

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-
Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

**Gibt es einen Zusammenhang zwischen patientenspezifischen
Formparametern des patellofemorales Gleitlagers und den
anatomisch spezifischen Patellapositionen?**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Timon Maximilian Röttinger

aus Ulm

2021

Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz

Mitberichterstatter: PD Dr. med. Volker Braunstein

PD Dr. med. Arnd Steinbrück

Mitbetreuung durch den

promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Amir H. Bigdeli

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hicel

Tag der mündlichen Prüfung: 25.03.2021

Eidesstattliche Versicherung

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema

„Gibt es einen Zusammenhang zwischen patientenspezifischen Formparametern des patellofemorale Gleitlagers und den anatomisch spezifischen Patellapositionen?“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 30.03.2021

Timon Maximilian Röttinger

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	7
2.	Problemstellung und Stand der Wissenschaft	10
2.1	Gelenklehre und biomechanische Grundlagen des Kniegelenkes	10
2.1.1	Das Femorotibialgelenk	10
2.1.2	Das Patallofemoralgelenk	12
2.2	Heutiger Kenntnisstand und orthopädisch-biomechanische Erforschung des Patellofemoralgelenkes	14
2.2.1	Patellares Tracking	14
2.2.2	Die Patella und der vordere Knieschmerz in der Kniegelenksendoprothetik	17
3.	Fragestellungen	19
4.	Methodik, Patientengut, Datenerhebung und Datenverarbeitung	20
4.1	Untersuchungsdesign inkl. Ein- und Ausschlusskriterien, verwendete Programme, Standards der MRT-Durchführung	20
4.2	Vermessungen und Vermessungstechniken	21
4.3	Datenschutz	29
5.	Statistik und Ergebnisse	30
5.1	Charakteristika des erhobenen Patientenkollektivs im Rohdatensatz	30
5.2	Statistische Vorgehensweise	31
5.2.1	Abhängige und unabhängige Variablen	31
5.2.2	Statistische Methodik	32
5.2.3	Prüfung der unterschiedlichen Voraussetzungen vorab: Umgang mit Ausreißern, Normalverteilung der Variablen und Stichproben	33
5.3	Ergebnisse	35
5.3.1	Der Patella-Lateralisations-Index (PLI) und seine Prädiktoren	35
5.3.2	Der Bisect-Offset-Index (BOI) und seine Prädiktoren	42
5.3.3	Der Patella-Tilt und seine Prädiktoren	48
5.4	Nachträgliche Überprüfung der Voraussetzungen: Normalverteilung, Unabhängigkeit und Homoskedastizität der Residuen; Exogenität der unabhängigen Variablen	55

6.	Diskussion	56
6.1	Diskussion der Ergebnisse	56
6.2	Vorteile und Limitationen des Studiendesigns	61
7.	Zusammenfassung und Ausblick	62
8.	Literaturverzeichnis	63
9.	Danksagung	68
10.	Lebenslauf	69
11.	Anhang	71
11.1	Abkürzungen der abhängigen und unabhängigen Variablen in alphabetischer Reihenfolge	71
11.2	Zusätzliche Tabellen der statistischen Auswertung	72

1. Einleitung

Die anatomische Patellaposition und patellofemorale Gelenkstellung variieren erfahrungsgemäß erheblich innerhalb unserer Population. Die vorliegende Arbeit geht von der Annahme aus, dass grundlegende Kenntnisse über eventuelle Zusammenhänge in Zukunft vor allem für rekonstruktive Eingriffe des patellofemorale Gleitlagers, wie z.B. in der Endoprothetik oder bei operativen Maßnahmen der Patellainstabilität von hoher Bedeutsamkeit sein können. Das primäre Ziel dieser Studie ist, herauszufinden, ob und in welchem Maße die Formparameter des patellofemorale Gleitlagers die individuelle Patellaposition und die patellofemorale Gelenkstellung verändern. Zudem ist zu klären, welche anderen Einflussfaktoren hierauf einen Effekt haben.

Treibende Kraft hinter dieser explorativen Studie waren zunächst Erfahrungen in der Kniegelenksendoprothetik. Trotz jahrzehntelanger weltweiter Anwendung dieses mittlerweile standardisierten Operationsverfahrens und trotz stetiger Weiterentwicklung des Prothesendesigns wird unverändert eine in etwa gleichbleibende Zahl von Patienten mit enttäuschenden Ergebnissen registriert. Weiterhin muss nahezu jeder fünfte Patient nach bikondylärem Kniegelenksersatz mit einem nicht zufriedenstellenden Ergebnis rechnen (vgl. Scott et al. 2010). Eine mögliche Ursache dieser Fehlschläge ist das sogenannte ‚Patella-Maltracking‘ (vgl. Lachiewicz & Soileau 2006). Manche Endoprothetiker bezeichnen die Patella gar als ‚Cinderella‘ der Knieendoprothetik (vgl. Mendes & Fraenkel 2000). Es erscheint wichtig, das Grundlagenverständnis für das extrem variantenreiche Patellofemoralgelenk weiter zu vertiefen. Den Anteil der Gleitlagerbeschaffenheit gegenüber anderen Einflussfaktoren am pathologischen Patella-Maltracking zu präzisieren, wäre eine bedeutsame Erkenntnis, besonders in der präoperativen Operationsplanung von rekonstruktiven Gelenkeingriffen, wie z.B. einer Trochleaplastik oder einer Trochleateilprothese. Dies wäre aber vor allem vor dem Hintergrund interessant, dass aktuell die herkömmlichen Kniegelenksendoprothesen keine individualisierte Rekonstruktion des Patellofemoralgelenkes durch den Operateur zulassen. Es werden demnach alle Patienten mit einem in seiner Beschaffenheit gleichen herstellerspezifischen Gleitlager ausgestattet.

Des Weiteren ist von Interesse, welchen Einfluss die Lateralisation des Patellarsehnenansatzes, die Länge der Patellarsehne bzw. die Höhenposition der Patella (Patellahöhe), das Geschlecht, das Alter, der femorotibiale Winkel und die Gleitlagerbeschaffenheit auf die Patellaposition bzw. das patellare ‚Tracking‘ haben. Sind diese vermuteten Einflüsse und die genaueren Effektstärken bekannt, so kann dies dem Chirurgen helfen, das Risiko einer fortbestehenden Instabilität besser einzuschätzen und sein chirurgisches Vorgehen besser zu planen (vgl. Elias et al. 2016; Colvin & West 2008).

In dieser Studie wurde zum ersten Mal ein neuer Index zur Charakterisierung der Patellarsehnenlänge bzw. Patellahöhe angewendet. Indizes wie zum Beispiel der

Caton-Deschamps-Index zeigten oft keinen signifikanten Zusammenhang mit einem patellofemoralem Maltracking (vgl. Biyani et al. 2014; Elias et al. 2016). Dem entgegen steht aber andererseits die bekannte klinische Beobachtung, dass der Patellahochstand einen bedeutsamen Einfluss auf die Instabilität der Kniescheibe hat. Herkömmliche Indizes wie der Caton-Deschamps-Index (CDI) (vgl. Caton et al. 1982) und der Insall-Salvati-Index (ISI) (vgl. Insall & Salvati 1971) setzen den Patellahochstand bzw. die Patellarsehnenlänge in ein Verhältnis zur Länge der retropatellaren Gelenkfläche (CDI) bzw. zur knöchernen Patellalänge (ISI) in der Sagittalebene. Ein Index, der die Patellarsehnenlänge nicht mit einer gleitlagerabhängigen Größe in ein Verhältnis setzt, erscheint sinnvoll. Die Bestimmung der Patellahöhe im Verhältnis zu einer kniegelenksnahen Messstrecke, wie z.B. der Distanz zwischen den Epikondylen, sollte genauere Ergebnisse liefern. Zum Zwecke dieser Studie wurde ein eigener Patella-Höhen-Index entwickelt (siehe Erläuterung und Berechnung in Kapitel 4.2.1). Die eingeschränkte Anwendbarkeit von CDI und ISI wird auch in einer Studie der University of Michigan herausgestellt (vgl. Harbaugh et al. 2010). Diese kam zu dem Ergebnis, dass die Gleitlagerlänge in der Sagittalebene bei sogenannten ‚Maltrackern‘ signifikant länger ist. Somit wären die Indices CDI und ISI unbrauchbar für eine solche Analyse, da sie den Patellahochstand bei ‚Maltrackern‘ systematisch unterschätzen. Sie werden aber praktisch seit Jahrzehnten ständig in z.T. modifizierter oder ähnlicher Form dazu herangezogen, Zusammenhänge zwischen der Patellarsehnenlänge und des patellofemoralem Maltrackings zu analysieren. Der Caton-Deschamps-Index scheint jedoch etwas stärker mit dem patellaren Maltracking zu korrelieren als der Insall-Salvati-Index (vgl. Pal et al. 2012).

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine monozentrische retrospektive und explorative Studie, bei der die MRT-Schnittbilder des Kniegelenkes altersunabhängig konsekutiv von 100 Patienten ausgewertet wurden. Die ausgewerteten MRT-Schnittbilder wurden konsekutiv rückwirkend aus Sprechstundenlisten der orthopädischen Sprechstunde und des orthopädischen Operationsplanes des Chirurgischen Klinikums München Süd in einem definierten Zeitintervall rekrutiert. Einziges Ausschlusskriterium ist ein bereits durchgeführter rekonstruktiver Eingriff am von der Bildgebung betroffenen Kniegelenk des Patienten. Die Daten wurden gemäß der Beratung durch die Ethikkommission schon während der Erhebung jedes einzelnen Patienten irreversibel anonymisiert. Der Beugungswinkel der untersuchten Kniegelenke beträgt aufgrund des verwendeten standardmäßigen Protokolls der radiologischen Abteilung zwischen 10° und 20° . Untersuchungen mit höheren Beugungswinkeln als 20° wurden aus der Studie ebenfalls ausgeschlossen, da die Beziehung zwischen dem Patella-Tracking und den anatomischen Gegebenheiten bei niedrigen Beugungsgraden am höchsten ist (vgl. Elias et al. 2016).

Das Primärziel dieser explorativen Studie ist die genaue Beschreibung möglicher Einflussgrößen auf die Patellaposition und die patellofemorale Gelenkstellung, sowie möglichst genau die Effektstärken der jeweils beeinflussenden Formparameter des Patellofemoralgelenkes herauszustellen. Das Sekundärziel dieser Studie versteht sich als Beitrag zu einem verbesserten Verständnis des Patellaatrackings bei

rekonstruktiven Gelenkeingriffen am Kniegelenk oder auch bei einer operativen Therapie einer Patellainstabilität.

2. Problemstellung und Stand der Wissenschaft

2.1 Gelenklehre und biomechanische Grundlagen des Kniegelenkes

2.1.1 Das Femorotibialgelenk

Das Kniegelenk besteht aus zwei unterschiedlichen Gelenken, welche belastungs- und bewegungsabhängig zusammenwirken. Die äußerlich sichtbare Beugung des Gelenks erfolgt im Wesentlichen über das bikondyläre Femorotibialgelenk. Im Detail handelt es sich bei dieser Beugung um eine komplexe Roll- und Gleitbewegung des Femurs gegenüber der Tibia. Muskeln und Bänder veranlassen am gesunden Kniegelenk eine definierte Dreh-Gleitbewegung. Zu einer ausschließlichen Abrollbewegung der Femurkondylen kommt es nicht. (vgl. Drenckhahn 2003) Zur modellhaften Veranschaulichung siehe Abbildung 2.1-1. Der Bereich (d) zeigt nach Drenckhahn hierbei modellhaft die Kombination aus Rotation und Translation, also eine Dreh-Gleit-Bewegung, wie beispielweise am Femorotibialgelenk des Menschen.

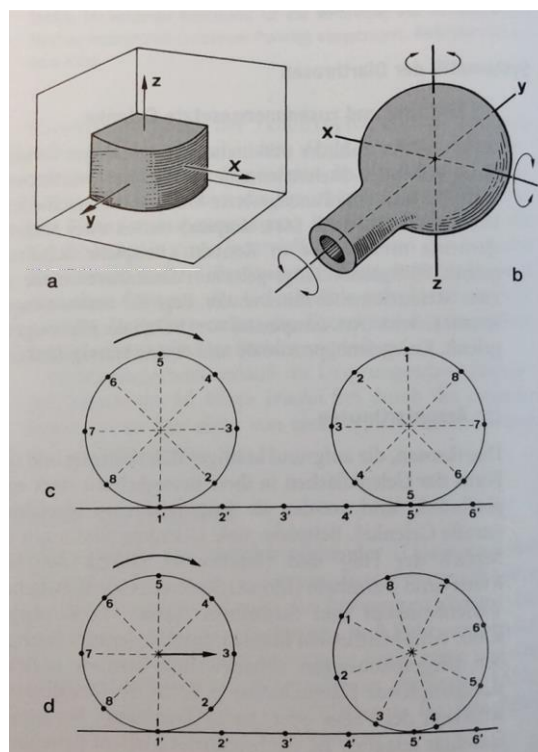


Abbildung 2.1-1

Bereich (a) zeigt hierbei die drei Freiheitsgrade der Translation, (b) die drei Freiheitsgrade der Rotation, (c) das Abrollen eines runden Gelenkkörpers und (d) modellhaft die Kombination aus Rotation und Translation im Sinne einer Dreh-Gleit-Bewegung.

Quelle: (Drenckhahn 2003 von B. Kummer, Köln)

Der Beugeumfang des Kniegelenks hängt unter anderem von der Beugung im Hüftgelenk ab, da der Vordehnung des M. quadriceps femoris einen entscheidenden Einfluss zukommt. Der Bewegungsumfang bei aktiver Beugung beträgt bei gebeugtem Hüftgelenk ca. 140°. Hierbei wird eine aktive Insuffizienz der ischiokruralen Muskulatur

deutlich, denn passiv lässt sich das Kniegelenk deutlich weiter beugen (bis zu 160°). Bei Kniegelenksflexion kommt es zunächst zu einem Abrollen der Femurkondylen und die femorotibiale Artikulation verschiebt zunehmend in den dorsalen Bereich des Tibiaplateaus. Die weitere Beugung führt nun zu einer Translation der jeweiligen Femurkondylen, wobei der laterale Kondylus im Vergleich zum medialen Kondylus eine größere Wegstrecke zurücklegt. Eine Tibiarotation gegenüber dem Oberschenkel kann nur in endgradiger Beugestellung erfolgen. In diesem Zustand ist der Kapsel-Seitenbandkomplex nicht unter Spannung und die Rotatoren des Kniegelenks erlangen ein Übergewicht. Bei endgradiger Streckung wiederum erfolgt eine zwangsläufige Schlussrotation der Tibia im Sinne einer Außenrotation von 5-10°. Adduktion und Abduktion sind aufgrund der rigiden Führung der Kollateralbänder nur äußerst begrenzt möglich. (vgl. Drenckhahn & Eckstein 2003)

Insgesamt wird der Bewegungsablauf durch die beiden Kreuzbänder und Seitenbänder kontrolliert. Übermäßige Translationsbewegungen werden durch ein intaktes vorderes und hinteres Kreuzband in der Regel und unter Normalbelastungen suffizient verhindert. Eine Überstreckung des Kniegelenkes wird unter anderem durch die straffen Seitenbänder weitgehend gehemmt. (vgl. Appell et al. 2008)

2.1.2 Das Patellofemoralgelenk

Das Patellofemoralgelenk ist das zweite biomechanisch aktive Gelenk am Knie. Hierbei bildet die Patella ein Sesambein und stellt funktionell ein in die Quadrizepssehne integriertes Hypomochlion dar, durch welches die Hebelwirkung des M. quadrizeps femoris deutlich gesteigert werden kann. Die mit Knorpel überzogene Rückfläche der Patella artikuliert mit dem distalen Femur. In der Regel ist die Patellarückfläche über den medial verlaufenden Patellafirst in eine laterale und eine mediale Facette aufgeteilt. Entsprechend der unterschiedlichen Belastungen beider Facetten, ist die laterale Facette zumeist prominenter ausgebildet. (vgl. Drenckhahn & Eckstein 2003)

Die Patella gleitet während einer vollen Kniegelenksbewegung um ca. 6 cm entlang ihres individuell ausgestalteten Gleitlagers (Trochlea). Der Vastus medialis des M. quadrizeps femoris führt hierbei die Patella maßgeblich im femoralen Gleitlager. Die Patellarsehne und die Quadrizepssehne verlaufen jedoch nicht linear zueinander und daher kommt es auch nicht zu einem linearen Zug (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 2.1-2). Durch den schrägen Verlauf zur Traglinie des Beines entsteht bei zunehmender Kniegelenksbeugung ein Zug der Patella nach lateral. Dies führt zu einer hohen Belastung des retropatellaren Gleitlagers und begünstigt bei stärkerer Normabweichung die Entstehung von arthrotischen Veränderungen. Fehlbildungen der Patellarückfläche und/oder biomechanisch ungünstige Gleitlager- und Zugeigenschaften können eine schmerzhaft laterale Patellaluxation begünstigen. (vgl. Drenckhahn & Eckstein 2003)

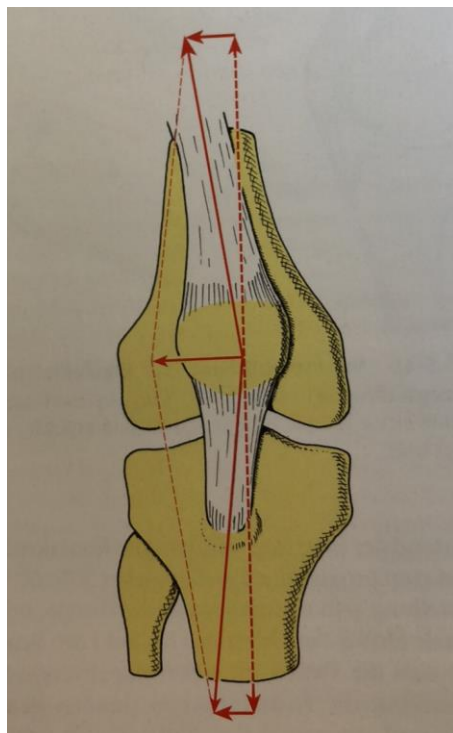


Abbildung 2.1-2

Verlauf und Zugrichtung der Quadrizeps- und Patellarsehne schräg zur Traglinie des Beines
Quelle: (Drenckhahn & Eckstein 2003 nach Hehne 1983)

Bei Inaktivität atrophiert der M. vastus medialis stärker als der M. vastus lateralis, wobei diese zunehmende muskuläre Dysbalance beider Muskeln eine Luxationstendenz begünstigen kann. (vgl. Appell et al. 2008)

Der Streckapparat übt bei gestrecktem oder nur leicht gebeugtem Kniegelenk einen eher nur tangentialen Zug aus. Zunehmende Beugung bis zu 90° führt zur Zunahme des Anpressdruckes. Dies geschieht aufgrund der sich hierdurch verändernden Zugrichtung. (vgl. Appell et al. 2008)

Im Retropatellargelenk treten erstaunlich große Kräfte auf, sodass es bei endgradiger Beugung sogar zu Kräften von mehr als dem 6-fachen des Körpergewichts kommen kann. Diese enormen Kräfte können durch den sogenannten Umwicklungseffekt der Quadrizepssehne gemindert werden (siehe Abbildung 2.1-3). (vgl. Drenckhahn & Eckstein 2003)

Die Patellarsehnenlänge und die gelenkige Patellarückflächenlänge (in der Sagitalebene) müsste somit im Zusammenspiel mit dem hierdurch mehr oder weniger stark ausgeprägten Umwicklungseffekt einen Einfluss auf die Flächenanpressung des retropatellaren Knorpels und folglich einen Einfluss auf das patellare Tracking haben.

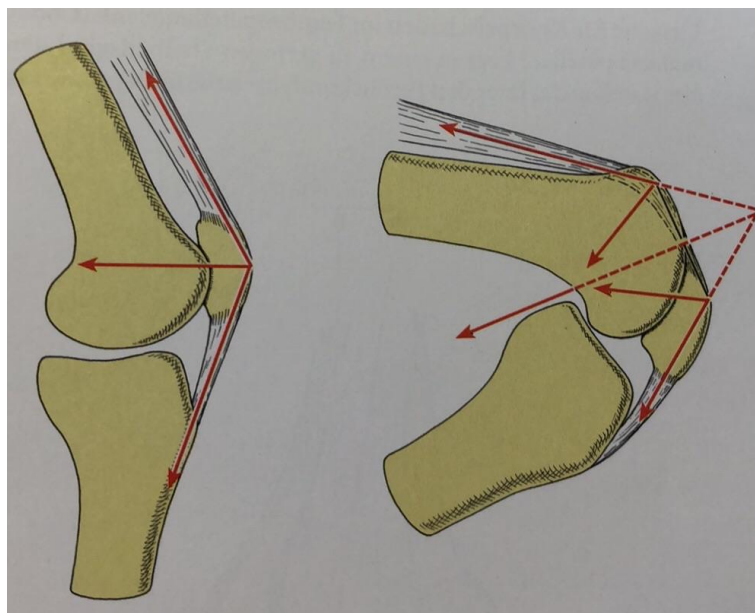


Abbildung 2.1-3
Illustration des Umwicklungseffekts der Quadrizepssehne
Quelle: (Drenckhahn & Eckstein 2003 nach Hehne 1983)

2.2 Heutiger Kenntnisstand und orthopädisch-biomechanische Erforschung des Patellofemoralgelenkes

2.2.1 Patellares Tracking

Um das Verständnis des folgenden Kapitels für den Leser zu erleichtern, folgt zunächst folgender Hinweis:

Anatomische Veranschaulichungen sowie ausführliche Beschreibungen einiger im folgenden Kapitel verwendeter Parameter bzw. Maße finden sich in Kapitel 4.2.

Sogenanntes patellares Maltracking gilt als häufige Ursache des vorderen Knieschmerzes. Dieser vordere Knieschmerz in Verbindung mit patellarem Maltracking wird besonders bei hohen Patellastellungen (Patella alta) beobachtet (vgl. Pal et al. 2012). Ca. 9% der jungen aktiven Erwachsenen leiden an retropatellaren Kniegelenksschmerzen (vgl. Sanchis-Alfonso 2006). Die Literaturrecherche von Pal et al (2012) ergab, dass die Patella alta einen bedeutende Prädisposition zum vorderen patellofemorale Knieschmerz darzustellen scheint (vgl. Kannus 1992; Kujala et al. 1986).

Eine mögliche erklärende Theorie hinter dieser Beobachtung ist, dass bei hohen Patellastellungen die Patella erst bei höheren Beugegraden eine gelenkige Führung in der Trochlea erfährt und somit vor allem bei geringen Beugegraden ein laterales Patella-Maltracking begünstigt wird (vgl. Colvin & West 2008; Pal et al. 2012). Eine weitere Erklärung für die Patella alta als prädisponierender Faktor für den vorderen Knieschmerz könnte entsprechend der Abbildung 2.1-3 auch ein geringerer Umwicklungseffekt bei hohen Patellastellungen und somit ein höherer Anpressdruck auf die Facetten bei zunehmender Beugung sein.

Bezüglich einer Patellainstabilität wird nach dezidierter Literaturrecherche von Elias et al. (2016) angenommen, dass die drei am häufigsten anatomischen Merkmale hierbei eine lateralisierte Tuberositas tibiae (vgl. Balcarek et al. 2010; Balcarek, Jung, et al. 2011; Pennock et al. 2014; Steensen et al. 2015), eine Trochleadysplasie (vgl. Balcarek et al. 2010; Steensen et al. 2015; Charles et al. 2013; Hopper et al. 2014; Lewallen et al. 2013; Nelitz et al. 2012) und eine Patella alta sind (vgl. Steensen et al. 2015; Charles et al. 2013; Tsuda et al. 2012). Bei Patella alta zeigen die schmerzgeplagten Patienten häufiger auch Hinweise für ein patellares Maltracking als die Patienten mit vorderem Knieschmerz und normaler Patellahöhe (vgl. Pal et al. 2012). Das Patella-Maltracking wurde in der Studie von Pal et al 2012 zum einen durch die laterale Patellaverkipfung charakterisiert. Zum anderen wurde der sogenannte Bisect-Offset-Index erhoben, um somit das Maltracking hinsichtlich der Subluxationsstellung im patellofemorale Gelenk zu beschreiben. Ebenfalls in dieser Studie konnten 8 aus 12 (67%) der Probanden mit Patella alta (unter Verwendung des Caton-Deschams-Index) als sogenannte ‚Patella-Maltracker‘ kategorisiert werden.

Andererseits konnten nur 4 aus 25 Probanden (16%) mit normaler Patellahöhe als ‚Patella-Maltracker‘ definiert werden. (vgl. Pal et al. 2012)

Eine Studie von Ward et al. aus dem Jahre 2007 stellt fest, dass bei Kniegelenkstreckung signifikante Unterschiede hinsichtlich einer lateralen Subluxation in Abhängigkeit von der Patellahöhe zu beobachten sind. Erwartungsgemäß kommt diese laterale Patellasubluxation bei Patella alta häufiger vor. Bei zunehmender Beugung werden diese Unterschiede jedoch nicht mehr beobachtet. Es bleiben aber signifikante Kontaktflächenunterschiede beugungsgradunabhängig in nahezu gleichem Maße bestehen. (vgl. Ward et al. 2007)

In einer Studie von Harbaugh et al. (2010) wurden Zusammenhänge zwischen der Form des Patellofemoralgelenkes und dem vorderen Knieschmerz untersucht. Zwei Gruppen von jeweils ca. dreißig Patienten wurden gebildet. Eine Gruppe bestand aus Patienten mit chronischem vorderem Knieschmerz und klinischem Verdacht auf Maltracking der Patella. Kriterien für den klinischen Verdacht auf Maltracking waren eine laterale Hypermobilität der Patella von >10 mm in Streckung, ein Q-Winkel von $>15^\circ$, ein positiver Apprehension-Test oder ein positive J-Zeichen. Zudem wurde diese Gruppe in zwei Subgruppen eingeteilt, jeweils eine mit lateraler Patellaposition und eine mit nicht-lateraler Position im Vergleich zur durchschnittlichen Patellaposition der asymptomatischen Kontrollgruppe. Eines fiel den Forschern bei der Auswertung der demographischen Daten sofort auf: In der Maltracking-Gruppe befanden sich signifikant mehr Frauen als in der asymptomatischen Gruppe. Interessanterweise zeigte sich jedoch hinsichtlich der patellofemoralen Formparameter kein Unterschied zwischen asymptomatischen Frauen und Männern. Die Forscher stellten fest, dass sich dies mit Beobachtungen früherer Studienresultate deckt (vgl. Seisler & Sheehan 2007). Im Vergleich mit der asymptomatischen Gruppe zeigten die sogenannten Maltracker ein verlängertes Gleitlager (Distanz zwischen dem höchsten und tiefsten Punkt des Gleitlagers), korrespondierend hierzu auch eine längere Patellarrückfläche und eine vermehrte Knorpeldicke gegenüber der asymptomatischen Gruppe. Für die meisten anderen Formparameter bestanden kaum signifikante Unterschiede zwischen der asymptomatischen Kohorte und der ‚Maltracking‘-Kohorte. Allerdings waren in dieser Studie kaum Fälle mit gravierender patellarer Instabilität einbezogen worden. Hinsichtlich des femoralen Gleitlagers zeigten sich zwischen den beiden Subgruppen in der Maltracker-Gruppe signifikante Unterschiede. Der Sulcuswinkel war bei den lateralen ‚Maltrackern‘ größer als bei den nicht-lateralen Maltrackern. Andersherum zeigten die nicht-lateralen ‚Maltracker‘ eine ausgeprägtere laterale Trochleainklination und Trochleatiefe. (vgl. Harbaugh et al. 2010)

In einer Studie von Prakash et al. (2016) wurden Formparameter zweier Kohorten miteinander verglichen. Eine Kohorte bestand aus 48 Patienten mit Anzeichen einer patellaren Instabilität und die Kontroll-Kohorte mit 87 Patienten ohne Hinweis auf eine patellare Instabilität. Zusammenfassend kam diese Studie zu dem Ergebnis, dass eine geringe Trochleatiefe, ein hoher Bisect-Offset, ein ausgeprägter lateraler Patella-Tilt

und eine ausgeprägte Lateralisation der Patella zuverlässige ‚Marker‘ in der Diagnostik einer patellaren Instabilität darstellen.

Bei Kniegelenksbeugungen über 20° besteht nur noch eine Korrelation zwischen der Lateralisation der Tuberositas tibiae mit dem Bisect-Offset-Index und dem Pat.-Tilt. Der Formparameter „laterale Trochleainklination (LTI)“ hat hierbei im Gegensatz zu dem gestreckten Kniegelenk keinen Einfluss mehr. (vgl. Elias et al. 2016) Die Forscher erklären sich dieses Ergebnis mit der Annahme, dass bei zunehmender Beugung die Patella zunehmend stark von der Trochlea erfasst und damit in ihrer Beweglichkeit beschränkt wird (vgl. Elias et al. 2016).

Die Lateralisation der Tuberositas tibiae korreliert signifikant beugegradunabhängig mit dem Patella-Tilt und dem Bisect-Offset (vgl. Tanaka et al. 2015). Diese Studie beschränkte sich jedoch nur auf einen Bewegungsbereich zwischen 5° und 30° Beugung. Trotzdem steht diese Studie von Tanaka et al. 2015 im Einklang mit den Beobachtungen von Elias et al. 2016. Dieser betont, dass bei zunehmender Beugung die Lateralisation der Tuberositas tibiae im Gegensatz zu den Trochleaeigenschaften weiterhin einen Effekt auf den Bisect-Offset-Index und den Pat.-Tilt hat. Die Beziehung zwischen dem Patella-Tracking und den anatomischen Gegebenheiten ist bei niedrigen Beugungsgraden jedoch am höchsten. Bei Streckung oder initialer Beugung ist somit von einer stark multifaktoriellen Beeinflussung der Patellainstabilität auszugehen. Bei zunehmender Beugung verschiebt sich der Einfluss deutlich zur Lateralisation der Tuberositas tibiae. (vgl. Elias et al. 2016)

Patellares Malalignment ist zudem prädispositionierend für athrotische Gelenkveränderungen im Patellofemoralgelenk (vgl. Hunter et al. 2007), weshalb wahrscheinlich besonders diese Gruppe häufiger im Verlauf des Lebens von der Notwendigkeit eines endoprothetischen Gelenkersatzes betroffen sein müssten.

2.2.2 Die Patella und der vordere Knieschmerz in der Kniegelenksendoprothetik

Erworbene bzw. veränderte Patellapositionen in Bezug auf den Gelenkspalt nach rekonstruktiven Gelenkeingriffen wie der bicondylären Knieendoprothese führen häufig in unterschiedlicher Ausprägung zu chronischen Schmerzsyndromen und dauerhaften Bewegungseinschränkungen. Eine postoperative Arthrofibrose kann im Rahmen eines erworbenen Patellatiefstandes (Patella baja) entstehen (vgl. Romero et al. 1999). Sogar algodystrophische Störungen im Rahmen eines ‚complex regional pain syndromes‘ (CRPS) werden häufig im Zusammenhang mit veränderten Patellapositionen nach operativen gelenkrekonstruktiven Eingriffen gesehen (vgl. Romero et al. 1999).

Nicht nur eine Veränderung der Patellaposition selbst, sondern auch eine Veränderung des femorotibialen Gelenkspaltes zur Position der Patella ist bei rekonstruktiven Eingriffen möglich. Allgemein geht man heute davon aus, dass die Rekonstruktion der Gelenklinie essentiell für das postoperative Ergebnis ist. Dieser allgemein geteilten Auffassung steht die Untersuchung von Bugelli et al (2017) entgegen. Bei Anhebung der Gelenklinie in Bezug zur Kniescheibe im Sinne einer Patella baja wird kein signifikanter Unterschied postoperativ hinsichtlich Beweglichkeit und Schmerzempfinden festgestellt. Dies legt die Vermutung nahe, dass nicht allein die Rekonstruktion des femorotibialen Gelenkspaltes alles entscheidend für das postoperative Ergebnis ist. Auch eine entsprechende Veränderung des patellofemoralen Gleitlagers könnte das postoperative Outcome wesentlich beeinflussen. Bislang sind individualisierte Anpassungen der Patella an das femorale Implantat nicht möglich.

Der anteriore postoperative Knieschmerz ist nicht nur in der Knieendoprothetik anzutreffen. Dagneaux et al. (2018) stellten fest, dass Rotationsfehler von 10° im distalen Femur nach diaphysären Femurfrakturen im Zusammenhang mit einem patellofemoralen Schmerzsyndrom stehen. Die Autoren empfehlen aufgrund ihrer Ergebnisse vor allem Innenrotationsfehler bei der Versorgung einer Femurschaftfraktur zu vermeiden. (vgl. Dagneaux et al. 2018) Diese Studie steht im Einklang mit gängigen Beobachtungen der Knieendoprothetik. Schon seit langem wird die verstärkte Innenrotation der Femurkomponente im Zusammenhang mit dem postoperativen Auftreten eines retropatellaren Schmerzsyndroms gesehen. Andererseits wird eine gewisse Innenrotation von vielen Endoprothetikern erfahrungsgemäß in Kauf genommen, um einer Luxation beziehungsweise Instabilität der Patella entgegenzuwirken. Ein genaues Verständnis der einzelnen Einflussfaktoren auf das anteriore Schmerzsyndrom und die patellare Instabilität ist in Zukunft dringend erforderlich, um gezielt die auftretenden Probleme aussteuern zu können. Nach Victor (2009) ist das Alignment der Femurkomponente entscheidend für das Ergebnis und bleibt einer der Schlüsselherausforderungen der Kniegelenksendoprothetik. Der Autor dieses ‚Reviews‘ hält zudem ein präoperatives

als auch postoperatives CT zur genauen Planung und schließlich Beurteilung des Femurkomponenten-Alignments für sinnvoll.

3. Fragestellungen

Patellares Tracking ist ein aktuelles Thema der biomechanischen Forschung am Kniegelenk. Der Erkenntnisstand hat sich in den letzten Jahrzehnten rasant erweitert. Einige Publikationen liegen vor, welche unterschiedliche Einflussfaktoren auf patellares Tracking beschreiben. Die Gleitlagereigenschaften und biomechanischen Gegebenheiten beeinflussen die Gelenkstellung dieses komplexen Gelenkes erheblich. Eine komplexe multifaktorielle Genese des patellofemorales Trackings ist anzunehmen. Gibt es noch andere Einflüsse außer den biomechanischen Gegebenheiten und der Gleitlagereigenschaften? In wie weit beeinflusst beispielsweise Geschlecht und Alter die patellofemorale Gelenkstellung?

In vorliegender Studie sollen möglichst viele Einflussfaktoren auf die Patellalateralisation bzw. auf die patellofemorale Gelenkposition analysiert werden. Dadurch sollten sich genauere Aussagen über die einzelnen Effektstärken ableiten lassen. Mögliche Erkenntnisse wären vor allem für die Planung und Durchführung von Gelenkrekonstruktiven Eingriffen interessant.

Die gängigen Indizes (CDI, ISI), die seit Jahrzehnten zur Definition der Patellahöhe im Bereich des patellofemorales Gelenkes herangezogen werden, werden zudem kritisch beleuchtet. Ist es möglich, über einen anderen Index, zum Beispiel über den in dieser Studie definierten Höhenindex der Patella, genauere Vorhersagen hinsichtlich der patellofemorales Gelenkposition zu machen?

4. Methodik, Patientengut, Datenerhebung und Datenverarbeitung

4.1. Untersuchungsdesign inkl. Ein- und Ausschlusskriterien, verwendete Programme, Standards der MRT-Durchführung

Bei der Studie handelt es sich um eine explorative retrospektive Monocenterstudie des Chirurgischen Klinikums München Süd (CKMS). Zur Auswertung wurden die MRT-Schnittbilder des Kniegelenkes von Patienten herangezogen, die im PACS-System (Impax, Agfa Healthcare) der Radiologischen Abteilung der CKMS gespeichert sind. Im Zusammenhang mit der vorliegenden Studie wurde keine MRT-Untersuchung veranlasst. Bei den zur Studie herangezogenen MRT-Bildern handelte es sich um Untersuchungen, welche rein medizinischen Zwecken dienen, erhoben im Rahmen der orthopädischen Sprechstunde.

Von der Teilnahme an der Studie waren alle Kniegelenke ausgeschlossen, bei denen bereits vor der MRT-Schnittbildgebung ein gelenkrekonstruktiver Eingriff durchgeführt wurde. Altersunabhängig wurden unter diesem Ausschlusskriterium die MRT-Bilder irreversibel anonymisiert und sodann explorativ ausgewertet.

Aufgrund der explorativen Vorgehensweise war eine genaue Fallzahlberechnung vor Beginn der Studie nicht möglich. Die Studienpopulation wurde deshalb vor Beginn auf 100 Patienten festgesetzt, in der Annahme, dass diese Studienpopulation ausreicht, um signifikante Zusammenhänge darstellen zu können.

Die Daten wurden konsekutiv aus der Sprechstundenliste erhoben. Neben dem oben genannten Ausschlusskriterium wurden nur Kniegelenke in die Studie aufgenommen, bei denen die MRT-Schnittbildgebung in einer Beugung von 10° bis 20° durchgeführt wurde.

Am Chirurgischen Klinikum München Süd beträgt der Beugungswinkel bei MRT-Untersuchungen des Kniegelenkes aufgrund der verwendeten Spule entsprechend dem Protokoll in der Regel zwischen 10° und 20° Beugung. Kniegelenke mit höheren Beugungswinkeln als 20° oder in Streckung (unter 10° Beugung) durchgeführte MRT-Untersuchungen wurden aus der Studie ausgeschlossen.

Die Datenerfassung erfolgte mit Microsoft Excel von Office 365 (Fa. Microsoft). Zur nachfolgenden statistischen Auswertung wurde SPSS Version 25 (Fa. IBM) verwendet.

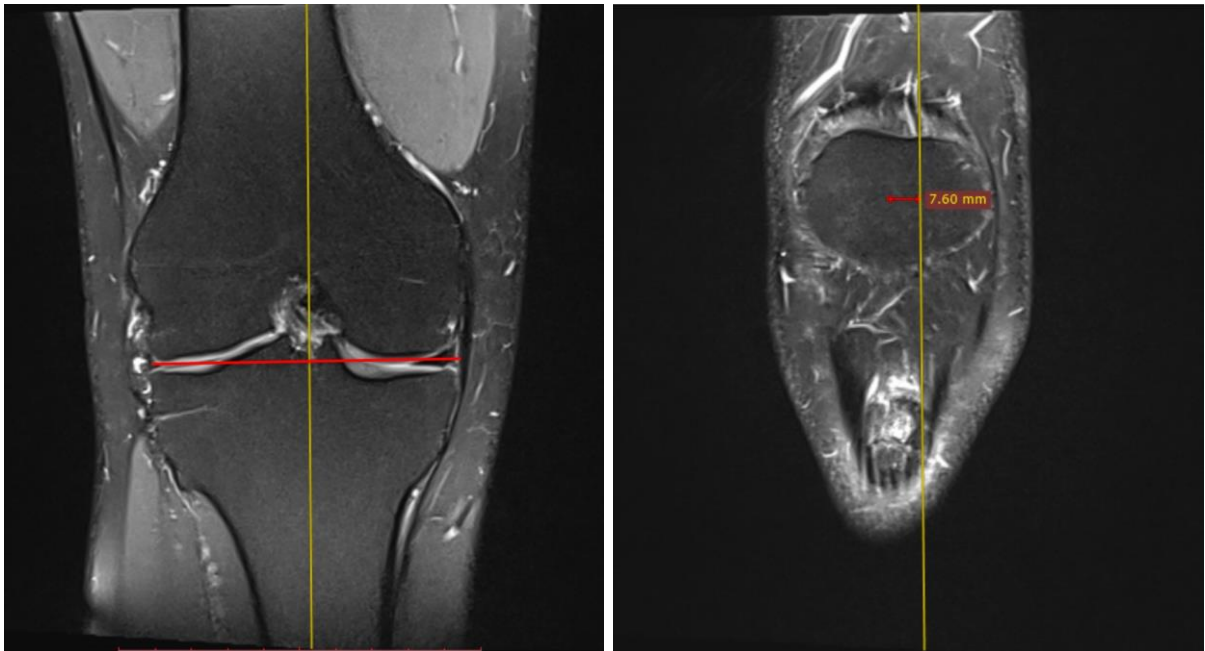
4.2 Vermessungen und Vermessungstechniken

Ausgangspunkt für die Messung der Patellahöhe ist immer die Gelenklinie auf Höhe des Tibiaplateaus (im folgenden Text als TP-Linie bezeichnet). Die Patellahöhe wurde ausgehend von dieser Linie senkrecht bis zur Mitte der Patella in der Frontalebene gemessen. Zur Messung der Lateralisation oder Medialisation der Patella wurde eine senkrechte Linie auf der TP-Linie durch den Mittelpunkt der Eminentia intercondylaris gelegt (im folgenden Text als TEI-Linie bezeichnet). Nun wurde in Höhe der Patellamitte der Abstand zu dieser TEI-Linie in der Frontalebene gemessen. Da die MRT-Schnittbilder der Patellamitte und der o.g. erhobenen TP-Linie oder TEI-Linie nicht übereinstimmten, mussten wir Klarsichtfolien mit einer geraden waagrechten und einer geraden senkrechten Linie zur Hilfe nehmen. Diese wurde dann zur Vermessung auf den Monitor des Computers geklebt, sodass die waagrechte Linie der Klarsichtfolie der TP-Linie entsprach oder die senkrechte der TEI-Linie. Danach wurde auf der Frontalebene das Schnittbild eingestellt, auf dem sich die Patellamitte in der Frontalebene erfassen lässt. So blieben die Bezugslinien beim ‚Scrollen‘ über mehrere Schnittbilder zur weiteren Vermessung erhalten. Zur Veranschaulichung der Vermessungstechnik der Patellalateralisation und -höhe siehe Graphik 4.2-1 sowie Graphik 4.2-2. Es handelt bei allen MRT-Bildern in diesem Kapitel nicht um Patientenbilder, sondern um Bilder des Kniegelenkes des Verfassers selbst. Die Bilder wurden ebenfalls nicht zum Zwecke dieser Studie angefertigt, sondern dienten diagnostischen Fragestellungen.

Nun konnte die Patellahöhe und die Lateralisation bzw. Medialisation unter Verwendung der Linien auf der Klarsichtfolie gemessen werden. Da die absoluten Werte dieser Vermessung in Relation zur Größe des Patienten zu sehen sind, wurde eine Bezugsgröße zur Relativierung bestimmt. Hierzu wurde die Distanz zwischen dem Epikondylus medialis und lateralis gemessen, sodann mit o.g. Werten als Prozentwert berechnet und als Patella-Lateralisations-Index (PLI) bzw. Patella-Höhen-Index (PHI) bezeichnet. Zur Veranschaulichung wurde der Patella-Lateralisations-Index (PLI) bzw. Patella-Höhen-Index (PHI) nach der folgenden Formel berechnet:

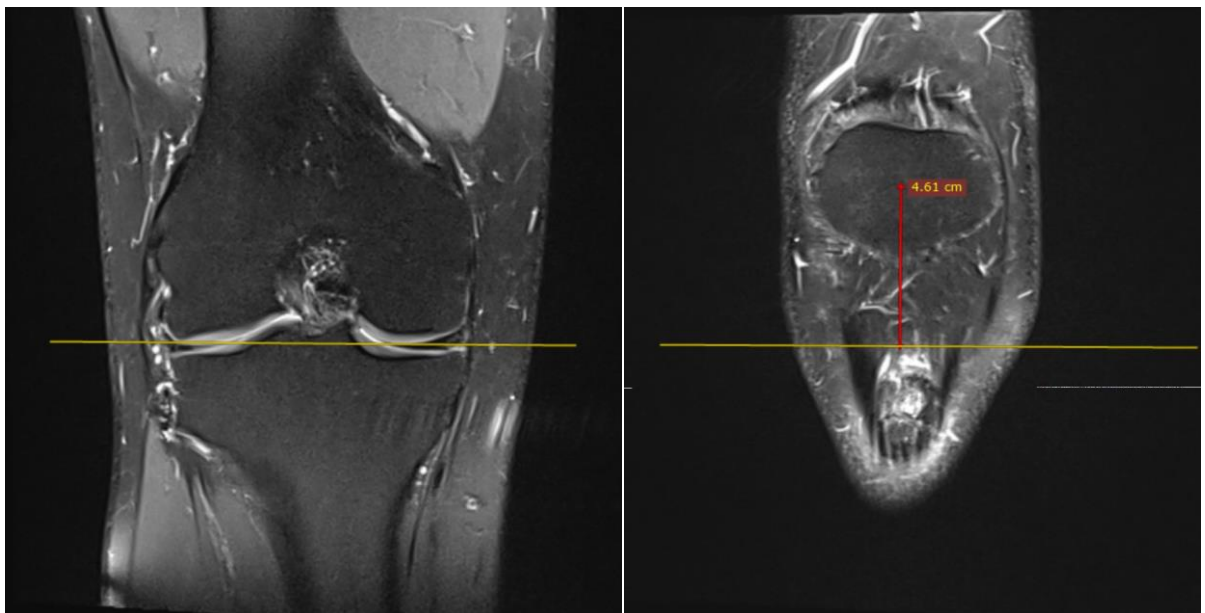
$$\text{PLI [\%]} = (\text{Lateralisation der Patella [mm]} / \text{Distanz zwischen den Epikondylen}) \times 100$$

$$\text{PHI [\%]} = (\text{Lateralisation der Patella [mm]} / \text{Distanz zwischen den Epikondylen}) \times 100$$



Graphik 4.2-1

Veranschaulichung der Vermessung der absoluten Patella-Lateralisation, links mit TEI-Linie, rechts die Vermessung der Lateralisation der Patellamitte zur TEI-Linie nach ‚scrollen‘ in der Coronorebene



Graphik 4.2-2

Veranschaulichung der Vermessung der absoluten Patella-Lateralisation, links mit TEI-Linie, rechts die Vermessung der Lateralisation der Patellamitte zur TP-Linie nach ‚scrollen‘ in der Coronorebene

Zur Charakterisierung der Patellahöhe wurde zudem der Caton-Deschamps-Index (CDI) erhoben. Zum Errechnen des Caton-Deschamps-Index (CDI) wird zunächst in einer sagittalen Schnittebene die Distanz vom distalen Ende des retropatellaren Knorpels zur vorderen proximalen Kante des Tibiakopfes gemessen und diese dann in ein Verhältnis zur Gelenklänge an der Patellarückfläche gesetzt (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 4.2-4). (vgl. Caton et al. 1982; Elias et al. 2016; Elias et al. 2018; Pal et al. 2012) Die isolierte Patellarückflächenlänge (PRL) wird zudem als eigenständiger Prädiktor für patellares Maltracking überprüft.

Auch der Insall-Salvati-Index (ISI) wurde zur Kennzeichnung der Patella-Höhe errechnet. Hierbei wird in sagittalen Schnittbildern das Verhältnis zwischen Patellarsehnenlänge respektive ihrer Rückfläche (A) und der maximalen knöchernen Patellalänge zwischen oberer und unterer Patellaspitze gemessen (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 4.2.-3). (vgl. Insall et al. 1972; Pal et al. 2012; Chauhan Arun Kumar & Ganesan G. Ram 2016)



Abbildung 4.2.-3

Veranschaulichung des Insall-Salvati Index ($= A/(A+B)$). A= Länge der Patellarsehne (unterer Patellapol bis zum rückwärtigen knöchernen Ansatz der Patellarsehne), B = Distanz oberer Patellapol bis unterer Patellapol),

Als Maß für ein laterales Maltracking (siehe Abschnitt 2.2.1.) wurde der Bisect-Offset-Index (BOI) bestimmt. Der Bisect-Offset-Index (BOI) ist ein Index zur Messung des lateralen Versatzes der Patella respektive seines Gleitlagers. Dieser Index des lateralen Patellaversatzes setzt den lateral gelegenen Patellaanteil (A), gemessen vom tiefsten Punkt der Trochlea in ein Verhältnis zur Gesamtbreite der Patella (B). Die Bestimmung erfolgt mittels unten genannter Formel (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 3.2.2-2). (vgl. Elias et al. 2016; Elias et al. 2018; Ward et al. 2007; Pal et al. 2012; Hunter et al. 2007; Prakash et al. 2016)

$$\text{Bisect-Offset-Index} = A/(A+B)$$

Ein hoher Bisect-Offset gilt als objektives Maß für ein laterales Maltracking (siehe Abschnitt 2.2.1). In dieser Studie wurde der Bisect-Offset-Index in Prozent angegeben. Ein Bisect-Offset-Index von beispielsweise 0,52 bedeutet, dass sich 52% der Patella lateral einer Senkrechten auf der posterioren Kondylenachse durch den tiefsten Punkt des Sulcus befinden. (vgl. Elias et al. 2016; Elias et al. 2018; Ward et al. 2007; Pal et al. 2012; Hunter et al. 2007; Prakash et al. 2016)

Der lateralen Patellaneigungswinkel, auch Patella-Tilt (im Folgenden auch als Pat.-Tilt abgekürzt) genannt, wurde ebenfalls als Maß für patellares Maltracking erhoben. Er ergibt sich aus dem Neigungswinkel der Patella zur posterioren Femurkondylenachse (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 3.2.2-2). (vgl. Elias et al. 2016; Elias et al. 2018; Pal et al. 2012; Prakash et al. 2016; Hunter et al. 2007)

Eine Lateralisierung der Tuberositas tibiae wurde durch die TT-PCL-Distanz charakterisiert. Die TT-PCL-Distanz ist die Distanz vom ventralsten Punkt der Tuberositas tibiae zu der medialen Grenze des Kreuzbandansatzes an der Tibia (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 3.2.2-1). (vgl. Elias et al. 2016; Seitlinger et al. 2012; Anley et al. 2015).

Zudem wurde die Distanz vom ventralsten Punkt der Tuberositas tibiae zum tiefsten Punkt der Trochlea gemessen und als TT-PG-Distanz bezeichnet (PG steht hierbei für Patella Groove). Dieser Wert charakterisiert die Lateralisation der Tuberositas tibiae im Bezug zur tiefsten Stelle der Trochlea (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 4.2-5). (vgl. Tanaka et al. 2015; Williams et al. 2016; Biyani et al. 2014)

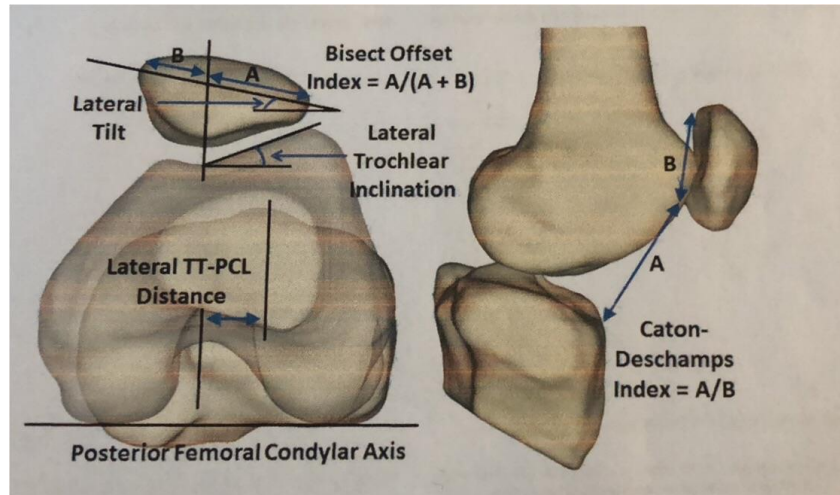


Abbildung 4.2-4

Anatomische Veranschaulichung des Bisect-Offset Index, des lateralen Patella-Tilts, der lateralen Trochlea-Inklination, der lateralen TT-PCL Distanz und des Caton-Deschamps Index
 Quelle: (Elias et al. 2016)

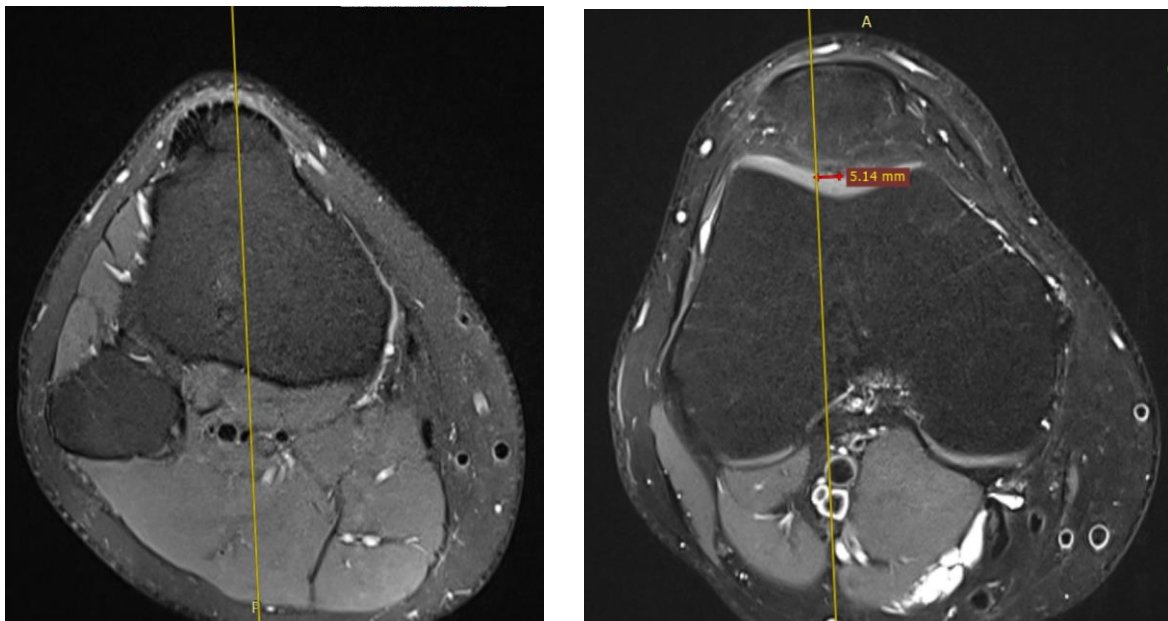


Abbildung 4.2-5

Anatomische Veranschaulichung der Vermessung der TT-PG-Distanz. Die eingezeichneten Linien stehen jeweils senkrecht zur posterioren Kondylenachse.

Zu den patellofemorale Gleitlagereigenschaften des distalen Femurs wurde zunächst die laterale und mediale Trochleainklination bestimmt. Die laterale Trochleainklination (LTI) ist der Winkel zwischen dem lateralen Trochleaanstieg und der posterioren Kondylenachse (vgl. Elias et al. 2016; Elias et al. 2018; Harbaugh et al. 2010; Prakash et al. 2016). Die mediale Trochleainklination (MTI) ist der Winkel zwischen dem

medialen Trochleaanstieg und der posterioren Kondylenachse (Prakash et al. 2016). (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 4.2-4, hierbei ist die mediale Trochleainklination das Gegenstück zur lateralen Trochleainklination und wird nicht zusätzlich illustriert)

Die Bestimmung der Trochleatiefe (TT) wurde wie in Abbildung 4.2-6 veranschaulicht erhoben. Hierbei wurde der Asymmetrie des jeweils höchsten Punktes der medialen und lateralen Facette der Trochlea berücksichtigt und die Trochleatiefe mittels folgender Formel berechnet (vgl. Prakash et al. 2016; Harbaugh et al. 2010):

$$\text{Trochleatiefe} = ((A+C)/2) - B$$

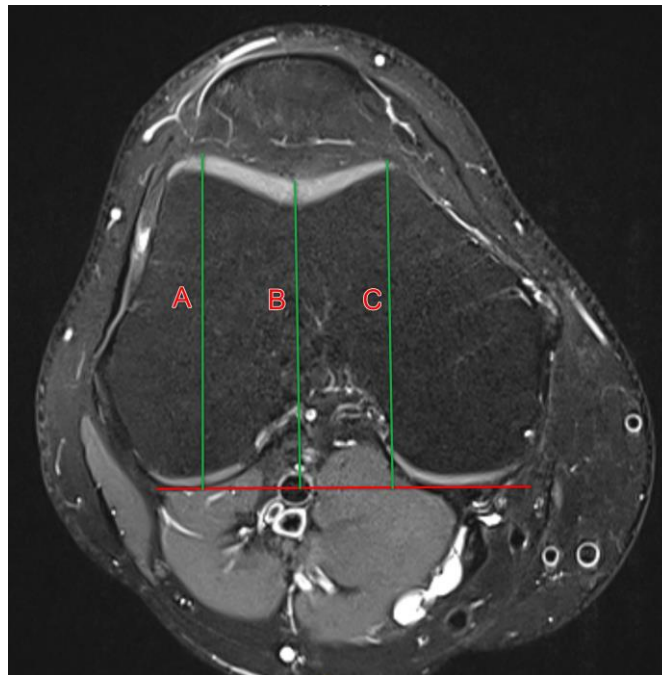


Abbildung 4.2.-6

Veranschaulichung der Vermessung der Trochlea-Tiefe, $((A+C)/2) - B = \text{Trochleatiefe}$

Der Sulcuswinkel wurde ebenso wie die Trochleatiefe zur Charakterisierung der Trochlea bzw. als Maß für möglicherweise vorliegende Dysplasie erhoben. Als Sulcuswinkel bezeichnet man den Winkel zwischen der lateralen und medialen Facette (zur Veranschaulichung siehe Abbildung 4.2-7). (vgl. Prakash et al. 2016; Harbaugh et al. 2010).

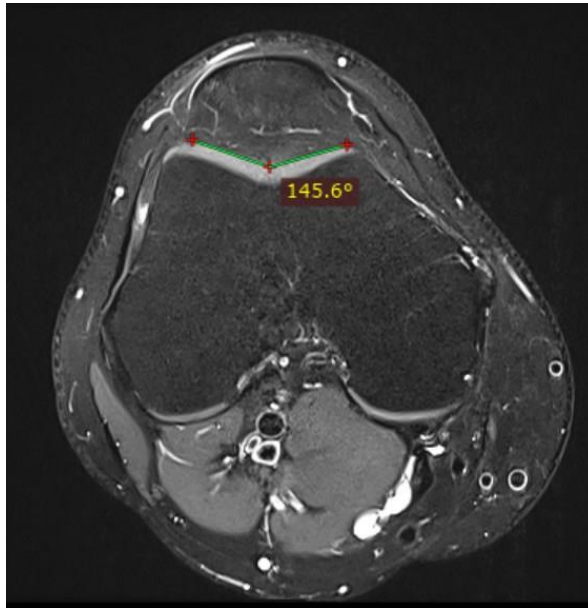


Abbildung 4.2.-7
Veranschaulichung der Vermessung des Sulcuswinkels

Zudem wurde der Trochleawinkel (auch häufig Trochleatilt bezeichnet) als weiteres Maß für eine Trochleadysplasie mit Bezug auf die posteriore Kondylenachse bestimmt (siehe Abbildung 4.2-8).

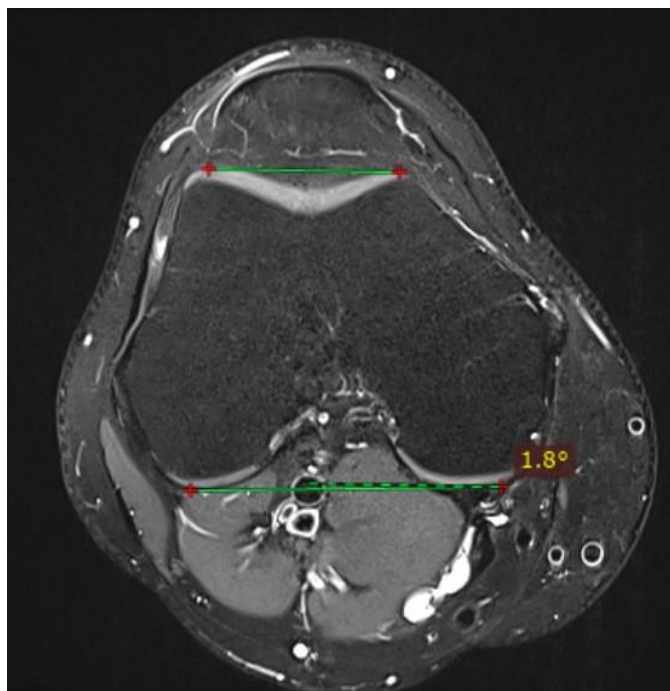


Abbildung 4.2-8
Veranschaulichung der Vermessungstechnik des Trochleawinkels

Sämtliche Messwerte mit Referenzierung zur posterioren Kondylenachse wurden mittels der axialen Schnittbilder des betreffenden Kniegelenkes bestimmt. Die posteriore Kondylenachse wurde an dem am weitesten nach dorsal reichenden Punkt der Kondylen angelegt. Häufig war im selben Schnittbild die Patella in ihrem mittleren Drittel (bezogen auf die Sagittalebene) abgebildet und das Gleitlager gut abgrenzbar. In einigen Fällen musste ähnlich wie bei der Erhebung der Patellaposition (Kapitel 4.2.1) eine Klarsichtfolie angelegt werden, um die Ebene beim ‚Scrollen‘ über mehrere Schnittbilder zu erhalten.

Der Winkel zwischen Femur und Tibia wird als femorotibialer Winkel (FTW) bezeichnet (siehe Abbildung 4.2-9).

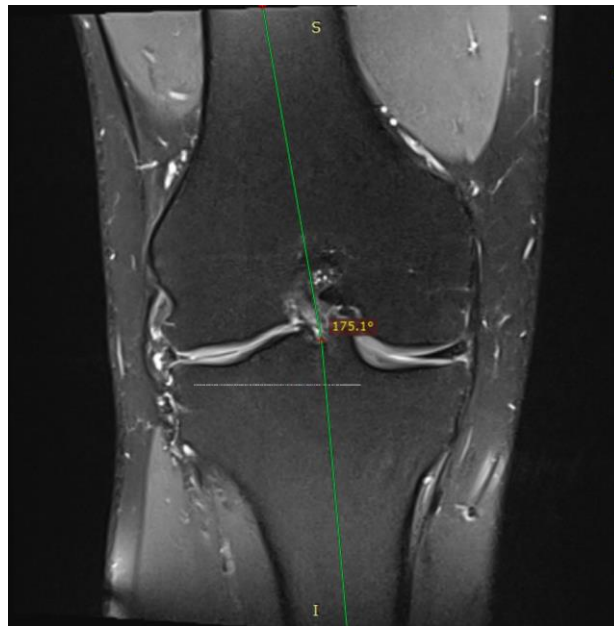


Abbildung 4.2-9

Veranschaulichung des Vermessens des femorotibialen Winkels. Auf diesem Bild würde der femorotibiale Winkel wie folgt errechnet werden: $180^\circ - 175,1^\circ = 4,9^\circ$

4.3 Datenschutz

Sofort bei der Erfassung jedes einzelnen Patienten wurden die Daten irreversibel anonymisiert. Die Daten wurden ausschließlich vom Verfasser dieser Arbeit erhoben, welcher als Arzt in der orthopädischen Abteilung der CKMS tätig ist. Zudem erfolgte die Erhebung der Daten ausschließlich an einem passwortgesicherten Rechner in einem gesonderten und abschließbaren Büro der CKMS. Zu keinem Zeitpunkt waren die Daten für unautorisierte Dritte zugänglich. Auch wurden die Daten gemäß den Datenschutzrichtlinien nicht an Dritte weitergegeben.

Eine entsprechende Beratung durch die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität fand vor Beginn der Studie bzw. der Datenerhebung statt. Ein entsprechendes Votum attestiert die ethische und rechtliche Unbedenklichkeit der Studie.

5 Statistik und Ergebnisse

5.1 Charakteristika des erhobenen Patientenkollektivs im Rohdatensatz

Aufgrund des explorativen Vorgehens konnte im Voraus kein Einfluss auf das hierbei entstehende Patientenkollektiv genommen werden. Zu Beginn der Studie wurde einzig die Gesamtzahl auf 100 auszuwertende Patienten in einer konsekutiven Erhebung festgesetzt. Tabelle 5.1.-1 fasst die hierbei entstandenen Charakteristika zusammen. Zur Methodik der Ausreißer-Identifikation und zum Umgang mit Ausreißern siehe Kapitel 5.2.3.

Anzahl der Patienten [n]	100
Durchschnittsalter [Jahre]	48
Geschlechterverteilung [w/m]	46:54

Tabelle 5.1.-1 Charakteristika des Patientenkollektivs vor Entfernen der Ausreißer

5.2 Statistische Vorgehensweise

5.2.1 Abhängige und unabhängige Variablen

Zu Erleichterung der Textverarbeitung: Fortan werden Abkürzungen für die Positionsparameter und die Gleitlagereigenschaften verwendet. Die einzelnen abgekürzten unabhängigen und abhängigen Variablen sind mit ihren Abkürzungen nochmals im Anhang alphabetisch aufgeführt.

Die Patella-Lateralisation (PLI) wurde zunächst als abhängige Variable untersucht. Als mögliche Einflussvariablen wurden hierzu die Gleitlagerparameter (Laterale Trochleainklination LTI, mediale Trochleainklination MTI, Trochleawinkel TW, Sulkuswinkel SW, Trochleatiefe TT, Patellarückflächenlänge PRL), die Positionsparameter für die Tuberositas tibiae (TT-PCL-Distanz und TT-PG-Distanz), die Patella-Höhe (Patellahöhenindex PHI, Caton-Dechamps-Index CDI, Insall-Salvati-Index ISI), der femorotibiale Winkel (FTW), das Alter und Geschlecht sowie die charakteristischen Parameter für das patellare Tracking (Bisect-offset-Index BOI, Pat.-Tilt) angenommen.

Anschließend wurden die Einflüsse auf das patellare Tracking genau untersucht und der Bisect-Offset-Index (BOI) sowie der Pat.-Tilt als abhängige Variablen angenommen. Als mögliche Einflussvariablen hierzu wurden die Gleitlagerparameter (LTI, MIT, TW, SW, TT, PRL), die Positionsparameter für die Tuberositas tibiae (TT-PCL-Distanz und TT-PG-Distanz), die Patella-Höhe (PHI, CDI, ISI), der femorotibiale Winkel (FTW) sowie das Alter und Geschlecht angenommen.

Der BOI und der Pat.-Tilt nehmen in dieser Studie eine Sonderstellung ein. Sowohl BOI als auch Pat.-Tilt werden hinsichtlich des PLI als Einflussvariablen angesehen. In der weiteren o.g. Analyse werden sie jedoch auch als abhängige Variablen untersucht, da sowohl BOI als auch Pat.-Tilt die Patellaposition/-stellung bzw. Subluxationsstellung der Patella charakterisieren.

5.2.2 Statistische Methodik

Zunächst soll mittels Korrelationen geprüft werden, ob ein linearer Zusammenhang der Prädiktoren mit den abhängigen Variablen vorliegt. Für Prädiktoren mit Normalverteilung wird der Pearson-Korrelationskoeffizient errechnet. Für nicht-normalverteilte unabhängige Variablen wird als nicht-parametrische Alternative der Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient ermittelt. Zeigen sich hierbei signifikante lineare Zusammenhänge, werden hinsichtlich dieser Variablen zunächst einfache lineare Regressionen durchgeführt. Schließlich wird auch untersucht, ob das Geschlecht einen Einfluss auf die Positionsparameter hat. Sofern Normalverteilung der unabhängigen Stichproben (männlich/weiblich) herrscht wird hier ein T-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt.

Sodann werden alle linear mit der abhängigen Variable zusammenhängenden und signifikant mit dieser korrelierenden Prädiktoren hinsichtlich der jeweils geprüften abhängigen Variable in einer schrittweisen multivariaten linearen Regression nochmals überprüft und entsprechende Modelle zur weiteren Evaluation erstellt.

Zudem wird vor jeder multiplen linearen Regressionsanalyse eine mögliche Multikollinearität der Prädiktoren überprüft. Es wird bei Korrelationskoeffizienten von $< 0,7$ zwischen den unabhängigen Variablen nicht von einer Multikollinearität ausgegangen.

Anschließend werden die Residuen aller Regressionen nach Abschluss sowohl graphisch als auch analytisch auf Unabhängigkeit, Homoskedastizität und Normalverteilung überprüft. Zudem wird nach jeder linearen Regression überprüft, ob die unabhängigen Variablen mit den Störtermen korrelieren, um mögliche nicht in der Regression berücksichtigte systematische Einflussgrößen zu erkennen.

Bei allen in dieser Studie durchgeführten Tests wird die Nullhypothese ab einem p-Wert von unter 0,05 verworfen.

5.2.3 Prüfung der unterschiedlichen Voraussetzungen vorab: Umgang mit Ausreißern, Normalverteilungen der Variablen und Stichproben

Zunächst wurden Boxplots aller unabhängigen und abhängigen Variablen erstellt, in welchen die Länge des unteren und oberen Whiskers maximal das 1,5-fache des Interquartilsabstandes betrug. Ausreißer außerhalb dieser Whisker wurden entfernt, da durch die irreversible Anonymisierung der Daten Messfehler nicht auszuschließen waren und eine Überprüfung der Werte nicht mehr möglich war. Um eine Datenreduktion des Rohdatensatzes zu vermeiden, wurden anstelle der Ausreißer sogenannte ‚Missing Values‘ in die Datenbank eingesetzt und nicht der ganze Fall entfernt.

Nach der Bereinigung der Rohdatensätze zeigten alle übrigen metrischen Faktoren bis auf das Alter, der FT-Winkel und der TW im Histogramm graphisch eine Normalverteilung. Zur Prüfung dieses Sachverhaltes wurde ein Shapiro-Wilk-Test für alle Variablen durchgeführt (siehe Tabelle 5.2.2-1). Der o.g. visuelle Verdacht konnte hierbei analytisch bestätigt werden. Bei p-Werten unter 0,5 musste die Nullhypothese verworfen werden, welche besagt, dass eine Normalverteilung vorliegt. Daher ist nicht mehr von einer Normalverteilung des TW's und des Alters auszugehen. Wie sich das auf die statistische Vorgehensweise auswirkte, wurde bereits in Kapitel 5.2.2 erläutert.

	Shapiro-Wilk-Test
LTI [°]	0,398
MTI [°]	0,661
Pat.-Tilt [°]	0,231
TW [°]	0,004
SW [°]	0,227
TT [mm]	0,301
BOI [%]	0,337
TT-PCL [mm]	0,395
TT-PG [mm]	0,084
Alter	0,005
PRL [mm]	0,126
FTW [°]	0,001
PLI [%]	0,603
PHI [%]	0,676
Caton-Deschamps-Index	0,501
Insall-Salvati-Index	0,546

Tabelle 5.2.3-1 Analytische Prüfung der Normalverteilung der abhängigen und unabhängigen Variablen mittels Shapiro-Wilk-Test

Da in dieser Studie auch der Einfluss des Geschlechtes auf die Patellaposition überprüft werden sollte, wurde auch hier die Normalverteilung der abhängigen Variable

in den beiden Stichproben (männlich/weiblich) überprüft. Dies erfolge zunächst wieder durch die Betrachtung der Histogramme und sodann auch analytisch (siehe Tabelle 5.2.3-2 bis Tabelle 5.2.3-4 im Anhang). Der Grund hierfür war, dass geklärt werden sollte, ob ein T-Test als analytisches Mittel empfehlenswert ist. Auch hier besagt die Nullhypothese, dass Normalverteilung herrscht und ab einem p-Wert von $> 0,05$ sollte die Nullhypothese nicht verworfen werden. Die abhängigen Variablen waren stets in beiden Stichproben normalverteilt. Die entsprechenden Prüfungen der Stichproben mittels Shapiro-Wilk-Test für jede abhängige Variable finden sich in den o.g. Tabellen im Anhang. Bei Durchführung des T-Testes wird dann gleichzeitig die Homogenität der Varianzen basierend auf dem Mittelwert überprüft (Levene-Test). Die Ergebnisse des Levene-Testes befinden sich in den Tabellen der entsprechenden T-Tests in Kapitel 5.3.

Zudem wurde vor Beginn der schrittweisen multiplen linearen Regressionen eine mögliche Multikollinearität der signifikant mit der abhängigen Variablen korrelierenden Prädiktoren überprüft. Hierbei wird bei Korrelationskoeffizienten von $< 0,7$ zwischen den unabhängigen Variablen nicht von einer Multikollinearität ausgegangen. Dieser Wert wurde in nur einem Fall überschritten: Dies war beim TW und beim SW vor der schrittweisen multiplen linearen Regression mit dem Pat.-Tilt als abhängige Variable der Fall. In Kapitel 5.3.3 wird erläutert, welche Maßnahmen ergriffen wurden, um auch in dieser multiplen Regressionsanalyse Multikollinearität zu vermeiden. Alle übrigen signifikant mit den unabhängigen Variablen korrelierenden Prädiktoren konnten in den restlichen schrittweisen multiplen linearen Regressionen uneingeschränkt analysiert werden. Die entsprechenden Tabellen zur Prüfung der Multikollinearität befinden sich im Anhang (Tabelle 5.2.3-7 bis Tabelle 5.2.3-9).

5.3 Ergebnisse

5.3.1 Der Patella-Lateralisations-Index (PLI) und seine Prädiktoren

Abhängige Variable Unabhängige Variablen	PLI [%]				
	LTI [°]	TW [°]	BOI [%]	TT-PCL [mm]	FTW [°]
Korrelation					
N (Fallzahl n. Entfernung Ausreißer)	98	97	93	96	93
Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,236		0,447	0,430	
Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient		-0,158			0,206
p-Wert der Korrelation (2-seitig)	0,019	0,029	< 0,001	< 0,001	0,007
Regressionsmodell					
df	1; 96	1; 95	1; 91	1; 94	1;91
F-Wert des Modells	5,646	6,144	22,689	21,303	9,263
p-Wert des Regressions-Modells	0,019	0,015	< 0,001	< 0,001	0,003
R ² -Wert	0,056	0,061	0,200	0,185	0,092
Quadratsumme nicht-std. Residuen	2371,876	2355,372	1650,393	1877,848	2182,696
Standardfehler des Schätzers	4,97062	4,9793	4,25866	4,46958	4,89752
Koeffizienten der Konstanten / unabh. Variable:					
Konstante:					
Nicht-standard. Regressionskoeff. b	14,443	9,998	-12,4	2,262	2,292
Std.-fehler nicht-stand.-Reg.Koeff. b	2,666	0,883	4,315	1,412	1,965
T-Wert	5,418	11,322	-2,874	1,602	1,167
p-Wert	< 0,001	< 0,001	0,005	0,113	0,246
Unabh. Variable:					
Nicht-standard. Regressionskoeff. b	-0,316	-0,428	0,352	0,419	0,995
Std.-fehler nicht-standard.-Koeff. B	0,133	0,173	0,074	0,091	0,327
T-Wert	-2,376	-2,479	4,763	4,616	3,044
p-Wert	0,019	0,015	< 0,001	< 0,001	0,003

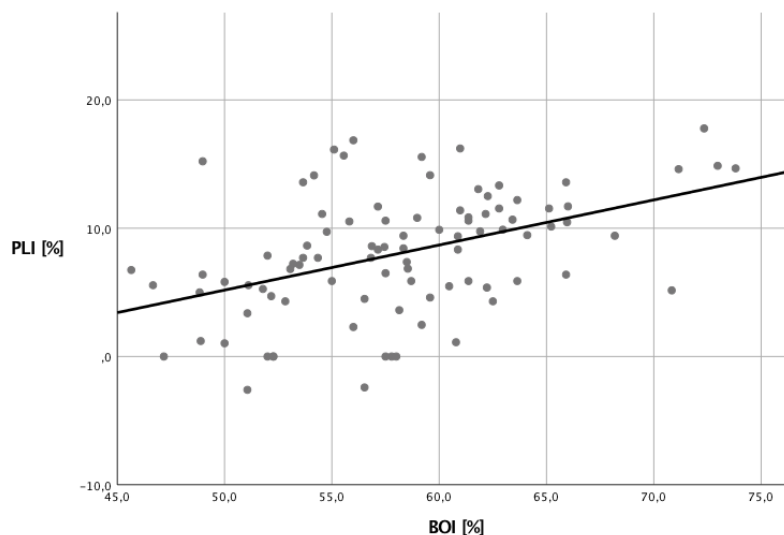
Tabelle 5.3.1-1

Signifikante Korrelationen und einfache lineare Regressionen mit dem PLI [%] als abhängige Variable

Abhängige Variable	PLI [%]									
Unabhängige Variablen	MTI [°]	Pat.-Tilt [°]	SW [°]	TT [mm]	TT-PG [mm]	PHI [%]	Alter [Jahren]	PRL [mm]	CDI	ISI
Korrelation										
N (Fallzahl n. Entfernung Ausreißer)	98	95	98	96	97	97	98	98	98	98
Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,049	0,181	0,153	-0,167	0,157	0,001		-0,058	0,116	0,004
Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient							-0,041			
p-Wert der Korrelation (2-seitig)	0,632	0,079	0,132	0,105	0,126	0,989	0,559	0,567	0,254	0,969

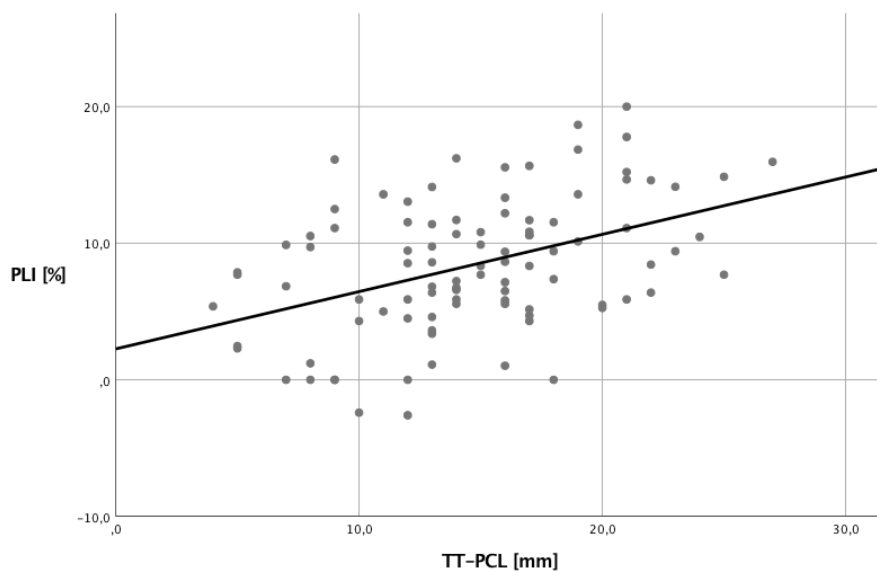
Tabelle 5.3.1-2
Nicht-signifikante Korrelationen der unabhängigen Variablen mit dem PLI [%]

Anhand der Korrelationskoeffizienten und der einfachen linearen Regressionen zeigte der BOI die stärkste Korrelation mit einem hochsignifikanten Pearson-Korrelationskoeffizient von 0,447 ($p < 0,001$). Es handelt sich hierbei also um einen hochsignifikanten moderaten Effekt (vgl. Cohen 1988). Das Bestimmtheitsmaß (R^2) betrug 0,2. Das bedeutet, dass 20% der Varianz des PLI durch dieses einfache lineare Regressionsmodell erklärt werden. Der Regressionskoeffizient b der unabhängigen Variable war hierbei ebenso hochsignifikant. Zudem zeigt sich eine stark signifikante Konstante ($p = 0,005$), welche in der Regressionsgeraden den Schnittpunkt mit der y-Achse darstellt. (siehe Tabelle 5.3.1-1 sowie Graphik 5.3.1-1 inkl. Regressionsgerader).



Graphik 5.3.1-1
Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors BOI [%] und der abhängigen Variable PLI [%]

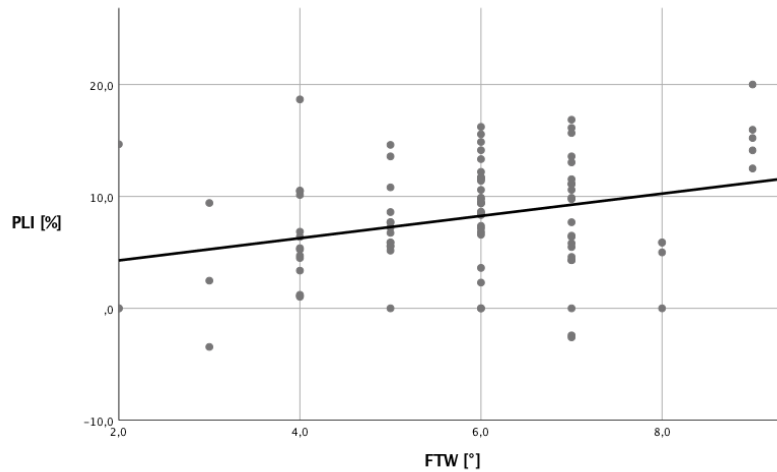
In nahezu gleichem Maße korrelierte die TT-PCL-Distanz mit dem PLI (Pearson-Korrelationskoeffizient von 0,430) ebenfalls in hochsignifikanter Weise und ist als moderater Effekt (vgl. Cohen 1988) zu interpretieren. Das Bestimmtheitsmaß (R^2) war mit 0,185 nur geringfügig niedriger als beim BOI. Die nicht-signifikante Konstante spielt hier nur eine untergeordnete Rolle. Der durch den Regressionskoeffizienten b beschriebene Effekt ist hochsignifikant ($p < 0,001$). Aufgrund der nicht-signifikanten Konstante lässt sich jedoch nicht genau ermitteln, an welchem Punkt die y -Achse von der Regressionsgeraden gekreuzt wird. (siehe Tabelle 5.3.1-1 sowie Graphik 5.3.1-2 inkl. Regressionsgerader)



Graphik 5.3.1-2

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors TT-PCL [mm] und der abhängigen Variable PLI [%]

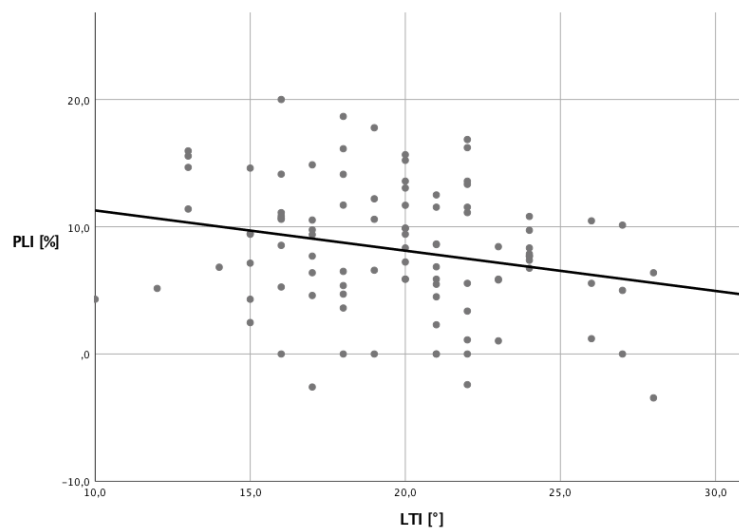
In geringerem Maße korrelierte der FTW in sehr signifikanter Weise mit dem PLI. Der Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient lag bei 0,206 und das Bestimmtheitsmaß (R^2) der einfachen Regression bei 0,092. (siehe Tabelle 5.3.1-1 und Graphik 5.3.1-3)



Graphik 5.3.1-3

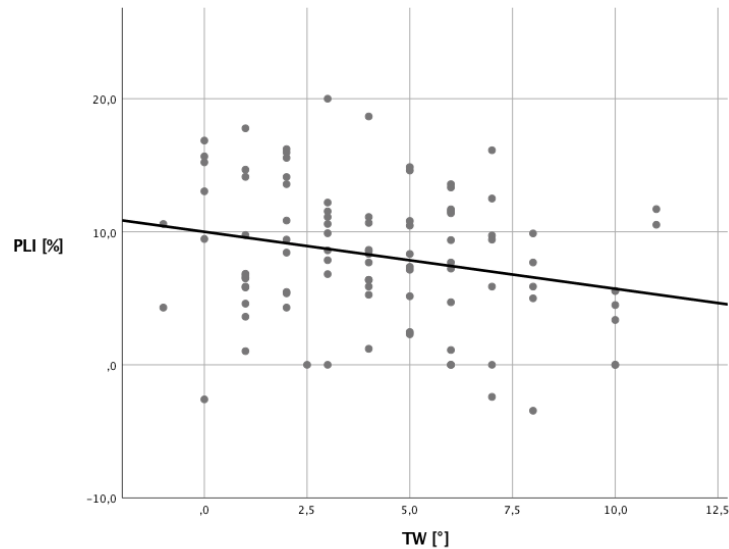
Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors PTW [°] und der abhängigen Variable PLI [%]

Die LTI sowie der TW zeigten mit Bestimmtheitsmaßen (R^2) von 0,056 und 0,061 einen geringen linearen Zusammenhang (vgl. Cohen 1988), mit jedoch signifikanten Korrelationen und Regressionsmodellen inklusive der Koeffizienten (siehe Tabelle 5.3.1-1 und Graphik 5.3.1-4 + Graphik 5.3.1-5). Ein linearer Zusammenhang ist also anzunehmen. Deshalb wurden beide Werte zusammen mit dem BOI und der TT-PCL-Distanz in einer multiplen linearen Regressionsanalyse nochmals analysiert.



Graphik 5.3.1-4

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors LTI [Grad °] und der abhängigen Variable PLI [%]



Graphik 5.3.1-5

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors TW [Grad°] und der abhängigen Variable PLI [%]

Alle anderen metrischen unabhängigen Variablen zeigten keine signifikanten linearen Zusammenhänge mit dem PLI (siehe Tabelle 5.3.1-2). Graphisch wurde anhand von Streudiagrammen bei allen unabhängigen Variablen überprüft, ob es sich um einen anderen nicht-linearen Zusammenhang handeln könnte. Dies war bei keinem der Prädiktoren der Fall. Im Falle der nicht-signifikant korrelierenden Prädiktoren zeigten sich nur völlig unzusammenhängende Werteverteilungen ohne erkennbare Abhängigkeitsstruktur.

Das Geschlecht hatte keinen signifikanten Einfluss auf den PLI (siehe Tabelle 5.3.1-3 und 5.3.1-4). Der p-Wert lag mit 0,286 deutlich über dem zuvor festgelegten Signifikanzniveau von 0,05 (siehe Kapitel 5.2.2). Es gab also keinen signifikanten Unterschied der Mittelwerte und es konnte somit auch kein signifikanter Effekt nachgewiesen werden. Nebenbefundlich anzufügen ist, dass die in Tabelle 5.3.1-3 angegebene Levene-Statistik in dem Fall die Voraussetzung der Varianzgleichheit attestiert, da hier der p-Wert über 0,05 liegt und somit die Nullhypothese (welche besagt, dass Varianzgleichheit herrscht) nicht verworfen werden kann.

Leven-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit					95% Konfidenzintervall der Diff.	
F-Wert	P-Wert	T-Wert	df	p-wert (2-seitig)	Mittlere Diff.	Stand.-fehler Diff.	Untere	Obere
0,830	0,365	-1,072	96	0,286	-1,1070545	1,03258313	-3,1567158	0,942606833

Tabelle 5.3.1-3
T-Test zur Prüfung des Einflusses des Geschlechts auf den PLI [%]

	N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Männlich	54	7,72580796	5,29029827	0,719918409
Weiblich	44	8,83286243	4,81840413	0,726401754

Tabelle 5.3.1-4
Gruppenstatistik des T-Test zur Prüfung des Einflusses des Geschlechts auf den PLI [%]

Das Modell der schrittweisen multiplen linearen Regression bestätigt den bereits in den einfachen linearen Regressionen erhobenen Verdacht, dass sich der BOI, die TT-PCL-Distanz und der FTW am besten als Prädiktoren des PLI eignen (siehe Tabelle 5.3.1-5). Hierbei zeigt sich der sehr signifikante Betakoeffizient des BOI mit 0,318 ($p = 0,002$) gegenüber dem ebenfalls sehr signifikanten Beta-Koeffizienten der TT-PCL-Distanz von 0,291 ($p = 0,004$) etwas größer. Einen kleineren, aber immer noch mittleren Effekt auf den PLI zeigte der FTW mit einem Beta-Koeffizienten von 0,260. Das gesamte Modell ist hochsignifikant (F bei df 3; 82 = 10,880, $p < 0,001$). Die Anpassungsgüte des Modells liegt bei einem korrigierten r^2 von 0,259. Insgesamt wird durch das Modell ein moderater bis starker Effekt beschrieben (vgl. Cohen 1988). Ein korrigiertes R^2 von 0,259 bedeutet, dass 25,9 % der Streuung des PLI durch dieses Regressionsmodell erklärt werden können.

Zusammenfassend lässt sich also festhalten, dass die Patella-Lateralisation maßgeblich von der lateralen patellaren Instabilität, der Lateralisation des Patellarsehnenansatzes und des femorotibialen Winkels abhängt.

Schrittweise multiple lineare Regression				
Aufnahme	p < 0,05			
Ausschluss	p > 0,10			
Abhängige Variable	PLI [%]			
Berücksichtigte Variablen (finales Modell)	BOI [%], TT-PCL [mm], FTW [°]			
Nicht berücksichtigte Variablen	LTI [°], TW [°]			
	Modell			
N	86			
R²	0,285			
korrigiertes R²	0,259			
Quadratsumme nicht-stand. Residuen	1346,345			
Standardfehler des Schätzers	4,05202			
F-Wert (df 3; 82)	10,880			
P-Wert	<0,001			
Prädiktoren	Konstante	BOI [%]	TT-PCL [mm]	FTW [°]
Nicht-standard. Regressionskoeffizient b	-16,022	0,258	0,280	0,853
Standardfehler nicht-stand. Reg.Koeff. b	4,889	0,080	0,094	0,308
Beta-Koeffizient		0,318	0,291	0,260
T-Wert	-3,277	3,240	2,963	2,770
p-wert	0,002	0,002	0,004	0,007

Tabelle 5.3.1-5

Schrittweise multiple lineare Regression der abhängigen Variable PLI [%] mit den in den einfachen linearen Regressionen signifikant zusammenhängenden Prädiktoren

5.3.2 Der Bisect-Offset-Index (BOI) und seine Prädiktoren

Abhängige Variable	BOI [%]				
	LTI [°]	SW [°]	TT-PCL [mm]	TT-PG [mm]	PHI [%]
Korrelation					
N (Fallanzahl n. Entfernung der Ausreißer)	93	94	93	93	93
Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,386	0,244	0,357	0,264	0,217
Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient					
p-Wert der Korrelation (2-seitig)	< 0,001	0,018	< 0,001	0,010	0,037
Modell					
df	1; 91	1; 92	1; 91	1; 91	1; 91
F-Wert des Modells	15,892	5,847	13,319	6,841	4,492
p-Wert des Regressions-Modells	< 0,001	0,018	< 0,001	0,010	0,037
R ² -Wert	0,149	0,060	0,128	0,070	0,047
Quadratsumme nicht-stand. Residuen	2834,583	3148,208	2813,509	2909,016	3189,852
Standardfehler des Schätzers	5,58115	5,84975	5,56037	5,65395	5,92058
Koeffizienten der Konstanten / unabh. Variable:					
Konstante:					
Nicht-standard. Regressionskoeff. b	70,493	31,021	52,127	54,795	48,981
Standardfehler nicht-stand. Reg.Koeff. b	3,149	11,256	1,792	1,373	4,388
T-Wert	22,388	2,756	29,091	39,921	11,163
p-Wert	< 0,001	0,007	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Variable:					
Nicht-standard. Regressionskoeff. b	-0,626	0,19	0,425	0,428	0,183
Standardfehler nicht-standard. Koeff. b	0,157	0,078	0,117	0,164	0,086
T-Wert	-3,986	2,418	3,650	2,616	2,119
p-Wert	< 0,001	0,018	< 0,001	0,010	0,037

Tabelle 5.3.2-1

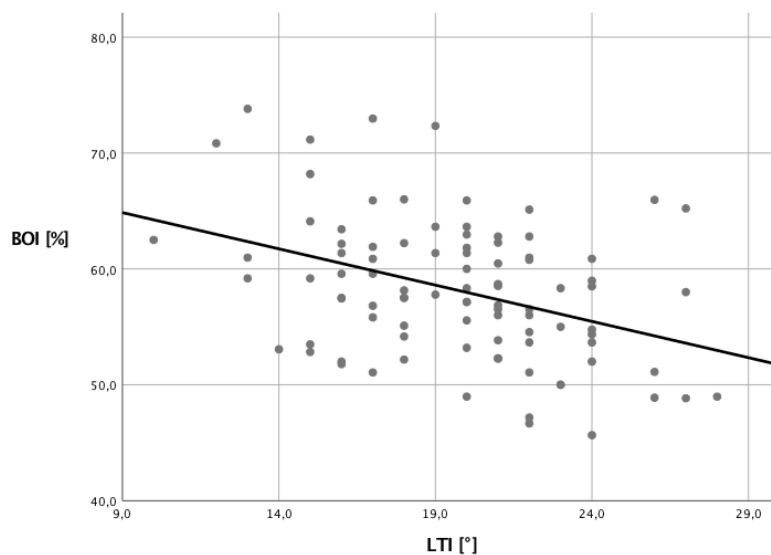
Signifikante Korrelationen und einfache lineare Regressionen mit dem BOI [%] als abhängige Variablen

Abhängige Variable	BOI [%]							
	MTI [°]	TW [°]	TT [mm]	FTW [°]	Alter [Jahren]	PRL [mm]	CDI	ISI
Korrelation								
N (Fallanzahl n. Entfernung der Ausreißer)	94	92	92	88	94	94	94	94
Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,055		-0,195			0,186	0,035	0,011
Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient		-0,088		0,001	-0,056			
p-Wert der Korrelation (2-seitig)	0,596	0,236	0,063	0,988	0,427	0,073	0,738	0,916

Tabelle 5.3.2-2

Nicht-signifikante Korrelationen der unabhängigen Variablen mit dem BOI [%]

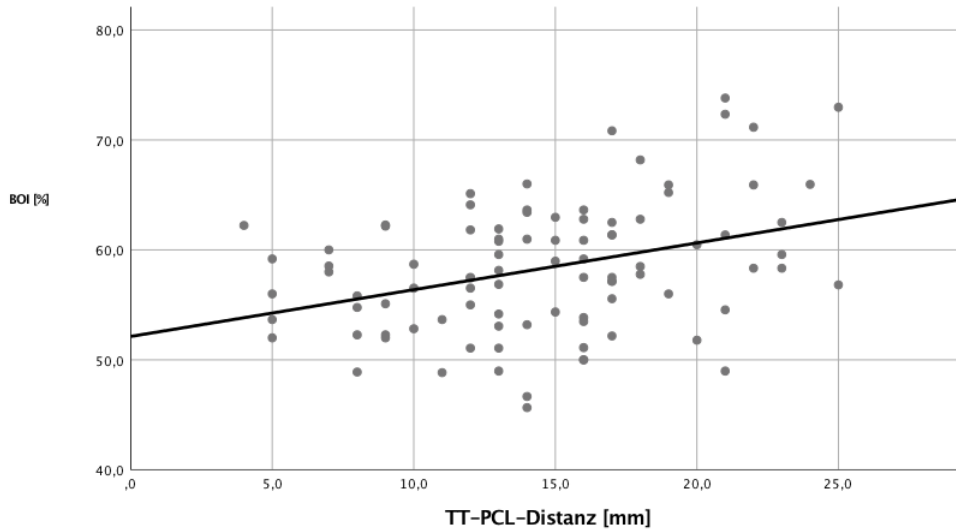
Anhand der Korrelationskoeffizienten und der einfachen linearen Regressionen korrelierte der LTI mit einem Pearson-Korrelationskoeffizienten von $-0,386$ in hochsignifikanter Weise am stärksten mit dem BOI. Das Bestimmtheitsmaß (R^2) war $0,149$, was bedeutet, dass $14,9\%$ der Streuung des BOI durch dieses Regressionsmodell erklärt werden können und einen moderaten Effekt beschreibt (Cohen 1988). Der Regressionskoeffizient b der Variable ist ebenfalls hochsignifikant. Zudem zeigt sich eine hoch signifikante Konstante ($p = < 0,001$), welche in der Regressionsgeraden den Schnittpunkt mit der y-Achse darstellt. (siehe Tabelle 5.3.2-1 sowie Graphik 5.3.2-1)



Graphik 5.3.2-1

Streudiagramm mit Regressionsgeraden der einfachen linearen Regression des Prädiktors LTI [°] und der abhängigen Variable BOI [%]

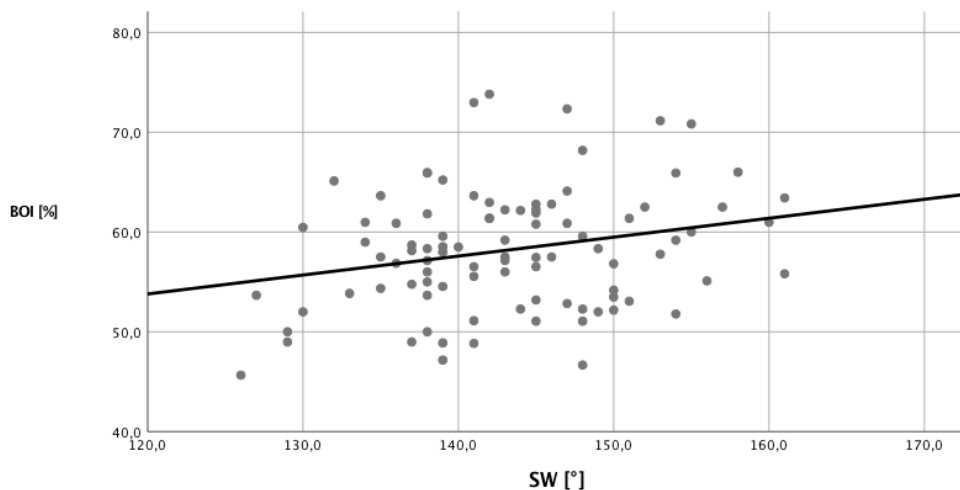
In nur etwas geringem Maße korrelierte der TT-PCL mit dem BOI mit einem Pearson-Korrelationskoeffizienten von $0,357$ in hochsignifikanter Weise ($p < 0,001$). Das Bestimmtheitsmaß (R^2) war $0,128$ und somit werden $12,8\%$ der Streuung des BOI durch dieses Regressionsmodell erklärt. Dies ist ebenfalls als moderater Effekt einzustufen (vgl. Cohen 1988). Der Regressionskoeffizient b der Variable ist ebenso hochsignifikant. Zudem zeigt sich eine hoch signifikante Konstante ($p = < 0,001$), welche in der Regressionsgeraden durch den Schnittpunkt mit der y-Achse definiert wird. (siehe Tabelle 5.3.2-1 sowie Graphik 5.3.2-2)



Graphik 5.3.2-2

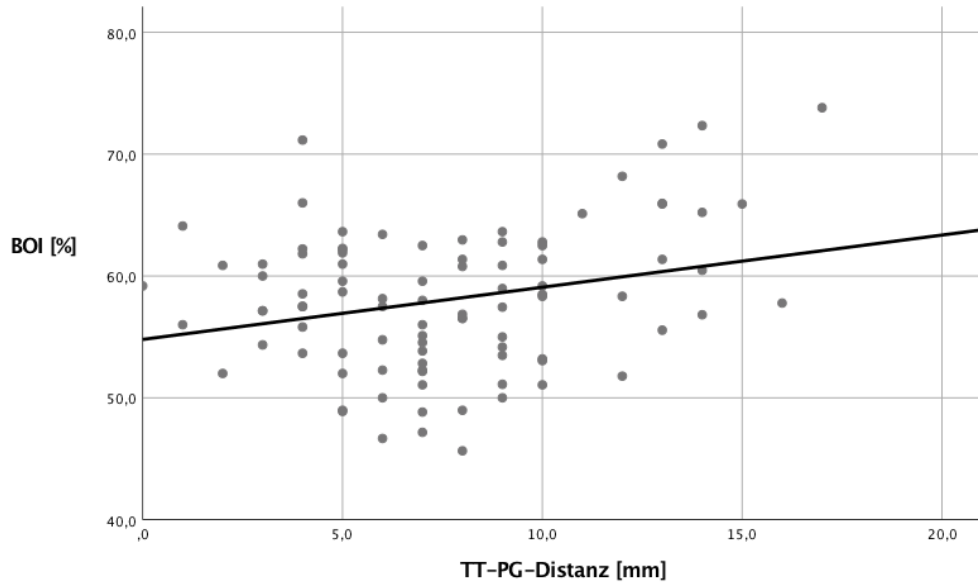
Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors TT-PCL-Distanz [°] und der abhängigen Variable BOI [%]

Der SW, die TT-PG-Distanz und der PHI zeigten einen geringen linearen Zusammenhang ($R^2 < 0,09$) (Cohen 1988), jedoch immer noch signifikante Korrelationen und Regressionsmodelle inkl. der Koeffizienten (siehe Tabelle 5.3.2-1 und Graphiken 5.3.1-3 bis Graphik 5.3.1-4). Deshalb werden diese Parameter zusammen mit dem BOI und der TT-PCL-Distanz in der multiplen linearen Regressionsanalyse im Folgenden nochmals analysiert.



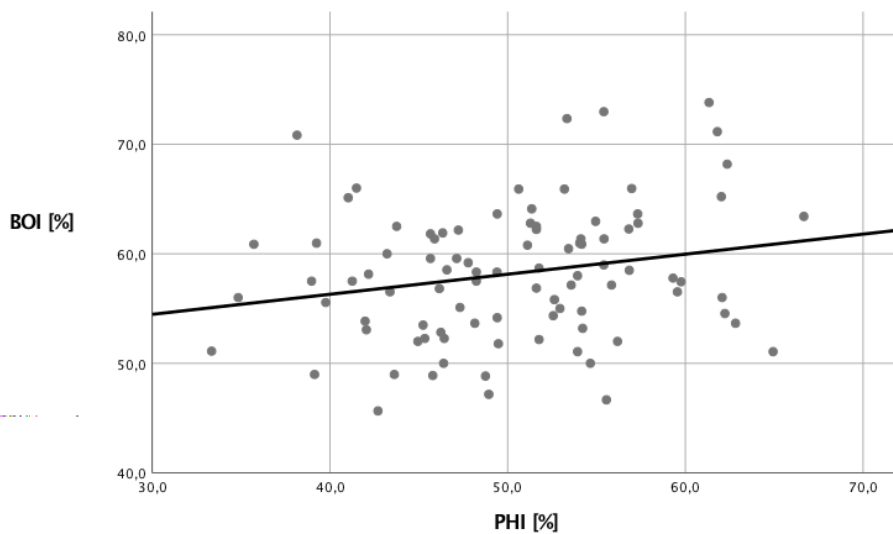
Graphik 5.3.2-3

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors SW [°] und der abhängigen Variable BOI [%]



Graphik 5.3.2-4

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors TT-PG-Distanz [mm] und der abhängigen Variable BOI [%]



Graphik 5.3.2-5

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors PHI [°] und der abhängigen Variable BOI [%]

Alle anderen metrischen unabhängigen Variablen zeigten keine signifikanten linearen Zusammenhänge mit dem BOI (siehe Tabelle 5.3.2-2). Graphisch wurde anhand von Streudiagramme bei allen unabhängigen Variablen zusätzlich überprüft, ob es sich um einen anderen nicht-linearen Zusammenhang handeln könnte. Dies war bei keinem der Prädiktoren der Fall. Im Falle der nicht-signifikanten korrelierenden Prädiktoren

zeigten sich nur völlig unzusammenhängende Werteverteilungen. Es konnte keine sinnvolle Abhängigkeitsstruktur erkannt werden.

Das Geschlecht hatte keinen signifikanten Einfluss auf den BOI (siehe Tabelle 5.3.2-3 und Tabelle 5.3.3-4). Der p-Wert lag mit 0,051 nur knapp über 0,05, dem zuvor festgelegten Signifikanzniveau (siehe Kapitel 5.2.2). Es bestand also kein signifikanter Unterschied der Mittelwerte und somit auch kein signifikanter Effekt. Dadurch wird das Geschlecht nicht in der multivariaten Regression berücksichtigt. Nebenbefundlich anzufügen ist, dass die in Tabelle angegebene Levene-Statistik in dem Fall die Voraussetzung der Varianzgleichheit attestiert, da hier der p-Wert über 0,05 liegt und somit die Nullhypothese (welche besagt das Varianzgleichheit herrscht) nicht verworfen werden kann.

Leven-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit					95% Konfidenzintervall der Diff.	
F-Wert	P- Wert	T-Wert	df	p-wert (2-seitig)	Mittlere Diff.	Stand.fehler Diff.	Untere	Obere
2,623	0,109	-1,978	92	0,051	-2,4197622	1,22325628	-4,8492548	0,009730371

Tabelle 5.3.2-3
T-Test zur Prüfung des Einflusses des Geschlechts auf den BOI [%]

	N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Männlich	51	57,0934887	6,4817505	0,907626613
Weiblich	43	59,5132509	5,14326825	0,784341054

Tabelle 5.3.2-4
Gruppenstatistik des T-Test zur Prüfung des Einflusses des Geschlechts auf den BOI [%]

Das Modell der schrittweisen multiplen linearen Regression bestätigt den bereits durch die einfachen linearen Regressionen erhobenen Verdacht, dass sich die LTI am besten als Prädiktor des BOI eignet (siehe Tabelle 5.3.2-5). Hierbei deutet der sehr signifikante Betakoeffizient von -0,340 (p-Wert 0,001) auf einen moderat großen Effekt hin. Einen etwas kleineren Effekt hat die TT-PCL-Distanz mit einem ebenfalls sehr signifikanten Beta-Koeffizienten von 0,258 (p-Wert 0,007). Der PHI zeigte einen geringeren Effekt mit einem signifikanten Beta-Koeffizienten von 0,216 (p-Wert 0,023). Das gesamte Modell ist hochsignifikant (F bei df 3;86 = 9,915, $p < 0,001$). Die Anpassungsgüte des Modells liegt bei einem korrigierten R^2 von 0,231. Das bedeutet, dass 23,1 % der Streuung des BOI durch dieses Regressionsmodell erklärt werden können, was einem moderatem Effekt gleichkommt (vgl. Cohen 1988).

Zusammenfassend kann man festhalten, dass die Formgebung der Trochlea bezüglich ihrer lateralen Facette, die Lateralisation der Tuberositas tibiae und die Patella-Höhe einen maßgeblichen Effekt auf das Patella-Maltracking bzw. die Subluxationstendenz haben.

Schrittweise multiple lineare Regression				
Aufnahme	p < 0,05			
Ausschluss	p > 0,10			
Abhängige Variable	BOI [%]			
Berücksichtigte Variablen (finales Modell)	LTI [°], TT-PCL [mm], PHI [%]			
Nicht berücksichtigte Variablen	SW [°], TT-PG [mm]			
Modell				
N	90			
R²	0,257			
korrigiertes R²	0,231			
Quadratsumme nicht-stand. Residuen	2220,119			
Standardfehler des Schätzers	5,08087971			
F-Wert (df 3; 86)	9,915			
P-Wert	< 0,001			
Prädiktoren	Konstante	LTI [°]	TT-PCL [mm]	PHI [%]
Nicht-standard. Regressionskoeffizient b	55,298	-0,530	0,315	0,173
Standardfehler nicht-stand.-Reg.Koeff. b	5,102	0,147	0,115	0,075
Beta-Koeffizient		-0,340	0,258	0,216
T-Wert	10,838	-3,603	2,739	2,316
p-wert	< 0,001	0,001	0,007	0,023

Tabelle 5.3.2-5

Schrittweise multiple lineare Regression der abhängigen Variable BOI [%] mit den signifikant korrelierenden Prädiktoren

5.3.3 Der Patella-Tilt und seine Prädiktoren

Abhängige Variable	Pat.-Tilt [°]				
	LTI [°]	TW [°]	SW [°]	TT [mm]	TT-PCL [mm]
Korrelation					
N (Fallanzahl n. Entfernung der Ausreißer)	95	94	96	94	95
Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,426		0,209	-0,280	0,356
Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient		-0,237			
p-Wert der Korrelation (2-seitig)	< 0,001	0,002	0,041	0,006	< 0,001
Modell					
df	1; 93	1; 92	1; 94	1; 92	1; 93
F-Wert des Modells	20,657	11,451	4,314	7,84	13,519
p-Wert des Regressions-Modells	< 0,001	0,001	0,041	0,006	< 0,001
R ² -Wert	0,182	0,111	0,044	0,079	0,127
Quadratsumme nicht-stand. Residuen	1423,347	1534,748	1663,26	1480,518	1518,392
Standardfehler des Schätzers	3,9121	4,0844	4,2065	4,0116	4,0406
Koeffizienten					
Konstante:					
Nicht-standard. Regressionskoeff. b	20,041	12,294	-5,984	14,941	5,836
Standardfehler nicht-stand.-Reg.Koeff. b	2,177	0,730	7,857	1,648	1,284
T-Wert	9,205	16,837	-0,762	9,064	4,546
p-Wert	< 0,001	< 0,001	0,448	< 0,001	< 0,001
Variable:					
Nicht-standard. Regressionskoeff. b	-0,498	-0,495	0,114	-0,814	0,304
Standardfehler nicht-standard.-Koeff. b	0,110	0,146	0,055	0,291	0,083
T-Wert	-4,545	-3,384	2,077	-2,800	3,677
p-Wert	< 0,001	0,001	0,041	0,006	< 0,001

Tabelle 5.3.3-1

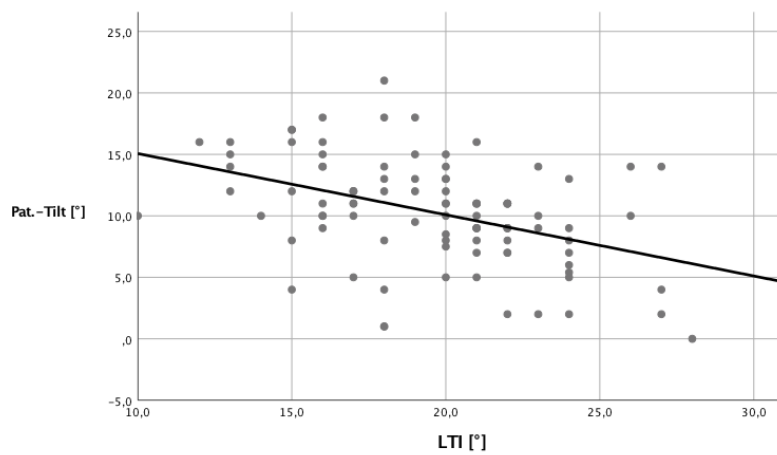
Korrelationen und einfache lineare Regressionen des Pat.-Tilt [°] mit den unabhängigen Variablen

Abhängige Variable	Pat.-Tilt [°]							
	MTI [°]	TT-PG [mm]	FTW [°]	PHI [%]	Alter [Jahren]	PRL [mm]	CDI	ISI
Korrelation								
N (Fallanzahl n. Entfernung der Ausreißer)	96	96	90	95	96	96	96	96
Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,018	0,127		-0,061		0,137	-0,193	0,190
Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient			0,045		-0,036			
p-Wert der Korrelation (2-seitig)	0,864	0,217	0,573	0,559	0,618	0,183	0,059	0,064

Tabelle 5.3.3-2

Nicht-signifikante Korrelationen des Pat.-Tilt [°] mit den unabhängigen Variablen

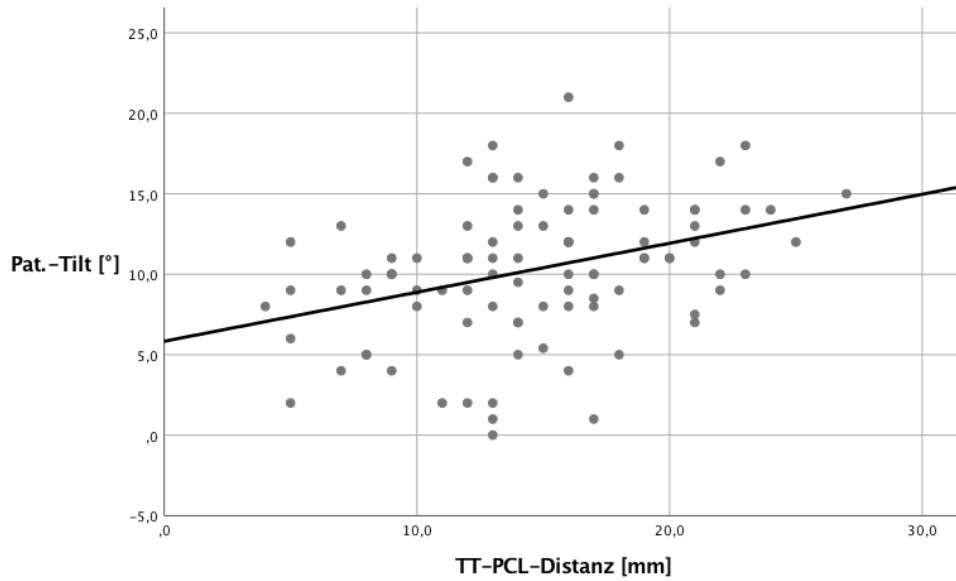
Anhand der Korrelationskoeffizienten und der einfachen linearen Regressionen zeigte die LTI die stärkste Korrelation mit einem hochsignifikanten Pearson-Korrelationskoeffizient von $-0,426$ ($p = < 0,001$) und folglich einem Bestimmtheitsmaß (r^2) von $0,182$ mit dem Patella-Tilt. Dies entspricht nach (vgl. Cohen 1988) einer mittelstarken Korrelation bzw. einem mittelstarken Effekt. Ein R^2 von $0,182$ bedeutet, dass $18,2\%$ der Varianz des Patella-Tilts durch dieses einfache lineare Regressionsmodell erklärt werden können. Der Regressionskoeffizient b der Variable LTI ist ebenso hochsignifikant. Zudem zeigt sich eine hoch signifikante Konstante ($p = < 0,001$), welche in der Regressionsgeraden den Schnittpunkt mit der y-Achse darstellt. (siehe Tabelle 5.3.2-1 sowie Graphik 5.3.2-1).



Graphik 5.3.3-1

Streudiagramm mit Regressionsgeraden der einfachen linearen Regression des Prädiktors LTI [°] und der abhängigen Variable Pat.-Tilt [°]

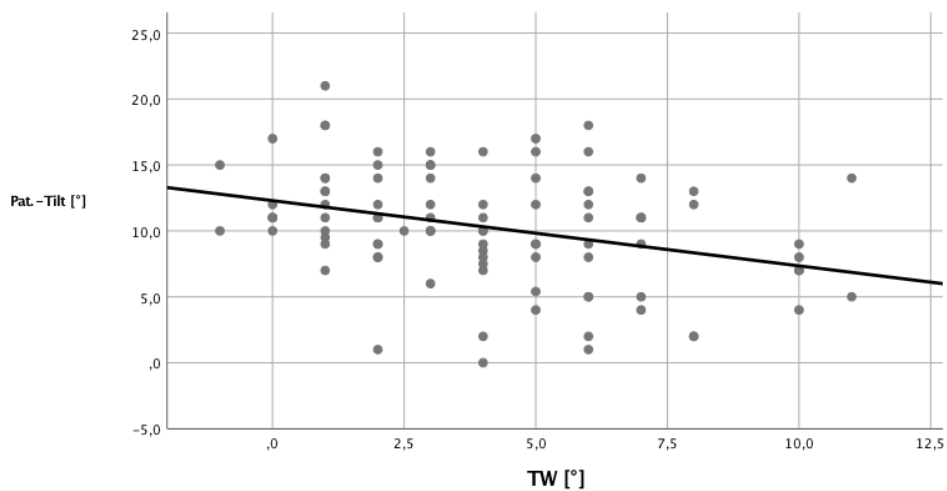
In ebenfalls mittelstarker Weise (vgl. Cohen 1988) korrelierte der TT-PCL ebenfalls mit dem Patella-Tilt. Der hochsignifikante Pearson-Korrelationskoeffizient lag hierbei bei $0,356$ ($p = < 0,001$). Die Anpassungsgüte (R^2) der einfachen linearen Regression ergab $0,127$. Folglich können $12,7\%$ der Streuung der Patella-Tilts durch die Regression erklärt werden. Die Regressionskoeffizienten der Konstanten und der Variable zeigten sich ebenfalls hochsignifikant. (siehe dazu Tabelle 5.3.2-1 und Graphik 5.3.2-2)



Graphik 5.3.3-2

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors TT-PCL-Distanz [mm] und der abhängigen Variable Pat.-Tilt [°]

Mit einem Bestimmtheitsmaß (R^2) von 0,111 hat der TW noch eine mittlere Effektstärke auf den Patella-Tilt bei ebenfalls sehr signifikantem Regressionskoeffizienten der Konstante und hochsignifikantem Regressionskoeffizienten der Variable. (siehe Tabelle 5.3.3-1 und Graphik 5.3.3-3)

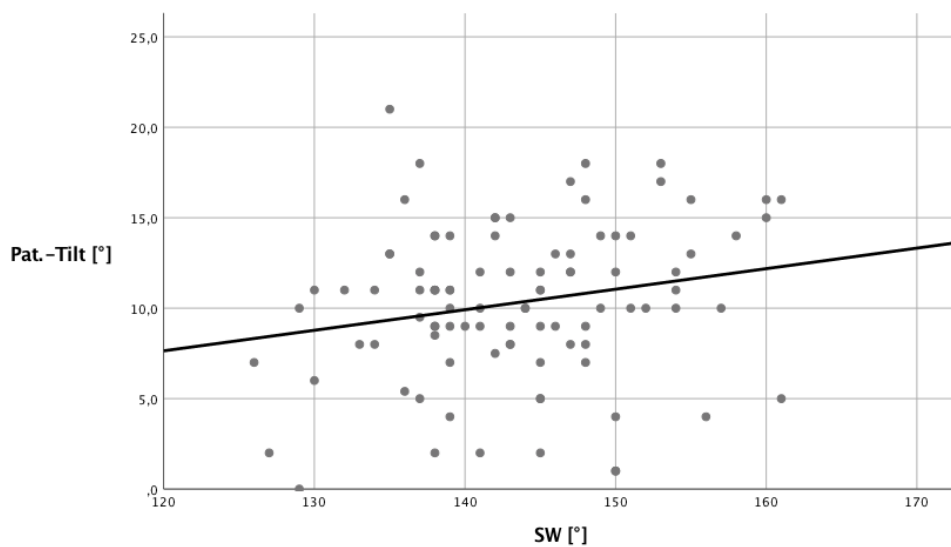


Graphik 5.3.3-3

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors TW [°] und der abhängigen Variable Pat.-Tilt [°]

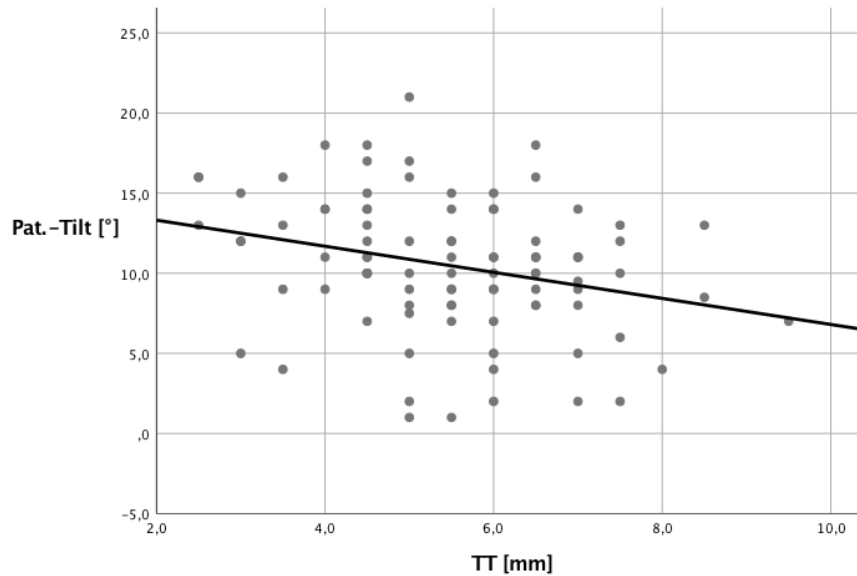
Der SW und die TT zeigten nur einen geringen Effekt (vgl. Cohen 1988) auf den Patella-Tilt. Der Pearson-Korrelations-Koeffizient zwischen dem SW und dem Patella-Tilt lag bei 0,209 und folglich leitet sich daraus eine Anpassungsgüte (R^2) von 0,044 ab. Die TT zeigte einen Pearson-Korrelations-Koeffizienten von -0,280, entsprechend einem Bestimmtheitsmaß von 0,079. Damit ist dieser Wert leicht höher als der des Sulkuswinkels. (siehe Tabelle 5.3.3-1 und Graphiken 5.3.3-4 und 5.3.3-5)

Da der SW und die TT einen Korrelationskoeffizienten nach Pearson von 0,757 zueinander aufweisen, konnten zur Vermeidung einer Multikollinearität nicht beide gleichzeitig in der multiplen linearen Regression analysiert werden. Beide Parameter messen ein sehr ähnliches Gleitlagermerkmal und beide stellen ein Maß für die Trochleadysplasie dar. Deshalb wurde nur der effektstärkere Parameter weiter in einer multiplen linearen Regression analysiert. Aufgrund der besseren Anpassungsgüte (r^2 0,079 im Vergleich zu 0,044, siehe Tabelle 5.3.3-1) fiel die Entscheidung auf die TT.



Graphik 5.3.3-4

Streudiagramm mit Regressionsgeraden der einfachen linearen Regression des Prädiktors SW [°] und der abhängigen Variable Pat.-Tilt [°]



Graphik 5.3.3-5

Streudiagramm mit Regressionsgerader der einfachen linearen Regression des Prädiktors TT [mm] und der abhängigen Variable Pat.-Tilt [°]

Alle anderen metrischen unabhängigen Variablen zeigten keine signifikanten linearen Zusammenhänge mit dem BOI (siehe Tabelle 5.3.3-2). Graphisch wurde anhand von Streudiagrammen bei allen unabhängigen Variablen zusätzlich überprüft, ob es sich um einen anderen, nicht-linearen Zusammenhang handeln könnte. Dies war bei keinem der Prädiktoren der Fall.

Das Geschlecht hatte keinen signifikanten Einfluss auf den Patella-Tilt (siehe Tabelle 5.3.3-3 und Tabelle 5.3.3-4). Der p-Wert lag mit 0,400 deutlich über 0,05, unserem zuvor festgelegten Signifikanzniveau (siehe Kapitel 5.2.2). Es gab also keinen signifikanten Unterschied der Mittelwerte und somit auch keinen signifikanten Effekt. Dadurch wird das Geschlecht in der multivariaten Regression nicht berücksichtigt. Nebenbefundlich anzufügen ist, dass die in Tabelle 5.3.3-3 angegebene Levene-Statistik in dem Fall die Voraussetzung der Varianzgleichheit attestiert, da hier der p-Wert über 0,05 liegt und somit die Nullhypothese (welche besagt das Varianzgleichheit herrscht) nicht verworfen werden kann.

Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit					95% Konfidenzintervall der Diff.	
F-Wert	P- Wert	T-Wert	df	p-wert (2-seitig)	Mittlere Diff.	Stand.-fehler Diff.	Untere	Obere
0,269	0,605	-0,846	94	0,400	-0,7425	0,8779	-2,4855	1,0005

Tabelle 5.3.3-3

T-Test zur Prüfung des Einflusses des Geschlechts auf den Pat.-Tilt [°]

	N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Männlich	52	9,971	4,4506	0,6172
Weiblich	44	10,714	4,0813	0,6153

Tabelle 5.3.3-4

Gruppenstatistik des T-Test zur Prüfung des Einflusses des Geschlechts auf den Pat.-Tilt [°]

Das finale Modell der schrittweisen multiplen linearen Regression zeigt, dass sich der TW und die TT am besten als Prädiktoren des BOI eignen (siehe Tabelle 5.3.2-5). Dies kommt wiederum durch den hochsignifikanten Betakoeffizient von -0,386 (p-wert 0,001) und -0,369 (p-wert 0,001) als Hinweis auf einen ausgeprägten Effekt zum Ausdruck. Einen kleineren Effekt hat die TT-PCL-Distanz mit einem sehr signifikanten Beta-Koeffizienten von 0,258.

Das gesamte Modell ist hochsignifikant (F bei df 3; 87 = 14,569, $p < 0,001$). Die Anpassungsgüte des Modells liegt bei einem korrigierten R^2 von 0,311. Das bedeutet, dass 31,1 % der Streuung des Patella-Tilts durch dieses Regressionsmodell erklärt werden können und entspricht nach Cohen (1988) einem starken Effekt bzw. einer hohen Anpassungsgüte des Modells.

Es erscheint zunächst verwunderlich, warum der am besten korrelierende LTI nicht in das finale Modell aufgenommen wurde. Zur Überprüfung des schrittweisen Regressionsmodells wurde deshalb nochmals eine multiple lineare Regression mit Einschluss aller Variablen durchgeführt. Auch hier zeigte sich, dass die Regressionskoeffizienten für den LTI nicht signifikant waren. Daher wird dieses schrittweise Regressionsmodell weiterhin angenommen.

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass die Verkipfung der Patella (Patella-Tilt) maßgeblich vom den Trochleaeigenschaften abhängen. Der Patella-Tilt wird jedoch auch von der Lateralisation des Patellarsehnenansatzes beeinflusst, jedoch in etwas geringerem Ausmaß.

Schrittweise multiple lineare Regression				
Aufnahme	p < 0,05			
Ausschluss	p > 0,10			
Abhängige Variable	Pat.-Tilt [°]			
Berücksichtigte Variablen (finales Modell)	TT-PCL [mm], TW [°], TT [mm]			
Nicht berücksichtigte Variablen	LTI [°]			
	Modell			
N	91			
R²	0,334			
korrigiertes R²	0,311			
Quadratsumme nicht-stand. Residuen	1060,721			
Standardfehler des Schätzers	3,4917			
F-Wert (df 3; 87)	14,569			
P-Wert	< 0,001			
Prädiktoren	Konstante	TT-PCL [mm]	TW [°]	TT [mm]
Nicht-standard. Regressionskoeffizient b	15,435	0,215	-0,555	-1,074
Standardfehler nicht-stand.-Reg.Koeff. b	2,210	0,075	0,134	0,266
Beta-Koeffizient		0,258	-0,386	-0,369
T-Wert	6,985	2,857	-4,148	-4,044
p-wert	< 0,001	0,005	< 0,001	< 0,001

Tabelle 5.3.3-5

Schrittweise multiple lineare Regression der abhängigen Variable Pat.-Tilt [°] mit den in den einfachen linearen Regressionen signifikant zusammenhängenden Prädiktoren

5.4 Nachträgliche Überprüfung der Voraussetzungen: Normalverteilung, Unabhängigkeit und Homoskedastizität der Residuen; Exogenität der unabhängigen Variablen

Die Statistik der Residuen aller einfachen und multiplen linearen Regressionen entsprach den erforderlichen Voraussetzungen. Im Streudiagramm der standardisierten vorhergesagten Werte und der standardisierten Residuen zeigte sich stets Homoskedastizität und keine Autokorrelation der Residuen. Zudem zeigte sich histogrammisch stets eine Normalverteilung der Residuen.

Die Homoskedastizität wurde analytisch mittels White-Test überprüft. Die Unabhängigkeit der Residuen wurde mittels Durbin-Watson-Test und die Normalverteilung der Residuen mittels Shapiro-Wilk-Test überprüft. (siehe analytische Test-Ergebnisse bezüglich der Residuen aller Regressionen in den Tabellen 5.4-1 bis 5.4-6 im Anhang)

Für den White-Test und den Shapiro-Wilk-Test gilt, dass die Nullhypothese die o.g. vorausgesetzten Bedingungen (Homoskedastizität bzw. Normalverteilung der Residuen) attestiert und ab einem p-Wert von $> 0,05$ nicht verworfen werden kann. Beim Durbin-Watson-Test wird in dieser Studie bei Werten zwischen 1,5 und 2,5 von einer Unabhängigkeit der Residuen ausgegangen. Damit ist eine Autokorrelation nicht anzunehmen.

Um mögliche systematische Einflussgrößen auszuschließen, ist es wichtig, dass die unabhängigen Variablen nicht mit den Residuen korrelieren. Diese Voraussetzungen waren bei allen durchgeführten Regressionen gegeben (siehe Tabellen 5.4-7 und 5.4-8 im Anhang).

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Ergebnisse

Die vorliegende Arbeit sollte untersuchen, inwieweit spezifische Formparameter des femoropatellaren Gleitlagers von der anatomischen Patellaposition beeinflusst werden. Hierzu wurden die kernspintomografischen Bilder von 100 Patienten konsekutiv ausgewertet. Die Kernspintomografie ist eine bewährte und hochsensitive Untersuchungstechnik zur Beurteilung weichteiliger und knöcherner Strukturen am Kniegelenk, speziell in Bezug auf das patellofemorale Gelenk (vgl. Diederichs et al. 2010; Laugharne et al. 2016; Toms et al. 2009; Ye et al. 2019). Die gemessenen Parameter werden sehr stark von der Kniebeugung während der Untersuchung beeinflusst (vgl. Rezvanifar et al. 2019; Tanaka et al. 2015; Narkbunnam & Chareancholvanich 2015). Bei unserem Patienten wurde jeweils die Messung entsprechend unserem Routineprotokoll in einer Kniebeugung von 20 Grad durchgeführt.

Die Motivation zu dieser Untersuchung kam ursprünglich aus der Beobachtung, dass ein hoher Prozentsatz (bis zu 20 Prozent) der Patienten mit einem künstlichen Kniegelenk unzufrieden sind (vgl. Scott et al. 2010). Eine mögliche systematische Ursache könnten unzureichende Rekonstruktionsmöglichkeiten des individuellen patellaren Trackings sein. Die femorale Komponente der Kniegelenksendoprothese kommt regelmäßig mit einem vom Hersteller definierten patellofemorale Gelenkanteil, der zur exakten Individualisierung keine patientenspezifische Anpassung zulässt. Diese vorgefertigte patellofemorale Gleitrinne („Trochlea“) der Femurkomponente verändert aber auch die Patellaposition. Sämtliche vorbestehende Formparameter bleiben unberücksichtigt und werden offensichtlich mit der endoprothetischen Versorgung des Kniegelenkes mehr oder weniger gegenüber der Situation vor der Operation verändert. Es erschien deshalb sehr wichtig, grundlegende Zusammenhänge spezifischer Formparameter des patellofemorale Gleitlagers im Hinblick auf die Patellaposition zu erkennen.

Während bei unserem Patientenkollektiv hinsichtlich der Auswahlkriterien kaum Eingrenzungen vorgenommen wurden, beschäftigen sich die allermeisten Studien, die in der Vergangenheit die Formparameter des patellofemorale Gleitlagers untersuchten, im Wesentlichen mit den Problemen, die direkt dem Patella-Tracking zugeschrieben werden. Bei diesen Problemen handelt es sich fast ausschließlich um die Instabilität und das Maltracking der Kniescheibe, siehe z.B.: (vgl. Elias et al. 2016; Harbaugh et al. 2010; Prakash et al. 2016; Tanaka et al. 2015; Pal et al. 2012; Kannus 1992; Kujala et al. 1986). Eine Abgrenzung zwischen Instabilität und dem sogenannten Maltracking der Kniescheibe ist kaum möglich. Auch wurden diese Begriffe in der Vergangenheit häufig sehr undefiniert oder gar synonym verwendet. Um hier eine klare Orientierung zu geben, hat die ‚American Orthopedic Society of Sports Medicine (AOSSM)‘ gemeinsam mit der ‚Patella-femoral Foundation‘ ein Konsensuspapier zur Definition der Patellainstabilität aufgesetzt und 2018 veröffentlicht (vgl. Post & Fithian

2018). Neben dynamischen Kriterien werden hierbei auch die formgebenden Veränderungen des femoropatellaren Gleitlagers aufgeführt. Bei der Patellainstabilität besteht demzufolge eine reduzierte knöcherne Patellaführung als Resultat einer abweichenden Form der Kniescheibe und/oder der Trochlea (Trochleadysplasie), ein Patellahochstand und eine Achsenabweichung des Kniegelenkes im Sinne einer verstärkten Anteversion des Femurs, eine erhöhte Außenrotation der proximalen Tibia und ein Genu valgum. Zudem seien verschiedene weichteilbedingte und muskuläre Gegebenheiten als weiterer Einfluss anzunehmen. (vgl. Post & Fithian 2018)

Das Maltracking der Kniescheibe bezieht sich im Wesentlichen auf dieselben Störungen am Patellofemoralgelenk wie die Instabilität. Das klinische Bild ist jedoch wesentlich weiter gespannt und reicht von dem bekannten anterioren Knieschmerz bis zur Patellainstabilität. (vgl. Jibri et al. 2019)

Die individuellen Gegebenheiten des Patellofemoralgelenks werden im Detail oft über mehrere Messwerte analysiert. Diese typischen Messwerte wurden auch in unserer Studie erhoben und es wurde besonders viel Wert daraufgelegt, möglichst viele dieser eventuellen Einflüsse auf die Patellaposition in dieser Studie zu analysieren. Zugleich sollte dies eine genauere Abschätzung der einzelnen Effektstärken ermöglichen. Die Patella-Lateralisation, charakterisiert durch den Patella-Lateralisations-Index (PLI), hing hauptsächlich vom lateralen Tracking, also dem Bisect-Offset-Index (BOI), der Lateralisation der Tuberositas tibiae (TT-PCL-Distanz) und dem femorotibialen Winkel (FTW) ab. Dies ist ein Ergebnis, welches vor allem für rekonstruktive Eingriffe bedeutsam sein kann. In der aktuell üblichen 2D-Planung einer Kniegelenksendoprothese kann eine laterale Patellaposition im a.p.-Röntgenbild auf ein problematisches Patellatracking hinweisen. Allerdings fehlen für eine routinemäßige präoperative Schnittbilddiagnostik in der Knieendoprothetik weitere Erkenntnisse, um die Konsequenzen einer 3D-Planung für die Implantatauswahl und -positionierung zu begründen. Der Literatúrauswertung von Victor (2009) zufolge erscheint jedoch zum Beispiel eine CT-basierte und somit 3D-bezogene Planung bzw. Beurteilung des Femurkomponenten-Alignments sinnvoll.

Die laterale Trochleainklination (LTI) und die Lateralisation des Tuberositas tibiae scheinen die effektstärksten Prädiktoren der Subluxationstendenz der Patella darzustellen, welche durch den Bisect-Offset charakterisiert wird. Unsere Ergebnisse befinden sich hier im Einklang mit den Ergebnissen früheren Studien (vgl. Biyani et al. 2014; Elias et al. 2016). Andere Forschungsergebnisse deuten darauf hin, dass auch die Patellahöhe einen Einfluss auf das patellare Maltracking hat (vgl. Harbaugh et al. 2010; Pal et al. 2012). Diesen Effekt finden wir in unserer Studie bestätigt, jedoch scheint der PHI hierbei einen geringeren Effekt auf den Bisect-Offset zu haben als der LTI oder die TT-PCL-Distanz.

Die Resultate der vorliegenden Studie bestätigen die Annahme, dass bei unter 20° Kniegelenksbeugung der Subluxationstendenz der Patella eine multifaktorielle Genese zugrunde liegt. Frühere Studien stellten dies ebenfalls bereits heraus (vgl.

Elias et al. 2016; Biyani et al. 2014). Diese Studien stellten aber auch fest, dass der Caton-Deschamps-Index (CDI) hierbei beugungsunabhängig keine signifikanten Vorhersagen bezüglich des Bisect-Offset-Index (BOI) oder des Patella-Tilts zulässt und zogen daraus den Schluss, dass ihre Daten keinen Zusammenhang zwischen dem Patellahochstand und patellarem Maltracking erkennen lassen.

Trotzdem scheint die Patella alta eine bedeutende Prädisposition für patellares Maltracking darzustellen (vgl. Kannus 1992; Kujala et al. 1986; Harbaugh et al. 2010; Pal et al. 2012). Es wird vermutet, dass bei einer Patella alta erst bei höheren Beugegraden die Patella eine gelenkige Führung in der Trochlea erfährt und somit ein sogenanntes Maltracking begünstigt wird (vgl. Colvin & West 2008; Pal et al. 2012). Auch in unserer Studie konnte ein signifikanter Effekt zwischen der Patellahöhe (PHI) und dem BOI nachgewiesen werden. Zudem scheint in unserem finalen Modell der multivariaten linearen Regression zufolge, die Patellahöhe (PHI) ein bedeutender Prädiktor der patellofemorale Gelenkstellung zu sein, wenn auch mit geringerer Effektstärke als die LTI und die TT-PCL-Distanz. Unser Ergebnis findet Bestätigung durch die MOST-Studie (vgl. Stefanik et al. 2013), welche ebenfalls den TW und die LTI als zuverlässigste Prädiktoren des BOI herausstellten. In geringerem Maße korrelierte aber auch die Patellahöhe wie in der vorliegenden Studie mit dem BOI. Die Patellahöhe wurde in der MOST Studie über den ISI ermittelt. Zwar konnte in unserer Studie ein hoch signifikanter Zusammenhang zwischen Patellahöhe (in dieser Studie ermittelt mit dem eigenen PHI) und BOI festgestellt werden. Ein Zusammenhang zwischen BOI und ISI bestand jedoch nicht. Der CDI, häufig ebenfalls zur Ermittlung der Patellahöhe herangezogenen, zeigte im untersuchten Patientenkollektiv ebenfalls keinen statistisch signifikanten Zusammenhang mit dem BOI. Andererseits wiederum sprechen Pal et al. dem CDI im Vergleich zum Insall-Salvati-Index (ISI) einen etwas größeren Vorhersagewert hinsichtlich der Formparameter beim Maltracking der Patella zu (vgl. Pal et al. 2012).

Elias et al. (2016) stellte in seiner einleitenden Recherche heraus, dass die laterale Instabilität der Patella im allgemeinen von den anatomischen Merkmalen einer lateralisierten Tuberositas tibiae (TT-PCL) (vgl. Balcarek et al. 2010; Balcarek, Jung, et al. 2011; Pennock et al. 2014; Steensen et al. 2015), einer Trochleadysplasie (vgl. Balcarek et al. 2010; Steensen et al. 2015; Charles et al. 2013; Hopper et al. 2014; Lewallen et al. 2013; Nelitz et al. 2012) und einer Patella alta (vgl. Steensen et al. 2015; Charles et al. 2013; Tsuda et al. 2012) abhängt. Die dazugehörige Studie von Elias et al. 2016 stellte jedoch fest, dass der Caton-Deschamps-Index (CDI) unabhängig von der Gelenkposition keine signifikanten Vorhersagen bezüglich des BOI's oder des Patella-Tilts zulässt. Daraus ziehen die Autoren den Schluss, dass ihre Daten keinen Zusammenhang zwischen einem Patellahochstand und dem patellaren Maltracking erkennen lassen. Eine mögliche Erklärung hierfür wäre, dass tendenziell bei ‚Maltrackern‘ in signifikanter Weise ein verlängertes patellofemorales Gleitlager vorliegt (vgl. Harbaugh et al. 2010). Verwendet man aber einen Index, der in der Sagittalebene die Patellasehnenlänge in ein Verhältnis zur Gleitlagerlänge setzt, so wird systematisch bei den sogenannten Maltrackern ein zu kleiner Wert ermittelt bzw.

die Patellahöhe unterschätzt. Ein objektiv bestehender Maltracker mit einer hohen Position der Patella könnte deshalb bei deutlich verlängertem patellofemoralem Gleitlager über den Caton-Dechamps-Index nicht identifiziert werden. Andererseits stützen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit diese These nicht, da die PRL nicht mit den abhängigen Variablen korrelierte.

Die vorliegende Arbeit benutzt einen neuartigen Patella-Höhen-Index (PHI). Der PHI setzt den absoluten Patellahochstand, gemessen von der mittigen Gelenklinie des Femorotibialgelenkes, in ein Verhältnis zur kniegelenksnahen, aber gleitlagerunabhängigen Distanz zwischen dem Epikondylus medialis und lateralis (epikondyläre Distanz). In den statistischen Auswertungen zeigte sich, dass dieser PHI einen signifikanten Effekt auf den Bisect-Offset-Index hat. Andererseits konnte in vorliegender Studie kein signifikanter Zusammenhang zwischen BOI und ISI bzw. CDI festgestellt werden. Ohnehin ist durch obige Anmerkungen ersichtlich, dass sowohl der ISI als auch der CDI nicht unumstritten in ihrem Vorhersagewert hinsichtlich patellarer Probleme betrachtet werden. In einem Punkt besteht jedoch durchgängig Einigkeit in allen Studien: unabhängig, ob statistisch nachweisbar oder nicht nachweisbar, ist die Patellahöhe durchgängig ein ganz wesentlicher und unbestrittener Faktor in der Betrachtung der Instabilität und des Maltrackings der Patella.

Der laterale Patella-Tilt hängt nach unserer Datenlage maßgeblich vom den Trochleaeigenschaften ab. Gemäß der schrittweisen multivariaten linearen Regression weist die Lateralisation der Tuberositas tibiae hierbei die höchste Effektstärke auf. Dies deckt sich ebenfalls mit bekannten Studienergebnissen (vgl. Elias et al. 2016; Biyani et al. 2014; Harbaugh et al. 2010), jedoch mit dem Unterschied, dass in unserer Studie mehr Einflussvariablen untersucht wurden und der Trochleawinkel und die Trochleatiefe sich als bessere Prädiktoren erwiesen als die LTI.

Alter und Geschlecht hatten keinen Einfluss auf die Patella-Position bzw. das patellare Maltracking, obwohl einige Studien einen Hinweis auf einen entsprechenden Effekt z.B. auf die TT-PG-Distanz vermuten lassen (vgl. Pennock et al. 2014; Balcarek et al. 2010). Dennoch konnte auch in der Vergangenheit beispielsweise gezeigt werden, dass sich die anatomischen Gleitlagereigenschaften und das Maß der Trochleadysplasie bei Erwachsenen im Vergleich zu Kindern mit bestehender patellarer Instabilität nicht unterschieden. (vgl. Balcarek, Walde, et al. 2011) Ebenso untauglich für jegliche Vorhersage von Positionsparametern erwiesen sich die mediale Trochleanklination. Dies deckt sich mit der klinischen Erfahrung, dass eine mediale Instabilität in der Regel traumatischer oder iatrogener Genese ist (vgl. Moatshe et al. 2017).

Nebenbefundlich sollte noch erwähnt werden, dass sich die TT-PCL-Distanz in allen Analysen als robusterer Prädiktor erwies als die TT-PG-Distanz. Dies legt die Vermutung nahe, dass eine Charakterisierung der Lateralisation der Tuberositas tibiae anhand einer Landmarke im femorotibialen Gelenk sinnvoller ist und hierfür bislang

noch unerforschte biomechanische Gründe vorliegen könnten. Möglich wäre, dass bei der TT-PCL-Distanz ein engerer Bezug zur Beugeachse des Kniegelenkes besteht und somit die Lateralisation der Tuberositas tibiae biomechanisch sinnvoller erfasst werden kann.

6.2 Vorteile und Limitationen des Studiendesigns

In dieser Studie wurden zahlreiche Einflussfaktoren auf die Patellaposition (PLI, BOI, Pat.-Tilt) untersucht. Das erklärte Ziel der Untersuchung war, die Effektstärken möglichst genau vorherzusagen und zu vergleichen. Bezüglich der Patellahöhe wurde die Tauglichkeit des bislang gängigen Indizes überprüft und ein neuer Index (PHI) nur zum Zweck dieser Studie entwickelt. Dieser PHI stellte sich als Überlegen heraus, den Effekt des Patellahochstandes auf patellares Tracking darzustellen.

Ein Nachteil dieses retrospektiven Studiendesigns ist zweifelsfrei, dass klinische Angaben zum patellaren Tracking fehlen. Ebenso wurden bei diesem retrospektiven Studiendesign keine kinematischen Untersuchungen durchgeführt. Das sollte jedoch das Ergebnis nicht wesentlich verfälschen, da z.B. die Patella alta bei höherer Kniegelenksbeugung keine vermehrte Subluxationstendenz aufweist (vgl. Ward et al. 2007). Einige Studien erhofften sich biomechanisch relevantere Ergebnisse durch Belastung der betroffenen Extremität während der MRT-Diagnostik (vgl. Pal et al. 2012; Ward et al. 2007). Auch dies war in dieser rein retrospektiven Studie nicht möglich. Da die Beziehung zwischen dem Patella-Tracking und den anatomischen Gegebenheiten bei niedrigen Beugungsgraden am höchsten ist (vgl. Elias et al. 2016), konnten wir auch bei unserem retrospektiven Studiendesign aussagekräftige Ergebnisse erwarten.

7. Zusammenfassung und Ausblick

Patellares Tracking ist ein bedeutender Gegenstand der aktuellen Forschung. Ursprünglich motivierend für diese Studie war das Bedürfnis eines besseren Verständnisses der Einflüsse auf patellares Tracking. Möglicherweise ist patellares Malalignment eine wesentliche Ursache des vorderen Kniegelenksschmerzes nach endoprothetischen Eingriffen am Kniegelenk. Die rasanten technischen Fortschritte in der 3D-Technologie werden es in Zukunft ermöglichen, kinematische und biomechanische Erkenntnisse bereits in der präoperativen Planung zu berücksichtigen.

Untersuchungen zum Problemkreis der Patella kommen heute größtenteils aus der sportorthopädischen Forschung. Die Endoprothetik vernachlässigt die vorliegenden Erkenntnisse des patellofemorales Gelenkes. Einige Forscher erkannten dies bereits vor mehr als 20 Jahren und bezeichneten die Patella als ‚Cindarella der Kniegelenksendoprothetik‘ (vgl. Mendes & Fraenkel 2000). Es liegen bedeutsame Kenntnisse zur Genese der lateralen patellaren Instabilität vor und die sportorthopädische Forschung liefert interessante Aufschlüsse zur komplexen Biomechanik dieses Gelenkes. Wie auch diese Studie bestätigt, ist der Einfluss auf patellares Tracking, v.a. bei niedrigen Beugungsgraden, multifaktoriell (vgl. Elias et al. 2016; Biyani et al. 2014).

Unsere rein retrospektive Studie erforschte die Formparameter des femoropatellaren Gelenkes und hatte das Ziel, möglichst viele Einflüsse zu überprüfen und hierdurch genauere Erkenntnisse zu den Effektstärken der einzelnen Einflussvariablen zu erlangen.

Entscheidend für das Patellatracking sind unseren Ergebnissen zufolge die Formparameter des patellofemorales Gleitlagers, die Lateralisation des Patellarsehnenansatzes und der Patellahochstand. Dies deckt sich zum Teil mit früheren Studien, jedoch wird letzterer Einfluss durch Verwendung ineffizienter Indizes häufig vermutlich unterschätzt oder z.T. gar nicht als Einfluss wahrgenommen (vgl. Biyani et al. 2014; Elias et al. 2016).

Der Patella-Höhen-Index erwies sich als suffizient und zeigte einen klaren Zusammenhang zur lateralen Subluxationstendenz der Patella, während die herkömmlichen Indizes zur Charakterisierung des Patellahochstandes keine signifikanten Zusammenhänge zu patellarem Tracking lieferten. Inwieweit sich der Patella-Höhen-Index bewährt, bleibt abzuwarten und ist eventuell über weitere Untersuchungen zu evaluieren. Hierzu könnten sich in Zukunft weitere Studien anschließen, um den Einfluss des Patellahochstandes genauer zu analysieren.

8. Literaturverzeichnis

- Anley, C.M., Morris, G.V., Saithna, A., James, S.L. & Snow, M. (2015). Defining the Role of the Tibial Tubercle-Trochlear Groove and Tibial Tubercle-Posterior Cruciate Ligament Distances in the Work-up of Patients With Patellofemoral Disorders. *The American journal of sports medicine* 43:1348–1353.
- Appell, H.J., Battermann, N. & Stang-Voss, C. (2008). *Funktionelle Anatomie: Grundlagen Sportlicher Leistung Und Bewegung*. Springer Berlin Heidelberg, als eBook (iBooks für Mac, Apple Inc.), daher variierende Seitenzahlen.
- Balcarek, P., Jung, K., Ammon, J., Walde, T.A., Frosch, S., Schüttrumpf, J.P., Stürmer, K.M. & Frosch K.-H. (2010). Anatomy of lateral patellar instability: trochlear dysplasia and tibial tubercle-trochlear groove distance is more pronounced in women who dislocate the patella. *The American journal of sports medicine* 38:2320–2327.
- Balcarek, P., Jung, K., Frosch, K.-H. & Stürmer, K.M. (2011). Value of the tibial tuberosity-trochlear groove distance in patellar instability in the young athlete. *The American journal of sports medicine* 39:1756–1761.
- Balcarek, P., Walde, T.A., Frosch, S., Schüttrumpf, J.P., Wachowski, M.M., Stürmer, K.M. & Frosch, K.-H. (2011). Patellar dislocations in children, adolescents and adults: a comparative MRI study of medial patellofemoral ligament injury patterns and trochlear groove anatomy. *European journal of radiology* 79:415–420.
- Biyani, R., Elias, J.J., Saranathan, A., Feng, H., Guseila, L.M., Morscher, M.A. & Jones, K.C. (2014). Anatomical factors influencing patellar tracking in the unstable patellofemoral joint. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 22:2334–2341.
- Bugelli, G., Ascione, F., Cazzella, N., Franceschetti, E., Franceschi, F., Dell'Osso, G., Svantesson, E., Samuelsson & K., Giannotti, S. (2017). Pseudo-patella baja: a minor yet frequent complication of total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26:1831–1837.
- Chauhan Arun Kumar & Ganesan G. Ram, (2016). Measurement of Insall Salvati ratio and modified Insall Salvati ratio to assess the position of the patella in South Indian population. *International Journal of Research in Orthopaedics* 3:23–25.
- Caton, J., Deschamps, G., Chambat, P., Lerat, J.L. & Dejour, H. (1982). [Patella infera. Apropos of 128 cases]. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur* 68:317–325.
- Charles, M.D., Haloman, S., Chen, L., Ward, S.R., Fithian, D. & Afra, R. (2013). Magnetic resonance imaging-based topographical differences between control and recurrent patellofemoral instability patients. *The American journal of sports medicine* 41:374–384.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd Edition. Erlbaum Hillsdale, NJ.

- Colvin, A.C. & West, R.V. (2008). Patellar instability. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 90:2751–2762.
- Dagneaux, L., Allal, R., Pithioux, M., Chabrand, P., Ollivier, M. & Argenson, J.-N. (2018). Femoral malrotation from diaphyseal fractures results in changes in patellofemoral alignment and higher patellofemoral stress from a finite element model study. *The Knee* 25:807–813.
- Diederichs, G., Issever, A.S. & Scheffler, S. (2010). MR imaging of patellar instability: injury patterns and assessment of risk factors. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 30:961–981.
- Drenckhahn, D. (2003). Kapitel 5.3 Allgemeine Gelenk- und Knochenlehre. In: *Benninghoff/Drenckhahn; Anatomie: Zellen- Und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- Und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- Und Genitalsystem / [Unter Mitarb. Von B. Christ ...]*. Urban & Schwarzenberg, pp. 254–277.
- Drenckhahn, D. & Eckstein, F. (2003). Kapitel 5.5 Untere Extremität. In: *Benninghoff/Drenckhahn; Anatomie: Zellen- Und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- Und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- Und Genitalsystem / [Unter Mitarb. Von B. Christ ...]*. Urban & Schwarzenberg, pp. 341–411.
- Elias, J.J., Jones, K.C., Cyrus Rezvanifar, S., Gabra, J.N., Morscher, M.A. & Cosgarea, A.J. (2018). Dynamic tracking influenced by anatomy following medial patellofemoral ligament reconstruction: Computational simulation. *The Knee* 25:262–270.
- Elias, J.J., Soehnen, N.T., Guseila, L.M. & Cosgarea, A.J. (2016). Dynamic tracking influenced by anatomy in patellar instability. *The Knee* 23:450–455.
- Harbaugh, C.M., Wilson, N.A. and Sheehan, F.T. (2010). Correlating femoral shape with patellar kinematics in patients with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic Research* 28:865-872.
- Hehne, H.-J. 1983. Das Femoropatellargelenk. Enke, Stuttgart 1983
- Hopper, G.P., Leach, W.J., Rooney, B.P., Walker, C.R. & Blyth, M.J. (2014). Does degree of trochlear dysplasia and position of femoral tunnel influence outcome after medial patellofemoral ligament reconstruction? *The American journal of sports medicine* 42:716–722.
- Hunter, D.J., Zhang, Y.Q., Niu, J.B., Felson, D.T., Kwoh, K., Newman, A., Kritchevsky, S., Harris, T., Carbone, L. & Nevitt, M. (2007). Patella malalignment, pain and patellofemoral progression: the Health ABC Study. *Osteoarthritis and Cartilage* 15:1120–1127.
- Insall, J. & Salvati, E. (1971). Patella position in the normal knee joint. *Radiology* 101:101–104.
- Insall, J., Goldberg, V. & Salvati, E. (1972). Recurrent dislocation and the high-riding patella. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 88:67–69.

- Jibri, Z., Jamieson, P., Rakhra, K.S., Sampaio, M.L. & Dervin, G. (2019). Patellar maltracking: an update on the diagnosis and treatment strategies. *Insights into imaging* 10:65–11.
- Kannus, P.A. (1992). Long patellar tendon: radiographic sign of patellofemoral pain syndrome--a prospective study. *Radiology* 185:859–863.
- Kujala, U.M., Osterman, K., Kvist, M., Aalto, T. & Friberg, O. (1986). Factors predisposing to patellar chondropathy and patellar apicitis in athletes. *International orthopaedics* 10:195–200.
- Lachiewicz, P.F. & Soileau, E.S. (2006). Patella Maltracking in Posterior-stabilized Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 452:155–158.
- Laugharne, E., Bali, N., Purushothamdas, S., Almallah, F. & Kundra, R. (2016). Variability of Measurement of Patellofemoral Indices with Knee Flexion and Quadriceps Contraction: An MRI-Based Anatomical Study. *Knee Surgery & Related Research* 28:297–301.
- Lewallen, L.W., McIntosh, A.L. & Dahm, D.L. (2013). Predictors of recurrent instability after acute patellofemoral dislocation in pediatric and adolescent patients. *The American journal of sports medicine* 41:575–581.
- Mendes, D.G. & Fraenkel, P. (2000). Patella or not? *The Knee* 7:205–206.
- Moatshe, G., Cram, T.R., Chahla, J., Cinque, M.E., Godin, J.A. & LaPrade, R.F. (2017). Medial Patellar Instability: Treatment and Outcomes. *Orthopaedic journal of sports medicine* 5:2325967117699816.
- Narkbunnam, R. & Chareancholvanich, K. (2015). Effect of patient position on measurement of patellar height ratio. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 135:1151–1156.
- Nelitz, M., Theile, M., Dornacher, D., Wölfle, J., Reichel, H. & Lippacher, S. (2012). Analysis of failed surgery for patellar instability in children with open growth plates. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 20:822–828.
- Pal, S., Besier, T.F., Beaupre, G.S., Fredericson, M., Delp, S.L. & Gold, G.E. (2012). Patellar maltracking is prevalent among patellofemoral pain subjects with patella alta: An upright, weightbearing MRI study. *Journal of Orthopaedic Research* 31:448–457.
- Pennock, A.T., Alam, M. & Bastrom, T. (2014). Variation in tibial tubercle-trochlear groove measurement as a function of age, sex, size, and patellar instability. *The American journal of sports medicine* 42:389–393.
- Post, W.R. & Fithian, D.C. (2018). Patellofemoral Instability: A Consensus Statement From the AOSSM/PFF Patellofemoral Instability Workshop. *Orthopaedic journal of sports medicine* 6:2325967117750352.
- Prakash, J., Seon, J.-K., Woo, S.-H., Jin, C. & Song, E.-K. (2016). Comparison of Radiological Parameters between Normal and Patellar Dislocation Groups in Korean

Population: A Rotational Profile CT-Based Study. *Knee Surgery & Related Research* 28:302–311.

Rezvanifar, S.C., Flesher, B.L., Jones, K.C. & Elias, J.J. (2019). Lateral patellar maltracking due to trochlear dysplasia: A computational study. *The Knee* 26:1234–1242.

Romero, J., Borgeat, A. & Cartier, P. (1999). Patella baja. *Arthroscopie* 12:237–245.

Sanchis-Alfonso, V. (2006). Background: Patellofemoral Malalignment versus Tissue Homeostasis. In: *Anterior Knee Pain and Patellar Instability*. London: Springer, London, pp. 3–19.

Scott, C.E.H., Howie, C.R., MacDonald, D. & Biant, L.C. (2010). Predicting dissatisfaction following total knee replacement: a prospective study of 1217 patients. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 92:1253–1258.

Seisler, A.R. & Sheehan, F.T. (2007). Normative three-dimensional patellofemoral and tibiofemoral kinematics: a dynamic, in vivo study. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 54:1333–1341.

Seitlinger, G., Scheurecker, G., Hogler, R., Labey, L., Innocenti, B. & Hofmann, S. (2012). Tibial tubercle-posterior cruciate ligament distance: a new measurement to define the position of the tibial tubercle in patients with patellar dislocation. *The American journal of sports medicine* 40:1119–1125.

Steensen, R.N., Bentley, J.C., Trinh, T.Q., Backes, J.R. & Wiltfong, R.E. (2015). The prevalence and combined prevalences of anatomic factors associated with recurrent patellar dislocation: a magnetic resonance imaging study. *The American journal of sports medicine* 43:921–927.

Stefanik, J.J., Zumwalt, A.C., Segal, N.A., Lynch, J.A. & Powers, C.M. (2013). Association between measures of patella height, morphologic features of the trochlea, and patellofemoral joint alignment: the MOST study. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 471:2641–2648.

Tanaka, M.J., Elias, J.J., Williams, A.A., Carrino, J.A. & Cosgarea, A.J. (2015). Correlation Between Changes in Tibial Tuberosity-Trochlear Groove Distance and Patellar Position During Active Knee Extension on Dynamic Kinematic Computed Tomographic Imaging. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 31:1748–1755.

Toms, A.P., Cahir, J., Swift, L. & Donell, S.T. (2009). Imaging the femoral sulcus with ultrasound, CT, and MRI: reliability and generalizability in patients with patellar instability. *Skeletal radiology* 38:329–338.

Tsuda, E., Ishibashi, Y., Yamamoto, Y. & Maeda, S. (2012). Incidence and radiologic predictor of postoperative patellar instability after Fulkerson procedure of the tibial tuberosity for recurrent patellar dislocation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 20:2062–2070.

Victor, J. (2009). Rotational alignment of the distal femur: a literature review.

Orthopaedics & traumatology, surgery & research 95:365–372.

Ward, S.R., Terk, M.R. & Powers, C.M. (2007). Patella alta: association with patellofemoral alignment and changes in contact area during weight-bearing. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 89:1749–1755.

Williams, A.A., Elias, J.J., Tanaka, M.J., Thawait, G.K., Demehri, S., Carrino, J.A. & Cosgarea, A.J. (2016). The Relationship Between Tibial Tuberosity-Trochlear Groove Distance and Abnormal Patellar Tracking in Patients With Unilateral Patellar Instability. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 32:55–61.

Ye, Q., Yu, T., Wu, Y., Ding, X. & Gong, X. (2019). Patellar instability: the reliability of magnetic resonance imaging measurement parameters. *BMC musculoskeletal disorders* 20:317–9.

9. Danksagung

Mein herzlicher und aufrichtiger Dank gilt allen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen und mich während dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein ganz besonderer Dank geht an:

Herrn Prof. Dr. Jansson für die freundliche Überlassung des Themas.

Herrn Prof. Dr. Dr. Plitz für die kontinuierliche, sehr gute Zusammenarbeit und die Unterstützung bei diesem komplexen Thema, bei dem er mir stets mit gutem Rat zur Seite stand und sehr viel Geduld aufbrachte.

Herrn Dr. Amir Bigdeli für die tatkräftige Unterstützung bei der Entwicklung dieser Untersuchung.

Frau Dr. Michaela Coenen für die freundliche statistische Beratung, bei der sie mir zur Seite stand und ebenfalls viel Geduld bewies.

Das Dekanat der medizinischen Fakultät der LMU München für die freundliche Beratung und Unterstützung.

Das Team des **Chirurgischen Klinikums München Süd** für die freundliche Unterstützung.

Frau Dr. Henrikus und **an das Team der Ethikkommission der medizinischen Fakultät der LMU München** für die freundliche Beratung hinsichtlich der datenschutzrechtlichen Vorgehensweise.

Meine Ehefrau und **meine Kinder** für die unfassbare Geduld und die moralische Unterstützung während dieser Arbeit. Nicht selten mussten sie am Wochenende oder während einesurlaubes auf mich als Familienvater und Ehemann verzichten. Hier gilt mein besonderer Dank meiner Frau, die meine Beschäftigung mit dieser Arbeit durch Geduld und viel Einsatz zu kompensieren wusste.

Meine Eltern, ohne deren unermüdliche moralische Unterstützung seit Anbeginn meiner Schulzeit bis heute, die Promotion nicht möglich gewesen wäre. Zudem danke ich meinem Vater für die Inspiration und die Ideen zum Thema dieser Arbeit.

Meine Großmutter, die mich in etlichen Telefonaten dazu antrieb, diese Arbeit zügig und mit viel Fleiß fertigzustellen.

Ursula Lohse, die meiner Frau und meinen Kindern selbstlos und mit liebevoller Hilfe zur Seite stand, während ich diese Arbeit fertigstellte.

Meinen Hund ‚Bobbi‘, welcher mir stets geduldig am Schreibtisch auf seinem ‚Plätzchen‘ Gesellschaft leistete und mir nie das Gefühl gab, einsam meine Wochenenden am Schreibtisch zu verbringen.

10. Lebenslauf

Persönliche Daten

Geburtsdatum:	04.11.1986
Geburtsort:	Ulm
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	verheiratet, 3 Kinder
Konfession:	evangelisch
Eltern:	Dipl. Päd. Ilse Röttinger, geb. Kettinger Dr. med. Heinz Rudolf Röttinger

Werdegang

April 2016 – heute	Assistenzarzt der Chirurgie, Unfallchirurgie und Orthopädie am Chirurgischen Klinikum München Süd
Dezember 2014 – März 2016	Assistenzarzt der Chirurgie am Benedictus Krankenhaus Tutzing
März 2014 – November 2014	Assistenzarzt in der Abteilung Anästhesie und operative Intensivmedizin des Klinikums Darmstadt bei Chefarzt Prof. Dr. Martin Welte
April – Juni 2013	Erfolgreiche Teilnahme am zweiten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Februar 2012 – Januar 2013	Praktisches Jahr am Klinikum der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
SS 2009 – WS 2011-2012	Absolvierung des Klinischen Studienabschnitts
Frühjahr 2009	Erfolgreiche Teilnahme am Ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
SS 2006	Antritt des Studiums der Medizin an der Johann-Wolfgang-Goethe Universität Frankfurt am Main
WS 2005/2006	Studium der Medizin an der Medizinischen Universität Wien
Mai 2005	Erwerb des International Baccalaureate (IB Diploma)
1997 – 2005	Munich International School

1994 – 1997	Grundschule Krailling
1993 – 1994	Grundschule Thalfingen (Neu-Ulm)
1990 – 1993	Katholischer Kindergarten Thalfingen (Neu-Ulm)
November 1990	evangelisch getauft im Münster zu Ulm

11. Anhang

11.1 Abkürzung der abhängigen Variablen und der unabhängigen Variablen in alphabetischer Reihenfolge

BOI – Bisect-Offset-Index

CDI – Caton-Deschamps-Index

FTW – femorotibialer Winkel

ISI – Insall-Salvati-Index

LTI – laterale Trochleainklination

MTI – mediale Trochleainklination

Pat.-Tilt – Patella Tilt

PRL – Patellarrückflächenlänge

PHI – Patella-Höhen-Index

PLI – Patella Lateralisations-Index

SW – Sulkuswinkel

TT - Trochleatiefe

TT-PCL (in Tabellen) – TT-PCL-Distanz, CAVE: in diesem Fall steht TT für Tuberositas tibiae

TT-PG (in Tabellen) – TT-PG-Distanz, CAVE: in diesem Fall steht TT für Tuberositas tibiae

TW - Trochleawinkel

11.2 Zusätzliche Tabellen der statistischen Auswertung

	Männlich	Weiblich
N	54	44
Shapiro-Wilk-Test (p-Wert)	0,352	0,080

Tabelle 5.2.3-2

Shapiro-Wilk-Test zur Überprüfung der Normalverteilung des PLI's [%] in beiden Stichproben (männliche Patienten/weibliche Patientin)

Normalverteilung BOI	Männlich	Weiblich
N	51	43
Shapiro-Wilk-Test (p-Wert)	0,189	0,200

Tabelle 5.2.3-3

Shapiro-Wilk-Test zur Überprüfung der Normalverteilung des BOI's [%] in beiden Stichproben (männliche Patienten/weibliche Patientin)

	Männlich	Weiblich
N	52	44
Shapiro-Wilk-Test (p-Wert)	0,202	0,744

Tabelle 5.2.3-4

Shapiro-Wilk-Test zur Überprüfung der Normalverteilung des Pat.-Tilt [°] in beiden Stichproben (männliche Patienten/weibliche Patientin)

		BOI	TT-PCL	LTI
BOI	Pearson-Korrelationskoeffizient		0,357	-0,386
	p-wert		<0,001	<0,001
	N		93	93
TT-PCL	Pearson-Korrelationskoeffizient	0,357		-0,232
	p-wert	<0,001		0,022
	N	93		97
LTI	Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,386	-0,232	
	p-wert	<0,001	0,022	
	N	93	97	
TW	Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient	-0,088	-0,127	0,216
	p-wert	0,236	0,087	0,003
	N	92	96	98
FTW	Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient	0,001	-0,063	-0,087
	p-wert	0,988	0,428	0,268
	N	88	92	94

Tabelle 5.2.3-7

Korrelationen aller mit dem PLI signifikant korrelierenden Prädiktoren zum Ausschluss einer zu hohen Multikollinearität vor der Analyse in einer schrittweisen multiplen linearen Regression

		PHI [°]	TT-PG [mm]	LTI [°]	SW [°]	TT-PCL [mm]
PHI [°]	Pearson-Korrelationskoeffizient		0,2	-0,012	0,051	0,013
	p-wert		0,049	0,904	0,616	0,897
	N		97	98	99	97
TT-PG [mm]	Pearson-Korrelationskoeffizient	0,2		-0,152	0,152	0,578
	p-wert	0,049		0,137	0,136	< 0,001
	N	97		97	98	96
LTI [°]	Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,012	-0,152		-0,681	-0,232
	p-wert	0,904	0,137		< 0,001	0,022
	N	98	97		99	97
SW [°]	Pearson-Korrelationskoeffizient	0,051	0,152	-0,681		0,198
	p-wert	0,616	0,136	< 0,001		0,051
	N	99	98	99		98
TT-PCL [mm]	Pearson-Korrelationskoeffizient	0,013	0,578	-0,232	0,198	
	p-wert	0,897	< 0,001	0,022	0,051	
	N	97	96	97	98	

Tabelle 5.2.3-8

Korrelationen aller mit dem BOI signifikant korrelierender Prädiktoren zum Ausschluss einer zu hohen Multikollinearität vor der Analyse in einer schrittweisen multiplen linearen Regression

		LTI [°]	TT-PCL [mm]	TT [°]	SW [°]
LTI [°]	Pearson-Korrelationskoeffizient		-0,232	0,567	-0,681
	p-wert		0,022	< 0,001	< 0,001
	N		97	97	99
TT-PCL [mm]	Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,232		-0,112	0,198
	p-wert	0,022		0,275	0,051
	N	97		96	98
TT [mm]	Pearson-Korrelationskoeffizient	0,567	-0,112		-0,757
	p-wert	< 0,001	0,275		< 0,001
	N	97	96		98
SW [°]	Pearson-Korrelationskoeffizient	-0,681	0,198	-0,757	
	p-wert	< 0,001	0,051	< 0,001	
	N	99	98	98	
TW [°]	Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient	0,216	-0,127	-0,138	0,155
	p-wert	0,003	0,087	0,066	0,033
	N	98	96	96	98

Tabelle 5.2.3-9

Korrelationen aller mit dem Pat-Tilt signifikant korrelierenden Prädiktoren zum Ausschluss einer zu hohen Multikollinearität vor der Analyse in einer schrittweisen multiplen linearen Regression

Abhängige Variable	PLI [%]				
	PTW [°]	LTI [°]	TW [°]	BOI [%]	TT-PCL [mm]
Durbin-Watson-Test	1,761	1,8	1,943	1,732	1,73
White-Test (p-Wert)	0,213	0,746	0,686	0,347	0,777
Shapiro-Wilk-Test (p-wert)	0,902	0,579	0,835	0,081	0,68

Tabelle 5.4-1

Analytische Tests auf Unabhängigkeit, Homoskedastizität und Normalverteilung der Residuen der einfachen linearen Regressionen mit dem PLI als abhängige Variable

Abhängige Variable	Patella-Lateralisations-Index [%]
Unabhängige Variablen im finalen Modell	FTW [°], BOI [%], TT-PCL [mm]
Durbin-Watson-Test	1,747
White-Test (p-Wert)	0,17
Shapiro-Wilk-Test (p-wert)	0,672

Tabelle 5.4-2

Analytische Tests auf Unabhängigkeit, Homoskedastizität und Normalverteilung der Residuen aus der schrittweisen multiplen linearen Regression mit der abhängigen Variable PLI [%]

Abhängige Variable	BOI [%]					
	LTI [°]	Pat.-Tilt [°]	SW [°]	TT-PCL [mm]	TT-PG [mm]	PHI [%]
Durbin-Watson-Test	2,022	1,920	1,953	2,030	1,909	1,959
White-Test (p-Wert)	0,333	0,202	0,821	0,070	0,303	0,330
Shapiro-Wilk-Test (p-Wert)	0,145	0,805	0,213	0,902	0,600	0,412

Tabelle 5.4-3

Analytische Tests auf Unabhängigkeit, Homoskedastizität und Normalverteilung der Residuen aus einfachen linearen Regressionen aus Tabelle 5.3.2-1

Abhängige Variable	BOI [%]
Unabhängige Variablen im finalen Modell	LTI [°], TT-PCL [mm], PHI [%]
Durbin-Watson-Test	2,082
White-Test (p-Wert)	0,73
Shapiro-Wilk-Test (p-wert)	0,672

Tabelle 5.4-4

Analytische Tests auf Unabhängigkeit, Homoskedastizität und Normalverteilung der Residuen aus der schrittweisen multiplen linearen Regression mit der abhängigen Variable BOI [%]

Abhängige Variable Unabhängige Variablen	Pat.-Tilt [°]				
	LTI [°]	TW [°]	SW [°]	TT [mm]	TT-PCL [mm]
Durbin-Watson-Test	1,939	2,042	2,011	1,866	2,041
White-Test (p-Wert)	0,809	0,294	0,727	0,566	0,084
Shapiro-Wilk-Test (p-Wert)	0,468	0,705	0,163	0,297	0,648

Tabelle 5.4-5

Analytische Tests auf Unabhängigkeit, Homoskedastizität und Normalverteilung der Residuen aus den einfachen linearen Regressionen aus Tabelle 5.3.3-1

Abhängige Variable Unabhängige Variablen im finalen Modell	Pat.-Tilt [°]
	TT-PCL [mm], TW [°], TT [mm]
Durbin-Watson-Test	1,958
White-Test (p-Wert)	0,56
Shapiro-Wilk-Test (p-wert)	0,499

Tabelle 5.4-6

Analytische Tests auf Unabhängigkeit, Homoskedastizität und Normalverteilung der Residuen aus der schrittweisen multiplen linearen Regression mit der abhängigen Variable PHI [%]

Einfache lineare Regressionen	Korrelationskoeff der Residuen mit unabhängiger Variable	p-wert
PLI/LTI	0,000	1,000
PLI/TW	0,001	0,99
PLI/BOI	0,000	1,000
PLI/TTPCL	0,000	1,000
PLI/FTW	0,029	0,7
PLI/PHI	0,000	1,000
BOI/LTI	0,000	1,000
BOI/SW	0,000	1,000
BOI/TT-PCL	0,000	1,000
BOI/TT-PG	0,000	1,000
BOI/FTW	0,02	0,795
BOI/PHI	0,000	1,000
Pat-Tilt/LTI	0,000	1,000
Pat-Tilt/TW	-0,019	0,8
Pat-Tilt/SW	0,000	1,000
Pat-Tilt/TT	0,000	1,000
Pat.-Tilt/TTPCL	0,000	1,000

Für TW und FTW wurden Kendall-Tau-Korrelationskoeffizienten errechnet, für alle unabhängigen Variablen übrigen Pearson-Korrelationskoeffizienten (Begründung siehe Kapitel 5.2.2 und 5.2.3)

Tabelle 5.4-7
Korrelationsanalyse der unabhängigen Variablen mit den Residuen für alle in Kapitel 5.3.
durchgeführten einfachen linearen Regressionen

Multiple Regression	Pearson-Korrelationskoeff der Residuen mit unabhängiger Variable	p-wert
Abhängige Variable PLI		
BOI	0,000	1,000
TT_PCL	0,000	1,000
FTW	-0,014	0,863
Abhängige Variable BOI		
LTI	0,000	1,000
TT-PCL	0,000	1,000
PHI	0,000	1,000
Abhängige Variable PHI		
TT-PCL	0,000	1,000
TW	0,003	0,967
TT	0,000	1,000

Für den FTW und den TW wurde der Kendall-Tau-Korrelationskoeffizient errechnet, für alle unabhängigen Variablen übrigen Pearson-Korrelationskoeffizienten (Begründung siehe Kapitel 5.2.2 und 5.2.3)

Tabelle 5.4-8
Korrelationsanalyse der unabhängigen Variablen mit den Residuen für alle in Kapitel 5.3. durchgeführten multiplen linearen Regressionen