

Aus der Klinik und Poliklinik für Kinderchirurgie
der Universitätsmedizin der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

Telemedizinische Nachsorge in der Kindertraumatologie – klinische Studie
zur Evaluation der Messgenauigkeit bei der Bestimmung der aktiven ROM des
Ellenbogengelenks

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Gianluca Kurt Finke
Aus Mainz

Mainz, 2020

Wissenschaftlicher Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 08.12.2020

Inhaltsverzeichnis

<u>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</u>	<u>V</u>
<u>ABBILDUNGSVERZEICHNIS</u>	<u>VI</u>
<u>TABELLENVERZEICHNIS</u>	<u>VI</u>
<u>1 EINLEITUNG</u>	<u>1</u>
<u>2 ZIEL DER DISSERTATION</u>	<u>3</u>
<u>3 LITERATURDISKUSSION</u>	<u>4</u>
3.1 GESCHICHTE DER BEWEGUNGSUMFANGSMESSUNG	4
3.2 NEUTRAL-NULL-METHODE	6
3.2.1 RANGE OF MOTION NACH DER NEUTRAL-NULL-METHODE	6
3.2.2 NEUTRAL-NULL-STELLUNG	7
3.2.3 DOKUMENTATION DER NEUTRAL-NULL-DURCHGANGSMETHODE	8
3.2.4 RELIABILITÄT DER NEUTRAL-NULL-METHODE	9
3.3 FUNKTIONELLE ANATOMIE DER OBEREN EXTREMITÄT	12
3.3.1 FUNKTIONELLE ANATOMIE DES ELLENBOGENGELENKES	13
3.3.2 NEUTRAL-NULL-METHODE AN DEM ELLENBOGENGELENK	16
3.4 VERFAHREN ZUR ERHEBUNG DER BEWEGLICHKEIT DES ELLENBOGENGELENKS	20
3.4.1 STATISTISCHE METHODIK	20
3.4.2 MANUELLE BEWEGUNGSUMFANGSMESSUNG	21
3.4.3 PHOTOGRAPHISCHE BEWEGUNGSUMFANGSMESSUNG	23
3.4.4 RADIOGRAFISCHE BEWEGUNGSUMFANGSMESSUNG	26
3.5 TELEMEDIZIN	28
3.5.1 TELEMEDIZIN IN DER PÄDIATRIE/KINDERCHIRURGIE	30
3.5.2 TELEMEDIZINISCHEN BEWEGUNGSUMFANGSMESSUNG	31
<u>4 MATERIAL UND METHODEN</u>	<u>34</u>
4.1 PROBANDEN	34
4.1.1 EIN- UND AUSSCHLUSSKRITERIEN	34
4.1.2 PATIENTENKOLLEKTIV	34
4.2 MATERIAL UND VERSUCHSAUFBAU	36

4.3	STUDIENABLAUF	37
4.4	STATISTISCHE AUSWERTUNG	43
5	<u>ERGEBNISSE</u>	44
5.1	ZUSAMMENSETZUNG DES PATIENTENKOLLEKTIVS.....	44
5.1.1	ALTERSVERTEILUNG DES GESAMTKOLLEKTIVS	44
5.1.2	GESCHLECHTSVERTEILUNG DES GESAMTKOLLEKTIVS.....	45
5.2	INTERRATER-RELIABILITÄT DER KLINISCH-MANUELLEN ROM-MESSUNG	46
5.3	RELIABILITÄT UND VALIDITÄT DER TELEMEDIZINISCHEN ROM-MESSUNG.....	47
5.3.1	INTRARATER-VERGLEICH	47
5.3.2	INTERRATER-VERGLEICH	48
6	<u>DISKUSSION</u>	54
6.1	ANALYSE DER INTERRATER-RELIABILITÄT DER KLINISCH-MANUELLEN ROM-MESSUNG	55
6.2	ANALYSE DER RELIABILITÄT UND VALIDITÄT DER TELEMEDIZINISCHEN ROM-MESSUNG ...	57
6.2.1	INTRARATER-VERGLEICH	57
6.2.2	INTERRATER-VERGLEICH	59
7	<u>ZUSAMMENFASSUNG</u>	66
	<u>LITERATURVERZEICHNIS</u>	VI
	<u>ANHANG.....</u>	XI
	<u>CURRICULUM VITAE.....</u>	FEHLER! TEXTMARKE NICHT DEFINIERT.
	<u>EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG</u>	XXXI

Abkürzungsverzeichnis

AAOS.....	American Academy of Orthopaedic Surgeons
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
bzw.	beziehungsweise
DFN	Deutsches Forschungsnetz
GdB	Grad der Behinderung
JGU	Johannes-Gutenberg-Universität
KI	Konfidenzintervall
LoA	Limits of Agreement
M.....	Musculus
Min.....	Minuten
NNM	Neutral-Null-(Durchgangs-)Methode
o.g.....	oben genannten
PCC	Pearson Korrelationskoeffizient
SD.....	Standardabweichung
SFTR	Sagittal Frontal Transversal Rotational
sog.....	sogenannte
u.a.....	unter anderem

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Universal Goniometer	5
Abbildung 2: Hauptebenen des menschlichen Körpers anhand der Neutral-Null-Stellung	9
Abbildung 3: Ossäre Ellenbogenanatomie	14
Abbildung 4: Extension/Flexion nach der NNM	17
Abbildung 5: Supination/Pronation nach der NNM	18
Abbildung 6: Bland-Altman-Diagramme von Extension/Flexion und Supination/Pronation (Chanlalit et al. 2012)	32
Abbildung 7: Flowchart Patientenkollektiv	35
Abbildung 8: maximale Extensionsstellung	38
Abbildung 9: maximale Flexionsstellung	38
Abbildung 10: Neutral-Null-Stellung für die Extensions-/Flexionsstellung	38
Abbildung 11: Neutral-Null-Stellung für die Supinations-/Pronationsstellung	39
Abbildung 12: maximale Supinationsstellung	39
Abbildung 13: maximale Pronationsstellung	39
Abbildung 14: maximale Supinationsstellung mit flektierten Handgelenken	39
Abbildung 15: Ellenbogenachse	40
Abbildung 16: Altersverteilung des Gesamtkollektivs zum Zeitpunkt der Datenerhebung mittels Säulendiagramm.	44
Abbildung 17: Geschlechtsverteilung des Gesamtkollektivs zum Zeitpunkt der Datenerhebung mittels Kreisdiagramm.	45
Abbildung 18: Bland-Altman-Diagramm für Extension & Flexion	51
Abbildung 19: Bland-Altman-Diagramm für Supination & Pronation	52
Abbildung 20: Bland-Altman-Diagramm für Ellenbogenachse und angepasste Supination	53

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: SFTR-Notierung (Norkin and White, 2016)	8
Tabelle 2: Normwerte für die Ellenbogenachse (Balasubramanian et al., 2006)	13
Tabelle 3: Normwerte für den Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk (Soucie et al., 2011)	19
Tabelle 4: Bewertung des ICC (Cicchetti, 1994)	21

Tabelle 5: Intrarater Reliabilität des Ellenbogens mittels universellen Goniometers (Armstrong et al., 1998).....	22
Tabelle 6: Interrater Reliabilität des Ellenbogens mittels universellen Goniometers (Armstrong et al., 1998).....	23
Tabelle 7: Intrarater Reliabilität des Ellenbogens der photographischen Bewegungsumfangsmessung (Blonna et al., 2012)	24
Tabelle 8: Interrater Reliabilität des Ellenbogens der photographischen Bewegungsumfangsmessung (Blonna et al., 2012)	25
Tabelle 9: Differenz der beiden Messmethoden +95%-LoA (photographische – klinisch-manuelle) und deren ICC des Ellenbogenchirurgen (Blonna et al., 2012) ...	25
Tabelle 10: Interrater Reliabilität des Ellenbogens der radiologischen Bewegungsumfangsmessung (Chapleau et al., 2011).....	26
Tabelle 11: Differenz der beiden Messwerte + 95%-LoA (radiologisch – klinisch-manuell) & Pearson Korrelationskoeffizient (Chapleau et al., 2011)	26
Tabelle 12: Differenz der beiden Messmethoden +95%-LoA (telemedizinisch – klinisch-manuelle) & ICC (Chanlalit et al. 2012)	32
Tabelle 13: ROM-Messung nach NNM.....	41
Tabelle 14: Altersverteilung der Probanden	44
Tabelle 15: Mittelwert der Differenz + 95%-LoA & Intra-Klassen-Korrelation der klinisch-manuellen ROM-Messung zwischen Untersuchern (Interrater-Reliabilität)..	46
Tabelle 16: Mittelwert + LoA & Intra-Klassen-Korrelation zwischen der telemedizinischen und klinisch-manuellen ROM-Messung eines Untersuchers (Intrarater-Reliabilität).....	47
Tabelle 17: Mittelwert für klinisch-manuelle & telemedizinische ROM-Messung und deren ICC	48
Tabelle 18: Mittelwert der Differenz + LoA zwischen der telemedizinischen und klinisch-manuellen ROM-Messung.....	49
Tabelle 19: 10° Übereinstimmungsgrenzen	50

1 Einleitung

„Bewegung“ – ist eine Veränderung der Lage, Stellung und Haltung.

Obwohl Bewegung essenziell für das alltägliche Leben ist, begreifen wir dessen Wichtigkeit meist erst dann, wenn deren Integrität gestört bzw. beeinträchtigt ist. Dabei zählen Erkrankungen des Stütz- und Bewegungsapparates neben Herzkreislauferkrankungen zu den häufigsten Gesundheitsproblemen des Menschen.

Während im Erwachsenenalter mehrheitlich degenerative Erscheinungen zu den Beeinträchtigungen des Bewegungsapparats führen, finden sich im Kindesalter Beeinträchtigungen durch ein erhöhtes Risiko für Unfallverletzungen. So können knapp 10% aller kindlichen Verletzungen einer Fraktur zugeordnet werden (Spady et al., 2004). Das akkumulierte Risiko für eine Fraktur liegt für die Altersgruppe der unter 17-Jährigen bei etwa einem Drittel. Dies kann u.a. durch das erhöhte Aktivitätslevel mit zugleich noch in Entwicklung befindlicher Motorik erklärt werden. Dabei treten Frakturen der oberen Extremität sturzbedingt am häufigsten auf. (Hedstrom et al., 2010)

Der Fokus der Kindertraumatologie liegt bei der Behandlung von Frakturen in der Wiederherstellung der vollständigen Integrität des betroffenen Knochens/Gelenks im Wachstumsalter.

Um dieses Ziel zu erreichen, sind Nachsorgetermine zur stetigen Kontrolle der Funktionalität notwendig. Eine wichtige primäre Maßnahme ist die Bewegungsumfangsmessung mittels Goniometrie, auch Range of Motion (ROM)-Messung genannt (Blonna et al., 2012).

Auch in einem Land, in dem vielfach eine wohnortnahe Gesundheitsversorgung der Bevölkerung gewährleistet ist, kann die Versorgung in Nischengebieten, wie der spezialisierten Kindertraumatologie, nicht immer direkt heimatnah garantiert werden. Dieses Problem wird in Zukunft eher noch zunehmen.

In einem Flächenland wie Rheinland-Pfalz mit nur einer kinderchirurgischen Klinik der Maximalversorgung müssen Patienten mit langen Anfahrtszeiten für jede Vorstellung rechnen. Dadurch können Wiedervorstellungen teilweise mehrstündigen Aufwand bedeuten sein und auch zu monetären Verlusten führen (Goedeke et al., 2018). Wie bereits von Goedeke et al. aufgezeigt, können telemedizinische

Nachsorgetermine im Vergleich zu einer konventionellen ambulanten Vorstellung in der kinderchirurgischen Nachsorge zu signifikanten Zeit- und Geldersparnissen führen.

Durch die genannte Problematik motiviert, beschäftigt sich die vorliegende Dissertationsarbeit mit der Möglichkeit den Bewegungsumfang eines Gelenkes mittels Videotelefonie erfassen zu können. So könnten Nachuntersuchungen für bestimmte kindertraumatologische Fragestellungen in Zukunft vielleicht aus einem Zentrum hinaus telemedizinisch in die Peripherie erfolgen. Patienten und Eltern müssten sich dadurch nicht mehr zwingend all den genannten Belastungen von ambulanten Besuchen aussetzen. Auch sozioökonomisch könnte dies von enormem Vorteil sein.

2 Ziel der Dissertation

Das Ziel dieser Dissertationsarbeit ist es, die telemedizinische Erfassung des aktiven Bewegungsumfanges des Ellenbogens prospektiv zu untersuchen und mit dem momentanen klinischen Goldstandard, der sog. Goniometrie (klinisch-manuell), zu vergleichen.

Dies geschah im Kontext einer, im Gegensatz zur Erwachsenenmedizin, geringen Anzahl an Kliniken für Kindertraumatologie und daher hohem Zeit- sowie Kostenaufwand für Patienten.

Diese Studie soll schwerpunktmäßig die Machbarkeit einer Bewegungsumfangsmessung über 2D-Videokommunikation eruieren und dadurch möglicherweise langfristig zu einer Reduktion von aufwendigen ambulanten-Nachuntersuchungen führen.

Um dies zu erreichen wurde eine Validierungsstudie mittels Querschnittsdesign an Patienten aus der Kindertraumatologie der Universitätsmedizin Mainz durchgeführt. Dabei sollte

- die Reliabilität der klinisch-manuelle Bewegungsumfangsmessung erfasst werden.
- die Validität sowie Reliabilität der telemedizinischen Bewegungsumfangsmessung in Bezug auf die klinisch-manuelle Methode bewertet werden
- diskutiert werden wie die telemedizinische Bewegungsumfangsmessung in Bezug auf die klinische Wertigkeit, sowie Einsatzmöglichkeit einzuordnen ist.

3 Literaturdiskussion

Im Rahmen der Literaturdiskussion wird zunächst auf die Geschichte und die Bedeutung der ROM-Messung eines Gelenkes eingegangen. Anschließend wird die Neutral-Null-Methode ausführlich erläutert und anhand der funktionellen Anatomie des Ellenbogens erklärt.

Darauffolgenden werden verschiedene Verfahren zur Erhebung des Bewegungsumfanges vorgestellt um abschließend die derzeitigen Entwicklungen in der Telemedizin und den aktuellen Stand der telemedizinischen Verfahren bei der Ermittlung der ROM zu betrachten.

3.1 Geschichte der Bewegungsumfangsmessung

Durch den ersten Weltkrieg (1914 – 1918) und der großen Zahl an orthopädischen Fällen durch diesen Krieg, kam es innerhalb der medizinischen Fachgesellschaft zu einem gesteigerten Interesse an der Ermittlung des Bewegungsumfanges (Nutter, 1919, Clark, 1921, Rosen, 1922).

Zu Beginn wurde der Bewegungsumfang der Gelenke hauptsächlich visuell erhoben (Cleveland, 1918, Clark, 1921, Rosen, 1922). Doch im Laufe der Zeit wurden diese subjektiven Messmethoden zunehmend kritisiert und objektivere Methoden gefordert (Darcus and Salter, 1953, Salter, 1955, Moore, 1949a).

Insgesamt stehen laut Salter, N. (1955) drei verschiedene objektive Messmethoden zur Verfügung. Diese sind das Pendulum Arthrometer, das Protractor Arthrometer und die optische Messung. Beispiele für diese optischen Messmethoden sind das Photogoniometer (Zankel, 1951) sowie die radiografische Ermittlung des Bewegungsumfanges (H. and J., 1949). In der klinischen Arbeit erscheint ein simples Pendulum-Arthrometer, wie die derzeit handelsüblichen universalen Goniometer (Abbildung 1: Universal Goniometer) bei richtiger Anwendung am Nützlichsten. Falls im Rahmen einer wissenschaftlichen Arbeit Präzision benötigt wird, sollte jedoch die radiografische Methode bevorzugt werden (Salter, 1955, Chapleau et al., 2011).

Zu Beginn gab es keine allgemeingültige Erhebungs- und Bewertungsmethodik für die Gelenkfunktion. 1936 sahen Cave, E. und Roberts, S. die Notwendigkeit für ein solches standardisiertes Verfahren. Sie entwickelten dafür die ersten generellen Prinzipien der Neutral-Null-Methode (auch NNM genannt) (Cave and Roberts, 1936). Bei diesem Verfahren wurden zwei Winkelwerte von den jeweils gegenläufigen Bewegungen dokumentiert. Bis diese Methode zum klinischen Goldstandard zur Funktionsprüfung der Gelenke wurde, unterlag sie über die Jahre mehreren methodischen Veränderungen. Darunter war auch die Ergänzung des Nulldurchgangswertes, wodurch inzwischen drei Zahlenwerte notiert werden (Muller, 1970). Mit der von Debrunner, H.U. erschienenen „Gelenkmessung nach der Neutral-Null-Methode“ im AO Bulletin erschien die derzeit geläufige NNM (Debrunner, 1971). Die aktuellste Version der ROM-Messung wurde 1994 von AAOS herausgebracht (Greene et al., 1994).

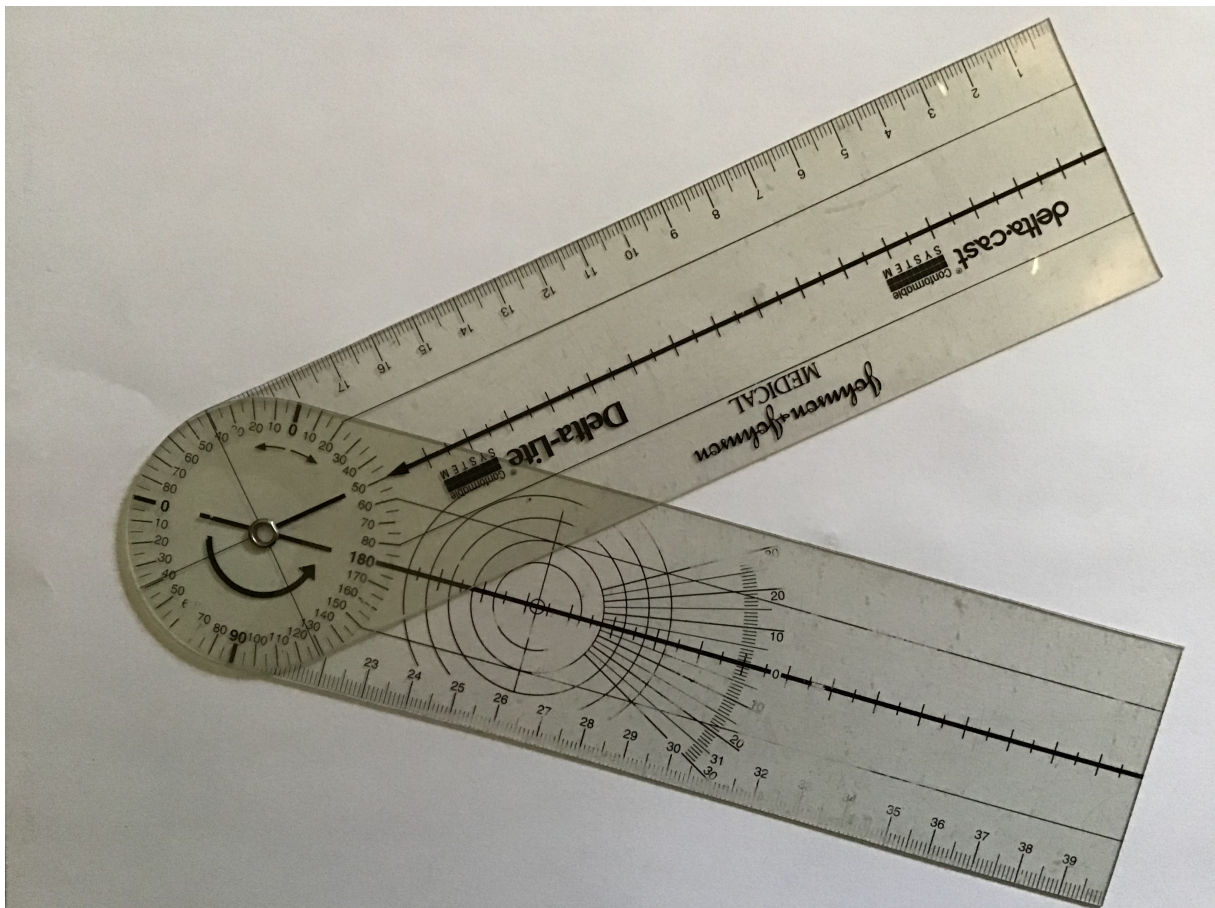


Abbildung 1: Universal Goniometer

3.2 Neutral-Null-Methode

3.2.1 Range of Motion nach der Neutral-Null-Methode

Die Neutral-Null-Methode, oder auch Nulldurchgangsmethode genannt, ist der derzeitige klinische Goldstandard zur klinischen Erhebung des Bewegungsumfanges (=Range of Motion) von Gelenken.

Die Prinzipien, welche 1974 von Seyfarth, H. definiert wurden, besitzen heute noch ihre Gültigkeit.

Laut Seyfarth, H. muss die angewendete Methode einfach zu erlernen sein und soll eine schnelle Orientierung über die Gelenkbeweglichkeit ermöglichen. Die Messung sollte immer von einer bestimmten Ausgangsstellung aus erfolgen, sodass eine fehlerhafte Messung möglichst ausgeschlossen werden kann. Diese Ausgangsstellung ist als Neutral-Null-Stellung definiert und wird im Kapitel 3.2.2 genauer behandelt. Außerdem sollte die Dokumentation der Erhebung übersichtlich und ohne große Aufwände möglich sein (Seyfarth, 1974, Seyfarth et al., 1973).

Die Messung erfolgt mit einem Winkelmesser, einem sogenannten Goniometer. Der Drehpunkt des Winkelmessers sollte dabei auf der Drehachse des zu untersuchenden Gelenkes liegen. Das Design und die fachgerechte Anwendung wurde bereits in mehreren Publikationen thematisiert (Moore, 1949b).

Für eine exakte Messung müssen anatomische Orientierungspunkte gewählt werden, z.B. prominente und gut tastbare Knochenvorsprünge, und auf eine korrekte Ausrichtung des Goniometers geachtet werden (Fish and Wingate, 1985).

Um einen Referenzwert für die physiologische ROM eines Individuums zu erhalten, sollte bei paarigen Gelenken immer eine vergleichende Untersuchung erfolgen. Zwar bestehen zwischen der dominanten und der nicht dominanten Seite minimale Unterschiede, dennoch wird, wie in der Praxis üblich, ein Vergleich empfohlen. (Macedo and Magee, 2008).

Das Bewegungsausmaß des zu untersuchenden Gelenkes wird, sofern möglich, in allen Freiheitsgraden getestet und dokumentiert. Dabei werden die drei Raumebenen (Frontal-, Sagittal-, Transversalebene) sowie die Rotationsebene als Bewegungsebenen genutzt (Abbildung 2).

Der Umfang der Bewegung im Gelenk wird dabei maßgeblich von der Gelenkfunktion, der Muskellänge sowie des umgebenden Bindegewebes (wie Ligamente und Gelenkkapsel) bestimmt.

Die Neutral-Null-Methode kann aktiv und passiv erhoben werden. Bei der aktiven Erhebung führt der Patient selbstständig alle Bewegungsabläufe aus. Der Prüfer misst dabei lediglich die maximale endständige Haltung mithilfe des Goniometers aus. Die aktive Messung erlaubt dabei eine Prüfung auf abnorme Bewegungen bzw. Bewegungseinschränkungen und die Bereitschaft des Patienten an der Untersuchung teilzunehmen.

Anders als bei der aktiven Erhebung werden bei der passiven Erhebung die Freiheitsgrade, ohne Mithilfe des Patienten, von dem Prüfer durchbewegt und notiert. Dadurch ist man nicht auf die Mitarbeit des Patienten angewiesen und kann zudem eine erste Einschätzung von dem bewegungslimitierenden Gewebe erhalten (Norkin and White, 2016).

3.2.2 Neutral-Null-Stellung

Wie bereits in Kapitel 3.2 erwähnt, ist eine standardisierte Ausgangslage notwendig, um eine effektive, vergleichbare und vor allem objektive Aussage über die ROM geben zu können.

Für eine korrekte anatomische Lageangabe, wie auch die normierten Bewegungen in den verschiedenen Raumebenen, wird die Neutral-Null-Stellung (Neutralstellung) gewählt.

Dabei befinden sich die Füße, in einem hüftbreiten Abstand, parallel zueinander, die Arme hängen am Körper herab, die Daumen zeigen nach vorn und der Kopf sowie der Blick sind nach vorne gerichtet (Abbildung 2).

Dies entspricht weitestgehend der anatomischen Nullstellung, bei welcher jedoch die Daumen auswärts zeigen, anstatt nach vorne, wie bei der Neutral-Null-Stellung. (Ryf and Weymann, 1995, Thomann et al., 2011).

3.2.3 Dokumentation der Neutral-Null-Durchgangsmethode

Die Dokumentation des Bewegungsumfanges erfolgt nach der Sagittal Frontal Transversal Rotational-Notierung (SFTR) in ein dreispaltiges Messprotokoll. Eine Zeile beinhaltet jeweils die Winkelangaben der endständigen Bewegungen einer Bewegungsebene (Abbildung 2) sowie deren Startpunkt.

Die erste Spalte gibt die endständige körperferne Bewegung wieder, die zweite Spalte stellt den Startpunkt dar und die dritte Spalte repräsentiert die endständige körpernahe Bewegung. (Gerhardt, 1983)

Tabelle 1: SFTR-Notierung (Norkin and White, 2016)

Bewegungsebene	Erste Spalte	Zweite Spalte	Dritte Spalte
Frontal	Abduktion	Startpunkt	Adduktion
Sagittal	Extension	Startpunkt	Flexion
	Retroversion	Startpunkt	Anteversion
Transversal	Horizontale Abduktion	Startpunkt	Horizontale Adduktion
	Supination		Pronation

Falls die endständige Bewegung nicht über die Neutralstellung hinauskommt, wird in der Zeile für die betroffene endständige Bewegung eine „0“ eingetragen und als Startpunkt der gemessene Winkelwert, der zum Erreichen des anatomischen Nullpunktes fehlt (Gerhardt and Rippstein, 1992).

Zur Veranschaulichung wird im Folgenden die SFTR-Notierung eines Patienten, welcher ein Streckdefizit im Ellenbogengelenk aufweist, vorgestellt. Der Bewegungsradius in der Sagittalebene beträgt dabei zwischen 10 – 140 Grad Flexion. Der anatomische Nullpunkt wird nicht erreicht. Nach dem SFTR-Protokoll wäre der Bewegungsumfang daher folgendermaßen zu notieren: 0-10-140.

Nachdem in den vorherigen Kapiteln die NNM und das standardisierte Vorgehen bei der Messung beschrieben wurden, wird sich das folgende Kapitel mit der Genauigkeit dieser manuellen Messung befassen.

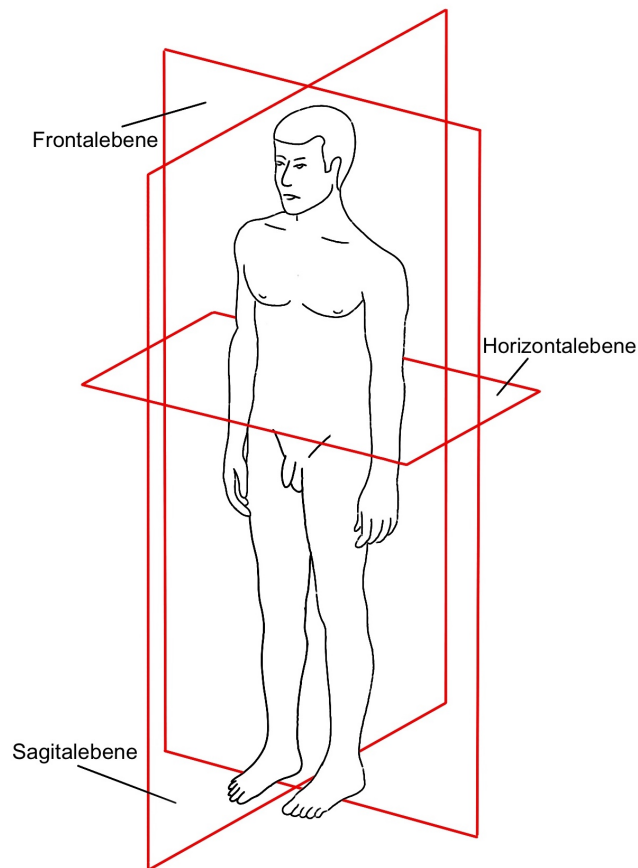


Abbildung 2: Hauptebenen des menschlichen Körpers anhand der Neutral-Null-Stellung¹

3.2.4 Reliabilität der Neutral-Null-Methode

Reliabilität in der Neutral-Null-Methode bedeutet, dass die ROM Messwerte eine Wiederholungspräzision haben. Dies sagt aus, dass bei einer Messwiederholung unter denselben Studienbedingungen stets dieselben Messergebnisse erhalten werden.

Eine vollkommene Reliabilität ist demnach gegeben, wenn die Messergebnisse der Probanden frei von Zufallsfehlern sind (Lienert and Ratz, 1998). Um die Reliabilität einer Methode zu bestimmen werden je nach untersuchtem Aspekt unterschiedliche Korrelationskoeffizienten verwendet.

¹ In Anlehnung an Schünke, M., Schulte, E. & Schumacher, U. 2014. 3.1 Lage- und Richtungsbezeichnungen sowie Hauptachsen und Hauptebenen am menschlichen Körper. In: Schünke, M., Schulte, E. & Schumacher, U. (eds.) Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 4. Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Die Reliabilität der ROM Erhebung ist von hoher Wichtigkeit, insbesondere wenn diese Messwerte zwischen medizinischen Fachkräften ausgetauscht werden sollen und sich daraus u.a. therapeutische Konsequenzen ergeben. Daher ist es wenig verwunderlich, dass sich viele Studien mit deren Reliabilität befasst haben. Ein Vergleich der verschiedenen Studien ist dennoch schwierig, da die Studienbedingungen untereinander zum Teil stark variieren.

Die Reliabilität der ROM von verschiedenen Gelenken kann sehr unterschiedlich ausfallen. Laut Hellebrandt et al. sind uniaxiale Gelenke in ihrer Messung reliabler als bi- bzw. multiaxiale Gelenke. Die Messung der Handgelenksflexion und der Schulterinnenrotation sowie -abduktion erwiesen sich demzufolge als weniger reliabel. (Hellebrandt et al., 1949) Diese gelenkabhängige Reliabilität der Bewegungsumfangmessung wird auch von Low, JL. beschrieben. Das Ellenbogengelenk, welches als uniaxiales Gelenk gilt, hat beispielsweise eine geringere Messvariation als das Handgelenk, welches durch viele verschiedene Gelenke und Muskeln beeinflusst wird (Low, 1976).

Auch gibt es Unterschiede in der Reliabilität der Messung der oberen und unteren Extremität. Boone et al. beispielsweise konnte eine höhere Interrater Reliabilität für die oberen Extremitäten (0,86) im Vergleich zu der unteren Extremität (0,58) aufzeigen (Boone et al., 1978). Auch Rothstein et al. kam auf ähnliche Ergebnisse für die Interrater Reliabilität. Die oberen Extremitäten wiesen dabei ein ICC von $>0,89$ und die unteren Extremitäten ein ICC von $>0,64$ auf (Rothstein et al., 1983).

Laut Cobe könnte die Reliabilität der ROM Messung auch durch Mittelung von mehrfache Messungen erhöht werden, da so die Variabilität der individuelle Messfluktuation gesenkt wird (Cobe, 1928). Auch Low, JL. kam bei der Untersuchung von Ellenbogenflexion sowie Handgelenkextension zu dem Ergebnis, dass der Mittelwert von mehreren Messung eine höhere Reliabilität als eine Einzelmessung hat (Low, 1976). Demgegenüber stehen die Studienergebnisse von Boone et al. und Rothstein et al.. Boone, DC. studierte die Reliabilität der aktiven ROM von verschiedenen Gelenken der oberen sowie der unteren Extremität und schloss aus seinen Ergebnissen, dass eine Einzelmessung genauso reliabel wie die Mittelung von Mehrfachmessungen ist (Boone et al., 1978). Nach den Studienergebnisse von Rothstein et al. könne bei einer passiven ROM Erhebung des

Ellenbogen- und Kniegelenks lediglich eine geringfügige Verbesserung der Interrater Reliabilität erreicht werden (Rothstein et al., 1983).

Wie bereits in Kapitel 3.2.3 erwähnt, scheinen für eine hohe Reliabilität das korrekte Anlegen und Ablesen des Goniometers maßgebend zu sein (Fish and Wingate, 1985). Ekstrand et al. verglich die klinische Messung der passive ROM der unteren Extremität mit einer standardisierten Messung. Die standardisierte Messung beinhaltete u.a. eine genormte Probandenposition, Fixierung und Markierung der knöchernen Landmarken. Durch die standardisierte Messung konnte der Intrarater Interassay Variationskoeffizient von $7,9\% \pm 2,9\%$ auf $1,9\% \pm 0,7\%$ gesenkt werden. (Ekstrand et al., 1982) Für eine fixierte Messung der aktive ROM des Ellenbogens kam Cleffken et al. in seiner Doppelblindstudie auf ähnliche Ergebnisse (Cleffken et al., 2007).

Um eine hohe Reliabilität zu erreichen, erscheint ein standardisiertes Studiendesign daher von großer Wichtigkeit zu sein (Gajdosik and Bohannon, 1987).

Ein weiterer Faktor, welcher die Messreliabilität beeinflusst, ist der Untersucher. Werden beide Messungen bspw. von demselben Untersucher gemessen, fällt die Reliabilität höher aus als bei zwei unterschiedlichen Untersuchern. Dies bedeutet, dass die Intrarater-Reliabilität höher ausfällt als die Interrater-Reliabilität (Low, 1976, Boone et al., 1978, Colaris et al., 2010, Goodwin et al., 1992). Bei einer Messwiederholung von dem gleichen Untersucher sollte laut Boone et al. erst ab einer Winkelveränderung von drei Grad für die oberen Extremitäten sowie vier Grad für die unteren Extremitäten von einer Veränderung der ROM ausgegangen werden. Bei einer Interrater Erhebung sollte die ROM Veränderung fünf Grad für die oberen Extremitäten respektive sechs Grad für die unteren Extremitäten betragen. (Boone et al., 1978) Demgegenüber steht die Aussage von Armstrong et al. nach dem die Intrarater Messdifferenz für das Ellenbogengelenk 6° für Flexion, 7° für Extension und 8° für Pronation und Supination betragen sollte, um eine mögliche zufällige Varianz ausschließen zu können (Armstrong et al., 1998).

3.3 Funktionelle Anatomie der oberen Extremität

Die obere und untere Extremität entwickelte sich für eine effektive Stütz- sowie Fortbewegungsfunktion. Aus diesem Grund ähnelt sich der prinzipielle anatomische Aufbau der Extremitäten.

Evolutionär wurde diese Funktion durch den aufrechten Gang des Menschen vollständig von der unteren Extremität übernommen. So konnte sich die obere Extremität allmählich in ein Organ mit Greif-, Tast- und Ernährungsfunktion entwickeln.

Mit der Spezialisierung der oberen Extremität zum Greiforgan wurde der Bewegungsspielraum stark erweitert. Dies kommt durch das Zusammenspiel von Schulter, Ellenbogen, Handgelenk und Hand zustande. Besonders im Schultergelenk kommt es durch den hohen Freiheitsgrad des Caput humeri in seiner Gelenkpfanne sowie der beweglichen Verbindung des Schultergelenks mit dem Rumpf zu einer großen Beweglichkeit. (Aumüller et al., 2017)

Auch die primären Funktionen des Ellenbogens sind auf die Greiffunktion der oberen Extremität abgestimmt. Er fungiert als Drehpunkt für den Unterarm und kann so die Hand im Raum positionieren, feine Bewegungen und kraftvolles Greifen ermöglichen. (Fornalski et al., 2003)

Um die Funktion des Ellenbogengelenkes besser zu verstehen, befasst sich das folgende Kapitel mit dessen Anatomie und Biomechanik.

3.3.1 Funktionelle Anatomie des Ellenbogengelenkes

Anatomisch besteht das Ellenbogengelenk aus drei verschiedenen Gelenken innerhalb einer gemeinsamen Gelenkhöhle und Gelenkkapsel.

Im Folgenden werden diese Teilgelenke (Abbildung 3) beschrieben:

1. Articulatio humeroulnaris
 - ➔ Die zylinderförmige Trochlea humeri wird von der proximalen Ulna zangenartig umfasst.
2. Articulatio humeroradialis
 - ➔ Das halbkugelige Capitulum humeri artikuliert mit der konkaven Fovea articularis des Caput radii.
3. Articulatio radioulnaris proximalis
 - ➔ Die Circumferentia articularis des Caput radii rotiert in der Incisura radialis der Ulna.

Das Ellenbogengelenk wird aufgrund seiner Schanierfunktion in Flexion und Extension im Humeroulnar- und dem Humeroradialgelenk, sowie der Drehfunktion in Supination und Pronation im proximalen Radioulnargelenk auch als Drehwinkelgelenk bezeichnet (Prasad et al., 2003).

Maßgebend für die Funktion sind dabei u.a. der distale Humerus, welcher die proximale Gelenkfläche des Ellenbogens bildet. Diese besteht aus der Trochlea humeri und dem Capitulum humeri.

Auf der Ventralseite verläuft die Trochlearrinne zunächst vertikal. Im Verlauf umspannt die Rinne die Trochlearrückseite spiralähnlich nach medial und kaudal. Bei maximaler Extensions- und Supinationsstellung im Ellenbogen entsteht so eine physiologische Valgisierung der Ellenbogenachse. Bei zunehmender Flexion wiederum nähert sich die Ellenbogenachse aufgrund der ventralen vertikalen Rinne der Oberarmachse an. (Kapandji, 2009)

Für die Ellenbogenachse wurden bei anatomischer Normalstellung für Kinder folgende Normwerte erhoben (Balasubramanian et al., 2006):

Tabelle 2: Normwerte für die Ellenbogenachse (Balasubramanian et al., 2006)

	Männlich	Weiblich
Ellenbogenachse	10°	12°

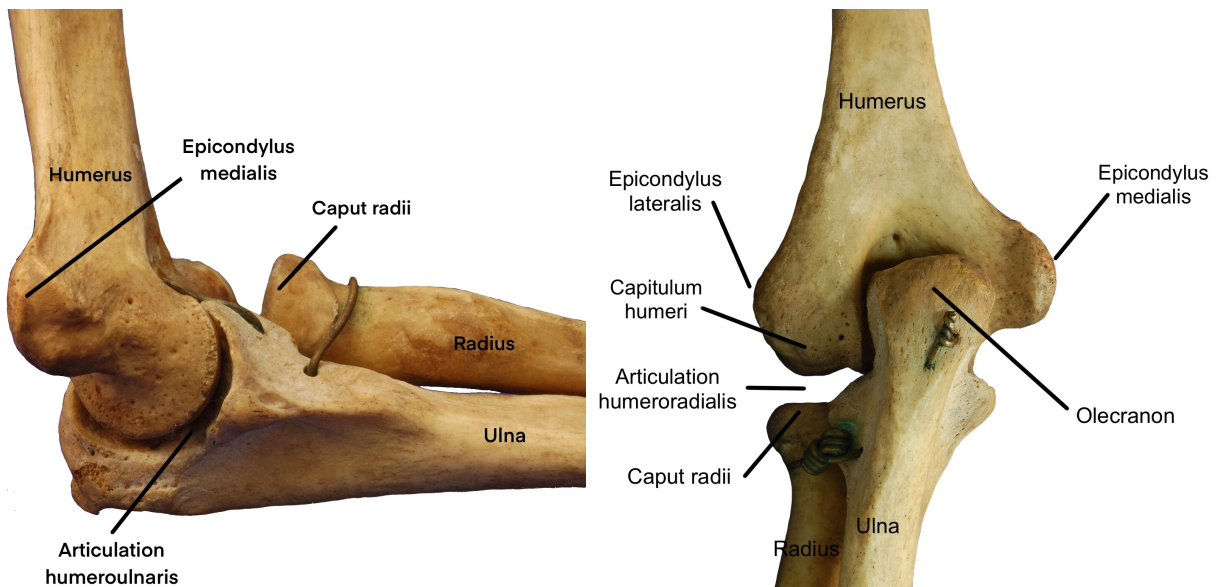


Abbildung 3: Ossäre Ellenbogenanatomie²

Anhand der vorherigen Kapitel lässt sich bereits die Wichtigkeit des Ellenbogens für die Funktionalität der oberen Extremität erkennen. Ein Funktionsverlust kann daher zu signifikanten Beeinträchtigungen von Alltagsaktivitäten führen. So kann bereits eine Aufhebung der Unterarmdrehbeweglichkeit zu einem GdB-Grad von 30 führen (Knittel, 2017). Dies tritt u.a. nach Ulna- und Radiusfrakturen auf und kann dort zu einer Hemmung der Eigenachsendrehung führen.

Daher ist die Stabilität des Ellenbogens von essenzieller Bedeutung. Diese Stabilität wird durch eine Vielzahl an Strukturen gewährleistet. Diese lassen sich in statische und dynamische Stabilisatoren unterteilen.

Die drei primären statischen Stabilisatoren sind die Articulatio humeroulnaris, der anteriore Anteil des Ligamentum collaterale ulnare und das Ligamentum collaterale radiale (Anhang 1). Sind diese Strukturen intakt, bieten sie dem Ellenbogen Stabilität. Sekundäre statische Stabilisatoren sind die Gelenkkapsel, die Articulatio humeroradialis, die Sehnen der Extensoren sowie der Flexoren. (O'Driscoll et al., 2000, Bryce and Armstrong, 2008)

² Modifizierte Bilder von Brian C. Goss (2006) (Goss, B. C. 2006b. Photograph of Posterior aspect of left human articulation of humerus, radius, and ulna, Goss, B. C. 2006a. Photograph of Medial aspect of left human articulation of humerus, radius, and ulna.)

Unter den dynamischen Stabilisatoren wird die Muskulatur zusammengefasst, welche das Ellenbogengelenk überspannt (O'Driscoll et al., 2000). Folgende vier Muskelgruppen zählen zu den dynamischen Stabilisatoren (An et al., 1981):

1. Hauptflexoren des Ellenbogens
 - a. M. brachioradialis
 - b. M. biceps brachii
 - c. M. brachialis
 - d. M. extensor carpi radialis longus
2. Hauptextensoren des Ellenbogens
 - a. M. triceps humeri
 - b. M. flexor carpi ulnaris
 - c. M. anconeus
3. Hauptflexoren/-pronatoren des Unterarmes
 - a. M. flexor carpi radialis
 - b. M. flexor digitorum superficialis
 - c. M. pronator teres
 - d. M. flexor carpi ulnaris
4. Hauptextensoren des Unterarmes
 - a. M. extensor carpi ulnaris
 - b. M. extensor digitorum
 - c. M. extensor carpi radialis longus

Die dynamischen Stabilisatoren wirken wie ein Schutzmantel für die statischen Stabilisatoren. Einerseits kommt dies durch die kompressive Wirkung bei Muskelkontraktion, andererseits durch die abdämpfende Funktion von Bindegewebe zustande (Bryce and Armstrong, 2008, Safran and Baillargeon, 2005, An et al., 1981).

Unter anderem sind diese Stabilisatoren mitverantwortlich für den physiologischen Bewegungsumfang des Ellenbogengelenks. Die maximale Extension wird maßgeblich durch das Anspannen der vorderen Gelenkkapsel, den passiven Dehnungswiderstand der Beugermuskulatur sowie dem Anschlagen des Olecranon in der Fossa olecrani bestimmt. Bei der aktiven Flexion ist die Muskelmasse der Oberarmflexoren für den Bewegungsumfang bestimmend. Bei der passiven Flexion spielt das Anschlagen des Caput radii in die Fossa radialis, des Processus

coronoideus in die Fossa coronoidea sowie die Anspannung der hinteren Kapselwand die limitierende Rolle. Mit zunehmender Supination spannen sich die Membrana interossea, Chorda obliqua und die Kapsel des distalen Radioulnargelenks an und hemmen diese. Während der Pronationsbewegung überkreuzt der Radius die Ulna. Die Knochen sowie die dazwischenliegenden Muskeln hemmen durch das Anschlagen die maximale Pronation. (Kapandji, 2009) Eine funktionelle Störung kann aus jedem dieser o.g. Strukturen entstehen. Daher ist die NNM ein wichtiges Instrument zur Erhebung und Bewertung der Gesamtfunktionalität des Ellenbogengelenks. Im folgenden Kapitel wird auf das Vorgehen der NNM des Ellenbogens eingegangen und eine Übersicht der Normwerte gegeben.

3.3.2 Neutral-Null-Methode an dem Ellenbogengelenk

Wie bereits in Kapitel 3.2 erwähnt, sind für ein exaktes Messen u.a. anatomische Orientierungspunkte, sog. Landmarken und das richtige Anlegen des Goniometers entscheidend. Die Identifikation dieser Landmarken und das inkorrekte Anlegen gehören dabei zu den Hauptfehlern bei der ROM Erhebung (Fish and Wingate, 1985).

Im Folgenden wird das Vorgehen der NNM am Ellenbogengelenk erläutert und mit Abbildungen veranschaulicht. Dabei werden auch die standardisierten anatomischen Landmarken zur Ausrichtung des Goniometers am Ellenbogen beschrieben.

Extension/Flexion (Abbildung 4):

In der Nullstellung liegen die Arme entspannt an dem Rumpf an. Dabei sollte sich das Schultergelenk in allen Bewegungshauptachsen in einer 0°-Stellung befinden. Die Unterarme werden vollständig supiniert und die Handflächen werden nach ventral gerichtet. Die Körperposition der Probanden variiert je nach Autor von stehend, sitzend bis liegend.

Man findet jedoch auch bei der Messung für Extension und Flexion je nach Autor verschiedene Variationen. Bei der Studie von Blonna et al. wurden diese Bewegungsachsen beispielsweise in 90° Schulterflexion und mit den Handinnenflächen nach ventral gerichtet gemessen (Chapleau et al., 2011, Blonna et

al., 2012). Chapleau, J. hat wiederum eine 0°-Stellung des Schultergelenks sowie nach medial gerichtete Handflächen als Ausgangsposition gewählt (Chapleau et al., 2011).

Der Drehpunkt des Goniometers wird am Epicondylus humeri lateralis angelegt. Der proximale Arm des Goniometers wird anhand der longitudinalen Achse des Humerus ausgerichtet und zeigt in die Richtung des Acromion. Der distale Arm ist parallel zu der Längsachse des Unterarms. Als Referenzpunkt wird der Processus styloideus radii angegeben. (Armstrong et al., 1998) Anhand der anatomischen Landmarken können aus der Nullstellung heraus nun die maximale Extension sowie Flexion ermittelt werden.

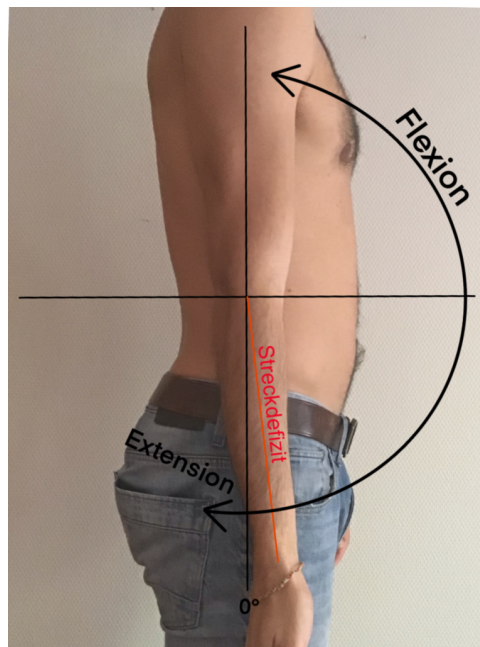


Abbildung 4: Extension/Flexion nach der NNM

Supination (Abbildung 5):

Zur Messung der Supination sollte sich das Schultergelenk in allen Bewegungshauptachsen in einer 0°-Stellung befinden. Das Ellenbogengelenk wird 90° flektiert und an den Rumpf angelegt. Die Daumen zeigen dabei nach oben.

Bei der Messung liegt der Drehpunkt des Goniometers medial zum Processus styloideus ulnae. Der stationäre Arm wird wie bei der Extension/Flexion anhand der Längsachse des Humerus ausgerichtet. Der bewegliche Arm wird bei maximaler Supinationsstellung auf die proximale Handgelenksfalte platziert, sodass dieser auf der mittleren Hälfte des ventralen Handgelenks aufliegt. (Armstrong et al., 1998)

Pronation (Abbildung 5):

Zur Messung der Pronation sollte sich das Schultergelenk in allen Bewegungshauptachsen in einer 0°-Stellung befinden. Das Ellenbogengelenk wird 90° flektiert und an den Rumpf angelegt. Die Daumen zeigen dabei nach oben.

Bei der Messung liegt der Drehpunkt lateral zum Processus styloideus ulnae. Der stationäre Arm wird, wie bei der Extension/Flexion, an der Längsachse des Humerus ausgerichtet. Der bewegliche Arm liegt bei maximaler Pronationsstellung auf der mittleren Hälfte des dorsalen Handgelenks, proximal des Processus styloideus ulnae/radii, auf. (Armstrong et al., 1998)

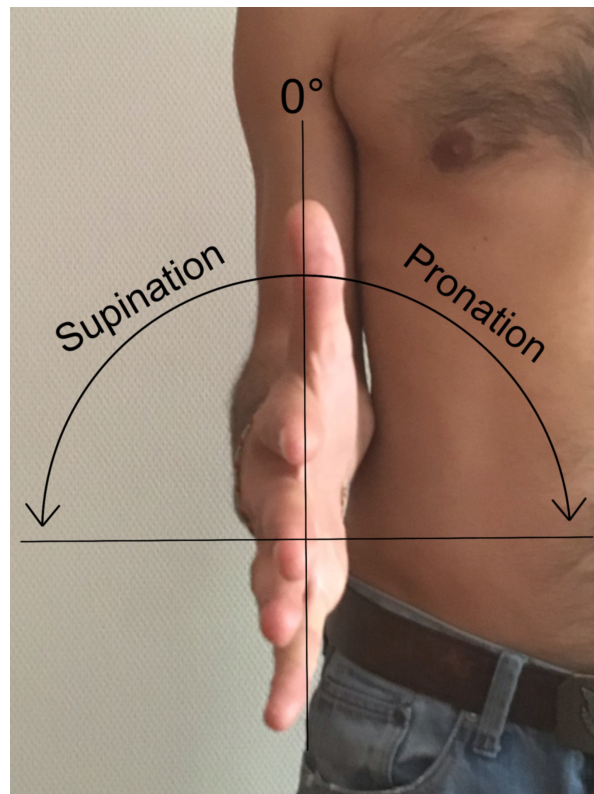


Abbildung 5: Supination/Pronation nach der NNM

Für die Bewegungshauptachsen sind nach der NNM folgende Normwerte für den aktiven Bewegungsumfang bei Kindern, getrennt nach Geschlechtern, definiert worden:

Tabelle 3: Normwerte für den Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk (Soucie et al., 2011)

Bewegungen	Männlich	Weiblich
Extension/Flexion	4°/0°/150°	7°/0°/150°
Supination/Pronation	87°/0°/80°	92°/0°/83°

Anhand der Normwerte lässt sich erkennen, dass weibliche Probanden im Vergleich zu Männlichen eine höhere Gelenkflexibilität aufweisen (Soucie et al., 2011).

Für einen Großteil unserer Alltagsaktivitäten benötigen wir jedoch lediglich einen Bewegungsumfang für Extension/Flexion zwischen 30° bis 130° (100° Winkelbogen) und für Supination/ Pronation zwischen 50° bis 50° (100° Winkelbogen) (Morrey et al., 1981).

Der Bewegungsumfang des Ellenbogengelenks kann jedoch durch Traumen oder systemischen Erkrankungen eingeschränkt sein. Aus dieser Bewegungseinschränkung können u.a. therapeutische Konsequenzen entstehen. Daher ist es wichtig, dass die Messwerte replizierbar und unabhängig von Untersucher und Zeitpunkt sind.

3.4 Verfahren zur Erhebung der Beweglichkeit des Ellenbogengelenks

Dieses Kapitel behandelt die verschiedenen Verfahren zur Erhebung des Bewegungsumfanges des Ellenbogens. Zuerst werden die statistischen Methoden erörtert, welche in den folgenden Kapiteln angewendet wurden. Danach werden die verschiedenen Verfahren in Kürze beschrieben und im Anschluss die Ergebnisse präsentiert.

Zusätzlich zu der manuellen NNM gab es eine Vielzahl an Validierungsstudien für andere Messverfahren zur Erhebung des Bewegungsumfanges des Ellenbogens. Die folgenden Kapitel befassen sich mit einer kleinen Auswahl dieser Messverfahren und geben einen Überblick über deren Relevanz für die ROM-Erhebung.

3.4.1 Statistische Methodik

Dieses Kapitel befasst sich mit den statistischen Methoden, welche für das weitere Verständnis der folgenden Kapitel essenziell ist. Bei den beschriebenen Methoden handelt es sich um den Intraklassen-Korrelations-Koeffizient, auch ICC genannt, und das Bland-Altman-Diagramm.

Der Intraklassen-Korrelation-Koeffizient ist ein dimensionsloser Reliabilitätsindex, welcher die Reproduzierbarkeit der Messwerte erhebt. Damit wird u.a. die Intrarater- sowie die Interrater-Reliabilität einer Studie bestimmt. (McGraw and Wong, 1996) Die Intrarater-Reliabilität gibt dabei die Übereinstimmung der Messwerte eines Untersuchers an während die Interrater-Reliabilität die Übereinstimmung zwischen Untersuchern betrachtet. Der ICC kann dabei Werte zwischen 0 und 1 annehmen. Je stärker sich die Werte an 1 annähern, desto größer ist die Übereinstimmung der Messergebnisse. (Watson and Petrie, 2010)

Cicchetti, D. hat zur Einschätzung der Reliabilität folgende Richtlinien zur Bewertung der ICC-Werte gegeben (Cicchetti, 1994):

Tabelle 4: Bewertung des ICC (Cicchetti, 1994)

ICC-Werte	Bewertung
0,75 – 1,00	exzellent
0,60 – 0,74	gut
0,59 – 0,40	moderat
<0,40	schlecht

Im klinischen Alltag wird von einer Messmethode erwartet, dass diese möglichst die wahren Messwerte widerspiegelt. Dies ist aufgrund des Bias einer Messmethode aber nahezu unmöglich. Um eine neue Messmethode zu etablieren, muss diese daher mit der derzeit üblichen Methode verglichen werden.

Das Bland-Altman-Diagramm versucht diesen Vergleich mittels eines Streudiagramms zu veranschaulichen. Dabei wird die Differenz der Messergebnisse gegen den Mittelwert der beiden Messmethoden aufgetragen. (Bland and Altman, 1986, Bland and Altman, 1999)

Zur Beurteilung der Ergebnisse wird üblicherweise der Mittelwert der Differenz zwischen beiden Messmethoden („Bias“) sowie die 95%-Limits of Agreement (=LoA ($\pm 1,96$ SD)) visuell in dem Bland-Altman-Diagramm festgehalten. Die LoA geben den Bereich an in dem 95% der Messwertdifferenzen zu erwarten sind. (Bland and Altman, 1995) Anhand der LoA kann so abgeschätzt werden, wie gut die zwei Messmethoden miteinander übereinstimmen. Je kleiner dieser ist, desto besser ist die Übereinstimmung. Ob die LoA ausreichen um die Alternativmethode anstatt der gängigen Messmethode zu nutzen, hängt maßgeblich von der Forschungsfrage ab. Dabei sollten Messwerte die am Rand des LoA liegen, eine ähnliche Interpretation der Messwerte erlauben wie die gängige Methode (Myles and Cui, 2007).

3.4.2 Manuelle Bewegungsumfangmessung

Im Jahr 1998 publizierten Armstrong et al. eine Studie zur Reliabilität der NNM am Ellenbogengelenk (Armstrong et al., 1998). Das Ziel dieser Studie war es die

Intrarater- und die Interrater-Reliabilität für verschiedene ROM-Methoden, u.a. das universale Goniometer, zu bestimmen.

Insgesamt nahmen 38 erwachsene Probanden mit Ellenbogenvorerkrankungen an der Studie teil. Für den Versuchsaufbau wurden mehrere Räume genutzt, in welchen jeweils eine ROM-Methode angewendet wurde. Die Rater, welche unterschiedliche Erfahrungen im Umgang mit den Messverfahren hatten, maßen am selben Tag die Probanden mit jeder Methode jeweils zwei Mal. Die Position der Probanden sowie der Messvorgang wurden standardisiert durchgeführt.

Im Folgenden werden aufgrund der Relevanz lediglich die Intrarater- und Interrater-Differenz sowie das 95% Konfidenzintervall und deren Intraklassen-Korrelationskoeffizient des universalen Goniometers betrachtet.

Tabelle 5: Intrarater Reliabilität des Ellenbogens mittels universellen Goniometers (Armstrong et al., 1998)

Bewegungen	Ø Differenz ± 95% KI (°)	Ø ICC
Extension	3,5 ± 6,6	0,8 (0,45 – 0,98)
Flexion	3,2 ± 5,9	0,86 (0,55 – 0,98)
Supination	4,0 ± 7,7	0,97 (0,96 – 0,99)
Pronation	4,2 ± 7,7	0,97 (0,96 – 0,99)

Die Intrarater-Reliabilität war insgesamt sehr hoch. Von den 20 errechneten ICCs wiesen 17 Werte über .89 vor.

Die durchschnittliche Intrarater-Differenz überschritt dabei nie 5°. Das durchschnittliche obere 95% Konfidenzintervall betrug 5,9° für Flexion, 6,6° für Extension und jeweils 7,7° für Pronation und Supination.

Tabelle 6: Interrater Reliabilität des Ellenbogens mittels universellen Goniometers (Armstrong et al., 1998)

Bewegungen		Ø Differenz ± 95% KI (°)	ICC
Extension	1. Durchgang:	6,6 ± 7,7	0,87
	2. Durchgang:	7,3 ± 10,2	0,58
Flexion	1. Durchgang:	6,2 ± 8,9	0,62
	2. Durchgang:	6,5 ± 9,5	0,58
Supination	1. Durchgang:	9,4 ± 11,2	0,93
	2. Durchgang:	6,9 ± 7,8	0,90
Pronation	1. Durchgang:	8,4 ± 9,5	0,83
	2. Durchgang:	7,3 ± 8,3	0,86

Die Interrater-Reliabilität für Extension/Flexion fiel moderat bis gut aus, mit ICC Werten zwischen .58 – 87. Die rotatorischen Bewegungen korrelierten insgesamt gut mit Werten zwischen .83 – 93. Die maximale Interrater-Differenz betrug 6,5° für Flexion, 7,3° für Extension, 8,4° für Pronation und 9,4° für Supination. Das obere 95% Konfidenzintervall betrug 9,5° für Flexion, 10,2° für Extension, 9,5° für Pronation und 11,2° für Supination. (Armstrong et al., 1998)

Insgesamt wiesen die Rotationsbewegungen bei der Intra- sowie Interratermessung größere Abweichung auf als die Extension/Flexion (Armstrong et al., 1998).

Die Autoren diskutierten u.a. die fehlende Verblindung der Rater bei der Anwendung des universalen Goniometers. Dadurch hätten die Untersucher unbewusst ein subjektives Bias einbringen können. In der Studie wurde dafür exemplarisch die Selbstübereinstimmung (Armstrong et al., 1998) sowie die Tendenz zu bestimmten Messwerten angeführt (Stratford P, 1984).

3.4.3 Photographische Bewegungsumfangmessung

Blonna et al. haben im Jahr 2012 eine Validierungsstudie von einer photographisch-basierte Bewegungsumfangsmessung am Ellenbogengelenk für die Extension/Flexion durchgeführt. Die Ergebnisse wurden mit der klinischen Bewegungsumfangsmessung, welche mittels eines universalen Goniometers erfasst wurde, verglichen. (Blonna et al., 2012)

Zur Validierung dieser Methodik wurde u.a. das Bland-Altman-Diagramm (mittels der Messwerte des Ellenbogenchirurgen), der systematische Fehler (durchschnittlicher Fehler zwischen den Messungen) und die Intra- sowie Interrater Reliabilität der photographischen, wie auch der klinisch-manuellen Bewegungsumfangsmessung ermittelt. (Blonna et al., 2012)

Insgesamt gab es vier Untersucher, welche für jede Messmethode bis zu 50 Ellenbogen von 43 erwachsenen Probanden mit Ellenbogenkontrakturen vermessen haben. (Blonna et al., 2012)

Für den Versuchsaufbau wurde der Bewegungsumfang der Probanden am selben Tag jeweils zweifach photographisch und klinisch-manuell erhoben. Die Messungen fanden ausschließlich verblindet statt. Die Position der Probanden war dabei standardisiert. Die Auswahl der knöchernen Landmarken zwecks ROM-Messung wurde dem Untersucher überlassen. (Blonna et al., 2012)

Für die photographischen ROM-Messung wurde die Kamera auf den Ellenbogen zentriert (Blonna et al., 2012).

Die Tabelle 7 – Tabelle 8 zeigt exemplarisch die Ergebnisse der Intrarater- und Interraterdifferenz von Blonna et al. sowie das 95% Konfidenzintervall und deren Intraklassen-Korrelations-Koeffizient der photographischen ROM-Messung.

Tabelle 7: Intrarater Reliabilität des Ellenbogens der photographischen Bewegungsumfangsmessung (Blonna et al., 2012)

Bewegungen		Ø Differenz ± 95% KI (°)	ICC
Ellenbogen- chirurg	Extension	-1 ± 5	0,99
	Flexion	-1 ± 4	0,98
Assistenzarzt	Extension	2 ± 5	0,98
	Flexion	-3 ± 6	0,94

Insgesamt fiel die Intrarater-Reliabilität sehr hoch aus. Alle ICCs wiesen dabei Werte zwischen .94 – .99 auf. Die durchschnittliche Intrarater-Differenz reichte dabei von -3° – 2°. Das 95%-Konfidenzintervalle betrug für die Extension ± 5° und reichte für die Flexion von ±4° – ±6°. (Blonna et al., 2012)

Tabelle 8: Interrater Reliabilität des Ellenbogens der photographischen Bewegungsumfangsmessung (Blonna et al., 2012)

Bewegungen		Ø Differenz ± 95% LoA (°)	ICC
Ellenbogen- chirurg/ Assistenzarzt	Extension	-3 ± 7	0,97
	Flexion	-1 ± 6	0,98

Das ICC der Interrater Reliabilität zwischen Ellenbogenchirurg und Assistenzarzt fiel ähnlich hoch wie die ICCs der anderen Untersucher aus. Durchschnittlich war das ICC der Untersucher für die Extension .97 und für die Flexion .93. Damit waren die ICC-Werte nach der Bewertung von Cicchetti, D. (Kapitel 3.4.1) hervorragend. Auch die 95%-Limits of Agreement der obigen Untersucher sind, laut Blonna, D., mit Werten zwischen ± 6 - ± 7 niedrig. (Blonna et al., 2012)

Tabelle 9: Differenz der beiden Messmethoden +95%-LoA (photographische – klinisch-manuelle) und deren ICC des Ellenbogenchirurgen (Blonna et al., 2012)

Bewegungen	Ø Differenz ± 95% LoA (°)	ICC
Extension	0,5 ± 7,5	0,98
Flexion	0 ± 7	0,96

Um die klinisch-manuelle und die photographische Messmethoden miteinander zu vergleichen, wurden die Messwerte des Ellenbogenchirurgen analysiert. Für die 95%-LoA fanden sich für die Extension $\pm 7,5^\circ$ und für die Flexion von $\pm 7,0^\circ$. Die Intrarater-Reliabilität lag bei .98 für die Extension und bei .96 für die Flexion. (Blonna et al., 2012)

Laut Blonna et al. ist die photographische Ermittlung der ROM daher eine genaue und reliabele Alternative zu der klinisch-manuelle Messung (Blonna et al., 2012).

3.4.4 Radiografische Bewegungsumfangmessung

Eine weitere Methode zu Erhebung des ROM von Gelenken ist die radiografische Bewegungsumfangsmessung.

2011 hat Chapleau et al. die Validität des klinisch-manuellen ROM-Messung, mittels handelsüblichen Goniometers, mit der radiographischen Methode verglichen. Die radiographische Messmethode galt aufgrund ihrer Präzision als Goldstandard. (Chapleau et al., 2011)

Insgesamt wurden 51 freiwillige erwachsene Probanden aus dem Gesundheitswesen rekrutiert. Bei den Probanden wurden jeweils drei klinisch-manuelle Messungen sowie zwei radiographische Messung von zwei unterschiedlichen Untersuchern in derselben Position durchgeführt. Es wurden dabei die Winkel von Extension/Flexion sowie der Ellenbogenachse erhoben. (Chapleau et al., 2011)

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Messwertdifferenz sowie das 95% Konfidenzintervall, mithilfe des Bland-Altman-Diagramms, der Pearson Korrelationskoeffizient und der Interrater-Reliabilität der radiographischen Methode dargestellt.

Tabelle 10: Interrater Reliabilität des Ellenbogens der radiologischen Bewegungsumfangsmessung (Chapleau et al., 2011)

Bewegungen	ICC
Extension	0,99
Flexion	0,98
Ellenbogenachse	0,99

Tabelle 11: Differenz der beiden Messwerte + 95%-LoA (radiologisch – klinisch-manuell) & Pearson Korrelationskoeffizient (Chapleau et al., 2011)

Bewegungen	Ø Differenz ± 95% LoA (°)	PCC
Extension	-1,1 ± 10,3	0,688
Flexion	-2,4 ± 7,1	0,648
Ellenbogenachse	-3 ± 6,5	0,705

Die Interrater Reliabilität der radiologischen Messmethode fiel mit ICC Werten von .98 – .99 für Extension/Flexion sowie der Ellenbogenachse hervorragend aus (Chapleau et al., 2011).

Für die Bland-Altman Analyse von der radiologischen mit der klinisch-manuellen Messmethode lagen die 95%-LoA für die Extension bei $\pm 10,3^\circ$, für die Flexion bei $\pm 7,1^\circ$ und für die Ellenbogenachse bei $\pm 6,5^\circ$ (Chapleau et al., 2011).

Anhand der Ergebnisse zogen Chapleau et al. den Schluss, dass obwohl die Messwerte miteinander korrelierten es dennoch systematische Fehler zwischen den Messmethoden gibt (Chapleau et al., 2011).

Abschließend empfahl Chapleau, J. die radiologische Messmethode aufgrund ihrer Präzision, bei wissenschaftlichen Arbeiten zu bevorzugen. Die klinisch-manuelle Messung sei im klinischen Alltag jedoch aufgrund der einfachen Handhabung vollkommen ausreichend. (Salter, 1955, Chapleau et al., 2011)

3.5 Telemedizin

Die Telemedizin ist ein noch relativ neuer Begriff im Gesundheitswesen. Definiert wird sie als Gebrauch von Telekommunikations- und Informationstechnologien in der klinischen Versorgung und Bereitstellung von medizinischen Informationen. (Perednia and Allen, 1995)

Dadurch, dass die Telemedizin ortsunabhängig ist, kann die Kommunikation zwischen Gesundheitsdienstleister und Patienten oder zwischen Gesundheitsdienstleistern untereinander auch aus der Ferne stattfinden. Telemedizinische Verfahren sind nicht als neue Behandlungsmethode, sondern viel mehr als eine Prozessinnovation zu verstehen, wie es auch in vorliegender Dissertationsarbeit gezeigt wird. (Perednia and Allen, 1995)

Laut Roine et al. wird erwartet, dass die Telemedizin die Fairness und Gleichheit der Gesundheitsversorgung durch die bessere Zugänglichkeit zu medizinischen Dienstleistungen erhöht (Roine et al., 2001).

Hauptsächliche Einsatzgebiete für die Telemedizin sind heutzutage bereits Telemonitoring, Teleconsulting und Telerehabilitation. Aufgrund der Vielfältigkeit der möglichen Einsatzgebiete kann es jedoch in nahezu allen Fachbereichen Anwendung finden. (Ekeland et al., 2010, de la Torre-Díez et al., 2015)

Diese Gründe machen die Telemedizin besonders interessant für das Gesundheitswesen. Insbesondere unter den Aspekten Kosteneffizienz und Patientenzufriedenheit wird nach alternativen Möglichkeiten in der Gesundheitsversorgung gesucht. Die Bundesregierung ist sich dieser Bedeutung auch bewusst und mit dem geplanten Digitalen Versorgung-Gesetz – DVG in Deutschland erhalten GKV-Versicherte das erste Mal rechtlich auch Anspruch auf digitale Gesundheitsanwendungen.

Bisher haben sich eine Vielzahl von Studien mit der Kosteneffektivität, Kosten-Nutzwertanalyse sowie der Patientenzufriedenheit befasst. Aufgrund der Neuheit dieses Feldes gibt es aber nur wenige Langzeitstudien bzw. Studien mit großem Stichprobenumfang.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der bisherigen Studien bzw. Reviews auf die o.g. Kriterien untersucht. Die systematischen Reviews von de la Torre-Díez et al. und von Ekeland et al. haben sich mit der Kosteneffektivität des telemedizinischen Feldes befasst. In Screeninguntersuchungen zur diabetischen Retinopathie konnten so

bereits eine Reduktion der Behandlungskosten als auch der resultierenden Blindheit erreicht werden (de la Torre-Díez et al., 2015, Jackson et al., 2008).

Auch in der Versorgung von chronischen Krankheiten (u.a. Diabetes mellitus) konnte in einigen Studien eine Verbesserung der Kosteneffektivität gefunden werden (Gaikwad and Warren, 2009, Polisena et al., 2009).

Laut Ekeland et al. suggerieren mehrere Autoren, dass die Telemedizin kosteneffektiver sei als die herkömmlichen Methoden (Ekeland et al., 2010).

Nach dem Review von Rojas et al. konnten zeigen, dass 91% der untersuchten Studien zur Telehomecare eine Kosteneffektivität gegenüber den herkömmlichen Methoden hatten. Die Kosteneffektivität kam u.a. durch Senkung der Rehospitalisierungsrate, eine erhöhte Patientenzufriedenheit und -compliance sowie Lebensqualität zustande. (Rojas and Gagnon, 2008)

Kruse et al. konnten eine höhere Benutzerfreundlichkeit sowie Patientenzufriedenheit der telemedizinischen Methoden feststellen. Im Gegensatz zu den vorherigen Studien fielen die Ergebnisse bezüglich Kosteneffektivität uneinheitlich aus. (Kruse et al., 2017)

Trotz einer Vielzahl an Studien mit zum Teil vielversprechenden Ergebnissen kritisierten einige Autoren die derzeitige Studienlage.

Laut Whitten et al. nutzten viele der beobachteten Studien lediglich einfache Kostenvergleiche anstatt Kosten-Nutzwertanalysen (Whitten et al., 2002).

Auch andere Autoren kritisierten die fehlenden einheitlichen Indikatoren zur Analyse der Kosteneffektivität sowie die methodischen Limitationen der bestehenden Studien (Griffiths et al., 2006, Rojas and Gagnon, 2008). Diese Limitationen wurden u.a. auf geringe Stichprobenumfänge und ungenügendem Studiendesign, wie z.B.: Studiendauer zurückgeführt (Mair and Whitten, 2000, Mistry, 2012).

Aufgrund der Vielzahl der möglichen Einsatzgebiete sowie der derzeitigen Studienlage wurde von einer Generalisierung der Studienergebnisse abgeraten (Roine et al., 2001, Mistry, 2012, Rojas and Gagnon, 2008) und eine weitere wissenschaftliche Exploration mit höherwertigen Studien empfohlen (Ekeland et al., 2010, Polisena et al., 2009).

3.5.1 Telemedizin in der Pädiatrie/Kinderchirurgie

Abweichend von anderen Fachgebieten wurde in den pädiatrischen Fächern erst wenige telemedizinische Studien durchgeführt. Eine Studie, welche sich mit der Patientenzufriedenheit, Qualität der Interaktion sowie dem Zeit- und Kostenfaktor befasst ist die prospektive randomisierte Studie von Goedeke et al (Goedeke et al., 2018).

Im Anschluss an die klinische, chirurgische Versorgung wurden 224 Patienten der kinderchirurgischen Klinik im Alter von 0 – 17 Jahren in entweder eine telemedizinische oder ambulante Nachuntersuchung randomisiert. Die Qualität der Interaktion wurde im Anschluss an die Nachuntersuchung anhand des Wissensstands zum Status der Erkrankung, Weiterbehandlung sowie postoperative Instruktionen gemessen. Zur Objektivierung wurde dafür die Likert-Skala³ genutzt. Die telemedizinische Nachsorge wurde dabei mit 77.8% vs. 48% für die ambulanten Untersuchung signifikant besser bewertet. (Goedeke et al., 2018)

Auch in der Patientenzufriedenheit konnte eine leichte Verbesserung der telemedizinischen Methode gegenüber der herkömmlichen Methode beobachtet werden (Telemedizinisch = 5.40; vor Ort = 5.10). Ermittelt wurde dies mittels einer sechsstufigen Ordinalskala (1= maximale Unzufriedenheit, 6= maximale Zufriedenheit). (Goedeke et al., 2018)

Es konnten außerdem signifikante zeitlichen und finanziellen Ersparnisse mittels der telemedizinischen Methode beobachtet werden. Bei der telemedizinischen Nachsorge hatten 94,8 % der Probanden ein zeitlicher Aufwand von unter 60 Minuten. Demgegenüber standen 40,2% der Probanden aus der ambulanten Gruppe. Eine notwendige Freistellung der Betreuer/Begleitperson von der Arbeit, und somit finanzieller Ausfall, wurde bei 10 Betreuern der telemedizinischen Gruppe gegenüber 54 Betreuern der ambulanten Kontrollgruppe beobachtet. (Goedeke et al., 2018)

³ Ausführliche Informationen hierzu findet sich in der Originalarbeit Likert, R. A. 1932. A Technique for Measurement of Attitudes. Archives of Psychology, 22, 55.

3.5.2 Telemedizinischen Bewegungsumfangmessung

Trotz der Vielzahl an Studien zur Telemedizin haben sich bisher nur einzelne Studien mit einer telemedizinischen Erfassung von orthopädischen Bewertungstests befasst. Chanlalit et al. haben sich in der Studie „*Validation of the telemedicine-based goniometry for measuring elbow range of motion*“ mit dem Vergleich der telemedizinischen Erfassung des Bewegungsumfanges eines Ellenbogens mit der klinisch-manuellen Methode befasst. (Chanlalit and Kongmalai, 2012)

Der Stichprobenumfang betrug 30 Probanden, welche, im Gegensatz zu dieser Dissertationsstudie, aus medizinischem Personal und nicht aus realem Patientengut rekrutiert wurden. Insgesamt sind somit 60 Ellenbogenvermessungen in der Studie evaluiert worden. (Chanlalit and Kongmalai, 2012)

Die klinisch-manuelle wie auch die telemedizinische Messung wurden von dem gleichen Ellenbogenspezialisten durchgeführt. Bei der klinisch-manuellen Messung wurde zwecks Verblindung ein unkenntlich gemachtes Goniometer verwendet. (Chanlalit and Kongmalai, 2012)

Die klinisch-manuelle Messung wurden dabei am gleichen Tag wie die telemedizinische Aufzeichnung durchgeführt. Die telemedizinische Aufzeichnung wurde jedoch erst eine Woche nach der manuellen Messung ausgewertet. (Chanlalit and Kongmalai, 2012)

Die Ausgangspositionen für Supination und Pronation wurden, wie in Kapitel 3.3.2 beschrieben, gewählt. Die Messung für Extension und Flexion wurden aus einer 90°-Flexion des Schultergelenks und nach medial gerichteten Handflächen ausgeführt. Chanlalit et al. haben die Messdaten mittels Bland-Altman-Diagramm analysiert und die 95%-LoA ermittelt (Abbildung 6). (Chanlalit and Kongmalai, 2012)

Für die Extension lag die durchschnittliche Differenz zwischen den Messmethoden bei 2,6° mit LoA von $\pm 7,8^\circ$, für die Flexion bei $-2,1^\circ \pm 13,3^\circ$, für die Supination bei $-3,3^\circ \pm 22,8^\circ$ und für die Pronation bei $0,2^\circ \pm 22,2^\circ$. (Chanlalit and Kongmalai, 2012)

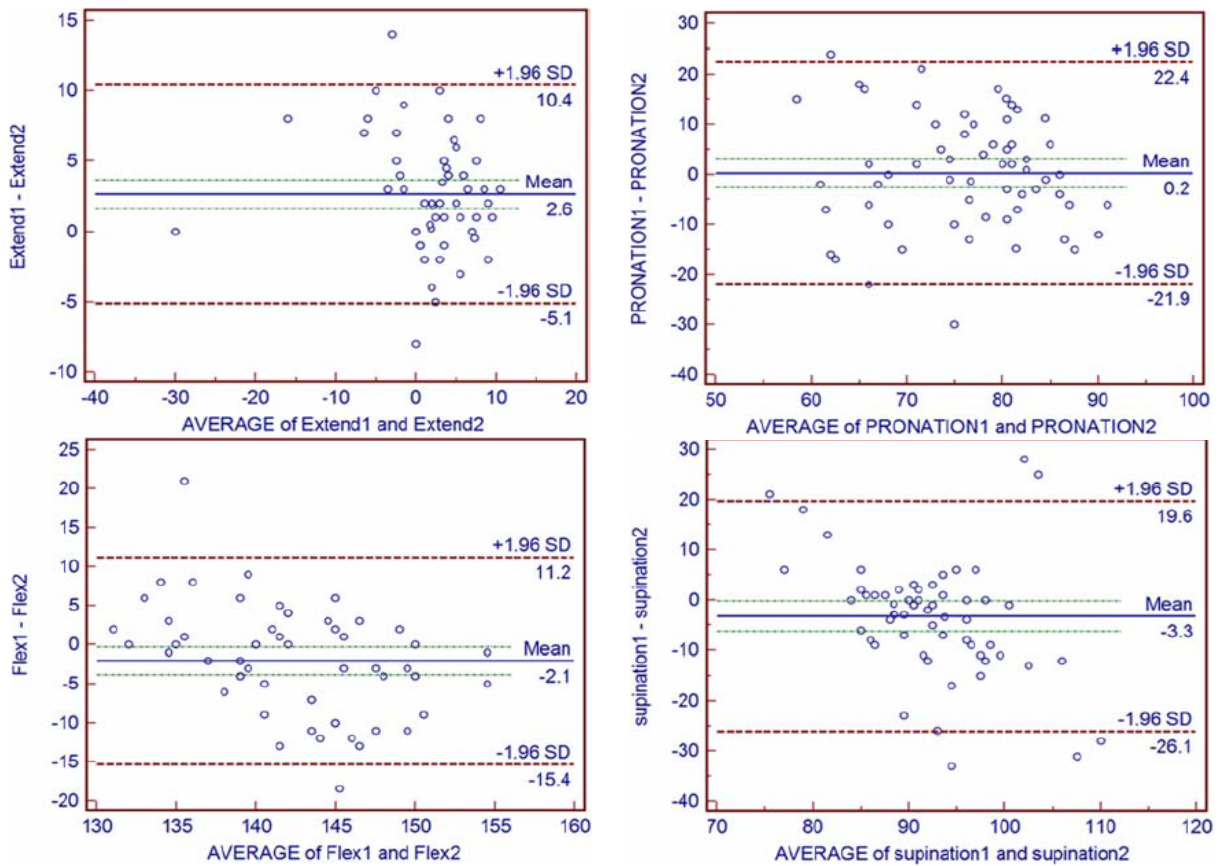


Abbildung 6: Bland-Altman-Diagramme von Extension/Flexion und Supination/Pronation (Chanlalit et al. 2012)

Tabelle 12: Differenz der beiden Messmethoden +95%-LoA (telemedizinisch – klinisch-manuelle) & ICC (Chanlalit et al. 2012)

Bewegungen	Ø Differenz ± 95% LoA (°)	ICC
Extension	2,6 ± 7,8	0,81
Flexion	-2,1 ± 13,3	0,46
Supination	-3,3 ± 22,8	0,11
Pronation	0,2 ± 22,2	0,35

Der Intraklassen-Korrelations-Koeffizient (ICC) zwischen der telemedizinischen und der klinisch-manuellen Methode lagen nach Cicchetti, D. (Cicchetti, 1994) für die Extension in einem exzellenten und für die Flexion in einem moderaten Bereich. Für die rotatorischen Bewegungen (Supination und Pronation) waren die ICC-Werte hingegen schlecht.

In der Diskussion wurde als mögliche Fehlerquelle eine fehlende Höhenanpassung der Kamera an die Patienten genannt. Dadurch wurden die Übungen der Probanden

in unterschiedlichen Winkeln aufgenommen. Dies könnte zu einer Verzerrung der Messwerte geführt haben. (Chanlalit and Kongmalai, 2012)

Laut Chanlalit et al. ist die telemedizinische Erfassung der ROM anhand seiner Studie jedoch als technisch machbar anzusehen (Chanlalit and Kongmalai, 2012).

4 Material und Methoden

4.1 Probanden

4.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Zur Teilnahme an der Studie waren prinzipiell alle Kinder, unabhängig des Grundes der Vorstellung, zwischen fünf und vierzehn Jahren berechtigt, welche sich in der kindertraumatologischen Sprechstunde der JGU Mainz vorstellten. Die untere Altersgrenze wurde bewusst bei fünf Jahren gesetzt, da im Rahmen der Prätest-Phase festgestellt wurde, dass jüngere Kinder, die Anweisungen zu den Untersuchungen nicht umsetzen konnten.

Als Studienprobanden kamen dabei jene Patienten in Frage, welche körperlich und geistig in der Lage waren, die erforderlichen Übungen durchzuführen. Dabei waren weder akute noch chronische Verletzungen jedweder Art ein Ausschlusskriterium.

Falls aufgrund von Schmerzen oder mechanischer Fixierung eine korrekte Ausführung der ROM-Messung nicht möglich war, wurde lediglich der Bewegungsumfang der nicht-betroffenen Übungen bzw. Körperseite erhoben. Von einer mehrfachen Erhebung der Probanden wurde abgesehen.

4.1.2 Patientenkollektiv

Bei Terminierung des stationären Aufenthalts wurden die Eltern von potenziellen Probanden auf die o.g. Studie angesprochen. Bei grundsätzlichem Interesse an einer Teilnahme wurde Ihnen eine Informationsschrift ausgehändigt.

Als die Probanden in der traumatologischen Sprechstunde wiedervorstellig wurden, wurde das Verständnis der Informationsschrift eruiert und die Einwilligung mittels Einwilligungserklärung für Kinder (Anhang 4: Einwilligungserklärung Kinder) sowie Erziehungsberechtigte (Anhang 8) eingeholt.

Sofern die Probanden nicht durch Schmerzen oder einer mechanischen Fixierung an der Bewegung gehindert wurden, wurden an beiden Armen die zwei Freiheitsgrade, Flexion/Extension und Pronation/Supination des Ellenbogengelenkes sowie die Ellenbogenachse bestimmt. Somit kamen pro Probanden bis zu zehn Winkelmessungen zustande.

Die Patienten sowie die Erziehungsberechtigten wurden schriftlich in Form einer Informationsbroschüre (Anhang 2 - Anhang 3 & Anhang 5 - Anhang 7), sowie mündlich über den Ablauf und Zweck der Studie unterrichtet.

Die Ethikkommission der Landesärztkammer Rheinland-Pfalz prüfte und bewilligte die Vorgehensweise.

Insgesamt waren an den untersuchten Studientagen vom 23.10.2017 bis zum 15.03.2018 321 Patienten in der traumatologischen Sprechstunde vorstellig geworden. Davon erfüllten 252 Patienten die erforderlichen Einschlusskriterien.

Um die Belastungen auf einem, für den klinischen Betrieb, verträglichen Niveau zu halten, wurden von den 252 Patienten nur jeder Vierte gefragt, ob sie an der Studie teilnehmen wollen.

Von den 63 befragten Patienten lehnten 11 nach der Aufklärung die Teilnahme an der Studie ab.

So nahmen im Zeitraum von dem 23.10.2017 bis zu dem 15.03.2018 insgesamt 52 Probanden an der Studie teil (Abbildung 7). Dabei waren 34 Probanden männlich und 18 weiblich. Dies lag einerseits an der ungleichmäßigen Geschlechterverteilung im Beobachtungszeitraum und andererseits an der systematischen Befragung jedes vierten Patienten.

Von den 52 Patienten wurden 43 vollständig, 6 einseitig und 3 unvollständig erfasst und ausgewertet. Die einseitige Erfassung fand bei drei Probanden aufgrund eines akut schmerzenden Traumas statt. Wegen einer mechanischen Fixierung fand bei drei Probanden die Erhebung einseitig sowie bei zwei Probanden unvollständig statt.

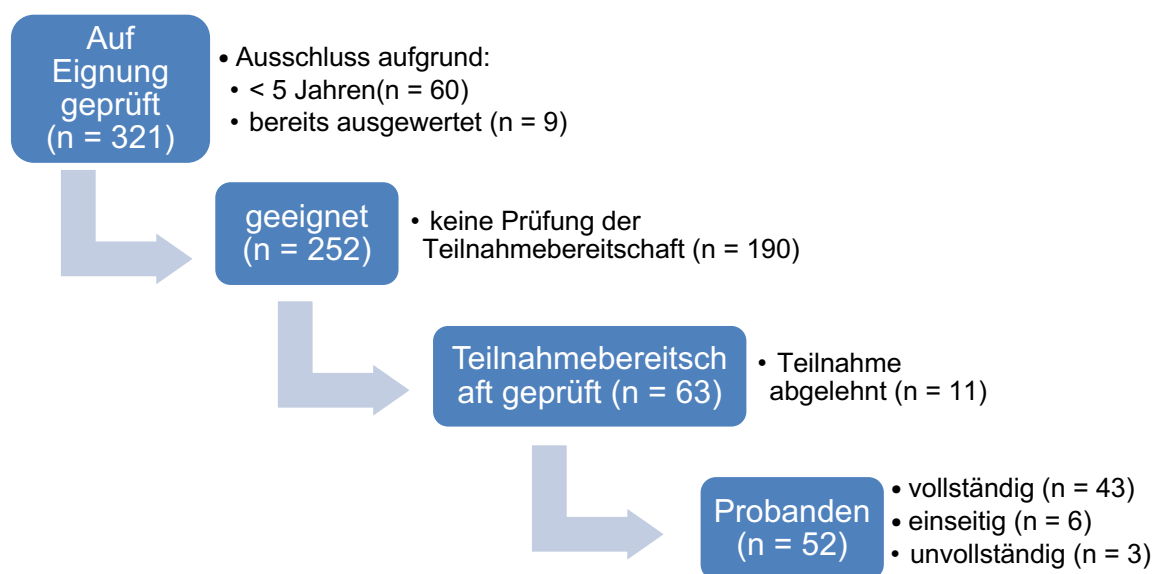


Abbildung 7: Flowchart Patientenkollektiv

4.2 Material und Versuchsaufbau

Die obengenannte Studie wurde in zwei Räumen der Notfallaufnahme der Chirurgie (Gebäude 505) in der Universitätsklinik der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz durchgeführt.

Jeder Raum war bereits mit einem klinikseigenen Computer (mit dem Betriebssystem Windows XP) ausgestattet. Die zwei verwendeten Webcams (Logitech Quickcam Pro 9000) wurden von der Klinik und Poliklinik für Kinderchirurgie zur Verfügung gestellt. Die Webkonferenz wurde mit dem Programm „Adobe Connect“ (Version: 9.7) durchgeführt. Dafür wurde ein eigens für die Studie angelegter DFN-Zugang der Universitätsmedizin der JGU Mainz genutzt.

Für die Auswertung der telemedizinischen ROM–Aufnahmen wurde das Winkelmessprogramm „PixelStick“ (Version: 2.10.3) auf einem MacBook Pro Mitte 2012 (Version: 10.13.1) genutzt. Außerdem wurden für die Darstellung der maximalen Pronations-, sowie Supinationsstellung zwei schwarze Kugelschreiber verwendet, welche die Achse der Hand widerspiegeln sollten, um eine exaktere Messung der Winkel zu gewährleisten.

Für die Auswertung der manuellen ROM–Untersuchung wurden handelsübliche universale Goniometer genutzt (Abbildung 1: Universal Goniometer).

Die statistische Auswertung sowie die Abbildungen in der Auswertung wurden mit SPSS (Version 23) erstellt.

4.3 Studienablauf

Sofern die Patienten sowie deren Erziehungsberechtigten ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Studie gegeben und die Einwilligungserklärung unterschrieben hatten, wurden die Probanden in einen, eigens für den Zweck der Studie eingerichteten, Raum gebeten.

Vor der eigentlichen telemedizinischen Untersuchung wurde den Probanden und den Erziehungsberechtigten an dem Computer ein Erklärungsvideo gezeigt. In diesem Erklärungsvideo wurden von dem Doktoranden die durchzuführenden Übungen erklärt und kindgerecht demonstriert⁴. Insgesamt wurden fünf verschiedene Übungen gezeigt, welche in der Studie ausgewertet wurden. Dadurch kamen bis zu zehn verschiedene Winkelmesswerte (à 5 Übungen je Seite) zustande. Diese Übungen hatten zum Ziel den gesamten Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk zu erfassen. Vor Beginn der Untersuchungen erfolgte die Pseudonymisierung durch Zuordnung einer fortlaufenden Probandennummer. Personenbezogene Daten der Patienten wurden nicht gespeichert.

Die telemedizinische Untersuchung des ROM wurde durch eine Webkonferenz zwischen dem Doktoranden und dem Probanden durchgeführt. Die Webcams wurden mit einer horizontalen Ausrichtung auf dem Computermonitor in einer Höhe von circa 1,10m befestigt.

Die Übungen hatten folgenden Ablauf:

Für die erste sowie zweite Übung stand der Proband frontal zu der Webcam ausgerichtet. Er wurde aufgefordert seine Arme in der Frontalebene bis in die Waagerechte anzuheben. Zuerst wurde die Neutral-Null-Stellung der Extensions-/Flexionsstellung eingenommen (Abbildung 10).

Danach wurde der Proband aufgefordert, mit zur Decke zeigenden Handflächen, als erste Übung eine maximale Extensionsstellung (Abbildung 8) und für die zweite Übung eine maximale Flexionsstellung (Abbildung 9) im Ellenbogengelenk einzunehmen.

⁴ <https://www.youtube.com/watch?v=IroK6Qbwte8>

Der Drehpunkt des Goniometers wird am Epicondylus humeri medialis angelegt. Für den proximalen Arm wurde die longitudinale Achse des Humerus gewählt und der distale Arm wurde anhand des Processus styloideus ulnae ausgerichtet.

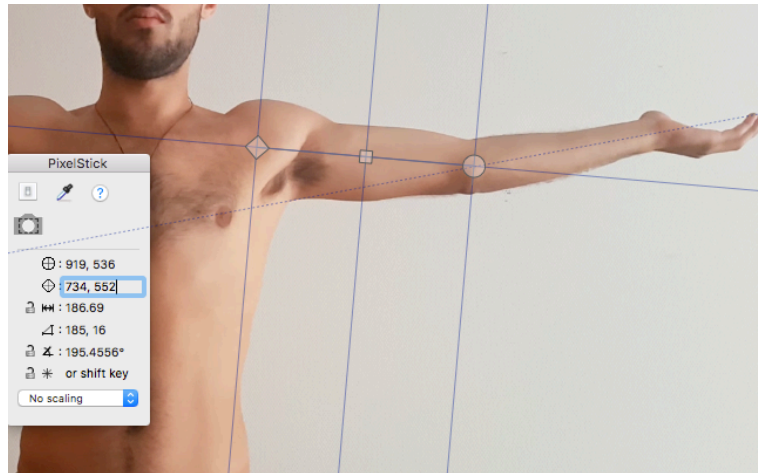


Abbildung 8: Neutral-Null-Stellung für die Extensions-/Flexionsstellung

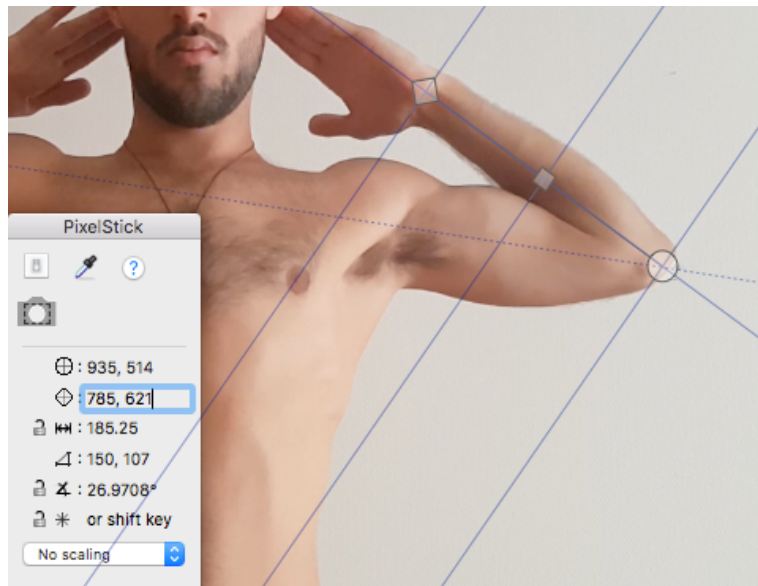


Abbildung 10: maximale Flexionsstellung

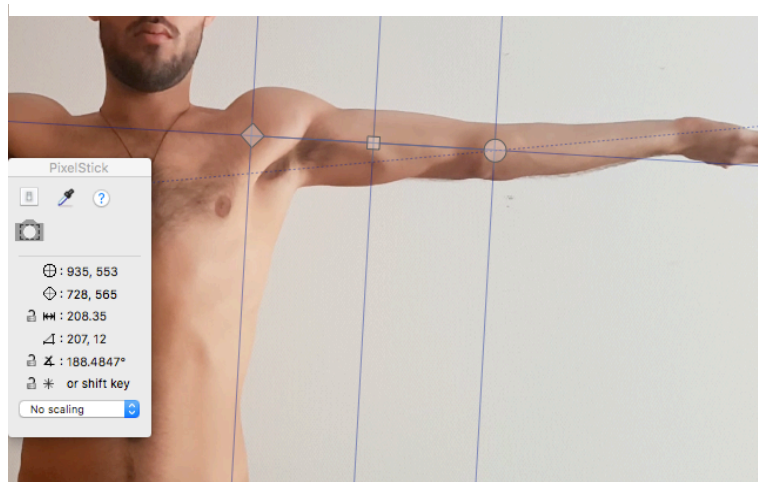


Abbildung 9: maximale Extensionsstellung

Mit der dritten und vierten Übung wurde die maximale Pronations- sowie Supinationsstellung des Ellenbogengelenkes erhoben. Dabei stand der Proband erneut frontal zur Kamera und nahm jeweils einen schwarzen Kugelschreiber in die Faust. Anschließend wurde er dazu aufgefordert, die Ellenbogen an den Körper anzulegen und in einer 90°-Flexionsstellung zu halten. Der Kugelschreiber, der als Referenzpunkt bei der Winkelmessung diente, befand sich dabei in einer Neutral-Null-Stellung (Abbildung 11). Zuerst wurde der Proband gebeten, die Hände in der zuvor eingenommenen Position maximal nach außen (Supinationsstellung (Abbildung 12)) und danach maximal nach innen (Pronationsstellung (Abbildung 13)) zu drehen. Die anatomischen Landmarken wurden dabei wie in Kapitel 3.3.2 gewählt.

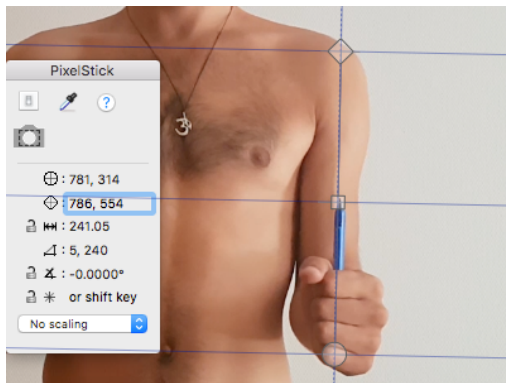


Abbildung 11: Neutral-Null-Stellung für die Supinations-/Pronationsstellung

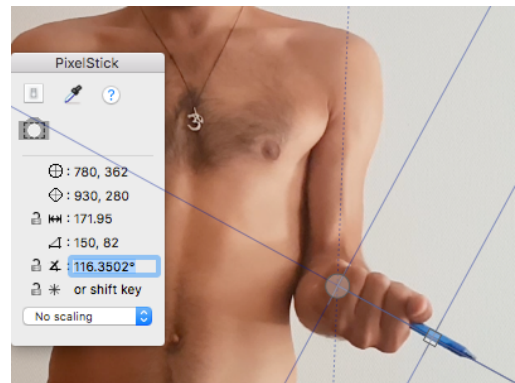


Abbildung 12: maximale Supinationsstellung

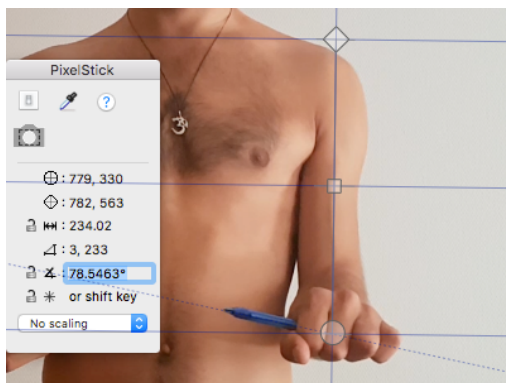


Abbildung 13: maximale Pronationsstellung

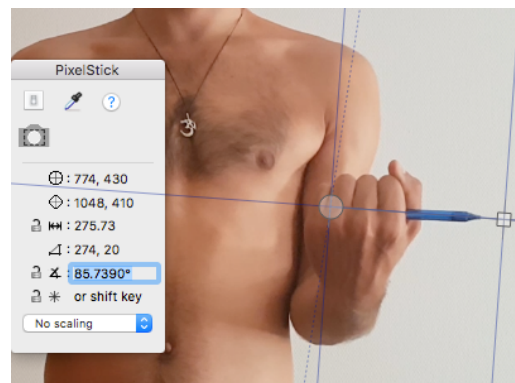


Abbildung 14: maximale Supinationsstellung mit flektierten Handgelenken

Während der Studie ist aufgefallen, dass viele Probanden in maximaler Supinationsstellung eine zusätzliche Mobilität des Hand- bzw. der Fingergelenke aufweisen. Dies führte anfangs zu fälschlicherweise hohen Winkelwerten in der Supination des Ellenbogens. Aus diesem Grund wurde ab dem 13.11.2017 die Ausführung der maximalen Supinationsstellung modifiziert. Um die zusätzliche

Mobilität zu minimieren wurde der Patient gebeten, in der zuvor eingenommenen maximalen Supinationsstellung die Handgelenke palmar zu flektieren (zur Handinnenfläche geneigte Finger) (Abbildung 14).

Die letzte Winkelmessung wurde von der Ellenbogenachse gemacht. Dafür stand der Proband frontal zur Kamera und wurde gebeten mit ausgestreckten Armen (weder extended noch flektiert) und in maximaler Supinationsstellung die Fingerspitzen auf den Boden zu richten (Abbildung 15). Wie bei Armstrong et al. wurde der proximale Arm des Goniometers anhand der longitudinalen Achse des Humerus ausgerichtet. Der Drehpunkt befindet sich an der Schnittstelle der Interepicondylarachse mit den Bizepssehnen. Der distale Arm wird in der Achsenmitte von Processus styloideus ulnae und Processus styloideus radius plaziert. (Armstrong et al., 1998)

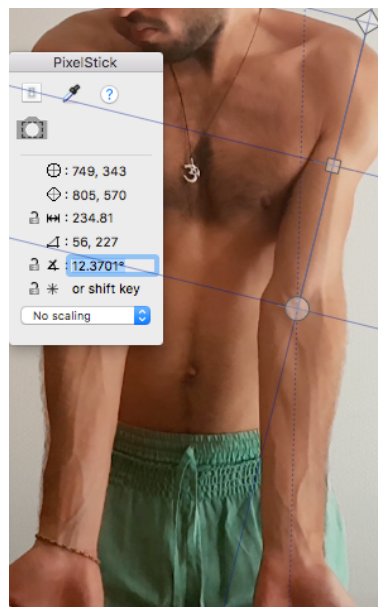


Abbildung 15: Ellenbogenachse

Während der Webkonferenz hat sich der Doktorand durch angeleitete Rotationen der Probanden um deren Längsachse von der korrekten Haltung vergewissert.

In der folgenden Tabelle wurde mithilfe der Abbildung 10 – Abbildung 15 beispielhaft die ROM des Ellenbogengelenks ermittelt.

Tabelle 13: ROM-Messung nach NNM

Bewegung	ROM-Messung nach NNM (°)
Extension/NN/Flexion	0/8/153
Supination/NN/Pronation	86/0/79
Ellenbogenachse	12

Nachdem die Patienten in der Webkonferenz die Übungen im Rahmen der ROM-Untersuchung durchgeführt hatten, wurden dieselben Übungen noch einmal manuell von einem der anwesenden Fachärzte in der Sprechstunde der Kindertraumatologie, nach klinischem Standard, mit Hilfe eines Goniometers evaluiert. Dabei wurde den anwesenden Ärzten die Probandennummer von dem Doktoranden schriftlich mitgeteilt, um eine spätere Zuordnung der Patienten zu gewährleisten.

Die manuell erhobenen Daten wurden mittels einer Eingabemaske (Anhang 9) in eine, separat auf einem gesicherten Server gespeicherten, passwort-geschützten Excel-Sheet erfasst.

Um die telemedizinisch erhobenen Daten der Probanden auswerten zu können wurden über Adobe Connect Aufnahmen gemacht, welche sicher im DFN-Zugang verwahrt wurden. Diese Aufnahmen wurden zwei Tage später durch den Doktoranden mit dem Winkelmessprogramm „PixelStick“ vermessen und in eine eigene Eingabemaske (Anhang 10) eingetragen und in eine passwort-geschützte Excel-Tabelle eingespeist. Diese Aufnahmen wurden mit Fertigstellung der Doktorarbeit gelöscht.

Wie den Eingabemasken zu entnehmen ist, wurde bei der manuellen, wie auch der telemedizinischen Erhebung Probandennummer, Alter, Geschlecht, Untersuchungsart und Bewegungsausmaße notiert. Das aktuelle Datum wurde dabei automatisch ergänzt. Als zusätzliche Informationen wurde bei der manuellen Untersuchung noch die Diagnose, welche für die aktuelle Sprechstundenvorstellung verantwortlich war, sowie das Traumatatum erhoben. Außerdem wurden bei den Erziehungsberechtigten durch drei Fragen vom Einfachauswahltypus die

Anfahrtsdauer, eventuell zusätzlich entstandene Kosten für die Anreise und Präferenz der Erhebungsmethodik erfragt.

Für die Auswertung der Daten wurden anhand der Probandennummer die manuellen und telemedizinischen Messungen miteinander gekoppelt.

Um später noch weitere Aussagen über die Intra-Klassen-Korrelation machen zu können, wurde bei den Probanden 41 – 52 noch eine zweite manuelle Erhebung der ROM durch den Doktoranden direkt im Anschluss an die erste manuelle Erhebung durchgeführt. Die erste manuelle Messung wurde dabei immer von dem gleichen behandelnden Arzt ausgeführt.

4.4 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertungen wurden folgende Programme verwendet:

1. Excel® (Version: 16.24) von Microsoft
2. SPSS Statistics® (Version: 23) von IBM

Zur Auswertung der gesammelten Daten wurden die Intraklassen-Korrelations-Koeffizienten und Bland-Altman-Diagramme der erfassten Bewegungen bestimmt. Eine übersichtliche Erläuterung dieser Methoden findet sich in Kapitel 3.4.1

Wie in den Studien von Chapleau et al., Chanlalit et al. und Blonna et al. wurde auch in der vorliegenden Studie für die 95%-, „Limits of Agreement“ 10° gewählt um die telemedizinische Messmethode als reliabele Ergänzung zu akzeptieren (Blonna et al., 2012, Chanlalit and Kongmalai, 2012, Chapleau et al., 2011).

5 Ergebnisse

5.1 Zusammensetzung des Patientenkollektivs

5.1.1 Altersverteilung des Gesamtkollektivs

Insgesamt wurden 52 Probanden (34 männliche und 18 weibliche Probanden) in die Studie eingeschlossen. Das Alter der Probanden variierte von fünf bis vierzehn Jahren. Zur Altersverteilung siehe Tabelle 14 und Abbildung 16.

Tabelle 14: Altersverteilung der Probanden

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Median	Anzahl
Männlich	5	14	10,53	11	34
Weiblich	6	14	9,95	9,5	18
Gesamtkollektiv	5	14	10,33	10	52

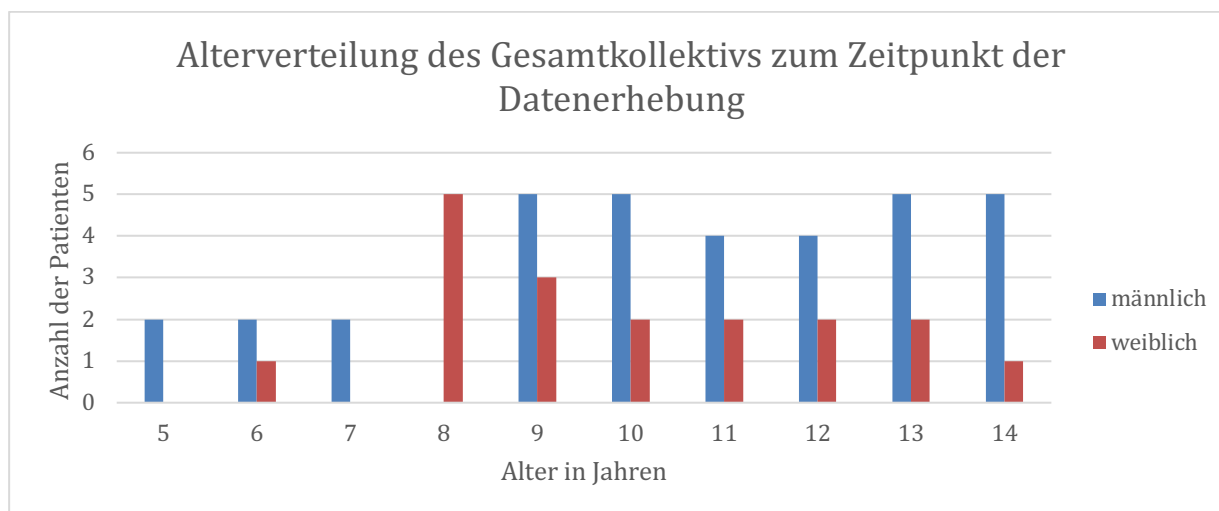


Abbildung 16: Altersverteilung des Gesamtkollektivs zum Zeitpunkt der Datenerhebung mittels Säulendiagramm. männlich (blaue Säule) weiblich (rote Säule)

Getrennt nach Geschlecht lässt sich hinsichtlich der Altersverteilung erkennen, dass die Mehrheit der Probanden zwischen 8 - 14 Jahre war. Diese Altersgruppe stellt 82,4% der männlichen sowie 94,5% der weiblichen Probanden dar.

5.1.2 Geschlechtsverteilung des Gesamtkollektivs

Der Anteil der männlichen Probanden (n=34) am Gesamtkollektiv beträgt 65,4%. Der Anteil der weiblichen Probanden (n=18) beläuft sich auf 34,6%. Dies entspricht einem Verhältnis von 1,89 zu 1.

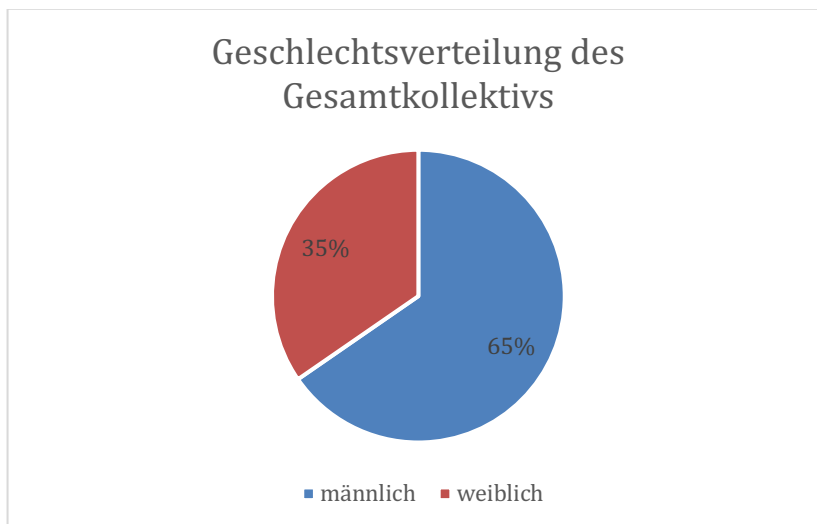


Abbildung 17: Geschlechtsverteilung des Gesamtkollektivs zum Zeitpunkt der Datenerhebung mittels Kreisdiagramm.

männlich (blauer Quadrant) weiblich (roter Quadrant)

5.2 Interrater-Reliabilität der klinisch-manuellen ROM-Messung

Es wurden von zwei Untersuchern jeweils 22 Ellenbogenmessung an 12 Probanden durchgeführt.

Die Messung des Doktorands wurde mit der Messung des anwesenden Arztes verglichen. Daraus ergab sich ein Mittelwert der Differenz sowie die Standardabweichung (SD) der Messwerte. Um eine Aussage zu der Interrater-Reliabilität treffen zu können, wurde zusätzlich der ICC (two-way mixed, average score) zwischen den Messmethoden bestimmt.

Tabelle 15: Mittelwert der Differenz + 95%-LoA & Intra-Klassen-Korrelation der klinisch-manuellen ROM-Messung zwischen Untersuchern (Interrater-Reliabilität)

Bewegung	Mean ± 95% LoA (1,96 SD) in °	ICC
Extension (n=22)	-0,6 ± 6,1	0,90
Flexion (n=22)	2,8 ± 11,2	0,71
Supination (n=22)	0,3 ± 6,1	0,50
Pronation (n=22)	-1 ± 9,8	0,59
Ellenbogenachse (n=20)	0,6 ± 4,1	0,88

Die systematischen Fehler (Mittelwert der Differenz) lagen alle in einem ähnlichen Bereich mit Werten von -0,6° bis 2,8°. Die 95%-LoA reichten von ±4,1° für die Ellenbogenachse zu ± 11,2° für die Flexion.

Die Interrater-Reliabilität der klinisch-manuellen ROM-Messungen fiel nach der Bewertung von Cicchetti, D. (Cicchetti, 1994) moderat bis exzellent aus. Die Extension sowie die Ellenbogenachse hatten mit 0,9 respektive 0,88 eine exzellente Reliabilität. Die Reliabilität der Flexion fiel mit 0,71 gut aus. Lediglich die rotatorischen Bewegungen hatten mit einem ICC von 0,59 (Pronation) und 0,5 (Supination) eine moderate Reliabilität.

5.3 Reliabilität und Validität der telemedizinischen ROM-Messung

5.3.1 Intrarater-Vergleich

Für die Intrarater-Reliabilität wurden von dem Doktoranden für jede Untersuchungsmethode jeweils 22 Ellenbogenmessung an 12 Probanden durchgeführt. Die telemedizinische Messung wurde mit der klinisch-manuellen Messung verglichen. Daraus ergab sich ein Mittelwert der Differenz (=Systematischer Fehler) sowie die SD der Messwerte. Um eine Aussage zu der Intrarater-Reliabilität treffen zu können, wurde zusätzlich der ICC (two-way mixed, average score) zwischen den Messmethoden bestimmt.

Tabelle 16: Mittelwert + LoA & Intra-Klassen-Korrelation zwischen der telemedizinischen und klinisch-manuellen ROM-Messung eines Untersuchers (Intrarater-Reliabilität)

Bewegung	Mean ± 95% LoA (1,96 SD) in °	ICC
Extension (n=22)	-1,5 ± 5,86	0,92
Flexion (n=22)	3,4 ± 4,98	0,78
Supination (n=22)	0,2 ± 5,72	0,27
Pronation (n=22)	-2,5 ± 5,86	0,89
Ellenbogenachse (n=20)	1,3 ± 5,47	0,80

Die systematischen Fehler (Mittelwert der Differenz) reichten von Werten von -2,5° bis 3,4°. Die 95%-LoA fielen insgesamt sehr ähnlich aus mit Werten von ±4,98° für die Flexion bis ±5,86° für die Extension und Pronation (Anhang 18 - Anhang 20).

Durchschnittlich vergab der Doktorand für die telemedizinische Bewegungsumfangsmessung für Flexion (3,4) und Ellenbogenachse (1,3) höhere Werte und für Extension (-1,5) und Pronation (-2,5) niedrigere Werte als in der klinisch-manuellen Messung.

Die Intrarater-Reliabilität zwischen der telemedizinischen und klinisch-manuellen Messung fiel nach der Bewertung von Cicchetti, D. (Cicchetti, 1994) überwiegend exzellent aus. Das ICC betrug 0,92 für die Extension, 0,89 für die Pronation, 0,80 für die Ellenbogenachse und 0,78 für die Flexion. Lediglich die Supination hatte mit einem ICC von 0,27 eine schlechte Reliabilität.

5.3.2 Interrater-Vergleich

Für die Interrater-Reliabilität wurden telemedizinisch (Doktorand) sowie klinisch-manuell (anwesende Ärzte) 98 Ellenbogen von 52 Probanden vermessen. Dabei fanden jeweils 98 Extensions- und Flexionsmessungen, 96 Pronations- und Ellenbogenmessungen und 94 bzw. 66 Supinationsmessungen statt.

Um eine Aussage zur Reliabilität und Validität der telemedizinischen Messmethode zu machen, werden die Winkelwerte mittels Bland-Altman-Diagramm und Intraklassen-Korrelations-Koeffizient miteinander verglichen.

Wie bereits in Kapitel 4.3 beschrieben, wurde die Messmethode der Supination im Verlauf der Studie angepasst. Der Vollständigkeit halber wurde einmal die Gesamtheit der Messwerte der Supination (n=94) sowie das andere Mal lediglich die Stichprobe mit der angepassten Messmethode (n=66) betrachtet. Dabei werden im Folgenden zum besseren Verständnis die Begriffe „unangepassten Supination“ (n=94) und „angepassten Supination“ (n=66) verwendet. Daher findet sich eine zweifache Auswertung der Supination.

Tabelle 17: Mittelwert für klinisch-manuelle & telemedizinische ROM-Messung und deren ICC

Bewegung	Klinisch-manuell (Mean ± SD)	Telemedizinisch (Mean ± SD)	ICC
Extension (n=98)	6,4 ± 6,2	4,2 ± 6,3	0,74
Flexion (n=98)	140,6 ± 9,2	148,1 ± 6,5	0,62
Supination (n=94)	89,3 ± 7,5	94,1 ± 8,3	0,47
Pronation (n=96)	86,4 ± 6,0	82,5 ± 10,4	0,45
Ellenbogenachse (n=96)	8,9 ± 5,0	11,1 ± 5,0	0,78
angepasste Supination(n=66)	89,6 ± 3,1	90,4 ± 4,0	0,22

Anhand der Tabelle 17 lässt sich erkennen, dass sich die Messwerte zwischen klinisch-manueller und telemedizinischer ROM unterscheiden. Vergleichend zeigt sich, dass die telemedizinische Bewegungsumfangsmessung durchschnittlich in Flexion (7,6°), Supination (4,8°; respektive 0,8°) und Ellenbogenachse (2,2°) höhere

Messwerte ergeben hat als die klinisch-manuelle Messung. Für die Bewegungsumfangsmessung der Extension (-2,2°) und Pronation (-3,9°) verhält es sich andersherum. Ähnliches ließ sich auch in Tabelle 16 feststellen.

Zwischen telemedizinischen sowie klinisch manueller Messung konnte mittels Intraklassen-Korrelations-Koeffizient eine positive Korrelation gefunden werden.

Die Interrater-Reliabilität kann nach der Bewertung von Cicchetti, D. (Cicchetti, 1994) für die Ellenbogenachse (.78), die Extension (.74) und die Flexion (.62) als gut, für die „unangepasste“ Supination (.47) und die Pronation (.45) als moderat und für die „angepasste“ Supination (.22) als schlecht bewertet werden.

Tabelle 18: Mittelwert der Differenz + LoA zwischen der telemedizinischen und klinisch-manuellen ROM-Messung

Bewegung	Mean ± 95% LoA (1,96 SD) in °	LoA der Messwerte in °	
		Obergrenze	Untergrenze
Extension (n=98)	-2,2 ± 10,7	8,5	-12,9
Flexion (n=98)	7,6 ± 13,1	20,7	-5,5
Supination (n=94)	4,8 ± 18,8	23,6	-14,0
Pronation (n=96)	-3,9 ± 17,9	14,0	-21,8
Ellenbogenachse (n=96)	2,2 ± 7,7	9,9	-5,5
angepasste Supination(n=66)	0,8 ± 9,3	10,1	-8,5

Die Tabelle 18 und die Abbildung 18 - Abbildung 20 zeigen die Ergebnisse der Differenzanalyse nach der Bland-Altman-Methode. Demnach waren die 95% LoA ($\pm 1,96$ SD) für die Extension $\pm 10,7^\circ$ und für die Flexion $\pm 13,1^\circ$. Dies bedeutet, dass nach Abzug des systematischen Fehlers 95% der Messwerte der telemedizinischen Messungen $10,7^\circ$ respektive $13,1^\circ$ oder weniger von dem Goldstandard, klinisch-manuelle Messungen, abgewichen haben (Abbildung 18). Für die „unangepasste“ Supination waren die 95%-, „LoA“ $\pm 18,8^\circ$ und für die Pronation $\pm 17,9^\circ$ (Abbildung 19). Die schmalsten LoA erreichten die „angepasste“ Supinationsmessung mit $\pm 9,3^\circ$ und die Messung der Ellenbogenachse mit $\pm 7,7^\circ$.

Tabelle 19: 10° Übereinstimmungsgrenzen

Bewegung	Innerhalb der obere Übereinstimmungsgrenze (in %)
	10°
Extension (n=98)	91,8
Flexion (n=98)	72,4
unangepasste Supination (n=94)	74,5
Pronation (n=96)	78,6
Ellenbogenachse (n=96)	96,9
angepasste Supination(n=66)	90,0

Zuletzt wird noch betrachtet welcher Prozentsatz der Messwertdifferenzen innerhalb der oberen Übereinstimmungsgrenze von 10° lagen (Tabelle 19).

Insgesamt lagen 91,8% der Extensionsmessungen und 72,4% der Flexionsmessungen innerhalb der oberen Übereinstimmungsgrenze von 10°. Für die rotatorischen Bewegungen waren es 74,5% respektive 90% für die Supination und 78,6% für die Pronation. Für die Ellenbogenachse waren 96,9% der Messwertdifferenzen unter 10°.

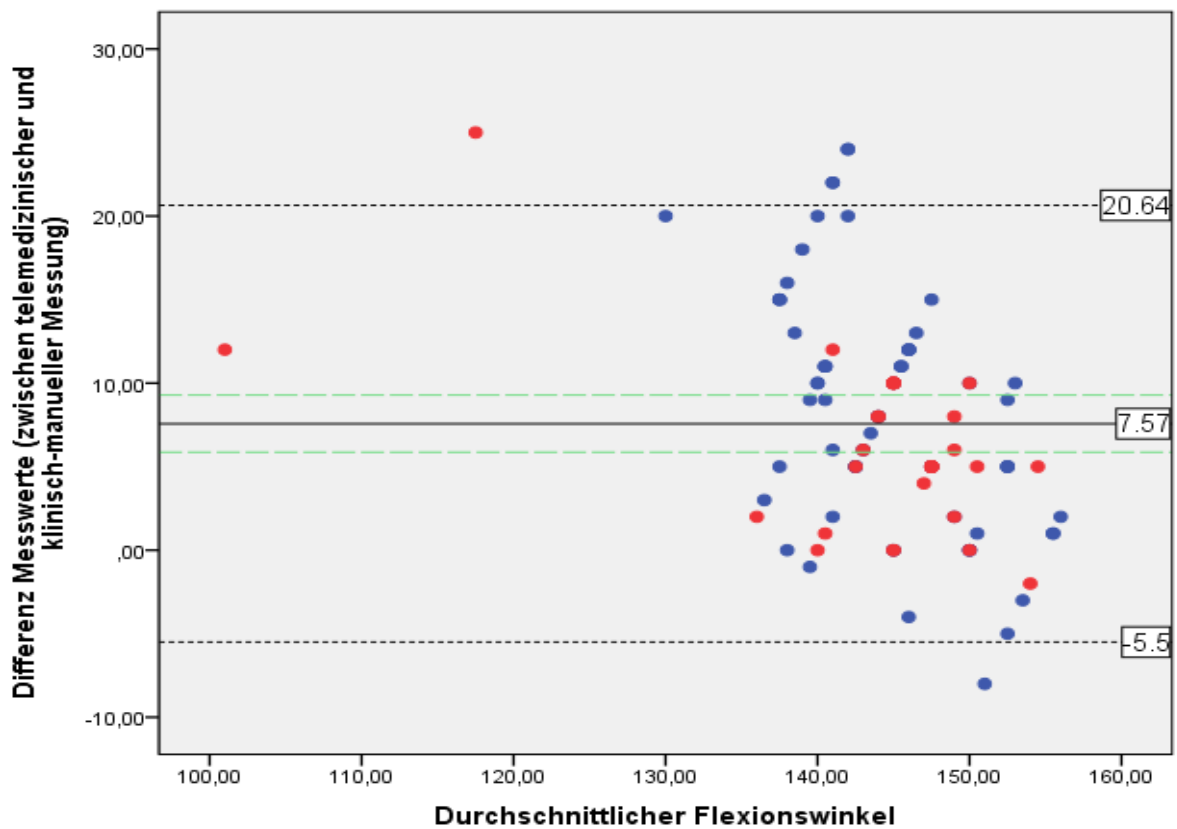
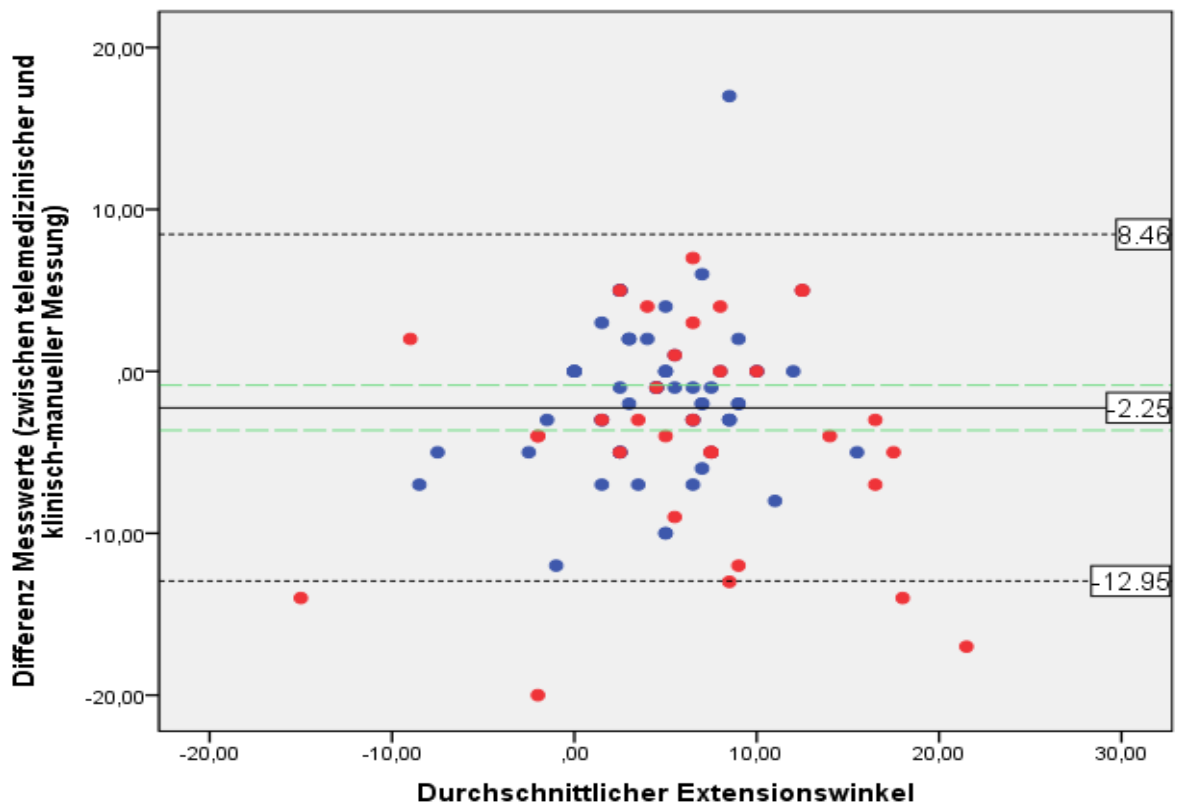


Abbildung 18: Bland-Altman-Diagramm für Extension & Flexion

In jedem Diagramm repräsentieren die Punkte die Differenz der telemedizinischen Messung von der klinisch-manuellen Messung gegen deren durchschnittliche Winkelwerte (rote Punkte: weiblich; blaue Punkte: männlich)

Die durchgezogene Linie repräsentiert den Mittelwert der Differenz, die grün gestrichelten Linien das 95%-KI des Mittelwertes und die schwarz gestrichelte Linie den 95%-LoA ($\pm 1,96$ SD)

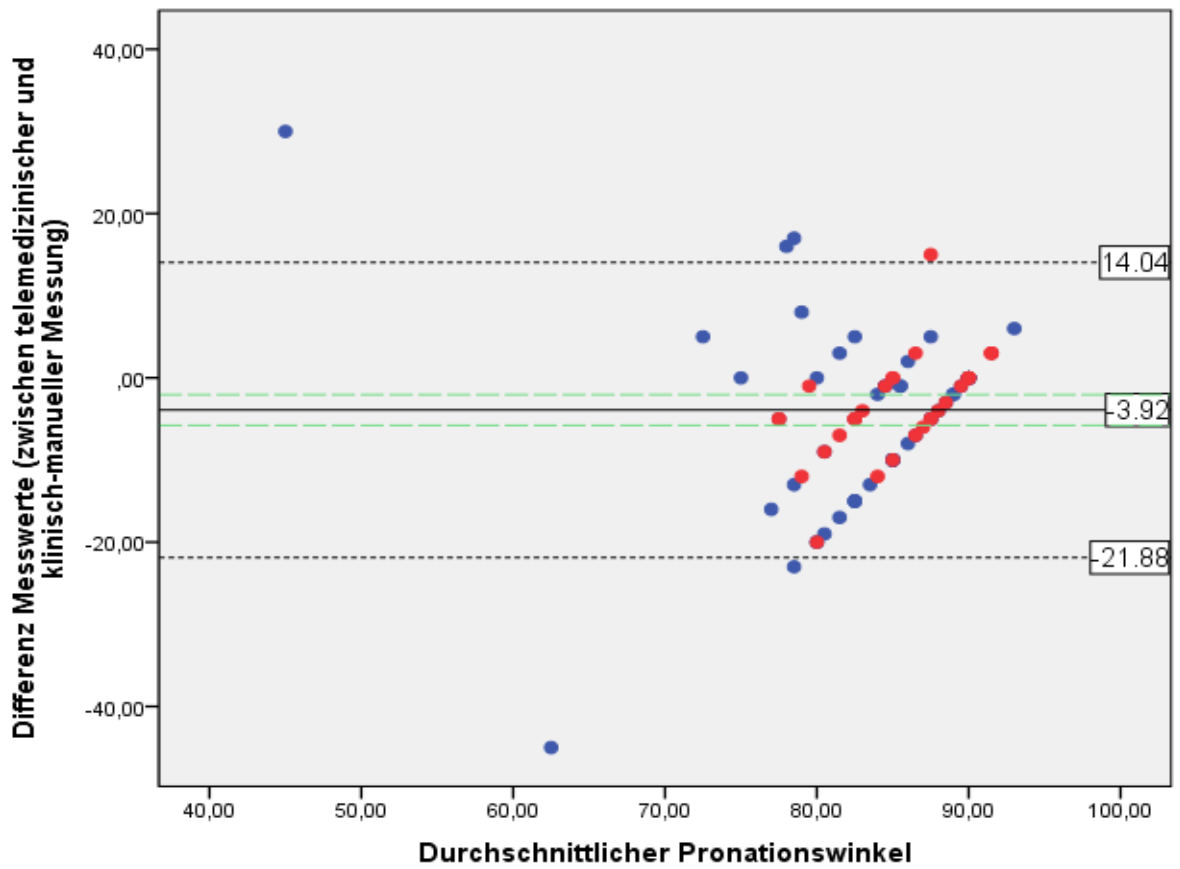
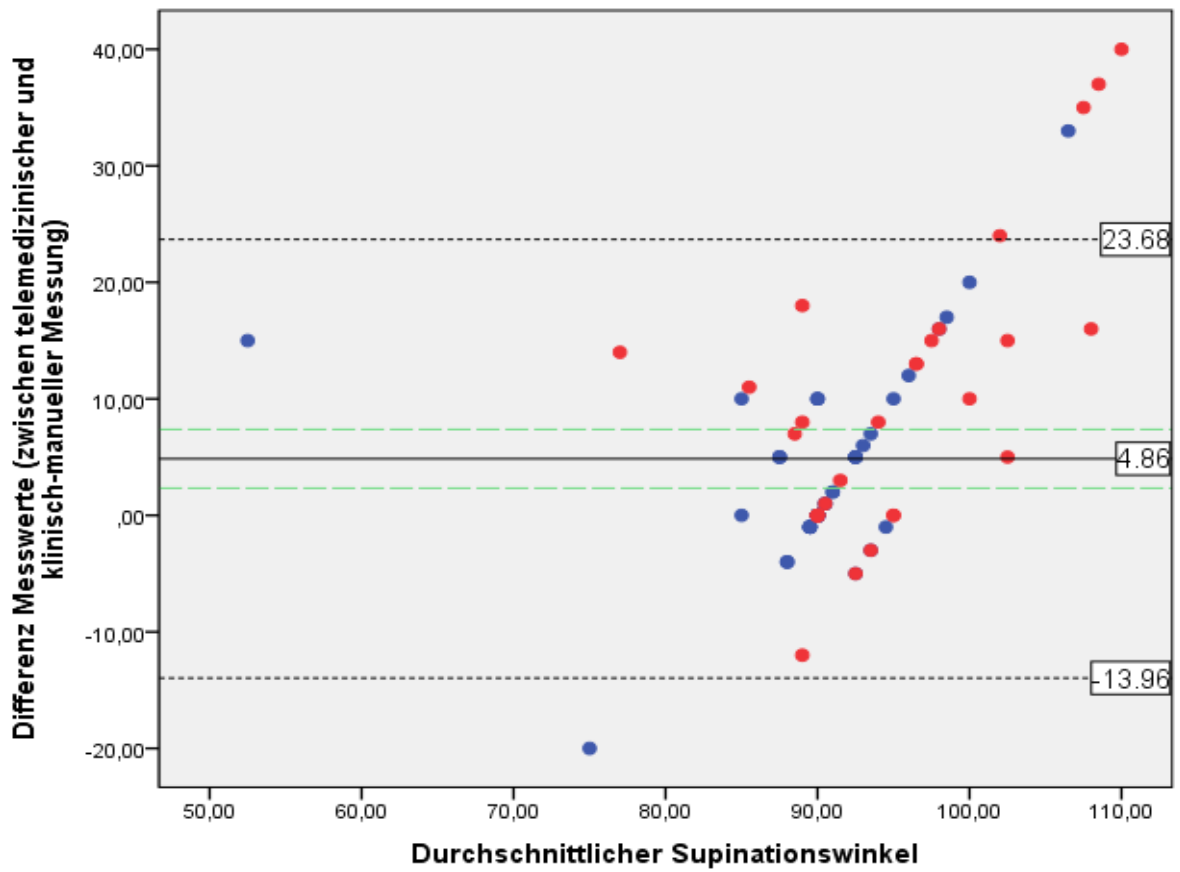


Abbildung 19: Bland-Altman-Diagramm für Supination & Pronation

In jedem Diagramm repräsentieren die Punkte die Differenz der telemedizinischen Messung von der klinisch-manuellen Messung gegen deren durchschnittliche Winkelwerte (rote Punkte: weiblich; blaue Punkte: männlich). Die durchgezogene Linie repräsentiert den Mittelwert der Differenz, die grün gestrichelten Linien das 95%-KI des Mittelwertes und die schwarz gestrichelte Linie den 95%-LoA ($\pm 1,96$ SD).

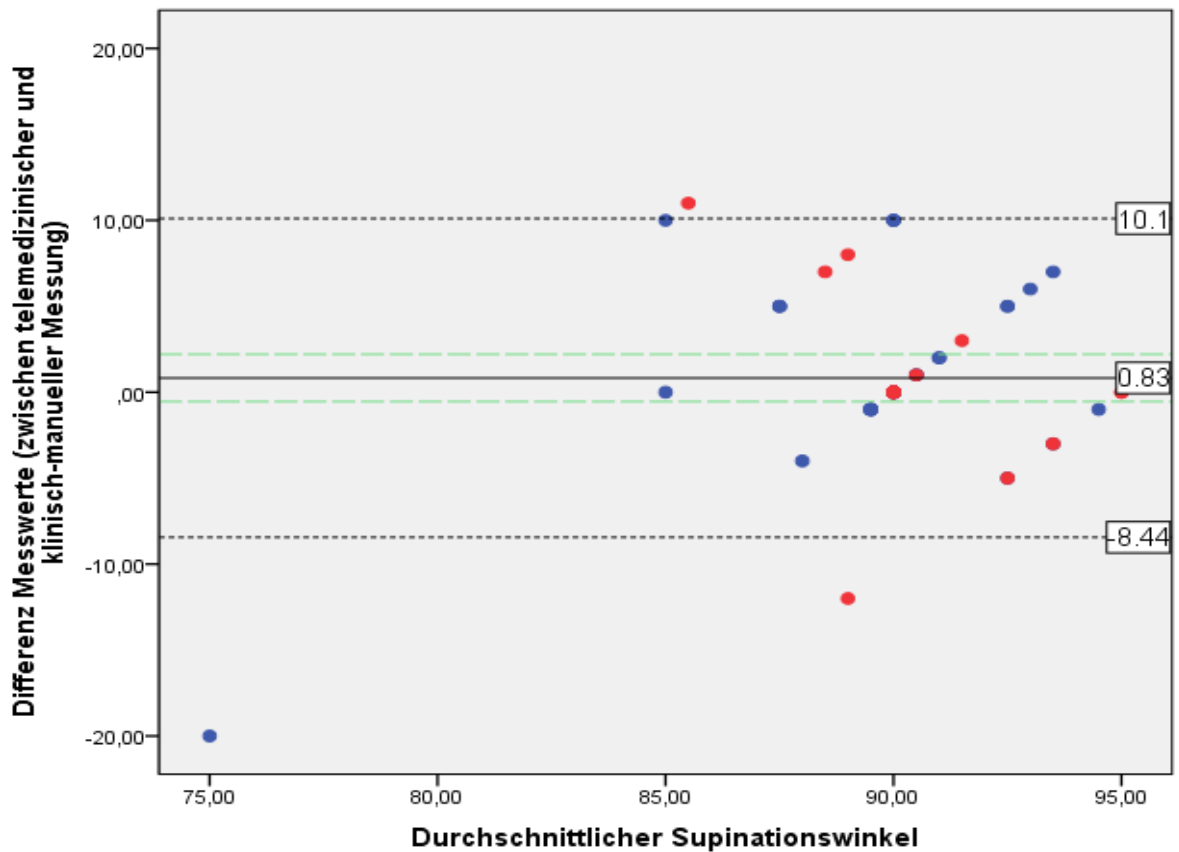
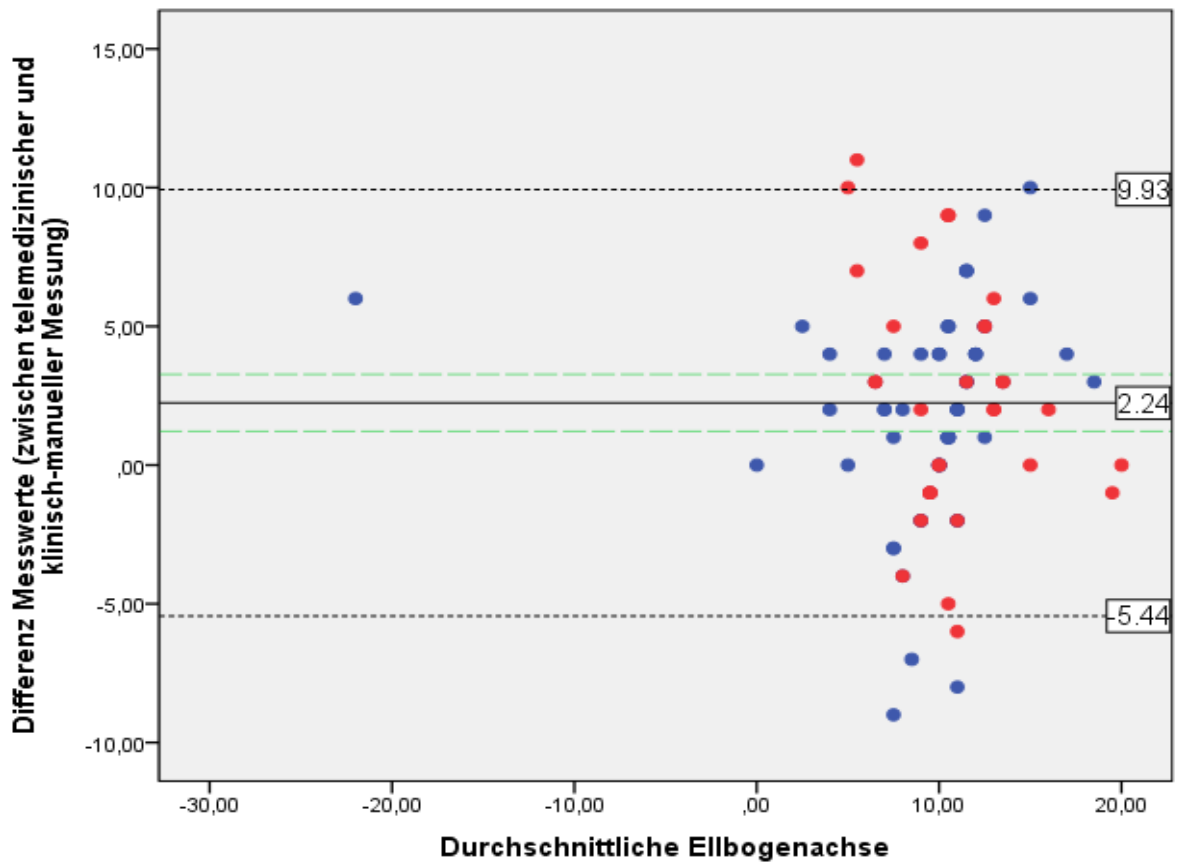


Abbildung 20: Bland-Altman-Diagramm für Ellenbogenachse und angepasste Supination

In jedem Diagramm repräsentieren die Punkte die Differenz der telemedizinischen Messung von der klinisch-manuellen Messung gegen deren durchschnittliche Winkelwerte (rote Punkte: weiblich; blaue Punkte: männlich). Die durchgezogene Linie repräsentiert den Mittelwert der Differenz, die grün gestrichelten Linien das 95%-KI des Mittelwertes und die schwarz gestrichelte Linie den 95%-LoA ($\pm 1,96$ SD).

6 Diskussion

Nach unserem Wissen ist die vorliegende Studie die erste Validierungsstudie einer telemedizinischen Erhebung des Bewegungsumfanges des Ellenbogengelenks in der Nachuntersuchung der Kindertraumatologie.

Vergleichend hat sich gezeigt, dass die telemedizinische Bewegungsumfangsmessung des Ellenbogens für die Extension, Flexion und Ellenbogenachse ausreichend reliabel ist um als Ergänzung zum Goldstandard, der klinisch-manuellen Bewegungsumfangsmessung, eingesetzt zu werden. Anhand der gezeigten Ergebnisse ist die telemedizinische Ermittlung der rotatorischen Bewegung als technisch machbar anzusehen. Eine weitere Untersuchung wird jedoch empfohlen.

In den folgenden Kapiteln sollen die Ergebnisse dieser Dissertationsarbeit kritisch analysiert und interpretiert werden. Dabei wird zuerst auf das Gesamtkollektiv eingegangen. Im Anschluss werden die Ergebnisse beider Messverfahren interpretiert, die Unterschiede aufgezeigt sowie mögliche Ursachen hierfür herausgearbeitet. Dies soll vor dem Hintergrund bisher bekannter Literatur zum Sachverhalt erfolgen.

Des Weiteren wird bei dem Vergleich beider Verfahren auf Vor- und Nachteile der Messsysteme eingegangen. Die Messverfahren werden bezüglich Methodik, Durchführung und Auswertung kritisch betrachtet. Sich hieraus ergebende Konsequenzen werden für die Praxis abgeleitet.

6.1 Analyse der Interrater-Reliabilität der klinisch-manuellen ROM-Messung

Bisherige Studien konnten bereits die Rolle der Bewegungsumfangsmessung als Indikator für die Unversehrtheit des Ellenbogengelenks bestätigen (Docherty et al., 2002, Appelboom et al., 2008). Die Reliabilität dieser Methode ist jedoch umstritten und einige Studien haben sich daher mit dessen Interrater- und Intrarater-Reliabilität beschäftigt. (Rothstein et al., 1983, Armstrong et al., 1998, Goodwin et al., 1992, Chapleau et al., 2011, Blonna et al., 2012).

Auch in der vorliegenden Studie wurde aus den Daten von jeweils 22 klinisch-manuellen Ellenbogenmessungen die Interrater-Reliabilität betrachtet (Messung Doktorand – Messung Arzt). Eine Übersicht zu den Ergebnissen findet sich im Kapitel 5.2.

Der statistische Fehler zwischen beiden Messungen war für die Extension $-0,6^\circ$ mit LoA von $\pm 6,1^\circ$, für die Flexion $2,8^\circ \pm 11,2^\circ$, für die Supination $0,3^\circ \pm 6,1^\circ$, für die Pronation $-1,0^\circ \pm 9,8^\circ$ und für die Ellenbogenachse $0,6^\circ \pm 4,1^\circ$. Für die Interrater-Reliabilität konnte für die Extension 0,9, für die Flexion 0,71, für die Supination 0,5, für die Pronation 0,59 und für die Ellenbogenachse 0,88 errechnet werden.

Um eine Einschätzung zu den LoA und der Interrater-Reliabilität machen zu können, werden die Ergebnisse mit denen der Studien von Blonna et al. (Blonna et al., 2012) und Armstrong et al. (Armstrong et al., 1998) verglichen.

Nach der Studie von Blonna et al. wurde anhand einer Stichprobe von 50 Ellenbogenmessungen ebenfalls die obigen statistischen Größen ermittelt. Für die Extension waren die LoA je nach beobachteten Untersuchern $\pm 7 - 18^\circ$ mit einer Interrater-Reliabilität von 0,76 – 0,98 und für die Flexion $\pm 5 - 16^\circ$ mit einer Interrater-Reliabilität von 0,81 – 0,98. Dabei wurden die LoA und ICC-Werte, welche eine geringere Reliabilität vermuten lassen, durch den Vergleich mit unerfahrenen Untersuchern erhalten. (Blonna et al., 2012)

Anders als bei dieser Studie wurden die Untersucher zusätzlich verblindet, wodurch es zu einem geringeren subjektiven Bias gekommen sein könnte (Blonna et al., 2012). In Kapitel 6.2 wird diese Einschränkung nochmal genauer erläutert.

Auch in der Studie von Armstrong et al. konnten ähnliche Messwerte beobachtet werden. Die LoA sowie die Interrater-Reliabilität lagen für die Extension bei $\pm 7,7 - 10,2^\circ$ und $.58 - .87$ und für die Flexion bei $\pm 8,9 - 9,5^\circ$ und $.58 - .62$. Für die

rotatorischen Bewegungen waren es $\pm 7,8 - 11,2^\circ$ und $.90 - .93$ für die Supination und für die Pronation $\pm 8,3 - 9,5^\circ$ und $.83 - .86$. (Armstrong et al., 1998)

Insgesamt konnte in der vorliegenden Studie für die LoA ähnliche Werte wie in der Literatur gefunden werden. Für die rotatorischen Bewegungen wich die Intraklassen-Korrelation jedoch von den Werten der Literatur ab. Dies könnte einerseits mit dem Patientenkollektiv von Armstrong et al. (Armstrong et al., 1998) erklärbar sein, welche durch ihre Unterarmerkrankungen höhere interindividuelle Variabilität als das vorliegende Patientenkollektiv vorwies. Andererseits könnte auch eine stärkere Messwertabweichung der rotatorischen Bewegungen in dem vorliegendem Patientenkollektiv zu den unterschiedlichen Werten führen.

6.2 Analyse der Reliabilität und Validität der telemedizinischen ROM-Messung

Zur Analyse der Reliabilität und Validität der telemedizinische ROM-Messung wurde in der vorliegenden Studie ein Intrarater- sowie Interrater-Vergleich zwischen der klinisch-manuellen und telemedizinischen ROM-Messung durchgeführt. Im Folgenden wird zuerst auf den Intrarater-Vergleich eingegangen bevor der Interrater-Vergleich diskutiert wird. Abschließend wird anhand der erhobenen und diskutierten Daten eine Einschätzung zur telemedizinischen Erfassung der ROM-Messung gegeben.

6.2.1 Intrarater-Vergleich

Wie bereits in Kapitel 5.3.1 beschrieben hat der Doktorand für jede Messmethode jeweils 22 Ellenbogen von 12 Probanden vermessen. Aus den Daten wurde die mittlere Messwertdifferenz und die 95%-LoA errechnet. Anschließend wurde noch die Intrarater-Korrelation zwischen den beiden Methoden ermittelt.

Um eine Einschätzung zu den LoA und der Intrarater-Reliabilität machen zu können, werden die Ergebnisse mit den Validierungsstudien von Blonna et al. (Blonna et al., 2012) und Chanlalit et al. (Chanlalit and Kongmalai, 2012) verglichen.

In der Studie von Blonna et al. wurden, anders als in der vorliegenden Studie, die klinisch-manuellen Messmethode mit einer photographischen Methode verglichen (Blonna et al., 2012). Durch die Ähnlichkeit im Versuchsaufbau sowie der Aufnahmen und Auswertung erscheint ein Vergleich dennoch möglich.

Für die Ermittlung der Intrarater-Reliabilität wurden jeweils 50 Ellenbogenmessungen eines Ellenbogenspezialisten miteinander verglichen. Die 95%-LoA der Messwertdifferenz für die Extension lagen bei $\pm 7^\circ$ und für die Flexion bei $\pm 7,5^\circ$. (Blonna et al., 2012)

Vergleichend mit der vorliegenden Studie wurden, für die Erhebung beider Messmethoden mittels des gleichen Untersuchers (Doktorand), ähnliche 95%-LoA ermittelt (Extension $\pm 5,86$; Flexion $\pm 4,98$).

In der vorliegenden Studie konnte der Doktorand trotz geringerer Erfahrung im Umgang mit der ROM-Messung geringere Messwertdifferenzen vorweisen als der

Ellenbogenspezialist in der Studie von Blonna et al. Ein Grund hierfür könnte die zusätzliche Verblindung des Ellenbogenspezialisten sein, wodurch ein möglicher Intrarater-Bias ausgeschlossen wurde.

Trotz der höheren LoA war die Intrarater-Reliabilität der Studie von Blonna et al. mit .98 für Extension und .96 für Flexion (Blonna et al., 2012) höher als bei der vorliegenden Studie (Extension .92; Flexion .78). Möglicherweise könnte das Patientenkollektiv von Blonna et al., welches aus 50 konsekutiven Ellenbogenkontrakturen bestand, ein Grund für diesen Unterschied sein. Durch den höheren Anteil an Ellenbogenkontrakturen als bei der vorliegenden Studie erscheint es wahrscheinlich, dass der Bewegungsumfang zwischen den Individuen größeren Schwankungen unterlag. Aufgrund der größeren Messwertunterschiede zwischen den Individuen fallen die Messwertunterschiede innerhalb eines Individuums bei der Betrachtung des ICC weniger ins Gewicht.

Bei dem Vergleich mit der Studie von Chanlalit et al. (Chanlalit and Kongmalai, 2012) fällt auf, dass in der vorliegenden Studie niedrigere 95%-LoA sowie höhere Intrarater-Reliabilität ermittelt wurden. Auch hierbei könnte die zusätzliche Verblindung des Ellenbogenspezialisten ein Grund für die höheren LoA sein. Als weiterer Grund wird in der Diskussion von den Autoren auf die Höheneinstellung der Web-Kamera verwiesen, welche zu unterschiedlichen Messwerten führen kann (Chanlalit and Kongmalai, 2012). Dennoch erklären die obengenannten Gründe nicht ausreichend, weshalb die Messwertabweichungen der rotatorischen Bewegungen größer als von Extension/Flexion sind.

Die Abweichungen in der Intrarater-Reliabilität könnte, wie bereits bei der Studie von Blonna et al., u.a. durch das Patientenkollektiv entstanden sein. Hierbei wurde im Vergleich zu der vorliegenden Studie 60 Ellenbogen von gesundem Klinikpersonal untersucht (Blonna et al., 2012). Die möglicherweise geringeren interindividuellen Schwankungen und größeren intraindividuellen Messwertabweichungen (95%-LoA) könnte zu den Unterschieden im ICC beigetragen haben.

In der vorliegenden Studie fällt bei der Betrachtung der Intrarater-Reliabilität der Supination eine scheinbare Irregularität auf. Im Vergleich zu den anderen Bewegungen hat die Supination, trotz ähnlichen 95%-LoA, eine schlechte ICC.

Betrachtet man jedoch das dazugehörige Bland-Altman-Diagramm (Anhang 19) erscheinen die Werte trotzdem plausibel. Erkennbar ist ein linearer Verlauf der Messwerte. Dies deutet darauf hin, dass in der Messung der Supination eine

Messmethode konstant ähnliche Messwerte geliefert hat. Bei der Betrachtung der Originaldaten ist aufgefallen, dass in der telemedizinischen Messung vergleichsweise häufig 90° als Messwert vergeben wurde.

Dies könnte, wie im weiteren Verlauf nochmal genauer erläutert, mit der fehlenden Verblindung und daher Tendenz zu bestimmten Messwerten erklärbar sein (Stratford P, 1984). Jedoch würde dann ähnliche Tendenz in den anderen Bewegungen zu erwarten sein. Möglicherweise ist es daher ein Resultat aus einer Unsicherheit der Vermessung der Supination, welche in einer Tendenz zu bestimmten Messwerten resultiert hat.

6.2.2 Interrater-Vergleich

Insgesamt wurde die ROM fünf verschiedener Bewegungen des Ellenbogengelenks jeweils telemedizinisch und klinisch-manuell erfasst. Dabei wurden bis zu 98 Ellenbogenmessungen von 52 Probanden gemacht.

Die ermittelten Bewegungsausmaße stimmen mehrheitlich mit den Normwerten aus der Literatur überein (Tabelle 2 – Tabelle 3 (Balasubramanian et al., 2006, Soucie et al., 2011)).

Ein möglicher Grund für die geringe Abweichung der Mittelwerte von den Normwerten ist die Zusammensetzung der Stichprobe. Zur Ermittlung der Normwerte wurde durch Rekrutierung in verschiedenen Instituten, bspw. Schulen und Gemeindetreffen, eine andere Stichprobe betrachtet als bei der vorliegenden Studie (Soucie et al., 2011). In dieser könnte durch die Rekrutierung aus der kindertraumatologischen Nachsorge einen höheren Anteil an Probanden mit strukturellen bzw. schmerzbedingten Einschränkungen vorliegen.

Wie anhand der Tabelle 16 – Tabelle 18 zu erkennen ist, haben sich die durchschnittlichen Messwerte der telemedizinischen und der klinisch-manuellen Bewegungsumfangsmessung unterschieden. Dabei fanden sich für die Flexion (7,6°), Supination (4,8°) und Ellenbogenachse (2,2°) jeweils höhere Messwerte in der telemedizinischen Messung. Für Extension (-2,2°) und Pronation (-3,9°) wurde durchschnittlich höhere Messwerte in der klinisch-manuellen Messung gemessen.

Die, in Klammern, genannten Winkelangaben sind die durchschnittlichen Messwertabweichungen zwischen telemedizinischer und klinisch-manueller Messung aus Tabelle 18.

In dieser Arbeit wurde die Reliabilität sowie Validität der telemedizinischen im Vergleich zu der klinisch-manuellen Bewegungsumfangsmessung evaluiert.

Für die Reliabilität schwankte die errechnete Interrater-Korrelation zwischen 0,22 – 0,78. Die Reliabilität der Messwerte für die Ellenbogenachse (.78), die Extension (.74) und die Flexion (.62) konnten nach der Bewertung von Cicchetti, D. (Cicchetti, 1994) als gut betrachtet werden. Lediglich die Messwerte der rotatorischen Bewegungen fielen moderat bis schlecht aus (Tabelle 17).

Um eine Messmethode zu validieren, ist jedoch, nach Blonna et al. (Blonna et al., 2012), die Betrachtung des systematischen Fehlers mit dessen 95%-LoA nach Bland und Altman (Bland and Altman, 1995), die aufschlussreichere Methode.

Die 95%-Limits of Agreement nach Bland-Altman (Tabelle 18) waren für die Ellenbogenachse ($\pm 7,7^\circ$), Extension ($\pm 10,7^\circ$) und Flexion ($\pm 13,1^\circ$) geringer als für die Supination ($\pm 18,8^\circ$ (unangepasst); $\pm 9,3^\circ$ (angepasst)) und Pronation ($\pm 17,9$). Diese Ergebnisse lassen darauf schließen, dass die Fehlerkomponente der Messung von Ellenbogenachse, Extension und Flexion bei der telemedizinischen Messung von dem Bewegungsumfang des Ellenbogengelenks geringer ist im Vergleich zu den Rotationsbewegungen.

Diese Erkenntnisse wurden auch in der telemedizinischen Validierungsstudie von Chanlalit et al. publiziert (Chanlalit and Kongmalai, 2012).

Eine mögliche Erklärung hierfür könnte die fixe Höhe der montierten Web-Kamera (ca. 1,10m Höhe) sein. Hierdurch kommt es, je nach Größe des Probanden, zu einer Veränderung des Blickwinkels. Jede Abweichung von dem 90° Blickwinkel auf ein Objekt verändert auch den wahrgenommenen Winkel des Bewegungsumfanges. Dies gilt aufgrund der Messung in der Frontalebene besonders für die Extensions- und Flexionsmessung. Für die Flexion kämen so größere Winkelwerte und für die Extension kleinere Winkelwerte zustande. Anhang 21 & Anhang 22 veranschaulichen diesen Zusammenhang.

Dieser Umstand wurde auch in der telemedizinischen Validierungsstudie von Chanlalit et al. (Chanlalit and Kongmalai, 2012) als mögliche Schwäche angesehen.

Daher wird, wie bereits in der Validierungsstudie der photographischen Bewegungsumfangsmessung von Blonna et al., eine Ausrichtung der Kamera auf das Ellenbogengelenk empfohlen (Blonna et al., 2012).

Eine Erklärung für die Abweichung der Supinations- sowie Pronationsmessungen könnte u.a. eine Rotation um die Längsachse sein (Frontalebene des Probanden weicht von der Bildebene ab).

Als weiterer Grund für eine Abweichung in der Supination und Pronation wäre die fehlende Übereinstimmung der Referenzpunkte während der Messung zu nennen. In der telemedizinischen Bewegungsumfangsmessung wurde aufgrund der fehlenden Einsicht des Handgelenks ein schwarzer Kugelschreiber, welcher fest mit der Hand umschlossen wurde, als Referenzpunkt gewählt. Aufgrund der Vergleichbarkeit mit reellen klinischen Bedingungen wurden die anatomischen Landmarken der klinisch-manuelle Messungen, wie in Kapitel 3.3.2 beschrieben, beibehalten.

In der klinisch-manuellen Messung wurde die Supination/Pronation des Ellenbogengelenks anhand des distalen Radioulnargelenks gemessen. In der telemedizinischen Messung wiederum hätte eine Vielzahl an weiteren Gelenken bzw. anatomischen Gegebenheiten ein Einfluss auf die Bewegung haben können.

So wurde bereits in mehreren Studien eine axiale Rotation in den radiocarpalen sowie in den intercarpalen Gelenken festgestellt (Gupta and Moosawi, 2005, Kapandji et al., 1991, Ritt et al., 1995). Die durchschnittliche Supination bzw. Pronation des Carpus erreichte dabei Werte von etwa 17°. Es ist jedoch zu beachten, dass diese Messwerte im Rahmen eines anderen Versuchsaufbaus erhoben wurden. Dabei wurde beispielsweise der Unterarm gegen eine fixierte Hand supiniert bzw. proniert. (Gupta and Moosawi, 2005)

Obwohl diese Ergebnisse nicht uneingeschränkt auf die vorliegende Studie übertragbar sind, könnten sie dennoch ein möglicher Hinweis für die Messwertabweichungen sein.

In der vorliegenden Studie konnte darüber hinaus eine zusätzliche Bewegung ermittelt werden, welche fälschlicherweise als Supination der Hand interpretiert werden könnte. Auf Anweisung des Doktoranden zum maximalen Auswärtsdrehen (Supination) der Hand haben eine Vielzahl der Probanden durch vermehrte Flexion der ulnaseitigen Metacarpophalangealgelenke (MCP Gelenke) sowie geringerer Flexion der radialeseitigen MCPGelenke ein vermehrtes Auswärtsdrehen des

Kugelschreibers erzielt, weshalb die Messung der Supination zu höheren Messwerten verfälscht wird.

Aufgrund dieser Erkenntnis wurde ab dem 13.10.2017 die Supinationsmessung wie in Kapitel 4.3 beschrieben angepasst. Durch die Flexion im Handgelenk war es den Probanden nicht mehr möglich durch Bewegung der Fingergelenke eine zusätzliche Supinationsbewegung vorzutäuschen.

Als möglicher Grund für die Messwertabweichung in der Ellenbogenachse wäre ein Überstrecken (Extension) bzw. fehlendes Ausstrecken (Flexion) der Arme während der telemedizinischen Messung zu nennen. Dadurch käme es, wie in Kapitel 3.3.1 beschrieben, zu einer größeren bzw. kleineren Valgisierung der Ellenbogenachse.

Um Messwertabweichungen, durch inkorrekte Armstellungen, entgegenzuwirken wurde während der telemedizinischen Messung durch mehrfache Längsachsenrotationen der Probanden die korrekte Stellung überprüft. Dennoch lässt sich nicht ausschließen, dass nach dem Zurückdrehen in die Messebene erneut eine fehlerhafte Stellung eingenommen wurde.

Für zukünftige wissenschaftliche Betrachtungen der telemedizinischen Bewegungsumfangsmessung könnte eine zweite Kamera, welche zeitgleich die Sagittalebene erfasst, mögliche fehlerhafte Stellungen während der Messung aufdecken. Im Rahmen einer klinischen Anwendung erscheint dies jedoch aufgrund struktureller Rahmenbedingungen unmöglich (keine zwei Web-Kameras sowie fehlerhaftes Aufstellen).

Um eine Verringerung der Messwertabweichungen zu erzielen, ist, wie bereits in Kapitel 3.2 erwähnt und u.a. durch mehrere Autoren bestätigt, eine standardisierte Ausgangsstellung sowie korrekte Ermittlung der anatomischen Landmarken notwendig (Goodwin et al., 1992, Fish and Wingate, 1985, Armstrong et al., 1998, Seyfarth, 1974).

Eine Standardisierung der Ausgangsstellung wurde zwar, wie in Kapitel 4.3 erläutert, angestrebt, konnte aber aufgrund traumabedingten Einschränkungen nicht von allen Probanden uneingeschränkt eingenommen werden. Bei einigen Patienten mussten bspw. die Messungen aufgrund struktureller Einschränkungen im Sitzen durchgeführt werden. Zur weiteren wissenschaftlichen Betrachtung könnte, wie bei Cleffken et al.,

eine Fixierung und somit Isolierung des Gelenks zu geringeren Messwertabweichung führen (Cleffken et al., 2007).

Auch eine Ermittlung der anatomischen Landmarken stellte sich bei der telemedizinischen Messung aufgrund einer schwierigen Netzwerksituation und daraus qualitativ weniger hochwertigen Aufnahmen schwieriger als erwartet dar.

Für die Gewährleistung eines flächendeckenden Zugangs zu telemedizinischen Angeboten sollte eine entsprechende Infrastruktur gewährleistet sein und ein Mindestanspruch an die Kamera und das Netzwerk etabliert werden.

Eine Einschränkung in der vorliegenden Studie war die Verwendung von unterschiedlichen Ratern für die telemedizinische und klinisch-manuelle ROM-Untersuchung.

Vergleicht man die LoA sowie die ICC-Werte der Intrarater Messungen mit den Interrater Messwerten aus dem Kapitel 5.3 lässt sich erkennen, dass ein Untersucher bei der Vermessung der telemedizinischen und klinisch-manuellen ROM reliablere Messdaten erhält als unterschiedliche Untersucher. Eine Vielzahl an Autoren publizierten ähnliche Ergebnisse (Low, 1976, Boone et al., 1978, Colaris et al., 2010, Goodwin et al., 1992).

Als mögliche Fehlerkomponenten könnten dabei die Variation der Rater sowie deren unterschiedliche Identifikation der anatomischen Landmarken, Positionierung des Ellenbogengelenks und Verwendung des Messinstruments sein (Armstrong et al., 1998).

Eine weitere denkbare Fehlerkomponente wäre der individuelle Rater-Bias bei der Vermessung und Dokumentation von Messwerten (Armstrong et al., 1998). Aufgrund von fehlender Verblindung der Untersucher erscheint es möglich, dass die Messwerte einem subjektiven Bias unterworfen waren. Laut Stratford et al. tendieren Untersucher zu Messwerten mit bestimmten Endungen (Stratford P, 1984). Dieses individuelle Bias würde bei einem Intrarater-Vergleich daher zu einem geringeren Fehler führen als der Vergleich zwischen unterschiedlichen Untersuchern.

In Abbildung 19 lässt sich beispielsweise anhand des linearen Verlaufs der Messwerte im Bland-Altman-Diagramm von Supination und Pronation erkennen, dass die Untersucher Tendenzen zu bestimmten Messwerten hatten. In dem vorliegenden Fall erscheint eine Tendenz zu den in der Literatur gegebenen Normwerten wahrscheinlich. Diese könnte u.a. ein Resultat aus einer

Messunsicherheit der rotatorischen Bewegungen und der, von Stratford et al., benannten Tendenz zu bestimmten Messwerten sein (Stratford P, 1984). Als mögliche Messunsicherheiten wären die obengenannten Gründe, wie Netzwerkprobleme und die zusätzliche Rotation durch das Handgelenk, zu nennen. Für zukünftige wissenschaftliche Betrachtungen lässt sich die Empfehlung aussprechen, dass Mehrfachmessungen bzw. Messwertvergleiche durch den gleichen Untersucher durchgeführt werden sollten.

Abschließend soll geklärt werden, ob die telemedizinische Messmethode als Ergänzung zum derzeitigen Goldstandard verwendet werden kann. Wie bereits in Kapitel 3.4.1 erwähnt, hängt dies maßgeblich von der Forschungsfrage sowie der benötigten Genauigkeit ab.

In der kinderchirurgischen Nachsorge sollen ROM-Messungen mögliche Einschränkungen von Gelenken aufdecken. Die Alternativmethode sollte daher eine ähnliche Interpretation der Messwerte erlauben wie der Goldstandard.

Armstrong et al. hat für die klinisch-manuelle Messung Grenzen für die Messwertunterschiede festgelegt, um eine bedeutsame Veränderung der ROM festzustellen, welche nicht auf eine Variation des Untersuchers beruhen kann. Für die Intrarater Bewertung wurden für die Flexion 6° , für die Extension 7° und für die rotatorischen Bewegungen 8° als bedeutsame Grenzen genannt. Bei der Bewertung durch unterschiedliche Untersucher wurden die Grenzen bei etwa 10° für alle Bewegungen festgelegt. (Armstrong et al., 1998)

Auch Blonna et al. hat für seine Validierungsstudie einen Referenzwert von 10° gewählt um die Alternativmethode als reliabele Methode zur Ermittlung der ROM anzusehen (Blonna et al., 2012).

Daher wurden in der vorliegenden Studie diese Grenzwerte übernommen.

Für die Intrarater-Messungen lagen alle 95%-LoA bei unter 10° . Für die Interrater-Betrachtung konnte dies jedoch lediglich für die Ellenbogenachse sowie eingeschränkt für die Extension und Flexion gezeigt werden.

Insgesamt erscheint eine telemedizinische Beurteilung in der einfachen, gezeigten Standardmethode der ROM nach dem derzeitigen Forschungsstand sowie unseren Messwerten für die Extension, Flexion sowie die Ellenbogenachse, unter Beachtung der genannten Einschränkungen, reliabel genug um als Ergänzung zum Goldstandard zu gelten. Eine derartige Aussage kann für die anderen Bewegungen

derzeit nicht gegeben werden. Dennoch erscheinen die Messwerte der Intrarater-Reliabilität durchaus vielversprechend. Eine weitere Betrachtung unter Beachtung der Einschränkung der vorliegenden Studie, z.B. unter Verwendung mehrerer Kameras im Raum, wird empfohlen.

7 Zusammenfassung

Hintergrund und Ziele:

Einschränkungen in der Funktionalität von Gelenken bedeutet für viele Personen auch eine Minderung der Lebensqualität. Daher ist es von Wichtigkeit die Integrität der Gelenke zu erhalten bzw. wiederherzustellen.

Um die Integrität beurteilen und die Wirksamkeit von therapeutischen Maßnahmen erfassen zu können, bedarf es eines objektiven Tests. Momentaner Goldstandard hierfür ist die klinisch-manuelle Bewegungsumfangsmessung mittels Goniometer. Allerdings führt eine spezialisierte und zentralisierte Behandlung in der Kindertraumatologie mitunter zu langen Anfahrtswegen in die Kliniken und finanziellen und zeitlichen Nachteilen für die Patienten.

Im Rahmen dieser Arbeit wird daher eine telemedizinische Erfassung des Bewegungsumfanges über Videokommunikation untersucht und mittels Vergleiches mit der klinisch-manuellen Methode die Validität überprüft.

Methode:

Zur Überprüfung der Validität der telemedizinischen Methode wurde an einer Stichprobe von 52 Probanden der Bewegungsumfang von 98 Ellenbogen telemedizinisch sowie klinisch-manuell erfasst. Die Studienteilnehmer wurden dazu per Zufallsverfahren aus der kindertraumatologischen Sprechstunde der JGU Mainz rekrutiert. Sie waren in rund 2/3 der Fälle männlich und im Durchschnitt etwa 10 Jahre alt.

Untersucht wurden der maximale Bewegungsumfang (ROM) der zwei elementaren Gelenkbewegungen des Ellenbogengelenks sowie die Ellenbogenachse. Bei den untersuchten Gelenkbewegungen handelt es sich um die Extension/Flexion und Supination/Pronation.

Zur Erfassung der telemedizinischen Messung wurden den Studienteilnehmern per Videokonferenz Übungsanweisungen gegeben. Die Aufnahmen dieser Übungen wurden im Nachhinein mittels eines Winkelmessprogramms ausgewertet. Die manuelle Messung fand mittels eines universalen Goniometers statt.

Anhand von 22 Ellenbogen von 12 Probanden wurde zusätzlich die Interrater-Reliabilität der manuellen Messung sowie die Intrarater-Reliabilität zwischen den Messmethoden ermittelt.

Ergebnisse:

Die Instrument-Validität der telemedizinischen ROM-Erfassung war für die Intrarater-Reliabilität für alle Bewegungen ausschließlich Supination hoch (Intraklassen-Korrelations-Koeffizient: Extension= 0.92 Flexion =0.78, Supination =0.27, Pronation =0.89, Ellenbogenachse =0.8). Der systematische Fehler (-2,5 – 3,4) sowie die LoA ($\pm 5 - 6$) waren niedrig.

Für die Interrater-Reliabilität fielen die Ergebnisse gemischt aus. Das ICC für Extension und Ellenbogenachse waren mit 0.74 respektive 0.78 gut. Für Flexion (0.62), Supination (0.47) und Pronation (0,45) sind die Werte als moderat reliabel anzusehen.

Die LoA bestätigten dies mit Werten von $\sim \pm 10^\circ$ für Extension und Ellenbogenachse und $> \pm 10^\circ$ für die restlichen Bewegungen.

Schlussfolgerung:

Die telemedizinische Goniometrie ist für die Extension und Ellenbogenachse reliabel und genau genug, um die ROM des Ellenbogens zu erfassen. Für die Flexion erscheint eine reliabele Erfassung unter Beachtung der methodischen Einschränkung plausibel. Lediglich für Supination und Pronation erscheint eine telemedizinische Erfassung der ROM nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie sowie der Literatur derzeit in der 2-dimensionalen Videokommunikation schwierig. Eine weitere Betrachtung unter Beachtung der genannten Einschränkung wird empfohlen.

Literaturverzeichnis

- An, K. N., Hui, F. C., Morrey, B. F., Linscheid, R. L. & Chao, E. Y. 1981. Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics*, 14, 659-669.
- Appelboam, A., Reuben, A. D., Bengler, J. R., Beech, F., Dutson, J., Haig, S., Higginson, I., Klein, J. A., Le Roux, S., Saranga, S. S., Taylor, R., Vickery, J., Powell, R. J. & Lloyd, G. 2008. Elbow extension test to rule out elbow fracture: multicentre, prospective validation and observational study of diagnostic accuracy in adults and children. *Bmj*, 337, a2428.
- Armstrong, A. D., Macdermid, J. C., Chinchalkar, S., Stevens, R. S. & King, G. J. W. 1998. Reliability of range-of-motion measurement in the elbow and forearm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 7, 573-580.
- Aumüller, G., Aust, G., Conrad, A., Engele, J. & Kirsch, J. 2017. *Duale Reihe Anatomie*, Thieme.
- Balasubramanian, P., Madhuri, V. & Muliylil, J. 2006. Carrying angle in children: a normative study. *J Pediatr Orthop B*, 15, 37-40.
- Bland, J. M. & Altman, D. G. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1, 307-10.
- Bland, J. M. & Altman, D. G. 1995. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet*, 346, 1085-7.
- Bland, J. M. & Altman, D. G. 1999. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*, 8, 135-60.
- Blonna, D., Zarkadas, P. C., Fitzsimmons, J. S. & O'driscoll, S. W. 2012. Validation of a photography-based goniometry method for measuring joint range of motion. *J Shoulder Elbow Surg*, 21, 29-35.
- Boone, D. C., Azen, S. P., Lin, C. M., Spence, C., Baron, C. & Lee, L. 1978. Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther*, 58, 1355-60.
- Bryce, C. D. & Armstrong, A. D. 2008. Anatomy and biomechanics of the elbow. *Orthop Clin North Am*, 39, 141-54, v.
- Carter, H. V. before 1858a. Left elbow joint, showing anterior and internal ligaments.
- Carter, H. V. before 1858b. Left elbow joint, showing posterior and external ligaments.

- Cave, E. F. & Roberts, S. M. 1936. A method for measuring and recording joint function. *JBJS*, 18, 455-465.
- Chanlalit, C. & Kongmalai, P. 2012. Validation of the telemedicine-based goniometry for measuring elbow range of motion. 95, 113-7.
- Chapleau, J., Canet, F., Petit, Y., Laflamme, G. Y. & Rouleau, D. M. 2011. Validity of goniometric elbow measurements: comparative study with a radiographic method. *Clin Orthop Relat Res*, 469, 3134-40.
- Cicchetti, D. 1994. Guidelines, Criteria, and Rules of Thumb for Evaluating Normed and Standardized Assessment Instrument in Psychology. *Psychological Assessment*, 6, 284-290.
- Clark, W. A. 1921. A protractor for measuring rotation of joints. *JBJS*, 3, 154-155.
- Cleffken, B., Van Breukelen, G., Van Mameren, H., Brink, P. & Olde Damink, S. 2007. Test-retest reproducibility of elbow goniometric measurements in a rigid double-blinded protocol: intervals for distinguishing between measurement error and clinical change. *J Shoulder Elbow Surg*, 16, 788-794.e2.
- Cleveland, D. E. 1918. Diagrams for showing limitation of movements through joints, as used by the Board of Pensions Commissioners for Canada. *Can Med Assoc J*, 8, 1070-6.
- Cobe, H. M. 1928. The range of active motion of the wrist of white adults. *JBJS*, 10, 763-774.
- Colaris, J., Van Der Linden, M., Selles, R., Coene, N., Allema, J. H. & Verhaar, J. 2010. Pronation and supination after forearm fractures in children: Reliability of visual estimation and conventional goniometry measurement. *Injury*, 41, 643-6.
- Darcus, H. D. & Salter, N. 1953. The amplitude of pronation and supination with the elbow flexed to a right angle. *J Anat*, 87, 169-84.
- De La Torre-Díez, I., López-Coronado, M., Vaca, C., Aguado, J. S. & De Castro, C. 2015. Cost-Utility and Cost-Effectiveness Studies of Telemedicine, Electronic, and Mobile Health Systems in the Literature: A Systematic Review. *Telemedicine Journal and e-Health*, 21, 81-85.
- Debrunner, H. U. 1971. Gelenkmessung:(Neutral-O-Methode), Längenmessung, Umfangmessung, Schweizerische Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen.

- Docherty, M. A., Schwab, R. A. & Ma, O. J. 2002. Can elbow extension be used as a test of clinically significant injury? *South Med J*, 95, 539-41.
- Ekeland, A. G., Bowes, A. & Flottorp, S. 2010. Effectiveness of telemedicine: A systematic review of reviews. *International Journal of Medical Informatics*, 79, 736-771.
- Ekstrand, J., Wiktorsson, M., Oberg, B. & Gillquist, J. 1982. Lower extremity goniometric measurements: a study to determine their reliability. *Arch Phys Med Rehabil*, 63, 171-5.
- Fish, D. R. & Wingate, L. 1985. Sources of goniometric error at the elbow. *Phys Ther*, 65, 1666-70.
- Fornalski, S., Gupta, R. & Lee, T. Q. 2003. Anatomy and biomechanics of the elbow joint. *Tech Hand Up Extrem Surg*, 7, 168-78.
- Gaikwad, R. & Warren, J. 2009. The role of home-based information and communications technology interventions in chronic disease management: a systematic literature review. *Health Informatics J*, 15, 122-46.
- Gajdosik, R. L. & Bohannon, R. W. 1987. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*, 67, 1867-72.
- Gerhardt, J. J. 1983. Clinical measurements of joint motion and position in the neutral-zero method and SFTR recording: basic principles. *Int Rehabil Med*, 5, 161-4.
- Gerhardt, J. J. & Rippstein, J. 1992. *Gelenk und Bewegung : Neutral-0-Methode, SFTR-Protokollierung, rationelle Meßtechnik, moderne Goniometrie*, Bern ; Göttingen ; Seattle ; Toronto, Huber.
- Goedeke, J., Ertl, A., Zoller, D., Rohleder, S. & Muensterer, O. J. 2018. Telemedicine for pediatric surgical outpatient follow-up: A prospective, randomized single-center trial. *J Pediatr Surg*, 54, 200-207.
- Goodwin, J., Clark, C., Deakes, J., Burdon, D. & Lawrence, C. 1992. Clinical methods of goniometry: a comparative study. *Disability and Rehabilitation*, 14, 10-15.
- Goss, B. C. 2006a. Photograph of Medial aspect of left human articulation of humerus, radius, and ulna.
- Goss, B. C. 2006b. Photograph of Posterior aspect of left human articulation of humerus, radius, and ulna.

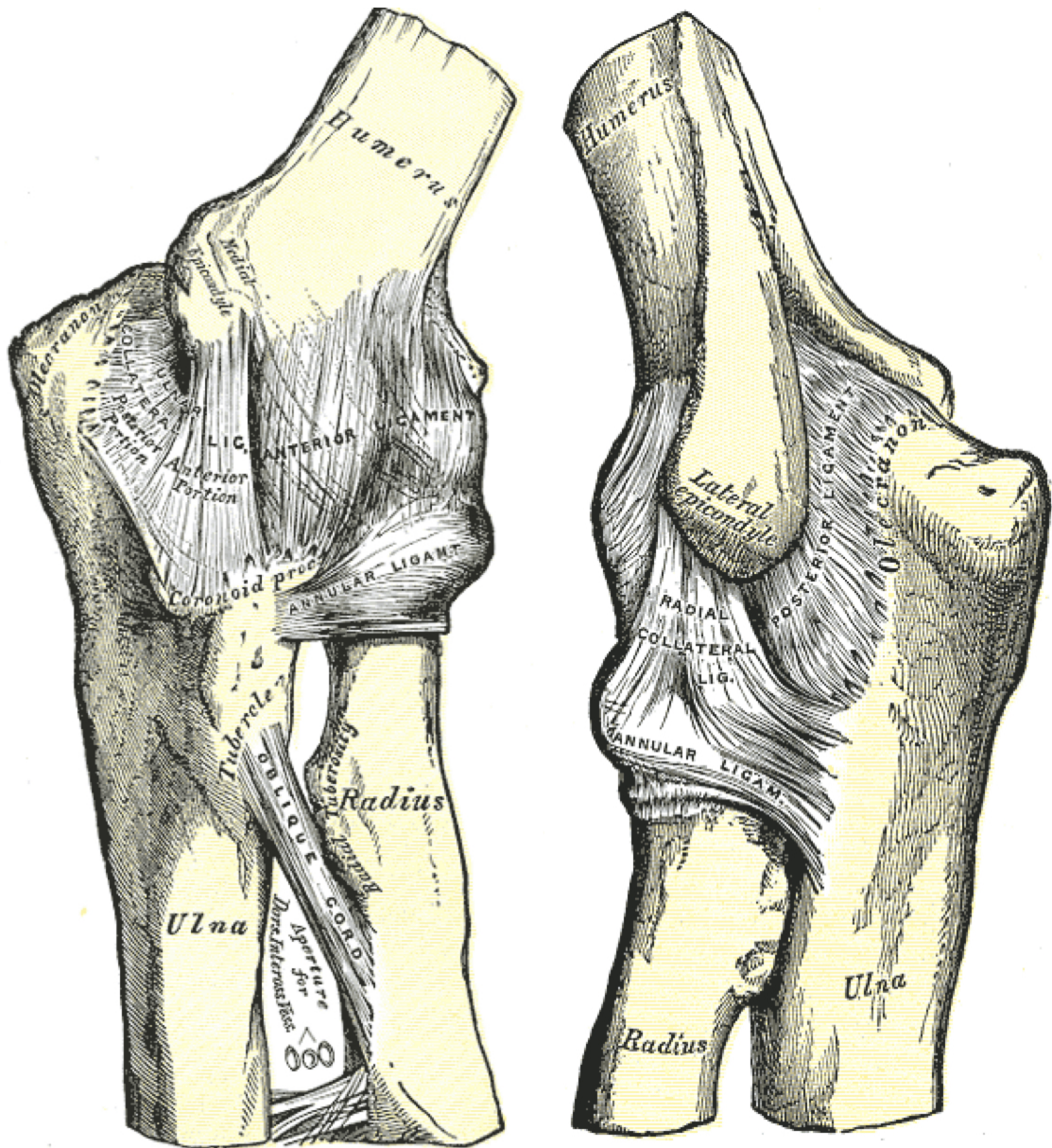
- Greene, W. B., Heckman, J. D. & Surgeons, A. a. O. O. 1994. The Clinical Measurement of Joint Motion, American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Griffiths, F., Lindenmeyer, A., Powell, J., Lowe, P. & Thorogood, M. 2006. Why are health care interventions delivered over the internet? A systematic review of the published literature. *J Med Internet Res*, 8, e10.
- Gupta, A. & Moosawi, N. A. 2005. How much can carpus rotate axially? An in vivo study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20, 172-6.
- H., H. & J., J. 1949. variation in extension of the meatcarpo-phalangeal and interphalangeal joints of the thumb. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 31-B, 547-559.
- Hedstrom, E. M., Svensson, O., Bergstrom, U. & Michno, P. 2010. Epidemiology of fractures in children and adolescents. *Acta Orthop*, 81, 148-53.
- Hellebrandt, F., Duvall, E. N. & Moore, M. L. 1949. The measurement of joint motion: Part III—Reliability of goniometry. *Physical Therapy*, 29, 302-307.
- Jackson, K. M., Scott, K. E., Graff Zivin, J., Bateman, D. A., Flynn, J. T., Keenan, J. D. & Chiang, M. F. 2008. Cost-utility analysis of telemedicine and ophthalmoscopy for retinopathy of prematurity management. *Arch Ophthalmol*, 126, 493-9.
- Kapandji, A. I., Martin-Bouyer, Y. & Verdeille, S. 1991. [Three-dimensional CT study of the carpus under pronation-supination constraints]. *Ann Chir Main Memb Super*, 10, 36-47.
- Kapandji, I. A. 2009. Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik ; einbändige Ausgabe - obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule, Thieme.
- Knittel, B. 2017. SGB IX Kommentar : Kommentar zum Sozialgesetzbuch IX - Rehabilitation und Teilhabe behinderter Menschen - und Allgemeinen Gleichbehandlungsgesetz (AGG), Köln, Luchterhand Verlag.
- Kruse, C. S., Krowski, N., Rodriguez, B., Tran, L., Vela, J. & Brooks, M. 2017. Telehealth and patient satisfaction: a systematic review and narrative analysis. *BMJ Open*, 7.
- Lienert, G. A. & Raatz, U. 1998. Testaufbau und Testanalyse, Weinheim, Beltz.
- Likert, R. A. 1932. A Technique for Measurement of Attitudes. *Archives of Psychology*, 22, 55.

- Low, J. L. 1976. The reliability of joint measurement. *Physiotherapy*, 62, 227.
- Macedo, L. G. & Magee, D. J. 2008. Differences in range of motion between dominant and nondominant sides of upper and lower extremities. *J Manipulative Physiol Ther*, 31, 577-82.
- Mair, F. & Whitten, P. 2000. Systematic review of studies of patient satisfaction with telemedicine. *BMJ : British Medical Journal*, 320, 1517-1520.
- Mcgraw, K. & Wong, S. P. 1996. Forming Inferences About Some Intraclass Correlation Coefficients. *Psychological Methods*, 1, 30-46.
- Mistry, H. 2012. Systematic review of studies of the cost-effectiveness of telemedicine and telecare. Changes in the economic evidence over twenty years. *J Telemed Telecare*, 18, 1-6.
- Moore, M. L. 1949a. The measurement of joint motion; introductory review of the literature. *Phys Ther Rev*, 29, 195-205.
- Moore, M. L. 1949b. The measurement of joint motion; the technic of goniometry. *Phys Ther Rev*, 29, 256-64.
- Morrey, B. F., Askew, L. J. & Chao, E. Y. 1981. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg Am*, 63, 872-7.
- Muller, M. E. 1970. Examination of the lower extremity with special reference to the testing of joint flexibility with zero passage method. *Schweiz Rundsch Med Prax*, 59, 526-30.
- Myles, P. S. & Cui, J. 2007. I. Using the Bland–Altman method to measure agreement with repeated measures. *BJA: British Journal of Anaesthesia*, 99, 309-311.
- Norkin, C. C. & White, D. J. 2016. *Measurement Of Joint Motion: A Guide To Goniometry*, F.A. Davis Company.
- Nutter, J. A. 1919. The standarization of joint records. *JBJS*, 1, 423-428.
- O'driscoll, S. W., Jupiter, J. B., King, G. J. W., Hotchkiss, R. N. & Morrey, B. F. 2000. The Unstable Elbow. *JBJS*, 82, 724-738.
- Perednia, D. A. & Allen, A. 1995. Telemedicine technology and clinical applications. *Jama*, 273, 483-8.
- Polisena, J., Coyle, D., Coyle, K. & McGill, S. 2009. Home telehealth for chronic disease management: a systematic review and an analysis of economic evaluations. *Int J Technol Assess Health Care*, 25, 339-49.

- Prasad, A., Robertson, D. D., Sharma, G. B. & Stone, D. A. 2003. Elbow: the trochleogingylomoid joint. *Semin Musculoskelet Radiol*, 7, 19-25.
- Ritt, M. J., Stuart, P. R., Berglund, L. J., Linscheid, R. L., Cooney, W. P., 3rd & An, K. N. 1995. Rotational stability of the carpus relative to the forearm. *J Hand Surg Am*, 20, 305-11.
- Roine, R., Ohinmaa, A. & Hailey, D. 2001. Assessing telemedicine: a systematic review of the literature. *CMAJ: Canadian Medical Association Journal*, 165, 765-771.
- Rojas, S. V. & Gagnon, M.-P. 2008. A Systematic Review of the Key Indicators for Assessing Telehomecare Cost-Effectiveness. *Telemedicine journal and e-health : the official journal of the American Telemedicine Association*, 14, 896-904.
- Rosen, N. G. 1922. A simplified method of measuring amplitude of motion in joints. *JBJS*, 4, 570-579.
- Rothstein, J. M., Miller, P. J. & Roettger, R. F. 1983. Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements. *Phys Ther*, 63, 1611-5.
- Ryf, C. & Weymann, A. 1995. The neutral zero method — A principle of measuring joint function. *Injury*, 26, 1-11.
- Safran, M. R. & Baillargeon, D. 2005. Soft-tissue stabilizers of the elbow. *J Shoulder Elbow Surg*, 14, 179-185.
- Salter, N. 1955. Methods of measurement of muscle and joint function. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 37-B, 474-491.
- Schünke, M., Schulte, E. & Schumacher, U. 2014. 3.1 Lage- und Richtungsbezeichnungen sowie Hauptachsen und Hauptebenen am menschlichen Körper. In: Schünke, M., Schulte, E. & Schumacher, U. (eds.) *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 4. Auflage ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Seyfarth, H. 1974. Principles of the neutral-zero-passage method. *Beitr Orthop Traumatol*, 21, 276-85.
- Seyfarth, H., Bulow, B. & Buchmann, J. 1973. Practical experiences with the neutral-zero-passage method. *Beitr Orthop Traumatol*, 20, 228-31.
- Soucie, J. M., Wang, C., Forsyth, A., Funk, S., Denny, M., Roach, K. E. & Boone, D. 2011. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, 17, 500-7.

- Spady, D. W., Saunders, D. L., Schopflocher, D. P. & Svenson, L. W. 2004. Patterns of injury in children: a population-based approach. *Pediatrics*, 113, 522-9.
- Stratford P, A. V., Brazeau C, Gowitzke Ba 1984. Reliability of joint angle measurement: a discussion of methodology issues. *Physiother Can.*, 36, 5-9.
- Thomann, K. D., Schröter, F. & Grosser, V. 2011. *Orthopädisch-unfallchirurgische Begutachtung: Praxis der klinischen Begutachtung*, Elsevier Health Sciences Germany.
- Watson, P. F. & Petrie, A. 2010. Method agreement analysis: A review of correct methodology. *Theriogenology*, 73, 1167-1179.
- Whitten, P. S., Mair, F. S., Haycox, A., May, C. R., Williams, T. L. & Hellmich, S. 2002. Systematic review of cost effectiveness studies of telemedicine interventions. *BMJ : British Medical Journal*, 324, 1434-1437.
- Zankel, H. T. 1951. Photogoniometry; a new method of measurement of range of motion of joints. *Arch Phys Med Rehabil*, 32, 227-8.

Anhang



Anhang 1: Ligamente des Ellenbogengelenks

Links: anteriore und ulnare Kollateralligamente (Carter, before 1858a)

Rechts: posteriore und radiale Kollateralligamente (Carter, before 1858b)



Klinik und Poliklinik für Kinderchirurgie
Direktor:

Ansprechpartner:

Langenbeckstr. 1
55131 Mainz

Kinderinformation zu unserer Studie

„Telemedizinische Nachsorge in der Kindertraumatologie – klinische Studie zur Evaluation der Messgenauigkeit bei der Bestimmung der aktiven ROM des Ellenbogengelenks“

Liebe Kinder,

Eine Kinderklinik an einer Universität ist nicht nur dazu da die Kinder zu behandeln. Es gehört auch zu unserer Arbeit, zu erforschen, wie wir Kindern in Zukunft noch besser helfen können als bisher. Wir möchten dich deshalb fragen, ob du bei unserer Studie mitmachen möchtest.

Warum wir die Studie machen

Wenn Kinder sich einen Knochen brechen, muss der Arzt die Heilung immer wieder kontrollieren. Dafür kommen die Kinder und die Eltern in bestimmten Zeitabständen erneut zur Klinik. Mit der Studie wollen wir nun herausfinden, ob es möglich ist diese Untersuchung, per Videotelefonie, auch von zu Hause aus zu machen. Wir hoffen, dass wir in Zukunft so deine Wartezeit, um von dem Arzt untersucht zu werden, verkürzen können.

Wie die Studie funktioniert

Während du auf deine Sprechstunde wartest, kannst du während deiner Wartezeit an unserer Studie teilnehmen. Dafür wirst du in einem eigenen Raum mit einem/-r Mitarbeiterin der Kinderklinik an einem Computer über eine Kamera reden und einige Bewegungen der Ellbogen nachahmen. Um diese Bewegungen verständlicher zu machen, haben wir für dich ein Erklärungsvideo erstellt. Dieses wirst du davor zusammen mit deinen Eltern anschauen und dir von ihnen erklären lassen. Diese Bewegungen werden dann nochmal in deiner normalen Sprechstunde getestet und danach miteinander verglichen.

Insgesamt werden wir für die zusätzliche Untersuchung etwa 20 Minuten benötigen.

Für die Zeit, in der wir die Ergebnisse sammeln, bekommst du eine Codenummer. Nur wir kennen den Code, sodass auch nur wir wissen, wie dein echter Name ist.

Wenn du mitmachst, ändert sich für dich nichts an deiner Behandlung.



Klinik und Poliklinik für Kinderchirurgie
Direktor:

[REDACTED]

Ansprechpartner:

[REDACTED]

Langenbeckstr. 1

55131 Mainz

[REDACTED]

Ich mache mit

Ich möchte gerne freiwillig bei der Studie mitmachen. Ich habe die Kinderinformation gelesen und verstanden, worum es in der Studie „**Telemedizinische Nachsorge in der Kindertraumatologie – klinische Studie zur Evaluation der Messgenauigkeit bei der Bestimmung des Bewegungsausmaßes an dem Ellenbogengelenk**“ geht. Ich habe mich mit meinen Eltern beraten und meinen Arzt alles gefragt, was mir nicht ganz klar war.

Ich erhalte eine Code-Nummer für die Studie. Meinen echten Namen wissen nur die Ärzte.

Ich weiß, dass ich jederzeit und ohne zu sagen, warum aus dieser Studie aussteigen kann, ohne dass ich an meiner Behandlung etwas ändert.

Ort, Datum, Name, Unterschrift des Patienten



Klinik und Poliklinik für Kinderchirurgie

Direktor:

Ansprechpartner:

Langenbeckstr. 1
55131 Mainz

Informationsschrift

Studientitel: **„Telemedizinische Nachsorge in der Kindertraumatologie – klinische Studie zur Evaluation der Messgenauigkeit bei der Bestimmung der aktiven ROM des Ellenbogengelenks“**

Liebe Eltern,

Im Rahmen unseres Projektes „MATS“ (Mainz-Tele-Surgery) möchten wir Sie fragen, ob Sie bereit sind, an der von uns vorgesehenen Studie teilzunehmen. Diese Informationsschrift soll Sie über die oben genannte Studie informieren.

Das Ziel der Studie besteht darin zu sehen, ob eine telemedizinische Konsultation im Rahmen der Nachsorge eine qualitativ sichere Alternative zur persönlichen Vorstellung der Patienten in der Ambulanz darstellt.

In unsere Studie haben wir uns dabei auf das Ellbogengelenk beschränkt. Als Probanden kommen jedoch prinzipiell alle Kinder unabhängig des Unfallgeschehens in Frage.

Sollte das neue Medium Einsatz in der ambulanten Sprechstunde finden, wäre die ärztliche Konsultation mittels des heimischen Computers denkbar.

Ablauf

Vor der eigentlichen Nachsorgeuntersuchung bzw. Sprechstunde Ihres Kindes möchten wir, zwecks Studie, eine weitere Untersuchung der Bewegungsausmaße der Ellenbogengelenke mittels Telemedizin durchführen. Diese telemedizinische Untersuchung findet in einem Nebenraum der Sprechstunden Räumlichkeiten in unserer Poliklinik stattfinden.

Vor der telemedizinischen Untersuchung werden Sie über Ihr Mobilfunkgerät ein Video anschauen, welche die Übungen im Rahmen der Untersuchung veranschaulicht wird. Dieses Video dient hauptsächlich als Information für Sie, damit Sie Ihrem Kind, falls erforderlich, bei der telemedizinischen Aufzeichnung helfen können.

Der QR-Code dieses Videos befindet sich am Ende dieser Informationsschrift. Alternativ können Sie auch über die unten genannte URL (Internetadresse) manuell auf das Video zugreifen. Sollten Sie keine Möglichkeit haben dieses Video abspielen zu können, wird Ihnen dafür ein Computer in unserer Ambulanz zur Verfügung gestellt.

Im Gegensatz zur herkömmlichen Nachsorgeuntersuchung wird Ihr Kind während Ihrer Anwesenheit mit dem wissenschaftlichen Mitarbeiter mittels einer Kamera und einem Computer kommunizieren. Beide Parteien können einander sehen und hören. Durch die telemedizinische Untersuchung wird dann das Bewegungsausmaß der Ellenbogengelenke, anhand der im Video demonstrierten Übungen, geprüft. Die telemedizinische Konsultation wird etwa 20 Minuten in Anspruch nehmen und kann jederzeit von Ihnen und Ihrem Kind abgebrochen oder unterbrochen werden. Das notwendige technische Equipment wird von der Universitätsmedizin Mainz zur Verfügung gestellt.

Im Anschluss an diese telemedizinische Erhebung/Untersuchung findet dann die eigentliche Nachsorgeuntersuchung durch einen Facharzt für Kinderchirurgie oder Orthopädie/Unfallchirurgie mit kindertraumatologischer Erfahrung statt.
Sollte eine Untersuchung/Beurteilung der Bewegungsausmaße der Ellenbogengelenke nicht bereits im Rahmen der normalen Sprechstunde stattgefunden haben, werden diese, im Rahmen der Vergleichsstudie, manuell durch den zuständigen Facharzt durchgeführt.

Nachdem Ihr Kind beide Untersuchungsformen erlebt hat, bitte wir Sie einen kurzen Fragebogen mit drei Fragen zu beantworten.
Selbstverständlich werden wir während der gesamten Untersuchung alle Ihre Fragen beantworten und auch auf alle sonstigen Anliegen eingehen.

Mögliche Risiken, Beschwerden und Begleiterscheinungen

Im Rahmen unserer Studie sind mit der Teilnahme keine medizinischen Risiken verbunden.

Möglicher Nutzen aus Ihrer Teilnahme an der Studie

Ihr Kind wird durch seine/ihre Teilnahme an dieser Studie keinen Nutzen für die Gesundheit haben. Die Ergebnisse dieser Studie können dazu beitragen, dass für andere Patienten die Versorgung verbessert wird.

Datenschutz

Die Daten werden pseudoanonymisiert erhoben. Dies bedeutet, dass jeder Proband einer fortlaufenden Probandennummer zugeordnet wird. Personenbezogene Daten, die eine Identifikation des Patienten ermöglichen (wie z.B.: Name), werden nicht erhoben. Mittels der Probandennummer werden die telemedizinisch und klinisch erhobenen Daten zusammengeführt. Bis zum Abschluss der Studie werden die Daten, inclusive der fortlaufenden Probandennummer auf einem gesicherten Server durch die Studienleitung gespeichert. Eine Weitergabe der Daten an Dritte oder eine Veröffentlichung findet, wenn überhaupt, nur in anonymisierter Form statt. Die studienbezogenen Daten werden nach Erreichen des Studienziels, spätestens jedoch nach 10 Jahren gelöscht. Studieninhalt, Aufklärungs- und Einwilligungsbogen wurden von der Rechtsabteilung der Universitätsmedizin Mainz nach datenschutzrechtlichen Gesichtspunkten überprüft.

Die Namen der Patienten und alle anderen vertraulichen Informationen unterliegen der ärztlichen Schweigepflicht und den Bestimmungen des Bundesdatenschutzgesetzes (BDSG). Eine Weitergabe von Patientendaten erfolgt nur in anonymisierter Form. Dritte erhalten keinen Einblick in Originalkrankenunterlagen. Im Falle eines Widerrufs der Einwilligung seitens des Patienten/Erziehungsberechtigten werden, solange es noch nicht zur Anonymisierung kam, die erhobenen Daten gelöscht. Durch den Widerruf werden keinerlei Nachteile in Bezug auf die medizinische Versorgung entstehen.

Versicherungsschutz

Vorsorglich werden Sie darauf hingewiesen, dass eine Versicherung für nicht schuldhaft verursachte Schäden, die im Zusammenhang mit der Studie auftreten können, nicht abgeschlossen wurde. Ein Versicherungsschutz besteht damit nur, wenn den Arzt oder einen anderen Mitarbeiter der Prüfstelle der Vorwurf eines schuldhaften Fehlverhaltens trifft. Zugunsten des Studienteilnehmers können dabei in bestimmten Fällen Beweiserleichterungen eintreten (Bürgerliches Gesetzbuch, §630h: zur Beweislast bei Haftung für Aufklärungs- oder Behandlungsfehler).

Wir bitten Sie das Informationsschreiben mit hoher Sorgfalt durch zu lesen. Wenn Sie Fragen haben stehen wir Ihnen gerne zur Verfügung.



Klinik und Poliklinik für Kinderchirurgie
Direktor:

Ansprechpartner:

Langenbeckstr. 1
55131 Mainz

Einwilligungserklärung zur Teilnahme an der Studie

„Telemedizinische Nachsorge in der Kindertraumatologie – klinische Studie zur Evaluation der Messgenauigkeit bei der Bestimmung der aktiven ROM des Ellenbogengelenks“

Ich erkläre mich bereit zusammen mit meinem Kind an der o.g. Studie freiwillig teilzunehmen. Ich bin in einem persönlichen Gespräch ausführlich und verständlich über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der Studie aufgeklärt worden. Ich hatte die Gelegenheit zu einem Beratungsgespräch. Alle meine Fragen wurden zufriedenstellend beantwortet, ich kann jederzeit neue Fragen stellen. Ich habe darüber hinaus die Informationsschrift zur Studie gelesen und verstanden.

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zu entscheiden. Mir ist bekannt, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an der Studie zurückziehen kann (mündlich oder schriftlich), ohne dass mir daraus Nachteile entstehen.

Ich habe verstanden und bin damit einverstanden, dass die im Rahmen der Studie erhobenen Daten pseudonymisiert (d.h. kodiert ohne Angaben von Namen, Anschrift, Initialen oder Ähnliches) erhoben, auf Datenträger gespeichert und ausgewertet werden. Die Daten werden nach Erreichen des Studienziels oder spätestens nach 10 Jahren gelöscht.

Die Auswertung sowie eine mögliche Veröffentlichung der Daten erfolgen ausschließlich in anonymisierter Form, d.h. sämtliche Daten können weder mir noch meinem Kind zugeordnet werden. Mir ist außerdem bekannt, dass es trotz Verwendung von sicheren und zertifizierten telemedizinischen Kommunikationsmedien zu einem unerlaubtem Datenabgriff und Datenmissbrauch von außen kommen kann.

Ein Exemplar der Informationsschrift und Einwilligungserklärung habe ich erhalten, gelesen und verstanden. Ein Exemplar der unterschriebenen Einwilligungserklärung verbleibt im Prüfzentrum.

Name, Vorname des Kindes: _____

Geburtsdatum: _____

Ort, Datum, Unterschrift der Erziehungsberechtigten

Name (in Druckbuchstaben) und Unterschrift des aufklärenden Arztes

Eingabemaske

ROM-Untersuchung

Untersucher:

Probandennr.:

Geschlecht: männlich weiblich

Untersuchungsart: manuelle Untersuchung Telemedizin

Trauma: Datum:

Geburtsdatum:

Ellenbogengelenk

<u>Extension/Flexion</u>		<u>Pronation/Supination</u>	
	links	rechts	
Extension	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Pronation
Neutral-Null	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Neutral-Null
Flexion	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Supination
			links rechts
	Ellbogenachse		<input type="text"/> <input type="text"/>

Abschlussfragen

- Wie lange war Ihr Anfahrtsweg zur Kinderchirurgischen Klinik der Universitätsmedizin Mainz (Langenbeckstraße 1)?
 0 – 9 Min. 10 – 29 Min. 30 – 59 Min. >60 Min.
- Entstehen Ihnen neben den Reisekosten zusätzliche Kosten für eine persönliche Vorstellung Ihres Kindes vor Ort?
 Ja Nein
- Welche Art der Vorstellung würden Sie bevorzugen?
 persönliche Vorstellung telemedizinische Vorstellung

Anhang 9: klinisch-manuelle Eingabemaske

Eingabemaske

ROM-Untersuchung

Probandennr.:

Geschlecht: männlich weiblich

Untersuchungsart: manuelle Untersuchung Telemedizin

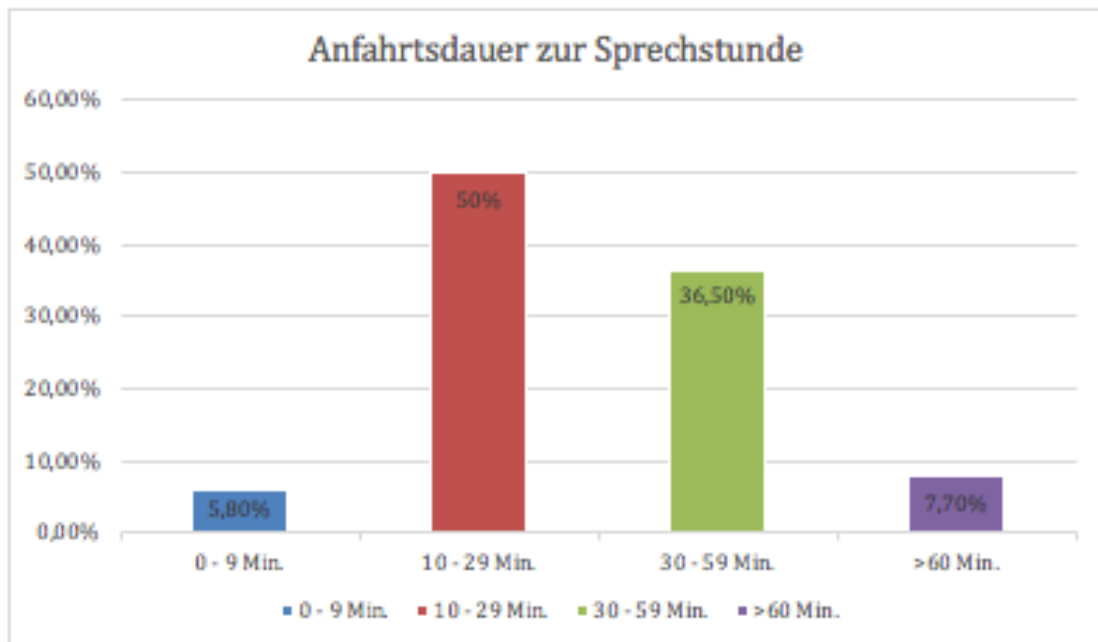
Geburtsdatum:

Ellenbogengelenk

<u>Extension/Flexion</u>		<u>Pronation/Supination</u>	
	links	rechts	
Extension	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Pronation
Neutral-Null	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Neutral-Null
Flexion	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Supination
			links rechts
	Ellbogenachse		<input type="text"/> <input type="text"/>

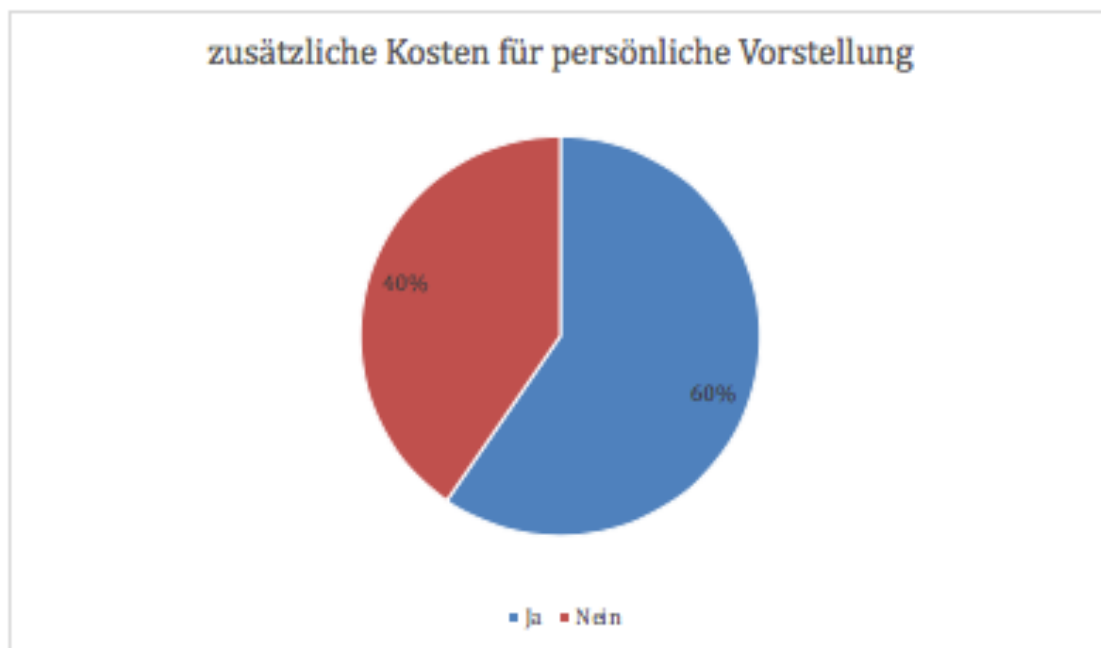
Anhang 10: telemedizinische Eingabemaske

Anfahrtsdauer in Min.	Absolute Häufigkeit	Relativer Häufigkeit in %
0 – 9 Minuten	3	5,8
10 – 29 Minuten	26	50
30 – 59 Minuten	19	36,5
>60 Minuten	4	7,7
Gesamt	52	100



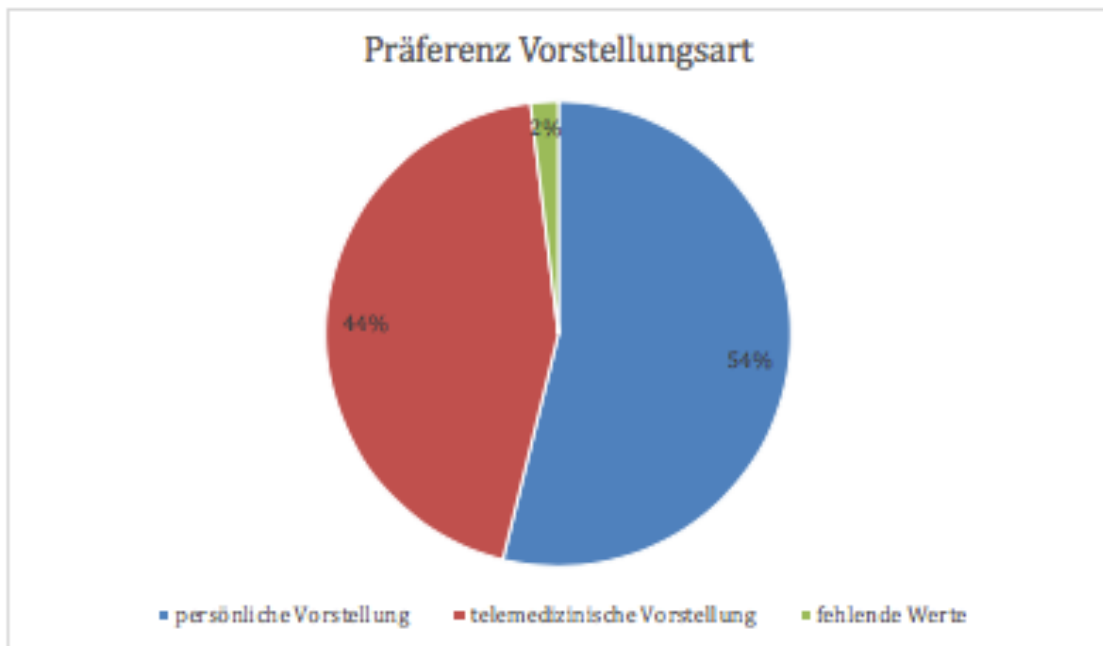
Anhang 11: Häufigkeitsverteilung 1. Abschlussfrage

Zusätzliche Kosten für pers. Vorstellung	Absolute Häufigkeit	Relativer Häufigkeit in %
Ja	31	59,6
Nein	21	40,4
Gesamt	52	100



Anhang 12: Häufigkeitsverteilung 2. Abschlussfrage

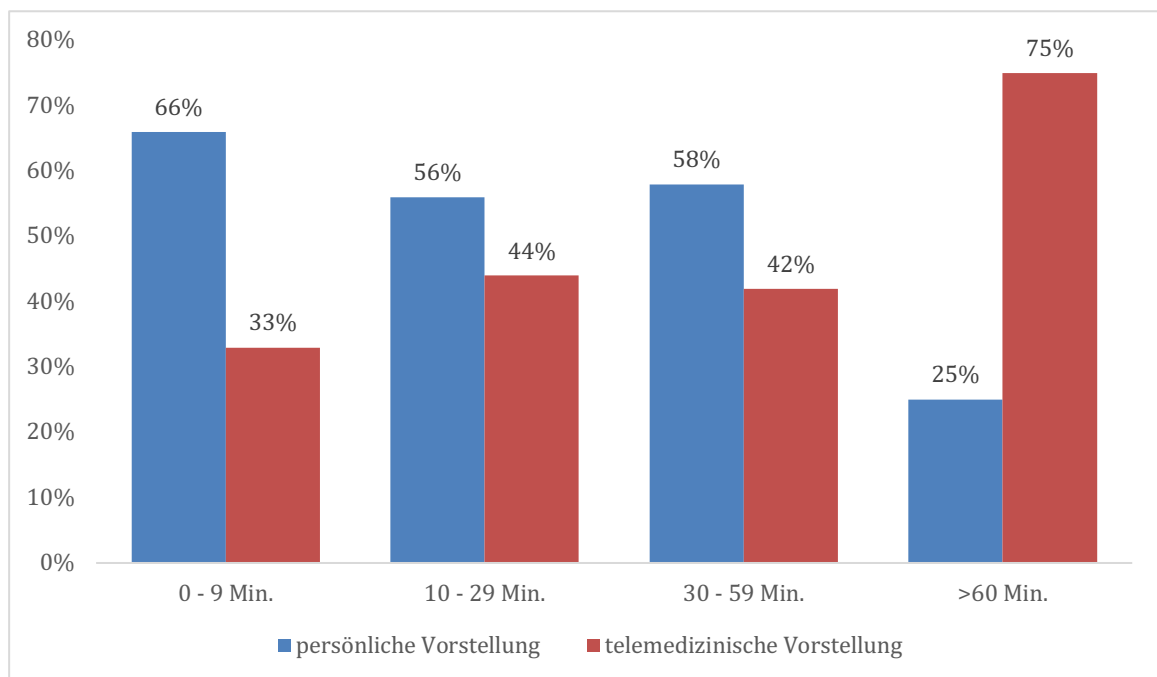
Präferenz Vorstellungsart für ROM-Untersuchung	Absolute Häufigkeit	Relative Häufigkeit in %
Persönliche Vorstellung	28	53,8
Telemedizinische Vorstellung	23	44,2
Fehlende Werte	1	1,9
Gesamt	52	100



Anhang 13: Häufigkeitsverteilung 3. Abschlussfrage

		Frage 1				Gesamt
		0 – 9 Min.	10 – 29 Min.	30 – 59 Min.	>60 Min.	
Frage 3	Persönliche Vorstellung	2 (66%)	14 (56%)	11 (58%)	1 (25%)	28 (55%)
	Telemedizinische Vorstellung	1 (33%)	11 (44%)	8 (42%)	3 (75%)	23 (45%)
Gesamt		3 (100%)	25 (100%)	19 (100%)	4 (100%)	51 (100%)

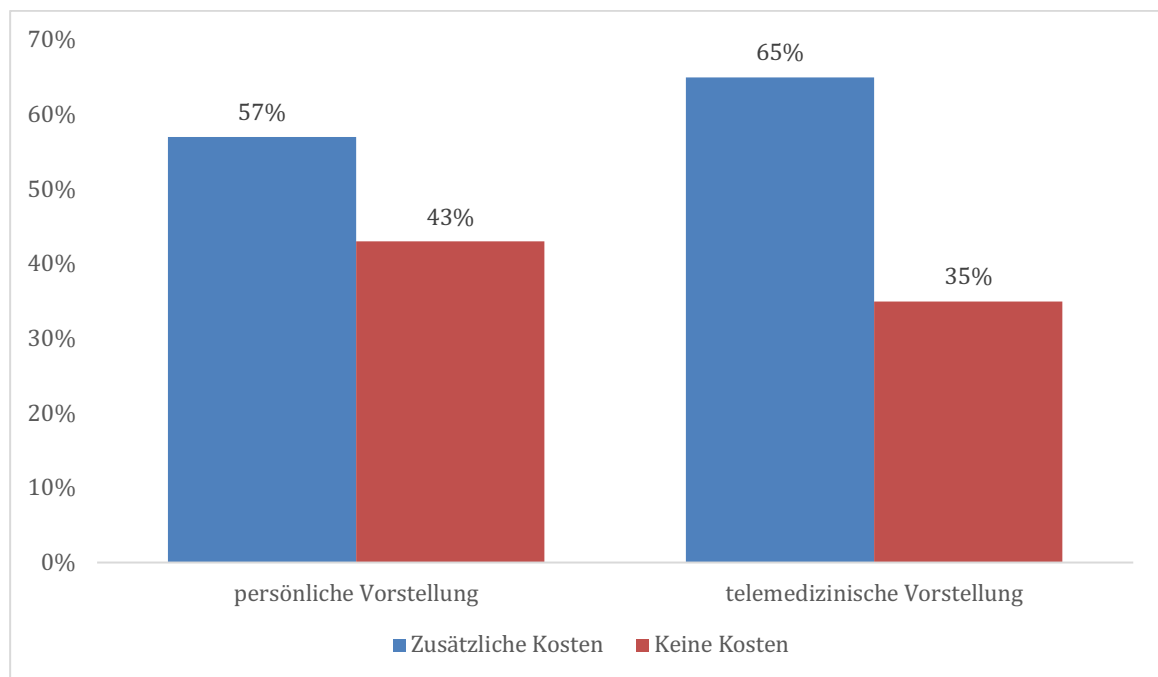
Anhang 14: Kreuztabelle zwischen Frage 1 und Frage 3 (Zahlen als absolute Häufigkeit angegeben)



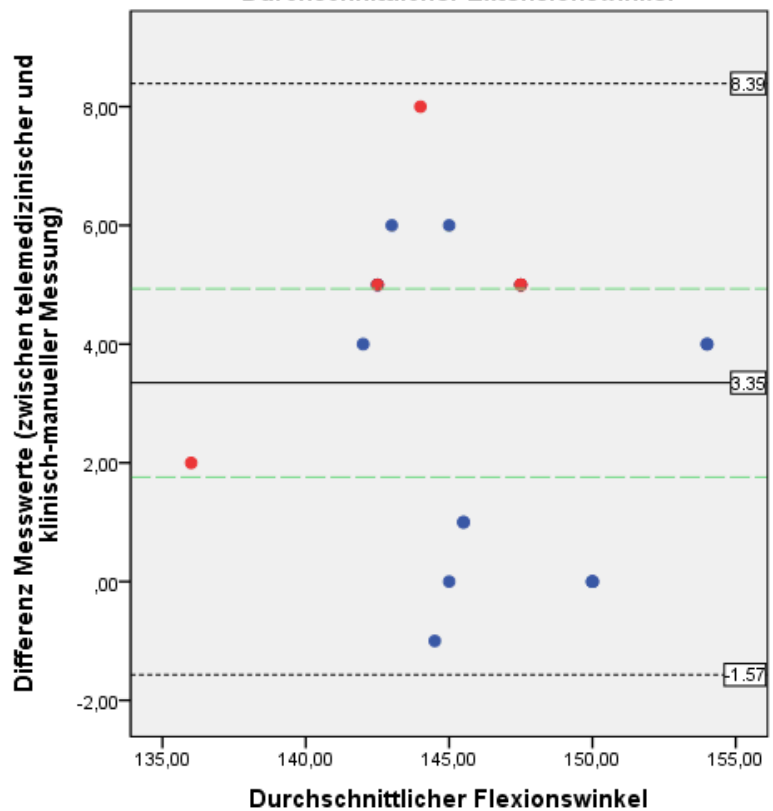
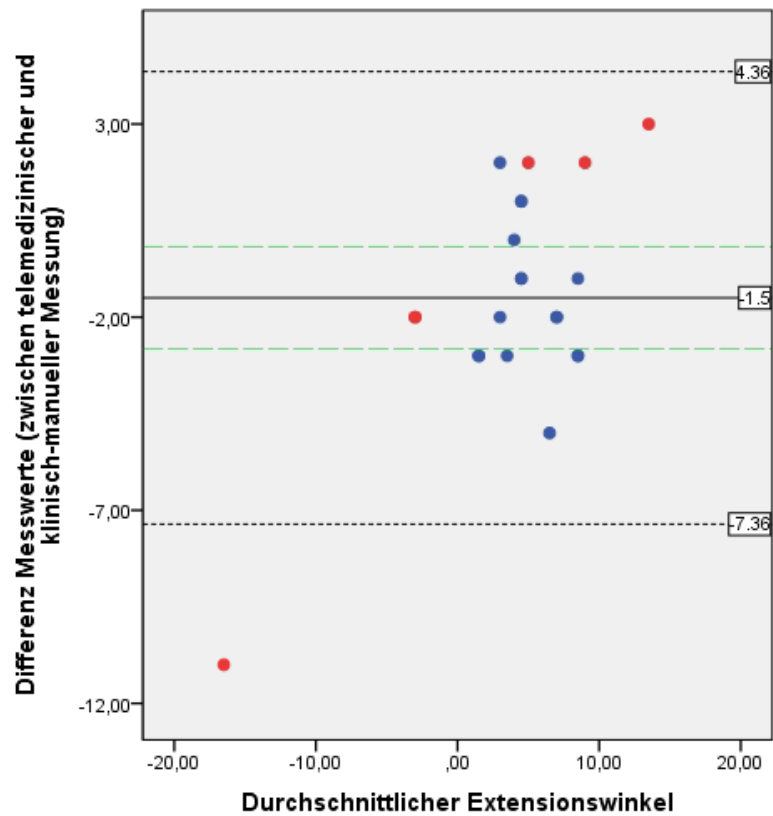
Anhang 15: gruppiertes Balkendiagramm zwischen Frage 1 und Frage 3

		Frage 3		Gesamt
		Persönliche Vorstellung	Telemedizinische Vorstellung	
Frage 2	Zusätzliche Kosten	16 (57%)	15 (65%)	31 (61%)
	Keine zusätzlichen Kosten	12 (43%)	8 (35%)	20 (39%)
Gesamt		28 (100%)	23 (100%)	51 (100%)

Anhang 16: Kreuztabelle zwischen Frage 2 und Frage 3

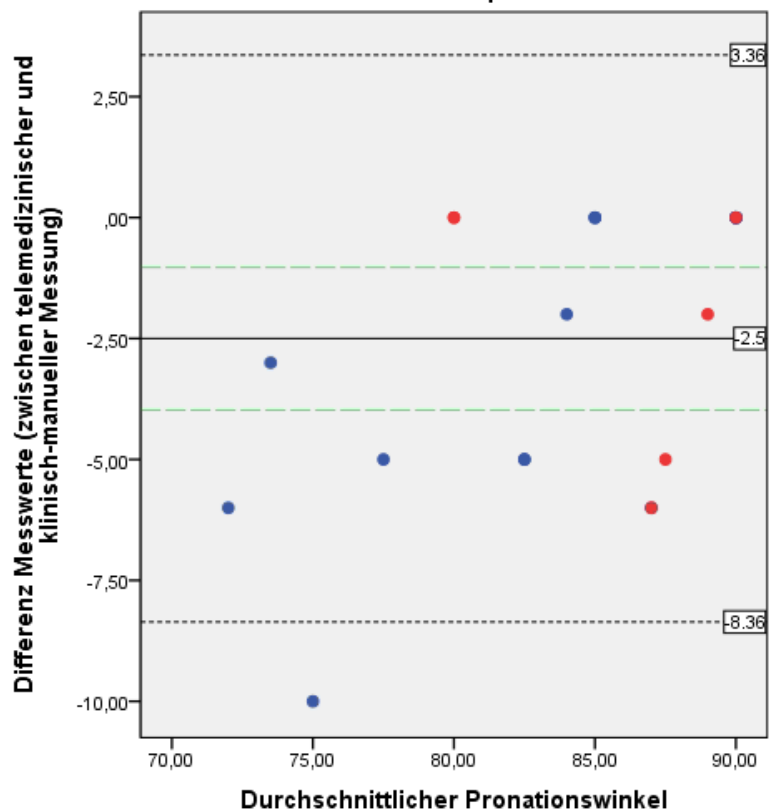
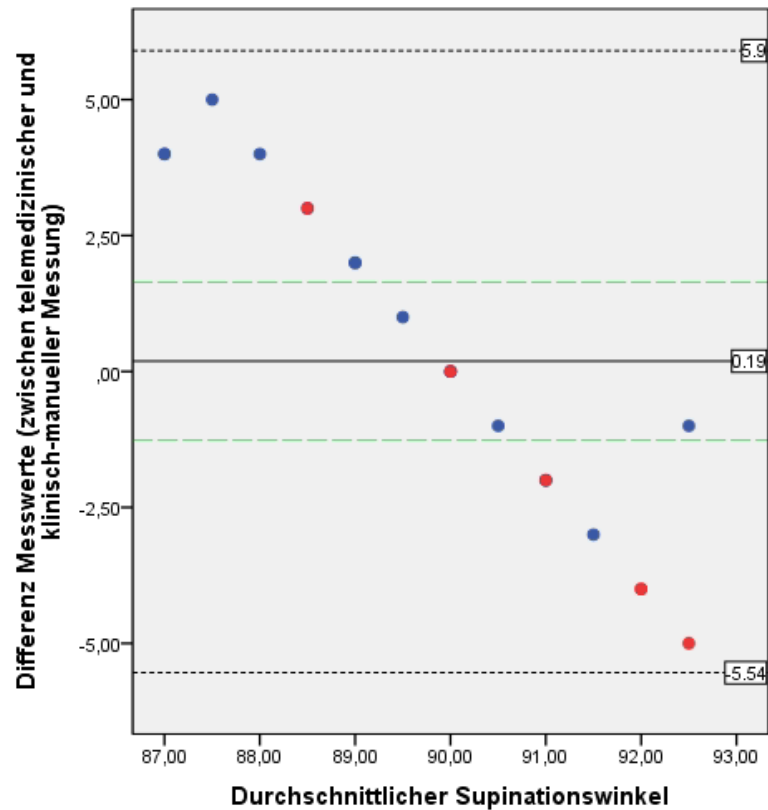


Anhang 17: gruppiertes Balkendiagramm zwischen Frage 2 und Frage 3



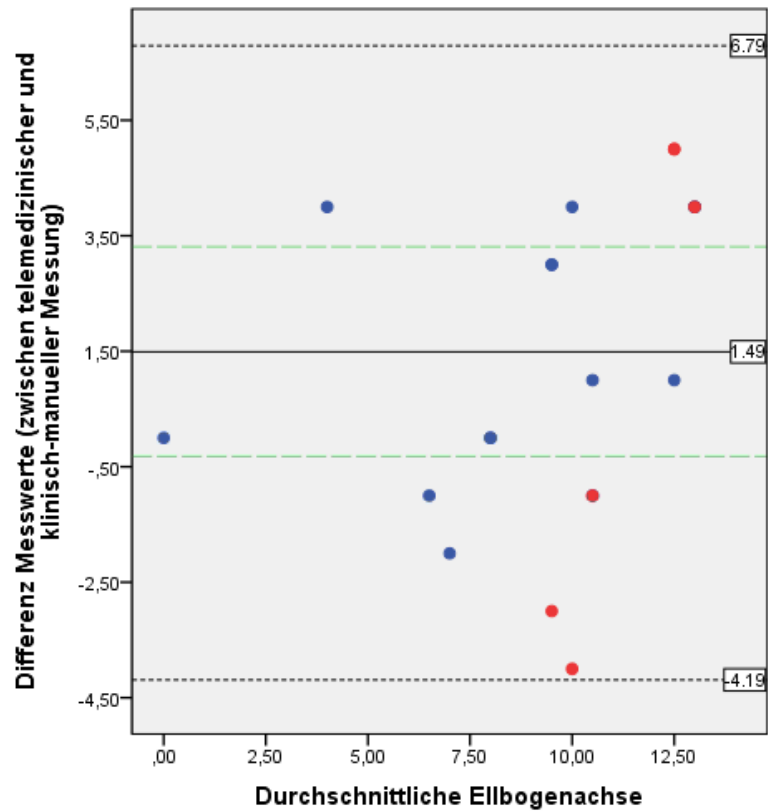
Anhang 18: Bland-Altman-Diagramm für Extension/Flexion (Intrarater)

In jedem Diagramm repräsentieren die Punkte die Differenz der telemedizinischen Messung von der klinisch-manuellen Messung gegen deren durchschnittliche Winkelwerte (rote Punkte: weiblich; blaue Punkte: männlich). Die durchgezogene Linie repräsentiert den Mittelwert der Differenz, die grün gestrichelten Linien das 95%-KI des Mittelwertes und die schwarz gestrichelte Linie den 95%-LoA ($\pm 1,96$ SD).



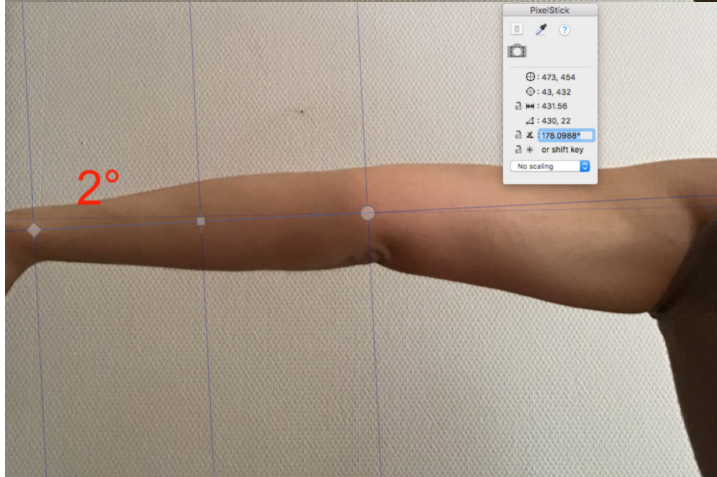
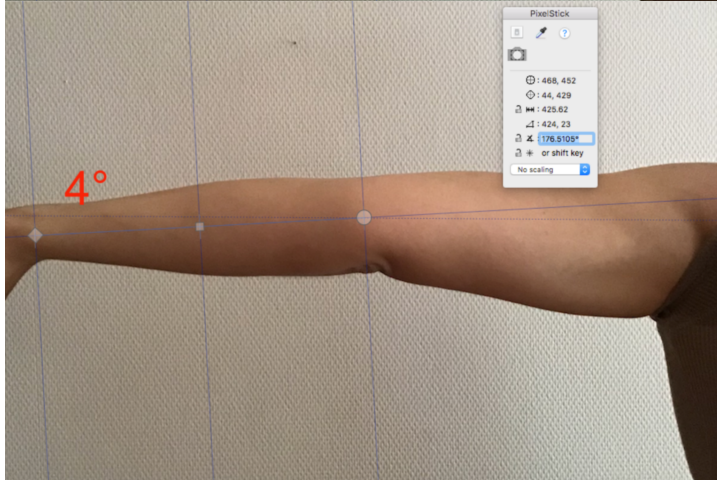
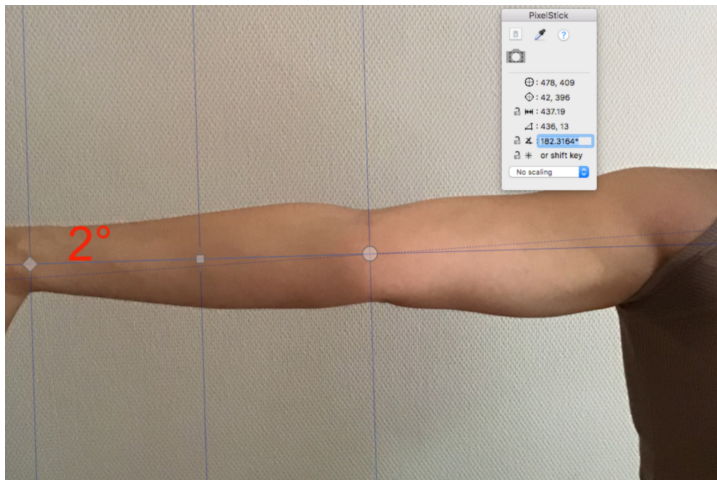
Anhang 19: Bland-Altman-Diagramm für Supination/Pronation (Intrarater)

In jedem Diagramm repräsentieren die Punkte die Differenz der telemedizinischen Messung von der klinisch-manuellen Messung gegen deren durchschnittliche Winkelwerte (rote Punkte: weiblich; blaue Punkte: männlich). Die durchgezogene Linie repräsentiert den Mittelwert der Differenz, die grün gestrichelten Linien das 95%-KI des Mittelwertes und die schwarz gestrichelte Linie den 95%-LoA ($\pm 1,96$ SD).



Anhang 20: Bland-Altman-Diagramm für die Ellenbogenachse (Intrarater)

In jedem Diagramm repräsentieren die Punkte die Differenz der telemedizinischen Messung von der klinisch-manuellen Messung gegen deren durchschnittliche Winkelwerte (rote Punkte: weiblich; blaue Punkte: männlich). Die durchgezogene Linie repräsentiert den Mittelwert der Differenz, die grün gestrichelten Linien das 95%-KI des Mittelwertes und die schwarz gestrichelte Linie den 95%-LoA ($\pm 1,96$ SD).



Anhang 21: Messwertabweichung der Extension durch unterschiedlich eingestellte Kamerawinkel (Bild 1: Aufnahme von oben; Bild 2: Aufnahme von vorne; Bild 3: Aufnahme von unten)

Anhang 22: Messwertabweichung der Flexion durch unterschiedlich eingestellte Kamerawinkel (Bild 1: Aufnahme von oben; Bild 2: Aufnahme von vorne; Bild 3: Aufnahme von unten)

Eidesstattliche Versicherung

Ich, Finke, Gianluca, erkläre hiermit, dass die vorgelegte Dissertation von mir selbstständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel, angefertigt wurde. Alle von mir benutzten Veröffentlichungen, ungedruckten Materialien, sonstige Hilfsmittel sowie Textstellen, die ich wörtlich oder inhaltlich aus gedruckten oder ungedruckten Arbeiten übernommen habe, habe ich als solche gekennzeichnet und mit den erforderlichen bibliographischen Angaben nachgewiesen. Unterstützungsleistungen, die ich von anderen Personen erhalten habe, wurden in der Dissertationsschrift als solche benannt.

Die Dissertation wurde bei keiner anderen Fakultät oder einem anderen Fachbereich vorgelegt, weder im In- noch im Ausland.

Überdies bin ich nicht im Besitz eines anderen Doktorgrades.

Ein bisher erworbener Doktorgrad wurde mir nicht aberkannt.

Ich habe bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet.

Mir ist bekannt, dass die Zulassung zur Promotion zu versagen ist, wenn die Unterlagen unvollständig oder die Angaben unrichtig sind. Ich bin darüber informiert, dass ich zur Führung des Dokortitels erst mit Aushändigung der Promotionsurkunde berechtigt bin.

Ort, Datum

Unterschrift