neurobiol*. 16:645-49.
13. Baumeister, J., Reinecke, K., Weiss, M. (2008). Changed cortical activity after anterior cruciate ligament reconstruction in a joint position paradigm: an EEG study scandinavian. *J Sci Med Sport*. 18:473-84.
14. Ben Moussa, AZ, Zouita S, Dziri, C, Ben Salah FZ. (2009) Single-limb assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Physical Rehabil Med*. 52: 475-484.
15. Bizzini M. (2000) *Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
16. Bizzini M und Silvers HJ. (2014) Return to competitive football after major knee surgery: more questions than answers? *J Sports Sci*. 32:1209-16.
17. Bonfim TR, Grossi DB, Paccola CAJ, Barela JA. (2008) Additional sensory information reduces body sway of individuals with anterior cruciate ligament injury. *Neurosci lett*. 441:257-60.
18. Brattinger F, Stegmüller B, Riesner HJ, Friemert B, Palm HG. (2013) Anterior cruciate ligament ruptures and postural control. Correlation of functional knee scores with computerized dynamic posturography. *Der Orthopäde*. 42:100-106.
19. Campbell AD, Chua R, Inglis JT, Carpenter MG. (2012) Startle induces early initiation of classically conditioned postural responses. *J Neurophysiol*. 108:2946-56.
20. Dauty M, Collon S, Dubois C. (2010) Change in posture control after recent knee anterior cruciate ligament reconstruction? *Clin Physiol Funct Imaging*. 30:187-91.
21. Diermann N, Schumacher T, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. (2009) Rotational instability of the knee: internal tibial rotation under a simulated pivot shift test. *Arch Orthop Trauma Surg*. 129:353-58.

22. Dunn WR, Spindler KP, MOON Consortium. (2010) Predictors of activity level 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR): A multicenter orthopaedic outcomes network (MOON) ACLR cohort study. *Amer J Sports Med.* 38:2040-50.
23. Ferdowsi F und Rezaeian ZS (2018) Evaluating equilibrium in anterior cruciate ligament reconstruction. *J Phys Sci.* 30:726-29.
24. Finley JM, Dhaher YY, Perreault EJ. (2012) Contributions of feed-forward and feedback strategies at the human ankle during control of unstable loads. *Exp Brain Res.* 217:53-66.
25. Friedrich M, Grein H-J, Wicher C, Schuetze J, Mueller A, Lauenroth A, Hottenrott K, Schwesig. (2008) Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Exp Brain Res.* 186:305-14.
26. Friemert B, Franke S, Gollhofer A, Claes L, Faist M. (2010) Group I afferent pathway contributes to functional knee stability. *J Neurophysiol.* 103:616-22.
27. Fulton J, Wright K, Kelly M, Zebrosky B, Zanis M, Drvol C, Butler R. (2014) Injury risk is altered by previous injury: a systematic review of the literature and presentation of causative neuromuscular factors. *Int J Sports Phys Ther.* 9:583-95.
28. Gibson J. (1977) The concept of affordances. *Perceiv. Acting Know.* 1: 67-82.
29. Gollhofer A, Rapp W. (1993) Recovery of stretch reflex responses following mechanical stimulation. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 66:415-20.
30. Gonzalez-Grandón X. und Froese T. (2018) Grounding 4E cognition in Mexico: introduction to special issue on spotlight on 4E cognition research in Mexico. *SAGE* 26:189-98.
31. Gonzalez-Grandón X, Falcón-Cortés A, Ramos-Fernández G. (2021) Proprioception in Action: A Matter of Ecological and Social Interaction. *Front Psychol.* doi: 10.3389/fpsyg.2020.569403
32. Haas CT, Buhlmann A, Turbanski S, Schmidbleicher D. (2006) Proprioceptive and sensorimotor performance in Parkinson's disease. *Res Sports Med.* 14:273-87.
33. Häfelinger U, Schuba V. (2009) Koordinationstherapie – Propriozeptives Training. Aachen; Verlag Meyer & Meyer.

34. Heath EL, Salmon LJ, Cooper R, Pappas E, Roe JP, Pinczewski LA. (2018) 5-year survival of pediatric anterior cruciate ligament reconstruction with living donor hamstring tendon grafts. *Am J Sports Med.* 47:41-51.
35. Henriksson M, Ledin T, Good L. (2001) Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and Functional Rehabilitation. *Am J Sports Med.* 9: 359-66.
36. Herbort M, Glasbrenner J, Michel P, Domnick C, Fink C, Raschke MJ, Kittl C (2017) Aktuelle Techniken zur operativen Versorgung der Ruptur des vorderen Kreuzbandes. *Sports Orthop Traum.* 33:367-78.
37. Hewett TE, Di Stasi SL, Myer GD. (2013) Current concepts for injury prevention in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 41: 216-24.
38. Höhne A, Stark C, Brüggemann GP, Arampatzis A. (2011) Effects of reduced plantar cutaneous afferent feedback on locomotor adjustments in dynamic stability during perturbed walking. *J Biomech.* 44:2194-2200.
39. Howells BE, Ardern CL, Webster KE. (2011) Is postural control restored following anterior cruciate ligament reconstruction? A systematic review. *Knee Surg Sports Trauma Arthrosc.* 19:1168-77.
40. Huber M. (2016) Posturale Kontrolle – Grundlagen. *Neuroreha.* 8:158-162.
41. Hui C, Salmon LJ, Kok A, Maeno S, Linklater J, Pinczewski LA. (2011) Fifteen-year outcome of endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft for “isolated” anterior cruciate ligament tear. *Am J Sports Med.* 39:89-98.
42. Hyndman D. (2004) „Stops walking when talking“ as a predictor of falls in people with stroke living in the community. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 75:994-97.
43. Jacobs JV (2007) (Cortical control of postural responses. *J Neural Transm.* 114:1339-348.
44. Jendrusch G, Brach M. (2003) Sinnesleistungen im sport. In: Mechling H, Munzert J (Hrsg.) *Handbuch Bewegungswissenschaft-Bewegungslehre.* Verlag Karl Hofmann, Schondorf 175-196.
45. Katayama, M., Higuchi, H., Kimura, M., Kobayashi, A., Hatayama, K., Terauchi, M., Takagishi, K. (2004) Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *Int Orthop.* 28: 278-81.

46. Kapreli E, Athanasopoulos S. (2006) The anterior cruciate ligament deficiency as a model of brain plasticity. *Med Hypoth.* 67:645-50.
47. Katonis P, Papoutsidakis A, Aligizakis A, Tzanakakis G, Kontakis GM, Papagelopoulos PJ. (2008) Mechanoreceptors of the posterior cruciate ligament. *J Int Med Res.* 36:387-93.
48. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS. (1974) The anatomy and function of the anterior cruciate ligament as determined by clinical and morphological studies. *J Bone Joint Surg Am.* 56:223-35.
49. Klinke R, Pape HC, Silbernagel S. (2005) *Physiologie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
50. Kohen-Raz R. (1991) Application of tetra-ataxiometric posturography in clinical and developmental diagnosis. *Percept Mot Skills.* 73:635-56.
51. Konishi, YU. (2011) ACL repair might induce further abnormality of gamma loop in the intact side of the quadriceps femoris. *Int J Sports Med.* 32:292-96.
52. Lee DH, Lee JH, Ahn SE, Park MJ. (2015) Effect of Time after Anterior Cruciate Ligament Tears on Proprioception and Postural Stability. *Plos One.* 10(9):e0139038.
53. Lehmann T, Paschen L, Baumeister J. (2017) Single-leg assessment of postural stability after anterior cruciate ligament injury: A systematic review and metaanalysis. *Sports Med Open.* 3:32-43
54. Leys T, Salmon L, Waller A, Linklater J, Pinczewski L. (2012) Clinical results and risk factors for reinjury 15 years after anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective study of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med.* 40:595-605.
55. Lisberger SG. 2013. The Cerebellum. In: Kandel E (Hrsg): *Principles of Neural Science.* 5th ed. McGraw-Hill.
56. Lysholm M, Ledin T, Odkvist LM, Good L. (1998) Postural control-a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scand J Med Sci Sports.* 8:432-38.
57. Macpherson JM, Horak F. Posture. (2013) In: Kandel E (Hrsg): *Principles of Neural Science.* 5th ed. McGraw-Hill.

58. MaY, Deie M, Iwaki D Asaeda M, Fujita N, Adachi N, Ochi M. (2014) Balance Ability and Proprioception after Single-Bundle, Single-Bundle Augmentation, and Double-Bundle ACL Reconstruction. *Scientific World Journal* doi: 10.1155/2014/342012.
59. Marx RG, Jones EC, Angel M, Wickiewicz TL, Warren RF. (2003). Beliefs and attitudes of members of the American Academy of Orthopaedic Surgeons regarding the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy*. 19:762-70.
60. Mohammadi F, Salavati M, Akhbari B, Mazaheri M, Khorrami M. Negahban H. (2012) Static and dynamic postural control in competitive athletes after anterior cruciate ligament reconstruction and controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 20:1603-610.
61. Muehlbauer T, Mettler C, Roth R, Granacher U. (2019) One-leg standing performance and muscle activity: Are there limb differences? *J Appl Biomech.*, 30:407-14.
62. Nagy E, Toth K, Janositz G, Kovacs G, Feher-Kiss A, Angyan L, Horvath G. (2004) Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *Eur J Appl Physiol*. 92:407-13.
63. Negahban H, Mazaheri M, Kingma I, van Dieën JH. (2014) A systematic review of postural control during single-leg stance in patients with untreated anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Trauma Arthrosc*. 22:1491-504.
64. Noyes FR, Barber SD, Mangine RE (1991) Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med*, 19: 513-18.
65. Ordahan, B., Kücüksen, S., Tuncay, I., Salli, A., & Ugurlu, H. (2015) The effect of proprioception exercises on functional status in patients with anterior cruciate proprioception exercises on functional status in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 28:531-37.
66. Palm H G, Schlumberger S, Riesner HJ, Friemert B, Lang P. (2015) Influence of anterior cruciate reconstruction on postural stability. A pre- and postoperative comparison. *Unfallchirurgie*, 118:527-534.
67. Papannagari R, DeFrate LE, Nha KW, Moses JM, Moussa M, Gill TJ, Guoan L. (2007) Function of posterior cruciate ligament bundles during in vivo knee flexion. *Am J Sports Med*. 35:1507-512.

68. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, Hewett TE. (2010) Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *Am J Sports Med.* 38:1968-78.
69. Petersen W, Taheri P, Forkel P, Zantop T. (2014) Return to play following ACL reconstruction: a systematic review about strength deficits. *Arch Orthop Trauma Surg.* 134:1417-28.
70. Petersen W, Stöhr A, Ellermann A, Achtnich A, Müller PE, Stoffels T, Patt T, Höher J, Herbort M, Akoto R, Jung T, Zantop C, Zantop T, Best R. (2016) Wiederkehr zum Sport nach VKB-Rekonstruktion. Empfehlungen der DKG-Expertengruppe Ligament. *OUP.* 3:166-76.
71. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. (2000) What is balance? *Clin Rehabil.* 14:402-06.
72. Proske U, Gandevia SC. (2012) The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiol Rev.* 92:1651-97.
73. Ramnani N. (2006) The primate cortico-cerebellar system: anatomy and function. *Nat Rev Neurosci.* 7:511-22.
74. Reed-Jones RJ, Vallis LA. (2007) Proprioceptive deficits of the lower limb following anterior cruciate ligament deficiency affect whole body steering control. *Exp Brain Res.* 182:249-60.
75. Reinhardt L, Heilmann F, Teicher M., Wollny R, Lauenroth A, Delank, K S, Schwesig R, Wollny R, Kurz E. (2019) Comparison of posturographic outcomes between two different devices. *J Biochem.* 86:218-224.
76. Relph N, Herrington L, Tyson S. (2014) The effects of ACL injury on knee proprioception: a meta-analysis. *Physiotherapy.* 100:187-95.
77. Roberts D, Friden T, Zatterstrom R, Lindstrand A, Moritz U. (1999) Proprioception in people with anterior cruciate ligament-deficient knees: comparison of symptomatic and asymptomatic patients. *J Orthop Sports Phys Ther.* 29:587-94.
78. Roitman AV, Pasalar S, Johnson MTV, Ebner TJ. (2005) Position, direction of movement, and speed tuning of cerebellar Purkinje cells during circular manual tracking in monkey. *J Neurosci.* 25:9244-57.

79. Rothwell JC. (2012) Overview of neurophysiology of movement control. *Clin Neurol Neurosurg.* 114:432-35.
80. Sarwary AM, Stegeman DF, Selen LP, Medendorp WP. (2015) Generalization and transfer of contextual cues in motor learning. *J Neurophysiol.* 114:1565-76.
81. Schneider O, Scharf HP, Stein T, Knapstein S, Hermann C, Flechtenmacher J. (2016) Inzidenz von Kniegelenkverletzungen. Zahlen für die ambulante und stationäre Versorgung in Deutschland. *Orthopade.* DOI 10.1007/s00132.
82. Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT. (1987) Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 69:243-47.
83. Schwesig R. (2006) Das posturale System in der Lebensspanne [Habilitationsschrift]. Halle. Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.
84. Schwesig R, Becker S, Lauenroth A, Kluttig A, Leuchte S, Esperer HD (2009) A novel posturographic method to differentiate sway patterns of patients with Parkinson's disease from patients with cerebellar ataxia. *Biomed Tech (Berl).* 54:347-56.
85. Schwesig R, Goldich Y, Hahn A, Müller A, Kohen-Raz R, Kluttig A, Morad Y. (2011) Postural control in subjects with visual impairment. *Eur J Ophthalmol,* 21: 303-309.
86. Schwesig R, Fischer D, Kluttig A (2013) Are there changes in postural regulation across the life span? *Somatosens Mot Res.* 30:167-74.
87. Shimokochi, Y, Ambegaonkar JP, Meyer EG, Lee SY, Shultz SJ. (2013) Changing sagittal plane body position during single-leg standings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports. Traumatology, Arthroscopy,* 21:888-97.
88. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control.* 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2011
89. Sibley KM, Beauchamp MK, Van Ooteghem K, Straus SE, Jaglal SB (2015) Using the systems framework for postural control to analyze the components of balance evaluated in standardized balance measures: A scoping review. *Arch Phys Med Rehabil.* 96:122-32.
90. Skoglund S. Joint receptors and kinaesthesia. In: Iggo A (ed). *Handbook of Sensory Physiology.* Vol. 2. Berlin–Heidelberg–New York: Springer Verlag, 1973: p. 111-136.

91. Sousa A. (2012) Biomechanical and neurophysiological mechanism related to postural control and efficiency of movement: A review. *Somatosensory & Motor Research*. 29:131-43.
92. Steinberg N, Nemet D, Pantanowitz M, Zeev A, Hallumi M, Sindiani M, Meckel Y, Eliakim A. (2016) Longitudinal study evaluating postural balance of young athletes. *Percept Mot Skills*. 122:256-79.
93. Südkamp NP und Köstler W. (2004) Minimalinvasive Unfallchirurgie. *Trauma und Berufkrankheit*. 6:455-63.
94. Taube W. (2013) Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *JNeurolNeurochirPsychiatr*. 14:55-63.
95. Turbanski S, Schmidtbleicher D. (2008) Gleichgewicht - eine koordinative Fähigkeit? Konsequenzen aus aktuellen Untersuchungen für die Sport- und Physiotherapie. *manuelletherapie*. 12:147-52.
96. Widhalm H. (2017) Kreuzbandriss. *Österreichische Ärztezeitung DFP Literaturstudium*. 15:22-28.
97. Yogeve-Seligman G. (2012) Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. *Movement Disorders*. 27:765-70.
98. Yoon JP, Yoo JH, Chang CB, Kim SJ, Choi JY, Yi JH, Kim TK. (2013) Prediction of chronicity of anterior cruciate ligament tear using MRI findings. *Clin Orthop Surg*. 5:19-25.

8. Thesen

1. Sowohl Ruptur als auch die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes beeinflussen gravierend die posturalen Subsysteme mit Störungen von posturaler Stabilität, Gewichtsverteilung und Fußkoordination, die zeitlich inkongruent mittels postoperativer Rehabilitation repariert werden können.
2. In der longitudinalen Analyse zwischen 6 Wochen und 2 Jahren postoperativ kommt es zu signifikanten Verbesserungen der posturalen Subsysteme visuell-nigrostriatal, peripher-vestibulär, Stabilitätsindikator (ST), Gewichtsverteilungsindex (WDI) , Synchronisation und medio-lateraler Belastungsfähigkeit.
3. Im Gegensatz zur medio-lateralen Gewichtsverteilung finden sich bei der anterior-posterioren Gewichtsverteilung keine gravierenden Auswirkungen über den zeitlichen Verlauf von 2 Jahren.
4. Als Folge von VKB-Verletzungen kommt es präoperativ und bis maximal 12 Wochen postoperativ zu einer gravierenden Zunahme der Vorfußbelastung.
5. Im peripher-vestibularen System wird postoperativ der höchste Effekt für einer Verbesserung nach VKB-Ruptur ($\eta_p^2 = 0.379$) im Vergleich zu den übrigen posturalen Subsystemen in der Zeitfolge von 6 bis 12 Monaten nachgewiesen.
6. Während der Parameter Synchronisation eine 2-jährige Dauer für die Erlangung der vollen Funktion erfordert, benötigen alle posturalen Subsysteme maximal 1 Jahr postoperativ zu einer vollständigen Stabilisierung.
7. Im Vergleich zu den gematchten Kontrollen weisen der ST (präoperativ $\eta_p^2 = 0.126$ vs. 6 Wochen postoperativ $\eta_p^2 = 0.103$) und der WDI (präoperativ $\eta_p^2 = 0.180$ vs. 6 Wochen postoperativ $\eta_p^2 = 0.174$) die höchsten Differenzen auf.
8. In Querschnittsanalysen zu gematchten Kontrollen zeigt sich ein Jahr postoperativ, eine mit Gesunden vergleichbare posturale Regulation bei den Parametern visuell-nigrostriatal, ST, WDI und Heel-bezogener Lastverteilung.
9. Des Weiteren erreichen die Parameter somatosensorisches und zerebellares System vergleichbare Werte der gematchten Kontrollen bereits 6 Wochen postoperativ, während das peripher-vestibuläre System und der Parameter Synchronisation erst 12 Wochen postoperativ die Werte der Kontrollgruppe erreichen.

Anhang

III Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:

IBS-System mit je 2 in 30° gewinkelten Rück- und Vor-Fußplatten A bis D zur Kraftmessung (Schwesig, 2006).

Abb. 2:

Messplatz (Schwesig, 2006)

Abb. 3:

Prä- und postoperative Erfassung der medianen und interquartilen visuellen und nigrostriatalen Aktivität über 2 Jahre im Vergleich zu einer Referenzstichprobe ($\bar{x} \pm s$).

Abb. 4:

Prä- und postoperative Erfassung der medianen und interquartilen peripheral-vestibulären Aktivität über 2 Jahre im Vergleich zu einer Referenzstichprobe ($\bar{x} \pm s$).

Abb. 5:

Prä- und postoperative Werte der medianen und interquartilen somatosensorischen Aktivität in der Folge von 2 Jahren im Vergleich zu einer Referenzstichprobe ($\bar{x} \pm s$).

Abb. 6:

Prä- und postoperative Werte der medianen und interquartilen Aktivität des cerebellaren Systems in der Folge von 2 Jahren im Vergleich zur Referenzstichprobe ($\bar{x} \pm s$).

Abb. 7:

Bestimmung der Mittelwerte des Stabilitätsindikators (ST) für den Zeitraum präoperativ bis 2 Jahre postoperativ (Exam 1 bis Exam 6).

Abb. 8:

Prä- und postoperative Mittelwerte und SD des Gewichtsverteilungslungsindex (WDI) für die Zeiträume präoperativ bis 2 Jahre postoperativ (Exam 1 bis bis Exam 6).

Abb. 9:

Prä- und postoperative Mittelwerte und SD der Synch für die Zeitfolgen präoperativ bis 2 Jahre postoperativ (Exam 1 bis Exam 6).

Abb.10:

Unilateraler posturographischer Parameter „Heel“ präoperativ bis 2 Jahre postoperativ bei 17 Patienten mit rechtsseitigem Riss des VKB ($\bar{x} \pm s$).

Abb.11:

Unilateraler posturographische Parameter „Left“ präoperativ bis 2 Jahre postoperativ bei 17 Patienten mit rechtsseitigem Riss des VKB ($\bar{x} \pm s$).

IV Tabellenverzeichnis

Tab. 1:

Übersicht Anzahl Studienteilnehmer und Messzeitpunkte (MZP).

Tab. 2:

Rehabilitationsphase 1 – Dauer 1 bis 2 Wochen p.op.

Tab. 3:

Rehabilitationsphase 2 - Dauer 3 bis 6 Wochen p.op.

Tab. 4:

Relevante Testpositionen (n = 8) für die posturographische Analyse.

Tab. 5:

Frequenzbereiche der posturalen Subsysteme (Schwesig, 2006, S.148).

Tab. 6:

Anthropometrische Daten

Tab. 7: Paarweise zugeordnete Referenzstichprobe als Vergleich zu den Ergebnissen von Exam 1 (6 Wochen) bis Exam 6 (2 Jahre).

V Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Titel:

„Längsschnittliche Messung der posturalen Kontrolle und Stabilität von Patienten nach vorderer Kreuzbandoperation“

unter der Betreuung von Univ. – Prof. Dr. med. Karl-Stefan Delank und Herrn apl. Prof. Dr. phil. Schwesig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form publiziert, noch einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Nideggen, 02.01.2022

Ort und Datum



Unterschrift

VI Erklärung über frühere Promotionsversuche

Ich erkläre hiermit, dass ich bisher keine andere Promotion verfasst und eingereicht habe.

Nideggen, 02.01.2022

Ort und Datum



Unterschrift

VII Danksagung

Mein Dank gilt allen Personen, die mich während der Anfertigung dieser Arbeit permanent unterstützt haben.

Meinen Betreuern, Herrn Professor Dr. med. Karl-Stefan Delank und Herrn apl. Professor Dr. phil. René Schwesig, danke ich für die Überlassung des Themas sowie für ihre unermüdliche Hilfe und Unterstützung.

Mein Dank gilt auch allen freiwilligen Probandinnen und Probanden sowie den teilnehmenden Patienten, ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Außerdem möchte ich mich ganz herzlich bei dem Team der Sportklinik Halle, insbesondere für die gute Einarbeitung und Betreuung bedanken.

Besonderer Dank gebührt auch meiner Familie und meinen Freunden, für die tatkräftige Motivation und ihre Unterstützung und Verständnis.