

Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-,  
Plastische und Wiederherstellungschirurgie  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. R. Meffert

## **Instrumentelle Stabilitätsmessung des Kniegelenks**

–

## **KLT, Rolimeter und KT-1000 im Vergleich**

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von  
Nina Jäger  
aus Landau

Würzburg, Mai 2016

Referent: Univ.-Prof. Dr. Rainer Meffert

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Andre Steinert

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 04.10.2016

Die Promovendin ist Ärztin.

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	1
1.1	Das Kniegelenk .....	1
1.1.1	Strukturelle Voraussetzungen.....	1
1.1.2	Häufige Verletzungen unter besonderer Berücksichtigung der Kreuzbandruptur.....	2
1.1.3	Ligamentäre Stabilisierung .....	3
1.1.3.1	Vorderes Kreuzband (VKB).....	3
1.1.3.2	Hinteres Kreuzband (HKB).....	4
1.1.3.3	Kollateralbänder .....	4
1.1.4	Muskuläre Stabilisierung.....	5
1.1.4.1	Anteriore Stabilisierung .....	5
1.1.4.2	Laterale Stabilisierung.....	5
1.1.4.3	Posterolaterale Stabilisierung .....	6
1.1.4.4	Mediale Stabilisierung .....	6
1.2	Klinische Stabilitätstestung.....	7
1.2.1	Laxizitätsparameter .....	7
1.2.2	Untersuchungsparameter .....	8
1.2.3	Prüfung der anterioren und posterioren Tibiaverschiebung.....	9
1.2.3.1	Lachman-Test .....	9
1.2.3.2	Vordere Schublade in 90° Flexion.....	10
1.2.3.3	Vordere Schublade in Innen- und Außenrotation.....	11
1.2.3.4	Hintere Schublade in 90° Flexion.....	11
1.2.4	Dynamische Subluxationstests.....	12
1.2.4.1	Pivot-Shift-Test.....	12
1.2.5	Prüfung der medialen und lateralen Aufklappung.....	13
1.3	Instrumentelle Stabilitätstestung .....	14
1.3.1	Ist eine instrumentelle Stabilitätstestung überhaupt notwendig?....	14
1.3.2	Anforderungen an ein Knietestgerät.....	16
1.3.3	Testgeräte zur Messung der anteroposterioren Knielaxizität .....	18

1.3.3.1	Vordere Schublade .....	18
1.3.3.1.1	KT-1000.....	19
1.3.3.1.2	Rolimeter .....	21
1.3.3.1.3	Stryker Laxity Tester.....	21
1.3.3.1.4	„Knee Signature System“ (KSS, Acufex).....	23
1.3.3.1.5	Genucom „Knee Analysis System“ .....	24
1.3.3.2	Hintere Schublade.....	25
1.3.3.2.1	Testgerät nach Dandy .....	26
1.3.3.2.2	KLT Arthrometer .....	26
1.3.3.2.3	KT-1000.....	27
1.3.4	Testgeräte zur Messung des Rotationsausmaßes .....	28
1.4	Fragestellung der Arbeit.....	30
2	Material und Methodik.....	32
2.1	Studiendesign und Patientenauswahl .....	32
2.2	Verwendete Messgeräte zur Bestimmung der vorderen Schublade .....	34
2.2.1	KLT .....	34
2.2.2	Rolimeter .....	38
2.2.3	KT-1000 .....	42
2.3	Verwendete Messgeräte zur Bestimmung der hinteren Schublade .....	45
2.3.1	KLT .....	45
2.3.2	Gehaltene Röntgenaufnahme.....	47
2.3.2.1	Technik.....	47
2.3.2.2	Ausmessverfahren .....	48
2.3.2.3	Vor- und Nachteile .....	49
2.4	Statistische Auswertung .....	50
3	Ergebnisse .....	51
3.1	Vergleich Messung KLT versus Rolimeter .....	51
3.1.1	Übersichtstabellen .....	51
3.1.2	Probanden .....	52
3.1.3	Patienten VKB-Ruptur .....	54
3.1.4	Patienten VKB-Rekonstruktion .....	56
3.1.5	Patienten VKB Narkose .....	58

3.2	Vergleich Messung KLT versus KT-1000.....	64
3.2.1	Übersichtstabellen .....	64
3.2.2	Patienten VKB-Ruptur .....	64
3.2.3	Gemischtes Patientengut.....	66
3.3	Vergleich Messung KLT versus Schätzung Assistenzarzt .....	68
3.4	Vergleich Messung KLT versus gehaltene Röntgenaufnahme bei Patienten mit HKB-Ruptur.....	71
4	Diskussion.....	73
4.1	Ist eine instrumentelle Stabilitätserfassung notwendig?.....	73
4.2	Studiendesign und Patientengruppe .....	74
4.3	Ergebnisse Probanden.....	75
4.4	Ergebnisse VKB-Patienten.....	76
4.4.1	KLT versus Rolimeter .....	76
4.4.1.1	VKB-Ruptur .....	76
4.4.1.2	VKB-Rekonstruktion.....	78
4.4.1.3	VKB Narkose.....	78
4.4.2	KLT versus KT-1000.....	79
4.5	Ergebnisse HKB-Patienten.....	82
4.6	Schlussfolgerung.....	84
5	Zusammenfassung .....	85
6	Abkürzungsverzeichnis .....	87
7	Abbildungsverzeichnis .....	88
8	Tabellenverzeichnis .....	91
9	Literaturverzeichnis.....	92
10	Anhang.....	98

# **1 Einleitung**

In der folgenden Einleitung werden die Anatomie und häufige Verletzungen des Kniegelenks sowie die klinische und instrumentelle Stabilitätstestung näher erläutert, bevor die konkrete Fragestellung der Arbeit ausgeführt wird.

## **1.1 Das Kniegelenk**

### **1.1.1 Strukturelle Voraussetzungen**

Das Kniegelenk ist das größte und am meisten exponierte Gelenk des Körpers [20]. Es besteht aus mehreren Teilgelenken, die zusammen eine Einheit bilden. Distales Femur und proximale Tibia artikulieren im Femorotibial-, distales Femur und Patella im Femoropatellargelenk [47].

Biomechanisch stellt es ein Drehscharniergelenk (Trochoginglymus) dar, welches exzessive Flexion, sehr geringe Extension sowie Rotation, diese jedoch nur in Beugstellung, ermöglicht. Bei Beugung und Streckung kommt es zu einer Kombination aus Roll- und Gleitbewegung der Gelenkkörper.

Streng genommen zählen auch die Menisken zu den artikulierenden Gelenkteilen. Die C-förmigen Menisken sind transportable Gelenkflächen, welche die Inkongruenz zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau ausgleichen und durch die Kraftverteilung zu einer verbesserten Kraftübertragung beitragen [47].

Kraftübertragung und Stellungsänderung, die wichtigsten Aufgaben jedes tragenden Gelenks, erfordern mit Stabilität und Beweglichkeit zwei Eigenschaften, die sich weitgehend zuwiderlaufen.

Der außerordentlich große Bewegungsumfang des Kniegelenks von bis zu 160° erlaubt keine knöchernen Führung [20]. Deshalb spielt die ligamentäre und muskuläre Stabilisierung eine bedeutende Rolle. Diese wird in den folgenden Kapiteln bearbeitet.

### **1.1.2 Häufige Verletzungen unter besonderer Berücksichtigung der Kreuzbandruptur**

Das Kniegelenk ist sehr anfällig bezüglich Verletzungen und degenerativen Erkrankungen. Neben der besonderen mechanischen Belastung sind folgende anatomische Gegebenheiten hierfür ausschlaggebend: Die langen Hebelarme, geringer Weichteilschutz sowie die Inkongruenz der Gelenkkörper [5].

Neben der Gonarthrose stehen hauptsächlich Schäden am Bandapparat oder den Menisken im Vordergrund. Oft entstehen komplexe Verletzungen.

Die VKB-Ruptur ist eine häufige Verletzung bei sportlich aktiven Menschen jeden Alters. Die typische Altersgruppe befindet sich zwischen 15 und 45 Jahren, die Inzidenz liegt etwa bei 1/3500 Einwohner, wobei Sportlerinnen häufiger als männliche Sportler betroffen sind [14, 18, 67, 68]. Geschlechtsspezifische Unterschiede, welche die geschlechtsspezifische Inzidenz an Kreuzbandrupturen erklären könnten, liegen auf neuromuskulärer Ebene und im kinematischen Bereich begründet [10, 76]. In Deutschland treten pro Jahr ungefähr 80 000 Kreuzbandrupturen auf [78]. Schätzungsweise 80.000 bis 100.000 VKB-Rekonstruktionen werden jährlich allein in den Vereinigten Staaten durchgeführt [14].

Als Verletzungsursachen gelten zumeist Sportunfälle in Sportarten mit Sprüngen und plötzlichen Drehbewegungen. Neben den Ballsportarten trägt der alpine Skisport zu den meisten Verletzungen bei. Die überwiegende Anzahl der VKB-Verletzungen, ca. 70 %, kommt in Nicht-Kontakt-Situationen zustande [11, 14, 64, 68]. Besonders gefährlich sind das Landen nach einem Sprung, das plötzliche Abstoppen und plötzliche Drehbewegungen bei feststehendem Unterschenkel. Oft befindet sich das Knie im flektierten Zustand, der Unterschenkel ist innen- oder außenrotiert und in Varus-/Valgusstellung mit dem Körperschwerpunkt hinter dem Kniegelenkszentrum. In dieser Position wird der M. quadriceps femoris maximal aktiviert und die Spannungszunahme übersteigt die Belastbarkeit des VKBs [64].

Die aktive Sportausübung bis ins hohe Lebensalter und der individuelle Wunsch des Patienten nach einer posttraumatischen Restitutio ad integrum mit

möglichst schnellem Wiedereinstieg in den Beruf- und Sportbereich stellen hohe Anforderungen an den Arzt bezüglich Diagnostik und Therapie [47].

### **1.1.3 Ligamentäre Stabilisierung**

Wegen der geringen knöchernen Führung spielen aktive (Muskulatur) und passive Stabilisatoren (Bänder, Kapsel, Menisken) eine entscheidende Rolle.

Abhängig von der Art der Kniebewegung werden verschiedene Bänder angespannt, um eine konstante und dauerhafte Sicherung zu gewährleisten. So werden für das Kniegelenk gefährdende Bewegungen limitiert bzw. verhindert. Besondere Bedeutung kommt den Kreuzbändern zu.

#### **1.1.3.1 Vorderes Kreuzband (VKB)**

Das VKB (Lig. cruciatum anterius) hat seinen Ursprung an der Innenfläche des lateralen Femurkondylus und setzt an der Area intercondylaris anterior der Tibia an [26]. Funktionell wird das AM-Bündel von einem PL-Bündel differenziert [43, 49, 67, 69, 78, 85].

Da sich die Position der femoralen Insertation während Flexion und Extension verändert, zeigen die VKB-Fasern eine ausgeprägte Spannungsveränderung in Abhängigkeit von der Kniestellung: Im gestreckten Zustand ist die Ausrichtung des VKB-Ursprungs vertikal, was dazu führt, dass das PL-Bündel gespannt und das AM-Bündel relativ locker ist. Im gebeugten Knie ist die Ausrichtung horizontaler, das AM-Bündel ist gespannt, das PL-Bündel locker. AM- und PL-Bündel stabilisieren in synergistischer Weise [91]. Auf diese Art wird das Kniegelenk in verschiedenen Beugewinkeln gegen die vordere tibiale Translation gesichert. Da das PL-Bündel seine Wirkung extensionsnah entfaltet, leistet es außerdem einen wichtigen Beitrag für die Rotationssicherung [67, 69, 91].

### **1.1.3.2 Hinteres Kreuzband (HKB)**

Das HKB (Lig. cruciatum posterius) entspringt an der vorderen Innenfläche des medialen Femurkondylus, inseriert an der tibialen Area intercondylaris posterior [26] und ist der Hauptstabilisator der Knie [35]. Es wird in ein AL- und ein PM-Bündel unterteilt, basierend auf der Bandfunktion in Extension und Flexion [86]. Zwei inkonstant vorhandene meniskofemorale Ligamente unterstützen stabilisierend [32].

VKB und HKB zusammen verhindern ein Abrutschen der Femurkondylen von den flachen Gelenkpfannen der Tibia (nach dorsal bzw. ventral) und wahren den Zusammenhalt des Gelenkkörpers. Auch der Bewegungsumfang der Innenrotation wird durch die Kreuzbänder limitiert [26].

### **1.1.3.3 Kollateralbänder**

Die Seitenbänder, auch Kollateralbänder genannt, dienen der Stabilisierung des Kniegelenks gegenüber Varus- und Valgusstress.

Das laterale Seitenband (Lig. collaterale laterale, Außenband) entspringt vom lateralen Femurkondylus, zieht schräg nach distal zum Fibulaköpfchen und trägt wesentlich zur lateralen Stabilisierung bei [85]. Das mediale Seitenband (Lig. collaterale mediale, Innenband) verläuft vom Epicondylus femoris medialis zur medialen Tibiakondyle und ist mit dem Innenmeniskus und der Gelenkkapsel fest verwachsen [26]. Es stabilisiert gegen Valguskraften in Extension, besonders aber in Flexion, sowie gegen Außenrotation [85].

Durch die Anspannung der Seitenbänder während der Extension werden Innen- und Außenrotation nur im gebeugten Knie bei gelockerten Bändern möglich.

Zusätzlich zu den erwähnten hauptstabilisierenden Bändern spielen noch weitere Bandstrukturen bei der Stabilisierung des Kniegelenks eine Rolle, so z.B. die zwei Kniekehlenbänder (Lig. popliteum obliquum und Lig. popliteum arcuatum) oder auch das Kniescheibenband (Lig. patellae, „Patellasehne“).

Die Kapselbandstrukturen weisen neben ihrer mechanischen auch eine wichtige neuromuskuläre Kontrollfunktion auf. Durch die Banddehnung werden Propriozeptoren aktiviert, die Muskulatur spannt sich reflektorisch an und die auf das Band einwirkende Dehnungskraft wird reduziert.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die Integrität aller großen Bänder gegeben sein muss, um das Kniegelenk ausreichend zu stabilisieren. Eine Bandruptur hingegen kann zu Instabilitätsgefühl und erhöhter Knielaxizität führen, die klinisch und instrumentell getestet werden kann.

#### **1.1.4 Muskuläre Stabilisierung**

Zur Stabilisierung des Kniegelenks werden die Kapselbandstrukturen von verschiedenen Muskeln unterstützt. Nur durch das Zusammenspiel von Bandapparat und Muskulatur werden präzise Bewegungsausführungen möglich.

##### **1.1.4.1 Anteriore Stabilisierung**

Anterior wird der Femur von einem großen vierköpfigen Streckmuskel, dem M. quadriceps femoris umfasst. Die vier Köpfe werden vom M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. vastus intermedius sowie vom M. rectus femoris gebildet.

Als einziger Streckmuskel im Kniegelenk verhindert der M. quadriceps femoris das Abkippen des Körpers nach hinten und gewährleistet Stabilität [79]. Er ist der wichtigste aktive Stabilisator und in kräftiger Form im Stande, eine Instabilität wirksam zu kompensieren [20].

##### **1.1.4.2 Laterale Stabilisierung**

Der M. biceps femoris ist der wichtigste aktive Stabilisator der lateralen Gelenkseite. Er setzt dreischichtig am Fibulaköpfchen an, wobei der mittlere Ansatz das laterale Seitenband umhüllt und gemeinsam mit diesem ansetzt

[54]. Er hemmt die Innenrotation und führt aktiv zur Außenrotation des Unterschenkels.

#### **1.1.4.3 Posterolaterale Stabilisierung**

Dorsolateral wird die Kapsel des Kniegelenks einerseits durch die Ursprungssehnen der Gastrocnemiusköpfe, vor allem jedoch durch das Lig. popliteum obliquum (lateraler Ansatz der Ansatzsehne des M. semimembranosus) verstärkt [85].

Ein weiterer bedeutender Stabilisator der posterolateralen Gelenkecke ist der M. popliteus [2, 48]. Die Popliteussehne unterkreuzt lateral das laterale Seitenband und ist zudem mit der Fibula durch das Lig. popliteofibulare verbunden, eine der „Schlüsselstrukturen“ der posterolateralen Instabilität [57].

Die posterolateralen Strukturen sichern die Außenrotation und limitieren die posteriore Tibiabewegung [2].

#### **1.1.4.4 Mediale Stabilisierung**

Hierzu trägt neben dem medialen Seitenband auch das mediale Kapselband und die dorsomediale Kapsel (Lig. collaterale mediale posterius, hinteres Schrägband) bei. Das hintere Schrägband stabilisiert gegen Außenrotation und Valguskraften hauptsächlich in Extension, aber auch in Flexion, da es durch den M. semimembranosus dynamisiert wird [27].

Der M. semimembranosus gehört zur ischiocruralen Muskulatur, entspringt am Tuber ischiadicum und ist mit seinen fünf Ansätzen bedeutend an der dorsomedialen Stabilisierung beteiligt, in dem er viele Bandstrukturen tonisieren kann [85].

## 1.2 Klinische Stabilitätstestung

### 1.2.1 Laxizitätsparameter

Unter dem Begriff der Laxizität versteht man die normale physiologische Bandlockerheit eines Gelenks, ein quantitatives Merkmal, welches das Bewegungsausmaß der Gelenkpartner gegeneinander unter Einwirkung einer externen Kraft beschreibt [63].

Die Laxizität und somit auch das Ausmaß der festzustellenden Tibiabewegung werden von mehreren Faktoren beeinflusst:

- Flexion [53]
- Unterschenkelrotation [9]
- einwirkendes Drehmoment [19]
- axiale Be- und Entlastung [52]
- Kollagenzustand [23]
- Knochen- und Knorpelzustand [38]
- Morphotyp: Genu varum, valgum oder recurvatum [84]
- Muskelanspannung [30]
- Aktivitätsniveau [31]
- verletzte Bandstrukturen [84]

Die wesentlichsten Laxizitätsparameter sind die Muskelanspannung und die verletzten Bandstrukturen. Eine erhöhte Muskelanspannung führt zu verminderter medialer und lateraler Aufklappung und zur Verringerung der Tibiabewegung [30]. Bei den verletzten Bandstrukturen gilt: Je ausgedehnter die Kapsel-Band-Verletzung, desto größer ist der Stabilitätsverlust und die pathologische Tibiaverschiebung [84].

## 1.2.2 Untersuchungsparameter

Neben den oben erwähnten Laxizitätsparametern, an die bei jeder klinischen Untersuchung gedacht werden sollte, ist es hilfreich und notwendig, dass der Untersucher weitere Aspekte beachtet [84]:

- *Lagerung des Patienten*

Zur Stabilitätsprüfung liegt der Patient auf dem Rücken auf der Untersuchungsfläche. Um beide Kniegelenke im Seitenvergleich untersuchen zu können ist es sinnvoll, dass die Liege von jeder Seite zugänglich ist. Es ist auf eine entspannte Lagerung zu achten. Schon ein Anheben des Kopfes führt zur Kontraktion der anterioren Muskelkette.

- *Beurteilung des Endpunktes (Anschlag am Ende der Tibiabewegung)*

Unterschieden wird ein fester von einem weichen Anschlag. Ist die Bandstruktur verletzt bzw. insuffizient, fällt das physiologische Anspannen weg und die Bewegung der Tibia gegen den Femur wird nicht limitiert: Der Anschlag fehlt.

- *Einschätzung des Ausmaßes der pathologischen Bewegung*

Gebräuchlich ist die Einteilung in drei Grade:

- Grad I: +, 0-5 mm, 0-5 °
- Grad II: ++, 6-10 mm, 6-10 °
- Grad III: +++, > 10 mm, >10 °

Diese Unterscheidung ist jedoch sehr subjektiv, was zu Problemen der klinischen Stabilitätstestung führen kann.

### **1.2.3 Prüfung der anterioren und posterioren Tibiaverschiebung**

In Abhängigkeit von der Kraftaufbringung (aktiv oder passiv), der Richtung der einwirkenden Kraft (anterior oder posterior) sowie der Flexion und Rotation des Kniegelenks, lassen sich zahlreiche Tests unterscheiden, die für die Diagnostik von Kapselbandverletzungen des Kniegelenks geeignet sind. Die auf die Krafteinwirkung folgende Tibiabewegung wird als „Schubladenbewegung“, „Tibiaverschiebung“ oder als (positive) „Schublade“ bezeichnet.

#### **1.2.3.1 Lachman-Test**

*Untersuchungstechnik:*

Beim klassischen Lachman-Test liegt der Patient in Rückenlage. Der Untersucher umfasst mit einer Hand den Oberschenkel, mit der anderen den Unterschenkel und zieht den Tibiakopf bei einer Knieflexion von ungefähr 30° nach vorne.

Für „kleinhändige Untersucher“ hat sich der „stabile Lachman-Test“ bewährt [89]. Hierbei beugt der Untersucher sein Kniegelenk, legt den Oberschenkel des Patienten auf seinen eigenen und fixiert dies mit einer Hand. Die Untersuchungssituation wird entspannter und eine gegebenenfalls vorhandene Abwehrspannung kann erfasst und versucht zu korrigiert werden.

*Vorteile:*

Es gibt viele Vorteile, die für die Durchführung des Lachman-Tests bei Verdacht auf eine VKB-Ruptur sprechen [85]:

- hohe Spezifität für die VKB-Ruptur
- schmerzärmer als die Untersuchung in 90 ° Flexion
- keine oder nur geringe Beeinträchtigung durch ein Hämarthros

- keine Beeinträchtigung bzw. Behinderung durch das Meniskushinterhorn und das mediale Seitenband
- Untersuchung in funktioneller Stellung

*Beurteilung:*

Der Lachman-Test ist der wichtigste Test der frischen Knieverletzung [85]. Ein positiver Test mit weichem Anschlag ist beweisend für eine VKB-Insuffizienz, bei festem Anschlag kann eine Teilruptur oder auch eine Läsion des HKBs vorliegen [84]. Mehrere Studien legen nahe, dass der Lachman-Test der klassischen VSL in 90° Flexion zur Diagnostik einer akuten VKB-Ruptur deutlich überlegen ist [3, 41, 44, 75].

### **1.2.3.2 Vordere Schublade in 90° Flexion**

Bei diesem Test wird die passive anteriore Tibiabewegung in 90° Flexion geprüft.

*Untersuchungstechnik:*

Der Patient liegt in Rückenlage auf der Untersuchungsfläche, die Kniegelenke 90° flektiert. Der Untersucher setzt sich mit einer Gesäßhälfte auf den Fuß des Patienten um ein Verrutschen zu vermeiden, umfasst mit beiden Händen den Tibiakopf und zieht ihn in dieser Position nach anterior.

Führt dies zu einem „Springen“ im Kniegelenk (Finochietto-Zeichen) oder zu Einklemmungserscheinungen, liegt begleitend eine Meniskusverletzung vor [84].

Da der Test in 90° Flexion ausgeführt wird und in dieser Position das AM-Bündel des VKBs angespannt ist, wird eine gesteigerte anteriore Tibiatranslation hauptsächlich durch ein Riss dieses Bündels erreicht [55].

### *Beurteilung:*

Bei der frischen VKB-Läsion sollte auf die Prüfung verzichtet werden, einerseits um Schmerzen zu verhindern, andererseits da häufig falsch negative Ergebnisse entstehen, verursacht durch Schmerz, HämARTHROS und/oder Muskelanspannung [41]. Die durch den Schmerz provozierte Muskelanspannung führt also zu einem scheinbar stabilen Gelenk.

Bei chronischen VKB-Insuffizienzen nimmt die Sensitivität und Spezifität deutlich zu, da die Prüfung schmerzfrei möglich wird [3, 41, 44].

Biomechanische Untersuchungen zeigen jedoch, dass bei isolierter VKB-Läsion dieser Test nur gering positiv ausfällt [85] und einen schlechten diagnostischen Indikator für VKB-Verletzungen, v.a. bei frischen Läsionen, darstellt [44].

#### **1.2.3.3 Vordere Schublade in Innen- und Außenrotation**

Bei chronischen VKB-Läsionen sollte die VSL in 90° geprüft werden, v.a. in Innen- und Außenrotation [85]. Um die eingestellte Rotation möglichst konstant zu halten, wird der Fuß des Patienten durch eine Gesäßhälfte des Untersuchers fixiert und dann die VSL ausgelöst.

#### **1.2.3.4 Hintere Schublade in 90° Flexion**

Die isolierte HKB-Läsion ist häufig schwer zu diagnostizieren, daher bleiben viele dieser Verletzungen unentdeckt. Zunächst sollte eine spontane HSL durch Prüfung der palpatorischen HSL ausgeschlossen und die HSL in 90° Flexion geprüft werden.

### *Untersuchungstechnik:*

Der Patient liegt in Rückenlage auf der Untersuchungsliege, die Kniegelenke 90° flektiert.

Der Untersucher umfasst mit beiden Händen den Tibiakopf und drückt ihn nach posterior.

*Beurteilung:*

Der hintere Schubladentest erweist sich als der akkurateste klinische Test in der Diagnostik der HKB-Läsion [25, 77]. Eine erhöhte posteriore tibiale Translation findet sich nicht ohne HKB-Ruptur [35].

Dieser Test gehört zu jeder klinischen Untersuchung, da erst nach Ausschluss einer HKB-Läsion von einer VKB-Läsion gesprochen werden sollte.

#### **1.2.4 Dynamische Subluxationstests**

Zusätzlich zur Prüfung der anterioren und posterioren Tibiaverschiebung sollte bei Verdacht auf eine Kreuzbandruptur der Pivot-Shift-Test, ein dynamischer Subluxationstest, angewandt werden.

##### **1.2.4.1 Pivot-Shift-Test**

*Untersuchungstechnik:*

Beim Pivot-Shift-Test wird in Rückenlage vorsichtig ein Valgusstress bei Innenrotation des Unterschenkels auf das Kniegelenk ausgeübt. Extensionsnah subluxiert das laterale Tibiaplateau nach anterior (Luxationsphase). Die zunehmende Flexion führt zur flacheren Zugrichtung des Tractus iliotibialis und zur plötzlichen Reposition des vorher nach anterior subluxierten lateralen Tibiaanteils (Repositionsphase).

Ein positiver Ausfall setzt einen intakten Tractus iliotibialis voraus [85].

### *Beurteilung:*

Ein positiver Pivot-Shift-Test ist pathognomonisch für die VKB-Insuffizienz [6]. Er kann bei frischen VKB-Läsionen sehr schmerzhaft sein und die daraus bedingte Abwehrspannung der Muskulatur führt zu ähnlich schlechter Sensitivität wie die der vorderen Schubladeprüfung in 90° Flexion [6, 41]. Bei chronischen Instabilitäten sowie unter Narkose fällt der Test häufig positiv aus [3, 41]. Der Test zeigt weiterhin als einziger der hier erwähnten Tests signifikante Assoziationen zur subjektiven Einschätzung bezüglich Symptomen und Funktion nach VKB-Rekonstruktion [46]. Er sollte Bestandteil jeder präoperativen Untersuchung sein, da sein Verschwinden ein Indiz einer suffizienten VKB-Rekonstruktion darstellt [85].

### **1.2.5 Prüfung der medialen und lateralen Aufklappung**

Bei der Prüfung der medialen und lateralen Aufklappbarkeit werden die Seitenbänder sowie die dorsomedialen und -lateralen Kapsel-Band-Strukturen getestet.

### *Untersuchungstechnik:*

Der Patient liegt in Rückenlage. Das Kniegelenk wird seitlich vom Untersucher gehalten, in Höhe des lateralen Gelenkspaltes die Hand als Gegenlager angelegt. Gleichzeitig umfasst die andere Hand den Unterschenkel auf Sprunggelenkshöhe. Schließlich wird in Streckstellung sowie in 20° Flexion eine mediale/laterale Aufklappbarkeit provoziert.

### *Beurteilung:*

Der sogenannte Valgus- und Varustest sollte routinemäßig stattfinden, da nicht selten komplexe Läsionen vorliegen und neben der Beurteilung einer Seitenbandläsion bei Prüfung in Extension auch die dorsomedialen und

-lateralen Kapsel-Band-Strukturen und die Kreuzbänder beurteilt werden können [84].

Bei allen erläuterten klinischen Stabilitätstests gilt häufig:

Je komplexer die Bandverletzung, desto schmerzärmer präsentiert sich das Gelenk bei der Untersuchung. Dies liegt daran, dass bei einer vollständigen Ruptur die intraligamentären Nervenfasern zerstört sind und dadurch keine Schmerzweiterleitung mehr stattfindet. Ein relatives schmerzarmes Gelenk spricht also keinesfalls automatisch für einen intakten Bandapparat.

### **1.3 Instrumentelle Stabilitätstestung**

#### **1.3.1 Ist eine instrumentelle Stabilitätstestung überhaupt notwendig?**

Der Nachweis einer Bandinsuffizienz erfolgte bisher meist anhand subjektiver, vom Untersucher abhängiger klinischer Tests, mit der Folge, dass gelegentlich kein diagnostischer Konsens gefunden wird [58].

Strobel und Neumann haben eine spezielle metallische Untersuchungsapparatur entwickelt (siehe Abb. 1), um die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der subjektiven Beurteilung von Bewegungen bei der klinischen Untersuchung festzustellen [84].



**Abb. 1.** Palpatorische Einschätzung von Bewegungsausmaßen, mechanisches Modell. (Aus [85])

Mit diesem Gerät war es möglich definierte Bewegungsmaße vorzugeben, die bei einem simulierten vorderen Schubladentest von 12 verschiedenen Untersuchern an 3 Tagen beurteilt wurden.

Um zu prüfen wie genau das subjektive Einschätzungsvermögen in mm bzw. in die Grade 1-3 ist, wurde die palpatorische (entspricht der Situation während passiven Tests) und optische Fähigkeit (entspricht dem Zustand bei aktiven Tests) Längen einzuschätzen getestet.

Selbst unter Laborbedingungen (fehlender Weichteileffekt des Patienten, keine Abwehrspannung,...) lag lediglich der Mittelwert in der Nähe des vorgegebenen Wertes. Bei allen Einschätzungen (mm und Grade 1-3) war eine enorme Streuung der Werte zu verzeichnen. Die palpatorische und die optische Einschätzung waren gleich unzureichend. Bei der Einschätzung in die Grade 1-3 waren die Ergebnisse bei den Grenzwerten 5 mm und 10 mm um 44 % bzw. 58 % falsch. Demzufolge leistet selbst die Klassifizierung in die Grade 1-3 keinen wesentlichen Beitrag, die Genauigkeit der subjektiven Einschätzung von Tibiabewegungen zu verbessern.

Ein Lerneffekt beim Untersucher ist nur zu erwarten, wenn er direkt die Qualität seiner Einschätzung erfährt, was bei einer klinischen Untersuchung ohne instrumentelles Testgerät keinesfalls möglich ist. Erst wenn das Schubladenausmaß mit einem Testgerät quantifiziert wird, bekommt der Untersucher einen Eindruck seiner Schätzgenauigkeit.

Will man einen prä- und postoperativen Zustand oder das Ausmaß der Schublade im Seitenvergleich adäquat beurteilen, scheint die Verwendung eines Testgerätes zur quantifizierbaren Messung dringend notwendig, da sonst die Beurteilung und Dokumentation allein auf ungenauen subjektiven Einschätzungen basiert.

### 1.3.2 Anforderungen an ein Knietestgerät

Damit ein Testgerät im klinischen Alltag bestehen kann, sollte es möglichst viele der folgenden Anforderungen erfüllen [84]:

- *Geringes Gewicht*

Ein leichtes Gerät kann einfach an verschiedenen Orten eingesetzt und möglichst angenehm am Bein des Patienten fixiert werden.

- *Stabile und einfache Fixation*

Die Apparatur sollte an möglichst wenigen relativ weichteilarmen Punkten befestigt werden. Gut geeignet sind hierfür die Patellavorderfläche sowie das distale Unterschenkelviertel. Der Schwerpunkt sollte möglichst nahe am Unterschenkel anliegen, um die Verkipfungstendenz gering zu halten.

- *Einfache Bedienung*

Dies bringt den Vorteil, dass es nicht nur von Spezialisten bedient werden kann. Das Testergebnis sollte schnell erfassbar und dargestellt werden können.

- *Kurze Untersuchungszeit*

Dies ist notwendig für die Akzeptanz des Gerätes, da die heutige Personal- und Zeitsituation keinen Raum für lange Untersuchungszeiten bietet.

- *Berücksichtigung der Laxizitätsparameter*

Die in Kapitel 1.2.1 erwähnten Laxizitätsparameter sind wie bei der klinischen Untersuchung auch bei der Konzeption eines Testgerätes von Bedeutung.

- *Erfassung der wichtigsten Knietests*

Neben dem Lachman-Test sollten auch die aktiven extensionsnahen vorderen und hinteren Tibiabewegungen bestimmt werden können.

- *Einfaches und sicheres Messprinzip*

Es sollen die Strecken gemessen werden, die der zentrale Tibiaanteil im Vergleich zum Oberschenkel unter der Krafteinwirkung zurücklegt. Als tibialer Referenzpunkt eignet sich die Tuberositas tibiae, als femoraler der Femur selbst oder die Patellavorderfläche.

- *Einfacher und schneller Eichvorgang*

Dies ist von Bedeutung, da das Gerät nach jeder Untersuchung geeicht werden muss um bei jedem Untersuchungsvorgang die gleiche Ausgangsposition zu wahren.

- *Dokumentation und computerisierte Auswertung*

Ein wichtiger Faktor stellt hier z.B. die Messwertanzeige dar, die möglichst einfach von verschiedenen Untersuchungspositionen abgelesen werden können sollte, um Ablesefehler zu minimieren.

- *Untersucherunabhängige Messwerterfassung*

Hierbei gilt zu berücksichtigen, dass ein unterschiedliches Messergebnis auch dadurch beeinträchtigt wird, dass jeder Untersucher eine andere Wirkung auf den Patienten ausübt, die sich z.B. in der Muskelanspannung niederschlägt.

- *Geringe Anschaffungs- und Betriebskosten*

Nur ein kostengünstiges Gerät wird sich am Markt durchsetzen können.

### **1.3.3 Testgeräte zur Messung der anteroposterioren Knielaxizität**

#### **1.3.3.1 Vordere Schublade**

Zur Quantifizierung der VSL sind in der Literatur sehr viele Testgeräte beschrieben. Neben sehr einfachen Testgeräten wurden auch komplexe elektronische Apparaturen mit größeren Anwendungsbereichen, jedoch sehr hohen Anschaffungspreisen und zeitaufwändigen Untersuchungen entwickelt.

Folgende fünf Testgeräte werden hier vorgestellt:

1. KT-1000
2. Rolimeter
3. Stryker
4. KSS
5. Genucom

Im folgenden Kapitel werden die drei Arthrometer Stryker, KSS und Genucom näher erläutert. Da das KT-1000-Arthrometer und das Rolimeter für die eigenen Messungen verwendet wurden, finden sich die genauen Beschreibungen dieser zwei Testgeräte zur besseren Übersicht im Kapitel 2.2.2 und 2.2.3 im Teilbereich „Material und Methoden“.

Für jedes dieser Geräte sind die in der Literatur angegebenen Messwerte für die anteriore Tibiabewegung nach Erscheinungsjahr sortiert in einer Tabelle zusammengestellt (siehe Tabelle 1-5).

#### **1.3.3.1.1 KT-1000**

Das KT-1000 (MEDmetric Corp, San Diego, California) ist das mit Abstand meist verbreitete und am besten erforschte Kniestestgerät [71].

Es wurde 1982 von Daniel et al. zur Bestimmung der anterioren und posterioren Tibiabewegung in extensionsnahen Gelenkstellungen entwickelt und wird zur prä- und postoperativen Bestimmung des Stabilitätszustandes, aber auch bei experimentellen Untersuchungen verwendet.

Mit dem KT-1000 sind verschiedene Tests möglich:

Passiver vorderer Schubladentest bei 25° Flexion unter 67 oder 89N, passiver hinterer Schubladentest bei 70 ° Flexion unter 67 oder 89N, maximaler Schubladentest sowie aktiver Schubladentest [84].

**Tabelle 1. Bestimmung der anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem KT-1000.**  
(n Anzahl, () Standardabweichung, SSD Seit-zu-Seit-Differenz, i/i intakt/intakt, v/i verletzt/intakt, MM maximal manuelle Kraft, N Newton, R rechts, L links, Prob. Probanden, Pat. Patienten mit VKB-Ruptur, chron. chronisch, EWA Untersuchung ohne Narkose, EUA Narkoseuntersuchung)

Autor	n	VKB intakt	VKB- Ruptur	SSD VKB i/i	SSD VKB v/i	Kraft	Anmerkung
Daniel [17]	338	R 5,5(1,8) L 5,8(1,9)		0,3(1,3)		89N	Prob.
	89	7,4(1,7)	13(3,5)		5,6(2,6)		Pat.
Daniel [19]	120	7,2(1,9) 8,5(2,2)		0,8(0,7) 0,8(1,0)		89N MM	Prob.
Forster [28]	4	4,4(1,8)		0,8		89N	Prob.
	6	5,3(1,7)	8,2(3,5)		3,6		Pat.
Anderson [3]	50				4,4	89N	Pat.
	39				4,35		akut
	11				4,4		chron.
Sommerlath [82]	20	8(2)	14(4)		6(3)	90N	Pat.
Highgenboten [36]	30	4,67(1,66) 4,63(1,63)				89N	Prob.
Neuschwander [62]	21	8,9(1,6) 10,3(1,7) 10,3(1,8)	12,3(3,4) 16,6(3,6) 18,1(3,0)			67N 89N MM	Pat.
Wroble [90]	6	R6,8(1,6) L 7,3(1,3) R 8,6(2) L 9,3(1,5)		-0,5(1,2)  -0,7(1,3)		89N  134N	Prob.
Daniel [16]	10	6,2					Prob.
Anderson [4]	50	7,31(1,51) 9,00(1,75)		0,14		89N MM	Prob.
	50	7,99(1,78) 8,23(3,02)	13,04(2,69) 16,82(5,67)		5,05 8,59	89N MM	Pat.,chron.
Rangger [72]	120	R7,1(1,94) L7,3(1,90) R8,5(2,23) L8,8(2,12)		-0,2(1,07)  -0,3(1,09)		89N  MM	Prob.
	105	7,8(1,76) 7,3(2,04) 9,1(1,77) 9,0(2,12)	11,5(2,59) 11,5(2,88) 15,2(2,50) 16,3(2,83)		3,6(2,12) 4,4(2,45) 6,1(2,22) 7,3(2,48)	89N  MM	Pat. akut, EWA akut, EUA
	159	7,7(1,97) 7,3(2,08) 9,1(2,08) 9,3(2,32)	13,0(3,51) 13,1(3,40) 17,7(3,94) 18,7(3,89)		5,4(2,89) 5,9(3,14) 8,6(3,28) 9,4(3,65)	89N  MM	akut, EUA chron., EWA chron, EUA chron., EWA chron., EUA
Ballantyne [8]	22	4,6/4,2 5,8/5,0	8,1/7,6 10,5/9,5			89N MM	Pat. Tester 1/2 Tester 1/2
Guskiewicz [33]	9	3,9(1,5)	8,1(1,6)			89N	Pat.
Balasz [7]	30	6,2				MM	Prob.
	30	6,2	12,6				Pat.
Ganko [29]	20	6,9(1,6) 6,1(2,0)		-0,7(1,2)		MM	Prob.
	18		11,4(2,9)		5,2(2,5)		Pat.,chron.
Schuster [80]	16	10,0				MM	Prob.
Boyer [13]	147	4,2(2,4) 6,3(2,5)				89N MM	Prob.

### 1.3.3.1.2 Rolimeter

Das sehr einfach aufgebaute Rolimeter (DJO Global, Freiburg) ist wegen des geringen Gewichts leicht transportierbar und misst maximal manuell die anteriore bzw. posteriore Tibiatranslation.

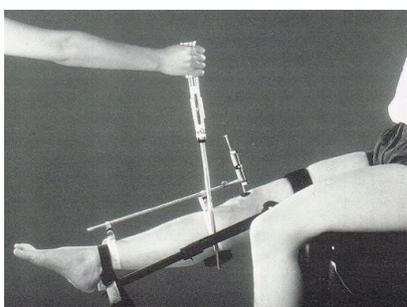
**Tabelle 2. Bestimmung der maximal manuellen anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem Rolimeter.**

(n Anzahl, () Standardabweichung, SSD Seit-zu-Seit-Differenz, i/i intakt/intakt, v/i verletzt/intakt, Prob. Probanden, Pat. Patienten mit VKB-Ruptur, chron. chronisch)

Autor	n	VKB intakt	VKB-Ruptur	SSD VKB i/i	SSD VKB v/i	Anmerkung
Balash [7]	30 30	6,2 6,2	11,7			Prob. Pat.
Ganko [29]	20 18	5,9(1,3) 5,1(1,3)	10,6(3,0)	-0,1(1,2)	5,3(3,1)	Prob. Pat.,chron.
Muellner [59]	10	6,4(2,0) 3,7(1,1) 4,1(1,4)				Prob. Tester 1 Tester 2 Tester 3
Schuster [80]	16	10,8				Prob.
Papandreou [65]	12				5,00(1,95) 5,75(1,81) 6,00(2,44)	Pat. Tester 1 Tester 2 Tester 3
Pollet [70]	29	4	6,3			Pat.

### 1.3.3.1.3 Stryker Laxity Tester

Nach dem KT-1000 ist der Stryker „Knee Laxity Tester“ (siehe Abb. 2) das Kniestestgerät, welches die meiste Verbreitung fand [84]. Wie auch die schon erwähnten Geräte misst es passiv die anteroposteriore Tibiaverschiebung der Tibia relativ zum Femur in mm.



**Abb. 2.** Stryker „Knee Laxity Tester“. (Aus [84])

Die mitgelieferte Sitzfläche wird auf der Untersuchungsfläche aufgelegt, sodass sich der Patient in sitzender oder liegender Position befindet. Die Beugung des Kniegelenks ist definiert einstellbar und sollte ca. 30° betragen. Das eigentliche Messgerät enthält eine dünne Stange, die über zwei Stege mit 2 Straps auf der Unterschenkelvorderseite fixiert wird. Der Messstempel wird auf die Patella aufgelegt und das Gerät durch das Zusammenschieben der Messfühler geeicht. Die Kraft wird mittels Kraftapplikator, der an der Rückseite des Unterschenkels ansetzt, aufgebracht und das Ausmaß der anterioren Tibiabewegung auf der Millimeterskala ablesbar.

Die Sensitivität scheint für den klinischen Gebrauch jedoch nicht auszureichen [45], ein Grund dafür, warum das Testgerät heutzutage so gut wie nicht mehr verwendet wird [71].

**Tabelle 3. Bestimmung der anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem Stryker Laxity Tester.**

(n Anzahl, () Standardabweichung, SSD Seit-zu-Seit-Differenz, i/i intakt/intakt, v/i verletzt/intakt, MM maximal manuelle Kraft, N Newton, Prob. Probanden, Pat. Patienten mit VKB-Ruptur, chron. chronisch)

Autor	n	VKB intakt	VKB-Ruptur	SSD VKB i/i	SSD VKB v/i	Kraft	Anmerkung
Boniface [12]	246 32	2,5 3,0	8,1				Prob. Pat.
Highgenboten [36]	30	2,5(1,24) 2,39(1,16)				89N	Prob.
Anderson [3]	50 39 11				4,6 4,4 5,2	89N	Pat. akut chron.
Sommerlath [82]	20	7,0(3,0)	12,0(4,0)		5(2)	90N	Pat.
Sommerlath [83]	53	7,0(2,0)	10,0(2,0)		3 (3)	90N	Nach VKB-Rekonstruktion
Anderson [4]	50 50	5,94(1,76) 8,40(1,89) 6,06(1,59) 7,20(2,78)	10,39(2,38) 13,13(4,81)	0,08 4,34 5,92		89N MM 89N MM	Prob. Pat. chronisch
Jom [42]	12		9,8(1,6) 13,8(3,7)			90N 180N	Nach VKB-Rekonstruktion

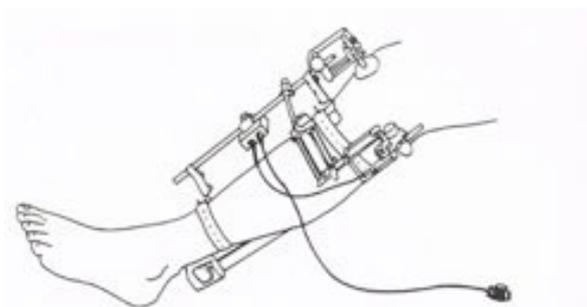
#### 1.3.3.1.4 „Knee Signature System“ (KSS, Acufex)

Das Acufex „Knee Signature System“ zählt zu den komplexen elektronischen Testapparaturen.

Es besteht aus einem Elektrogoniometer mit vier Freiheitsgraden, welcher die anteroposteriore Tibiaverschiebung, tibiale Innen- und Außenrotation, Varus-Valgus-Rotation sowie Flexion-Extension misst [22].

Es kann also dazu verwendet werden, die tibiofemorale Bewegung in vier Freiheitsgraden zu bestimmen. Neben dem Elektrogoniometer gehört ein Elektrodynamometer, ein Computer sowie ein Drucker zur Ausstattung [4].

Die Tibiaschiene wird auf der Unterschenkelvorderseite mit zwei Straps fixiert und der Knieflexionssensor angebracht. Insgesamt muss die aufwendige Messapparatur mit mehreren elastischen Bändern am ganzen Bein fixiert werden. Ein am proximalen Unterschenkel anzusetzender Kraftspender ist für die Kraftaufbringung zuständig. Der Computer nimmt die Messwerte auf, verrechnet sie und stellt sie graphisch dar. Nach einer Modifizierung der Auswertungssoftware wurde das Gerät als CA-4000 vertrieben (siehe Abb. 3). Aufgrund der langen Untersuchungszeit und der Komplexität fand dieses Gerät keine weite Verbreitung [84].



**Abb. 3.** Schematische Darstellung des CA-4000. (Aus [84])

**Tabelle 4. Bestimmung der anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem KSS.**  
(n Anzahl, () Standardabweichung, SSD Seit-zu-Seit-Differenz, i/i intakt/intakt, v/i verletzt/intakt, MM maximal manuelle Kraft, N Newton, R rechts, L links, Prob. Probanden, Pat. Patienten mit VKB-Ruptur, chron. chronisch)

Autor	n	VKB intakt	VKB-Ruptur	SSD VKB i/i	SSD VKB v/i	Kraft	Anmerkung
Sommerlath [82]	20	7,0(2,0)	10,0(4,0)		3 (2)	90N	Pat.
Neuschwander [62]	21	6,1(1,4) 7,8(1,8) 9,6(1,9)	11,3(3,5) 14,9(3,8) 17,2(3,4)			89N 133N MM	Pat.
Drez [22]	5	5,6(1,18)	8,9(2,32)		3,3(1,14)	89N	Pat.
Riederman [74]	6	R4,7(2,0) L5,7(1,7) R7,1(2,8) L7,9(2,0)		1,1(1,6)  0,8(2,3)		89N  133N	Prob.
Daniel [16]	10	4,6					Prob.
Anderson [4]	50 50	4,23(1,69) 6,56(2,01) 4,79(1,76) 7,17(2,13)	  7,86(2,17) 12,7(2,52)	0,3	  3,06 5,52	89N MM 89N MM	Prob.  Pat. chron.
Natri [61]	70	7,3(3,0)	9,7(3,5)				Nach VKB-Rekonstruktion

### 1.3.3.1.5 Genucom „Knee Analysis System“

Das „Knee Analysis System“ (siehe Abb. 4) ist das teuerste Gerät im Handel, bietet allerdings dafür ein sehr umfassendes Testspektrum. Es ist das einzige Gerät, das sechs Freiheitsgrade messen kann [4].

Der Untersuchungsstuhl besitzt ein mikroprozessorgestütztes Messsystem, welches über ein integriertes Dynamometer die auf das Kniegelenk einwirkenden Kräfte, über einen Elektrogoniometer die Bewegungsausmaße erfasst [84]. Die Größe der applizierten Kraft und das Ausmaß der resultierenden Bewegung werden also simultan elektronisch gemessen und auf dem Monitor dargestellt.

Der teure Preis und die lange Untersuchungszeit beschränken die Verwendung v.a. auf wissenschaftliche Fragestellungen.



**Abb. 4.** Genucom. (Aus [84])

**Tabelle 5. Bestimmung der anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem Genucom.**

(n Anzahl, ( ) Standardabweichung, SSD Seit-zu-Seit-Differenz, i/i intakt/intakt, v/i verletzt/intakt, N Newton, Prob. Probanden, Pat. Patienten mit VKB-Ruptur, chron. chronisch)

Autor	n	VKB intakt	VKB-Ruptur	SSD VKB i/i	SSD VKB v/i	Kraft	Anmerkung
Anderson [3]	50 39 11				2,0 1,7 1,5	89N	Pat. akut chron.
Highgenboten [36]	30	7,72(4,79) 7,82(4,84)				89N	Prob.
Sommerlath [82]	20	9,0(2,0)	13,0(4,0)		4(5)	90N	Pat.
Wroble [88]	3	9,4(2,0)	15,8(3,0)		5,8(3,0)	90N	Pat.
Sommerlath [83]	53	7,0(3,0)	7,0(3,0)		0		Nach VKB-Rekonstruktion
Daniel [16]	10	6,2					Prob.
Anderson [4]	50 50	9,65(2,72) 9,88(3,69)	13,90(4,24)	0,83	4,02	89N 89N	Prob. Pat.,chron.

### 1.3.3.2 Hintere Schublade

Zur Bestimmung der hinteren Schubladenbewegung sind im Vergleich deutlich weniger Testgeräte beschrieben.

Das Testgerät nach Dandy, der KLT Arthrometer sowie das KT-1000 werden näher vorgestellt.

### 1.3.3.2.1 Testgerät nach Dandy

Mit diesem Testgerät, das ausschließlich zur Bestimmung der posterioren Tibiaverschiebung entwickelt wurde, wird das Ausmaß der spontanen HSL bei Insuffizienz des HKBs gemessen (siehe Abb. 5).

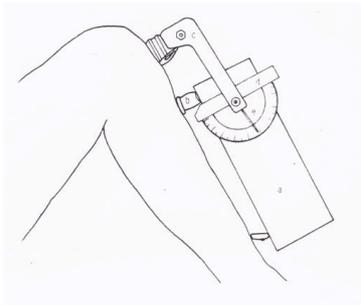


Abb. 5. Testgerät nach Dandy. (Aus [15])

Der Patient liegt in Rückenlage, die Beine werden mit 90 ° flektiertem Kniegelenk parallel auf der Liege aufgestellt.

Zunächst wird das Gerät auf die Unterschenkelvorderseite des intakten Beines (parallel zur Tibiavorderkante) angelegt. Der Hebel wird hierbei auf die Patella, der Gerätekörper selbst auf die Tuberositas tibiae aufgesetzt. Die drehbare Skala wird auf 0 gestellt, das Gerät dadurch geeicht und schließlich in unveränderter Position auf das verletzte Bein gelegt. Die spontane posteriore Tibiabewegung ist auf der Messskala ablesbar.

Der Test wird dreimal wiederholt und der Mittelwert notiert [15].

### 1.3.3.2.2 KLT Arthrometer

Der KLT Arthrometer (siehe Abb. 6) besteht aus einem Sitz mit Haltschiene, einer Messapparatur sowie einem Kraftapplikator. Der Sitz ist mit Velcro-Straps ausgestattet, um das Bein in gewünschter Position während des Untersuchungsvorganges fixieren zu können. Das gesunde Bein wird immer zuerst getestet.

Die Messung beginnt mit dem Patienten in sitzender Position, das Kniegelenk ist 90° gebeugt. Während der Patient den M. quadriceps anspannt wird das Gerät auf 0 geeicht, in dem der Schieber an die proximale Tibia angelegt wird, der Untersucher stabilisiert währenddessen den Unterschenkel. Mittels des Kraftapplikators wird nun eine nach posterior gerichtete Kraft von 20 bzw. 40 pounds direkt auf die proximale Tibia ausgeübt. Anschließend wird der Prozess mit einer nach anterior gerichteten Kraft wiederholt [24].



**Abb. 6.** KLT Arthrometer, Ausübung der nach posterior gerichteten Kraft mittels Kraftapplikator. (Aus [24])

#### **1.3.3.2.3 KT-1000**

Das KT-1000-Testgerät kann neben der vorderen auch die hintere Schubladebewegung quantifizieren.

Das Kniearthrometer wird mit zwei Klettbandern am Unterschenkel befestigt. Als Hilfspunkte zur korrekten Anlage dienen die Gelenkspaltmarkierung sowie die tibiale und patellare Auflagefläche. Bei der Untersuchung des HKBs befindet sich der Patient in Rückenlage, die Kniegelenke 90° flektiert. Der Untersucher fixiert mit einer Hand die patellare Auflage, mit der anderen Hand wird die justierbare Skala so gedreht, dass der Zeiger auf dem Wert 0 steht. Mit dieser Hand wird dann auch durch Drücken des Handgriffes eine nach posterior gerichtete Kraft von 67 N und 89 N ausgeübt.

Die hintere Schubladebewegung wird in mm abgelesen. Das endgültige Messergebnis wird durch Mittelwertbildung bestimmt [56].

Bewährt hat sich das KT-1000 zur Bestimmung der HSL im Gegensatz zur VSL und insbesondere für niedrigere Laxizitätsgrade nicht [77].

Tabelle 6 zeigt, geordnet nach Erscheinungsjahr, in der Literatur angegebene Messwerte für die posteriore Tibiabewegung.

**Tabelle 6. Bestimmung der posterioren Tibiaverschiebung in mm mit dem KT-1000.**  
(n Anzahl, ( ) Standardabweichung, SSD HKB v/i Seit-zu-Seit-Differenz hinteres Kreuzband verletzt/intakt)

Autor	n	SSD HKB v/i	Anmerkungen
Parolie [66]	25	7,12	Nach konservativer Behandlung
Anderson [3]	6	5,4	
Richter [73]	53	6,2(3,6)	Isolierte + kombinierte HKB-Verletzung, nach HKB-Rekonstruktion
Hewett [35]	10	7,6(2,5)	Vollständige Ruptur
	11	6,7(2,6)	Partialruptur
Huber [39]	22	7,1(2,7)	Nach konservativer Behandlung/ HKB-Rekonstruktion

### 1.3.4 Testgeräte zur Messung des Rotationsausmaßes

Zur klinischen Quantifizierung der anteroposterioren Tibiabewegung stehen einige kommerziell erhältliche Arthrometer zur Verfügung. Aktuell gibt es mehrere Studien, die sich auch mit der objektiven Messung des Rotationsausmaßes befassen.

Es konnte gezeigt werden, dass das PL-Bündel des VKBs den Hauptstabilisator gegen Innenrotation und anteriore Tibiatranslation zwischen 0 und 30 ° Knieflexion darstellt [91]. So scheint das VKB und insbesondere das PL-Bündel einen großen Anteil an der Kontrolle des Rotationsausmaßes zu spielen.

Klinisch wird die Rotationsstabilität bzw. -instabilität bei Patienten mit VKB-Ruptur durch den Pivot-Shift-Test untersucht [44]. Dieser dynamische Test ist jedoch subjektiv und daher nur eingeschränkt quantifizierbar [60]. Viele Messgeräte versuchen deshalb, den Pivot-Shift-Test nachzuahmen und ihn somit zu quantifizieren. Aufgrund der Komplexität dieser Bewegung gestaltet sich die Umsetzung schwierig [58].

Bisher wurden hauptsächlich aus Kadaverstudien klinisch und anatomisch wertvolle Informationen gewonnen [21]. Die biomechanischen Eigenschaften

sind bei der Leiche jedoch verändert, eine Übertragung der Ergebnisse auf die In-vivo-Situation ist daher nur bedingt möglich [58].

Die instrumentelle Messung des Rotationsausmaßes kann statisch oder dynamisch erfolgen [60]. Zu den derzeitigen nichtinvasiven Testgeräten zählen das Rottometer und das Rotameter [1, 50]. Beide messen das Ausmaß der Rotation in statischer Weise. Statische Tests zur Messung des Rotationsausmaßes sind relativ einfach durchzuführen, spiegeln jedoch nicht die vollständige Knielaxizität wider und das VKB wird nicht in seinem wirklichen funktionellen Verhalten während dynamischer Situationen untersucht [60].

Neben dem Rotto- und Rotameter werden weitere Methoden wie elektromagnetische Sensoren, computerassistierte Systeme sowie die dynamische Radiostereometrie angewendet [58, 60].

Zur Objektivierung der Untersuchungsergebnisse sowie zur Validierung neuer Operationstechniken erscheint es sinnvoll, zuverlässige apparative Messverfahren zur Bestimmung des Rotationsausmaßes zu entwickeln. Für die Anwendung in der klinischen Praxis sind einfache, nichtinvasive und portable Geräte sinnvoll [58].

## 1.4 Fragestellung der Arbeit

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Notwendigkeit und dem Vergleich instrumenteller Testgeräte. Es wurden drei Arthrometer zur Bestimmung der VSL verwendet: KLT, Rolimeter und KT-1000.

1. Das KT-1000 hat sich zur Messung der VSL bewährt [19], weist jedoch einige Nachteile auf (siehe Kapitel 2.2.3).
2. Das Rolimeter wurde als kleinere und einfachere Version des KT-1000 entwickelt, misst jedoch zumeist geringere Werte [80] und muss sich aufgrund seiner Einfachheit ebenfalls einigen bedeutenden Nachteilen beugen (siehe Kapitel 2.2.2).
3. Aus diesen Gründen wird versucht, ein kleines, leicht transportables Testgerät mit einfacher Bedienung zu entwickeln, das die Nachteile der beiden anderen Geräte nicht aufzeigt und valide und reproduzierbare Messungen liefert.

Diese Arbeit soll klären ob das KLT-Testgerät, das zum Zeitpunkt der Untersuchungen noch nicht auf dem Markt war, diese Anforderungen erfüllen kann. Um dies herauszufinden wird das KLT mit den anderen beiden Testgeräten bezüglich den gemessenen Werten für die intakte/verletzte Seite, der SSD, Maximum und Minimum sowie den bestimmten Mittelwerten verglichen.

Weiterhin soll geklärt werden, ob eine Vollnarkose und damit eine „ausgeschaltete“ Muskelanspannung das Testergebnis beeinflusst.

Auch die HSL kann mit dem KLT bestimmt werden. Hier ist zu prüfen, ob sich das Gerät dafür eignet, in dem getestet wird, ob die aus den SSD ermittelten Werte der mittels KLT gemessenen HSL ähnliche Werte oder eine konstante Beziehung zu denen der gehaltenen Röntgenaufnahme vorzeigen.

Der Vorversuch, bei welchem die von einem erfahrenen Assistenzarzt geschätzten VSL-Werte mit den Werten der KLT-Messung verglichen werden,

soll dazu beitragen, die Frage nach der Notwendigkeit von Testgeräten zur Kniestabilitätsmessung zu lösen.

Es stellen sich demnach folgende Hauptfragen:

1. Ist eine instrumentelle Stabilitätsprüfung notwendig?
2. Ist das KLT-Testgerät, verglichen mit dem KT-1000 und dem Rolimeter, für den klinischen Alltag zur Messung der VSL geeignet?
3. Lässt sich mit dem KLT-Testgerät die spontane HSL adäquat bestimmen?
4. Welche Vorteile bzw. Nachteile treten bei der Anwendung des KLT-Testgerätes auf?
5. Wie sind die Ergebnisse im Vergleich mit anderen Studien zu beurteilen?

## **2 Material und Methodik**

Die Eigenschaften der durchgeführten Studie werden beschrieben und die verwendeten Messgeräte zur Bestimmung der VSL bzw. HSL (KLT, Rolimeter, KT-1000 und gehaltene Röntgenaufnahme) vorgestellt. Besondere Beachtung gilt dem Aufbau, dem Messvorgang sowie den Vor- und Nachteilen des jeweiligen Gerätes.

### **2.1 Studiendesign und Patientenauswahl**

Von August 2011 bis Juni 2012 wurden in einer prospektiven klinischen Studie an der ATOS-Klinik München sowie am Sporthopaedicum Straubing 412 Personen und somit 824 Knie mit instrumentellen Testgeräten vermessen. Das Einverständnis der Patienten wurde zuvor eingeholt. Für die Durchführung dieser Studie wurden von der Firma Storz keine finanziellen Mittel bereitgestellt.

Die Untersuchten wurden in Gruppen eingeteilt:

#### **1. Ruptur des vorderen Kreuzbandes (n=155)**

Die anteriore Schubladenbewegung wurde in mm mit dem Rolimeter und dem KLT im Seitenvergleich erfasst.

#### **2. Ruptur des vorderen Kreuzbandes Narkoseuntersuchung (n=64)**

Die anteriore Schubladenbewegung wurde im Operationssaal unter Narkose in mm mit dem Rolimeter und dem KLT im Seitenvergleich erfasst. Bei 40 Patienten wurde die Messung mit und ohne Narkose durchgeführt, wodurch ein möglicher Einfluss der Muskelrelaxierung durch die Anästhesie auf das Untersuchungsergebnis sichtbar werden soll.

### **3. Z.n. Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (n=54)**

Die anteriore Schubladebewegung wurde in mm mit dem Rolimeter und dem KLT im Seitenvergleich erfasst.

### **4. Ruptur des hinteren Kreuzbandes (n=39)**

Die posteriore Schublade wurde mit dem KLT und gehaltener Röntgenaufnahme in mm bestimmt.

### **5. Kniegesunde Probanden (n=70)**

Die kniegesunden Probanden wurden als Kontrollgruppe mit in die Studie aufgenommen und die anteriore Schubladebewegung in mm mit dem Rolimeter und dem KLT im Seitenvergleich erfasst.

### **6. Vergleich KLT - KT-1000 (n=40)**

Um das neue KLT-Testgerät mit dem auf dem Markt am weitesten verbreiteten Arthrometer, dem KT-1000, zu vergleichen, wurden bei 20 Patienten mit VKB-Ruptur sowie 20 weiteren Patienten die VSL mit diesen beiden Geräten gemessen. Bei den Patienten mit VKB-Ruptur mussten drei aufgrund einer beidseitigen VKB-Ruptur ausgeschlossen werden.

### **7. Vergleich Schätzung Assistenzarzt - Messung KLT (n=30)**

30 Patienten wurden in eine Art Vorversuch miteinbezogen, der helfen soll, die Frage nach der Notwendigkeit instrumenteller Stabilitätstestung zu beantworten: Ein Assistenzarzt im dritten Ausbildungsjahr, der selbstständig Kniesprechstunden durchführt, führte einen stabilen Lachman-Test im Seitenvergleich aus und schätzte die VSL in mm. Danach wurde mit dem KLT nachgemessen, ohne ihm die gemessenen Werte mitzuteilen.

Die Messergebnisse wurden in Excel-Tabellen zusammengefasst und weitere Berechnungen mittels Excel und SPSS durchgeführt.

## **2.2 Verwendete Messgeräte zur Bestimmung der vorderen Schublade**

### **2.2.1 KLT**

Die Nachteile einer rein mechanischen Knietestapparatur bei der Eichung und der Neujustierung sowie die Problematik, den ermittelten Korrekturfaktor miteinzubeziehen, führten zur Entwicklung eines elektronischen Testgerätes: Dem KLT (Knielaxizitäts-Tensiometer, Fa. Karl Storz, Tuttlingen).

Als femoraler Bezugspunkt wird die Patellavorderfläche verwendet. Da die gemessene Strecke im Bereich der Tuberositas tibiae immer etwas kürzer ist als die Strecke, die der eigentliche Bezugspunkt, die Eminentia intercondylaris, zurücklegt [84], wurde ein Korrekturfaktor berechnet, mit dem der im Bereich der Tuberositas tibiae ermittelte Wert verrechnet werden muss, um das Bewegungsausmaß des zentralen Tibiakopfanteiles (Eminentienbereich) zu erfassen. Der ermittelte Korrekturfaktor ist bei dem KLT-Testgerät der Firma Storz rechnerisch in den Gesamtwert miteinbezogen.

#### Aufbau KLT



**Abb. 7.** KLT.

Das Gerätgehäuse wird proximal von einer Patella-, distal von einer Unterschenkelauflage begrenzt. Die Patellaauflage ist gegen die Patella mit

einem Hartgummi abgepolstert, um einem Verrutschen des Gerätes entgegen zu wirken. Die rote Linie stellt eine Gelenkspaltmarkierung dar (siehe Abb. 7). Die Unterschenkelaufgabe ist gegen die Brücke kippbar gelagert und enthält ein Klettverschlussband zur Fixierung des Gerätes. Der Messstempel besitzt eine kleine Auflagefläche (Tibiasensor), die durch Herunterdrücken des Stempels auf der Tuberositas tibiae platziert wird.

Die eingebaute Elektronik rechnet den Korrekturfaktor mit ein und zeigt die Tibiabewegung in mm mit einer Stelle nach dem Komma auf einem digitalen Anzeigefeld an. Zwei Knöpfe sind unterhalb des Anzeigefeldes angebracht. An der unteren ON/OFF-Taste wird das Gerät eingeschaltet, durch Drücken der oberen Eichtaste auf den Nullwert gestellt.

### Lagerung

Zur Messung der VSL liegt der Patient möglichst entspannt in Rückenlage auf der Untersuchungsliege. Es ist keine Unterlage für den Oberschenkel vorgesehen. Der Untersucher beugt sein Kniegelenk und legt den Oberschenkel des Patienten auf seinen eigenen.

So kann in ca. 25-30° Knieflexion der „stabile Lachman-Test“ durchgeführt und instrumentell gemessen werden.

### Positionierung

Die obere der Auflageflächen (Patellasupport) wird auf die Patella aufgesetzt, die Gelenkspaltmarkierung am Gerät liegt in Höhe des Gelenkspaltes beim Patienten. An der distalen Tibiavorderseite wird das KLT mit einem Klettverschlussband fixiert.

### Einschaltung

Das Gerät wird durch Schieben der ON/OFF-Taste nach rechts eingeschaltet.

## Eichung

Der Tibiasensor wird durch Herunterdrücken des Messstempels auf der Tuberositas tibiae platziert. Nach dem Drücken der Eichtaste zeigt die elektronische Anzeigeskala den Wert 0 mm an (siehe Abb. 8).



**Abb. 8.** Eichung des KLTs.

## Messvorgang

Während des Messvorganges, wobei wie beim klassischen Lachman-Test der Tibiakopf mit einer Hand maximal nach anterior gezogen wird, wird der Patellasupport vom Untersucher mit der Hand fixiert und das Gerät hiermit stabilisiert. Unter der VSL wird der Tibiasensor eingefahren (siehe Abb. 9).

Nach jedem Messvorgang muss der Tibiasensor neu auf die Tibia gedrückt werden, das Gerät wird geeicht und die notwendige Entspannung des Patienten beurteilt: Zeigt die Anzeige einen positiven Wert, ist der Patient weniger entspannt als zuvor, zeigt sie einen negativen Wert, ist er entspannter.

Bei der Untersuchung muss auf eine gleichbleibende Entspannung geachtet werden. Die Untersuchung wird solange durchgeführt, bis dreimal hintereinander nicht mehr als 0,5 mm Differenz und somit konstante Werte auftreten und erfolgt immer im Seitenvergleich.



**Abb. 9.** Messvorgang und Ergebnisanzeige des KLTs.

## Ergebnis

Auf der digitalen Anzeige ist das Ausmaß der Tibiabewegung als positiver Wert in mm ablesbar (siehe Abb. 9). Aus drei konstanten Messungen wird der Mittelwert ermittelt.

## Vorteile

### 1. Digitale Ergebnisanzeige

Das Ergebnis wird digital mit einer Stelle nach dem Komma präsentiert und muss nicht kompliziert abgelesen oder abgezählt werden, wodurch die Fehlerrate minimiert wird.

### 2. Handlichkeit

Mit den Maßen von 36 x 5,5 cm kann das KLT einfach transportiert werden.

### 3. Einfache Bedienung

Durch die einfache Bedienung kann jeder die Untersuchung ohne große Einführung durchführen.

#### 4. Kurze Untersuchungszeit

Nur wenn eine schnelle Untersuchung möglich ist, ist das Gerät rentabel für den klinischen Alltag.

#### 5. Miteinbeziehung des Korrekturfaktors

#### 6. Auch spontane HSL bestimmbar

Diese ist in Form negativer Werte auf der digitalen Anzeige ablesbar.

### 2.2.2 Rolimeter

Das Rolimeter (siehe Abb. 10) ist ein sehr einfach aufgebautes Testgerät (DJO Global, Freiburg im Breisgau). Es wurde konstruiert, um die vordere und hintere Schubladenbewegung während des maximalen Lachman-Tests objektiv messen zu können. Es misst die relative Auslenkung zwischen Patella und Tuberositas tibiae in 2 mm-Abständen.

#### Aufbau



Abb. 10. Rolimeter.

Das Rahmengerüst besteht aus rostbeständigem Aluminium. Am proximalen Ende befindet sich eine Auflagefläche für die Patella, am distalen ein Fixierungsband, um das Gerät am Unterschenkel befestigen zu können.

Anhand eines kalibrierten Fühlers mit Querrillen im Abstand von 2 mm kann nach dem Messvorgang das Schubladenausmaß zwischen dem weißen Schieber und der Rändelmutter abgezählt werden. Dazu muss der weiße Schieber vor Beginn des Messvorgangs angedrückt und der Fühler somit auf 0 mm geeicht werden. Die Rändelmutter erlaubt die Positionierung des Fühlers und des Stempels mit kleiner Auflagefläche für die Tuberositas tibiae.

### Lagerung

Zunächst positioniert der Untersucher seinen Oberschenkel unter den des Patienten, der sich möglichst entspannt in Rückenlage auf der Untersuchungsfläche befindet. So werden ca. 25° Knieflexion erreicht und eine Prüfung der notwendigen Muskelentspannung möglich.



**Abb. 11.** Positionierung, Eichung, Messvorgang und Ergebnisablesung des Rolimeters. (Aus [85], eigene Darstellung)

### Positionierung

Das Gerät wird mit der proximalen Auflagefläche mittig auf der Patella aufgesetzt und distal an der Tibiavorderseite mit dem elastischen Gurt fixiert (siehe Abb. 11, 1). Durch Drehen der Rändelmutter muss der Stempel so positioniert werden, dass die kleine Auflagefläche auf Höhe der Tuberositas tibiae zum Liegen kommt. Um diese Position zu sichern, wird die Rändelmutter wieder festgedreht.

## Eichung

Der Stempel wird nun auf die Tuberositas tibiae aufgedrückt (siehe Abb. 11, 2) und der weiße Schieber angedrückt, um das Gerät auf 0 mm zu eichen (siehe Abb. 11, 3).

## Messvorgang

Der maximal manuelle Lachman-Test wird ausgeführt, in dem der Unterschenkel nach anterior gezogen wird (siehe Abb. 11, 4), wobei mit der anderen Hand die patellare Auflagefläche zur Stabilisierung des Gerätes fixiert wird. Unter der VSL wird der Messstempel eingefahren.

Der Messvorgang wird bis zum Erhalt dreimalig konstanter Werte ausgeübt. Zwischen jeder Messung muss das Gerät neu geeicht werden. Die Untersuchung erfolgt immer im Seitenvergleich.

## Ergebnis

Das Ausmaß der Tibiabewegung wird anhand der Querrillen in 2 mm-Abständen zwischen Rändelmutter und weißem Schieber selbst abgezählt (siehe Abb. 11, 5).

Notiert wird der aus den Messungen ermittelte Mittelwert.

## Vorteile

### 1. Geringes Gewicht

Wegen des geringen Gewichts ist das Rolimeter einfach transportierbar.

### 2. Günstiger Preis

Der niedrige Preis macht das Testgerät rentabel.

### 3. Einfache Bedienung

Durch die einfache Bedienung kann das Testgerät von jedem verwendet werden.

#### Nachteile

#### 1. Schubladenausmaß anhand der Querrillen selbst abzählbar

Beim aufwändigen Abzählen der Querrillen kann es leicht zu Abzählfehlern und dadurch fehlerhaften Ergebnissen kommen. Weiterhin ist die Ergebnisanzeige durch die Markierungen in 2 mm-Abständen relativ ungenau.

#### 2. Fehlende Gelenkspaltmarkierung

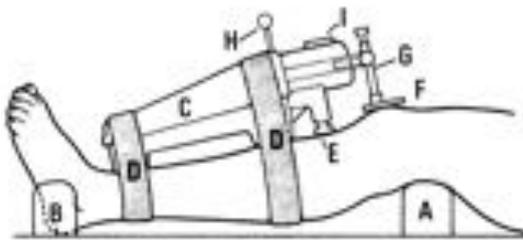
Dadurch ist keine exakte Positionierung möglich.

#### 3. Mathematischer Hintergrund des KT-1000 nicht berücksichtigt, nur Abtastpunkte kopiert [85]

### 2.2.3 KT-1000

Auch mit dem KT-1000 (siehe Abb. 12) wird die extensionsnahe VSL (Lachman-Test) erfasst.

#### Aufbau



**Abb. 12.** Bestandteile des KT-1000-Arthrometers. (Aus [28])

Um eine entspannte Lagerung mit konstanter Knieflexion von ungefähr  $25^\circ$  zu erreichen, ist eine Oberschenkelunterlage definierter Größe mitgeliefert (A). Der Fußsupport (B) stützt die Füße lateral ab, sodass eine leichte Außenrotation des Unterschenkels gegeben ist. Das Gerätgehäuse (C) besitzt zur Fixierung auf der Tibiavorderseite zwei Velcrostraps (D). Es gibt zwei Auflageflächen, eine platziert auf der Tuberositas tibiae (E), die andere auf der Patella (F). Darüber befindet sich der Patellasensorarm (G).

Auslenkungskräfte werden via Kraftsensorhebel (H) ausgeübt. Dieser wurde in unserem Fall nicht verwendet, da nur der maximal manuelle Test gemessen wurde. An einer runden Anzeige (I) ist die Tibiabewegung in mm einfach ablesbar.



**Abb. 13.** Maximal manuelle Bestimmung der extensionsnahen VSL mit dem KT-1000. (Aus [85])

### Lagerung

Zur Untersuchung liegt der Patient in Rückenlage. Zunächst wird der Oberschenkelsupport unter den distalen Bereich des Patientenoberschenkels sowie die Füße in den Fußsupport gelegt.

### Positionierung

Der Untersucher legt das Gerät auf die Unterschenkelvorderseite so auf, dass der Patellasensor auf die Patella, der Tibiasensor auf die tibiale Tuberositas gesetzt wird, und fixiert es mit den zwei Velcrostraps. Es ist darauf zu achten, dass die Gelenkspaltmarkierung am Gerät in Höhe des Gelenkspaltes des Patienten liegt.

### Eichung

Durch Drehen der Anzeigeskala wird das KT-1000 auf 0 mm geeicht.

### Messvorgang

Zur Messung des maximalen Schubladentests wird mit einer Hand der Patellasensor fixiert, mit der anderen die Unterschenkelrückseite umgriffen. In dieser Position wird die Tibia nach vorne gezogen und dann losgelassen (siehe Abb. 13). Nach jeder Messung muss das Gerät neu geeicht werden.

Dieser Vorgang wird dreimal wiederholt (wenn die Werte konstant sind, sonst Wiederholung bis drei konstante Ergebnisse).

Die Untersuchung erfolgt immer im Seitenvergleich.

### Ergebnis

Die VSL kann in mm auf der runden Skala abgelesen werden (siehe Abb. 13).

Wie auch bei den zwei vorherigen Messgeräten zur Bestimmung der VSL wird erst der Mittelwert aus drei konstanten Messungen notiert.

### Vorteile

1. Oberschenkelunterlage und Fußsupport

Die dadurch erreichte konstante Knieflexion und relativ entspannte Muskulatur schaffen konstante Untersuchungsbedingungen.

### Nachteile

1. Relativ große Apparatur

Durch die Größe des Geräts wird es unhandlich in der Bedienung.

2. Teurer Preis

3. Skala

Da auf der Skala das Ergebnis abgelesen werden muss, können Ablesefehler resultieren.

#### 4. Fehlender Körperkontakt am Oberschenkel

Da die Unterlage den Körperkontakt am Oberschenkel ersetzt, ist die Muskelentspannung schlechter überprüfbar.

### **2.3 Verwendete Messgeräte zur Bestimmung der hinteren Schublade**

#### **2.3.1 KLT**

Mit dem KLT ist nicht nur die Bestimmung der VSL, sondern auch der HSL möglich.

##### Aufbau

Siehe Kapitel 2.2.1

##### Lagerung

Der Patient liegt in Rückenlage, beide Beine werden in ca. 90-100 ° Knieflexion exakt gleich gebeugt mit den Füßen auf gleicher Höhe auf der Untersuchungsliege aufgestellt.

##### Positionierung

Zunächst wird das Testgerät mit der oberen der zwei Auflageflächen (Patellasupport) auf die Patella des gesunden Unterschenkels aufgesetzt, die Gelenkspaltmarkierung am Gerät liegt in Höhe des Gelenkspaltes. An der distalen Tibiavorderseite wird es mit einem Klettverschlussband fixiert. Die zweite Auflage wird auf die Tuberositas tibiae gedrückt (Tibiasensor).

Es muss genau auf die exakte Positionierung geachtet werden, da schon kleine Verschiebungen das Ergebnis der HSL verändern.

## Einschaltung

Das KLT wird durch Schieben der ON/OFF-Taste nach rechts eingeschaltet.

## Eichung

Durch Drücken der Eich Taste wird das Gerät geeicht. Der Tibiasensor muss hierbei Kontakt zur Tuberositas tibiae aufzeigen. Die elektronische Anzeigeskala zeigt den Wert 0 mm (siehe Abb. 14).



**Abb. 14.** Bestimmung der HSL mit dem KLT.

## Messvorgang

Nachdem das Gerät auf der intakten Seite auf 0 mm geeicht ist, wird die Fixierung vorsichtig gelöst. Danach wird der Arthrometer auf der verletzten Seite angebracht. Der Patellasupport wird mit einer Hand fixiert, die andere Hand drückt den Tibiasensor auf die Tuberositas tibiae (siehe Abb. 14).

## Ergebnis

Bei einer HSL zeigt die digitale Anzeigefläche die Tibiaposition als einen negativen Wert an. Der gesamte Vorgang wird dreimal wiederholt und der Mittelwert als HSL in - mm notiert.

### 2.3.2 Gehaltene Röntgenaufnahme

Im Gegensatz zur klinischen Untersuchung, bei der eine Quantifizierung der posterioren oder anterioren Schublade kaum möglich ist, kann bei der gehaltenen Röntgenaufnahme das Ausmaß der Tibiaverschiebung mit einem Messverfahren genau bestimmt werden.

Sie wurde als einfache, nichtinvasive und reproduzierbare Methode entwickelt, ersetzt jedoch keinesfalls die klinische Untersuchung [35].

Mehrere Studien legen den Schluss nahe, dass die gehaltene Röntgenaufnahme für die Diagnostik der posterioren Laxizität den Goldstandard darstellt [25, 35, 71].

#### 2.3.2.1 Technik

Bewährt hat sich das Testgerät nach Scheuba/Telos-Testgerät (siehe Abb. 15) [85].



**Abb. 15.** Scheuba-Testgerät: Prüfung der HSL in 90° Flexion. (Aus [85])

Dieses wird auf den Röntgentisch aufgelegt und der Patient in Seitenlage mit 90 ° flektierten Knien gelagert. Das Sprunggelenk wird mit einem Schaumstoffkissen abgepolstert, gegen den Oberschenkel drückt ein kleiner Support. Der Kraftapplikator, der auf die Tibiavorderseite aufgesetzt wird, drückt den Unterschenkel mit 15 kp nach posterior, während die Röntgenaufnahme angefertigt wird.

Bei jeder Erstuntersuchung einer chronischen HKB-Läsion sollte zusätzlich die VSL in 90° Flexion geprüft werden, um eine fixierte hintere Schublade auszuschließen. Unter einer fixierten hinteren Schublade versteht man das Verharren des Tibiakopfes in einer posterioren Position trotz anteriorer Stresseinwirkung.

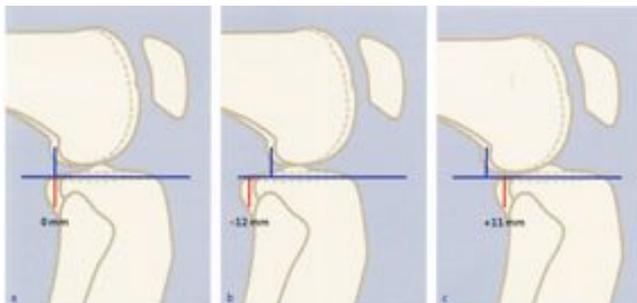
### 2.3.2.2 Ausmessverfahren

Hier findet die Ausmessung nach Jacobsen Anwendung [40].

Zunächst zieht man eine tangentielle Linie durch das mediale Tibiaplateau und markiert die dorsale Begrenzung des medialen und lateralen Tibiaplateaus und Femurkondylus. Anschließend werden mit dem Geodreieck zwei senkrechte Linien erstellt, die femorale und tibiale Referenzlinie.

Die femorale Referenzlinie verläuft senkrecht durch den Mittelpunkt zwischen der dorsalen Begrenzung des medialen und lateralen Femurkondylus, die tibiale durch die Mitte zwischen der dorsalen Begrenzung der Tibiakondylen.

Der Wert der Tibiaposition wird durch den Abstand der beiden Linien definiert.



**Abb. 16.** Möglichkeiten der Tibiaposition bei gehaltenen Röntgenaufnahmen. (Aus [85])

Es ergeben sich drei Möglichkeiten (siehe Abb. 16):

1. Die tibiale Referenzlinie liegt direkt unter der femoralen Referenzlinie:  
0 mm/keine Schublade (a)
2. Die tibiale Referenzlinie liegt dorsal der femoralen Referenzlinie:  
HSL, „Minuswert“ (b)

3. Die tibiale Referenzlinie liegt anterior der femoralen Referenzlinie:  
VSL, „Pluswert“ (c)

Hintere Schubladenwerte  $\geq 8$  mm weisen auf eine komplette HKB-Läsion hin, Werte  $> 10$  mm sprechen für eine kombinierte Verletzung von HKB und posterolateraler Gelenkecke [86].

### **2.3.2.3 Vor- und Nachteile**

Gehaltene Röntgenaufnahmen bergen wie nahezu jede Untersuchung gewisse Vor- und Nachteile, die es abzuwägen gilt.

Folgende Nachteile sind zu erwähnen:

1. Strahlenbelastung
2. Limitierte Wiederholbarkeit

Den genannten Nachteilen stehen eine Reihe Vorteile gegenüber:

1. Differenzierung zwischen medialer und lateraler Aufklappbarkeit sowie VSL und HSL
2. Bestimmung von Laxizitätsausmaß und Instabilitätsart
3. Eindeutige Dokumentation
4. Therapiekontrolle
5. Erfassung der rotatorischen Kompartimentbewegung während der Schubladenprüfung [84]
6. Direkte Messung der „knöchernen Auslenkung“  
Dadurch werden Fehler, die durch die Nachgiebigkeit des elastischen Gewebes entstehen, eliminiert.
7. Translation von medialem und lateralem Kompartiment getrennt messbar [35]
8. Einfache, nichtinvasive und reproduzierbare Methode

Der größte Vorteil der gehaltenen Röntgenaufnahme, auch gegenüber der Magnetresonanztomographie, liegt darin, dass die Kreuzbänder in ihrem funktionellen Zustand untersucht werden, welcher den entscheidenden Faktor für die Diagnostik und das weitere therapeutische Vorgehen darstellt [85].

## **2.4 Statistische Auswertung**

Die statistische Analyse wurde mit Hilfe von Microsoft Excel und dem Statistikprogramm SPSS 20.0 durchgeführt.

Der p-Wert (Irrtumswahrscheinlichkeit) wurde als Maßzahl für die statistische Signifikanz verwendet, wobei lediglich p-Werte  $\leq 0,05$  einen signifikanten Unterschied anzeigen. Unter dem p-Wert versteht man die Wahrscheinlichkeit unter der Annahme der Nullhypothese, diesen Wert der Teststatistik oder einen noch extremeren Wert zu beobachten.

Nach einer Beratung durch das Institut für medizinische Informationsbearbeitung, Biometrie und Epidemiologie der LMU München wurde unter der Annahme normalverteilter Daten der t-Test für abhängige Stichproben angewandt. Mithilfe dieses Tests lässt sich entscheiden, ob sich die Mittelwerte von zwei abhängigen Stichproben so stark unterscheiden, dass bei der Interpretation der Differenz der Zufall als ausreichend unwahrscheinlich bewertet werden kann.

### 3 Ergebnisse

In Untergruppen unterteilt werden im anschließenden Ergebnisteil die Messresultate in schriftlicher und graphischer Form dargelegt.

#### 3.1 Vergleich Messung KLT versus Rolimeter

##### 3.1.1 Übersichtstabellen

**Tabelle 7. Übersichtstabelle in mm, Vergleich Mittelwerte Messung KLT vs. Rolimeter.**

(n Anzahl, i intakte Seite, v verletzte Seite, (N) Narkosemessung, R rechts, L links, SSD Seit-zu-Seit-Differenz (rechts-links bzw. verletzt-intakt), Vgl. Vergleich)

Gruppe	KLT_i	KLT_v	SSD_KLT	Rolimeter_i	Rolimeter_v	SSD_Rolimeter
Probanden (n=70)	R 6,63	L 6,94	- 0,30	R 5,49	L 5,66	- 0,17
VKB-Ruptur (n=155)	7,93	11,74	3,81	6,41	9,56	3,15
VKB-Rekonstruktion (n=54)	7,96	10,08	2,12	6,31	7,99	1,69
VKB Narkose (n=64)	7,97	11,72	3,75	6,51	9,77	3,26
Vgl. +/- Narkose (n=40)	7,71 7,83(N)	11,53 11,15(N)	3,82 3,32(N)	6,30 6,33(N)	9,38 9,18(N)	3,08 2,85(N)

**Tabelle 8. Übersichtstabelle in %, KLT-Werte in Bezug zu Rolimeter-Werten und Vergleich +/- Narkose KLT und Rolimeter.**

(n Anzahl, R rechts, L links, SSD Seit-zu-Seit-Differenz (rechts-links bzw. verletzt-intakt), - (N) Messung ohne Narkose)

Gruppe	intakte Seite	verletzte Seite	SSD
Probanden (n=70)	R +22 %	L +23 %	+76 %
VKB-Ruptur (n=155)	+26 %	+24 %	+21 %
VKB-Rekonstruktion (n=54)	+28 %	+27 %	+25 %
VKB Narkose (n=64)	+25 %	+21 %	+15 %
Vgl. +/- Narkose KLT (n=40)	- (N) -2 %	- (N) +4 %	- (N) +15 %
Vgl +/- Narkose Rolimeter (n=40)	- (N) +2 %	- (N) +3 %	- (N) +8 %

### 3.1.2 Probanden

Als Kontrollgruppe zu den knieverletzten Patienten wurden 70 kniegesunde Probanden, 36 weibliche und 34 männliche, im Alter von 12 bis 72 Jahren ( $\bar{x}$  37 Jahre) in die Studie eingeschlossen.

Bei den Messungen des rechten Knies wurden mit dem KLT VSL zwischen 3,8 mm und 10 mm, mit dem Rolimeter zwischen 3 mm und 9 mm erzielt.

Die ermittelten Mittelwerte betragen 6,63 mm ( $\pm$  1,62) sowie 5,49 mm ( $\pm$  1,33). Subtrahiert man den gemessenen Wert des Rolimeters von dem des KLTs, waren die Werte in 94 % positiv (66/70). Dies bedeutet, dass die Werte des KLTs die des Rolimeters in 94 % übertrafen, im Mittel um 1,15 mm ( $\pm$  0,82) oder 22 % (siehe Abb. 17).

Der t-Test für abhängige Stichproben zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Messungen des KLTs und des Rolimeters für die rechte Seite (p-Wert  $<$  0,000).

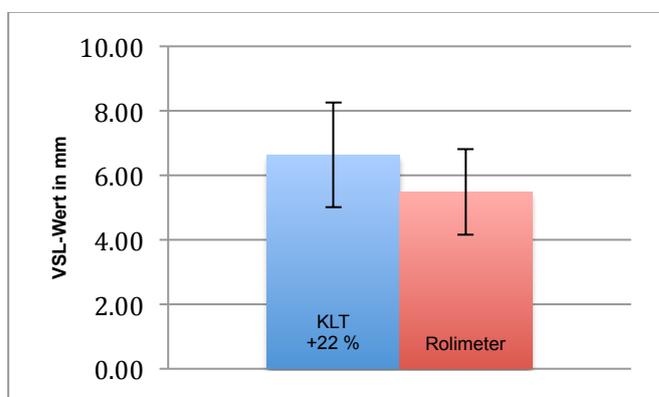


Abb. 17. Mittelwerte ( $\pm$  SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Probanden, rechtes Knie.

Auf der linken Seite befanden sich die Werte zwischen 3,5 mm und 11,2 mm (KLT) sowie zwischen 3,0 mm und 9,0 mm (Rolimeter). Auch hier lag der Mittelwert des Rolimeters mit 5,66 mm ( $\pm$  1,25) deutlich unterhalb dessen des KLTs (6,94 mm  $\pm$  1,57).

Als die einzelnen Werte analysiert wurden, übertraf das KLT das Rolimeter in nahezu allen Fällen (97 %, 68/70), im Durchschnitt um 1,28 mm ( $\pm$  0,75) und

um 23 % (siehe Abb. 18). Auch auf dieser Seite war der Geräteunterschied statistisch signifikant ( $p$ -Wert  $< 0,000$ ).

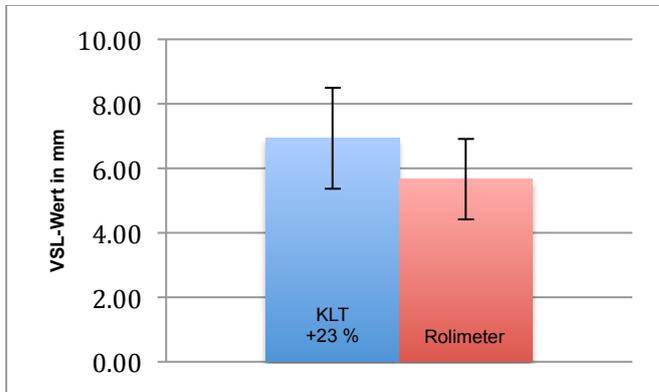


Abb. 18. Mittelwerte ( $\pm$  SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Probanden, linkes Knie.

Aus der Differenz zwischen den Messungen rechts und links wurde jeweils die SSD bestimmt. Beim KLT betrug diese im Mittel  $- 0,3$  mm ( $\pm 1,26$ , Maximum 3 mm, Minimum  $- 3$  mm), beim Rolimeter  $- 0,17$  mm ( $\pm 1,26$ , Maximum 2 mm, Minimum  $- 3$  mm). Die negativen Mittelwerte bedeuten, dass im Durchschnitt die linke Seite etwas größere VSL-Werte als die rechte aufwies. Bei den Probanden war die SSD in keinem Fall größer als 3 mm.

Vergleicht man die SSD der zwei Geräte und errechnet die Differenz  $SSD$  KLT -  $SSD$  Rolimeter, ergab sich ein Mittelwert von  $- 0,13$  mm ( $\pm 0,84$ ), prozentual ausgedrückt waren die SSD des Rolimeters im Durchschnitt um 76 % größer (siehe Abb. 19).

Der mittels des t-Tests für abhängige Stichproben ermittelte  $p$ -Wert von 0,194 wies auf einen statistisch nicht signifikanten Unterschied der Geräte bezüglich der SSD hin.

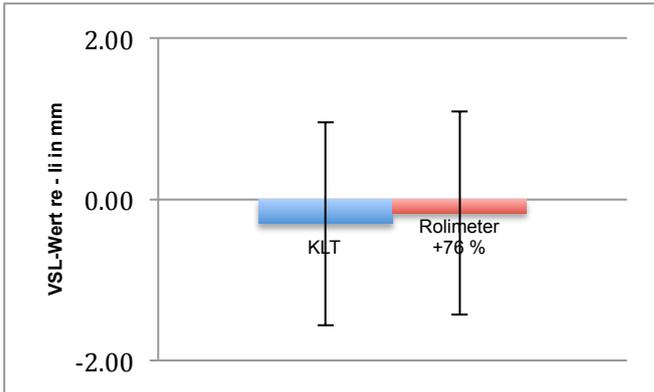


Abb. 19. Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Probanden, SSD.

### 3.1.3 Patienten VKB-Ruptur

94 Patienten und 61 Patientinnen mit unbehandelter VKB-Ruptur im Alter von 12 bis 73 Jahren ( $\bar{x}$  36 Jahre) wurden untersucht.

Die immer zuerst gemessene intakte Seite erbrachte VSL-Werte zwischen 3,5 mm und 15,0 mm (KLT) bzw. 2,0 mm und 12,0 mm (Rolimeter). Der Mittelwert betrug 7,93 mm +/- 2,23 mit dem KLT und 6,41 mm +/- 1,99 mit dem Rolimeter.

Der am intakten Knie zwischen den zwei Geräten auftretende Unterschied zeigte ein Mittel von 1,53 mm +/- 0,68. Dies bedeutet, dass das KLT durchschnittlich um 1,53 mm höhere Werte maß als das Rolimeter. Die KLT-Werte übertrafen die Rolimeter-Werte um 26 % (siehe Abb. 20). Bei keinem der 155 Patienten wurden durch das Rolimeter größere Ergebnisse erzielt.

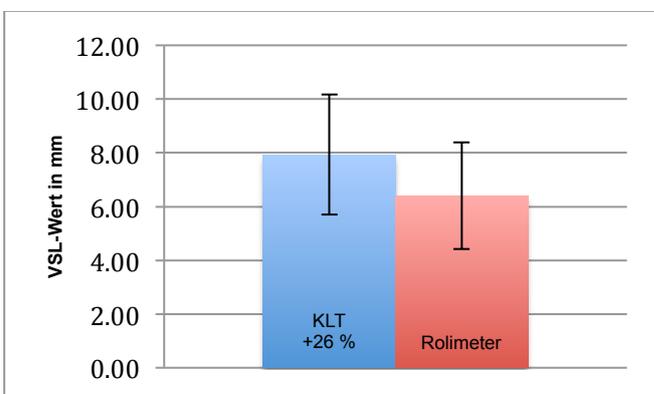
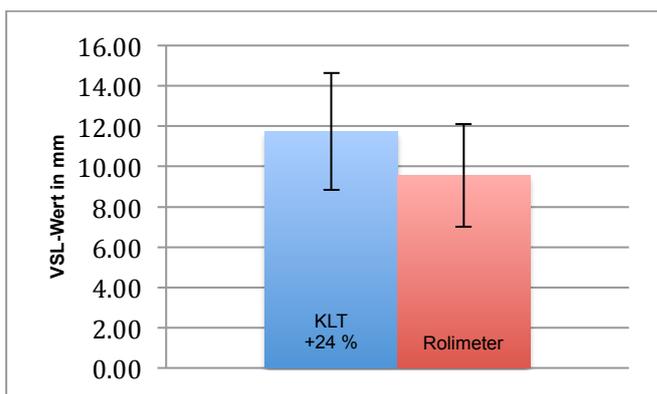


Abb. 20. Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Ruptur, intaktes Knie.

Wurde das verletzte Knie mit VKB-Ruptur vermessen, lag der Mittelwert beim KLT bei 11,74 mm (+/- 2,90) und bei 9,56 mm (+/- 2,55) beim Rolimeter.

Als maximale Ergebnisse wurden mit dem KLT 19,5 mm, mit dem Rolimeter 16,0 mm gemessen, als Minima 6,0 mm und 5,0 mm. Auch hier wurden in 100 % höhere Messergebnisse durch das KLT erreicht, die KLT-Werte waren durchschnittlich um 2,18 mm (+/- 0,94) und 24 % größer (siehe Abb. 21).

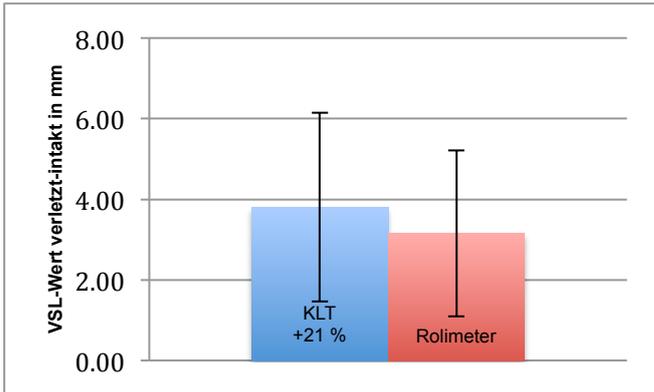


**Abb. 21.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Ruptur, verletztes Knie.

Schließlich wurde die SSD zwischen dem intakten und dem kreuzbandlädierten Knie betrachtet. Um diese zu berechnen, wurde immer der Wert der intakten Seite von der verletzten abgezogen. Die errechneten Durchschnittswerte betragen 3,81 mm (+/- 2,34, KLT) und 3,15 mm (+/- 2,06, Rolimeter). Die Spannweite der SSD lag zwischen 0 mm und 13,5/11 mm.

Wurden die SSD der zwei Geräte verglichen, gab es Fälle, in denen das KLT um bis zu 5,5 mm größere SSD erzielte, jedoch auch solche, bei denen die SSD des Rolimeters die des KLTs um bis zu 1,8 mm übertrafen.

Wurde der Mittelwert der Differenz SSD KLT - SSD Rolimeter gebildet, war die SSD des KLTs durchschnittlich um 0,65 mm (+/- 1,03) und 21 % größer (siehe Abb. 22).



**Abb. 22.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Ruptur, SSD.

Der Unterschied zwischen dem KLT und dem Rolimeter war in allen Kategorien (Wert intakte Seite, Wert verletzte Seite, SSD) statistisch signifikant (p-Wert < 0,000).

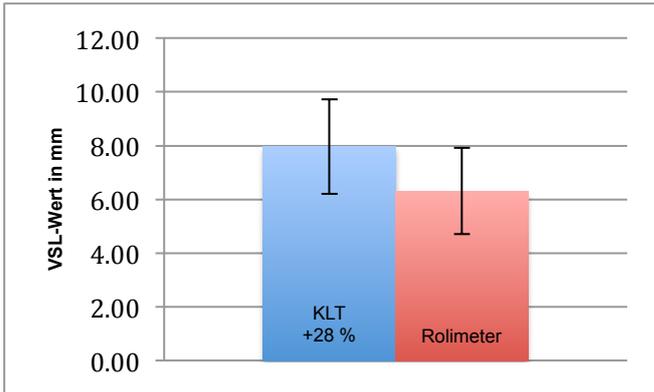
### 3.1.4 Patienten VKB-Rekonstruktion

54 Patienten, 22 weibliche sowie 32 männliche, wurden im Rahmen der postoperativen Nachkontrolle vermessen (Alter: 14-59 Jahre,  $\bar{x}$  35 Jahre).

Die Messergebnisse des intakten Knies fanden sich in einem Bereich zwischen 4,8 mm und 12,5 mm (KLT) bzw. 4,0 mm und 10,0 mm (Rolimeter) wieder.

Als Mittelwert der Messungen des KLTs konnte 7,96 mm (+/- 1,76) gebildet werden, das Rolimeter maß im Mittel 6,31 mm (+/- 1,60).

In 100 % und somit allen 54 Fällen lagen die Messungen des KLTs oberhalb der VSL des Rolimeters, mindestens um 0,5 mm, höchstens um 2,5 mm (Mittelwert: 1,65 mm +/- 0,53). Der Unterschied von durchschnittlich 28 % (siehe Abb. 23) war statistisch signifikant (p-Wert < 0,000).



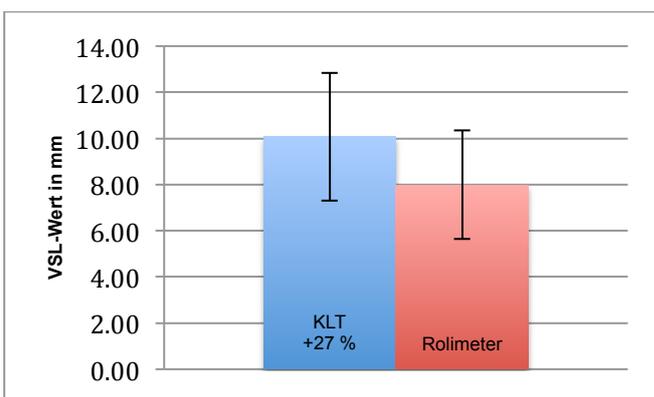
**Abb. 23.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Rekonstruktion, intaktes Knie.

Auf der verletzten, jedoch bereits operativ versorgten Seite wurden folgende Ergebnisse erzielt:

1. KLT: Mittelwert 10,08 mm +/- 2,77, Max. 18,0 mm, Min. 4,5 mm
2. Rolimeter: Mittelwert 7,99 mm +/- 2,35, Max. 14,0 mm, Min. 4,0 mm

Auch auf dieser Seite überragte das KLT das Rolimeter in allen Fällen, durchschnittlich um 2,09 mm (+/- 0,83) und 27 % (siehe Abb. 24). Die größte Differenz war 4,5 mm, die kleinste 0,5 mm.

Ein p-Wert < 0,000 zeigte den statistisch signifikanten Unterschied.



**Abb. 24.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Rekonstruktion, verletztes Knie.

Zwischen der gesunden und der operierten Seite blieb durchschnittlich eine SSD von 2,12 mm +/- 2,08 mit dem KLT bzw. 1,69 mm +/- 1,85 mit dem Rolimeter bestehen.

Die kleinste SSD war - 5 mm, die größte 6,5 mm (KLT; Rolimeter 5 mm). Die selten auftretende negative SSD bedeutet, dass bei diesen Patienten die VSL auf der intakten Seite größer war als auf der Seite der VKB-Rekonstruktion.

Nachdem alle einzelnen SSD zwischen den Geräten verglichen wurden, zeigte sich, dass die SSD des KLTs im Mittel um 0,43 mm (+/- 0,81) und 25 % größer waren als die des Rolimeters (siehe Abb. 25). Es gab jedoch auch Fälle (12/54, 22 %), wo die Messergebnisse des Rolimeters die des KLTs übertrafen.

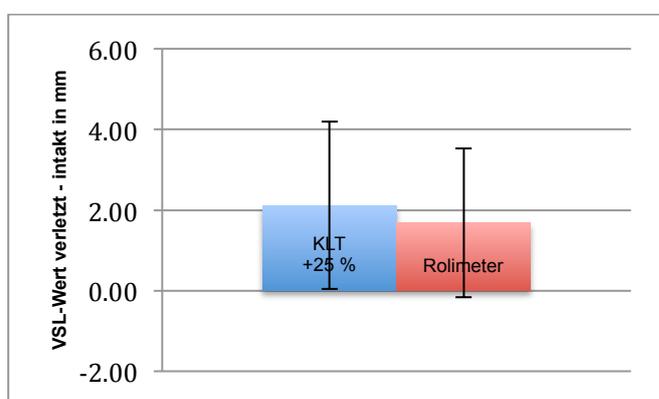


Abb. 25. Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Rekonstruktion, SSD.

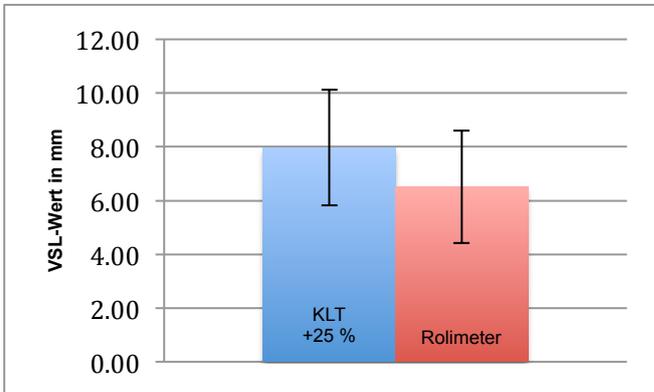
### 3.1.5 Patienten VKB Narkose

Unter Allgemeinanästhesie wurden bei 64 Patienten mit VKB-Ruptur, 43 männlichen und 21 weiblichen, mit einem durchschnittlichen Alter von 34 Jahren (11-53 Jahre), die VSL im Operationssaal kurz vor der anstehenden VKB-Rekonstruktion gemessen.

Auf der intakten Seite wurden vordere Schublagen zwischen 3,3 mm und 14,3 mm (KLT) sowie 2,0 mm und 12,0 mm (Rolimeter) erreicht. Von den 64 Messungen waren lediglich 4 (Rolimeter) bzw. 8 (KLT) oberhalb der 10 mm.

Das aus den Einzelwerten bestimmte Mittelmaß ergab 7,97 mm (+/- 2,15) bzw. 6,51 mm (+/- 2,09).

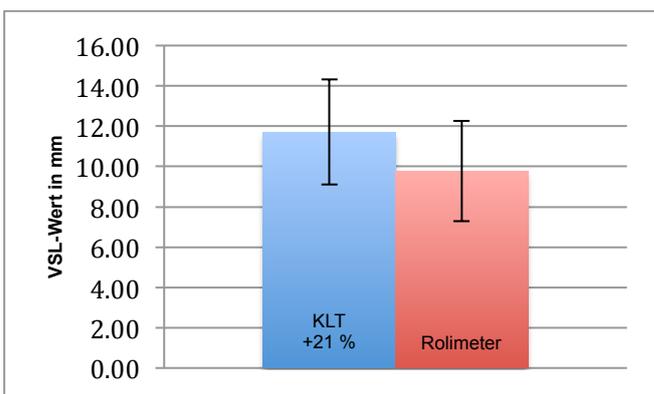
Die Differenz der Geräte lag zwischen 0 mm und 2,8 mm, wobei das KLT immer größere Messungen, im Schnitt um 1,46 mm (+/- 0,65) und 25 % erhöht, aufzeigte (siehe Abb. 26).



**Abb. 26.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB Narkose, intaktes Knie.

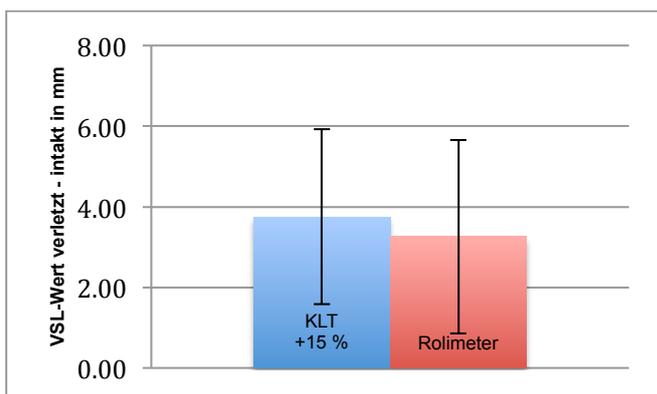
Die Messungen der Seite der Kreuzbandruptur lieferten folgendes Ergebnis: Das KLT maß mindestens 5,0 mm und höchstens 17,5 mm, im Mittel 11,72 mm (+/- 2,61), das Rolimeter hingegen minimal 4,0 mm und maximal 17,0 mm, im Mittel 9,77 mm (+/- 2,49).

Der errechnete Durchschnitt, mit welchem die KLT-Messungen die des Rolimeters übertrafen (dies taten sie in 100 %), lag bei 1,95 mm (+/- 0,82) und bei 21 % (siehe Abb. 27).



**Abb. 27.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB Narkose, verletztes Knie.

Unter Narkose fanden sich die SSD zwischen der gesunden und der verletzten Seite (Wert verletzte Seite - intakte Seite) im Bereich zwischen - 0,5 mm und 12,3 mm (KLT)/0 mm und 12,0 mm (Rolimeter). Auch die bestimmten Mittelwerte kamen sich mit 3,75 mm (+/- 2,17) bzw. 3,26 mm (+/- 2,40) relativ nahe. Durchschnittlich waren die mittels KLT bestimmten SSD um 0,49 mm (+/- 0,98) bzw. 15 % größer (siehe Abb. 28).



**Abb. 28.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB Narkose, SSD.

Der t-Test lieferte in dieser Untergruppe erneut in allen drei Bereichen (Wert intakte Seite, Wert verletzte Seite und SSD) einen p-Wert < 0,000 und somit einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen dem KLT und dem Rolimeter in Narkose.

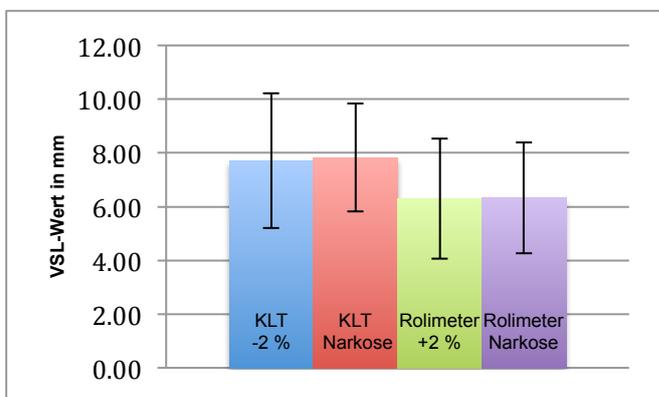
Bei 40 der 64 in Narkose vermessenen Patienten, 25 männlichen und 15 weiblichen, im Alter zwischen 15 und 51 Jahren ( $\bar{x}$  34 Jahre), konnte die VSL auch ohne Narkose bestimmt werden, wodurch ein direkter Vergleich der Ergebnisse mit und ohne Narkose möglich und dadurch ein eventuell vorhandener Einfluss der „ausgeschalteten“ Muskelanspannung auf das Untersuchungsergebnis der Geräte sichtbar werden soll.

Es wurde für jedes Gerät einzeln geprüft, ob es unter Narkose ähnliche Werte im Vergleich zur Messung ohne Narkose produziert oder ob deutliche Unterschiede zu verzeichnen waren.

Die mit dem KLT gemessene VSL der intakten Seite zeigte ohne Narkose Ergebnisse zwischen 3,5 mm und 14,5 mm, mit Narkose zwischen 4,3 mm und

13,0 mm. Die ermittelten Durchschnittswerte von 7,71 mm +/- 2,51 ohne sowie 7,83 mm +/- 2,01 mit Narkose waren nahezu identisch. Bildete man die Differenz KLT intakt - KLT intakt Narkose wurde durchschnittlich ein Wert von - 0,12 mm (+/- 1,13) erreicht. Dies bedeutet, dass auch im direkten Vergleich nur ein sehr geringer Unterschied bestand, die Messung unter Narkose lieferte lediglich um 0,12 mm höhere Werte. Umgekehrt ausgedrückt waren die Messergebnisse ohne Narkose lediglich um 2 % kleiner (siehe Abb. 29). Der Unterschied war statistisch nicht signifikant (p-Wert: 0,507).

Auch beim Rolimeter zeigten die Messungen mit und ohne Narkose kaum Unterschiede auf (ohne Narkose: Min. 2,0 mm, Max. 12,0 mm, Mittelwert 6,30 mm +/- 2,24 ↔ mit Narkose: Min. 2,0 mm, Max. 12,0 mm, Mittelwert 6,33 mm +/- 2,06), die Ergebnisse ohne Narkose waren um 2 % größer (siehe Abb. 29). Wurde der Wert der intakten Seite direkt mit der intakten Seite unter Narkose verglichen (Differenz Rolimeter intakt - Rolimeter intakt Narkose), unterstützte der gebildete Mittelwert von - 0,03 mm (+/- 1,27) den nahezu nicht vorhandenen Unterschied, der mit einem p-Wert von 0,902 auch statistisch als nicht signifikant beurteilt werden konnte.



**Abb. 29.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Vergleich mit und ohne Narkose, intaktes Knie.

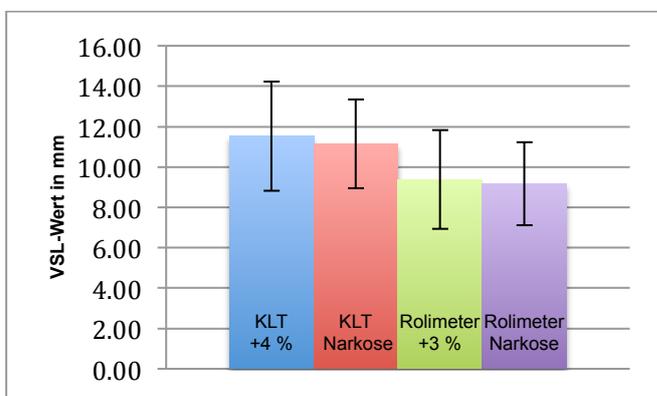
Auch auf der Kreuzbandrupturierten Seite fanden sich lediglich sehr geringe Unterschiede zwischen den Messungen in und ohne Narkose.

So maß das KLT durchschnittlich eine VSL von 11,53 mm (+/- 2,71) ohne sowie 11,15 mm (+/- 2,20) mit Narkose. Die gemessenen Minima von 6,9 mm bzw.

6,5 mm waren ebenso fast identisch, der erzielte Maximalwert sogar ohne Narkose größer (19,0 mm gegen 15,5 mm).

Das Rolimeter erreichte bei der Messung im Sprechzimmer Werte zwischen 5,0 mm und 16,0 mm (Mittelwert 9,38 mm +/- 2,44), unter Allgemeinanästhesie zwischen 5,0 mm und 15,0 mm (Mittelwert 9,18 mm +/- 2,06).

Bei beiden Geräten wurde im Durchschnitt eine leicht größere VSL ohne Narkose im Vergleich zur Narkoseuntersuchung erreicht, beim KLT waren die Werte um 4 %, beim Rolimeter um 3 % erhöht (siehe Abb. 30). Die Unterschiede waren als nicht signifikant zu bewerten (p-Werte: 0,178 KLT, Rolimeter 0,390).



**Abb. 30.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Vergleich mit und ohne Narkose, verletztes Knie.

Für jeden Patienten existierten vier SSD:

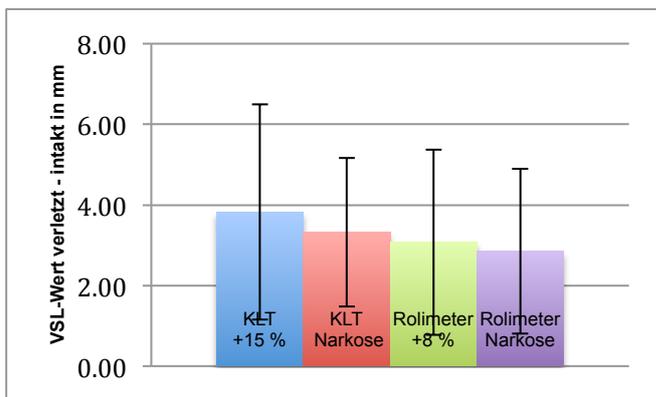
SSD KLT mit und ohne Narkose sowie SSD Rolimeter mit und ohne Narkose.

Zunächst wurde die SSD des KLTs ohne Narkose betrachtet. Hier ergaben sich Werte zwischen - 1,5 mm und 13,5 mm, mit einem Mittelwert von 3,82 mm (+/- 2,67). In Narkose fielen die Resultate etwas geringer aus (Min. - 0,5 mm, Max. 9,3 mm, Mittelwert 3,32 +/- 1,84). Im Mittel lieferte die Messung ohne Narkose um 0,5 mm (+/- 1,53) bzw. 15 % höhere Ergebnisse (siehe Abb. 31). Mit einem errechneten p-Wert von 0,044 war der Unterschied schwach statistisch signifikant.

Beim Rolimeter waren die maximalen SSD in und ohne Narkose identisch (11,0 mm), die minimalen zeigten einen Wert von - 1,0 mm ohne sowie 0 mm mit

Narkose. Der Mittelwert der Narkosemessung lag unterhalb des Mittelwertes ohne Narkose (2,85 mm +/- 2,05 ↔ 3,08 mm +/- 2,30).

Auch beim direkten Vergleich der Messwerte mit und ohne Narkose (SSD Rolimeter - SSD Rolimeter Narkose) produzierte die Messung ohne Narkose leicht höhere Ergebnisse (0,23 mm +/- 1,25 bzw. + 8 %, siehe Abb. 31). Mit einem p-Wert von 0,262 war der Unterschied zwischen den SSD des Rolimeters mit und ohne Narkose statistisch nicht signifikant.



**Abb. 31.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Vergleich mit und ohne Narkose, SSD.

## 3.2 Vergleich Messung KLT versus KT-1000

### 3.2.1 Übersichtstabellen

**Tabelle 9. Übersichtstabelle in mm, Vergleich Mittelwerte Messung KLT vs. KT-1000.**  
(n Anzahl, i intakte Seite, v verletzte Seite, SSD Seit-zu-Seit-Differenz (verletzt-intakt))

Gruppe	KLT_i	KLT_v	SSD_KLT	KT1000_i	KT1000_v	SSD_KT1000
VKB-Ruptur (n=17)	7,39	11,86	4,48	7,59	11,18	3,59
Gemischtes Patientengut (n=20)	7,05	8,25	1,21	6,85	7,90	1,05

**Tabelle 10. Übersichtstabelle in %, KLT-Werte in Bezug zu KT-1000-Werten.**  
(n Anzahl, SSD Seit-zu-Seit-Differenz (verletzt-intakt))

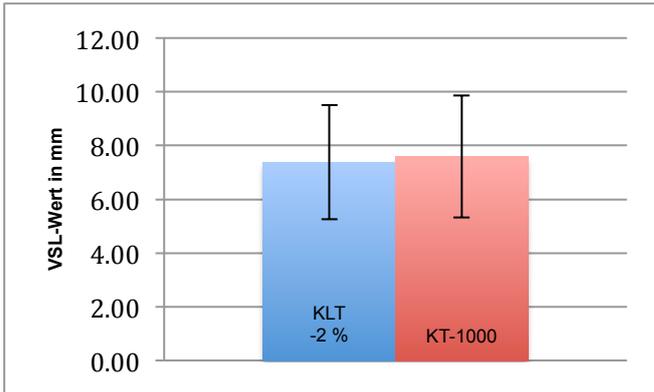
Gruppe	intakte Seite	verletzte Seite	SSD
VKB-Ruptur (n=17)	-2 %	+7 %	+25 %
Gemischtes Patientengut (n=20)	+5 %	+7 %	+15 %

### 3.2.2 Patienten VKB-Ruptur

Bei 20 Patienten mit gesicherter VKB-Ruptur wurde die VSL mit dem KLT und dem KT-1000 bestimmt. Drei Patienten wurden wegen beidseitiger VKB-Ruptur aus der Studie ausgeschlossen, um die Werte der intakten Seite und die SSD nicht zu verfälschen. Die übriggebliebenen 17 Personen (15 männlich, 2 weiblich) waren zwischen 21 und 51 Jahren alt ( $\bar{x}$  33 Jahre).

Auf der intakten Seite erzielte das KLT durchschnittlich 7,39 mm (+/- 2,13). Diesen standen 7,59 mm (+/- 2,27) mit dem KT-1000 gegenüber. Die gemessenen Minima und Maxima waren nahezu identisch (KLT: 4,5 mm, 11,0 mm  $\leftrightarrow$  KT-1000: 4,0 mm, 12,0 mm).

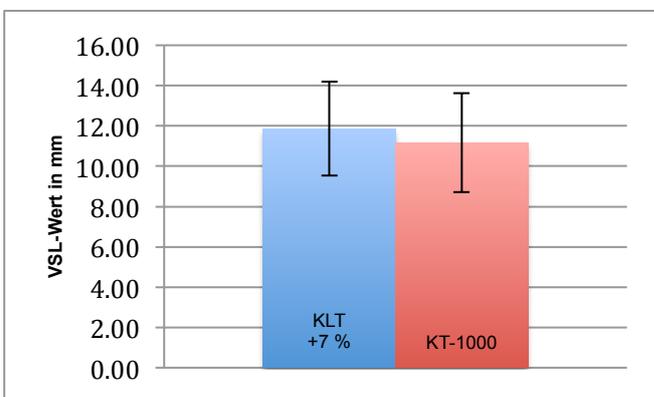
Der Unterschied zwischen den Geräten betrug nie mehr als 1,5 mm, wobei das KLT im Mittel um 0,20 mm (+/- 0,92) bzw. 2 % niedrigere Werte maß als das KT-1000 (siehe Abb. 32). Der Unterschied war statistisch nicht signifikant (p-Wert: 0,384).



**Abb. 32.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; VKB-Ruptur, intaktes Knie.

Die VSL-Werte auf der Seite der Kreuzbandruptur lagen zwischen 6,9 mm und 17,0 mm (KLT) sowie zwischen 7,0 mm und 16,0 mm (KT-1000). Bei beiden Geräten lies sich ein Mittelwert von ca. 11 mm bilden (11,86 mm +/- 2,34 KLT, 11,18 mm +/- 2,46 KT-1000).

Auf der verletzten Seite führte das KLT zu etwas größeren Ergebnissen, im Durchschnitt um 0,69 mm (+/- 1,20) bzw. 7 % (siehe Abb. 33). Ein p-Wert von 0,031 wies auf einen statistisch gerade noch signifikanten Unterschied hin.

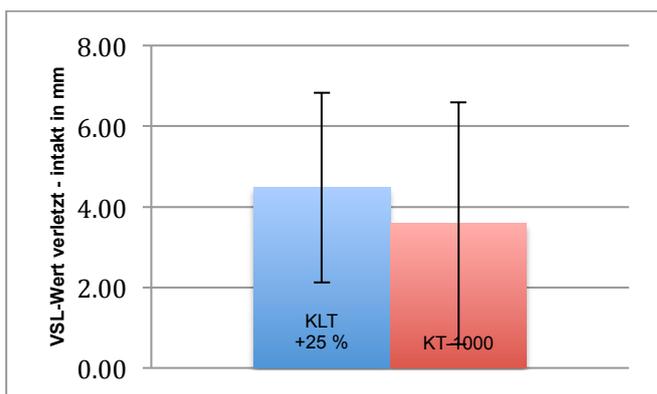


**Abb. 33.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; VKB-Ruptur, verletztes Knie.

Schließlich wurde auch hier der Wert der intakten Seite von der verletzten Seite subtrahiert und die SSD bestimmt. Der Unterschied war ebenso gerade noch statistisch signifikant (p-Wert: 0,024).

Beim KLT konnten SSD zwischen - 0,5 mm und 8,5 mm, beim KT-1000 zwischen - 1,0 mm und 10,0 mm verzeichnet werden. Der Mittelwert des KLTs lag mit 4,48 mm (+/- 2,36) über dem des KT-1000 mit 3,59 mm (+/- 3,00).

Wurden alle bestimmten VSL betrachtet, maß das KLT im Durchschnitt um 25 % höhere Werte als das KT-1000 (siehe Abb. 34), was einer absoluten mm-Zunahme von 0,89 (+/- 1,47) entspricht.



**Abb. 34.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; VKB-Ruptur, SSD.

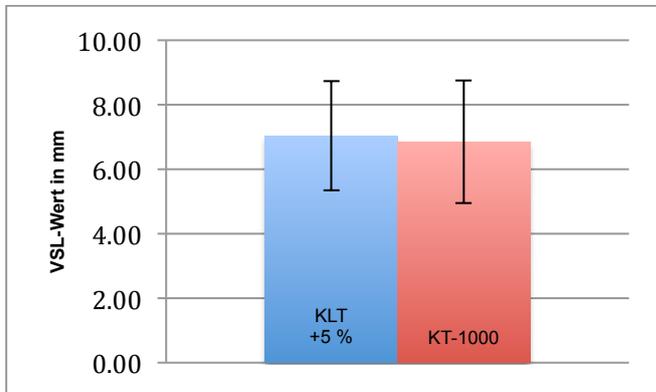
### 3.2.3 Gemischtes Patientengut

In diese Messreihe waren 20 Patienten der Kniesprechstunde, drei weibliche und 17 männliche, im Alter von 21 bis 67 Jahren ( $\bar{x}$  41 Jahre), involviert. Das Verletzungsmuster war bunt gemischt mit Ausnahme der VKB-Ruptur, da diese Patienten in die erste Vergleichsgruppe eingeteilt wurden. Bei jedem Patienten wurde mit beiden Geräten die VSL im Seitenvergleich bestimmt. Auch diese Gruppe soll dazu beitragen das neue Testgerät KLT mit dem bewährten KT-1000 zu vergleichen.

Als erstes wurde immer die gesunde/intakte Seite gemessen. Hier maß das KLT Werte zwischen 3,8 mm und 11 mm, mit einem errechneten Mittelwert von 7,05 mm (+/- 1,70). Mit dem KT-1000 ließen sich relativ ähnliche Werte erzielen: Mittelwert 6,85 mm (+/- 1,90), Minimum 3 mm, Maximum 12 mm.

Wurden die einzelnen Wertepaare verglichen, wurde ersichtlich, dass die beiden Testgeräte in keinem Fall mehr als 2,2 mm Differenz aufzeigten.

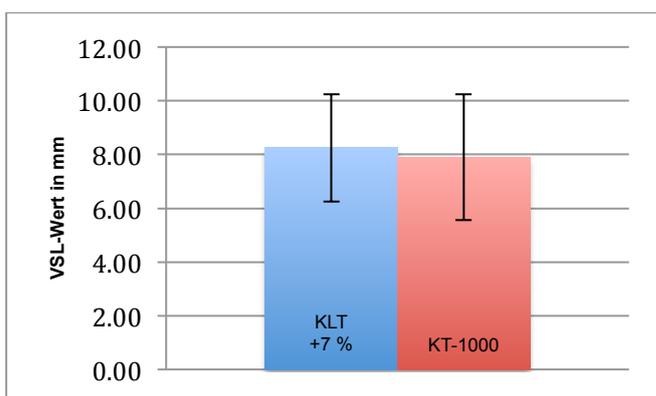
Im Mittel unterschieden sie sich lediglich um 0,20 mm (+/- 0,99) bzw. 5 % , die das KLT größer als das KT-1000 maß (siehe Abb. 35).



**Abb. 35.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; Gemischtes Patientengut, intaktes Knie.

Auf der verletzten Seite war das mit dem KLT gemessene Maximum 11,5 mm, mit dem KT-1000 12,0 mm, die Minima 4,5 mm und 4,0 mm. Auch in den Mittelwerten +/- SD (8,25 mm +/- 2,00, 7,90 mm +/- 2,34) lagen sie in sehr ähnlichen Bereichen.

Die Differenz KLT verletzt - KT-1000 verletzt führte zu einem durchschnittlichen Unterschied von 0,35 mm (+/- 1,13) bzw. 7 % , die das KLT oberhalb des KT-1000 lag (siehe Abb. 36).



**Abb. 36.** Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; Gemischtes Patientengut, verletztes Knie.

Der Vergleich der errechneten SSD zeigte, dass beide Arthrometer bei ca. 1 mm (KLT: 1,21 mm und KT-1000: 1,05 mm) lagen. Die größte Differenz betrug 5,0 mm beim KLT sowie 6,0 mm beim KT-1000. Der Mittelwert der Differenz SSD KLT - SSD KT-1000 von 0,16 mm (+/- 1,57) zeigte, dass insgesamt lediglich ein sehr geringer Unterschied bei der SSD ermittelt wurde. Die Messergebnisse des KLTs übertrafen die des KT-1000 um 15 % (siehe Abb. 37).

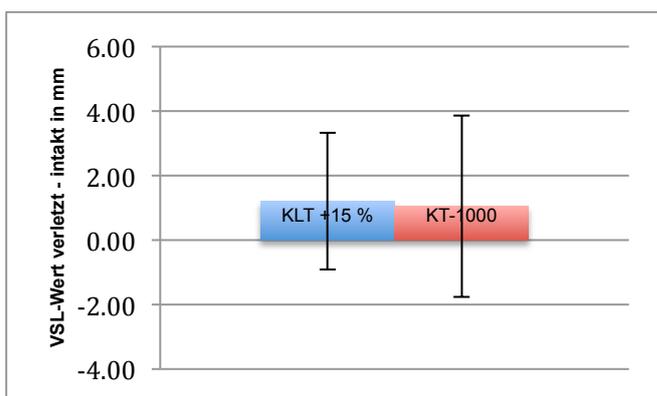


Abb. 37. Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; Gemischtes Patientengut, SSD.

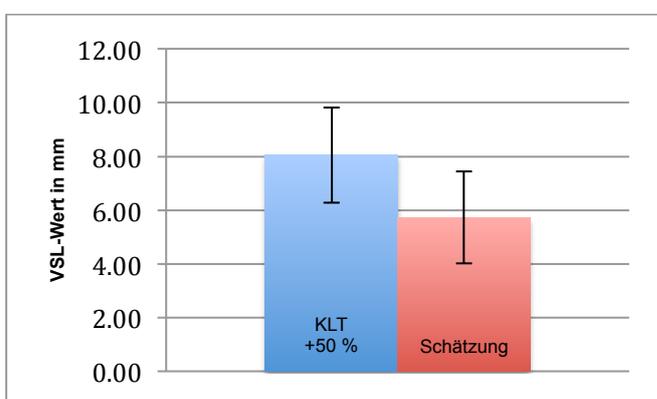
Der durchgeführte t-Test für abhängige Stichproben lieferte in dieser Gruppe für alle drei Bereiche (Wert intakte Seite, Wert verletzte Seite sowie SSD) einen deutlich nicht signifikanten Unterschied bezüglich der Geräte KLT und KT-1000 (p-Werte: 0,389, 0,183, 0,663).

### 3.3 Vergleich Messung KLT versus Schätzung Assistenzarzt

Bei 30 Patienten und Patientinnen der Kniesprechstunde mit verschiedenen Knieproblemen wurde das Ausmaß der vorderen Tibiaverschiebung beim Lachman-Test von einem erfahrenen Assistenzarzt untersucht und mit dem KLT gemessen. Da dieser Vergleich lediglich eine Art Vorversuch darstellt, wurde in dieser Gruppe auf eine statistische Auswertung mittels t-Test aufgrund mangelnder Aussagekraft verzichtet.

Die Schätzungen des Assistenzarztes bezüglich der VSL der intakten Seite lagen zwischen 2 mm und 12 mm, die korrespondierenden Messungen mit dem KLT zwischen 5 mm und 13 mm. Als Mittelwert  $\pm$  SD konnte im Fall der Schätzung 5,73 mm  $\pm$  1,72, im Fall der Messungen 8,05 mm  $\pm$  1,77 gebildet werden. Diese zeigten also deutliche Unterschiede auf.

Beim Vergleich der einzelnen Wertepaare wurde ersichtlich, dass bei 28 von 30 Patienten die Messung höhere (im extremsten Fall bis zu 6 mm) oder zumindest gleich große Ergebnisse lieferte. Lediglich zweimal übertraf die Schätzung die Messung. Im Mittel überstiegen die Messergebnisse die Schätzungen um deutliche 2,32 mm ( $\pm$  1,69) bzw. 50 % (siehe Abb. 38).

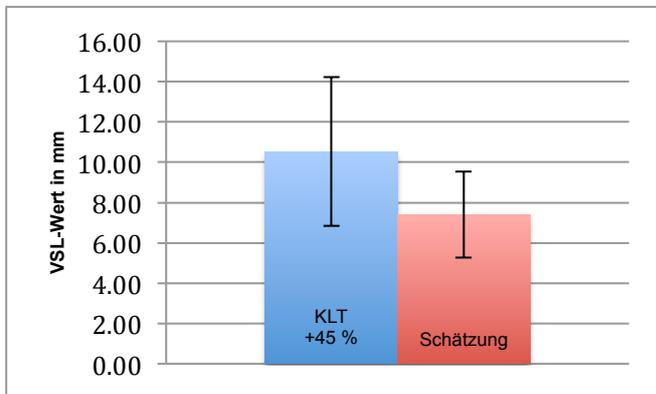


**Abb. 38.** Vergleich der mittels KLT gemessenen und geschätzten Mittelwerte ( $\pm$  SD) der VSL in mm, intaktes Knie.

Auf der verletzten Seite führte die Schätzung zu Werten zwischen 3 mm und 14 mm, der gebildete Mittelwert war 7,4 mm ( $\pm$  2,13). Das KLT hingegen lieferte folgende Ergebnisse: Mittelwert 10,53 mm ( $\pm$  3,7) Minimum 4 mm, Maximum 21 mm.

Auch hier erzielte die Messung in den allermeisten Fällen größere VSL. Nur in je zwei Fällen glichen sich die Werte bzw. überstieg die Schätzung die Messung. Wurde das Schätzergebnis von dem der Messung subtrahiert, erhielt man den Mittelwert von 3,13 mm ( $\pm$  2,47), mit welchem die Messung die Schätzung durchschnittlich überragte.

Prozentual ausgedrückt produzierte die Messung auf der verletzten Seite um bis zu 45 % größere Werte (siehe Abb. 39). Der größte Unterschied lag bei 10 mm.

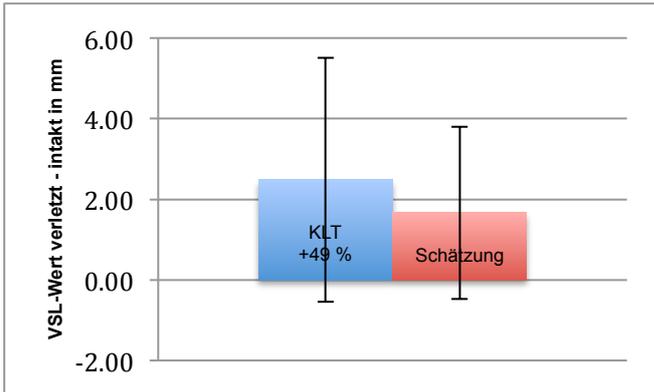


**Abb. 39.** Vergleich der mittels KLT gemessenen und geschätzten Mittelwerte (+/- SD) der VSL in mm, verletztes Knie.

In jedem der 30 Fälle wurde auch die SSD bestimmt. Diese befanden sich bei den Schätzungen zwischen - 4 mm und 7 mm, bei den Messungen zwischen - 3 mm und 10 mm. Die daraus resultierenden Mittelwerte von 1,67 (+/- 2,14) und 2,48 mm (+/- 3,03) waren im Vergleich zu den absoluten Werten der intakten und verletzten Seite noch relativ nah beieinander.

Achtzehnmal war die SSD der Messung größer als die der Schätzung, fünfmal glichen sich die Werte, in sieben Fällen wurden höhere SSD geschätzt als gemessen.

Im Mittel war die SSD der Messung um 0,82 mm bzw. 49 % größer (siehe Abb. 40).



**Abb. 40.** Vergleich der mittels KLT gemessenen und geschätzten Mittelwerte (+/- SD) der VSL in mm, SSD.

In allen drei Bereichen wurde ersichtlich, welche riesigen Differenzen zwischen den Schätz- und Messergebnissen bezüglich der absoluten Werte (intakte Seite, verletzte Seite), aber auch der SSD, bestanden.

### 3.4 Vergleich Messung KLT versus gehaltene Röntgenaufnahme bei Patienten mit HKB-Ruptur

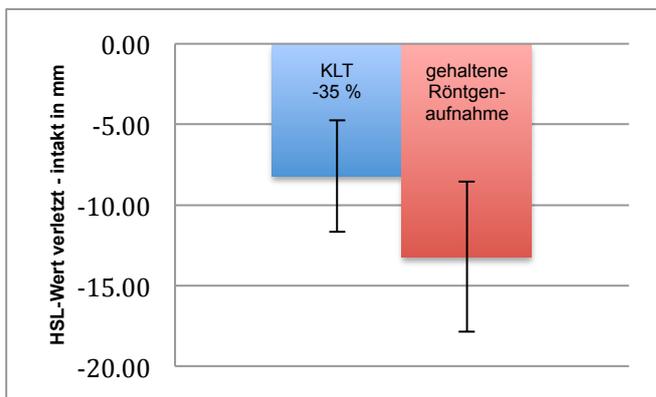
Bei 39 Patienten mit HKB-Ruptur, 10 weiblichen und 29 männlichen, mit einem durchschnittlichen Alter von 37 Jahren (15-62 Jahre), wurde einerseits die spontane HSL in mm mittels KLT vermessen, andererseits die Differenz der HSL der gehaltenen Röntgenaufnahme zwischen intakter und verletzter Seite in mm bestimmt.

Die mit dem KLT gemessenen Werte der HSL befanden sich in einem Bereich zwischen - 5 mm und - 20 mm. Dies bedeutet, dass die kleinste registrierte HSL - 5 mm, die größte - 20 mm betrug. Als Mittelwert ergab sich - 8,21 mm, als Standardabweichung 3,46.

Bei der gehaltenen Röntgenaufnahme wurde zunächst die intakte Seite betrachtet. Hier ergaben sich Werte zwischen + 3 und - 8 mm. Als Ergebnis des daraus bestimmten Mittelwertes +/- SD lies sich - 1,79 mm +/- 2,64 festhalten. Die maximale HSL der verletzten Seite lag bei - 26 mm, der kleinste Wert bei - 8 mm (Mittelwert: - 15,00 mm +/- 4,54).

Die Differenz Röntgen verletzt - Röntgen intakt wurde berechnet, um einen vergleichbaren Wert zur KLT-Messung zu erhalten. Werte zwischen - 6 mm und - 26 mm führten zum Mittelwert von - 13,21 mm +/- 4,67.

Bei der SSD der gehaltenen Röntgenaufnahme fand sich somit eine deutlich größere HSL als bei der KLT-Messung, die durch die Eichung am intakten Knie ebenfalls eine Art SSD darstellt. Mit einem p-Wert < 0,000 war der Unterschied deutlich statistisch signifikant.



**Abb. 41.** Mittelwerte (+/- SD) der HSL des KLTs und der gehaltenen Röntgenaufnahme in mm; HKB-Ruptur, SSD.

Schließlich wurden zuletzt die mit dem KLT gemessenen Werte in Bezug zur Differenz der gehaltenen Röntgenaufnahme gesetzt. Der Quotient HSL KLT/ Differenz gehaltene Röntgenaufnahme ergab Werte zwischen 0,31 und 1,07. Im Mittel führte dies zu 0,65 (+/- 0,21).

Das KLT maß durchschnittlich um 35 % kleinere Werte als die gehaltene Röntgenaufnahme (siehe Abb. 41). Dies bedeutet, dass die Messwerte ca. 65 % der Größe der Resultate der gehaltenen Röntgenaufnahme betragen.

## 4 Diskussion

### 4.1 Ist eine instrumentelle Stabilitätserfassung notwendig?

Wie in Kapitel 1.3.1 beschrieben, lassen die Ergebnisse des Versuchs den Schluss zu, dass aufgrund der festgestellten sehr fehlerbehafteten subjektiven Einschätzung von Bewegungsausmaßen in mm bzw. in die Grade 1-3 ein Testgerät zur quantifizierbaren Messung dringend notwendig scheint [84].

Diese Tendenz legt auch der durchgeführte Vorversuch nahe, in welchem die Schätzergebnisse eines Assistenzarztes mit den Messungen des KLTs in Bezug gesetzt wurden. Hier wurde deutlich erkennbar, dass in allen drei Bereichen (Wert intakte Seite, Wert verletzte Seite, SSD) Unterschiede von bis zu 45-50 % zwischen den Mess- und Schätzergebnissen auftraten. Die Messergebnisse lieferten durchschnittlich doppelt so große VSL-Werte. Dieses Ergebnis unterstützt die Aussage, dass eine instrumentelle Stabilitätserfassung erforderlich ist.

Damit ein Testgerät als sinnvoll eingestuft werden kann, muss es valide, reproduzierbare und objektive Ergebnisse liefern. In der Literatur finden sich sehr gespaltene Meinungen, ob die getesteten Messgeräte diese Eigenschaften erfüllen. Eine Studie berichtet von einer großen Inter- und Intravariabilität des KT-1000-Arthrometers und bezeichnet es als nicht fähig, reproduzierbar und objektiv zu messen [28]. Eine weitere bescheinigt dem KT-1000 eine inadäquate Reliabilität [87]. Auch das Rolimeter erscheint als Gerät mit sehr geringer Interreliabilität [65]. Die Aussagekraft muss jedoch wegen der kleinen Patientenzahl (n=12) als äußerst gering eingestuft werden.

Deutlich mehr Studien befürworten die Verwendung der Testgeräte, in dem sie diesen in verschiedener Weise gute Ergebnisse hinsichtlich der Reliabilität, Validität oder Objektivität zusprechen [7, 13, 29, 34, 81, 90].

Es erscheint sinnvoll, die instrumentellen Stabilitätstester zusätzlich zur klinischen Untersuchung als „Hilfsmittel“ anzuwenden [3], da nur so eine quantifizierbare Beurteilung und Dokumentation möglich scheint.

Die Testgeräte führen zu einer gesteigerten Objektivierbarkeit, ersetzen aber keinesfalls die klinische Untersuchung.

## **4.2 Studiendesign und Patientengruppe**

Die prospektive klinische Studie kann als großen Vorteil ein Patienten- und Probandengut von insgesamt 412 Personen (nach Ausschluss 409) vorweisen und dadurch die Voraussetzung für aussagekräftige Ergebnisse erfüllen.

Die Gruppen, in denen das KLT mit dem Rolimeter verglichen und die VSL bestimmt wurde, umfassen mit insgesamt 303 die meisten Personen. Auch die Gruppe der HKB-Patienten, bei welchen die HSL mittels KLT und gehaltener Röntgenaufnahme ermittelt wurde, stellt mit 39 eine relativ große Gruppe dar, da die HKB-Ruptur sehr viel seltener als die VKB-Ruptur auftritt. Lediglich 8-10 % aller Bandverletzungen betreffen das HKB [37]. Die Anzahl der Patienten, bei denen die VSL mittels KLT und KT-1000 gemessen wurde, um diese beiden Geräte zu vergleichen, ist mit 40 Personen relativ klein und hätte, v.a. in der Untergruppe der VKB-Ruptur (17), mehr Patienten umfassen sollen, um die Aussagekraft noch zu steigern.

Weiterhin vorteilhaft ist das breite Altersspektrum von 12 bis 73 Jahren. Dadurch werden die Ergebnisse nicht auf eine bestimmte Altersgruppe beschränkt. Dass gesunde Probanden als Kontrollgruppe mit in das Studiendesign aufgenommen wurden, stellt ebenso einen positiven Aspekt der Studie dar. Somit konnte ein Vergleich zwischen gesunden und verletzten Personen stattfinden.

Da lediglich eine Person die Messungen, diese auch nur zu einem Zeitpunkt, durchführte, konnte keine Intra- und Interreliabilität der Testgeräte bestimmt werden. Auch ein eventuell vorhandener Einfluss der Erfahrung wurde somit nicht sichtbar. Es ist das Ziel, weitere Studien mit verschiedenen Untersuchern durchzuführen, um die Intra- und Interreliabilität der verwendeten Testgeräte zu bestimmen.

Weiterhin könnte der Vorversuch „Vergleich Schätzung ↔ Messung KLT“ auf verschiedene Ärzte, eventuell sogar mit unterschiedlichem Grad an Erfahrung,

ausgeweitet werden. Das erhaltene Ergebnis würde noch aussagekräftigere Hilfen zur Frage der Notwendigkeit instrumenteller Stabilitätstestung bieten.

### 4.3 Ergebnisse Probanden

Schon die erste Gruppe mit 70 kniegesunden Probanden unterstützt die Vermutung, dass das KLT im Vergleich zum Rolimeter höhere Werte liefert.

Dies scheint auch beim KT-1000 der Fall zu sein [80]. Die Studie, die 16 gesunde Probanden und 36 Patienten mit VKB-Insuffizienz umfasst, kommt zu dem Ergebnis, dass das Rolimeter durchschnittlich um 1 mm geringere Werte misst als das KT-1000, jeweils bei maximal manueller Kraft. In dieser Studie wurden durch das Rolimeter um 1,15 mm (rechts) und 1,28 mm (links) geringerer Werte erreicht verglichen mit dem KLT. Diese Resultate liegen in einem ähnlichen Bereich, ein erster Hinweis, dass das KLT näher an die Ergebnisse des KT-1000-Arthrometers herankommt.

Die mittels Rolimeter gemessene Laxizität von 5,49 mm +/- 1,33 (rechts) und 5,66 mm +/- 1,25 (links) zeigt nur geringere Unterschiede zu den Ergebnissen anderer Studien auf. 10 Probanden wurden von drei Testern jeweils zweimal untersucht: Tester 1 liefert mit 6,4 mm (2,0) und 6,0 mm (1,6) relativ ähnliche Werte, die Werte von Tester 2 und 3 fallen mit 3,7 mm (1,1) und 4,2 mm (1,6) sowie 4,1 mm (1,4) und 4,7 mm (1,7) etwas geringer aus [59]. Durch die geringe Probandenanzahl sind diese Ergebnisse jedoch nur eingeschränkt verwertbar. Zwei weitere Studien können etwas größere Probandenzahlen anbieten [7, 29]. Balasch testete 30 gesunde Personen und maß mit dem Rolimeter VSL zwischen 3 und 10 mm, mit einem Mittel von 6,2 mm, Ganko im Mittel 5,9 mm (1,3). Auch die hier ermittelte SSD (rechts - links) von - 0,1 mm (1,2) gleicht der SSD dieser Studie nahezu (- 0,17 mm +/- 1,26).

Da die Studie mit dem KLT ein neues Gerät untersucht, das sich zum Zeitpunkt der Studie noch nicht auf dem Markt befindet, ist es leider nicht möglich die Messergebnisse des KLTs mit Werten aus der Literatur zu vergleichen.

Die um ca. 20 % höheren Ergebnisse des KLTs im Vergleich zum Rolimeter könnten z.B. durch die Miteinbeziehung des errechneten Korrekturfaktors beim

KLT bzw. die Einfachheit und die ungenauere Positionierung durch eine fehlende Gelenkspaltmarkierung des Rolimeters zustande kommen. Der mittels t-Test bestimmte p-Wert  $< 0,000$  bei den Werten der intakten und verletzten Seite weist sehr deutlich darauf hin, dass der Unterschied der Geräte ausreichend wahrscheinlich nicht auf Zufällen basiert.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Ergebnisse des Rolimeters der relativ großen Probandengruppe sich im Bereich der aktuellen Literatur befinden, das KLT jedoch höhere VSL-Werte erzielt, die nicht mit Werten in der Literatur verglichen werden können.

## **4.4 Ergebnisse VKB-Patienten**

### **4.4.1 KLT versus Rolimeter**

#### **4.4.1.1 VKB-Ruptur**

Diese größte Untergruppe der Studie mit 155 Patienten und Patientinnen bestätigt die schon bei den Probanden auftretende Neigung, dass das KLT größere VSL als das Rolimeter bestimmt. In allen drei Teilbereichen (Wert intakte Seite, Wert verletzte Seite, SSD) lieferte das KLT deutlich höhere Mittelwerte, durchschnittlich um 20-26 % erhöht. Der größte Unterschied war auf der Seite der Kreuzbandruptur zu beobachten (11,74 mm KLT, 9,56 mm Rolimeter).

Das Rolimeter maß durchschnittlich eine VSL von 6,41 mm auf der intakten und 9,56 mm auf der verletzten Seite. Verglichen mit Balasch et al., die mittels Rolimeter bei 30 Patienten mit VKB-Ruptur die VSL bestimmten und durchschnittliche vordere Laxizitäten von 6,2 mm (intakt) und 11,7 mm (verletzt) erzielten [7], liegen die Ergebnisse der intakten Seite in einem sehr ähnlichem Bereich, die VSL der Seite der Kreuzbandruptur ist bei den Patienten dieser Studie deutlich geringer.

Es wurden überwiegend akute Kreuzbandrupturen untersucht. Eine mögliche Erklärung wäre deshalb eine schmerzbedingt schlechtere Entspannung, die dazu führen kann, dass das Gerät niedrigere Werte als die tatsächlich

vorhandene VSL anzeigt. Weiterhin könnten die Ursachen auch bei den Untersuchern selbst liegen, beispielsweise durch den Unterschied an Erfahrung begründet. Es muss auch bedacht werden, dass jeder Untersucher einen anderen Eindruck auf den Patienten hinterlässt, was sich, ebenso wie der Schmerz aufgrund der Frische der Ruptur, im Entspannungsgrad niederschlagen kann.

Auch Ganko et al. führten VSL-Messungen mit dem Rolimeter durch. Der gebildete Mittelwert war 5,1 mm auf der intakten sowie 10,6 mm auf der verletzten Seite [29]. Das im Vergleich zur durchgeführten Studie höhere Resultat der verletzten Seite könnte durch die Tatsache, dass in der Studie von Ganko et al. chronische VKB-Rupturen untersucht wurden und in dieser Studie keine Differenzierung zwischen akut und chronisch stattfand, erklärt werden. Bei den chronischen Fällen fallen häufig die Komponenten Schmerz und Schwellung weg, die durch Anspannen der Muskulatur zu einem geringeren Messergebnis führen können. Da jedoch lediglich 18 Patienten untersucht wurden, bietet die Studie nur eine geringe Aussagekraft.

Die ermittelten mittleren SSD zwischen verletzter und intakter Seite von 3,81 mm (KLT) sowie 3,15 mm (Rolimeter) befinden sich im Vergleich zu anderen Studien in einem eher niedrigen Bereich.

Wie bei Ganko et al. (5,3 mm) liegen auch in einer weiteren Studie die SSD im Bereich von 5 bis 6 mm [65]. Diese Studie kann jedoch ebenfalls nur eine sehr geringe Patientenzahl (n=12) aufweisen. Eine mögliche Erklärung für die relativ geringen SSD bieten die teilweise hohen Werte, die auf der intakten Seite erzielt wurden (KLT bis 15 mm, Rolimeter bis 12 mm). Diese können auf eine versteckte doppelseitige VKB-Ruptur oder einen allgemein hyperlaxen Bandapparat hinweisen.

Werden letztendlich noch die VSL der intakten Seite mit den Ergebnissen gesunder Probanden verglichen, zeigt sich, dass im Durchschnitt die intakte Seite der Patienten mit Kreuzbandruptur um ca. 1 mm höhere VSL aufzuweisen hat als ein gesundes Probandenknie (intaktes Knie: KLT 7,9 mm, Rolimeter 6,4 mm, Probanden: KLT 6,8 mm, Rolimeter 5,6 mm). Dieser Unterschied ist so gering, dass er als nicht relevant betrachtet werden kann.

#### **4.4.1.2 VKB-Rekonstruktion**

Bei den 54 Patienten mit VKB-Rekonstruktion unterschieden sich die Messergebnisse des intakten Knies nur minimal vom intakten Knie der Patienten mit noch nicht therapierter VKB-Ruptur (7,96 mm KLT, 6,31 mm Rolimeter gegenüber 7,9 mm und 6,4 mm).

Der mittlere Wert der operierten Seite (10,08 mm KLT, 7,99 mm Rolimeter) war allerdings deutlich niedriger als der Wert der VKB-Ruptur (11,74 mm KLT, 9,56 mm Rolimeter). Die Operation führt also durch die Wiederherstellung eines kontinuierlichen Kreuzbandes zu einer Reduktion der VSL-Bewegung.

Es zeigte sich, dass durchschnittlich eine SSD von ca. 2 mm zurückbleibt, die die SSD der gesunden Probanden von - 0,30 mm bzw. - 0,17 mm deutlich überragt. Ein operiertes Knie verhält sich „mechanisch“ also nicht wie ein gesundes Knie, auch wenn ein ähnlicher Stabilitätseindruck vorherrschen kann.

#### **4.4.1.3 VKB Narkose**

64 weibliche und männliche Patienten wurden kurz vor der anstehenden VKB-Rekonstruktion in Narkose untersucht. Auch wenn aufgrund der Tatsache, dass es sich bei der Gruppe der VKB-Ruptur ohne Narkose um andere Patienten handelte, der Vergleich nur mit Vorsicht beurteilt werden darf, wurde ersichtlich, dass die unter Allgemeinanästhesie gemessenen Werte den Messungen ohne Narkose doch sehr ähneln. Auch in Narkose produzierte das KLT höhere Werte mit ungefähr gleichgebliebenem Abstand zum Rolimeter (ca. 20 % größere Ergebnisse).

Um speziell für jedes der beiden Geräte einen möglicherweise vorhandenen Einfluss der Narkose auf die Messergebnisse sichtbar werden zu lassen, wurden bei 40 Patienten mit VKB-Ruptur die Messungen mit beiden Geräten (KLT und Rolimeter) mit und ohne Narkose ausgeführt, wodurch ein direkter Vergleich möglich wurde. Die Vorstellung, dass eine durch die Muskelrelaxierung ausgeschaltete Muskelanspannung zu höheren VSL-Werten führen könne, wurde nicht bestätigt.

Die Werte der intakten Seite waren beim KLT sowie beim Rolimeter mit und ohne Narkose nahezu identisch, der Unterschied betrug bei beiden Testgeräten lediglich 2 %. Auf der verletzten Seite lieferte sogar die Messung ohne Narkose um 3 % (Rolimeter) bzw. 4 % (KLT) höhere VSL. Auch bei den ermittelten SSD war bei beiden Geräten ein größerer Wert ohne Narkose zu verzeichnen. Mit Ausnahme der SSD, bei denen ein gerade noch signifikanter Unterschied (p-Wert: 0,044) auftrat, sind mit p-Werten von 0,507 und 0,902 bei der Betrachtung der intakten/verletzten Seite die Unterschiede der Geräte mit und ohne Narkose deutlich als statistisch nicht signifikant zu bewerten. Der geringe Unterschied kann zufällig zustande gekommen sein.

Es lässt sich zusammenfassen, dass weder das KLT noch das Rolimeter durch eine narkosebedingte Muskelrelaxierung in ihrem Messergebnis beeinflusst wurden. Dies spricht dafür, dass bei den Messungen ohne Narkose ausreichend auf eine entspannte Lagerung der Patienten geachtet wurde und diese Störquelle sozusagen als nahezu ausgeschaltet betrachtet werden kann.

#### **4.4.2 KLT versus KT-1000**

Eine der zugrundeliegenden Hypothesen der Studie war die ähnlich genaue VSL-Bestimmung des KLTs verglichen mit dem KT-1000.

Strobel und Neumann untersuchten das Laxizitätsverhalten im Leichenexperiment, um die diagnostische Zuverlässigkeit des KLTs im Vergleich mit dem KT-1000 zu ermitteln [84]. An 25 Leichenkniegelenken wurden verschiedener Bandstrukturen durchtrennt. Es zeigte sich, dass erst nach Durchtrennung des VKBs eine deutliche anteriore Tibiabewegung messbar war, beim maximal manuellen Test konnten keine deutlichen Unterschiede zwischen den Testgeräten festgestellt werden.

Weiterhin bestimmten Strobel und Neumann die Messgenauigkeit des KLTs und des KT-1000 unter „Idealbedingungen“ auf dem mechanischem Modell (siehe 1.3.1, Abb. 1). Mehrere Untersucher (KLT: n=8, KT-1000: n=14) führten an 3 Untersuchungstagen mit dem KLT bzw. dem KT-1000 die vorgegebenen Bewegungsausmaße am Kniemodell durch. Insbesondere beim KLT wurden

sehr konstante Werte gemessen, die etwas größere Streuung beim KT-1000 scheint durch die mechanischen Längenmessungen und die konstruktive Berücksichtigung des Korrekturfaktors erklärbar [84].

Am Ende unserer Versuchsreihe wurden bei 40 Patienten die VSL mit dem KLT und dem KT-1000 bestimmt. Damit die Werte des KT-1000-Arthrometers mit weiteren Studienergebnissen vergleichbar sind, wurden die 40 Patienten nachträglich in zwei Gruppen aufgeteilt: Die erste Gruppe bestand aus Patienten mit VKB-Ruptur, die Patienten der zweiten hatten verschiedene Knieprobleme mit Ausnahme der VKB-Ruptur aufzuweisen. Bei 17 der 40 Patienten konnte eine einseitige VKB-Ruptur festgestellt werden (drei wurden wegen doppelseitiger VKB-Ruptur ausgeschlossen). Auf der intakten Seite war die durchschnittlich gemessene VSL mit 7,39 mm (KLT) und 7,59 mm (KT-1000) ähnlich, der Unterschied von lediglich 2 % auch statistisch nicht signifikant (p-Wert: 0,384). Auch wenn der Unterschied auf der verletzten Seite und bei der SSD als statistisch gerade noch signifikant bewertet wurde (p-Wert 0,031, 0,024), ist er klinisch, v.a. bei dem Wert der verletzten Seite, nahezu nicht relevant (11,86 mm KLT, 11,18 mm KT-1000). Die ermittelte SSD war mit 4,48 mm beim KLT etwas größer als beim KT-1000 (3,59 mm), durchschnittlich um 25 %.

Werden die erhobenen Mittelwerte des Kniearthrometers KT-1000 mit Ergebnissen anderer Studien, die ebenfalls den maximal manuellen Test ausführten, verglichen, zeigt sich, dass die Studien insgesamt große Unterschiede bezüglich der Werte der intakten und verletzten Seite anbieten (siehe Tabelle 11).

**Tabelle 11. Bestimmung der maximal manuellen VSL mit dem KT-1000, Werte in mm.**

Autor	intakte Seite	verletzte Seite (VKB-Ruptur)
Anderson [4]	8,23	16,82
Balasch [7]	6,2	12,6
Ballantyne [8]	5,6	9,8
Neuschwander [62]	10,3	18,1
Rangger [72]	9,1 9,1	15,2 (akute Ruptur) 17,7 (chronische Ruptur)

Die VSL der intakten Seite befinden sich in einem Bereich zwischen 5,6 mm und 10,3 mm, was nahezu dem doppelten Wert entspricht. Auch auf der verletzten Seite sind zwischen dem kleinsten gemessenen Wert von 9,8 mm und dem größten mit 16,82 mm mit über 7 mm Differenz sehr große Diskrepanzen zu verzeichnen.

Der Wert der intakten Seite liegt mit 7,59 mm oberhalb der Werte von Balasch und Ballantyne [7, 8], jedoch deutlich unterhalb derer von Anderson, Neuschwander und Rangger [4, 62, 72]. Die durchschnittliche VSL der verletzten Seite von 11,18 mm ist deutlich niedriger als die meisten anderen Resultate. Dies kann teilweise daran liegen, dass z.B. bei Anderson und Rangger chronische VKB-Rupturen untersucht wurden, die, wie der Vergleich von Rangger selbst zeigt, höhere VSL-Werte erbringen.

Mögliche Einflussvariablen stellen die individuell verschiedene Laxizität der Patienten sowie die unterschiedlichen Untersucher dar.

Eine durchschnittliche VSL von über 16 mm, wie sie bei Anderson, Neuschwander und Rangger auftritt, erscheint selbst bei chronischen Instabilitäten als außerordentlich hoch, da bei den vielen Untersuchungen dieser Studie, unabhängig vom Testgerät, Werte oberhalb der 16 mm nur sehr selten vorkamen. Wird z.B. die Gruppe der VKB-Ruptur mit über 150 Patienten betrachtet, wurden lediglich in 8 % der Fälle mit dem KLT und in sogar nur 1 % mit dem Rolimeter die 16 mm erreicht bzw. überschritten.

Weitere 20 Patienten, die wegen verschiedenen Knieproblemen mit Ausnahme der VKB-Ruptur die Kniesprechstunde aufsuchten, wurden mit den beiden Geräten vermessen. Auch wenn diese wegen der Inhomogenität der Verletzungen nicht zu einem Vergleich herangezogen werden können, konnte auch hier ersichtlich werden, inwieweit sich die beiden Geräte gleichen bzw. unterscheiden.

Hier lagen die Mittelwerte des KLTs lediglich knapp oberhalb des KT-1000-Arthrometers (um 0,2 mm bzw. 5 % auf der intakten, 0,35 mm bzw. 7 % auf der verletzten Seite), auch die SSD waren mit 1,21 mm (KLT) und 1,05 mm (KT-1000) nur geringfügig unterschiedlich.

Die p-Werte von 0,389 (intakt), 0,183 (verletzt) und 0,663 (SSD) weisen deutlich auf einen statistisch nicht signifikanten Unterschied hin. Dies unterstützt die Vermutung, dass die beiden Geräte ähnlich messen, da diese hohen p-Werte bedeuten, dass bei den festgestellten Unterschieden der Zufall nicht als ausreichend unwahrscheinlich beurteilt werden kann.

#### **4.5 Ergebnisse HKB-Patienten**

Die HSL wurde mittels KLT-Messung und gehaltener Röntgenaufnahme bestimmt. Der gebildete Mittelwert sowie auch die Minima und Maxima der mit dem KLT durchgeführten Messungen lagen in kleineren Bereichen als die im Röntgen ermittelten Werte.

Der Grund dafür wird sein, dass bei der Messung das Gerät lediglich aufgesetzt und die spontane HSL ohne jegliche Kraftaufbringung bestimmt wird, bei der gehaltenen Röntgenaufnahme hingegen ein Kraftapplikator den Unterschenkel während der Aufnahme mit 15 kp nach posterior drückt. Unter dieser Voraussetzung waren diese Ergebnisse zu erwarten.

Auch wenn das KLT kleinere Werte produzierte, kann es einen ersten Anhaltspunkt zur Beurteilung der HSL liefern. Um diesen Hinweis zu objektivieren, wurde versucht herauszufinden, welche Beziehung zwischen den zwei Untersuchungsmethoden existiert.

Es wurde der Quotient  $HSL_{KLT} / \text{Differenz gehaltene Röntgenaufnahme}$  gebildet. Der Quotient nimmt große Werte an, wenn die mittels KLT bestimmte HSL große Resultate im Vergleich zur gehaltenen Röntgenaufnahme produziert. Ein kleiner Wert wird erzielt, falls die Differenz der gehaltenen Röntgenaufnahme die KLT-Messung der HSL deutlich überragt. Im Mittel wurde ein Ergebnis von 0,65 (+/- 0,21) erreicht.

Mit Werten zwischen 0,31 und 1,07 ist die Schwankbreite allerdings relativ groß. Ursächlich hierfür sind z.B. strukturelle Gegebenheiten, die die KLT-Messung ungewünscht beeinflussen können. Dadurch, dass das Gerät nur aufgesetzt und keine Kraft aufgebracht wird, wird schon die Eichung am intakten Knie beispielsweise durch vorhandene knöcherne Vorsprünge oder

Weichteildefekte „verfälscht“. Es ist jedoch anzumerken, dass dies nur eine kleine Patientenzahl betrifft. Weitere mögliche Fehlerquellen können die nicht exakte Positionierung des Geräts oder auch ein nicht identischer Flexionsgrad der Beine darstellen.

Durch die Verwendung des Scheuba-Testgerätes werden bei der gehaltenen Röntgenaufnahme konstantere Untersuchungsbedingungen und Ergebnisse erreicht, ein weiterer Hinweis, dass hauptsächlich das KLT zur großen Schwankbreite beitrug. Um auch beim KLT möglichst beständige Untersuchungsbedingungen zu schaffen, muss auf eine exakte Positionierung des Geräts sowie auf eine entspannte Lagerung des Patienten mit nahezu identischen Flexionswinkeln beider Beine geachtet werden.

Es lässt sich festhalten, dass das KLT durchschnittlich um ca. 35 % kleinere Werte maß als die gehaltene Röntgenaufnahme. Nach der KLT-Messung kann dadurch das folgende Röntgenergebnis ansatzweise eingeschätzt und schon ein erster Hinweis über die Schwere der HKB-Verletzung erlangt werden.

Da die durchgeführte Studie die erste Studie bezüglich dieses Vergleichs darstellt, ist es leider nicht möglich, die erzielten Ergebnisse mit weiteren Studien zu vergleichen.

Die gegenwärtige Literatur der instrumentellen HKB-Diagnostik beschäftigt sich lediglich mit dem Vergleich zwischen KT-1000 und klinischer Untersuchung bzw. gehaltener Röntgenaufnahme [35, 39, 51, 56, 77].

## 4.6 Schlussfolgerung

Abschließend lässt sich festhalten, dass die konkreten Fragen der Arbeit

1. Ist eine instrumentelle Stabilitätsprüfung notwendig?
2. Ist das KLT-Testgerät, verglichen mit dem KT-1000 und dem Rolimeter, für den klinischen Alltag zur Messung der VSL geeignet?
3. Lässt sich mit dem KLT-Testgerät die spontane HSL adäquat bestimmen?

mit „Ja“ beantwortet werden können.

Die vielen Untersuchungen konnten zeigen, dass das KLT höhere VSL-Werte als das Rolimeter erzielt. Die Ergebnisse der Vergleichsgruppe KLT vs. KT-1000 müssen wegen der geringen Patientenzahl mit Vorsicht beurteilt werden, unterstreichen jedoch die Vermutung, dass das KLT ähnliche Werte wie das schon bewährte KT-1000 produziert. Auch bei der Bestimmung der HSL liefert die KLT-Messung einen ersten Hinweis über die Schwere der HKB-Verletzung.

Es scheint also möglich, dass das KLT den Anforderungen nach einem kleinen, leicht transportablen Testgerät mit einfacher Bedienung und verlässlichen Messungen standhalten kann. Es bedarf jedoch weitere große Studien mit mehreren Untersuchern, hauptsächlich zum Vergleich des KLTs mit dem KT-1000, um die Verlässlichkeit des KLTs zu bestätigen.

## 5 Zusammenfassung

Die ligamentäre und muskuläre Stabilisierung des Kniegelenks ist von entscheidender Bedeutung, da der große Bewegungsumfang keine knöcherne Sicherung duldet. Verletzungen der Kapsel-Band-Strukturen und insbesondere der Kreuzbänder können zu Instabilitätsgefühl und erhöhter Knielaxizität führen, die klinisch und instrumentell getestet werden kann.

Diese Dissertation befasst sich mit dem Thema der Notwendigkeit und dem Vergleich instrumenteller Stabilitätstestgeräte. Besondere Beachtung gilt der Frage, ob sich das neue Arthrometer KLT (Knielaxizitäts-Tensiometer, Fa. Karl Storz, Tuttlingen) zur Bestimmung der vorderen und hinteren Schublade eignet. Um dies zu überprüfen, werden u.a. gesunde Probanden sowie Patienten mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes untersucht und die VSL mit jeweils zwei Testgeräten (KLT+Rolimeter /KLT+KT-1000) gemessen.

Bei den Patienten mit Ruptur des hinteren Kreuzbandes wird die HSL mit dem KLT erfasst und in Bezug zu den Werten der gehaltenen Röntgenaufnahme gesetzt.

Beim Vergleich zwischen KLT und Rolimeter wird ersichtlich, dass das KLT durchschnittlich, auch in Narkose, um ca. 1-2 mm höhere VSL-Werte als das Rolimeter liefert. Die Allgemeinanästhesie selbst hat keinen Einfluss auf das Untersuchungsergebnis. Die KLT- und KT-1000-Messungen produzieren ähnliche Messergebnisse. Bei der Bestimmung der HSL erzielt das KLT um ca. 35 % kleinere Werte als die gehaltene Röntgenaufnahme.

Um einen Beitrag zur Frage nach dem Sinn instrumenteller Testgeräte zu leisten, wurden in einem Vorversuch die Ergebnisse der VSL-Schätzungen eines Assistenzarztes mit den KLT-Messungen der VSL verglichen und große Unterschiede ermittelt.

Eine quantifizierbare Beurteilung und Dokumentation scheint nur durch die Verwendung instrumenteller Stabilitätstestgeräte möglich.

Die erzielten Resultate lassen den Schluss zu, dass das KLT den Anforderungen nach einem kleinen, leicht transportablen Testgerät zur Bestimmung der VSL und HSL mit einfacher Bedienung und verlässlichen Messungen standhalten kann. Da die durchgeführte Studie die erste bezüglich dieses neuen Arthrometers darstellt, bedarf es jedoch weitere große Studien mit mehreren Untersuchern und verschiedenen Untersuchungszeitpunkten, um die Verlässlichkeit des KLTs zu bestätigen.

## 6 Abkürzungsverzeichnis

AL-Bündel	Anterolaterales Bündel
AM-Bündel	Anteromediales Bündel
HKB	Hinteres Kreuzband
HSL	Hintere Schublade
KLT	Knielaxizitäts-Tensiometer
Max.	Maximum
Min.	Minimum
PL-Bündel	Posterolaterales Bündel
PM-Bündel	Posteromediales Bündel
SD	Standardabweichung
SSD	Seit-zu-Seit-Differenz
VKB	Vorderes Kreuzband
VSL	Vordere Schublade

## 7 Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 1.</b> Palpatorische Einschätzung von Bewegungsausmaßen, mechanisches Modell. (Aus [85]) .....	14
<b>Abb. 2.</b> Stryker „Knee Laxity Tester“. (Aus [84]) .....	21
<b>Abb. 3.</b> Schematische Darstellung des CA-4000. (Aus [84]) .....	23
<b>Abb. 4.</b> Genucom. (Aus [84]) .....	25
<b>Abb. 5.</b> Testgerät nach Dandy. (Aus [15]) .....	26
<b>Abb. 6.</b> KLT Arthrometer, Ausübung der nach posterior gerichteten Kraft mittels Kraftapplikator. (Aus [24]) .....	27
<b>Abb. 7.</b> KLT. ....	34
<b>Abb. 8.</b> Eichung des KLTs. ....	36
<b>Abb. 9.</b> Messvorgang und Ergebnisanzeige des KLTs. ....	37
<b>Abb. 10.</b> Rolimeter. ....	38
<b>Abb. 11.</b> Positionierung, Eichung, Messvorgang und Ergebnisablesung des Rolimeters. (Aus [85], eigene Darstellung) .....	39
<b>Abb. 12.</b> Bestandteile des KT-1000-Arthrometers. (Aus [28]) .....	42
<b>Abb. 13.</b> Maximal manuelle Bestimmung der extensionsnahen VSL mit dem KT-1000. (Aus [85]) .....	43
<b>Abb. 14.</b> Bestimmung der HSL mit dem KLT. ....	46
<b>Abb. 15.</b> Scheuba-Testgerät: Prüfung der HSL in 90° Flexion. (Aus [85]) .....	47
<b>Abb. 16.</b> Möglichkeiten der Tibiaposition bei gehaltenen Röntgenaufnahmen. (Aus [85]) .....	48
<b>Abb. 17.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Probanden, rechtes Knie. ....	52
<b>Abb. 18.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Probanden, linkes Knie. ....	53
<b>Abb. 19.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Probanden, SSD. ....	54
<b>Abb. 20.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Ruptur, intaktes Knie. ....	54

<b>Abb. 21.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Ruptur, verletztes Knie. ....	55
<b>Abb. 22.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Ruptur, SSD. ....	56
<b>Abb. 23.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Rekonstruktion, intaktes Knie. ....	57
<b>Abb. 24.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Rekonstruktion, verletztes Knie. ....	57
<b>Abb. 25.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB-Rekonstruktion, SSD. ....	58
<b>Abb. 26.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB Narkose, intaktes Knie. ....	59
<b>Abb. 27.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB Narkose, verletztes Knie. ....	59
<b>Abb. 28.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; VKB Narkose, SSD. ....	60
<b>Abb. 29.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Vergleich mit und ohne Narkose, intaktes Knie. ....	61
<b>Abb. 30.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Vergleich mit und ohne Narkose, verletztes Knie. ....	62
<b>Abb. 31.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des Rolimeters in mm; Vergleich mit und ohne Narkose, SSD. ....	63
<b>Abb. 32.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; VKB-Ruptur, intaktes Knie. ....	65
<b>Abb. 33.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; VKB-Ruptur, verletztes Knie. ....	65
<b>Abb. 34.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; VKB-Ruptur, SSD. ....	66
<b>Abb. 35.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; Gemischtes Patientengut, intaktes Knie. ....	67
<b>Abb. 36.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; Gemischtes Patientengut, verletztes Knie. ....	67

<b>Abb. 37.</b> Mittelwerte (+/- SD) der VSL des KLTs und des KT-1000 in mm; Gemischtes Patientengut, SSD. ....	68
<b>Abb. 38.</b> Vergleich der mittels KLT gemessenen und geschätzten Mittelwerte (+/- SD) der VSL in mm, intaktes Knie. ....	69
<b>Abb. 39.</b> Vergleich der mittels KLT gemessenen und geschätzten Mittelwerte (+/- SD) der VSL in mm, verletztes Knie. ....	70
<b>Abb. 40.</b> Vergleich der mittels KLT gemessenen und geschätzten Mittelwerte (+/- SD) der VSL in mm, SSD. ....	71
<b>Abb. 41.</b> Mittelwerte (+/- SD) der HSL des KLTs und der gehaltenen Röntgenaufnahme in mm; HKB-Ruptur, SSD. ....	72

## 8 Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1.</b> Bestimmung der anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem KT-1000. ....	20
<b>Tabelle 2.</b> Bestimmung der maximal manuellen anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem Rolimeter. ....	21
<b>Tabelle 3.</b> Bestimmung der anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem Stryker Laxity Tester. ....	22
<b>Tabelle 4.</b> Bestimmung der anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem KSS. ....	24
<b>Tabelle 5.</b> Bestimmung der anterioren Tibiaverschiebung in mm in 20-30° Flexion mit dem Genucom. ....	25
<b>Tabelle 6.</b> Bestimmung der posterioren Tibiaverschiebung in mm mit dem KT-1000. ....	28
<b>Tabelle 7.</b> Übersichtstabelle in mm, Vergleich Mittelwerte Messung KLT vs. Rolimeter. ....	51
<b>Tabelle 8.</b> Übersichtstabelle in %, KLT-Werte in Bezug zu Rolimeter-Werten und Vergleich +/- Narkose KLT und Rolimeter. ....	51
<b>Tabelle 9.</b> Übersichtstabelle in mm, Vergleich Mittelwerte Messung KLT vs. KT-1000. ....	64
<b>Tabelle 10.</b> Übersichtstabelle in %, KLT-Werte in Bezug zu KT-1000-Werten. ....	64
<b>Tabelle 11.</b> Bestimmung der maximal manuellen VSL mit dem KT-1000, Werte in mm. ....	80

## 9 Literaturverzeichnis

1. Almquist, P.O., et al., *Evaluation of an external device measuring knee joint rotation: an in vivo study with simultaneous Roentgen stereometric analysis*. J Orthop Res, 2002. **20**(3): p. 427-32.
2. Amis, A.A., et al., *Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscomfemoral ligaments*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003. **11**(5): p. 271-81.
3. Anderson, A.F. and Lipscomb, A.B., *Preoperative instrumented testing of anterior and posterior knee laxity*. Am J Sports Med, 1989. **17**(3): p. 387-92.
4. Anderson, A.F., et al., *Instrumented evaluation of knee laxity: a comparison of five arthrometers*. Am J Sports Med, 1992. **20**(2): p. 135-40.
5. Aumüller, G., et al., *Duale Reihe Anatomie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2007.
6. Bach, B.R., Jr., et al., *The pivot shift phenomenon: results and description of a modified clinical test for anterior cruciate ligament insufficiency*. Am J Sports Med, 1988. **16**(6): p. 571-6.
7. Balasch, H., et al., *Evaluation of anterior knee joint instability with the Rolimeter. A test in comparison with manual assessment and measuring with the KT-1000 arthrometer*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1999. **7**(4): p. 204-8.
8. Ballantyne, B.T., et al., *Influence of examiner experience and gender on interrater reliability of KT-1000 arthrometer measurements*. Phys Ther, 1995. **75**(10): p. 898-906.
9. Bargar, W.L., et al., *The effect of tibia-foot rotatory position on the anterior drawer test*. Clin Orthop Relat Res, 1983(173): p. 200-3.
10. Behm, D.G. and Sale, D.G., *Voluntary and evoked muscle contractile characteristics in active men and women*. Can J Appl Physiol, 1994. **19**(3): p. 253-65.
11. Boden, B.P., et al., *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury*. Orthopedics, 2000. **23**(6): p. 573-8.
12. Boniface, R.J., et al., *Objective anterior cruciate ligament testing*. Orthopedics, 1986. **9**(3): p. 391-3.
13. Boyer, P., et al., *Reliability of the KT-1000 arthrometer (Medmetric) for measuring anterior knee laxity: comparison with Telos in 147 knees*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2004. **90**(8): p. 757-64.
14. Cimino, F., et al., *Anterior cruciate ligament injury: diagnosis, management, and prevention*. Am Fam Physician, 2010. **82**(8): p. 917-22.
15. Dandy, D.J. and Pusey, R.J., *The long-term results of unrepaired tears of the posterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Br, 1982. **64**(1): p. 92-4.
16. Daniel, D.M., *Assessing the limits of knee motion*. Am J Sports Med, 1991. **19**(2): p. 139-47.

17. Daniel, D.M., et al., *Instrumented measurement of anterior laxity of the knee*. J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(5): p. 720-6.
18. Daniel, D.M., et al., *Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study*. Am J Sports Med, 1994. **22**(5): p. 632-44.
19. Daniel, D.M., et al., *Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption*. Am J Sports Med, 1985. **13**(6): p. 401-7.
20. Debrunner, A.M., *Orthopädie, Orthopädische Chirurgie, Patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates*. Hans Huber Verlag, Bern, Vol. 4. 2005.
21. Diermann, N., et al., *Rotational instability of the knee: internal tibial rotation under a simulated pivot shift test*. Arch Orthop Trauma Surg, 2009. **129**(3): p. 353-8.
22. Drez, D., Jr., et al., *In vivo measurement of anterior tibial translation using continuous passive motion devices*. Am J Sports Med, 1991. **19**(4): p. 381-3.
23. Dubs, L. and Gschwend, N., *General joint laxity. Quantification and clinical relevance*. Arch Orthop Trauma Surg, 1988. **107**(2): p. 65-72.
24. Eakin, C.L. and Cannon, W.D., Jr., *Arthrometric evaluation of posterior cruciate ligament injuries*. Am J Sports Med, 1998. **26**(1): p. 96-102.
25. Feltham, G.T. and Albright, J.P., *The diagnosis of PCL injury: literature review and introduction of two novel tests*. Iowa Orthop J, 2001. **21**: p. 36-42.
26. Ficklscherer, A., *Basics Orthopädie und Traumatologie*. Elsevier Urban&Fischer, München, 2008.
27. Fischer, R.A., et al., *The functional relationship of the posterior oblique ligament to the medial collateral ligament of the human knee*. Am J Sports Med, 1985. **13**(6): p. 390-7.
28. Forster, I.W., et al., *Is the KT1000 knee ligament arthrometer reliable?* J Bone Joint Surg Br, 1989. **71**(5): p. 843-7.
29. Ganko, A., et al., *The rolimeter: a new arthrometer compared with the KT-1000*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2000. **8**(1): p. 36-9.
30. Goldfuss, A.J., et al., *Effect of muscular tension on knee stability*. Med Sci Sports, 1973. **5**(4): p. 267-71.
31. Grana, W.A. and Muse, G., *The effect of exercise on laxity in the anterior cruciate ligament deficient knee*. Am J Sports Med, 1988. **16**(6): p. 586-8.
32. Gupte, C.M., et al., *A review of the function and biomechanics of the meniscolfemoral ligaments*. Arthroscopy, 2003. **19**(2): p. 161-71.
33. Guskiewicz, K.M., et al., *Effect of ACL Reconstruction and Tibial Rotation on Anterior Knee Laxity*. J Athl Train, 1995. **30**(3): p. 243-6.
34. Hanten, W.P. and Pace, M.B., *Reliability of measuring anterior laxity of the knee joint using a knee ligament arthrometer*. Phys Ther, 1987. **67**(3): p. 357-9.
35. Hewett, T.E., et al., *Diagnosis of complete and partial posterior cruciate ligament ruptures. Stress radiography compared with KT-1000 arthrometer and posterior drawer testing*. Am J Sports Med, 1997. **25**(5): p. 648-55.

36. Highgenboten, C.L., et al., *Genucom, KT-1000, and Stryker knee laxity measuring device comparisons. Device reproducibility and interdevice comparison in asymptomatic subjects.* Am J Sports Med, 1989. **17**(6): p. 743-6.
37. Hochstein, P., et al., *Diagnostic and incidence of the rupture of the posterior cruciate ligament.* Unfallchirurg, 1999. **102**(10): p. 753-62.
38. Hsieh, H.H. and Walker, P.S., *Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint.* J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(1): p. 87-93.
39. Huber, F.E., et al., *Intratester and intertester reliability of the KT-1000 arthrometer in the assessment of posterior laxity of the knee.* Am J Sports Med, 1997. **25**(4): p. 479-85.
40. Jacobsen, K., *Gonylaxometry. Stress radiographic measurement of passive stability in the knee joints of normal subjects and patients with ligament injuries. Accuracy and range of application.* Acta Orthop Scand Suppl, 1981. **194**: p. 1-263.
41. Jonsson, T., et al., *Clinical diagnosis of ruptures of the anterior cruciate ligament: a comparative study of the Lachman test and the anterior drawer sign.* Am J Sports Med, 1982. **10**(2): p. 100-2.
42. Jorn, L.P., et al., *Simultaneous measurements of sagittal knee laxity with an external device and radiostereometric analysis.* J Bone Joint Surg Br, 1998. **80**(1): p. 169-72.
43. Jung, H.J., et al., *Role of biomechanics in the understanding of normal, injured, and healing ligaments and tendons.* Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol, 2009. **1**(1): p. 9.
44. Katz, J.W. and Fingerroth, R.J., *The diagnostic accuracy of ruptures of the anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shift test in acute and chronic knee injuries.* Am J Sports Med, 1986. **14**(1): p. 88-91.
45. King, J.B. and Kumar, S.J., *The Stryker knee arthrometer in clinical practice.* Am J Sports Med, 1989. **17**(5): p. 649-50.
46. Kocher, M.S., et al., *Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction.* Am J Sports Med, 2004. **32**(3): p. 629-34.
47. Kohn, D., *Das Knie.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000.
48. Krudwig, W.K., et al., *Posterolateral aspect and stability of the knee joint. II. Posterolateral instability and effect of isolated and combined posterolateral reconstruction on knee stability: a biomechanical study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2002. **10**(2): p. 91-5.
49. Lam, M.H., et al., *Knee stability assessment on anterior cruciate ligament injury: Clinical and biomechanical approaches.* Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol, 2009. **1**(1): p. 20.
50. Lorbach, O., et al., *Objective measurement devices to assess static rotational knee laxity: focus on the Rotameter.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(4): p. 639-44.
51. Margheritini, F., et al., *Stress radiography for quantifying posterior cruciate ligament deficiency.* Arthroscopy, 2003. **19**(7): p. 706-11.

52. Markolf, K.L., et al., *The role of joint load in knee stability*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63**(4): p. 570-85.
53. Markolf, K.L., et al., *Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study*. J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(5): p. 583-94.
54. Marshall, J.L., et al., *The biceps femoris tendon and its functional significance*. J Bone Joint Surg Am, 1972. **54**(7): p. 1444-50.
55. Marshall, J.L., et al., *The anterior drawer sign: what is it?* J Sports Med, 1975. **3**(4): p. 152-8.
56. Mathiak, G., et al., *[Examinations with the KT-1000 knee arthrometer in injuries of the posterior cruciate ligament in comparison with stress roentgen images in the Scheuba positioning device]*. Unfallchirurgie, 1995. **21**(3): p. 118-23.
57. Maynard, M.J., et al., *The popliteofibular ligament. Rediscovery of a key element in posterolateral stability*. Am J Sports Med, 1996. **24**(3): p. 311-6.
58. Mayr, H.O. und Stöhr, A., *Aktueller Stand der instrumentellen Messung der Knielaxität*. Arthroscopie, 2010. **23**(1).
59. Muellner, T., et al., *Inter- and intratester comparison of the Rolimeter knee tester: effect of tester's experience and the examination technique*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2001. **9**(5): p. 302-6.
60. Musahl, V., et al., *The role of static and dynamic rotatory laxity testing in evaluating ACL injury*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(4): p. 603-12.
61. Natri, A., et al., *Primary repair plus intra-articular iliotibial band augmentation in the treatment of an acute anterior cruciate ligament rupture. A follow-up study of 70 patients*. Arch Orthop Trauma Surg, 1996. **115**(1): p. 22-7.
62. Neuschwander, D.C., et al., *Comparison of anterior laxity measurements in anterior cruciate deficient knees with two instrumented testing devices*. Orthopedics, 1990. **13**(3): p. 299-302.
63. Noyes, F.R., et al., *Current concepts review. The definitions of terms for motion and position of the knee and injuries of the ligaments*. J Bone Joint Surg Am, 1989. **71**(3): p. 465-72.
64. Olsen, O.E., et al., *Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis*. Am J Sports Med, 2004. **32**(4): p. 1002-12.
65. Papandreu, M.G., et al., *Inter-rater reliability of Rolimeter measurements between anterior cruciate ligament injured and normal contra lateral knees*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. **13**(7): p. 592-7.
66. Parolie, J.M. and Bergfeld, J.A., *Long-term results of nonoperative treatment of isolated posterior cruciate ligament injuries in the athlete*. Am J Sports Med, 1986. **14**(1): p. 35-8.
67. Petersen, W., et al., *Verletzungen des vorderen Kreuzbandes: Von der Prävention zur Therapie*. Zeitschrift für die orthopädische und unfallchirurgische Praxis (OUP), 2012. **1**(6).

68. Petersen, W., et al., *Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei weiblichen Athleten. Teil 1: Epidemiologie, Verletzungsmechanismen und Ursachen*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 2005. **56**(6): p. 151-156.
69. Petersen, W. and Zantop, T., *Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **454**: p. 35-47.
70. Pollet, V., et al., *The role of the Rolimeter in quantifying knee instability compared to the functional outcome of ACL-reconstructed versus conservatively-treated knees*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. **13**(1): p. 12-8.
71. Pugh, L., et al., *Current concepts in instrumented knee-laxity testing*. Am J Sports Med, 2009. **37**(1): p. 199-210.
72. Rangger, C., et al., *Diagnosis of an ACL disruption with KT-1000 arthrometer measurements*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1993. **1**(1): p. 60-6.
73. Richter, M., et al., *Primary repair for posterior cruciate ligament injuries. An eight-year followup of fifty-three patients*. Am J Sports Med, 1996. **24**(3): p. 298-305.
74. Riederman, R., et al., *Reproducibility of the knee signature system*. Am J Sports Med, 1991. **19**(6): p. 660-4.
75. Rosenberg, T.D. and Rasmussen, G.L., *The function of the anterior cruciate ligament during anterior drawer and Lachman's testing. An in vivo analysis in normal knees*. Am J Sports Med, 1984. **12**(4): p. 318-22.
76. Rozzi, S.L., et al., *Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players*. Am J Sports Med, 1999. **27**(3): p. 312-9.
77. Rubinstein, R.A., Jr., et al., *The accuracy of the clinical examination in the setting of posterior cruciate ligament injuries*. Am J Sports Med, 1994. **22**(4): p. 550-7.
78. Schmickal, T. und Schuh, A., *Diagnostik und Therapie der vorderen Kreuzbandruptur, "Schubladendenken" reicht nicht*. Orthopädie&Rheuma, 2011. **14**(10).
79. Schünke, M., et al., *Prometheus Lernatlas der Anatomie, Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2007.
80. Schuster, A.J., et al., *A new mechanical testing device for measuring anteroposterior knee laxity*. Am J Sports Med, 2004. **32**(7): p. 1731-5.
81. Sernert, N., et al., *Evaluation of the reproducibility of the KT-1000 arthrometer*. Scand J Med Sci Sports, 2001. **11**(2): p. 120-5.
82. Sommerlath, K. and Gillquist, J., *Mechanical Stability Tests*. American Journal of Sports Medicine, 1989. **17**: p. 708.
83. Sommerlath, K., et al., *The long-term course after treatment of acute anterior cruciate ligament ruptures. A 9 to 16 year followup*. Am J Sports Med, 1991. **19**(2): p. 156-62.
84. Strobel, M. und Neumann, H.-S., *Instrumentelle Stabilitätsbestimmung des Kniegelenkes: experimentelle und klinische Untersuchungen*. Der Unfallchirurg, Springer, Berlin, Vol. 256. 1996.
85. Strobel, M.J. und Zantop, T., *Vorderes Kreuzband: Anatomie, Diagnostik und Operationstechnik*. Endo Press, Tuttlingen, 2010.

86. Voos, J.E., et al., *Posterior cruciate ligament: anatomy, biomechanics, and outcomes*. Am J Sports Med, 2012. **40**(1): p. 222-31.
87. Wiertsema, S.H., et al., *Reliability of the KT1000 arthrometer and the Lachman test in patients with an ACL rupture*. Knee, 2008. **15**(2): p. 107-10.
88. Wroble, R.R., et al., *Reproducibility of Genucom knee analysis system testing*. Am J Sports Med, 1990. **18**(4): p. 387-95.
89. Wroble, R.R. and Lindenfeld, T.N., *The stabilized Lachman test*. Clin Orthop Relat Res, 1988(237): p. 209-12.
90. Wroble, R.R., et al., *Repeatability of the KT-1000 arthrometer in a normal population*. Am J Sports Med, 1990. **18**(4): p. 396-9.
91. Zantop, T., et al., *The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation*. Am J Sports Med, 2007. **35**(2): p. 223-7.

## 10 Anhang

### 10.1 Anhangsverzeichnis

10.1	Anhangsverzeichnis .....	98
10.2	Legende .....	99
10.3	Probanden (KLT vs. Rolimeter) .....	100
10.4	VKB-Ruptur (KLT vs. Rolimeter) .....	101
10.5	VKB-Rekonstruktion (KLT vs. Rolimeter) .....	103
10.6	VKB Narkose (KLT vs. Rolimeter) .....	104
10.7	Vergleich mit und ohne Narkose (KLT und Rolimeter) .....	105
10.8	VKB-Ruptur (KLT vs. KT-1000) .....	107
10.9	Gemischtes Patientengut (KLT vs. KT-1000) .....	107
10.10	Vergleich Messung KLT vs. Schätzung Assistenzarzt .....	108
10.11	Vergleich Messung KLT vs. geh. Röntgenaufnahme(HKB-Ruptur) .....	109

## 10.2 Legende

$\Delta$	Differenz
geh. RÖ	gehaltene Röntgenaufnahme
HSL	hintere Schublade
i	intakt
iN	intakt (Narkoseuntersuchung)
KLT	Knielaxizitäts-Tensiometer
li	links
m	männlich
re	rechts
Roli	Rolimeter
SSD	Seit-zu-Seit-Differenz
v	verletzt
vN	verletzt (Narkoseuntersuchung)
w	weiblich

alle Werte in Millimeter (mm)

### 10.3 Probanden (KLT vs. Rolimeter)

	Geschlecht	Alter	KLT_re	Rolimeter_re	KLT_li	Rolimeter_li	KLT_re-Rolimeter_re	KLT_li-Rolimeter_li	SSD_KLT(1)	SSD_Rol(2)	SSD_1-SSD_2
1	m	25	4.7	4	5.3	4	0.7	1.3	-0.6	0	-0.60
2	m	27	6.6	4	5.2	5	2.6	0.2	1.4	-1	2.40
3	w	23	8	6	8.7	7	2	1.7	-0.7	-1	0.30
4	w	58	7.7	7	7.9	7	0.7	0.9	-0.2	0	-0.20
5	m	56	5.7	4	6.5	5	1.7	1.5	-0.8	-1	0.20
6	m	32	8.5	7	8.2	6	1.5	2.2	0.3	1	-0.70
7	w	24	9.5	7	7.2	5	2.5	2.2	2.3	2	0.30
8	w	25	9.8	7	6.8	5	2.8	1.8	3.0	2	1.00
9	w	24	7.6	5	8.2	6	2.6	2.2	-0.6	-1	0.40
10	w	25	7.3	6	5.3	4	1.3	1.3	2.0	2	0.00
11	w	43	8.5	7	8	7	1.5	1	0.5	0	0.50
12	m	46	5.5	4	5.5	4	1.5	1.5	0.0	0	0.00
13	m	54	5.2	4	7	7	1.2	0	-1.8	-3	1.20
14	m	72	9.2	9	11.2	9	0.2	2.2	-2.0	0	-2.00
15	w	43	7.5	6	6.5	5	1.5	1.5	1.0	1	0.00
16	m	23	6.5	6	8	7	0.5	1	-1.5	-1	-0.50
17	m	48	8.8	6	8	7	2.8	1	0.8	-1	1.80
18	m	18	4.5	4	6	6	0.5	0	-1.5	-2	0.50
19	w	68	5	4	7	5	1	2	-2.0	-1	-1.00
20	m	34	7.5	5	8	6	2.5	2	-0.5	-1	0.50
21	w	72	10	8	9	8	2	1	1.0	0	1.00
22	w	18	7.5	6	8	7	1.5	1	-0.5	-1	0.50
23	w	50	9	7	9.5	7	2	2.5	-0.5	0	-0.50
24	m	35	7	6	6.5	4	1	2.5	0.5	2	-1.50
25	m	40	7.5	5	9	8	2.5	1	-1.5	-3	1.50
26	m	57	7.5	6	9.5	7	1.5	2.5	-2.0	-1	-1.00
27	m	41	7	6	6.5	5	1	1.5	0.5	1	-0.50
28	m	71	5.5	5	4.3	4	0.5	0.3	1.2	1	0.20
29	w	72	5	4	6	5	1	1	-1.0	-1	0.00
30	m	40	4.5	4	7	5	0.5	2	-2.5	-1	-1.50
31	m	26	6	5	7	6	1	1	-1.0	-1	0.00
32	w	44	8.5	7	8	6	1.5	2	0.5	1	-0.50
33	w	60	6	5	6	5	1	1	0.0	0	0.00
34	m	40	7.5	7	8	7	0.5	1	-0.5	0	-0.50
35	w	12	6.5	6	7	6	0.5	1	-0.5	0	-0.50
36	w	65	9.5	8	9.5	8	1.5	1.5	0.0	0	0.00
37	m	42	8.5	8	9.5	7	0.5	2.5	-1.0	1	-2.00
38	m	70	5	5	5.5	5	0	0.5	-0.5	0	-0.50
39	m	55	6	5	6	5	1	1	0.0	0	0.00
40	m	38	7.5	6	7.5	6	1.5	1.5	0.0	0	0.00
41	w	52	8	6	8	6	2	2	0.0	0	0.00
42	w	41	7.5	6	6.8	5	1.5	1.8	0.7	1	-0.30
43	m	27	8	7	6.5	5	1	1.5	1.5	2	-0.50
44	m	63	5	4	6.5	5	1	1.5	-1.5	-1	-0.50
45	m	33	7.5	5	8	6	2.5	2	-0.5	-1	0.50
46	m	21	6	5	9	7	1	2	-3.0	-2	-1.00
47	w	36	6	5	8.5	7	1	1.5	-2.5	-2	-0.50
48	w	24	8.5	6	7.8	6	2.5	1.8	0.7	0	0.70
49	w	24	4.5	4	6.4	6	0.5	0.4	-1.9	-2	0.10
50	w	24	5.8	5	8.5	6	0.8	2.5	-2.7	-1	-1.70
51	m	26	4.5	3	4.6	3	1.5	1.6	-0.1	0	-0.10
52	m	23	4	4	3.5	3	0	0.5	0.5	1	-0.50
53	w	23	5.6	5	4.9	4	0.6	0.9	0.7	1	-0.30
54	w	21	4.8	4	6.7	6	0.8	0.7	-1.9	-2	0.10
55	w	24	3.8	4	4.2	4	-0.2	0.2	-0.4	0	-0.40
56	w	24	7.9	7	8.3	7	0.9	1.3	-0.4	0	-0.40
57	w	25	5.8	5	4.8	4	0.8	0.8	1.0	1	0.00
58	m	27	4.8	4	7.4	7	0.8	0.4	-2.6	-3	0.40
59	m	25	5.2	6	4.6	5	-0.8	-0.4	0.6	1	-0.40
60	m	27	5.5	6	6.5	5	-0.5	1.5	-1.0	1	-2.00
61	m	27	5.2	5	6.8	6	0.2	0.8	-1.6	-1	-0.60
62	w	24	5.5	5	4.8	5	0.5	-0.2	0.7	0	0.70
63	w	27	3.8	3	4.3	4	0.8	0.3	-0.5	-1	0.50
64	w	25	5.5	4	6.5	5	1.5	1.5	-1.0	-1	0.00
65	w	23	8.5	7	7.5	5	1.5	2.5	1.0	2	-1.00
66	w	25	8.2	6	6.8	5	2.2	1.8	1.4	1	0.40
67	w	24	5.2	4	6.1	6	1.2	0.1	-0.9	-2	1.10
68	w	23	4.5	4	4.2	4	0.5	0.2	0.3	0	0.30
69	w	25	7.3	7	7.7	6	0.3	1.7	-0.4	1	-1.40
70	m	30	6.8	7	5.5	5	-0.2	0.5	1.3	2	-0.70
<b>Mittelwert</b>		37	6.63	5.49	6.94	5.66	1.15	1.28	-0.30	-0.17	-0.13
<b>Maximum</b>		72	10.00	9.00	11.20	9.00	2.80	2.50	3.00	2.00	2.40
<b>Minimum</b>		12	3.80	3.00	3.50	3.00	-0.80	-0.40	-3.00	-3.00	-2.00
<b>Standardabweichung</b>			1.62	1.33	1.57	1.25	0.82	0.75	1.26	1.26	0.84

## 10.4 VKB-Ruptur (KLT vs. Rolimeter)

	Geschlecht	Alter	KLT_i	Rolimeter_i	KLT_v	Rolimeter_v	KLT_i-Roll_i	KLT_v-Roll_v	SSD_KLT(1)	SSD_Roll(2)	SSD_1-SSD_2
1	m	15	7.2	6	11	10	1.2	1	3.8	4	-0.20
2	m	21	10.7	9	14.8	13	1.7	1.8	4.1	4	0.10
3	m	67	6.8	5	10.4	8	1.8	2.4	3.6	3	0.60
4	w	18	6.1	5	13.3	11	1.1	2.3	7.2	6	1.20
5	m	32	7.3	5	10	9	2.3	1	2.7	4	-1.30
6	m	39	6.7	6	13.6	13	0.7	0.6	6.9	7	-0.10
7	m	23	9.2	7	10.5	8	2.2	2.5	1.3	1	0.30
8	w	59	8.8	7	16	12	1.8	4	7.2	5	2.20
9	m	38	7	7	11	10	0	1	4	3	1.00
10	m	46	12	10	17	14	2	3	5	4	1.00
11	m	12	13.8	10	13.5	9	3.8	4.5	-0.3	-1	0.70
12	m	44	9	7	11.8	9	2	2.8	2.8	2	0.80
13	m	40	11	9	15	13	2	2	4	4	0.00
14	w	43	8.2	7	11	9	1.2	2	2.8	2	0.80
15	m	35	12.8	10	15.5	11	2.8	4.5	2.7	1	1.70
16	w	73	10	9	13	12	1	1	3	3	0.00
17	w	38	7.5	6	9	6.5	1.5	2.5	1.5	0.5	1.00
18	m	48	9.8	8	12.5	11	1.8	1.5	2.7	3	-0.30
19	m	37	7.5	6	9.5	8	1.5	1.5	2	2	0.00
20	w	58	5.1	5	9	8	0.1	1	3.9	3	0.90
21	w	22	8.5	7	14.5	11	1.5	3.5	6	4	2.00
22	w	15	6.8	6	12	10	0.8	2	5.2	4	1.20
23	m	46	11	9	15	13	2	2	4	4	0.00
24	m	44	9.3	8	13.6	11	1.3	2.6	4.3	3	1.30
25	m	34	12.7	11	12	10	1.7	2	-0.7	-1	0.30
26	w	56	8.5	7	10.5	9.5	1.5	1	2	2.5	-0.50
27	m	20	12.5	10	16	13	2.5	3	3.5	3	0.50
28	m	43	9.5	8	17.5	13	1.5	4.5	8	5	3.00
29	m	18	8.5	7	14.5	12	1.5	2.5	6	5	1.00
30	m	34	5	4	10	9	1	1	5	5	0.00
31	m	24	8.5	6	8.5	6	2.5	2.5	0	0	0.00
32	m	41	10	9	12.5	10	1	2.5	2.5	1	1.50
33	w	17	6.2	5	8.3	7	1.2	1.3	2.1	2	0.10
34	m	18	5.6	3	8.7	6	2.6	2.7	3.1	3	0.10
35	m	42	8.5	7	12.5	11	1.5	1.5	4	4	0.00
36	m	21	15	12	16	12	3	4	1	0	1.00
37	m	43	8.5	7	12.5	10	1.5	2.5	4	3	1.00
38	w	22	7.5	6	15.5	13	1.5	2.5	8	7	1.00
39	w	50	11	10	19.5	14	1	5.5	8.5	4	4.50
40	m	39	10.3	8	13	12	2.3	1	2.7	4	-1.30
41	m	34	9.3	8	13.5	12	1.3	1.5	4.2	4	0.20
42	m	43	10.5	9	13	11	1.5	2	2.5	2	0.50
43	m	45	10.4	9	17.5	15	1.4	2.5	7.1	6	1.10
44	m	46	10.5	10	13.5	12	0.5	1.5	3	2	1.00
45	w	52	5.5	4	8	7	1.5	1	2.5	3	-0.50
46	w	23	4.6	3	7.8	6	1.6	1.8	3.2	3	0.20
47	w	41	5.6	4	8	7	1.6	1	2.4	3	-0.60
48	m	29	5.6	4	13	10	1.6	3	7.4	6	1.40
49	m	39	7	6	10	8	1	2	3	2	1.00
50	w	36	7.3	6	10.5	8	1.3	2.5	3.2	2	1.20
51	w	17	7.8	6	10	8	1.8	2	2.2	2	0.20
52	m	44	5.5	4	10.6	8	1.5	2.6	5.1	4	1.10
53	m	73	7.3	6	10.5	8	1.3	2.5	3.2	2	1.20
54	m	43	10.3	8	14.3	12	2.3	2.3	4	4	0.00
55	w	22	8.3	6	10.4	9	2.3	1.4	2.1	3	-0.90
56	w	27	5.3	3	8	6	2.3	2	2.7	3	-0.30
57	m	42	5.2	3	8.4	8	2.2	0.4	3.2	5	-1.80
58	m	30	10	8	15	12	2	3	5	4	1.00
59	w	48	7.5	5	14	12	2.5	2	6.5	7	-0.50
60	m	47	8.5	7	15	12	1.5	3	6.5	5	1.50
61	w	47	8.5	6	12.8	10	2.5	2.8	4.3	4	0.30
62	m	38	7.5	6	14.7	12	1.5	2.7	7.2	6	1.20
63	m	41	7.8	5	13	11	2.8	2	5.2	6	-0.80
64	w	32	6.7	5	13	12	1.7	1	6.3	7	-0.70
65	w	19	5.5	5	19	16	0.5	3	13.5	11	2.50
66	m	45	14.5	12	13	11	2.5	2	-1.5	-1	-0.50
67	m	32	11.5	9	18.5	15	2.5	3.5	7	6	1.00
68	m	41	12.5	11	17.5	16	1.5	1.5	5	5	0.00
69	m	17	8.5	7	12	8	1.5	4	3.5	1	2.50
70	m	41	8	7	10	8	1	2	2	1	1.00
71	w	14	6.5	4	12.5	10	2.5	2.5	6	6	0.00
72	m	54	8.5	7	7.5	7	1.5	0.5	-1	0	-1.00
73	w	22	7.5	6	10.5	9	1.5	1.5	3	3	0.00
74	w	42	6	5	10	8	1	2	4	3	1.00
75	m	47	10	7	12.5	10	3	2.5	2.5	3	-0.50
76	m	43	7.5	6	7.5	6	1.5	1.5	0	0	0.00
77	m	27	9	7	11	9	2	2	2	2	0.00
78	m	38	10	8	16	13	2	3	6	5	1.00
79	m	39	11.5	9	16.5	13	2.5	3.5	5	4	1.00
80	w	29	12	10	17	15	2	2	5	5	0.00

81	w	21	4	3	10	7	1	3	6	4	2.00
82	w	42	6.8	5	10.5	8	1.8	2.5	3.7	3	0.70
83	w	34	8.5	8	16	10	0.5	6	7.5	2	5.50
84	w	27	7.5	6	12	10	1.5	2	4.5	4	0.50
85	w	46	7	6	10	7	1	3	3	1	2.00
86	m	48	5	4	10	7	1	3	5	3	2.00
87	w	18	3.5	2	7	6	1.5	1	3.5	4	-0.50
88	m	44	9.8	7	17	15	2.8	2	7.2	8	-0.80
89	w	60	10	9	12.5	10	1	2.5	2.5	1	1.50
90	w	49	6	4	10	8	2	2	4	4	0.00
91	w	46	7	6	7.5	6	1	1.5	0.5	0	0.50
92	m	57	7	6	12.5	11	1	1.5	5.5	5	0.50
93	m	46	6	5	6	5	1	1	0	0	0.00
94	w	47	8.2	6	12.5	10	2.2	2.5	4.3	4	0.30
95	m	44	10	9	15	15	1	0	5	6	-1.00
96	m	24	4	4	10	7	0	3	6	3	3.00
97	m	32	7.5	6	12.8	11	1.5	1.8	5.3	5	0.30
98	w	35	5	4	8.5	6	1	2.5	3.5	2	1.50
99	m	34	7.5	7	11	11	0.5	0	3.5	4	-0.50
100	m	33	8	7	10	8	1	2	2	1	1.00
101	m	38	7	5	7.5	5	2	2.5	0.5	0	0.50
102	m	45	8	7	9.5	8	1	1.5	1.5	1	0.50
103	m	23	7.5	6	14.8	12	1.5	2.8	7.3	6	1.30
104	m	19	8.5	7	13	10	1.5	3	4.5	3	1.50
105	w	48	7.5	7	15	12	0.5	3	7.5	5	2.50
106	m	33	7	6	11	9	1	2	4	3	1.00
107	w	51	12.5	10	12	10	2.5	2	-0.5	0	-0.50
108	w	28	7	6	7	6	1	1	0	0	0.00
109	m	32	8.5	6	10.5	8	2.5	2.5	2	2	0.00
110	m	40	6	6	9.5	8	0	1.5	3.5	2	1.50
111	w	48	9	8	13.5	10	1	3.5	4.5	2	2.50
112	m	46	10	8	13	10	2	3	3	2	1.00
113	m	24	7.5	6	10	8	1.5	2	2.5	2	0.50
114	w	54	8.5	7	12	9	1.5	3	3.5	2	1.50
115	w	46	6	5	7.5	6	1	1.5	1.5	1	0.50
116	m	28	8	6	8	6	2	2	0	0	0.00
117	w	22	8	7	10	8	1	2	2	1	1.00
118	w	33	7.5	7	9	8	0.5	1	1.5	1	0.50
119	w	31	7	5	12	9	2	3	5	4	1.00
120	m	12	10	8	14	11	2	3	4	3	1.00
121	m	30	5.5	4	7.5	5	1.5	2.5	2	1	1.00
122	m	49	7	6	15.5	13	1	2.5	8.5	7	1.50
123	m	42	6	5	13	11	1	2	7	6	1.00
124	m	30	7	5	15.5	13	2	2.5	8.5	8	0.50
125	w	34	11.5	9	12.5	10	2.5	2.5	1	1	0.00
126	m	41	6	4	7	6	2	1	1	2	-1.00
127	m	36	6.8	5	8.5	7	1.8	1.5	1.7	2	-0.30
128	m	31	7.8	6	14.5	12	1.8	2.5	6.7	6	0.70
129	m	31	8	6	10.5	9	2	1.5	2.5	3	-0.50
130	m	40	7.5	6	12	11	1.5	1	4.5	5	-0.50
131	m	42	10	9	11	9	1	2	1	0	1.00
132	w	37	4	4	9	8	0	1	5	4	1.00
133	w	27	8	6	8	6	2	2	0	0	0.00
134	w	23	5	4	11	9	1	2	6	5	1.00
135	m	29	8	7	15.5	12	1	3.5	7.5	5	2.50
136	w	41	9.5	8	15	13	1.5	2	5.5	5	0.50
137	w	70	8	7	11	9	1	2	3	2	1.00
138	w	15	5	4	10	8	1	2	5	4	1.00
139	m	37	5.5	3	9	6	2.5	3	3.5	3	0.50
140	m	22	8	6	11.5	9	2	2.5	3.5	3	0.50
141	w	19	6	5	10	7	1	3	4	2	2.00
142	m	40	4.5	3	8	6	1.5	2	3.5	3	0.50
143	m	31	7.8	6	8.5	7	1.8	1.5	0.7	1	-0.30
144	w	36	5.2	4	6.5	6	1.2	0.5	1.3	2	-0.70
145	m	25	6	4	10	8	2	2	4	4	0.00
146	m	23	8	7	11.5	10	1	1.5	3.5	3	0.50
147	w	38	6	4	10	8	2	2	4	4	0.00
148	m	39	5.6	5	8.1	6	0.6	2.1	2.5	1	1.50
149	m	19	5.5	5	9.8	8	0.5	1.8	4.3	3	1.30
150	m	24	5	4	6.9	5	1	1.9	1.9	1	0.90
151	m	38	6.5	5	11.9	9	1.5	2.9	5.4	4	1.40
152	w	29	4.5	4	11.5	10	0.5	1.5	7	6	1.00
153	w	26	6.5	6	10.5	9	0.5	1.5	4	3	1.00
154	w	44	6.6	6	13	10	0.6	3	6.4	4	2.40
155	w	28	11	9	10.5	9	2	1.5	-0.5	0	-0.50

Mittelwert	36	7.93	6.41	11.74	9.56	1.53	2.18	3.81	3.15	0.65
Maximum	73	15.00	12.00	19.50	16.00	3.80	6.00	13.50	11.00	5.50
Minimum	12	3.50	2.00	6.00	5.00	0.00	0.00	-1.50	-1.00	-1.80
Standardabweichung		2.23	1.99	2.90	2.55	0.68	0.94	2.34	2.06	1.03

## 10.5 VKB-Rekonstruktion (KLT vs. Rolimeter)

	Geschlecht	Alter	KLT_i	Rolimeter_i	KLT_v	Rolimeter_v	KLT_i-Roli_i	KLT_v-Roli_v	SSD_KLT(1)	SSD_Roli(2)	SSD_1-SSD_2
1	m	23	8.5	7	10.4	9	1.5	1.4	1.9	2	-0.10
2	w	47	7.3	6	7.8	6	1.3	1.8	0.5	0	0.50
3	w	59	7.8	6	10.4	9	1.8	1.4	2.6	3	-0.40
4	m	19	5.8	4	7.3	5	1.8	2.3	1.5	1	0.50
5	m	14	11.8	10	18	14	1.8	4	6.2	4	2.20
6	w	38	8	6	12.3	10	2	2.3	4.3	4	0.30
7	m	42	7.2	6	7.5	5	1.2	2.5	0.3	-1	1.30
8	w	23	5	4	7	5	1	2	2	1	1.00
9	w	24	8.5	6.5	12.5	10	2	2.5	4	3.5	0.50
10	w	39	8.5	7	10.5	9	1.5	1.5	2	2	0.00
11	m	58	12.5	10	15.5	12	2.5	3.5	3	2	1.00
12	m	33	12	10	16	12	2	4	4	2	2.00
13	m	29	8.5	7	11	10	1.5	1	2.5	3	-0.50
14	w	29	8.5	7	13.7	12	1.5	1.7	5.2	5	0.20
15	m	59	9.5	8	10.5	8.5	1.5	2	1	0.5	0.50
16	w	33	5.8	5	8.5	7	0.8	1.5	2.7	2	0.70
17	w	46	9	8	10.3	8	1	2.3	1.3	0	1.30
18	m	21	10.5	8	10.5	8	2.5	2.5	0	0	0.00
19	m	20	7.5	5	10.7	7	2.5	3.7	3.2	2	1.20
20	w	25	10.3	8	12.5	11	2.3	1.5	2.2	3	-0.80
21	m	49	11	9	17.5	14	2	3.5	6.5	5	1.50
22	w	19	5	4	8.5	6	1	2.5	3.5	2	1.50
23	m	44	6	4	7.5	5	2	2.5	1.5	1	0.50
24	m	29	8	6	7	6	2	1	-1	0	-1.00
25	m	30	9.5	7	13.5	11	2.5	2.5	4	4	0.00
26	w	31	6.5	5	10.5	8	1.5	2.5	4	3	1.00
27	m	54	8.5	6	12	9	2.5	3	3.5	3	0.50
28	m	32	7.5	5	10	9	2.5	1	2.5	4	-1.50
29	m	20	6	5	7.5	6	1	1.5	1.5	1	0.50
30	m	44	6.8	5	8.5	7	1.8	1.5	1.7	2	-0.30
31	m	34	11	9	6	4	2	2	-5	-5	0.00
32	w	37	8	6	10	8	2	2	2	2	0.00
33	m	25	8	6	9.8	8	2	1.8	1.8	2	-0.20
34	w	47	7	5	8	6	2	2	1	1	0.00
35	w	23	7	6	8	7	1	1	1	1	0.00
36	m	39	6.5	5	7	6	1.5	1	0.5	1	-0.50
37	m	48	5.8	5	12	10	0.8	2	6.2	5	1.20
38	m	45	8.5	7	10	8	1.5	2	1.5	1	0.50
39	w	39	7	5	4.5	4	2	0.5	-2.5	-1	-1.50
40	w	31	9.5	8	11.5	9	1.5	2.5	2	1	1.00
41	w	17	8.5	7	10	8	1.5	2	1.5	1	0.50
42	w	38	9	8	10	7	1	3	1	-1	2.00
43	m	33	7.5	7	10.5	9	0.5	1.5	3	2	1.00
44	m	51	7.5	6	8.5	7	1.5	1.5	1	1	0.00
45	m	50	7.6	6	8.5	7	1.6	1.5	0.9	1	-0.10
46	m	47	8	7	6.5	5	1	1.5	-1.5	-2	0.50
47	m	29	7	5	11	9	2	2	4	4	0.00
48	w	40	6	5	7	5	1	2	1	0	1.00
49	m	28	9.5	8	12	10	1.5	2	2.5	2	0.50
50	m	42	8	6	8	6	2	2	0	0	0.00
51	m	24	6.5	5	10.5	8	1.5	2.5	4	3	1.00
52	w	32	6.5	4	11.5	7	2.5	4.5	5	3	2.00
53	w	21	4.8	4	7.2	6	0.8	1.2	2.4	2	0.40
54	m	55	7.8	6	10.7	9	1.8	1.7	2.9	3	-0.10
<b>Mittelwert</b>		35	7.96	6.31	10.08	7.99	1.65	2.09	2.12	1.69	0.43
<b>Maximum</b>		59	12.50	10.00	18.00	14.00	2.50	4.50	6.50	5.00	2.20
<b>Minimum</b>		14	4.80	4.00	4.50	4.00	0.50	0.50	-5.00	-5.00	-1.50
<b>Standardabweichung</b>			1.76	1.60	2.77	2.35	0.53	0.83	2.08	1.85	0.81

## 10.6 VKB Narkose (KLT vs. Rolimeter)

	Geschlecht	Alter	KLT_i	Rolimeter_i	KLT_v	Rolimeter_v	KLT_i-Roli_i	KLT_v-Roli_v	SSD_KLT(1)	SSD_Roli(2)	SSD_1-SSD_2
1	m	21	9.6	7	13.3	11	2.6	2.3	3.7	4	-0.30
2	m	24	7.8	6	11.8	11	1.8	0.8	4	5	-1.00
3	w	40	8.5	6	12.3	10	2.5	2.3	3.8	4	-0.20
4	w	36	5.5	4	13.2	10	1.5	3.2	7.7	6	1.70
5	m	50	9.5	7	12.8	12	2.5	0.8	3.3	5	-1.70
6	m	32	8.5	7	13.2	11	1.5	2.2	4.7	4	0.70
7	w	15	7.8	6	12.5	10	1.8	2.5	4.7	4	0.70
8	m	40	12.2	10	15.5	12	2.2	3.5	3.3	2	1.30
9	m	20	7	5.5	12	11	1.5	1	5	5.5	-0.50
10	m	34	10.5	8	10.5	8	2.5	2.5	0	0	0.00
11	m	48	5.2	5	17.5	17	0.2	0.5	12.3	12	0.30
12	m	11	11.8	11	14.8	12	0.8	2.8	3	1	2.00
13	m	42	8.3	7	11.5	10	1.3	1.5	3.2	3	0.20
14	m	27	9.5	8	15	13	1.5	2	5.5	5	0.50
15	m	43	7.8	7	10	8	0.8	2	2.2	1	1.20
16	m	41	10	9	13	10	1	3	3	1	2.00
17	m	43	6.5	6	10.3	9	0.5	1.3	3.8	3	0.80
18	m	21	14.3	12	17.5	14	2.3	3.5	3.2	2	1.20
19	w	43	3.3	3	5	4	0.3	1	1.7	1	0.70
20	m	29	6.5	5	11.5	9	1.5	2.5	5	4	1.00
21	m	51	9	7	14.8	12	2	2.8	5.8	5	0.80
22	w	32	6.7	6	12.5	12	0.7	0.5	5.8	6	-0.20
23	w	19	6.2	4	15.5	15	2.2	0.5	9.3	11	-1.70
24	m	47	8.5	8	11	10	0.5	1	2.5	2	0.50
25	w	42	6.5	5	9.5	7	1.5	2.5	3	2	1.00
26	w	21	6	4	10	8	2	2	4	4	0.00
27	m	34	10	9	13	10	1	3	3	1	2.00
28	w	18	5	4	7.5	6	1	1.5	2.5	2	0.50
29	m	44	7	5	11	8	2	3	4	3	1.00
30	w	36	8	6	12.5	11	2	1.5	4.5	5	-0.50
31	m	23	7	6	9.5	8	1	1.5	2.5	2	0.50
32	m	33	7.3	6	10	8	1.3	2	2.7	2	0.70
33	m	45	13	12	14	12	1	2	1	0	1.00
34	m	23	9	8	14	11	1	3	5	3	2.00
35	m	43	10.5	9	15	12	1.5	3	4.5	3	1.50
36	m	19	9	7	13	10	2	3	4	3	1.00
37	m	41	8	7	13.5	10	1	3.5	5.5	3	2.50
38	m	33	7.3	6	11.5	10	1.3	1.5	4.2	4	0.20
39	w	51	12.3	11	12.5	11	1.3	1.5	0.2	0	0.20
40	w	28	7	5	6.5	5	2	1.5	-0.5	0	-0.50
41	m	40	6	6	11.5	9	0	2.5	5.5	3	2.50
42	m	44	6.5	5	7.5	6	1.5	1.5	1	1	0.00
43	m	27	8.5	8	11	9	0.5	2	2.5	1	1.50
44	m	46	10.5	9	13.5	11	1.5	2.5	3	2	1.00
45	w	48	8	7	12	9	1	3	4	2	2.00
46	w	34	10.5	8	12	10	2.5	2	1.5	2	-0.50
47	m	41	6	5	9	8	1	1	3	3	0.00
48	m	36	7.5	6	9	8	1.5	1	1.5	2	-0.50
49	m	31	7.5	6	12	10	1.5	2	4.5	4	0.50
50	w	37	5	4	11	9	1	2	6	5	1.00
51	w	27	6	4	9	8	2	1	3	4	-1.00
52	m	25	7.4	6	12.7	10	1.4	2.7	5.3	4	1.30
53	m	23	7	6	9.5	8	1	1.5	2.5	2	0.50
54	w	36	6	4	9	7	2	2	3	3	0.00
55	m	22	9	8	11.5	9	1	2.5	2.5	1	1.50
56	w	24	5.6	4	8.5	6	1.6	2.5	2.9	2	0.90
57	m	39	5.6	5	8.1	6	0.6	2.1	2.5	1	1.50
58	m	52	7.8	5	17.5	16	2.8	1.5	9.7	11	-1.30
59	m	42	8.8	8	13.2	12	0.8	1.2	4.4	4	0.40
60	w	53	9.2	8	10	9	1.2	1	0.8	1	-0.20
61	m	24	4.3	2	6.5	5	2.3	1.5	2.2	3	-0.80
62	m	38	9	7	12.5	11	2	1.5	3.5	4	-0.50
63	w	41	9.3	7	13	11	2.3	2	3.7	4	-0.30
64	w	29	5.5	4	10.5	10	1.5	0.5	5	6	-1.00
<b>Mittelwert</b>		34	7.97	6.51	11.72	9.77	1.46	1.95	3.75	3.26	0.49
<b>Maximum</b>		53	14.30	12.00	17.50	17.00	2.80	3.50	12.30	12.00	2.50
<b>Minimum</b>		11	3.30	2.00	5.00	4.00	0.00	0.50	-0.50	0.00	-1.70
<b>Standardabweichung</b>			2.15	2.09	2.61	2.49	0.65	0.82	2.17	2.40	0.98

## 10.7 Vergleich mit und ohne Narkose (KLT und Rolimeter)

	Geschlecht	Alter	KLT_i	Rolimeter_i	KLT_v	Rolimeter_v	KLT_iN	Rolimeter_iN	KLT_vN	Rolimeter_vN
1	m	21	10.7	9	14.8	13	9.6	7	13.3	11
2	w	15	6.8	6	12	10	7.8	6	12.5	10
3	m	34	12.7	11	12	10	10.5	8	10.5	8
4	m	43	9.5	8	17	13	7.8	7	10	8
5	m	41	10	9	12.5	10	10	9	13	10
6	m	43	8.5	7	12.5	10	6.5	5	10.3	9
7	w	32	6.7	5	13	12	6.7	6	12.5	12
8	w	19	5.5	5	19	16	6.2	4	15.5	15
9	w	42	6.8	5	10.5	8	6.5	5	9.5	7
10	w	21	4	3	10	7	6	4	10	8
11	m	34	9.3	8	13.5	12	10	9	13	10
12	w	18	3.5	2	7	6	5	4	7.5	6
13	m	44	5.5	4	10.6	8	7	5	11	8
14	m	33	8	7	10	8	7.3	6	10	8
15	m	45	14.5	12	13	11	13	12	14	12
16	m	23	7.5	6	14.8	12	9	8	14	11
17	m	43	10.5	9	13	11	10.5	9	15	12
18	m	19	8.5	7	13	10	9	7	13	10
19	m	33	7	6	11	9	7.3	6	11.5	10
20	w	51	12.5	10	12	10	12.3	11	12.5	11
21	w	28	7	6	7	6	7	5	6.5	5
22	m	40	6	6	9.5	8	6	6	11.5	9
23	m	44	6	4	7.5	5	6.5	5	7.5	6
24	m	27	7.5	6	10	8	8.5	8	11	9
25	m	46	10	8	13	10	10.5	9	13.5	11
26	w	48	9	8	13.5	10	8	7	12	9
27	w	34	11.5	9	12.5	10	10.5	8	12	10
28	m	41	6	4	8	6	6	5	9	8
29	m	36	6.8	5	8.5	7	7.5	6	9	8
30	m	31	7.8	6	14.5	12	7.5	6	12	10
31	w	37	4	4	9	8	5	4	11	9
32	w	27	7.5	6	12	10	6	4	9	8
33	m	25	6	4	10	8	7.4	6	12.7	10
34	m	23	8	7	11.5	10	7	6	9.5	8
35	w	36	6	4	10	8	6	4	9	7
36	m	39	5.6	5	8.1	6	7.5	6	9.5	7
37	m	24	5	4	6.9	5	4.3	2	6.5	5
38	m	38	6.5	5	11.9	9	9	7	12.5	11
39	w	41	9.5	8	15	13	9.3	7	13	11
40	w	29	4.5	4	11.5	10	5.5	4	10.5	10
<b>Mittelwert</b>		34	7.71	6.30	11.53	9.38	7.83	6.33	11.15	9.18
<b>Maximum</b>		51	14.50	12.00	19.00	16.00	13.00	12.00	15.50	15.00
<b>Minimum</b>		15	3.50	2.00	6.90	5.00	4.30	2.00	6.50	5.00
<b>Standardabweichung</b>			2.51	2.24	2.71	2.44	2.01	2.06	2.20	2.06

KLT_i-KLT_IN	Roli_i-Roli_IN	KLT_v-KLT_vN	Roli_v-Roli_vN	SSD_KLT(1)	SSD_KLT_N(1)	SSD_Roli(2)	SSD_Roli_N(2)	SSD_1-SSD_1_N	SSD_2-SSD_2_N
1.1	2	1.5	2	4.1	3.7	4	4	0.40	0.00
-1	0	-0.5	0	5.2	4.7	4	4	0.50	0.00
2.2	3	1.5	2	-0.7	0	-1	0	-0.70	-1.00
1.7	1	7	5	7.5	2.2	5	1	5.30	4.00
0	0	-0.5	0	2.5	3	1	1	-0.50	0.00
2	2	2.2	1	4	3.8	3	4	0.20	-1.00
0	-1	0.5	0	6.3	5.8	7	6	0.50	1.00
-0.7	1	3.5	1	13.5	9.3	11	11	4.20	0.00
0.3	0	1	1	3.7	3	3	2	0.70	1.00
-2	-1	0	-1	6	4	4	4	2.00	0.00
-0.7	-1	0.5	2	4.2	3	4	1	1.20	3.00
-1.5	-2	-0.5	0	3.5	2.5	4	2	1.00	2.00
-1.5	-1	-0.4	0	5.1	4	4	3	1.10	1.00
0.7	1	0	0	2	2.7	1	2	-0.70	-1.00
1.5	0	-1	-1	-1.5	1	-1	0	-2.50	-1.00
-1.5	-2	0.8	1	7.3	5	6	3	2.30	3.00
0	0	-2	-1	2.5	4.5	2	3	-2.00	-1.00
-0.5	0	0	0	4.5	4	3	3	0.50	0.00
-0.3	0	-0.5	-1	4	4.2	3	4	-0.20	-1.00
0.2	-1	-0.5	-1	-0.5	0.2	0	0	-0.70	0.00
0	1	0.5	1	0	-0.5	0	0	0.50	0.00
0	0	-2	-1	3.5	5.5	2	3	-2.00	-1.00
-0.5	-1	0	-1	1.5	1	1	1	0.50	0.00
-1	-2	-1	-1	2.5	2.5	2	1	0.00	1.00
-0.5	-1	-0.5	-1	3	3	2	2	0.00	0.00
1	1	1.5	1	4.5	4	2	2	0.50	0.00
1	1	0.5	0	1	1.5	1	2	-0.50	-1.00
0	-1	-1	-2	2	3	2	3	-1.00	-1.00
-0.7	-1	-0.5	-1	1.7	1.5	2	2	0.20	0.00
0.3	0	2.5	2	6.7	4.5	6	4	2.20	2.00
-1	0	-2	-1	5	6	4	5	-1.00	-1.00
1.5	2	3	2	4.5	3	4	4	1.50	0.00
-1.4	-2	-2.7	-2	4	5.3	4	4	-1.30	0.00
1	1	2	2	3.5	2.5	3	2	1.00	1.00
0	0	1	1	4	3	4	3	1.00	1.00
-1.9	-1	-1.4	-1	2.5	2	1	1	0.50	0.00
0.7	2	0.4	0	1.9	2.2	1	3	-0.30	-2.00
-2.5	-2	-0.6	-2	5.4	3.5	4	4	1.90	0.00
0.2	1	2	2	5.5	3.7	5	4	1.80	1.00
-1	0	1	0	7	5	6	6	2.00	0.00
-0.12	-0.03	0.38	0.20	3.82	3.32	3.08	2.85	0.50	0.23
2.20	3.00	7.00	5.00	13.50	9.30	11.00	11.00	5.30	4.00
-2.50	-2.00	-2.70	-2.00	-1.50	-0.50	-1.00	0.00	-2.50	-2.00
1.13	1.27	1.77	1.45	2.67	1.84	2.30	2.05	1.53	1.25

## 10.8 VKB-Ruptur (KLT vs. KT-1000)

	Geschlecht	Alter	KLT_i	KT1000_i	KLT_v	KT1000_v	KLT_i-KT1000_i	KLT_v-KT1000_v	SSD_KLT(1)	SSD_KT1000(2)	SSD_1-SSD_2
1	m	39	5.6	6	8.1	7	-0.4	1.1	2.5	1	1.50
2	m	25	5.5	6	9.8	8	-0.5	1.8	4.3	2	2.30
3	w	28	4.5	6	11.5	13	-1.5	-1.5	7	7	0.00
4	m	24	5	6	6.9	7	-1	-0.1	1.9	1	0.90
5	m	38	6.5	6	11.9	12	0.5	-0.1	5.4	6	-0.60
6	w	33	6.5	7	10.5	10	-0.5	0.5	4	3	1.00
7	w	51	6.6	8	13	11	-1.4	2	6.4	3	3.40
8	w	21	11	11	10.5	10	0	0.5	-0.5	-1	0.50
9	m	31	9	8	12.5	11	1	1.5	3.5	3	0.50
10	w	48	10.5	12	13.5	13	-1.5	0.5	3	1	2.00
11	m	34	9	10	17	16	-1	1	8	6	2.00
12	m	33	5	4	12	14	1	-2	7	10	-3.00
13	m	38	9.5	10	14	13	-0.5	1	4.5	3	1.50
14	m	25	5.5	5	14	13	0.5	1	8.5	8	0.50
15	m	40	7.4	7	12	12	0.4	0	4.6	5	-0.40
16	m	26	10	10	12.5	10	0	2.5	2.5	0	2.50
17	m	31	8.5	7	12	10	1.5	2	3.5	3	0.50
<b>Mittelwert</b>		33	7.39	7.59	11.86	11.18	-0.20	0.69	4.48	3.59	0.89
<b>Maximum</b>		51	11.00	12.00	17.00	16.00	1.50	2.50	8.50	10.00	3.40
<b>Minimum</b>		21	4.50	4.00	6.90	7.00	-1.50	-2.00	-0.50	-1.00	-3.00
<b>Standardabweichung</b>			2.13	2.27	2.34	2.46	0.92	1.20	2.36	3.00	1.47

## 10.9 Gemischtes Patientengut (KLT vs. KT-1000)

	Geschlecht	Alter	KLT_i	KT1000_i	KLT_v	KT1000_v	KLT_i-KT1000_i	KLT_v-KT1000_v	SSD_KLT(1)	SSD_KT1000(2)	SSD_1-SSD_2
1	m	53	6.4	6	6.9	7	0.4	-0.1	0.5	1	-0.50
2	m	24	6.5	7	10.5	9	-0.5	1.5	4	2	2.00
3	m	30	6.8	7	5.5	4	-0.2	1.5	-1.3	-3	1.70
4	m	27	8.6	8	9.2	8	0.6	1.2	0.6	0	0.60
5	w	32	6.5	6	11.5	12	0.5	-0.5	5	6	-1.00
6	w	21	4.8	3	7.2	8	1.8	-0.8	2.4	5	-2.60
7	m	55	7.8	7	10.7	9	0.8	1.7	2.9	2	0.90
8	m	46	7.8	9	8	7	-1.2	1	0.2	-2	2.20
9	m	45	11	12	7.5	7	-1	0.5	-3.5	-5	1.50
10	m	51	8.8	9	10	12	-0.2	-2	1.2	3	-1.80
11	m	54	7.5	7	6	5	0.5	1	-1.5	-2	0.50
12	m	47	7.5	6	10	10	1.5	0	2.5	4	-1.50
13	m	25	7.2	6	9	10	1.2	-1	1.8	4	-2.20
14	m	36	5.8	6	4.8	6	-0.2	-1.2	-1	0	-1.00
15	m	67	6.2	6	7.5	5	0.2	2.5	1.3	-1	2.30
16	w	21	3.8	6	8	8	-2.2	0	4.2	2	2.20
17	m	49	9.5	9	9.5	10	0.5	-0.5	0	1	-1.00
18	m	50	4.4	5	4.5	4	-0.6	0.5	0.1	-1	1.10
19	m	32	6.5	5	9.2	8	1.5	1.2	2.7	3	-0.30
20	m	62	7.5	7	9.5	9	0.5	0.5	2	2	0.00
<b>Mittelwert</b>		41	7.05	6.85	8.25	7.90	0.20	0.35	1.21	1.05	0.16
<b>Maximum</b>		67	11.00	12.00	11.50	12.00	1.80	2.50	5.00	6.00	2.30
<b>Minimum</b>		21	3.80	3.00	4.50	4.00	-2.20	-2.00	-3.50	-5.00	-2.60
<b>Standardabweichung</b>			1.70	1.90	2.00	2.34	0.99	1.13	2.12	2.82	1.57

## 10.10 Vergleich Messung KLT vs. Schätzung Assistenzarzt

	intakt_S	verletzt_S	SSD_S	intakt_M	verletzt_M	SSD_M	intakt_M-intakt_S	verletzt_M-verletzt_S	SSD_M-SSD_S
1	4	10	6	10	20	10	6	10	4.00
2	4	4	0	7	8	1	3	4	1.00
3	4	6	2	7	9.5	2.5	3	3.5	0.50
4	7	14	7	11	21	10	4	7	3.00
5	3	3	0	7.5	8	1	4.5	5	0.50
6	4	6	2	8	12	4	4	6	2.00
7	2	6	4	6	9	3.0	4	3	-1.00
8	6	8	2	8.5	12.5	4	2.5	4.5	2.00
9	8	8	0	8.5	8.5	0	0.5	0.5	0.00
10	6	8	2	9	13.5	5	3	5.5	2.50
11	7	9	2	9	11.5	2.5	2	2.5	0.50
12	12	8	-4	13	14	1	1	6	5.00
13	6	8	2	8	10	2	2	2	0.00
14	6	8	2	9.5	10.5	1	3.5	2.5	-1.00
15	6	6	0	5.5	5.5	0.0	-0.5	-0.5	0.00
16	6	8	2	9	8.5	-1	3	0.5	-2.50
17	6	10	4	8.5	13	5	2.5	3	0.50
18	6	8	2	6.5	6	-1	0.5	-2	-2.50
19	6	8	2	7	12	5.0	1	4	3.00
20	6	6	0	7.5	7.5	0	1.5	1.5	0.00
21	5	8	3	7.5	8	1	2.5	0	-2.50
22	7	7	0	10.5	11	1	3.5	4	0.50
23	6	8	2	6	10.5	4.5	0	2.5	2.50
24	6	4	-2	5	4	-1	-1	0	1.00
25	6	8	2	8	12.5	5	2	4.5	2.50
26	6	8	2	7.5	12.5	5	1.5	4.5	3.00
27	5	5	0	10.5	7.5	-3.0	5.5	2.5	-3.00
28	6	9	3	6	12.5	7	0	3.5	3.50
29	5	5	0	7	7	0	2	2	0.00
30	5	8	3	7.5	10	3	2.5	2	-0.50
<b>Mittelwert</b>	5.73	7.40	1.67	8.05	10.53	2.48	2.32	3.13	0.82
<b>Maximum</b>	12.00	14.00	7.00	13.00	21.00	10.00	6.00	10.00	5.00
<b>Minimum</b>	2.00	3.00	-4.00	5.00	4.00	-3.00	-1.00	-2.00	-3.00
<b>Standardabweichung</b>	1.72	2.13	2.14	1.77	3.70	3.03	1.69	2.47	2.04

### 10.11 Vergleich Messung KLT vs. geh. Röntgenaufnahme (HKB-Ruptur)

	Geschlecht	Alter	HSL KLT	geh.RÖ_i	geh.RÖ_v	Δgeh.RÖ	KLT/Δgeh.RÖ
1	w	17	-5	2	-8	-10	0.50
2	w	34	-20	1	-18	-19	1.05
3	m	38	-13	0	-16	-16	0.81
4	m	44	-10	-2	-14	-12	0.83
5	m	23	-6	-2	-10	-8	0.75
6	w	28	-10	0	-17	-17	0.59
7	m	27	-7	3	-11	-14	0.50
8	w	24	-6	3	-11	-14	0.43
9	m	44	-6.5	-2	-14	-12	0.54
10	m	45	-6	-5	-13	-8	0.75
11	m	49	-9	-3	-15	-12	0.75
12	w	53	-15.5	0	-26	-26	0.60
13	m	24	-5	0	-16	-16	0.31
14	m	22	-8	-2	-10	-8	1.00
15	m	17	-6	-2	-12	-10	0.60
16	m	42	-13	-2	-22	-20	0.65
17	m	49	-7.5	-3	-10	-7	1.07
18	w	15	-5	0	-12	-12	0.42
19	m	43	-5	2	-13	-15	0.33
20	w	58	-6	-8	-16	-8	0.75
21	w	39	-10	0	-23	-23	0.43
22	m	34	-5	-2	-8	-6	0.83
23	m	45	-5	0	-10	-10	0.50
24	w	29	-8	0	-10	-10	0.80
25	m	58	-9	-5	-23	-18	0.50
26	m	32	-5	-5	-14	-9	0.56
27	m	31	-5	-3	-17	-14	0.36
28	m	62	-12	-2	-23	-21	0.57
29	m	25	-5	0	-10	-10	0.50
30	m	53	-12	-3	-18	-15	0.80
31	w	59	-6	-8	-17	-9	0.67
32	m	38	-8	-3	-12	-9	0.89
33	m	25	-5.5	0	-14	-14	0.39
34	m	29	-7.5	-2	-16	-14	0.54
35	m	29	-10.5	0	-17	-17	0.62
36	m	28	-14	-6	-20	-14	1.00
37	m	54	-9	-3	-13	-10	0.90
38	m	32	-7	-5	-15	-10	0.70
39	m	44	-7	-3	-21	-18	0.39
<b>Mittelwert</b>		37	-8.21	-1.79	-15.00	-13.21	0.65
<b>Maximum</b>		62	-5.00	3.00	-8.00	-6.00	1.07
<b>Minimum</b>		15	-20.00	-8.00	-26.00	-26.00	0.31
<b>Standardabweichung</b>			3.46	2.64	4.54	4.67	0.21

## **Danksagung**

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Michael J. Strobel sowie Herrn Dr. med. Kai Fehske, die mir die Möglichkeit gegeben haben, diese Arbeit unter ihrer Leitung durchzuführen sowie Herrn Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert. Insbesondere möchte ich mich für die Bereitstellung des Dissertationsthemas, die kooperative Zusammenarbeit sowie für die mühevollen Arbeit des Korrekturlesens bedanken.

Herzlichen Dank auch meinen Eltern und meinem Bruder für die uneingeschränkte Unterstützung während meines Studiums, ohne die diese Arbeit so nicht möglich gewesen wäre.

## **Lebenslauf**

### **Persönliche Daten**

Name Nina Jäger

### **Schulbildung**

1998-2007 Max-Slevogt-Gymnasium Landau, Abitur (Note: 1,2)

### **Hochschulausbildung**

10/2007-10/2013 Medizinstudium an der Ludwig-Maximilians-Universität München

09/2009 Physikum (Note: 3,0)

10/2013 2. Staatsexamen (Note: 1,5)

### **Famulaturen**

03/2010 St. Hedwig Klinikum Berlin, Gefäß- und Visceralchirurgie

09/2010-10/2010 LMU München Klinikum Innenstadt, Chirurgische Notaufnahme

03/2011-04/2011 St. Vincentius-Klinik Karlsruhe, Orthopädie

02/2012-03/2012 Praxis-Famulatur Dr. Klaus Jäger Landau, Orthopädie/Schmerztherapie

### **Praktisches Jahr**

08/2012-12/2012 LMU München Klinikum Großhadern, Orthopädische Klinik

12/2012-02/2013 Klinikum Neuperlach, Klinikum für Allgemein- und

Visceralchirurgie, endokrine Chirurgie und  
Koloproktologie

02/2013-04/2013

Royal North Shore Hospital Sydney, Chirurgie

04/2013-07/2013

Klinikum Neuperlach, Innere Medizin, Zentrum für  
Akutgeriatrie und Frührehabilitation

Würzburg, im Mai 2016