

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

# Evaluation der winkelstabilen Osteosynthese MatrixRIB im Hundeknochenmodell für die kindliche dia- metaphysäre Radiusfraktur

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

vorgelegt von

Stephan Rohleder  
aus Neustadt a. d. Waldnaab

Mainz, 2020

Tag der Promotion: 23.11.2020

## Inhaltsverzeichnis

1	Abkürzungsverzeichnis .....	4
2	Tabellen- und Bildverzeichnisse .....	5
2.1	Tabellenverzeichnis.....	5
2.2	Abbildungsverzeichnis .....	5
2.3	Diagrammverzeichnis.....	7
3	Einleitung.....	8
4	Ziel der Dissertation .....	10
5	Literaturdiskussion .....	11
5.1	Epidemiologie und Ätiologie .....	11
5.2	Funktionelle Anatomie des Unterarms.....	12
5.3	Wachstum und Wachstumsstörungen des kindlichen Knochens.....	16
5.4	Biomechanik.....	20
5.5	Frakturklassifikationen und Einteilungen .....	22
5.5.1	Formen der Dislokation .....	22
5.5.2	Fraktureinteilungen in Abhängigkeit der Dislokationsrichtung .....	22
5.5.3	Fraktureinteilung nach Lokalisation .....	23
5.5.4	AO-Klassifikation.....	23
5.5.5	Li-La Klassifikation.....	25
5.6	Frakturheilung.....	26
5.6.1	Primäre Knochenbruchheilung.....	27
5.6.2	Sekundäre Knochenbruchheilung .....	27
5.7	Störungen der Frakturheilung.....	29
5.8	Korrekturmechanismen am wachsenden Skelett.....	31
5.8.1	Korrektur von Seit-zu-Seit-Fehlstellungen .....	34
5.8.2	Korrektur von Achsfehlstellungen .....	35

5.8.3	Korrektur von Längenfehlstellungen .....	36
5.8.4	Korrektur von Rotationsfehlstellungen .....	37
5.8.5	Posttraumatische Störungen der Wachstumsfuge .....	38
5.9	Therapieverfahren .....	39
5.9.1	Konservative Therapie .....	39
5.9.2	Operative Therapie .....	41
6	Material und Methoden .....	51
6.1	Studiendesign .....	51
6.2	Material .....	52
6.2.1	Auswahl des Versuchstieres .....	52
6.2.2	Herkunft der Versuchstiere .....	52
6.2.3	Transport, Lagerung und Aufbewahrung .....	52
6.2.4	Die Präparate .....	53
6.2.5	Die intramedulläre MatrixRIB-Klinge .....	54
6.2.6	Radiologie .....	56
6.2.7	Sonstige Materialien (tabellarisch) .....	56
6.3	Methode .....	57
6.3.1	Definition des dia-metaphysären Übergangs .....	57
6.3.2	Implantation und Anpassung der MatrixRIB-Klinge .....	59
6.3.3	Datenerhebung .....	62
6.3.4	Versuchsauswertung .....	63
7	Ergebnisse .....	64
7.1	Länge der Hautinzision über dem distalen Radius .....	64
7.2	Lage der distalen Radiusfraktur in Bezug auf den dia-metaphysären Übergang .....	64
7.3	Lage der Verriegelungsschraube mit Bezug auf die Epiphysenfuge und zur Frakturlinie .....	66

7.4	Vergleichsauswertung der Frakturstellung (Alignment) zwischen MatrixRIB-Klinge, Kirschner-Draht-Osteosynthese und ESIN .....	71
7.5	Vergleichsauswertung der Seit-zu-Seit-Verschiebung (Offset) zwischen MatrixRIB-Klinge, Kirschner-Draht-Osteosynthese und ESIN .....	74
8	Diskussion.....	76
8.1	Studienaufbau.....	77
8.2	Methode .....	78
8.3	Besonderheiten der Frakturversorgung am dia-metaphysären Übergang bei Kindern und Jugendlichen .....	79
8.4	Osteosyntheseverfahren am distalen Radius und dia-metaphysären Übergang.....	82
8.5	Ergebnisse .....	83
8.5.1	Achsabweichung.....	85
8.5.2	Versatz der Frakturfragmente .....	87
8.6	Klinische Relevanz.....	88
8.7	Schlussfolgerung .....	89
9	Zusammenfassung.....	91
10	Literaturverzeichnis .....	93
11	Anhang Datentabellen.....	103

# 1 Abkürzungsverzeichnis

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
A., Aa.	Arteria, Arteriae
a.p.	Anterior-posteriorer (Strahlengang der Röntgenaufnahme)
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
Art., Artt.	Articulatio, Articulationes
BEP	Blade Entry Point
DFL	distale Fragmentlänge des Radius
DRUG	distales Radioulnargelenk
ESIN	Elastisch-stabiles intrameduläres Nagelsystem
EPL-Sehne	Extensor pollicis longus Sehne
kp	Kilopond (1 kp = 9,80665 N)
Li-La e. V.	Licht und Lachen für kranke Kinder, gemeinnütziger Verein
M., Mm.	Musculus, Musculi
mm	Millimeter
N	Newton (SI Einheit für die physikalische Größe Kraft)
N., Nn.	Nervus, Nervi
ORIF	Offene Reposition und interne Fixation (engl. open reduction internal fixation)
PAEG	AO Paediatric Expert Group
PCCF	AO Pediatric Comprehensive Classification of Long Bone Fractures
Proc., Procc.	Processus, Processus
R., Rr.	Ramus, Rami
rEFL	radial Epiphyseal Fracture Length
rESD	radial Epiphyseal Screw Distance
rML	radiale Metaphysenlänge
rSFD	radial Screw Fracture Distance
TFCC	Triangularer fibrocartilaginärer Komplex
TRL	Total radial length (Gesamtlänge des Radius)

Geschützte Warennamen wurden nicht besonders kenntlich gemacht, jedoch kann nicht im Umkehrschluss angenommen werden, dass es sich hierbei um freie Warennamen handeln würde. Physikalische Größen werden in modifizierten SI-Einheiten angegeben. Die Angabe der Kraft erfolgt in Newton (N). Längen und Distanzen wurden zur besseren Darstellbarkeit in Millimetern (mm) angegeben.

## 2 Tabellen- und Bildverzeichnisse

### 2.1 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Literaturübersicht der Grenzen der Spontankorrektur bei distalen Unterarmfrakturen in Abh. des Lebensalters. ....	41
Tabelle 2: Sonstige Materialien .....	57
Kreuztabelle 3: Achsabweichung Kirschner-Draht/MatrixRIB- .....	71
Kreuztabelle 4: Achsabweichung ESIN/MatrixRIB- .....	72
Tabelle 5: Wilcoxon-Test Alignment MatrixRIB, ESIN, Kirschner-Draht-Osteosynthese .....	73
Tabelle 6: Wilcoxon-Test Verschiebung MatrixRIB, ESIN, Kirschner-Draht-Osteosynthese ....	74
Kreuztabelle 7: Seit-zu-Seit-Verschiebung Kirschner-Draht/MatrixRIB .....	74
Kreuztabelle 8: Seit-zu-Seit-Verschiebung ESIN/MatrixRIB .....	76
Tabelle 9: Länge der Hautinzision über dem distalen Radius .....	103
Tabelle 10: Länge der Metaphyse am distalen Unterarm und Radius im Vergleich.....	103
Tabelle 11: Messdaten der radial Epiphyseal Fracture Length (rEFL), Blade Entry Point (BEP), radial Screw Fracture Distance (rSFD), radial Epiphyseal Screw Distance (rESD) .....	104

### 2.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Gefäßsystems der Wachstumsfuge mit Auswirkung einer epiphysären Minderperfusion und einer metaphysär bedingten Minderperfusion .....	19
Abbildung 2: Prinzip der AO-Klassifikation für Frakturen im Kindesalter .....	24
Abbildung 3: Li-La Klassifikation für Frakturen im Kindesalter .....	25
Abbildung 4: Alterstypischer Fugenschluss an der oberen Extremität nach Mädchen und Jungen unterteilt .....	32
Abbildung 5: Ungefährer Anteil am Längenwachstum der Wachstumsfugen der oberen Extremität .....	33
Abbildung 6: Korrekturmechanismen im wachsenden Skelett.....	34
Abbildung 7: Distale metaphysäre Radiusfraktur rechts, 6 Jahre, männlich. Kirschner-Draht-Osteosynthese .....	43

Abbildung 8: Röntgenaufnahme distale Radiusfraktur am dia-metaphysären Übergang.....	44
Abbildung 9: Prinzip der Drei-Punkt-Abstützung bei ESIN. ....	46
Abbildung 10: Distale Radiusfraktur Metaphyse/diametaphysärer Übergang, ESIN .....	46
Abbildung 11: Schraubenplatzierung bei einer palmaren, winkelstabilen Radiusplatte .....	49
Abbildung 12: Frakturversorgung einer distalen Unterarmfraktur mit Fraktur am dia- metaphysären Übergang am Radius mit LCP .....	50
Abbildung 13: Plexiglas-Platte mit Hundevorderlauf, MatrixRIB-Klinge 3 mm und 4 mm, Markraum-Introducer.....	54
Abbildung 14: OperationsinstrumentariumMatrixRIB .....	55
Abbildung 15: Intramedulläre MatrixRIB- Klinge, schematisierte Zeichnung .....	56
Abbildung 16: Definition des dia-metaphysären Übergangs. ....	58
Abbildung 17: Dia-metaphysärer Übergang im Röntgenbild eines 12-jährigen Jungens .....	58
Abbildung 18: Hautinzision und Präparation der Weichteile lateraler, distaler Radius. ....	59
Abbildung 19: Durchleuchtungsaufnahme distaler Radius (Hundeknochen), anterior- posterior mit aufgesetzter Bohrbuchse und eingeschraubtem Haltegriff über Osteotomiespalt. ....	60
Abbildung 20: Aufbohren der lateralen Radiuskortikalis mit aufgesetzter Bohrbüchse mit dem Spiralbohrer.....	61
Abbildung 21: MatrixRIB-Klinge 4 mm und angepasste MatrixRIB-Klinge 4 mm an die Konkavität des distalen Radius.....	61
Abbildung 22: Implantierte, modifizierte MatrixRIB-Klinge mit aufgeschraubter Bohrbüchse im distalen Radius.....	61
Abbildung 23: Seitenlänge des Metaphysenquadrats am Unterarm, radiale Metaphysenlänge (rML), radial Epiphyseal Fracture Length (rEFL), radial Epiphyseal Screw Distance (rESD), radial Screw Fracture Distance (rSFD), Blade Entry Point (BEP).....	63
Abbildung 24: Sekundäre Dislokation nach ESIN Osteosynthese über das Tuberculum listeri bei einer dia-metaphysären Radiusfraktur, 9 Jahre. Röntgenaufnahme seitlich distaler Unterarm vom 1. post-operativen Tag und sekundäre Dislokation 5. post-operativer Tag....	81



## 2.3 Diagrammverzeichnis

Diagramm 1: Darstellung der Verteilung der Frakturlinien am distalen Radius (rEFL) mit Bezug auf die Metaphysenlänge (ML) und radiale Metaphysenlänge (rML).....	65
Diagramm 2: Verteilung der Lage der Frakturlinien mit Bezug auf die Länge der Metaphyse des Unterarms (ML) und radialen Metaphysenlänge (rML) .....	66
Diagramm 3: Lage der Verriegelungsschraube mit Bezug auf die Epiphysenfuge (rESD) und Abstand zwischen Epiphysenfuge und Frakturlinie (rEFL) .....	67
Diagramm 4: Lage der Verriegelungsschraube (rESD) im Verhältnis zum Abstand Epiphysenfuge/Frakturspalt .....	70
Diagramm 5: Lage des Eintrittspunkts der Klinge (BEP) mit Bezug auf die Strecke zwischen Epiphysenfuge und Frakturspalt (rEFL) .....	70
Diagramm 6: Vergleich der Achsabweichung Kirschner-Draht/MatrixRIB- .....	72
Diagramm 7: Vergleich der Achsabweichung ESIN/MatrixRIB- .....	73
Diagramm 8: Vergleich der Seit-zu-Seit-Verschiebung MatrixRIB- und Kirschner-Draht-Osteosynthese .....	75
Diagramm 9: Vergleich der Seit-zu-Seit-Verschiebung MatrixRIB- und ESIN.....	76

### 3 Einleitung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Anwendbarkeit einer neuen Osteosynthesemethode am distalen Radius bei kindlichen Unterarmfrakturen des distalen dia-metaphysären Übergangs. Der Unterarm ist als häufigste Lokalisation mit einem Anteil von ca. 38 % bei Frakturen im Kindes- und Jugendalter betroffen. Dabei haben wiederum die distalen Unterarmfrakturen (AO 23) einen Anteil von rund 67 % (1). In der Gruppe der distalen Unterarmfrakturen finden sich die Fugen-Gelenkfrakturen und die Fugenschafffrakturen (AO 23-E/1-4) sowie die metaphysären Wulst- und Stauchungsfrakturen (AO 23-M/2) bzw. vollständige Frakturen (AO 23-M/3). Die Frakturen am dia-metaphysären Übergang stellen eine Entität dar, für die keine geeignete Klassifikation existiert. Die Besonderheit dieser Gruppe von Frakturen besteht zum einen in der hohen Instabilität (2) aufgrund der geringeren Knochenkontaktfläche im Vergleich zur Metaphyse und der geringeren Kortikalisbreite im Vergleich zur Diaphyse sowie in dem verminderten Korrekturpotential im Vergleich zur distalen Wachstumszone (3, 4). Hauptsächlich werden diese Frakturen durch ein Monotrauma verursacht. Jungen sind im Gegensatz zu Mädchen von diesen Verletzungen vermehrt betroffen. Die am häufigsten betroffene Altersgruppe ist die der Adoleszenten zwischen 11 und 14 Jahren (5). Neben der konservativen Therapie im Mineral- oder Weißgips bzw. Kunststoff-Cast erfordern insbesondere die Unterarmfrakturen, die den distalen Radius und die distale Ulna gleichzeitig betreffen, eine operative Versorgung aufgrund der Instabilität und somit Tendenz zur weiteren Dislokation (6). Eine sekundäre operative Stabilisierung ist daher häufig notwendig, wenn eine initial tolerable Fehlstellung in den Verlaufskontrollen sich als nicht tolerabel disloziert darstellt. Als operative Methoden werden in der Regel perkutane Verfahren, wie z. B. Kirschner-Draht-Osteosynthese oder der Fixateur externe bei metaphysären Frakturtypen eingesetzt. Alternativ kann auch die Methode einer inneren Knochenbruchschiene, die sogenannte intramedulläre Osteosynthese mittels ESIN (Elastic Stable Intramedullary Nailing) verwendet werden.

Die Methode der Markraumschiene mittels ESIN/TENS hat sich inzwischen an verschiedenen langen Röhrenknochen als primäres Verfahren zur Osteosynthese bei Frakturen im Wachstumsalter etabliert und stellt auch am Unterarm bei diaphysären Frakturen die Osteosynthese der Wahl dar (7). Dabei wird ein nagelähnlicher, jedoch

biegsamer oder elastischer Kraftträger in das Knochenmark eingeführt, der die Fraktur überbrückt. Mit dieser Technik werden heute Unterarmschaftfrakturen erfolgreich zur Ausheilung gebracht.

Befindet sich der Frakturspalt nahe des Eintrittspunktes des Nagels in den Knochen, stellt dies eine Limitation des ESIN Verfahrens dar. Hier kommt es aufgrund der Elastizität und der biomechanisch wirkenden Kräfte auf den Frakturspalt zu einer Verkipfung des distalen Fragmentes nach radial oder palmar, verbunden mit einer Rotationsinstabilität.

Für die Frakturlokalisierung am dia-metaphysären Übergang ist auch die Kirschner-Draht-Osteosynthese nicht geeignet. Sie hat ihren Stellenwert bei der osteosynthetischen Versorgung von distalen, metaphysären Frakturen. Aufgrund der guten Ergebnisse und biomechanischen Vorteile mit der intramedullären Markraumschienung durch ESIN gibt es immer wieder Bestrebungen, das technische Prinzip auf eine geeignete Osteosynthese für den dia-metaphysären Übergang zu übertragen. Eine geeignete Therapiemethode sollte folgende Eigenschaften erfüllen: geringes Operationstrauma, einfache technische Umsetzbarkeit, wenig benötigtes Instrumentarium und zuletzt geringe Reizwirkung auf die umliegenden Strukturen und Gewebe. Entscheidend für einen guten Heilungsverlauf und die Frakturkonsolidierung ist u. a. die biomechanische Stabilität.

Generell sollten Implantate die Prinzipien der AO Frakturversorgung erfüllen, und neben einer anatomischen Rekonstruktion der Frakturfragmente eine stabile innere Fixation ermöglichen, ohne die Blutversorgung von Knochen und Weichteilen zu beeinträchtigen. Dadurch kann eine frühe und aktive Mobilisation der verletzten Extremität sowie des Patienten erreicht werden.

## 4 Ziel der Dissertation

Das Ziel dieses Versuchsvorhabens besteht in der Evaluation der technischen Anwendbarkeit eines neuartigen, intramedullären, winkelstabilen Osteosyntheseverfahrens für die Versorgung der dia-metaphysären Radiusfraktur im Hundeknochenmodell und in einem Vergleich mit der zu diesem Thema vorhandenen Literatur. Dabei ist die zentrale Frage, ob die MatrixRIB-Klinge, die als zu untersuchendes Osteosyntheseverfahren eingesetzt wird, minimalinvasiv intramedullär am distalen Radius eingebracht werden kann und ob sich die Klinge am dia-metaphysären Übergang überlegen als Osteosynthese für die Frakturstabilisierung und –ausrichtung im Vergleich zu den etablierten Osteosyntheseverfahren ESIN und Kirschner-Draht erweist. Eine weitere entscheidende Frage ist, inwiefern die Klinge sicher metaphysär eingebracht und verschraubt werden kann, ohne die Wachstumsfuge zu verletzen bei gleichzeitiger osteosynthetischer Stabilisierung der Fraktur am dia-metaphysären Übergang.

Erweist sich die MatrixRIB-Klinge als ein geeignetes Osteosyntheseverfahren sowohl im Hinblick auf die Sicherheit der Implantierbarkeit als auch für die Frakturstellung und -stabilität, stünde ein weiteres, neuartiges minimalinvasives Osteosyntheseverfahren zur Verfügung zur Versorgung von Frakturen am dia-metaphysären Übergang, das die Vorteile eines intramedullären Osteosyntheseverfahrens beinhalten würde.

## 5 Literaturdiskussion

### 5.1 Epidemiologie und Ätiologie

Kinder und Jugendliche verletzen sich unfallbedingt im Vergleich zu Erwachsenen deutlich häufiger. Dabei unterscheiden sich die epidemiologischen Charakteristika für Frakturen im Kinder- und Jugendalter von denen der Erwachsenen. In Auswertungen epidemiologischer Datenbanken, die überwiegend auf skandinavischen und englischen Studien basieren (5), konnte gezeigt werden, dass rund 1,6-2,1 % aller Kinder und Jugendlichen unter 16 Jahren im Laufe eines Jahres eine Verletzung erleiden, die eine ambulante oder stationäre Krankenhausbehandlung erfordern (8, 9). Der Anteil unfallbedingter Frakturen bei Kindern und Jugendlichen beträgt insgesamt 9-25 % aller Verletzungen dieser Altersklasse (10, 11). Rund ein Drittel aller Kinder bis zum Erreichen des 16. Lebensjahr erleiden eine oder mehrere Frakturen (12). Dabei haben in der Altersklasse der Kinder und Jugendlichen bis 16 Jahren Jungen mit 42 % im Gegensatz zu Mädchen mit 27 % durchschnittlich ein wesentlich höheres Risiko eine Fraktur zu erleiden (12). Im Gegensatz zu Erwachsenen, bei denen sich häufiger mehrfragmentäre oder offene Frakturen finden, haben Kinder und Jugendliche häufiger nur einfache Frakturen (13). In bis zu 15 % sind dabei die Wachstumsfugen betroffen (14). Das Risiko, eine Fraktur zu erleiden, ist nicht nur geschlechtsspezifisch unterschiedlich, sondern auch stark altersabhängig. So konnte in der Auswertung von 2.168 Patientendaten und 2.198 Frakturen aus dem Jahr 2000 von Rennie et al. aus England gezeigt werden, dass die Inzidenz stetig für beide Geschlechter ab dem Vorschulalter insgesamt zunimmt und für beide Geschlechter im Alter von 6-7 Jahren einen ersten Höhepunkt erreicht. Anschließend liegt der zweite Höhepunkt der Frakturinzidenz für Jungen im Alter von 13-14 Jahren und für Mädchen im Alter von 11-12 Jahren. Vergleicht man die Inzidenz für Frakturen im Kinder- und Jugendalter aus der Arbeit von 1997 (10) mit der aus dem Jahr von 2010 (5), so zeigt sich eine deutliche Zunahme, die unter anderem auf veränderte und vermehrte Freizeit- und Sportaktivitäten zurückzuführen wäre (15). Teilt man die Gruppe der Frakturen nach Körperlokalisierung auf, so zeigt sich, dass der distale Unterarm (AO: 23) mit 20-38 % die häufigste Frakturlokalisierung in der Altersgruppe zwischen 4-14 Jahren darstellt (1, 16). Der distale Radius speziell ist bei einer Fraktur im Kindes- und Jugendalter wiederum in 23-31 % der Fälle betroffen (10, 17). Exakte Daten über die Inzidenz von dia-metaphysären Unterarmfrakturen bei Kindern und Jugendlichen liegen

nicht vor. Rund 24 % aller Frakturen im Kindes- bzw. Jugendalter mit einer Inzidenz von 5,63/1000/Jahr sind Sport assoziiert (18) und treten vorwiegend im Adoleszenzalter auf. In bis zu 30 % der Fälle ist die Fraktur am distalen Radius bei Sportverletzung lokalisiert, gefolgt von 13 % Tibia- und Fibulafrakturen und 11 % Unterarmschaftfrakturen (5, 17). Das männliche Geschlecht ist bei Sport assoziierten Frakturen bis zu viermal häufiger betroffen als das weibliche (18). In der Altersgruppe der Kinder zwischen 0-9 Jahren ist die Inzidenz für Sport assoziierte Frakturen noch gering. Die Inzidenz für Frakturen in Abhängigkeit der Sportart ist je nach Jahreszeit und geographischer Lokalisation erheblich unterschiedlich (17-19). In Europa dominieren die Sportarten wie Fußball, Gymnastik und Geräteturnen im Gegensatz zu den USA, wo Football und Basketball mit Frakturen in Zusammenhang stehen (15, 19). Dabei sind die Kinder und Jugendlichen stärker gefährdet eine Sportverletzung zu erleiden, die nicht ihre Sportart unter Anleitung oder in einem Sportverein bzw. einer /- Sportgruppe betreiben (5, 19). Im Wintersport sind Snowboardfahrer im Vergleich zu Skifahrern einem bis zu dreifach höherem Risiko, eine Fraktur des distalen Unterarms zu erleiden, ausgesetzt (20).

## 5.2 Funktionelle Anatomie des Unterarms

Radius und Ulna bilden zusammen die knöchernen Strukturen des Unterarms. Proximal ist der Unterarm im Ellbogengelenk über drei Teilgelenke mit dem Oberarm verbunden. Die Gelenkpartner des *Articulatio humeroulnaris* sind die *Trochlea humeri* und die *Incisura trochlearis* der Ulna. Die Gelenkflächen der *Articulatio humeroradialis* bestehen aus dem *Capitulum humeri* und der *Fovea articularis radii*, die anatomisch isoliert für sich betrachtet ein Kugelgelenk wäre, jedoch wirkt die *Membrana interossea antebrachii* wie eine funktionelle Syndesmose und fixiert den Radius mit der Ulna. Somit sind nur Rotation (Pronation/Supination) und Extension bzw. Flexion möglich. Das proximale radioulnare Gelenk ist ein Drehgelenk. Hier artikuliert die *Circumferentia articularis radii* mit der *Incisura radialis ulnae* (21). Dabei gleitet das Radiusköpfchen im *Ligamentum anulare radii*. Der Radius rotiert bei Pro- und Supination um die Ulna. Das *Humeroulnargelenk* und das *Humeroradialgelenk* bilden zusammen ein Scharniergelenk und zusammen mit dem proximalen Radioulnargelenk ergibt sich somit ein Drehscharniergelenk als funktionale Einheit. Die Gelenkkapsel des Ellbogengelenks überspannt die Enden aller drei Knochen. Der Ursprung der Unterarmmuskeln liegt jeweils extrakapsulär am *Epicondylus ulnaris* und

radialis humeri. Die ligamentäre Führung und Stabilität im Ellbogengelenk wird im Wesentlichen vom Ligamentum collaterale ulnare (das vom Epicondylus ulnaris humeri zur proximalen Ulna zieht), und vom Ligamentum collaterale radiale (das vom Epicondylus radialis humeri zum proximalen Radius zieht), sowie vom bereits erwähnten Ligamentum anulare radii (das zirkulär um den Radiuskopf zieht und ventral und dorsal an der Ulna fixiert ist) übernommen. Der Bewegungsumfang für das Scharniergelenk im Ellbogen kann (gemessen nach der Neutral-Null-Methode) für Extension eine Überstreckung von 5-10° betragen und für Flexion Werte bis 145° messen. Die Pro- und Supinationsbewegungen finden im Drehgelenk zwischen Radius und Ulna statt. Bei Supination sind Ulna und Radius parallel zueinander angeordnet. Die schräg verlaufenden Fasern der Membrana interossea antebrachii, die vom Radius nach distal-medial zur Ulna ziehen, verhindern eine Längsverschiebung der Unterarmknochen gegeneinander. Der Radiuschaft ist gebogen und zur Ulna hin konkav geformt sowie in sich torquiert (22). Bedingt durch die dreieckige Form des Radius ergeben sich drei Kanten. Die Membrana interossea antebrachii setzt an der interossären Kante des Dreiecks an, am Margo interossea (22). Die palmare Kante erstreckt sich oblique von der Tuberositas radii zur Basis des radialen Processus styloideus, an dem der Musculus brachioradialis ansetzt. Dadurch wird die palmare Fläche, an der der Musculus pronator quadratus inseriert und über diesen die Beugesehnen zusammen mit dem Nervus medianus ziehen, von der lateralen Fläche getrennt, an der die Sehnen der Musculi abductor pollicis longus and extensor pollicis brevis verlaufen und die Arteria radialis mit dem Ramus superficialis nervi radialis anterolateral verläuft. An der dorsalen Fläche setzt proximal der Musculus supinator an und distal ist die posteriore Fläche von den jeweiligen Strecksehnen in den dazugehörigen Strecksehnenfächer I bis IV bedeckt (21, 23). Die posteriore Kante am distalen Radius bildet das Tuberculum listeri (dorsale) (22). Ulnar verlaufen die Ateria ulnaris und der Nervus ulnaris auf der Kleinfingerseite am distalen Unterarm zur Loge von Guyon. Der Processus styloideus radii begrenzt das erste Strecksehnenfach mit den Sehnen des M. abductor pollicis longus und des M. extensor pollicis brevis. Im Bereich des Os metacarpale I bilden sie die dorsale Begrenzung der Tabatière. An dieser Stelle ist klinisch ein Kompressionssyndrom des Ramus superficialis nervi radialis häufig nur schwer klinisch von einer Sehnenscheidenentzündung (de Quervain) des 1. dorsalen Sehnenfachs zu differenzieren (24). Das Tuberculum dorsale bildet die Trennung zwischen dem zweiten Strecksehnenfach mit den Sehnen des Musculus extensor carpi radialis longus und des

Musculus extensor carpi radialis brevis vom dritten Strecksehnenfach, das bogenförmig um das Tuberculum listeri verläuft, mit der enthaltenen Sehne des Musculus extensor pollicis longus. Damit dient das Tuberculum listeri als Hypomochlion für den Musculus extensor pollicis longus (21).

Bei Kindern und Jugendlichen ist bei leichter Extension im Handgelenk und Streckbewegungen der Finger der V-förmige Ansatz der Mm. extensores carpi radialis longus et brevis an den Ossa metacarpalia II und III palpabel (25). Bei einer dislozierten distalen Radiusfraktur auf Höhe des Tuberculum dorsale radii besteht die Gefahr einer Sehnenruptur des Musculus extensor pollicis longus (26). Das vierte Strecksehnenfach schließt sich ulnarseitig dem dritten Strecksehnenfach an, und enthält in einer gemeinsamen Sehnenscheide, die drei Sehnen des M. extensor digitorum und die darunterliegende Sehne des M. extensor indicis (25). Unmittelbar radiallyseitig des Caput ulnae liegt das fünfte Strecksehnenfach, welches den Musculus extensor digiti minimi führt und dessen Sehne in Höhe des Os triquetrum der proximalen Handwurzelknochenreihe einen bogenförmigen Verlauf nimmt. Im sechsten Strecksehnenfach zieht der Musculus extensor carpi ulnaris durch eine Rinne über das distale Ende der Ulna. Während einer Supinationsbewegung kann es zu einer Subluxation der Sehne des Musculus extensor carpi ulnaris kommen (27). Der Discus triangularis (Discus articularis ulnocarpalis) ist ein Teil der ligamentären Verbindung des distalen Radioulnargelenks (DRUG) (28). Es verbindet distal am Unterarm Radius und Ulna und hat eine analoge Wirkung, vergleichbar mit den Menisken am Kniegelenk. Zusammen mit den dorsalen palmaren Bändern des Handgelenks und der Sehnenscheide des M. extensor carpi ulnaris bildet er den triangulären fibrocartilaginären Komplex (TFCC) (29). Im Radiocarpalgelenk artikuliert der distale Radius mit dem Os scaphoideum (Kahnbein) und dem Os lunatum (Mondbein). Die Gelenkfläche des distalen Radius (Facies articularis carpi radialis) mit einer verhältnismäßig großen Fläche, überträgt hauptsächlich die Kräfte auf die Handwurzelknochen. Das proximale Handgelenk, welches sich aus dem Art. radiocarpalis und dem Art. ulnocarpalis zusammensetzt, ist ein Ellipsoidgelenk mit zwei Freiheitsgraden. So ist zum einen ein Bewegungsumfang für Flexion und Extension von 120° und zum anderen ein Bewegungsumfang für Radialadduktion und Ulnarabduktion von 50° möglich (30). Für das Ausmaß des Bewegungsumfangs gibt es vor allem altersbedingt erhebliche interindividuelle Unterschiede. Die Rotationsbewegung, Pro- und Supination, ist eine kombinierte Bewegung in den Gelenken Art. radioulnares proximalis et distalis. Der



Radius rotiert dabei um die Ulna. Am distalen Unterarm gleitet die Incisura ulnaris des Radius um die Circumferentia articularis der Ulna. Die Membrana interossea antebrachii hält den Abstand beider Knochen konstant und verhindert zudem eine Parallelverschiebung (29). In maximaler Supination ist die Membrana interossea voll aufgespannt (22) und limitiert das Bewegungsausmaß. Das normale Bewegungsausmaß für Pronation und Supination beträgt  $85^\circ - 0^\circ - 90^\circ$  (gemessen nach der Neutral-Null-Methode) (31). Durch die Fasern des strangförmigen Bandes der Chorda obliqua wird die maximale Supination auf  $90^\circ$  reduziert (32). Die Facies articularis carpi radialis hat in der direkten Aufsicht eine trianguläre Form mit der Spitze zum Processus styloideus radii. Die kurze Mittelsenkrechte verläuft in dorso-palmarer und die lange Mittelsenkrechte verläuft in medio-lateraler Ausrichtung. Die distale radiale Gelenkfläche ist in sich in zwei konkave Facetten unterteilt. Zum einen artikuliert die Fossa scaphoidea mit dem Kahnbein und zum anderen steht die Fossa lunata mit dem Mondbein in Verbindung. Die Incisura ulnaris schließt sich ulnarseitig an und dient als Gelenkfläche des DRUGs. Längenunterschiede zwischen dem distalen Radius und der Ulna werden ab einer Abweichungen  $\geq 2$  mm als Plus- oder Minus- Varianten der Ulna bezeichnet (33). Um im wachsenden Skelett der unterschiedlichen Form der Wachstumsfuge und Epiphyse Rechnung zu tragen, wird handgelenksnah jeweils zwischen dem distalen Punkt der Wachstumsfuge an Radius und Ulna gemessen (34). Bei längerer Ulna wird von einer Ulna-Plus-Variante, gemessen in mm, gesprochen und bei einer Verkürzung gegenüber dem Radius, von einer Ulna-Minus-Variante.

Die Kraftübertragung verläuft schematisiert im Handgelenk über drei Säulen. Von radial nach ulnar betrachtet bildet die Scaphoid-Facette mit dem Processus styloideus radii eine Säule, die Fossa lunata die zentrale Säule und die distale Ulna mit dem TFCC des DRUG ist die dritte, ulnare Säule (35). Dabei werden normalerweise ca. 80 % der axial auftretenden Kräfte über das Art. radiocarpalis und ca. 20 % über Art. ulnocarpalis abgeleitet.

Längenveränderungen und positive bzw. negative Ulna- Varianz ändern diese Kraftverteilung und spielen eine wesentliche Rolle bei der Entstehung von Frakturen, TFCC-Läsionen und der Lunatummalazie (Morbus Kienböck) (36, 37).

Durch den komplexen anatomischen Aufbau des Unterarms gelten besondere Herausforderungen an die Entwicklung von Osteosyntheseverfahren zur Versorgung von distalen Radiusfrakturen, insbesondere beim wachsenden Skelett. Dabei sind die engen räumlichen anatomischen Beziehungen von Knochen, Sehnen und Gefäß-/Nervenbündeln

zum einen zu berücksichtigen, zum anderen hat der Radius diaphysär einen relativ geringen Innendurchmesser und verläuft gekrümmt. Aufgrund des dreieckigen Querschnitts wird die reelle Knochenbreite im seitlichen Röntgenstrahlengang leicht überschätzt (23). Die beiden Gelenke des distalen Radius und die exakte anatomische Lage sind für Hand- und Unterarmbewegungen essentiell. Die häufigste Frakturlokalisierung befindet sich dazu in unmittelbarer Beziehung mit einer vergleichsweise dünnen Kortikalis am dia-metaphysären Übergang im Vergleich zum Radiuschaft.

### 5.3 Wachstum und Wachstumsstörungen des kindlichen Knochens

Für das Verständnis des Knochenwachstums ist die Unterscheidung zwischen Dickenwachstum, für das das periostale-endostale Regulationssystem verantwortlich ist, und Längenwachstum, welches durch Mineralisation und Proliferation an den Epiphysenfugen entsteht, bedeutsam (38). Röhrenknochen des wachsenden Skeletts können anatomisch in vier wiederkehrende Abschnitte, die Epiphyse, die Physe (Wachstumsfuge), die Metaphyse und die Diaphyse eingeteilt werden (39). Der dia-metaphysäre Übergang stellt eine Untergruppe der vorgenannten anatomischen Regionen mit besonderen biomechanischen Eigenschaften hinsichtlich der Frakturversorgung dar. Verletzungen der jeweiligen anatomischen Region der langen Röhrenknochen liegen spezifische Unfallmechanismen zugrunde und treten in bestimmten Stadien der Skelettreife gehäuft auf. Der Knochen des wachsenden Skeletts unterscheidet sich wesentlich vom erwachsenen Knochen darin, dass er einen geringeren Mineralgehalt hat und die Zellstruktur poröser ist. Dies hat eine verminderte Widerstandsfähigkeit zur Folge. Weiterhin besitzt der kindliche Knochen mehr Wasseranteile, was Elastizität und Biegsamkeit erhöhen. Das Periost des wachsenden Knochens ist dicker und besser vaskularisiert. Dies hat zur Folge, dass die Knochenheilung durch Bildung von Frakturkallus sich rascher vollziehen kann. Der wachsende Knochen hat damit zum einen eine größere Fähigkeit zur aktiven Korrektur bzw. zum Remodeling, zum anderen aber besteht die Gefahr von Wachstumsstörungen mit vermehrtem Längenwachstum als Folge von belassenen Fehlstellungen nach Frakturen (40).

Die Epiphyse ist bei Geburt komplett knorpelig angelegt und wird in diesem Stadium als Chondroepiphyse bezeichnet (41). Der knöchernerne Umbau, der mit dem Beginn des

Erscheinen eines knöchernen Epiphysenkerns beginnt, ist für jede Epiphyse und jeden Knochen zu einem spezifischen Zeitpunkt des Wachstums unterschiedlich. Die knöchernen Umbauvorgänge in der Chondroepiphyse werden durch einsprossende Blutgefäße getriggert. Am Übergang zur Metaphyse bildet sich eine subchondrale Platte, die radiologisch als strahlendurchlässige Zone wahrgenommen wird. Bei Wachstumsabschluss ist lediglich der gelenktragende Teil eines Knochens knorpelig überzogen. Die Epiphyse wird zum einen durch einen hyalinen Knorpel im artikulären Teil und zum anderen durch das Perichondrium begrenzt, an dem Muskelfasern, Sehnen oder Bänder inserieren.

Zu Beginn des Wachstums besteht histologisch kein Unterschied zwischen den Chondrozyten des später gelenktragenden hyalinen Knorpels und den restlichen Knorpelzellen der Epiphyse. Jedoch differenzieren sich die jeweiligen Zellen unter physiologischen und biochemischen Gesichtspunkten im Laufe des Wachstums voneinander, wie McKibbin (42) nachweisen konnte. Kurz vor Wachstumsabschluss sistieren die Proliferationsvorgänge und die Mineralisationsvorgänge gehen vom metaphysären Teil der Wachstumsfuge schließlich auf den epiphysären Anteil der Epiphysenfuge über, bis eine Verschmelzung von Epi- und Metaphyse erreicht ist. Dabei verlaufen diese Mineralisationsprozesse nicht immer gleichmäßig verteilt in der Wachstumsfuge ab und können somit für die Entstehung spezifischer Frakturmuster in einem bestimmten Knochenalter verantwortlich sein (43).

Wachstumsfugen finden sich an den jeweiligen Enden der langen Röhrenknochen. Ausgenommen sind die Phalangen, die Metacarpalia und die Metatarsalia. Hier existiert jeweils nur eine Physe. Das Längenwachstum findet hauptsächlich an den Wachstumsfugen (44, 45) durch enchondrale Ossifikation (46) statt, während die Umfangszunahme eines Knochens über das periostale-endostale System erfolgt (47). Die Wachstumsfuge ist vom Perichondrium begrenzt. Dieser perichondrale Ring der Wachstumsfuge wird als Lacroix-Ring bezeichnet und umschließt die Ranvier-Rinne, die die proliferativen Zellen enthält, die für das Längenwachstum der Epiphysenfuge verantwortlich sind (48). Die Physe an sich kann in zwei Zonen unterteilt werden. Der epiphysennahe Anteil mit dem Stratum germanitivum ist bedingt durch die Zellproliferation für das longitudinale Knochenwachstum verantwortlich. Im metaphysennahen Bereich der Fuge erfolgt die Längsausrichtung der Zellen als sog. Blasenknorpel mit zunehmender Mineralisation (45). Die Blutversorgung der

Wachstumsfuge besteht aus drei untereinander kommunizierenden Gefäßsystemen. Das epiphysäre Blutgefäßsystem steht über das perichondrale System mit dem vaskulären System der Metaphyse in Verbindung (49). Die epiphysären Blutgefäße penetrieren die subchondrale Platte der Epiphyse, um die germanitive Zone der Wachstumsfuge zu erreichen. Verletzungen mit einer Unterbrechung der Blutzirkulation führen zu einer umschriebenen Ischämie der Physe mit verminderter Zellproliferation des ischämischen Areals, während das Wachstum der übrigen Physe nicht beeinträchtigt ist. Die Folge wäre eine partielle Hemmung des longitudinalen Wachstums und daraus resultierender angulierten, partiellen Wachstumsretardierung. Entsteht eine metaphysär bedingte Ischämie der Wachstumszone, hat dies keine relevante Auswirkung auf die Chondrogenese des Stratum germanitivum (siehe Abbildung 1). Lediglich die Ossifikation durch Transformation in Spongiosa ist vermindert, was in einer Ausweitung der transluzenten Zone resultiert (50). Sobald die Ursache der metaphysären Ischämie beseitigt ist und eine normale Blutversorgung wiederhergestellt wurde, wird der ausstehende Ossifizierungsprozess nachgeholt und die Wachstumsfuge erhält wieder die normale strahlendurchlässige Form. Dies entsteht u. a. bei Epiphysenlösungen (Salter-Harris Typ I) und Fugenschaftfrakturen (Salter-Harris Typ II). Eine Durchblutungsstörung im epiphysären Anteil der Wachstumsfuge resultiert in einer nicht kompensierbaren Ischämie in der Fuge und je nach Ausmaß der Ischämie in einer partiellen oder kompletten Wachstumshemmung (51, 52). Einer partiellen Hemmung der Wachstumsfuge folgt eine Ausbildung einer Deformität (Abbildung 1). Dabei scheinen die zentralen Regionen der Wachstumsfuge sensibler auf eine Minderperfusion zu reagieren als die peripheren Gebiete der Fuge, und sie scheinen auch eine unterschiedliche Regenerationskapazität zu besitzen (53).

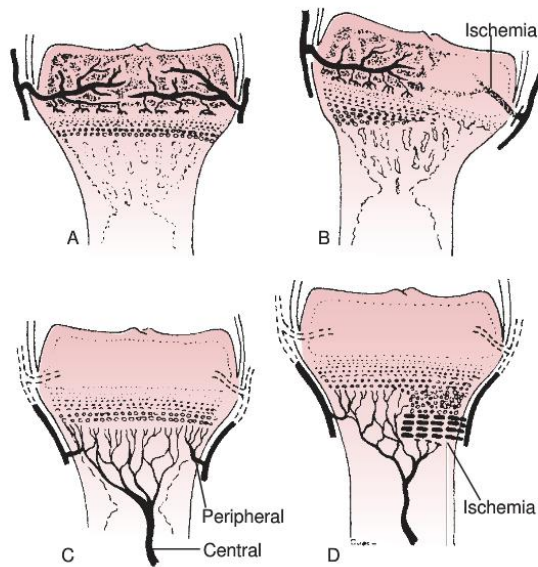


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Gefäßsystems der Wachstumsfuge (A,C). Auswirkung einer epiphysären Minderperfusion (B). Auswirkungen einer metaphysär bedingten Minderperfusion (D) (54).

Die Wachstumsphasen und die physiologische Fugenreife werden, angelehnt an von Laer (55), in drei Stadien eingeteilt:

- Stadium 1: Während des eigentlichen Wachstumsstadiums laufen Proliferations- und Mineralisationsvorgänge gleichermaßen ab.
- Stadium 2: Das Ruhestadium ist eine kurzfristige Phase, in der die Proliferation sistiert, jedoch noch keine Mineralisation am metaphysären Teil der Wachstumsfuge stattgefunden hat. Bei geeignetem Stimulus können Wachstumsvorgänge wieder aufgenommen werden
- Stadium 3: In diesem Stadium erfolgt der Fugenschluss und die Proliferation sistiert vollständig. Die Mineralisation weitet sich, beginnend vom metaphysären Teil der Wachstumsfuge, auf den epiphysären Anteil aus, bis eine ossäre Verbindung von Epi- und Metaphyse erreicht ist. Der Fugenschluss erfolgt dabei exzentrisch und ist abhängig von der epiphysären Blutversorgung der Wachstumsfuge.

Die Metaphyse ist eine Zone von variabler Ausdehnung am Übergang zur Diaphyse. Radiologisch wird die Metaphyse in Anlehnung an die AO Pediatric Comprehensive Classification of Long Bone Fractures (PCCF) (56) aus dem Quadrat mit der Seitenlänge aus den beiden Epiphysenfugen von Radius und Ulna am distalen Unterarm definiert (siehe Kapitel Material und Methoden). Histologisch ist die Metaphyse durch einen verminderten Anteil von kortikaler Knochensubstanz und einem vermehrten Anteil an trabekulärem, spongiossem Knochen charakterisiert (57). Der Ossifizierungsprozess und die Umwandlung von primärer Spongiosa in sekundäre Spongiosa wird im Wesentlichen durch die Aktivität der Osteoklasten und Osteoblasten bedingt. In der Metaphyse, am Übergang zur Wachstumszone, ist bei schnell wachsenden Knochen (wie u. a. der distale Radius) die trabekuläre Ausrichtung der Knochenzellen longitudinal während der Wachstumsphase. Diese Erscheinung kann bei entsprechender Krafteinwirkung spezielle Frakturen hervorrufen wie z. B. metaphysäre Wulst- und Stauchungsfrakturen. Gegen Ende der Wachstumsphase oder bei langsam wachsenden Knochen, wie es z. B. bei Metakarpalknochen beobachtet werden kann, ist die Ausrichtung des Trabekularknochens vorwiegend horizontal (50). Im Bereich der Metaphyse ist das Periost, im Gegensatz zum Schaft, fest an der Compacta verankert und geht im Bereich der Wachstumsfuge kontinuierlich in das Perichondrium über (58). Dies verleiht der Metaphyse zusätzliche Stabilität. Durch periostale Knochensubstanzanlagerung nimmt der Knochen an Umfang zu, was als Zylindrisation bezeichnet wird (59). Am Periost setzen an der äußeren Schicht Muskeln und Bänder an, während die Innenseite, das Stratum cellulare, gut vaskularisiert ist und nicht nur für das Knochenwachstum über das periostale-endostale System verantwortlich ist. Es spielt eine wesentliche Rolle bei der Frakturheilung durch die Bildung des Frakturkallus (bei intaktem Periost), an dem Osteoblasten des Stratum cellulare beteiligt sind (42). Nicht durchblutete Knochensubstanz wird durch Osteoklasten abgebaut. Diese Umbauvorgänge spielen nicht nur beim Wachstum, sondern insbesondere auch beim Remodeling, der Wiederherstellung der ursprünglichen Knochenstruktur, sowie bei der Entstehung des Markraumes eine wesentliche Rolle.

#### 5.4 Biomechanik

Die in vivo auftretenden Kräfte am distalen Radius entstehen durch komplexe biomechanische Zusammenhänge zwischen Unterarmmuskulatur, Gelenkkapseln, Bändern,

Membrana interossea, TFCC und Eigenelastizität des Radius und sind bis dato nicht eindeutig geklärt.

Die resultierenden Kräfte setzen sich aus Kompression in der Längsachse, Biegungs- und Drehmoment zusammen. Jedoch variieren die Einzelkomponenten je nach Muskelspannung und Stellung des Ellbogen- und Handgelenks (60). Bei der aktiven Handgelenksbewegung ohne Belastung wirken bereits Kräfte von 100 N auf das Radiocarpalgelenk ein. Beim aktiven Faustschluss resultiert eine Kraftübertragung auf den distalen Unterarm von bis zu 250 N (61, 62). In der Literatur werden die einwirkenden und übertragenen Kräfte zum Teil unterschiedlich beschrieben. Trumble et al. und Werner et al. haben in ihren Studien eine anteilige Kraftübertragung von 82 % über das Radiokarpalgelenk und 18 % ulnokarpal beschrieben (63, 64). Shaaban et al. konnte in seinen Untersuchungen zeigen, dass die mittlere axiale weitergeleitete Kraft über die Ulna mit zunehmender Supination ansteigt. Das Maximum von 46 % wird zwischen 30° und 60° Supination erreicht (65). Bei axialer Krafteinwirkung auf den Unterarm erfahren beide Unterarmknochen gleichermaßen eine dorsal gerichtete Biegekraft, die mit zunehmender Supination in der Ulna verstärkt zunimmt (65). Viegas et al. demonstrierten, dass die Kraftübertragung in der radiocarpalen Gelenkfläche des distalen Radius unterschiedlich ist. Dabei werden 60 % der Kraft über die Fossa scaphoidea und 40 % über die Fossa lunata übergeleitet (66). Die Membrana interossea hat bei der Kraftübertragung zwischen Radius und Ulna eine entscheidende Rolle. Durch Faserverläufe vom proximalen Radius zur distalen Ulna verlaufend werden axiale Kräfte von radial nach ulnar abgeleitet (67). So konnte Birkbeck et al. in seinen Versuchen zeigen, dass einwirkende Kräfte am distalen Unterarm in der Verteilung 68 % Radius und 32 % Ulna und am proximalen Unterarm 51 % radial und 49 % ulnar übertragen werden. Biomechanische in-vitro Untersuchungen zeigten, dass eine Ulna-Minus-Variante nur geringe Änderungen bedingt, da der TFCC kompensatorisch wirken kann. Bei einer Ulna-Plus-Fehlstellung kommt es zu einer erheblichen Umverteilung der Kräfte, die auf den distalen Unterarm einwirken (64). Die durchschnittliche Kraft, die ein adulter Radius aufnehmen kann, bevor es zu einer Fraktur kommt, wird von Frykman et al. mit 195 – 282 kp beschrieben (68).

## 5.5 Frakturklassifikationen und Einteilungen

Fraktureinteilungen sind ein notwendiges Instrument und Voraussetzung, um unterschiedliche Frakturtypen in Studien einzugruppiieren, Aussagen zur Vergleichbarkeit von Therapiemethoden treffen zu können oder auch, um Prognosen zu bestimmten Verletzungen und Frakturformen zu erlangen. Die Einteilung des Schweregrads einer Verletzung unterscheidet sich bei Kindern zum Teil erheblich von der eines Erwachsenen. Da Art und Umfang einer Frakturtherapie hauptsächlich vom Alter des Kindes sowie von der Frakturlokalisierung abhängen, sind Fraktureinteilungen im Wachstumsalter schwer oder nur eingeschränkt standardisierbar. Aufgrund der Vielfalt von möglichen Verletzungen im Wachstumsalter und in den jeweiligen Altersklassen existiert bislang keine Frakturklassifikation, die alle Aspekte der Frakturklassifikation für Kinder und Jugendliche vereint. Somit müssen sich Frakturklassifikationen für Kinder und Jugendliche zunächst nach morphologischen Gesichtspunkten richten und in ein strukturiertes Dokumentationssystem eingebettet werden (69).

### 5.5.1 Formen der Dislokation

Allgemein können Frakturen nach der Art der Dislokation beschrieben werden. So wird eine Abweichung von der anatomischen Achse als *Dislocatio ad axim*, eine Seit-zu-Seit-Verschiebung als *Dislocatio ad latus*, ein Drehfehler als *Dislocatio ad peripheriam* und die *Dislocatio ad longitudinem cum contractione* als Verkürzung bzw. *cum distractione* als Verlängerung beschrieben.

### 5.5.2 Fraktureinteilungen in Abhängigkeit der Dislokationsrichtung

Die gebräuchlichsten, generellen Unterteilungen von Frakturen am distalen Unterarm unterscheiden zunächst Extensions- und Flexionsfrakturen, die im angloamerikanischen Sprachgebrauch als Colles bzw. Smith's fracture beschrieben werden. Bei der Colles-Fraktur resultiert aus einer palmaren Krafteinwirkung eine Dorsalextension im Radiocarpalgelenk. Dies führt zu einer Extensionsfraktur mit einer dorsalen Abkipfung ggf. verbunden mit einer Radialverschiebung des distalen Frakturfragmentes (35, 70). Der überwiegende Teil der Kraft wird dabei über den distalen Radius abgeleitet, was zu einer Epiphysenlösung oder Einstauchung der dorsalen Radiusmetaphyse bzw. dia-metaphysären Fraktur führen kann, verbunden mit einer mehr oder minder starken Supinations-Komponente in der



Transversalebene (35). Bei adoleszenten oder geschlossenen Epiphysenfugen kann es zur Subluxation des Os capitatum kommen (71). Kommt es nach initial erfolgreicher anatomischer Reposition zu einer erneuten Dislokation der Fraktur, ist dies auf die Instabilität und den Muskeltonus der Extensoren zurückzuführen, für die der distale Radius biomechanisch ein Hypomochlion ist (72). Eine Ulna-Plus oder Ulna-Minus-Variante verändert zwangsläufig die Kraftübertragung vom Handgelenk auf den distalen Unterarm, wobei bei einer Ulna-Plus-Situation der radiale Anteil der Kraftübertragung von der Handwurzel reduziert ist und zum Großteil über den Discus triangularis auf den ulnaren Pfeiler übertragen wird (71). Bei Frakturen am distalen Unterarm überwiegt mit 85 %-90 % (70) im Kindes- und Jugendalter der Anteil der Extensionsfrakturen. Bei den selteneren Flexionsfrakturen nach Smith ist das Handgelenk zum Unfallzeitpunkt gebeugt und die Kraft wirkt von dorsal auf das Handgelenk und den distalen Unterarm ein (73, 74).

### 5.5.3 Fraktуреinteilung nach Lokalisation

### 5.5.4 AO-Klassifikation

Eine weitaus genauere Klassifikation ist die Einteilung nach den Kriterien der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO/ASIF). Mit Hilfe dieser Einteilung werden entsprechende Frakturtypen in einem fünfstelligen alphanumerischen Code erfasst. Auf der Basis der AO-Klassifikation von Müller für Erwachsene wurde die AO-Klassifikation für Frakturen im Kindesalter von der AO Paediatric Expert Group (PAEG) in Zusammenarbeit mit der AO Investigation and Documentation (AOCID) sowie der International Working-Group for Pediatric Traumatology (IAGKT) weiter entwickelt (75). Diese Fraktуреinteilung berücksichtigt Besonderheiten bei Frakturen im Kinder- und Wachstumsalter (siehe Abbildung 2). Die Frakturtypen, die in der vorliegenden Arbeit behandelt werden, liegen zwischen AO: 23-M/3.2 und AO: 23-D/4.2.

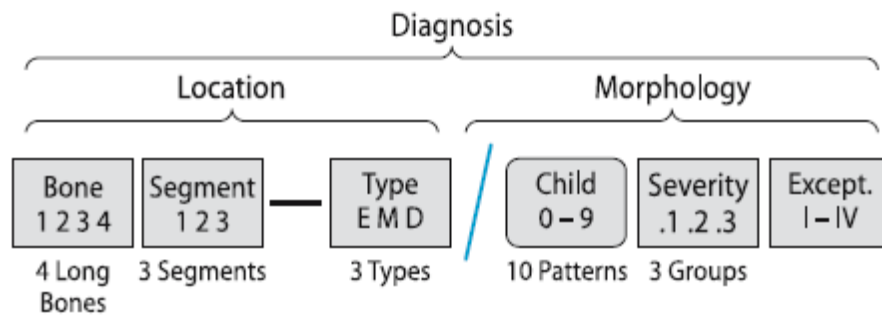


Abbildung 2: Prinzip der AO-Klassifikation für Frakturen im Kindesalter (75)

Ausnahmen bestehen für Frakturen im Wachstumsalter, wie z. B. Apophysenaurisse, die den metaphysären Frakturen zugerechnet werden. Die Übergangsfakturen mit oder ohne metaphysäres Fragment des adoleszenten Skeletts zählen zu den epiphysären Frakturen. Die intra- und extraartikulären knöchernen Bandausrisse werden entweder analog zu den epiphysären bzw. metaphysären Frakturen klassifiziert. Bei suprakondylären Humerusfrakturen wird je nach Dislokationsausmaß ein Zusatz- bzw. Ausnahmecode in Anlehnung der Einteilung nach v. Laer angefügt: keine Dislokation (I), Dislokation in einer Ebene (II), Dislokation in zwei Ebenen mit und ohne Rotationskomponente (III), vollständige Dislokation (IV). Bei Radiusköpfchenfrakturen wird zusätzlich nach Ausmaß der axialen Abweichung und Ausmaß der Dislokation ein Zusatzcode angefügt: keine Achsabweichung oder keine Dislokation (I), Angulation mit Dislokation weniger als eine halbe Schaftbreite (II) und Angulation mit Dislokation von mehr als einer halben Schaftbreite (III). Die kindlichen Schenkelhalsfrakturen mit und ohne metaphysären Keil werden in Anlehnung an die Klassifikation nach Salter-Harris klassifiziert: Epiphysenlösung (E/1), Fugenschaftfrakturen (E/2), Fugengelenkfrakturen (E/3) und komplett epi-metaphysäre Frakturen (E/4). Metaphysären Schenkelhalsfrakturen werden mittels Zusatzcode unterteilt in: transzervikal (I), basozervikal (II) und pertrochantär (III). Frakturen distal der intertrochantären Linie am proximalen Femur werden als diaphysäre Fraktur klassifiziert (75). Somit setzt sich der vollständige Frakturcode aus fünf bzw. sechs Stellen zusammen, abhängig davon, ob eine Fraktur mit Ausnahmecode vorliegt oder nicht.

### 5.5.5 Li-La Klassifikation

Eine weitere gebräuchliche Frakturklassifikation für Frakturen im Wachstumsalter wurde von dem gemeinnützigen Verein Li-La e. V. in Zusammenarbeit mit dem Institut für evaluative Forschung in orthopädischer Chirurgie der Universität Bern entwickelt. Ähnlich wie die AO-Klassifikation, ist die Li-La Einteilung ein zusammengesetzter alphanummerischer Code (siehe Abbildung 3).

<b>1. Stelle</b> Lokalisation im Skelett: (1-4)	<b>2. Stelle</b> Lokalisation im Knochen (Segment): (1-3)	<b>3. Stelle</b> Morphologie: – Gelenk (a) – Schaft (s)	<b>4. Stelle</b> Spezifizierungen Morphologie: – Gelenk (1-5) – Schaft (1-5)	<b>5. Stelle</b> Dislokationsausmass: – undisloziert (0) – tolerabel (1) – nicht tolerabel (2)	<b>6. Stelle</b> (Ausnahme) paariger Knochen nicht tragend – Ulna (U) – Fibula (F)
---	---	--	---	--	---

Abbildung 3: Li-La Klassifikation für Frakturen im Kindesalter (76)

Die erste Stelle beziffert, analog zur AO-Klassifikation für Erwachsene, den betroffenen langen Röhrenknochen. Die zweite Stelle bezeichnet den Abschnitt im betroffenen Knochen (proximal, mittig, distal) (76). Zusätzlich wird in der Li-La Klassifikation an dritter Stelle zwischen artikulären Frakturen (a), die in die Gelenkfläche einstrahlen, und Schaftfrakturen (s) unterschieden. Salter-Harris Typ III und IV Frakturen zählen hier zu den artikulären Frakturen, wobei Epiphysenlösungen (Salter-Harris Typ I) zu den Schaftfrakturen gerechnet werden. Diese Unterteilung spiegelt die unterschiedliche Therapie wieder, da Gelenkfrakturen anatomisch exakt rekonstruiert werden müssen, wogegen Schaftfrakturen altersabhängig eine Spontankorrektur erfahren können. Mit der vierten Stelle wird der eigentliche Frakturtyp jeweils für Gelenk- und Schaftfrakturen getrennt eingeteilt. Bei den Gelenkfrakturen unterscheidet man: Salter-Harris Typ III (1), Salter-Harris Typ IV (2), two-plane Frakturen (3), tri-plane Frakturen (4) und andere (5). Damit werden die epiphysären und epi-metaphysären Frakturen bei offenen Wachstumsfugen von den Übergangsfrakturen, bei inkomplettem Fugenschluss vor Wachstumsabschluss, abgegrenzt. Bei den Schaftfrakturen teilt man Epiphysenlösungen sowie Fugenschaftfrakturen (1), metaphysäre Stauchungsfrakturen einschließlich Grünholzfrakturen (2), Quer-, Schräg-, Spiralfrakturen (3), Mehrfragmentfrakturen (4) und sonstige (5) ein. Eine Sonderstellung nehmen Frakturen des

distalen Humerus ein. Hier unterteilt man Condylus radialis Frakturen (1), Y-Frakturen (2), Condylus ulnaris Frakturen (3) und sonstige (5). Der Code (4) ist nicht vergeben. Knöcherne Bandausrisse und osteochondrale Flakefractures zählen jeweils zu sonstige (5). An fünfter Stelle wird zwischen undisloziert (0), tolerabel disloziert (1) und nicht tolerabel disloziert (2) differenziert, was auch das therapeutische Vorgehen wieder spiegelt. Am Unterarm und Unterschenkel bezieht sich die Klassifikation auf den hauptlasttragenden Knochen Radius bzw. Tibia (76). Soll sich die Einteilung speziell auf Ulna oder Fibula beziehen, wird der Code mit U bzw. F ergänzt.

Die Fraktureinteilungen von Poland (77), die 1898 veröffentlicht wurde, sowie die klinisch häufig angewendeten Fraktureinteilungen von Aitken (78), die 1936 veröffentlicht wurde, und die Einteilung nach Salter-Harris (79), die 1963 publiziert wurde und teilweise mit der Einteilung von Aitken übereinstimmt, beziehen sich auf epiphysäre und metaphysäre Fugengelenk- und Fugenschaftfrakturen. Da eine Beschreibung von dia-metaphysären Frakturen nicht möglich ist, werden diese Klassifikationen nur der Vollständigkeit halber erwähnt. Neben den genannten Einteilungen existiert eine Vielzahl von weiteren Fraktureinteilungen. Frykman unterteilte 1967 acht Bruchformen (68) und berücksichtigte dabei u. a. die Beteiligung des Radiocarpalgelenkes und des Proc. styloideus ulnae. Weder unterschiedliche Schweregrade noch Frakturen im Wachstumsalter werden bei dieser Einteilung gesondert berücksichtigt. Darüber hinaus existieren Einteilungen für Frakturen am distalen Unterarm nach Fernandez, Melone, Pechlaner und die Klassifikation der Smith-Frakturen nach Thomas sowie die Mayo-Klassifikation (80). Da diese Einteilungen nicht speziell auf Frakturen im Wachstumsalter eingehen oder biomechanische Eigenschaften des wachsenden Skeletts nicht berücksichtigen, werden sie hier nur ergänzend erwähnt.

## 5.6 Frakturheilung

Unter dem Begriff Frakturheilung versteht man die Wiederherstellung der Kontinuität und Stabilität eines Knochens durch Knochenneubildung. Die Frakturheilung, sei es in der Diaphyse, der Metaphyse oder der Epiphyse, läuft in charakteristischen Stadien ab (42). Die grundlegenden Mechanismen der Frakturheilung unterscheiden sich beim wachsenden Skelett nicht von denen eines Erwachsenen. Drei Phasen können unterschieden werden. Die initiale inflammatorische Phase beginnt mit einer Hämatombildung, ausgelöst durch die

Zerreißung von Blutgefäßen (81). Die anschließende Reparationsphase, die nach einer Woche beginnt, ist durch Kallusbildung geprägt und dauert 6-12 Wochen nach Fraktur an. Diese Phase ist besonders in der sekundären Knochenbruchheilung (siehe unten) ausgeprägt. Als letztes schließt sich die Remodelierungsphase an, die über Monate bis Jahre anhält. In dieser Phase wird belastungsabhängig der stabile Knochen in Form und Struktur umgebaut (81). Weiterhin kann die Frakturheilung in zwei Formen unterteilt werden. In Abhängigkeit von der Primärstabilität, der Weite des Bruchspalts und der Blutversorgung der Fraktur bzw. des verletzten Knochens kommt es zur primären oder sekundären Knochenbruchheilung.

### 5.6.1 Primäre Knochenbruchheilung

Die primäre Frakturheilung verläuft ohne die Ausbildung eines Frakturkallus (82). Dies setzt jedoch eine exakte anatomische Reposition, ein weitgehend intaktes Periost, vitales Knochengewebe mit einer suffizienten Vaskularisierung der Frakturfragmente sowie eine ausreichende Immobilisierung oder Osteosynthese der Frakturfragmente voraus (83, 84). Aufgrund der direkten osteonalen oder indirekten osteonalen Überbrückung, über das Zwischenstadium mit Ausbildung eines Geflechtknochens, kann die primäre Knochenbruchheilung in Kontaktheilung oder Spaltheilung unterteilt werden (85). Bis zu einer Frakturspaltbreite von 300  $\mu\text{m}$  ist die Kontaktheilung mit direkter Überbrückung durch Knochenlamellen möglich. Die von Osteoblasten geschaffenen Resorptionskanle in den Frakturfragmenten, in die zunächst Kapillaren einsprossen, werden von Osteoblasten konzentrisch ausgekleidet (86). Beträgt der Frakturspalt 300-500  $\mu\text{m}$ , entsteht zunächst Geflechtknochen. Die Heilung erfolgt zunächst mittels Auffüllung von Spongiosa und durch anschließende Aktivierung der Osteoblasten der inneren Knochenhaut (Endost), sowie durch Fusion der Havers'schen Systeme von einem Fragment zum anderen. Im Verlauf erfolgt die Umwandlung des Geflechtknochens durch lngsaxial angeordnete Osteone (87).

### 5.6.2 Sekundäre Knochenbruchheilung

Beim wachsenden Skelett erfolgt die Frakturheilung fast ausschließlich sekundär, mittels Kallusbildung (88). Diese Form der Frakturkonsolidierung ist selbst dann bei Kindern und Jugendlichen anzutreffen, wenn die Fraktur mittels eines Osteosyntheseverfahrens stabilisiert wird (89), was teilweise den gängigen Osteosyntheseverfahren geschuldet ist, die

bei Kindern und Jugendlichen zum Einsatz kommen. Die sekundäre Knochenbruchheilung erfolgt durch Aktivierung der periostalen und endostalen Systeme mit Bildung eines bindegewebigen Fixationskallus (90). Die Größe des Kallus wird dabei von verschiedenen Faktoren beeinflusst. Dazu zählt man das Ausmaß der axialen Frakturdislokation und der Seit-zu-Seit-Verschiebung in der Sagital- und Frontalebene, die primäre Stabilität der Frakturretention (91) und das Alter des Kindes. Die sekundäre Frakturheilung kann in charakteristische Stadien unterteilt werden. In der sogenannten inflammatorischen Phase, die durch die Zytokine Interleukin-1 und Interleukin-6 eingeleitet wird, erfolgt schließlich die Umwandlung des Frakturhämatoms in Granulationsgewebe und Übergang zum Reparationsstadium. In diesem Stadium bilden Zellen des Periosts eine Knochen-Knorpelmatrix, die durch Einsprossung von Gefäßen und Einwanderung von Chondroklasten sowie Osteoblasten im Verlauf knöchern umgebaut wird (92). Die knöcherne Frakturkonsolidierung ist bei der sekundären Knochenbruchheilung in erster Linie klinisch zu beurteilen, da die endgültige Frakturdurchbauung und das radiologische Verschwinden des Frakturspaltes oft erst nach Monaten zu erkennen ist. Die Dauer bis zu einer bewegungsstabilen Frakturkonsolidierung ist von der Frakturlokalisation, dem Alter des Patienten und der Frakturfläche abhängig. Dabei konsolidieren Schrägfrakturen wesentlich schneller als Querfrakturen mit kleiner Frakturfläche. Metaphysäre Frakturen heilen rascher als diaphysäre Frakturen (89). Für die distale Radiusfraktur wird in der Literatur eine durchschnittliche Konsolidierungszeit für Kindern im Alter zwischen 5-10 Jahren von 3-4 Wochen und für Kinder und Jugendliche, die älter als 10 Jahre sind, von vier Wochen angegeben (89, 91). Das letzte Stadium, die Remodilierungs-Phase, ist zeitlich betrachtet die längste Phase und erstreckt sich über Monate bis Jahre hinweg. Hier wird im Verlauf des Wachstums der nicht organisierte Knochenkallus periostal-endostal resorbiert und die trabekuläre Knochenstruktur anhand der einwirkenden Belastung ausgerichtet. An Remodilierungsprozessen sind Osteoklasten und Osteoblasten sowie die versorgenden Blutgefäßen maßgeblich beteiligt (93). Daraus erklärt sich auch, dass sich Remodilierungsvorgänge in spongiosen Knochen von der Compacta unterscheiden. Die Versorgung der Osteoklasten und Osteoblasten in der Compacta, die eine Barriere darstellt, erfolgt über zuvor gebildete Gefäßsysteme, während dies nicht der Fall im spongiosen Knochen ist (42). Dies ist im wachsenden Skelett lediglich der Fall bei Femur- oder Tibiaschaftfrakturen. Grundvoraussetzung eines zielgerichteten Remodelings mit einer

gleichmäßigen knöchernen Durchbauung ist eine stabile Kallusbrücke (an drei von vier Seiten im Röntgenbild in zwei Ebenen) und eine gleichmäßige Druck- und Zugverteilung im Frakturspalt (88, 91).

## 5.7 Störungen der Frakturheilung

Sowohl bei der primären als auch bei der sekundären Frakturheilung können Komplikationen auftreten. Störungen der Frakturheilung treten beim wachsenden Skelett aufgrund der hohen osteogenetischen Aktivität des Periosts selten auf und stehen in erster Linie im Zusammenhang mit pathologischen Frakturen, Osteomyelitis, Hochenergietraumen mit ausgeprägter Weichteilverletzung, Tumorsektion oder einer fehlerhaften Osteosynthese (94). Bei paarigen Knochen einer Extremität, wie z. B. am Unterarm oder Unterschenkel, kann die verzögerte Bruchheilung auch durch eine verzögerte Konsolidierung des anderen Knochens mitbedingt werden. Eine fehlende Frakturkonsolidation innerhalb von drei bis sechs Monaten wird als verzögerte Bruchheilung bezeichnet. Sofern eine Konsolidation zwischen sechs und acht Monaten ausbleibt, spricht man von einer „Pseudarthrose“ oder „non-union“. Insbesondere können sich Störeinflüsse bei diaphysären Frakturen und Querfrakturen mit kurzem Bruchspaltverlauf auf die Frakturkonsolidierung bei Kindern und Jugendlichen negativ auswirken. Eine unzureichende Immobilisation im Gipsverband u. a. nach Anschwellen der Extremität kann sowohl zu einer übermäßigen mechanischen Beanspruchung mit Ausbildung einer hypertrophen Pseudarthrose führen, sowie eine sekundäre Dislokation bedingen und dementsprechend eine verlängerte Remodellierungsphase bzw. Bewegungseinschränkungen nach sich ziehen. Eine vermehrte mechanische Beanspruchung behindert die Gefäßeinsprossung, die sich insbesondere im Bereich der Wachstumsfuge oder der Compacta auf die Knochenheilung negativ auswirkt.

Radiologisch können atrophe und hypertrophe Pseudarthrosen bei Kindern und Jugendlichen nach 3-4 Monaten dargestellt werden (94). Jedoch müssen die posttraumatischen, erworbenen Pseudarthrosen von den angeborenen Pseudarthrosen, wie sie z. B. im Rahmen der Neurofibromatose auftreten, abgegrenzt werden (95, 96). Weiterhin findet sich in der Literatur die Unterscheidung zwischen Konsolidierungsstörungen, die nach der Lokalisation unterteilt werden können (Schaftbereich, metaphysärer Bereich und

Gelenkbereich) (91) und posttraumatischen Störungen des Dicken- und des Längenwachstums (89). Die häufigste Frakturform, die zu Störungen der diaphysären Knochenbruchheilung führt, sind Grünholzfrakturen oder Bowing fractures (97). Bei diesem Frakturtyp besteht die Gefahr, insbesondere sofern Fehlstellungen mit Achsabweichung belassen werden, dass die Fraktur nicht vollständig, gleichmäßig konsolidiert. Die Frakturheilung auf der konkaven Seite unterscheidet sich aufgrund der Kompression im Frakturspalt von der der Gegenkortikalis. Auf der konvexen Seite, ist die Kompressionskraft der Frakturfragmente geringer. Dies kann eine verzögerte Konsolidierung bis hin zur Ausbildung einer partiellen Pseudarthrose mit der Gefahr einer Refraktur ermöglichen. In der Metaphyse führen partielle Pseudarthrosen zu Stimulation und Umbauvorgängen in der naheliegenden Wachstumsfuge, die eine progrediente Achsfehlstellung hervorrufen können. Eine weitere Prädilektionsstelle für Konsolidationsstörungen ist die proximale und distale Tibiaepiphyse. Eine initiale und unkorrigierte Valgusfehlstellung führt bei Biegungsbrüchen an der lateralen Kortikalis zu einer Konsolidierungsstörung mit vermehrten, verlängerten Umbauvorgängen. Eine daraus resultierende partielle Stimulation der angrenzenden Wachstumsfuge zieht eine Verstärkung der bereits vorbestehenden Valgusfehlstellung (98) nach sich. Der Condylus radialis ist eine ferner eine typische Stelle für Frakturheilungsstörungen mit Gelenkbeteiligung. Durch die spezifischen Druckverhältnisse im lateralen Ellbogengelenk und der geringen Wachstumspotenz der distalen Humeruswachstumsfuge, können instabile Frakturen zu zunehmender Dislokation mit nachfolgend ausbleibender Frakturkonsolidierung führen (94, 99).

Infektionen, Kontamination einer offenen Fraktur, mangelnder Kontakt der Frakturfragmente, bedingt z. B. durch muskuläre Eigenspannung, unzureichende Reposition einer Distraktionsfraktur oder Weichteilinterponate bedingen ein erhöhtes Risiko für eine ausbleibende Frakturkonsolidierung oder die Ausbildung einer Pseudarthrose. Pseudarthrosen können in hyper- oder atrophe Pseudarthrosen unterschieden werden, wobei hypertrophe Pseudarthrosen die günstigere Prognose im Vergleich zu atrophen Pseudarthrosen aufweisen (100). Die Therapie beider Arten der Pseudarthrose unterscheidet sich grundsätzlich. Eine hypertrophe, vitale Pseudarthrose wird durch Immobilisation oder eine stabile Osteosynthese behandelt, wohingegen der avitale Knochen einer atrophen Pseudarthrose entfernt wird und der Defekt durch Spongiosa oder durch ein vaskularisiertes



Knocheninterponat ersetzt wird. Obwohl heute noch nicht alle biochemischen Mechanismen bekannt sind, konnte für knochenspezifische Wachstumsfaktoren BMP-2 und BMP-7, die die Proliferation und Differenzierung von Knochenvorläuferzellen bewirken, eine positive Auswirkung auf die Frakturheilung gezeigt werden (101, 102). Auch konnte für TGF- $\beta$ , IGF-1, PDGF und FGF-1 eine stimulierende Wirkung auf eine Kallusbildung, Knochenstabilität und Remodeling gefunden werden (103, 104) und sie stellen neuartige Therapieansätze für die Frakturheilung dar.

## 5.8 Korrekturmechanismen am wachsenden Skelett

Auch heute noch hat die konservative Behandlung der Unterarmfraktur bei Kindern und Jugendlichen einen hohen Stellenwert (4, 105). Während der Wachstumsphase sind Korrekturen in allen drei Ebenen möglich, dazu ist jedoch eine genaue Kenntnis der Korrekturmechanismen und Korrekturgrenzen erforderlich (81, 88, 106). Die Fähigkeit zu Spontankorrekturen ist altersabhängig und zudem abhängig von der verbleibenden individuellen Wachstumspotenz der nächstgelegenen Wachstumsfuge sowie vom Anteil dieser Wachstumsfuge am Längenwachstum des Knochens insgesamt (107). Die Wachstumsfugen am Unterarm schließen sich geschlechtsabhängig bei Mädchen 1-2 Jahre früher als bei Jungen (siehe Abbildung 4) (108). Die distale radiale Wachstumsfuge ist mit 75 % am Längenwachstum des Knochens beteiligt (siehe Abbildung 5). Sie schließen sich dementsprechend erst zwischen dem 17. bis 19. Lebensjahr (siehe Abbildung 4).

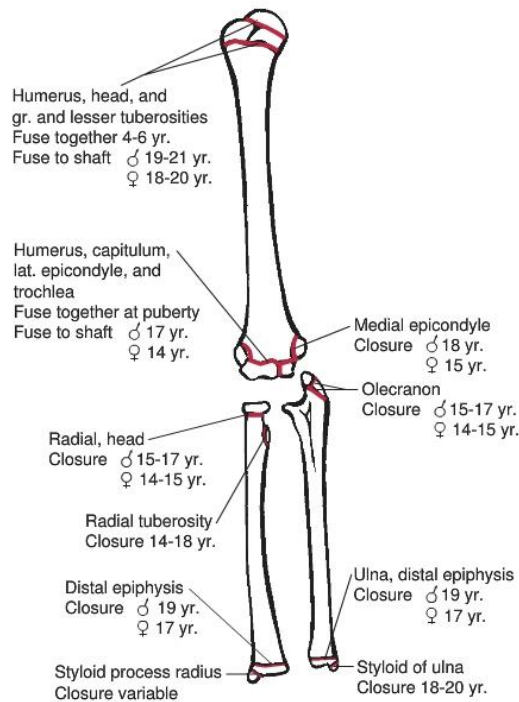


Abbildung 4: Alterstypischer Fugenschluss an der oberen Extremität nach Mädchen und Jungen unterteilt (109).

Das Längenwachstum der einzelnen Epiphysenfugen ist an der oberen Extremität besonders unterschiedlich ausgeprägt. Am proximalen Unterarm trägt die radiale Wachstumsfuge zum Längenwachstum 25 % bei (110). Der Anteil am Längenwachstum der proximalen ulnaren Wachstumsfuge wird in der Literatur mitunter unterschiedlich bewertet. Zum Teil wird diese Epiphysenfuge lediglich als reine Apophyse interpretiert und somit das gesamte Wachstum der Ulna der distalen Fuge zugeschrieben (108). Andere Autoren benennen den Anteil der Wachstumsfuge an der proximalen Ulna mit 80 % (Abbildung 5) (109). Fehlstellungen im Bereich von Wachstumsfugen mit hohem Wachstumspotential werden besser korrigiert als in der Nähe von Epiphysenfugen mit geringem Wachstumspotential. Am Unterarm werden Fehlstellungen am distalen Radius besser korrigiert als am proximalen Unterarm oder Unterarmschaft. Ein ebenso wichtiger Einflussfaktor für das zu erwartende Korrekturpotential ist die Bewegungsebene und sind die Freiheitsgrade des nächstliegenden Gelenkes. Hat ein Gelenk eine definierte Hauptbewegungsrichtung, werden Fehlstellungen in dieser Hauptbewegungsebene eher korrigiert als entgegen dieser Bewegungsebene. Varusfehlstellungen werden im Verlauf besser ausgeglichen als Valgusachsabweichungen.

Hat ein Gelenk multiple Bewegungsmöglichkeiten, ist die Fähigkeit gegeben, Fehlstellungen in allen Ebenen des Raumes spontan korrigieren zu können. Die Beweglichkeit des ulno-humeralen Gelenkes als Scharniergelenk ist im Gegensatz zum Radioulnargelenk in Verbindung mit dem Radiohumeralgelenk, das in allen Ebenen beweglich ist, eingeschränkt. Am distalen Unterarm sind im radio- bzw. ulnokarpalen Gelenk Bewegungen in sämtlichen Freiheitsgraden möglich. Somit sind mögliche Spontankorrekturen im proximalen, mittleren und distalen Bereich des Vorderarmes grundsätzlich unterschiedlich ausgeprägt (111).

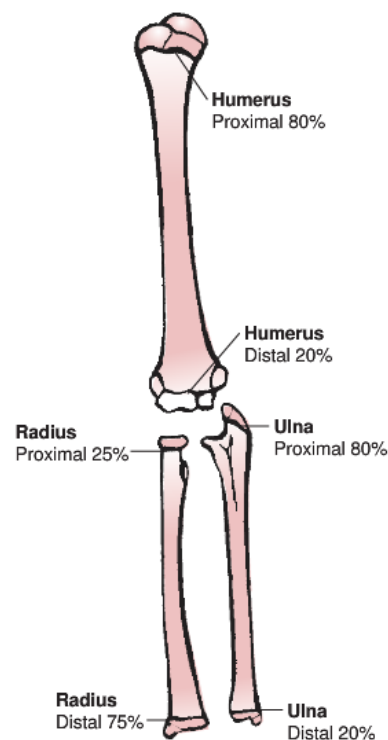


Abbildung 5: Ungefährer Anteil am Längenwachstum der Wachstumsfugen der oberen Extremität (109).

Korrekturmechanismen können in direkte und indirekte Formen unterteilt werden, wobei die direkten wiederum in periostale, epiphysäre und kombiniert periostal-epiphysäre unterschieden werden (siehe Abbildung 6) (108). Direkte Korrekturmechanismen stehen dabei in unmittelbarem Zusammenhang mit der Frakturheilung, wobei indirekte Korrekturen Folge frakturbedingter Veränderungen des Knochens sind. Die direkten periostalen und periostal-epiphysären Korrekturen sind ausgerichtet, die ursprüngliche Knochenform mit

einem Maximum der Belastbarkeit mit Hilfe von minimalem Materialaufwand zu erzielen. Dies folgt den Gesetzen von Roux und Wolff (112, 113). Erreicht wird dies im Schaftbereich durch periostale Knochenanlagerung auf der Seite mit großer Druckbelastung und gleichzeitig endostalem Knochenabbau auf der Seite mit geringer Belastung. Gleichzeitig zu diesen meta- und diaphysären Knochenumbauvorgängen stellt sich die Wachstumsfuge durch ungleichmäßiges Wachstum wieder gezielt senkrecht zur Belastungsebene ein. Die rein epiphysären Korrekturen erfolgen ungezielt durch Längenveränderung (38). Indirekt und ungezielt werden Rotationsfehler, wenn überhaupt, korrigiert. Diese Korrekturvorgänge sind in unterschiedlichem Ausmaß an allen Röhrenknochen anzufinden und sind Folge von physiologischen Detorsionsvorgängen im Rahmen des Wachstums (47, 88).

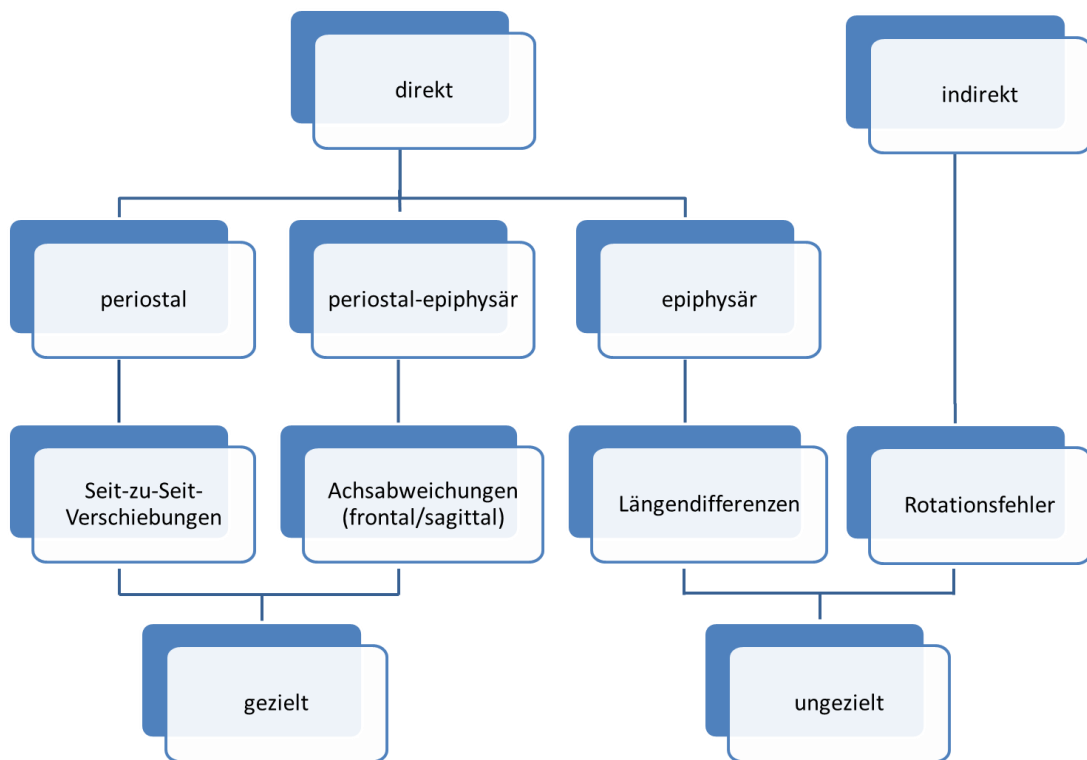


Abbildung 6: Korrekturmechanismen im wachsenden Skelett

### 5.8.1 Korrektur von Seit-zu-Seit-Fehlstellungen

Bei der Korrektur einer Seit-zu-Seit-Fehlstellung handelt es sich um eine direkte und gezielte periostal-endostale Korrektur (siehe Abbildung 6). Seit-zu-Seit-Verschiebungen mit bis zu

einer Schaftbreite können bis zu einem Alter von 10-12 Jahren vom Körper im Wachstumsverlauf an nahezu allen Stellen korrigiert werden. Die Ausnahme stellt das proximale Radiusende dar. An dieser Lokalisation werden keine Seit-zu-Seit-Fehlstellungen im Verlauf korrigiert (114). Der Korrekturmechanismus basiert auf einer periostalen Knochenanlagerung und einem endostalen Knochenabbau.

### 5.8.2 Korrektur von Achsfehlstellungen

Achsenknicke, Korrekturen von Varus- oder Valgusfehlstellungen bzw. von Ante- oder Rekurvationsfehlstellungen sind direkte, gezielte und kombinierte periostal-epiphysäre Korrekturen (siehe Abbildung 6). Ein Remodeling der Diaphyse und des dia-metaphysären Übergangs wird ebenfalls durch periostalen Knochenanbau und endostalen Knochenabbau erreicht. Die Epiphysenfuge reagiert auf unterschiedliche Druckbelastungen mit einem vermindertem Wachstum an der Stelle mit erhöhtem Druck, bis ein Ausgleich der Belastung und eine senkrechte Ausrichtung zur Belastungsebene eingestellt ist (115). Dies setzt eine noch vorhandene Wachstumspotenz der Fuge voraus und ist zudem abhängig von der Hauptbewegungsrichtung des angrenzenden Gelenks, der die Fehlstellung umgebenden Weichteile bzw. Muskulatur und dem Alter des Patienten. Als Altersgrenze für Spontankorrekturen von Achsfehlstellungen wird in der Literatur für den distalen Unterarm das 10.-12. Lebensjahr angegeben. Der proximale Unterarm ist davon ausgenommen. Hier gilt das 9. - 10. Lebensjahr als Altersgrenze (4, 81, 116, 117). Besonders ist das Korrekturpotential an der oberen Extremität am distalen Radius und proximalen Humerus ausgeprägt. So können Achsfehlstellungen unterhalb dieser Altersgrenzen in der Frontal- und Sagittalebene bis zu 60° Dislokation im Verlauf korrigiert werden (118, 119). Jedoch finden sich in der Literatur zum Teil erhebliche Unterschiede, wie groß eine Achsfehlstellung sein sollte, ohne dass im Verlauf Bewegungseinschränkungen zu erwarten sind. So umfassen die Angaben eine Bandbreite von 10° bis 50° bezogen auf den Unterarm (116, 120-122). Grund dafür ist, dass eine Vielzahl von Publikationen metaphysäre Frakturen mit hohem Korrekturpotential und diaphysäre Frakturen nicht trennen. Zudem erfolgt häufig keine Unterscheidung zwischen einer Dislokation in der Sagittal- und Frontalebene. Diaphysäre, palmar konvexe Unterarmfrakturen bedingen eine Einschränkung der Supination, entsprechend bewirken dorsal konvexe Frakturen des Radius- und des Ulnaschaftes eine Behinderung der Pronationsbeweglichkeit, sofern die Achsfehlstellung nicht korrigiert wird

(123). Bezieht sich die diaphysäre Achsfehlstellung nur auf einen der beiden Unterarmknochen und übersteigt die Fehlstellung nicht 10° Dislokation dorsal oder palmar, sind kaum relevante Einschränkungen der Unterarmbeweglichkeit zu erwarten. Haben jedoch beide Unterarmknochen parallel dorsal oder palmar 10° diaphysäre Achsfehlstellung, ist eine Abnahme des Bewegungsumfanges für Pro- und Supination von 10° bzw. 20° möglich. Dies konnte u.a. in Kadaverstudien belegt werden, dass eine Frakturangulation, insbesondere im Schaftbereich des Unterarms, von mehr als 20° mit einer verminderten Rotationsfähigkeit einhergeht und die Supinationseinschränkung stärker als die Pronationslimitierung ausgeprägt ist (124). Bei einer diaphysären Unterarmfraktur auf gleicher Höhe mit gegensinniger dorsaler und palmarer Achsfehlstellung der Unterarmknochen kann sich die Einschränkung der Umwendbewegung addieren (125). Unterarmschaftfrakturen mit einer persistierenden Achsfehlstellung von 15° bis 30° im distalen Unterarmschaftdrittel wirken sich auf eine Einschränkung der Supinationsbewegung von 40° bis 90° aus, wohingegen Achsknicke im proximalen Unterarmschaft vor allem die Pronationsbewegungen mit 30° bis 80° einschränken (124, 126). Obwohl am distalen Unterarm ein vergleichsweise hohes Korrekturpotential besteht, können persistierende Achsfehlstellungen am dia-metaphysären Übergang sich funktionell wie Schaftfrakturen bezüglich einer Einschränkung der Umwendbewegung auswirken (1).

### 5.8.3 Korrektur von Längenfehlstellungen

Bei den Korrekturmechanismen von Verkürzungsfehlstellungen handelt es sich um direkte, aber ungezielte und rein epiphysäre Korrekturen (siehe Abbildung 6) durch eine posttraumatische Stimulation der fraktur nahen Wachstumsfuge. Häufig finden sich frakturbedingte Verkürzungen einer Extremität mit Seit-zu-Seit-Fehlstellungen kombiniert. Durch Remodellierungsprozesse und Stimulation der Wachstumsfuge kann sich trotz initialer Verkürzungsfehlstellung eine überschießende Längenkorrektur des betroffenen Knochens einstellen. Posttraumatische Längenwachstumsstörungen sind vor allem vom Alter des Patienten zum Unfallzeitpunkt abhängig. Befindet sich die Epiphysenfuge kurz vor Wachstumsabschluss, würde eine Stimulation einen vorzeitigen Fugenschluss mit Verstärkung einer Verkürzungsfehlstellung hervorrufen (120). Am Unterarm wird bis zum Abschluss des Wachstums sowohl eine Verkürzungs- wie auch eine Längenfehlstellung zwischen Radius und Ulna korrigiert, sofern nicht ein vorzeitiger Fugenschluss aufgrund des

Alters eingetreten ist. Ebenfalls ist eine Längenkorrektur mit der unverletzten Gegenseite von diesem Korrekturmechanismus ausgenommen (127).

#### 5.8.4 Korrektur von Rotationsfehlstellungen

Rotationsfehler werden, wenn überhaupt, indirekt und ungezielt (siehe Abbildung 6) im Rahmen physiologischer Detorsionsvorgänge ausgeglichen (47, 88, 128). Mittels Torsionsveränderungen, die während der Wachstumsphase an allen Röhrenknochen stattfinden, werden auch posttraumatische Rotationsfehlstellungen an Knochen korrigiert. Dieser physiologische Vorgang kann nicht systematisch ausgenutzt werden, da er bislang nur für Femurfrakturen nachgewiesen werden konnte (129-132). Spontankorrekturen von Rotationsfehlern wurden nach suprakondylären Humerusfrakturen berichtet, jedoch fehlen bisher entsprechende Publikationen. Im Gegensatz zu Rotationsfehlern des Unterschenkels, des Unterarms und der Phalagen der Finger und Zehen, die direkt klinisch beurteilt- und auch korrigierbar sind, da die angrenzenden Schaniergelenke funktionell diese Fehlstellung nicht kompensieren können, werden häufig Rotationsfehler von angrenzenden Gelenken gut kompensiert.

Obwohl der Unterarm, bei ausreichend verbleibender Wachstumspotenz, ein hohes Korrekturpotential hat, korrelieren radiologisch achsgerechte anatomische Befunde nicht zwangsläufig mit einer funktionellen freien Beweglichkeit und andersherum ist uneingeschränkte Beweglichkeit bei radiologisch nicht anatomisch achsgerechter Frakturstellung möglich (111, 133). Sofern Bewegungseinschränkungen persistieren, obwohl die Fraktur anatomisch achsgerecht ausgeheilt ist, wird ein narbiger Umbau der Membrana interossea als Ursache zugrunde gelegt (134, 135), während bei einer verbleibenden radiologischen Fehlstellung diese verantwortlich gemacht wird. Für die Behandlung von Unterarmfrakturen ist daher abzuwägen, inwiefern Bewegungseinschränkungen durch nicht vollständig korrigierte Frakturfehlstellungen zu erwarten sind oder eine Osteosynthese zu narbigen Umbauvorgängen führen würde (136).

## 5.8.5 Posttraumatische Störungen der Wachstumsfuge

Wachstumsstörungen sind erfreulicherweise insgesamt seltene, jedoch schwerwiegende Komplikationen, die vermehrt nach Verletzungen und Frakturen der unteren Extremität auftreten können. Neben einem physischen (Teil-) Verlust einer Wachstumsfuge (Peterson VI Fraktur, siehe Kap. Fraktureinteilung nach Peterson) können hemmende von stimulierenden Wachstumsstörungen unterschieden werden. Allgemein gilt, dass Wachstumsstörungen nur dann ins Gewicht fallen können, solange sich die Epiphysenfuge noch in der aktiven Wachstumsphase befindet. Daher ist das Alter des Patienten zum Unfallzeitpunkt von größerer Bedeutung als die anatomische Lokalisation der Verletzung (38, 137).

### 5.8.5.1 Hemmende Wachstumsstörungen und vorzeitiger Fugenschluss

Hemmende Wachstumsstörungen, die seltener als stimulative Wachstumsstörungen sind, haben zumeist eine direkte Schädigung der Wachstumsfuge oder eine Schädigung der Blutversorgung der Wachstumsfuge als Ursache. Als nicht traumatische Ursache kommen u. a. Knochenzysten, Enchondrome oder das Erlacher-Blount-Syndrom in Betracht (109). Es bilden sich knöcherne Verbindungen zwischen Epi- und Metaphyse aus, die zu partiellen Wachstumsstörungen oder zu einer kompletten Verkürzung des Knochens führen. Eine zentrale Brückenbildung in der Epiphysenfuge kann zu einer dachartigen Fehlbildung sowie zu Verkürzungsfehlstellungen führen. Peripher gelegene oder auch bandförmige Brückenbildung der Wachstumsfuge, wie sie nach Salter III und IV Frakturen zu beobachten sind, bedingen vorwiegend eine Achsabweichung der Epiphyse in Bezug zur Hauptbelastungsebene des betroffenen Knochens (138).

### 5.8.5.2 Stimulierende Wachstumsstörungen

Eine Stimulation mit vermehrter Aktivität in der Wachstumsfuge ist nach jeder relevanten Verletzung der Epiphysenfuge zu beobachten. Der Umfang und die Dauer ist vom Remodeling und von Korrekturvorgängen sowie von der Anzahl an Repositionen und Manipulationen nach dem fünften posttraumatischen Tag abhängig (109). Eignet sich das Trauma während des aktiven Wachstumsstadiums, ist eine Längenzunahme der Extremität zu erwarten. Erfolgt das Trauma in der Ruhephase, ist zunächst durch die traumatisch bedingte Stimulation ebenfalls eine Längenzunahme der Extremität zu beobachten, da jedoch durch die vorzeitige Wiederaufnahme der Fugenaktivität auch ein vorzeitiger



Wachstumsfugenschluss beginnt, wird die posttraumatische Längenzunahme bei vorzeitigem Wachstumsabschluss ausgeglichen. Wenn sich das Trauma während des letzten Wachstumsstadiums, dem Fugenschluss, ereignet, wird die ossäre Durchbauung der Epiphysenfuge beschleunigt und eine Verkürzungsfehlstellung resultiert in Abhängigkeit des verbleibenden Wachstumspotentials (38). Durch eine Vermeidung von Fehlstellungen, die eine verlängerte Remodelingsphase nach sich zieht, können stimulierende Wachstumsstörungen der Epiphysenfuge, insbesondere bei Patienten unter 10 Jahren, im Rahmen der konservativen Therapie von Frakturen eingeschränkt werden. Eine prophylaktische Verkürzungsfehlstellung führt zwangsläufig zu einer Seit-zu-Seit-Verschiebung und kann somit eine Längenzunahme der Extremität nicht vermeiden (139). Inwiefern eine Hyperämie der Fuge eine Längenzunahme einer Extremität bedingt, wird in der Literatur unterschiedlich bewertet (140). So zeigte v. Laer, dass Veränderungen der Beinlänge auch unabhängig von einer Fraktur oder Verletzung im Wachstumsverlauf auftreten (38). Da Längendifferenzen und Torsionsvorgänge insbesondere in der Pubertät auftreten, sind die Wachstumsstörungen u. a. auch auf hormonelle, lokale oder humorale Faktoren zurückzuführen und wirken sich auf die Aktivität der betreffenden Wachstumsfugen aus (38). Dabei sind Längendifferenzen vor allem an der unteren Extremität von Bedeutung, da diese einen wesentlichen Einfluss auf Statik und Funktion haben. Die Toleranz einer Beinlängendifferenz ist abhängig von der individuellen Wirbelsäulenstatik und von einer vorbestehenden Beinlängendifferenz (141).

## 5.9 Therapieverfahren

### 5.9.1 Konservative Therapie

Auch heute noch hat die konservative Therapie bei der Behandlung der Unterarmfraktur bei Kindern einen hohen Stellenwert [44, 85]. Bei der Wahl dieser Behandlungsform müssen die zuvor beschriebenen Korrekturmechanismen und Korrekturgrenzen berücksichtigt werden. Ebenfalls spielt das Alter des Patienten zum Unfallzeitpunkt eine wesentliche Rolle, da jenseits des 10. Lebensjahrs eine geringere Korrektur zu erwarten ist. Eine konservative Behandlung ohne Reposition ist dann geeignet, wenn die Fraktur nicht oder tolerabel disloziert ist. Von Laer (33) definiert dies als eine Fehlstellung, die im weiteren Wachstum durch Remodeling ohne funktionelle bzw. kosmetische Einschränkung wieder korrigiert wird.

Zusätzlich ist zwischen stabilen und instabilen Frakturen zu unterscheiden. Zu den stabilen Frakturen zählen Biegungs- Grünholz- und metaphysäre Wulstfrakturen. Ist nur einer von beiden Knochen einer Extremität gebrochen, wie z. B. am Unterarm oder Unterschenkel, ist die Fraktur als bedingt stabil zu betrachten und eine konservative Frakturbehandlung möglich. Eine Besonderheit stellen die Grünholzfrakturen am dia-metaphysären Übergang dar. Diese Frakturen sind eine Kombination aus Stauchungs- und Biegungsfraktur und weisen stets eine leichte Dislokation auf. Dies kann auf der konvexen Frakturseite zu Konsolidierungsstörungen führen (142). In der Literatur werden Korrekturgrenzen am distalen Unterarm für eine tolerable Abkipfung mit bis zu 40° in einer oder zwei Ebenen beschrieben (142) (siehe Tabelle 1). In der deutschen prospektiven Multizenterstudie "Angulated fractures of the distal forearm in children: is remodeling a therapeutic option? (AFIC)" war geplant, das Remodeling von distalen Radius- bzw. Unterarmfrakturen im Rahmen der konservativen Therapie zu untersuchen. Hierbei werden in der Altersklasse von 5-7 Jahren Fehlstellungen bis 30° Dislokation und in der Altersstufe 8-11 Jahre eine Angulation 10°-25° als tolerabel disloziert definiert (143). Fugenschaftfrakturen sowie Epiphysenlösungen (Salter-Harris I und II) sollten stets reponiert werden. Die Dauer der Immobilisation beträgt in der Regel drei bis vier Wochen, je nach Alter des Patienten. Kinder unter 10 Jahren benötigen in der Regel einen Gipsverband für 3 Wochen, ältere Patienten bis zu vier Wochen bei Frakturen an der oberen Extremität. Klinisch ist die Fraktur als konsolidiert anzusehen, sobald der Frakturkallus in der Untersuchung nicht druckschmerzhaft ist. Radiologisch ist eine Überbrückung mit Kallus an drei Seiten in der a.-p. und lateralen Röntgenaufnahme zu fordern. Sollte sich im Rahmen der Stellungskontrolle am 5. postinterventionellen Tag im Verlauf eine korrekturbedürftige Fehlstellung zeigen, kann eine Gipskeilung erfolgen. Hierbei wird der Gips im Frakturbereich über der konkaven Frakturseite semizirkulär eingesägt und anschließend die Fraktur durch ein Aufbiegen des Gipsverbandes redressiert. Um das Repositionsergebnis zu halten, werden Holz- oder Kunststoffspacer in den Gipsverband eingearbeitet. Eine anschließende radiologische Stellungskontrolle ist zu fordern, sofern die Redression nicht unter Bildwandlerdarstellung erfolgte. Bei nicht dislozierten, stabilen Frakturen kann in Absprache mit den Eltern auf Röntgenkontrollen im Verlauf verzichtet werden. Ziel jeder Frakturbehandlung muss die Schaffung geeigneter Bedingungen für eine Heilung sein, die für die Patienten schmerzfrei

für die Dauer der Therapie ist und ohne weitere Manipulationen im Verlauf mit möglichst geringem Aufwand erreicht wird (118).

Quelle	Jahr	Altersgrenze in Jahren	Ebene	tolerable Abweichung
Johari, A.N., Sinha, M. (144)	1999	<11	frontal/sagittal	20°
Linhart, W., von Laer, L. (118)	2005	<12	sagittal	20°/30°
Ploss, C., Marzi I. (145)	2006	<12 >12	frontal sagittal frontal/sagittal Seit-zu-Seit	10° 30° <10° ¼ Schaftbreite
Ploegmakers, J. J. et al. (146)	2006	<13	frontal sagittal	10° 30°
Täger, G. et al. (147)	2007	10-12	frontal/sagittal Seit-zu-Seit	40-50° ¼ Schaftbreite
von Laer, L. et al. (120)	2012	<10 <10	frontal sagittal	10°-20° 30°/40°
Waters, P. M., Bae, D. S. (148)	2013	<9 9-11 11-13 >13	frontal sagittal fontal sagittal fontal sagittal fontal sagittal	15 20°/15° (m/w) 5 15°/10° (m/w) 0° 10°/10° (m/w) 0° 5°/0° (m/w)

Tabelle 1: Literaturübersicht der Grenzen der Spontankorrektur bei distalen Unterarmfrakturen in Abh. des Lebensalters.

## 5.9.2 Operative Therapie

### 5.9.2.1 Bohrdraht-Verfahren

Die perkutane Bohrdraht-Fixierung mittel Kirschner-Drähten ist als Standardverfahren bei instabilen metaphysären Unterarmfrakturen etabliert (149, 150). In der Regel werden ein bis zwei Kirschner-Drähte divergierend über den Processus styloideus radii, die Wachstumsfuge kreuzend, in die Gegenkortikalis eingebracht (Abbildung 7). Dabei sind bis zu einer Stärke

von 2 mm persistierende Wachstumsstörungen als unwahrscheinlich anzusehen (151). Zusätzlich sind in der Literatur eine Vielzahl von modifizierten Techniken beschrieben worden. Böhler beschrieb die perkutane karpale Transfixation des distalen Radius (152). Bei der Technik, die Willenegger und Guggenbühl beschrieben haben, wird der Bruch über zwei Drähte fixiert, die über den Proc. styloideus eingebohrt werden (153). Stein verwendet bei seiner Technik zwei gekreuzte Kirschner-Drähte, jeweils einen, der über den Processus styloideus radii und einen, der über die dorsale ulnarseitige Kortikalis eingebracht wird. Clancey bohrt zwei Kirschner-Drähte radial über den Processus styloideus radii und einen Draht dorso-ulnar ein (154). Mit dem Verfahren nach Kapandji kann die Fraktur nicht nur reteniert werden, sondern auch reponiert werden. Dies erfolgt durch Kirschner-Drähte, die zunächst in den Frakturspalt von radial und dorsal eingebracht werden und anschließend umgelegt werden, um die Fraktur aufzurichten. Die Retention erfolgt, durch anschließendes Vorbohren in die Gegenkortikalis (105, 155). Die Technik nach Ulson verwendet einen längeren Kirschner-Draht, der nicht die Gegenkortikalis perforiert und dort verankert wird, sondern an der Innenseite der Gegenkortikalis intramedullär entlanggleitet und damit der ESIN-Technik ähnelt (156). Die alleinige Kirschner-Draht-Osteosynthese jedoch ist biomechanisch nicht ausreichend bewegungs- bzw. belastungsstabil. Daher ist eine zusätzliche Immobilisierung des Unterarms für zwei bis drei Wochen notwendig (142). Neben der unzureichenden mechanischen Stabilisierung, sind oberflächliche Infektionen der Kirschner-Draht-Eintrittsstellen bis hin zur einer Osteomyelitis als Komplikation bekannt (156). Werden die Kirschner-Drähte radial über den Processus styloideus radii eingebracht, sind Irritationen des Ramus superficialis nervus radialis beschrieben (157).



Abbildung 7: Distale metaphysäre Radiusfraktur rechts, 6 Jahre, männlich. Kirschner-Draht-Osteosynthese, Röntgenaufnahme aus eigenem Patientengut.

#### 5.9.2.2 Fixateur externe

Der Fixateur externe besteht aus senkrecht in den Knochen eingebrachten Schrauben oder Pins, die über Adapter mit oder ohne Gelenkfunktion durch ein Gestänge außerhalb des Körpers miteinander verbunden werden. Häufig wird ein Fixateur extern am distalen Unterarm handgelenksüberbrückend als Distraktionsfixateur oder T-Fixateur eingesetzt (105). Ein Fixateur extern wirkt nach dem Prinzip der Ligamentotaxis, dass den longitudinalen Sehnenzug nutzt, um die Knochenfragmente auszurichten (158). Das Einbringen der Schraubpins erfolgt dabei über Stichinzisionen in der Regel im Radiuschaft sowie im zweiten Os metacarpale oder in der distalen Radiusmetaphyse und im Radiuschaft bei Frakturen am dia-metaphysären Übergang (7). Der Fixateur extern ist insbesondere indiziert für die Versorgung von offenen Frakturen bzw. Frakturen mit erheblichem Weichteilschaden oder für Mehrfragment- bzw. Trümmerfrakturen. Für Frakturen am dia-metaphysären Übergang stellt der Fixateur extern eine gute Alternativ-Osteosynthese dar (Abbildung 8). Durch Erhalt der radio-carpalen Gelenkbeweglichkeit können Muskelatrophien vorgebeugt werden, auch wenn Pro- und Supination beschränkt bleiben.



Abbildung 8: Röntgenaufnahme einer distalen Radiusfraktur am dia-metaphysären Übergang (7). In Abhängigkeit der Fraktur und des Alters des Patienten können die distalen Schanz'schen Schrauben metaphysär zwischen Wachstumsfuge und Fraktur platziert werden.

Der Einsatz eines Fixateurs ist zum Teil mit einer hohen Gesamtkomplikationsrate verbunden, wobei der Hauptteil auf Pin-assoziierte Komplikationen entfällt (159, 160). Subkutane Infektionen an den Pin-Eintrittsstellen bis hin zu Hautnekrosen, die mit direkt mit der Therapiedauer der Osteosynthese korrelierten, treten in bis zu 20 % der Fälle auf. Ein Fortschreiten der Infektion bis hin zur Osteomyelitis ist selten (159, 161). Die Pin-Lockerung ist, insbesondere eine Komplikation beim osteoporotischen Knochen (159) und spielt daher bei Kindern eine untergeordnete Rolle. Nervenverletzungen, vor allem des Ramus superficialis nervus radialis, sind ähnlich wie die verzögerte Frakturheilung bis hin zur Pseudarthrose oder zu Sehenschäden, im Besonderen der EPL-Sehne, seltene beschriebene Komplikation mit 1,5 – 2 % (159).

### 5.9.2.3 Intramedulläre elastische Osteosyntheseverfahren am distalen Radius

Die Therapie mit der elastisch-stabilen intramedullären Nagelung (ESIN) ist als Standard-Behandlungsverfahren für die Therapie von diaphysären Unterarmfrakturen etabliert. Sie ist eine minimalinvasive Osteosynthesetechnik mit flexiblen, intramedullären Stahl- oder Titannägeln. Das Prinzip der intramedullären Frakturstabilisierung findet sich bereits in medizinischen Fachbeiträgen im 19. Jahrhundert, jedoch waren es die Brüder Rush, die 1936 einen rundlichen, intramedullären Metallkraftträger nutzten, um eine Monteggiafraktur zu stabilisieren (162). Im weiteren Verlauf griff die Arbeitsgruppe mit Metaizeau, Ligier und Prevot diese Technik auf und präsentierte die Ergebnisse bei der Versorgung von Frakturen im Wachstumsalter auf dem „Congrès de Chirurgie infantile de Nancy“ 1982 und publizierte die Ergebnisse 1985 (163). Das intramedulläre, elastische Osteosyntheseverfahren beruht auf dem Prinzip einer Drei-Punkt-Abstützung der vorgebogenen Nägel mit zwei Abstützpunkten mit langem Hebel proximal und distal des Frakturspaltes und mit dem Apex der Krümmung über der Fraktur selbst. Die Eintrittsstellen des ESINs befinden sich grundsätzlich an der sich gegenüberliegenden Seite proximal oder distal des Frakturspaltes. Eine Ausnahme stellt der Unterarm dar. Hier werden in der Regel nur ein ESIN in den Radius und die Ulna eingebracht. Die Elastizität der ESIN erzeugt ein Rückstellmoment im Knochen, das auf der konkaven Seite im Frakturspalt eine Kompression und auf der konvexen Seite der Fraktur eine Distraction zur Folge hat (siehe Abbildung 9). Durch die Krümmung der flexiblen Nägel im Markraum wird der ESIN im Markraum verspannt. Dieses Biegemoment ist nicht rigide, aber dennoch ausreichend stabil ist für die Frakturheilung (40).

Da bei metaphysären oder bei Frakturen am dia-metaphysären Übergang der elastische Nagel den Frakturspalt kreuzt, bevor er an der Gegenkortikalis eine Abstützung findet, ist hier dieses Osteosyntheseverfahren nur bedingt geeignet bzw. nur bei speziellen Frakturen anwendbar (Abbildung 10).

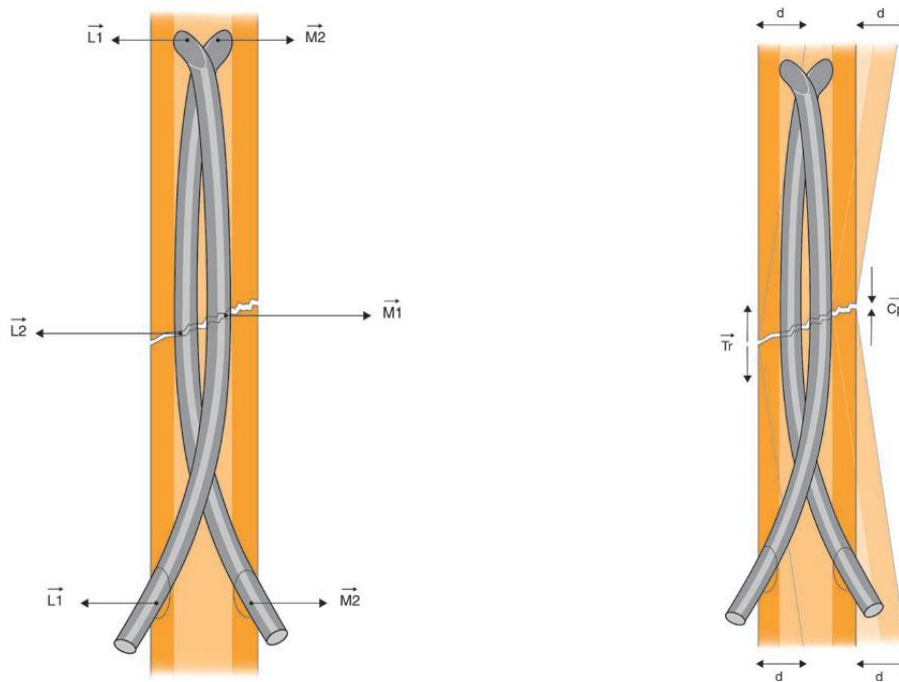


Abbildung 9: Prinzip der Drei-Punkt-Abstützung: die Abstützpunkte mit langem Hebel befinden sich proximal und distal und mit der Apex der Krümmung über dem Frakturspalt (linkes Bild). Schematische Darstellung der Rückstellkräfte im Frakturspalt (rechtes Bild) (40).



Abbildung 10: Distale Radiusfraktur Metaphyse/diametaphysärer Übergang, 12 Jahre, männlich. ESIN (Titan, Fa. DePuy-Synthes, Umkirch/D), Röntgenaufnahme aus eigenem Patientengut.



Bei Unterarmfrakturen wird pro Knochen jeweils nur ein Nagel eingebracht, da Radius und Ulna zusammen mit der Verbindung der Membrana interossea antebrachii eine biomechanische, funktionelle Einheit bilden. Um Verletzungen des Ramus profundus nervi radialis zu vermeiden, empfiehlt sich die Einbringung des radialen Nagels über einen retrograden, distalen Zugang (164). Der Durchmesser (d) des intramedullären Nagels sollte 40 % der Markraumbreite (m) betragen ( $d=0.4 \times m$ ). In Abhängigkeit des Alters und der Größe des Patienten kann der Nageldurchmesser auch 50 % des Markraums ( $d=m/2$ ) betragen (165). Dabei werden in der Regel Nägel bis zu einer Stärke von 2,5 mm zur Osteosynthese bei Unterarmfrakturen verwendet.

#### 5.9.2.4 Plattenosteosynthesen am distalen Radius

Das Prinzip der Schrauben-Platten-Osteosynthesen beruht auf einem Prinzip der Frakturüberbrückung und Kompression der Fraktarenden, das durch den belgischen Chirurgen Robert Danis 1949 eingeführt wurde (166) und im weiteren Verlauf von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) weiter entwickelt wurde. Die ursprüngliche Indikation für eine palmare Plattenosteosynthese war vorwiegend die Osteosynthese von Flexionsfrakturen, um eine palmare Dislokation zu verhindern (74). Zwischenzeitlich, vor allem durch die Einführung von winkelstabilen Plattenosteosynthesystemen, ist dieses Osteosyntheseverfahren zum Standardverfahren auch für Extensionsfrakturen etabliert worden (167). Zur Versorgung von distalen Radiusfrakturen sind zwei unterschiedliche Zugangswege möglich. Die dorsale Plattenosteosynthese erfolgt über einen strecksehnenseitigen Zugang, während bei einer palmaren Plattenosteosynthese, die Fraktur über einen palmaren Zugang aus stabilisiert wird. Der palmare operative Standardzugang erfolgt nach Henry zwischen der A. radialis und dem M. flexor carpi radialis und beinhaltet die Darstellung und das Ablösen des M. pronator quadratus vom Radius. Eine Eröffnung der palmaren Handgelenkkapsel sollte vermieden werden, da eine Verletzung eine Handgelenksinstabilität nach sich ziehen kann. Aufgrund der anatomischen konkaven und zeltförmigen Form der dorsalen distalen Radiusfacette, sowie der Lage der Strecksehnenfächer und dem Tuberculum listeri ist der dorsale Zugang zum distalen Radius im Vergleich zum palmaren Operationszugang operativ schwieriger und dadurch verbunden mit vermehrten intra- und postoperativen Komplikationen. In der

Literatur werden Komplikationen bei Erwachsenen am distalen Unterarm der palmaren Plattenosteosynthese zwischen 6 und 27 % genannt. Darunter werden in über der Hälfte der Fälle Sehnenirritationen bis -rupturen beschrieben (168, 169). Die Sehne des Flexor pollicis longus scheint am häufigsten betroffen zu sein. Weiterhin sind Berichte in der Literatur zu finden, die über Wachstumsstörungen berichten nach Implantierung von palmaren Platten im Kinder- und Jugendalter (170). Unter biomechanischen Gesichtspunkten der Frakturstabilisierung unterscheiden sich dorsale Plattenosteosynthesen nicht von palmaren (167). Sowohl bei dorsalen als auch bei palmaren Plattensystemen kann bei metaphysärer Frakturen und noch offener Wachstumsfuge die Platzierung der proximalen Schrauben in Bezug auf die Wachstumsfuge problematisch sein (siehe Abbildung 11). Dies kann dazu führen, dass Radiusplatten, die bei Erwachsenen als Standard-Osteosynthese etabliert sind, nicht angewendet werden können und eine alternative Plattenosteosynthese gewählt werden muss (Abbildung 12). Dabei kann die Anzahl der Schrauben, die im proximalen Fragment verankert werden können limitiert sein, was sich maßgeblich auf die Stabilität der Osteosynthese auswirkt (171). Zu den Komplikationen nach Plattenosteosynthese zählen, Schmerzen, Steifheit mit Einschränkung der Hand- und Fingerbeweglichkeit, Verletzung des Ramus superficialis nervus radialis sowie eine Re-Frakturrate, unabhängig, ob eine Metallentfernung stattfand oder nicht, die mit 7 bis 21 % beschrieben ist (170, 172, 173). Clement et al. schlussfolgert daher, dass eine geschlossene Reposition und minimalinvasive Osteosyntheseverfahren wie z. B. das ESIN Verfahren aufgrund des kleineren Operationstraumas und damit verbundener Narbenbildung, geringerer Steifigkeit und Bewegungseinschränkung, sowie einer Re-Frakturrate von bis zu 6 % (174) einer ORIF mit Plattenosteosynthese bei der Versorgung von distalen Radiusfrakturen vorzuziehen wäre (170). Da selbst Operationsverfahren in der MIPO-Technik („minimal invasive plate osteosynthesis“) vergleichsweise mit anderen Osteosyntheseverfahren eine hohe Invasivität haben, ist die Plattenosteosynthese als Primärversorgung von Frakturen bei Patienten mit offenen Fugen heute kaum indiziert (1). Lediglich bei Jugendlichen, deren Wachstumsfuge bereits geschlossen ist und keinerlei relevantes Korrekturpotential mehr vorhanden ist, bietet die offene Reposition die Möglichkeit der anatomisch korrekten Frakturkonstruktion. Da eine (winkelstabile) Plattenosteosynthese in der Regel eine übungsstabile Versorgung ist, kann eine gipsfreie Nachbehandlung mit einer rascheren Reintegration in den Alltag erfolgen. Für jüngere Patienten, die keine exakte Reposition, aufgrund noch vorhandenen

Korrekturpotenzials im Wachstum benötigen, ist eine offene Reposition und Plattenosteosynthese nicht erforderlich. Liegt die Fraktur jedoch im distalen Drittel der Diaphyse oder am dia-metaphysären Übergang und damit biomechanisch für einen ESIN in einem ungünstigen Bereich, so sieht von Laer hier eine Indikation für eine Plattenosteosynthese oder einen Fixateur externe (175).

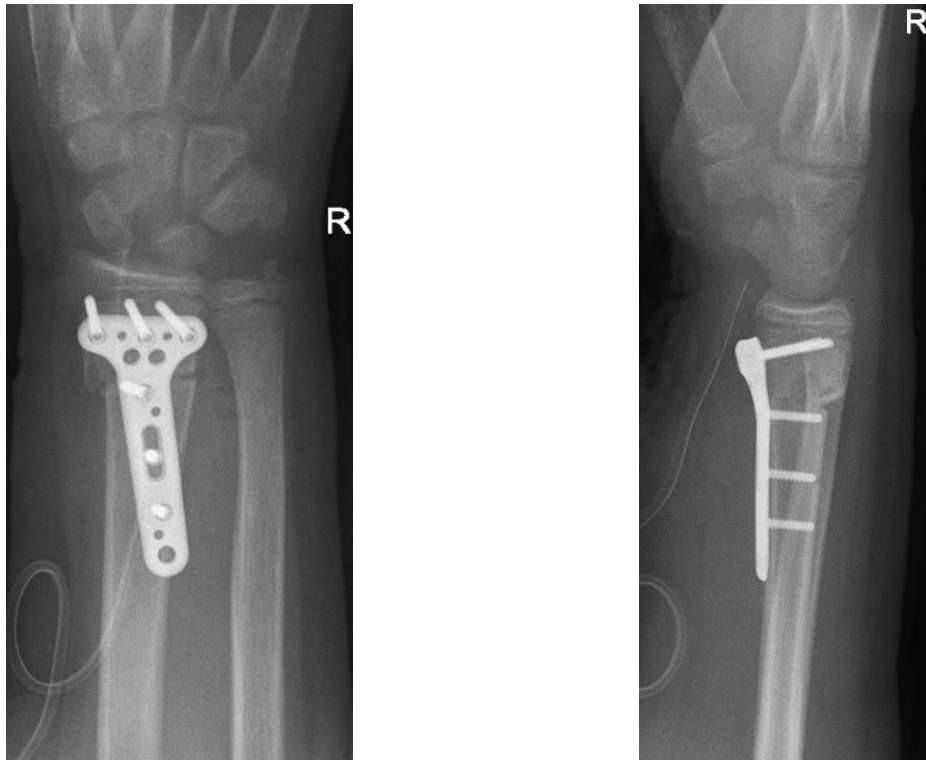


Abbildung 11: Schraubenplatzierung bei einer palmaren, winkelstabilen Radiusplatte (Aptus, Fa. Medartis, Basel/Ch) bei einer metaphysären distalen Radiusfraktur, 13 Jahre, männlich, Röntgenaufnahme aus eigenem Patientengut.



Abbildung 12: Frakturversorgung einer distalen Unterarmfraktur mit Fraktur am dia-metaphysären Übergang am Radius mit LCP 2,7 mm (Compact Foot, Fa. Depuy Synthes, Umkirch/D) und ulnaren ESIN (Fa. Depuy Synthes, Umkirch/D), 10 Jahre, männlich, Röntgenaufnahme aus eigenem Patientengut.

Die nachfolgenden Abschnitte beinhalten die Methode, Ergebnisse und Diskussion mit Zusammenfassung der eigenen Studie.

## 6 Material und Methoden

### 6.1 Studiendesign

In dieser experimentellen Studie wurden als Versuchsobjekte Hundevorderläufe von verstorbenen Hunden zwischen 20 und 30 kg jeglicher Rasse im Alter zwischen zwei und fünf Jahren eingesetzt. Entscheidend für die Durchführbarkeit der geplanten Untersuchungsreihe war die Auswahl einer Tierart, die sowohl eine dem Menschen vergleichbare makroskopische Anatomie als auch einen annähernd histologischen Knochenaufbau besitzt (176). An einer Gruppe von zehn Hundevorderläufen wurde sowohl eine Exartikulation im Ellbogengelenk als auch im Radiokarpalgelenk durchgeführt. Der Haut- und Weichteilmantel des Vorderlaufes wurde belassen, um die Versuchsreihe im anatomischen und biomechanischen Verbund zu untersuchen. Nach Bestimmung des dia-metaphysären Übergangs mittels Bildwandler erfolgte die Osteotomie des Radius mittels oszillierender Säge und manueller Frakturinduktion der Ulna. Da das MatrixRIB-System sowohl aus einer intramedullären Klinge als auch aus einer kortikalen, winkelstabilen Schraubenosteosynthese-Komponente aufgebaut ist, wurden die Parameter Abstand Epiphysenfuge/Frakturspalt, Abstand Klingeneintrittspunkt/Frakturspalt sowie Abstand Epiphysenfuge/Schraube bestimmt, um eine sichere metaphysäre Schraubenplatzierung bei Frakturosteosynthese mittels intramedullärer MatrixRIB-Schiene zu erreichen. Nach Einbringung der intramedullären MatrixRIB-Schiene und der winkelstabilen proximalen Verschraubung wurde die Länge der notwendigen Hautinzision am belassenen Weichteilmantel gemessen. Vergleichend erfolgte anschließend eine Osteosynthese der dia-metaphysären Radiusfraktur mittels ESIN und K-Draht. Dabei wurden primäre Achsfehlstellungen kleiner  $10^\circ$ ,  $10^\circ$ - $20^\circ$  und größer  $20^\circ$  sowie die Seit-zu-Seit-Verschiebung über eine Kortikalisbreite erfasst. Die Dokumentation der Lage des Osteosynthesematerials erfolgte unter Bildwandlerkontrolle und mit konventionellem Röntgen im a.p. sowie lateralen Strahlengang.

## 6.2 Material

### 6.2.1 Auswahl des Versuchstieres

Für die Entwicklung neuer Techniken und Einsatz von Osteosyntheseverfahren sind Tiermodelle, die dem Menschen im anatomischen Aufbau und biometrischen Eigenschaften ähneln, notwendig. In der hier vorliegenden Studie gelten ebenfalls die allgemeingültigen Kriterien für Tiermodelle wie ethische Vertretbarkeit des Tiereinsatzes, einfache Verfügbarkeit des Versuchstieres und kostengünstiger Erwerb der Versuchstiere (177). Da in der vorliegenden Studie Vorderläufe von bereits verstorbenen Tieren verwendet werden konnten, stellt die ethische Vertretbarkeit kein Hindernis für die Durchführung der Untersuchung dar. Für die Auswahl des Versuchstieres waren Ähnlichkeit im anatomischen Aufbau von Radius und Ulna im Vergleich zum Menschen sowie die Vergleichbarkeit der biomechanischen Eigenschaften ausschlaggebend. Es existieren Studien und Reviews, die aufzeigen, dass Hunde sowohl im Skelettaufbau der Vorderläufe dem Unterarm des Menschen als auch in Form, Größe und biomechanischen Eigenschaften ähneln (178, 179). Histologisch findet sich im menschlichen wie auch im Hundeknochen ein haversscher Aufbau, jedoch mit dem Unterschied, dass beim Hundeknochen zudem ein plexiformer oder laminärer Knochenaufbau periostal vorliegt (180). Dieser strukturelle Knochenaufbau findet sich bei Großtieren mit raschem Wachstum oder Kindern in der Wachstumsphase (176). Hinsichtlich des Hydroxylapatit- und Proteingehalt sowie der Kollagen 1-Zusammensetzung und damit der Knochendichte, ähneln sich der menschliche Knochen und der Hundeknochen mehr als der menschliche Knochen im Vergleich zum Schafs-, Rinder- oder Schweineknochen (178).

### 6.2.2 Herkunft der Versuchstiere

Alle zehn Hundevorderläufe der Versuchsreihe stammten aus dem Kleintierzentrum Walluf, Am Klingenberg 21, 65396 Walluf. Die Hunde waren keine Versuchstiere. Nach dem Tod wurden die Tierkörper von den Besitzern freiwillig und unentgeltlich überlassen.

### 6.2.3 Transport, Lagerung und Aufbewahrung

Der Transport der Hundevorderläufe - nach Exartikulation post mortem im Ellbogengelenk oder Humerusosteotomie - zum Institut der Pathologie der Universitätsmedizin Mainz

erfolgte verpackt in Kunststofftüten in Styroportransportboxen nach initialer Kühlung bei minus 20 Grad Celsius. Die Aufbewahrung und Lagerung erfolgte anschließend einzeln in Kunststofftüten verpackt in Styroporboxen. Diese wurden bei minus 40 Grad Celsius konstant in den zentral-temperaturüberwachten Kühltischen des Pathologischen Institutes der Universitätsmedizin Mainz gelagert.

#### 6.2.4 Die Präparate

In der vorliegenden Studie wurden zehn unfixierte Hundevorderläufe verwendet. Die Präparate stammten von vier weiblichen und sechs männlichen Hunden der Rassen Labrador Retriever und Schäferhund. Das Körpergewicht der Hunde variierte zwischen 21 kg und 30,5 kg und lag im Median bei 24,1 kg. Vor Versuchsbeginn wurden die Präparate jeweils in einer Kühlbox über 24 Stunden aufgetaut. Anschließend erfolgte eine Exartikulation im proximalen Handgelenk und, sofern notwendig, die Exartikulation im Ellbogengelenk. Lediglich der distale laterale Radius und die proximale laterale Ulna wurden mittels Rasur vom Fell befreit. Der vollständige Weichteilmantel des Vorderlaufes wurde über den gesamten Versuchsablauf belassen, um das biomechanische System des Vorderlaufes als Modell des Unterarms in der Gesamtheit zu erfassen und realistische Operationsverhältnisse im Modell zu gewährleisten. Im weiteren Versuchsablauf wurden die Präparate auf einer 7 mm starken Polymethylmethacrylat (Plexiglas®)-Platte fixiert (siehe Abbildung 13). Nach Osteotomie des distalen Radius und vor Durchführung der Osteosynthese wurde die distale Fixierung entfernt.

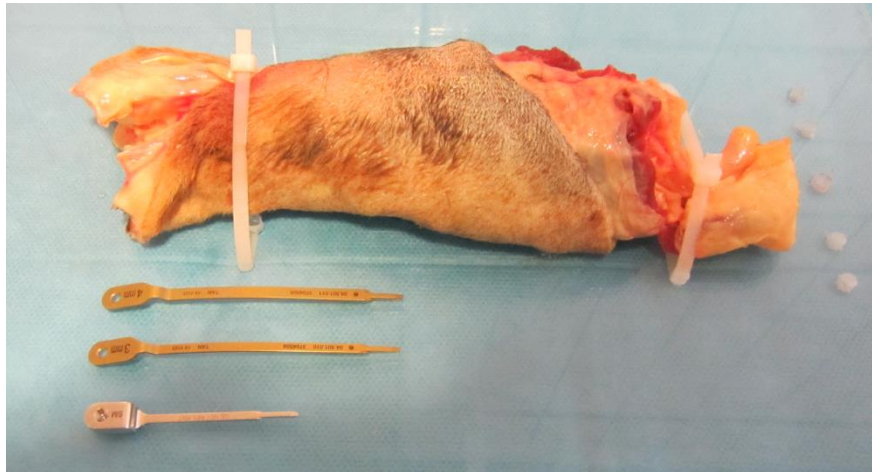


Abbildung 13: Plexiglas-Platte mit Hundevorderlauf, MatrixRIB-Klinge 3 mm und 4 mm, Markraum-Introducer (unten)

### 6.2.5 Die intramedulläre MatrixRIB-Klinge

Das MatrixRIB-System der Firma Synthes (Oberdorf, Schweiz) ist für die Fixation und Stabilisierung von Frakturen (insb. Rippenfrakturen), Osteotomien von normalen und osteoporotischen Knochen indiziert. Es umfasst vorgebogene Verriegelungsplatten, Verriegelungsschrauben und intramedulläre Schienen zur Fixation und Stabilisierung (siehe Abbildung 15). Die intramedulläre MatrixRIB-Klinge ist ein Hybrid-Osteosynthesystem, bestehend aus einem Plattenanteil und einer intramedullären Klinge aus der Titanlegierung Ti-6Al-7Nb. Dabei wird der Plattenanteil mittels einer winkelstabilen Schraube am Knochen, fern vom Frakturspalt, befestigt. Der extramedulläre Anteil ist verhältnismäßig kürzer als der intramedulläre Anteil der Schiene. Er liegt dem Periost plan auf und ist am Ende abgerundet. Die intramedulläre Schiene hat ein Profil wie eine Klinge und ist flach geformt. Sie überbrückt nach Implantation den Frakturspalt. Die Spitze der Klinge verjüngt sich, um die intramedulläre Implantation zu erleichtern. Aufgrund dieser Form ist die Schiene nur in einer Bewegungsrichtung elastisch und hat zudem eine Rotationssteifigkeit, die mit Breite der Platte zunimmt. Die MatrixRIB-Klinge ist in drei Breiten (3 mm, 4 mm, 5 mm) erhältlich. Die Schrauben haben einen Durchmesser von 2,9 mm und sind in den Längen von 6 mm bis 14 mm erhältlich. Sie sind selbstschneidend und werden in der Schiene winkelstabil verankert. Das Operationsinstrumentarium (siehe Abbildung 14) besteht neben einer MatrixRIB- Klinge 4 mm aus einer 5,5 mm Bohrbüchse mit Handgriff, einem Spiralbohrer  $\varnothing$  5,5 mm mit Anschlag, Länge 125 mm, 2-lippig für J-Latch-Kupplung, einem Markraum-Introducer, einer



winkelstabilen Bohrbüchse 2,2 mm, die in das Schraubenloch der MatrixRIB-Klinge eingeschraubt wird, einem Spiralbohrer  $\varnothing$  2,2 mm mit Anschlag und J-Latch-Kupplung 6 mm bis 14 mm, sowie einem Hammer und einem Schraubendreher mit Ratsche für die 14 mm winkelstabile Schraube mit  $\varnothing$  2,9 mm. Dieses Instrumentarium ermöglicht eine minimalinvasive Operationstechnik (siehe Abbildung 15).

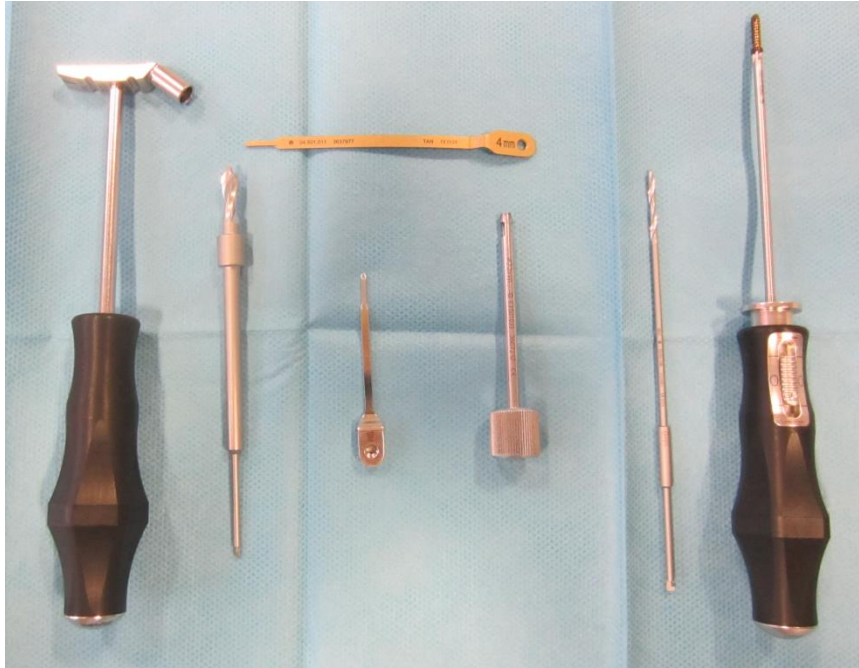


Abbildung 14: Operationsinstrumentarium (von links): 5,5 mm Bohrbüchse mit Handgriff, Spiralbohrer  $\varnothing$  5,5 mm mit Anschlag, Markraum-Introducer, winkelstabile Bohrbüchse 2,2 mm, Spiralbohrer  $\varnothing$  2,2 mm, Schraubendreher mit Ratsche und aufsitzender 14 mm winkelstabiler Schraube  $\varnothing$  2,9 mm. MatrixRIB- Klinge 4 mm (oben quer).

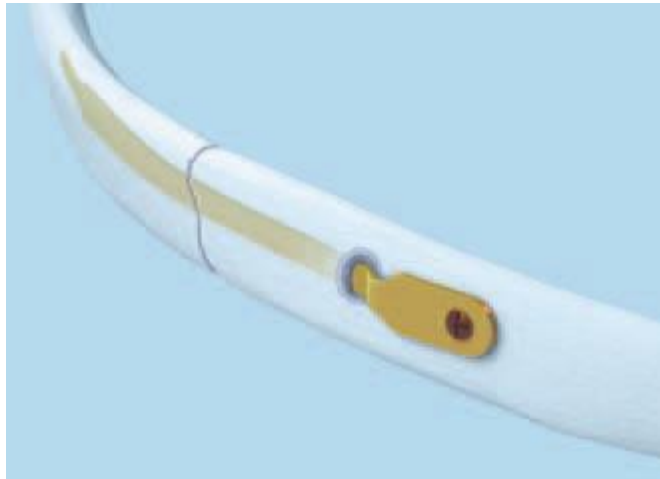


Abbildung 15: Intramedulläre MatrixRIB- Klinge, schematisierte Zeichnung, Fa. Synthes (181)

### 6.2.6 Radiologie

Zur Bestimmung des dia-metaphysären Übergangs für die radiale Osteotomie sowie während der Reposition und Durchführung der Osteosynthese wurde als Durchleuchtungseinheit der mobile C-Bogen Ziehm 8000 der Fa. Ziehm Imaging GmbH, Nürnberg, verwendet. Nach der Reposition und Osteosynthese wurde eine standardisierte Röntgenaufnahme ohne Fixierung auf dem röntgenstrahlendurchlässigen Operationstablett (siehe sonstige Materialien) in zwei senkrecht aufeinanderstehenden Ebenen (anterior-posteriorer und seitlicher Strahlengang) angefertigt. Dies erfolgte in Zusammenarbeit mit Frau Univ.-Prof. Dr. med. Staatz, Klinik und Poliklinik für diagnostische und interventionelle Radiologie, Direktor Univ.-Prof. Dr. med. Christoph Düber, Universitätsmedizin Mainz.

### 6.2.7 Sonstige Materialien (tabellarisch)

Material	Bezugsquelle
Styroporboxen für Gefrierlagerung und Transport	Fa. Ohlro, Berlin
Einwegskalpelle	Fa. Feather, Osaka, Japan
Oszillierende Säge, Sägeblatt 2 mm Stärke	Fa. Oscillow, Typ GL 2000/83

C-Bogen Ziehm 8000	Fa. Ziehm Imaging GmbH, Nürnberg
ESIN, Titan (Ti-6Al-7Nb), $\varnothing$ 2,0 mm, Länge 440 mm	Fa. DePuy-Synthes, Oberdorf, Schweiz
Kirschnerdraht, Stahl $\varnothing$ 2,0 mm, Länge 200 mm	Fa. DePuy-Synthes, Umkirch
Pfriem für ESIN	Fa. DePuy-Synthes, Oberdorf, Schweiz
Einschlaginstrument für ESIN mit Universalbohrfutter	Fa. DePuy-Synthes, Oberdorf, Schweiz
Operationstablett (Polymethylmethacrylat) 7 mm Stärke, Größe 450 mm x 700 mm	Zuschnitt und Aufbau Schlosserei Universitätsmedizin Mainz
Digital-Schieblehre 150 mm	Schlosserei Universitätsmedizin Mainz

Tabelle 2: Sonstige Materialien

## 6.3 Methode

### 6.3.1 Definition des dia-metaphysären Übergangs

Vor Beginn der Experimentreihe wurden die Proben jeweils in einer Kühlbox über 24 Stunden aufgetaut. Nach Exartikulation im proximalen Radiocarpalgelenk sowie, falls notwendig, im Ellbogengelenk wurde der dia-metaphysäre Übergang am distalen Radius im anterior-posteriorem Strahlengang mittels Bildwandler bei allen Versuchsknochen bestimmt. Hierzu wurde zunächst die distale Metaphyse in Anlehnung an die AO Pediatric Comprehensive Classification of Long Bone Fractures (PCCF) (56) aus dem Quadrat mit der Seitenlänge aus den beiden Epiphysenfugen von Radius und Ulna bestimmt (siehe Abbildung 16 und **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Der dia-metaphysäre Übergang wird als die Übergangszone zwischen Metaphyse und Diaphyse bezeichnet. Lieber et al. hatte diese Übergangszone definiert, indem er von der distalen Metaphyse am Unterarm das Quadrat mit der Seitenlänge der Wachstumsfuge des Radius alleine subtrahierte (1). Im Bereich des dia-metaphysären Übergangs ist radiologisch darüber hinaus eine Zunahme der Kortikalisstärke bis zum Übergang in die Diaphyse zu erkennen (siehe **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Nach Fellrasur und

Weichteilinziehung an der dorsalen Seite der Hundepfote wurde eine Radiusfraktur am dia-metaphysären Übergang vom Typ AO 23-D/4.1 (AO Paediatric Expert Group, PAEG) mittels Osteotomie durch die oszillierende Säge mit einem Sägeblatt von 2 mm Stärke simuliert. Sämtliches verbleibende Material wurde aus dem Frakturspalt komplett entfernt, so dass kein Knochenmaterial mehr zwischen distalem Fragment und dem Radiuschaft verblieb. Im Anschluss erfolgte die manuelle Frakturierung des Ulnaschaftes. Anschließend wurde die proximale Fixierung auf der röntgenstrahlendurchlässigen Polymethylmethacrylatplatte entfernt.



Abbildung 16: Definition des dia-metaphysären Übergangs. Die Differenz aus dem Quadrat der Metaphyse (#) und dem Quadrat über der Radiusfuge (+) wird als dia-metaphysärer Übergang (\*) bezeichnet.

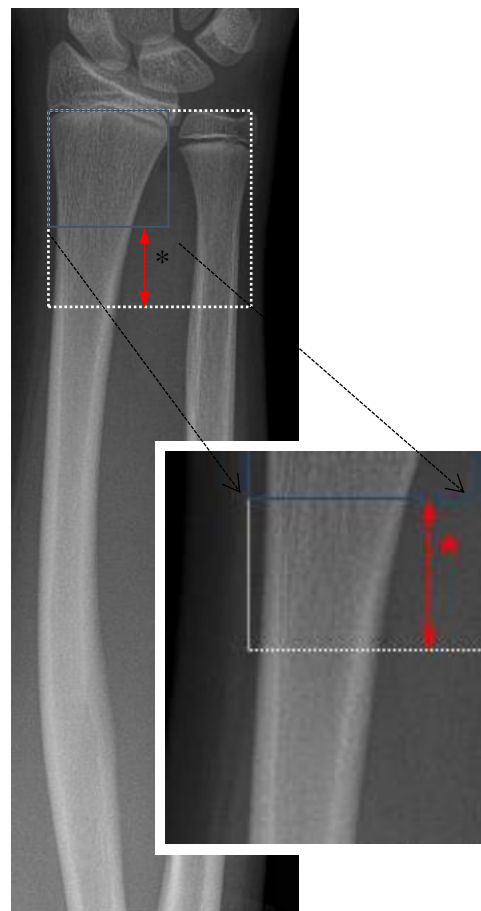


Abbildung 17: Dia-metaphysärer Übergang im Röntgenbild eines 12-jährigen Jungen. Vergrößerter Ausschnitt zeigt die progressive Zunahme der Kortikalisstärke im Bereich des dia-metaphysären Übergangs.

### 6.3.2 Implantation und Anpassung der MatrixRIB-Klinge

Nach radiologischer Markierung des Frakturspaltes erfolgte am lateralen distalen Radius über dem Frakturspalt nach Fellrasur die Hautinzision mit Verlängerung in distaler Richtung (siehe Abbildung 18). Nach der Präparation der Weichteile mit Darstellung der Radiusfraktur erfolgte die geschlossene manuelle Frakturposition. Anschließend wurde die MatrixRIB-Bohrbuchse mit eingeschraubtem Führungsgriff auf den lateralen Radius so aufgesetzt, dass sich der Frakturspalt zwischen Haltegriff und distaler Markierungskerbe im a. p. - Röntgenstrahlengang projizierte (siehe Abbildung 19). Die Position der Bohrbüchse musste so gewählt werden, dass einerseits ein monokortikales Ausbrechen der Klinge im distalen Frakturfragment vermieden werden konnte und andererseits eine metaphysäre Verankerung der winkelstabilen Verriegelungsschraube möglich wurde, ohne die Wachstumsfuge zu tangieren.



Abbildung 18: Hautinzision und Präparation der Weichteile lateraler, distaler Radius.

Mit dem Haltegriff wurde anschließend die axiale Ausrichtung parallel zum Radiuschaft gehalten, während mit dem Spiralbohrer  $\odot$  5,5 mm durch die MatrixRIB-Bohrbüchse bis zum Anschlag des Bohrers der laterale Radius monokortikal im distalen Frakturfragment eröffnet wurde (siehe Abbildung 20). Mit eingeschraubter Schienenführung in die MatrixRIB-Schablone erfolgte die Vorbereitung des Markraumkanals über das geschaffene Bohrloch vom distalen Frakturfragment in das proximale Frakturfragment. Vor dem Einbringen der MatrixRIB-Klinge in den Markraum wurde der kortikal aufliegende Teil der Klinge im Falz an die Konkavität des Radius angepasst (siehe Abbildung 21). Im Anschluss wurde die

modifizierte 4 mm MatrixRIB-Klinge mit aufgeschraubter Bohrbüchse für den Spiralbohrer ⊙ 2,2 mm durch das zuvor gebohrte Insertionsloch an der lateralen Radiuskortikalis bis in den Markraum des proximalen Radiuschaftes eingebracht. Nachdem das Kopfteil bündig am Radius auflag und der Falz der Klinge im Insertionsloch zum Liegen kam, wurde über die Bohrbüchse, die zuvor in das Verriegelungsloch der Klinge eingeschraubt wurde (siehe Abbildung 22), mit dem Spiralbohrer ⊙ 2,2 mm monokortikal der Radius gebohrt. Nach Entfernung der Bohrbüchse wurde die 14 mm lange Schraube ⊙ 2,9 mm in der Metaphyse des Radius und in der MatrixRIB-Klinge winkelstabil verankert. Die korrekte Lage des Implantates wurde am Ende mittels Bildverstärker überprüft.

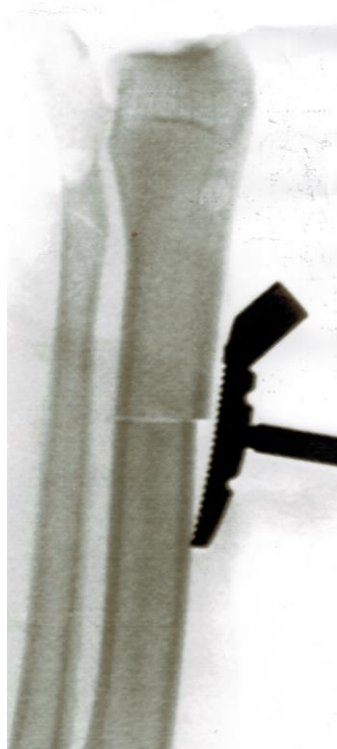


Abbildung 19: Durchleuchtungsaufnahme distaler Radius (Hundeknochen), anterior-posterior mit aufgesetzter Bohrbüchse und eingeschraubtem Haltegriff über Osteotomiespalt.

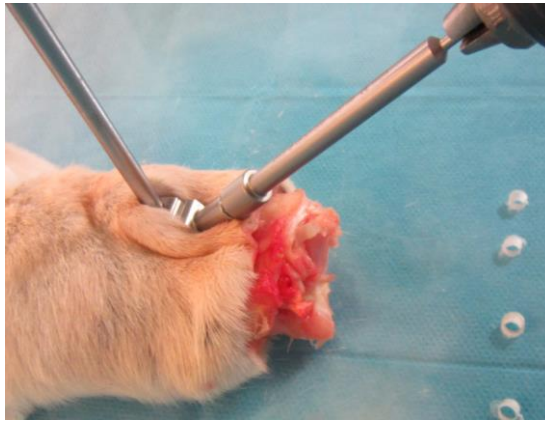


Abbildung 20: Aufbohren der lateralen Radiuskortikalis mit aufgesetzter Bohrbüchse mit dem Spiralbohrer  $\odot$  5,5 mm.

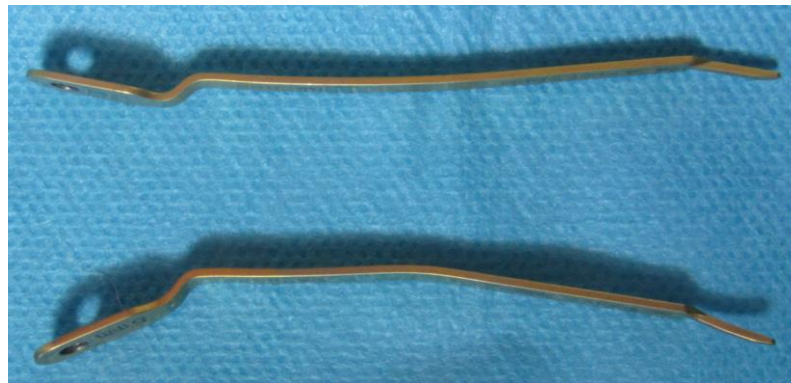


Abbildung 21: MatrixRIB-Klinge 4 mm (oben). Angepasste MatrixRIB-Klinge 4 mm an die Konkavität des distalen Radius (unten).



Abbildung 22: Implantierte, modifizierte MatrixRIB-Klinge mit aufgeschraubter Bohrbüchse im distalen Radius.

### 6.3.3 Datenerhebung

Nach erfolgter Osteosynthese des Radius und der Ulna wurden digitale Röntgenbilder mit dem Röntgengerät Ultranet 5M der Firma GE Medical Systems mit metrischer Längenkalibrierung im anterior-posterioren und lateralen Strahlengang erstellt. Die Röntgenbildaufnahmen wurden mit 60 kV, 1,6 mAs und mit einem Abstand von 1100 mm erstellt. Im Anschluss wurden die digitalen Röntgenbilder mit Hilfe der Betrachtungssoftware für Röntgenbilder Sectra Workstation IDS7, Version 15.2.4.1 (Sectra AB, SE-58330 Linköping) vermessen. Die Daten wurden in einer Microsoft Excel Tabelle (Version 2013) im .xlsx-Format gespeichert. Die Angulation wurde anhand der digitalen Röntgenaufnahmen im anterior-posterioren und lateralen Strahlengang vermessen. Am proximalen und distalen Frakturfragment wurden jeweils zwei voneinander entfernte Punkte definiert, die die Hälfte des Knochendurchmessers an der Stelle markierten. Durch Verbindung der beiden Punkte wurde die Längsachse des Frakturfragmentes bestimmt und die Angulation der beiden Längsachsen zueinander gemessen. Der kortikale Versatz im Frakturspalt wurde im anterior-posterioren und lateralen Strahlengang erhoben. Die Länge der Hautinzision wurde während der Versuchsdurchführung jeweils am Präparat mit Hilfe einer digitalen Schieblehre gemessen. Zur Bestimmung der Schraubenlage und Lage der MatrixRIB-Klinge in Bezug auf die Wachstumsfuge und Frakturspalt wurden die Messwerte wie in Abbildung 23 dargestellt erhoben.





Abbildung 23: 1) Seitenlänge des Metaphysenquadrats am Unterarm, 2) radiale Metaphysenlänge (rML), 3) radial Epiphyseal Fracture Length (rEFL), 4) radial Epiphyseal Screw Distance (rESD), 5) radial Screw Fracture Distance (rSFD), 6) Blade Entry Point (BEP)

#### 6.3.4 Versuchsauswertung

Zur Datenauswertung und Darstellung der Ergebnisse in Tabellenform und Diagrammen dienen das Statistikprogramm IBM SPSS (Statistical package for the social sciences, Version 21, IBM SPSS Inc., Chicago, IL, USA) sowie Microsoft Excel (Version 2013, Microsoft, Redmond, WA, USA).

Verbundene Stichproben, wie der Vergleich des Alignements von MatrixRIB und ESIN bzw. Kirschner-Draht-Osteosynthese wurden Wilcoxon-Test analysiert.

## 7 Ergebnisse

Nachfolgend werden die Ergebnisse der technischen Anwendbarkeit der MatrixRIB-Klinge, des ESIN-Verfahrens und der Kirschner-Draht-Osteosynthese bei dia-metaphysärer Radiusfraktur im Hundeknochenmodell mit jeweils zehn Proben dargestellt. Die in-vitro Präparate stammten von vier weiblichen und sechs männlichen Hunden der Rassen Labrador Retriever und Schäferhund. Die Präparate wurden den Tieren post mortem entnommen. Das Körpergewicht der Hunde variierte zwischen 21 kg und 30,5 kg und lag im Median bei 24,1 kg. Die angegebenen Werte entsprechen, wenn nicht anders gekennzeichnet, der 50 %-Perzentile, dem Median.

### 7.1 Länge der Hautinzision über dem distalen Radius

Der Zugang für die MatrixRIB-Klinge erfolgte nach Fellrasur zur distalen lateralen Radiusmetaphyse. Im Median betrug die Inzisionslänge 19 mm (Min 15 mm, Max 23 mm, SD 2,6 mm). Im weiteren Verlauf konnte diese Hautinzision für die ESIN Osteosynthese verwendet werden. Die Kirschner-Drähte wurden perkutan implantiert.

### 7.2 Lage der distalen Radiusfraktur in Bezug auf den dia-metaphysären Übergang

Der dia-metaphysäre Übergang wird als die Übergangszone zwischen Metaphyse und Diaphyse bezeichnet. Die Abstandsmessungen Es ist die Differenz zwischen dem Quadrat mit der Seitenlänge der distalen Wachstumsfugen beider Unterarmknochen und der dem Quadrat mit der Seidlänge der radialen Wachstumsfuge alleine (siehe Kapitel 6.3.1, Definition des dia-metaphysären Übergangs). Das Diagramm 1 zeigt den Bezug der Länge der Metaphyse am Unterarm (ML) (Median 37 mm, Min 33 mm, Max 43 mm, SD 2,9 mm), des Abstandes der Frakturlinie (entspricht der Osteotomie) am distalen Radius zur Wachstumsfuge (rEFL) (Median 37 mm, Min 24 mm, Max 45 mm, SD 7,3 mm) und der radialen Metaphyse (rML) (Median 27 mm, Min 24 mm, Max 30 mm, SD 2,0 mm). In der graphischen Darstellung des Diagramm 1 ist die Lage der Frakturlinien im dia-metaphysären Bereich ablesbar, die sich von rML und ML erstreckt. Ebenfalls erkennbar ist, dass die Frakturlinien proximal des Bereichs rML lagen.

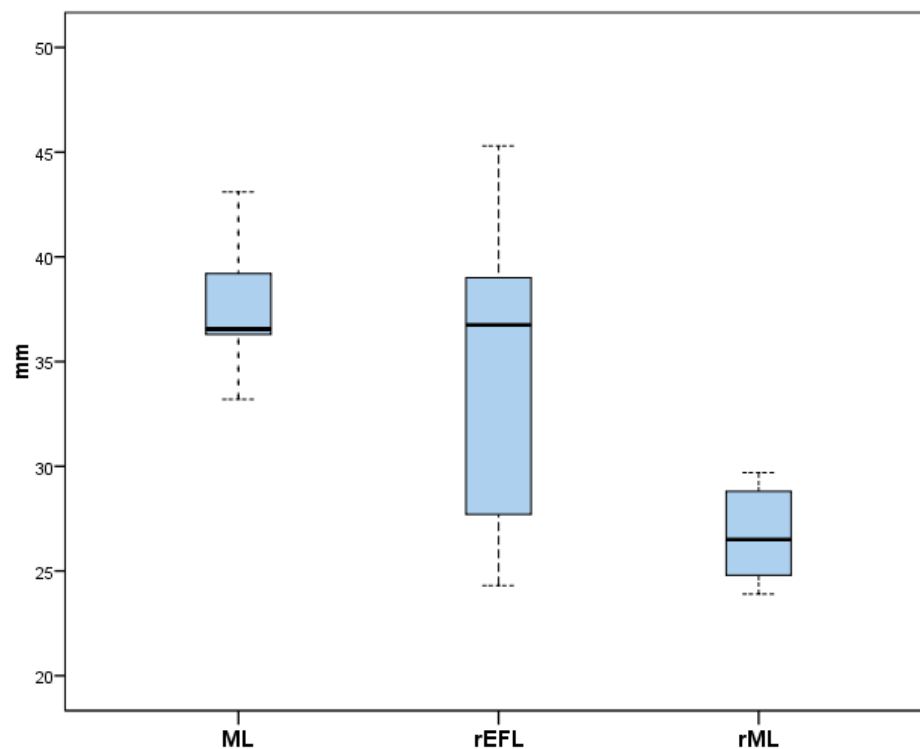


Diagramm 1: Darstellung der Verteilung der Frakturlinien am distalen Radius (rEFL) mit Bezug auf die Metaphysenlänge (ML) und radiale Metaphysenlänge (rML)

Bei 3 der 10 Frakturen zeigte sich in der radiologischen Messauswertung, dass der Frakturspalt am distalen Radius zwar metaphysär angelegt wurde, jedoch distal der Zone, die als dia-metaphysärer Übergang definiert wurde (Diagramm 2). Die Anpassungslinie der Gesamtsumme (gestrichelte Linie Diagramm 2) markiert die distale Grenze des dia-metaphysären Übergangs, ML die Länge der distalen Metaphyse des Unterarms und rML die isoliert betrachtete Radiusmetaphyse. Bei den Versuchen, bei denen der Frakturspalt unter der Hilfslinie zur Darstellung kommt ( $\diamond$ ), war der Frakturspalt somit distal des dia-metaphysären Übergangs in der radialen Metaphyse.

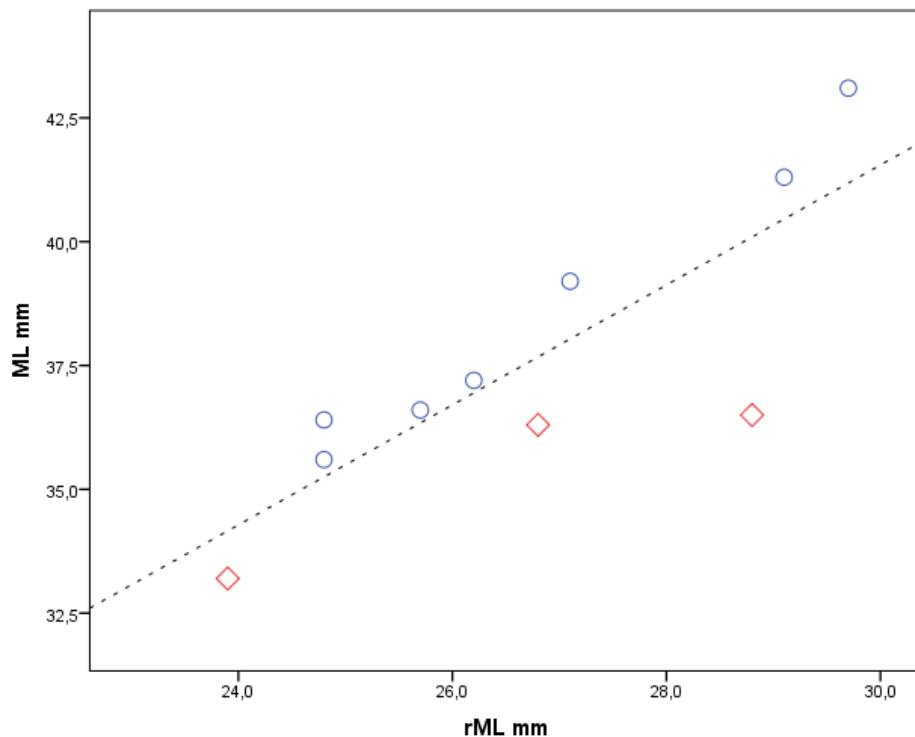


Diagramm 2: Verteilung der Lage der Frakturlinien mit Bezug auf die Länge der Metaphyse des Unterarms (ML) und radialen Metaphysenlänge (rML)

### 7.3 Lage der Verriegelungsschraube mit Bezug auf die Epiphysenfuge und zur Frakturlinie

Der Abstand zwischen radialer Wachstumsfuge und Schraubenspitze wurde als rESD (radial epiphyseal screw distance) bezeichnet. Die Strecke zwischen der Schraubenspitze und Frakturlinie wurde als rSFD (radial screw fracture distance) benannt. Die Messergebnisse der rESD mit Bezug auf rEFL sind in mm (Diagramm 3) dargestellt. Der Messwert 0 mm entspricht einer Lage in der Wachstumsfuge, negative Messwerte entsprechen einer Schraubenlage in der Epiphyse.

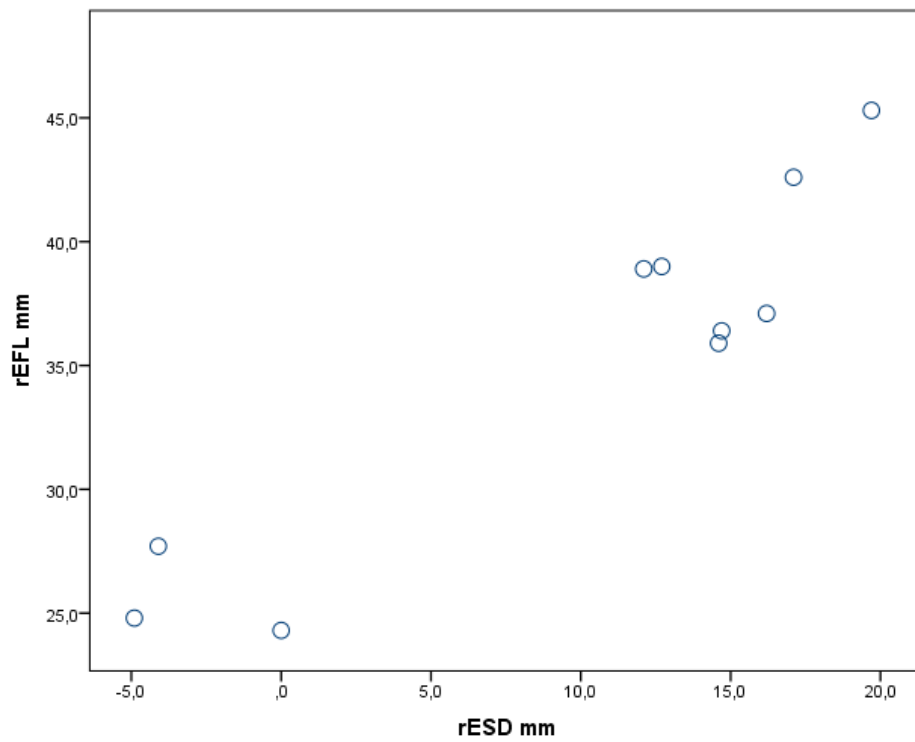


Diagramm 3: Lage der Verriegelungsschraube mit Bezug auf die Epiphysenfuge (rESD) und Abstand zwischen Epiphysenfuge und Frakturlinie (rEFL)

Die winkelstabile Verriegelungsschraube soll bei Verwendung der MatrixRIB-Klinge am distalen Radius metaphysär implantiert werden, um Störung der Wachstumsfuge zu

vermeiden bzw. eine Epiphysiodese bei Überbrückung der Wachstumsfuge zu verhindern. In

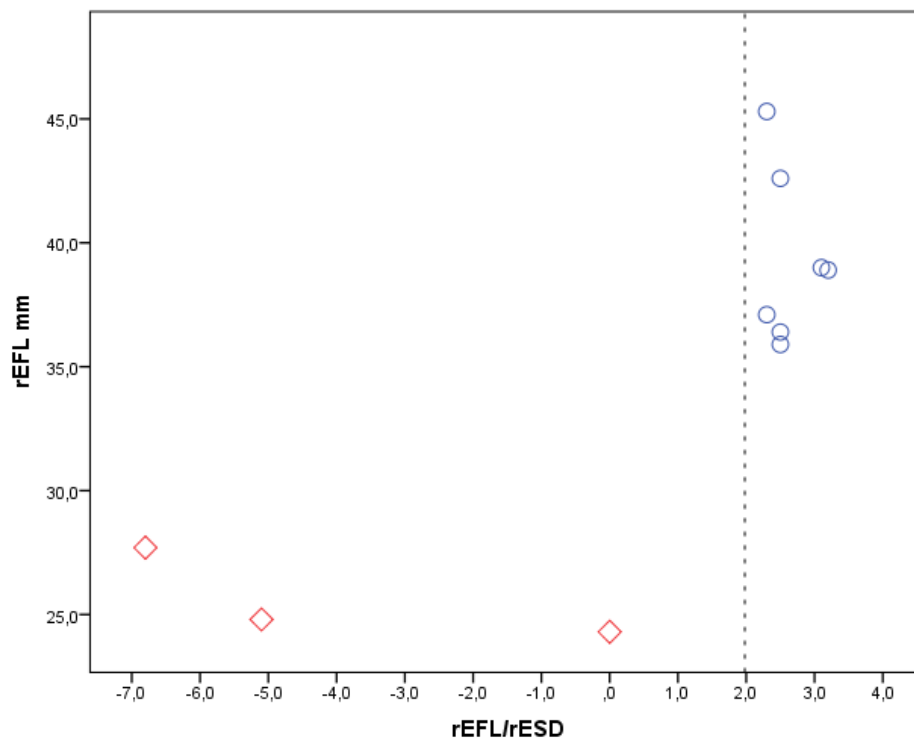


Diagramm 4 werden die Verhältnisse der Lage der jeweiligen Verriegelungsschrauben (x-Achse) in Bezug auf den Abstand zwischen Wachstumsfuge und Frakturlinie (y-Achse) dargestellt. Ist das Verhältnis zwischen Epiphysenfuge und Lage der Verriegelungsschraube kleiner oder gleich Null, entspricht dies einer Implantation der Schraube in die Wachstumsfuge bzw. in die Epiphyse. Der Abstand zwischen Eintrittspunkts der Klinge (BEP) und Lage der Verriegelungsschraube ist aufgrund des Designs der MatrixRIB-Klinge mit 11 mm konstant. Eine sichere metaphysäre Implantation der Verriegelungsschraube konnte nur bei Frakturen am dia-metaphysären Übergang gezeigt werden. Hier war der Abstand

zwischen Wachstumsfuge und Frakturlinie doppelt so lang (gestrichelte Hilfslinie

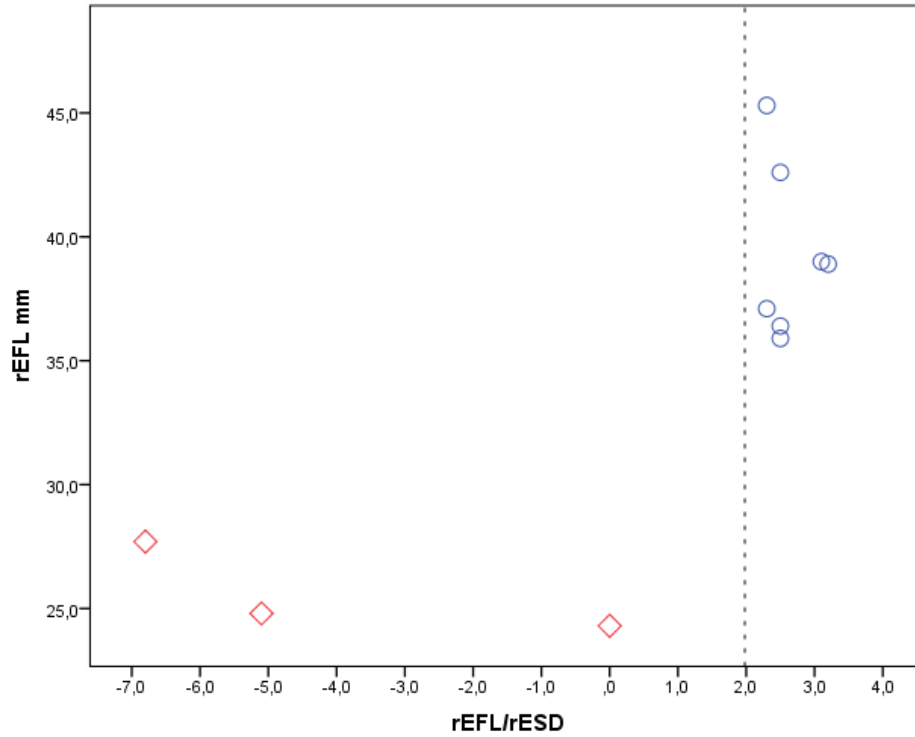


Diagramm 4) wie zwischen Wachstumsfuge und Verriegelungsschraube bzw. größer als 35 mm.

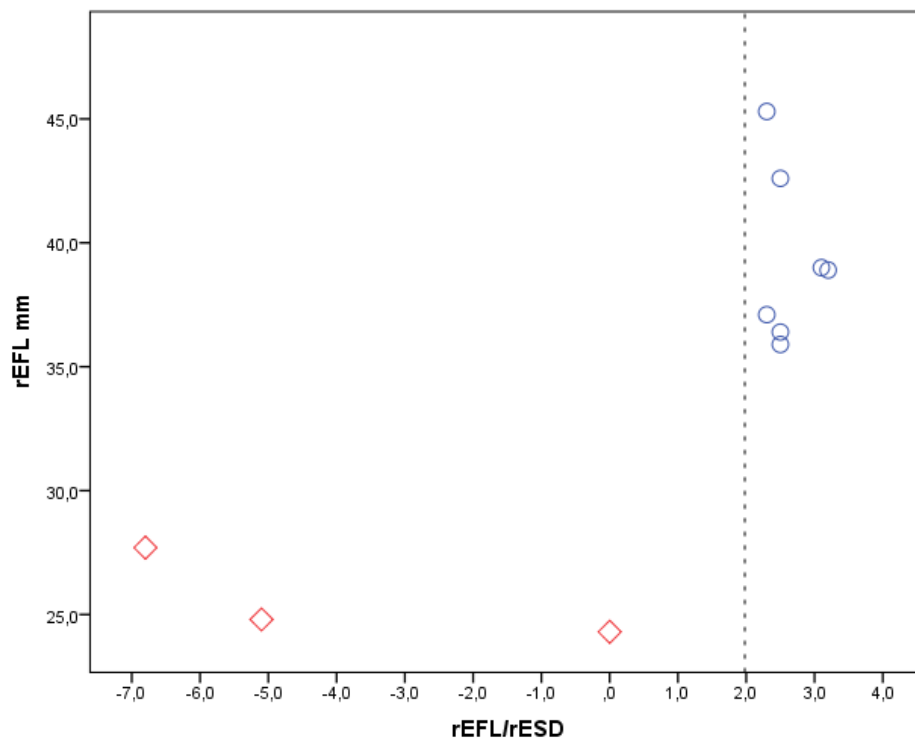


Diagramm 4: Lage der Verriegelungsschraube (rESD) im Verhältnis zum Abstand Epiphysenfuge/Frakturspalt. Bei den mit  $\diamond$  gekennzeichneten Versuche lag der Frakturspalt metaphysär und nicht am dia-metaphysären Übergang.

Das Diagramm 5 stellt graphisch das Verhältnis zwischen dem Eintrittspunkt der Klinge (BEP) und rEFL dar. Der BEP beeinflusst die spätere Schraubenlage und stellt im Osteosyntheseverfahren der MatrixRIB-Klinge einen der ersten Operationsschritte dar. Die waagrechte Hilfslinie markiert den Median der rEFL. Im Rahmen der Versuchsreihe war bei allen Frakturen am dia-metaphysären Übergang, bei denen die Schraubenlage regelrecht metaphysär zu liegen kam, das Verhältnis von rEFL zu BEP größer 3 (gestrichelte, senkrechte Hilfslinie).

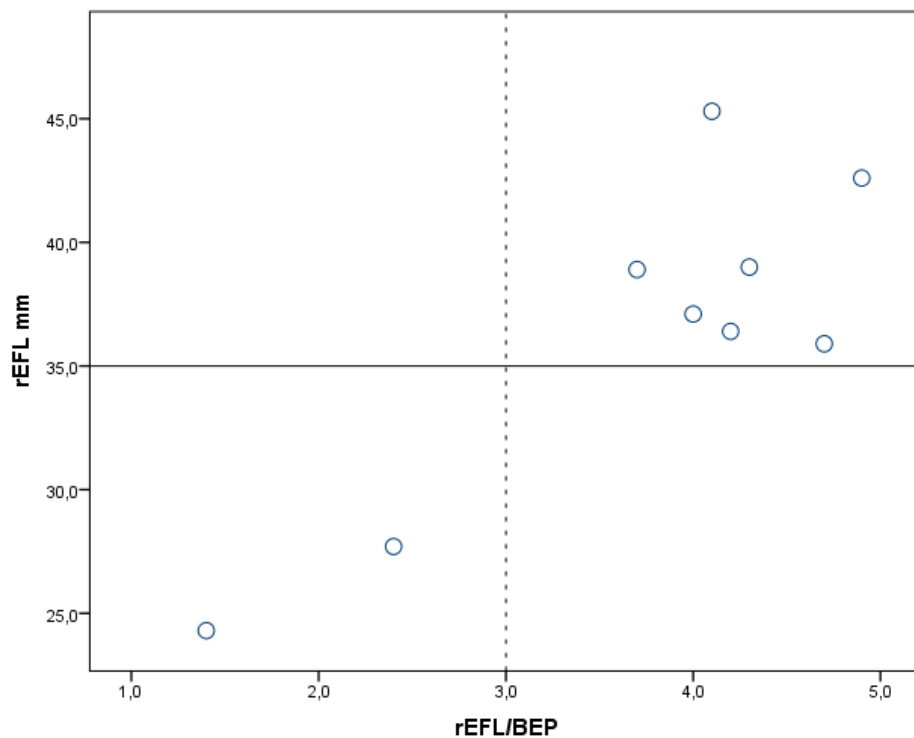


Diagramm 5: Lage des Eintrittspunkts der Klinge (BEP) mit Bezug auf die Strecke zwischen Epiphysenfuge und Frakturspalt (rEFL)



#### 7.4 Vergleichsauswertung der Frakturstellung (Alignment) zwischen MatrixRIB-Klinge, Kirschner-Draht-Osteosynthese und ESIN

Die Achsabweichung, Dislocatio ad axim, zwischen der MatrixRIB-Klinge und dem Kirschner-Draht-Osteosyntheseverfahren und der ESIN-Methode wurde mittels Kreuztabellen deskriptiv statistisch ausgewertet. Die Einteilung des Alignements erfolgte in drei Gruppen: Frakturabweichung von unter 10°, Achsabweichung von 10-20° und Fehlstellungen von über 20°. In der MatrixRIB-Gruppe war die Achsabweichung in allen 10 Versuchen unter 10°. In der Gruppe der Kirschner-Draht-Osteosynthesen betrug die Fehlstellung des Alignements in 7 Fällen unter 10° und in 3 Fällen 10-20° (Kreuztabelle 3). Diese Ergebnisse sind im Diagramm 6 dargestellt.

Kreuztabelle 3: Achsabweichung Kirschner-Draht/MatrixRIB-		Fehlstellung MatrixRIB	
		< 10° Dislokation (n)	Gesamtsumme (n)
Fehlstellung Kirschner-Draht	< 10° Dislokation (n)	7	<b>7</b>
	10°-20° Dislokation (n)	3	<b>3</b>
Gesamtsumme (n)		<b>10</b>	10

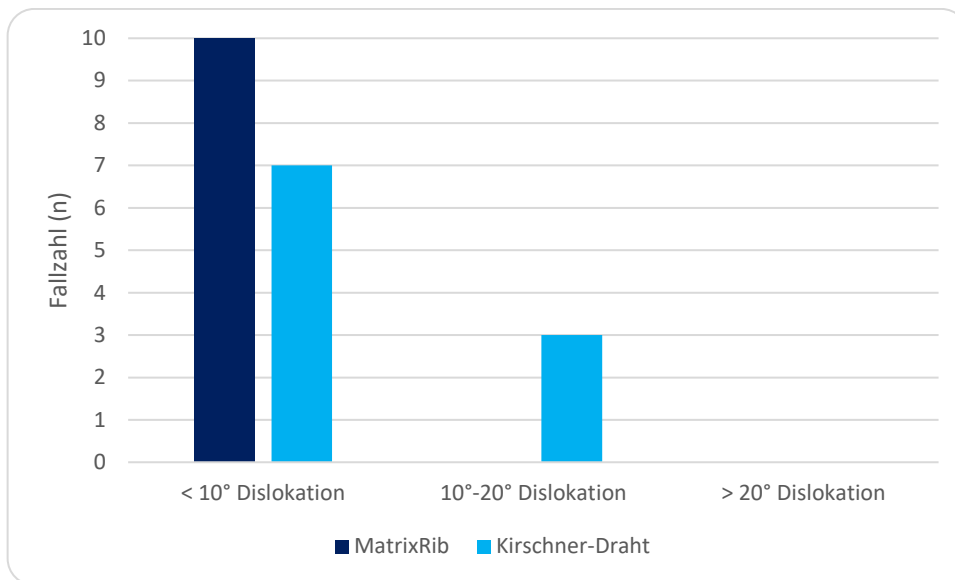


Diagramm 6: Vergleich der Achsabweichung Kirschner-Draht/MatrixRIB-

In der Kreuztabelle 4 und im Diagramm 7 sind die Ergebnisse des Frakturalignements im Vergleich MatrixRIB- zum ESIN-Verfahren aufgeführt. Hier zeigte sich, dass in zwei Versuchen bei Verwendung von ESINs eine Fehlstellung von unter 10° gemessen wurde, in 7 Fällen die Dislokation 10°-20° betrug und in einem Versuch eine Achsenfehlstellung von über 20° verzeichnet wurde. In der MatrixRIB- Gruppe war die Achsabweichung in allen 10 Versuchen unter 10°.

Kreuztabelle 4: Achsabweichung ESIN/MatrixRIB-		Fehlstellung MatrixRIB	
		< 10° Dislokation (n)	Gesamtsumme (n)
Fehlstellung ESIN	< 10° Dislokation (n)	2	<b>2</b>
	10°-20° Dislokation (n)	7	<b>7</b>
	> 20° Dislokation (n)	1	<b>1</b>
Gesamtsumme (n)		<b>10</b>	10

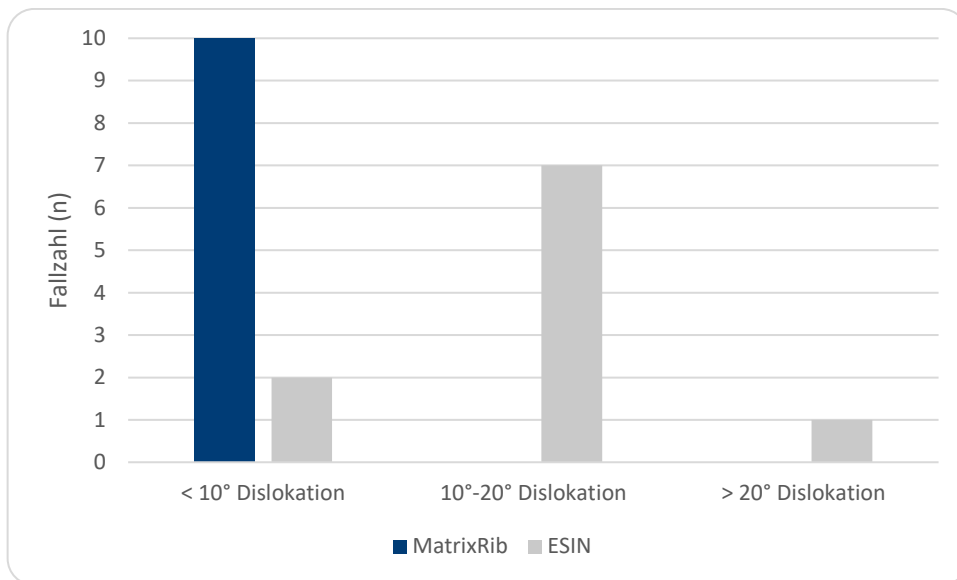


Diagramm 7: Vergleich der Achsabweichung ESIN/MatrixRIB-

Die Unterschiede in den Achsabweichungen zwischen der MatrixRIB – Klinge und der ESIN Methode unterschieden sich hinsichtlich Ausprägung deutlich in der statistischen Berechnung ( $p < 0,05$ ). Weniger deutlich, aber dennoch richtungsweisend, war die Achsabweichung im Vergleich der Kirschner-Draht-Osteosynthese Gruppe zur MatrixRIB - Osteosynthese ( $p = 0,083$ ). Die Ergebnisse sind in Tabelle 5 dargestellt.

	Alignment ESIN / Alignment MatrixRIB	Alignment Kirschner-Draht / Alignment MatrixRIB
U	-2,714 <sup>#</sup>	-1,732 <sup>#</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	,007	,083

<sup>#</sup> Basierend auf negativen Rängen.

Tabelle 5: Wilcoxon-Test Alignment MatrixRIB, ESIN, Kirschner-Draht-Osteosynthese

## 7.5 Vergleichsauswertung der Seit-zu-Seit-Verschiebung (Offset) zwischen MatrixRIB-Klinge, Kirschner-Draht-Osteosynthese und ESIN

Die Ergebnisse einer Seit-zu-Seit-Verschiebung am dia-metaphysären Übergang des Radius, Dislocatio ad latus, zwischen der MatrixRIB- Klinge, der Kirschner-Draht-Osteosynthese und dem ESIN-Operationsverfahren wurden mittels Kreuztabellen deskriptiv statistisch ausgewertet. Die Einteilung der Seitverschiebung erfolgte in zwei Gruppen:

Frakturabweichung von unter und über  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite. In der MatrixRIB- Gruppe war die Achsabweichung in 8 Fällen unter  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite gelegen und in 2 Fällen wurde eine Seitverschiebung von über  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite gemessen. In der Gruppe der Kirschner-Draht-Osteosynthesen betrug die Seit-zu-Seit-Verschiebung in 4 Fällen unter  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite und in 6 Fällen über  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite (Kreuztabelle 7, Diagramm 8). In der paarweisen statistischen Analyse der Einzelfälle zeigte sich, dass in 5 Fällen der Versatz mehr als  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite war, wenn die Fraktur mittels Kirschner-Drähten versorgt wurde und nicht mittels MatrixRIB- Klinge. Dieser Zusammenhang war jedoch im Wilcoxon-Test Tabelle 6 nicht signifikant ( $p=0,102$ ).

	Verschiebung Kirschner-Draht / Verschiebung MatrixRIB	Verschiebung ESIN / Verschiebung MatrixRIB
U	-1,633 <sup>#</sup>	-1,342 <sup>#</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	0,102	0,180

# Basierend auf negativen Rängen.

Tabelle 6: Wilcoxon-Test Verschiebung MatrixRIB, ESIN, Kirschner-Draht-Osteosynthese

Kreuztabelle 7: Seit-zu-Seit-Verschiebung Kirschner-Draht/MatrixRIB		Offset MatrixRIB		Gesamtsumme (n)
		Versatz < $\frac{1}{4}$ Schaftbreite (n)	Versatz > $\frac{1}{4}$ Schaftbreite (n)	
Offset Kirschner-Draht	Versatz < $\frac{1}{4}$ Schaftbreite (n)	3	1	4

	Versatz > $\frac{1}{4}$ Schaftbreite (n)	5	1	6
	Gesamtsumme (n)	8	2	10

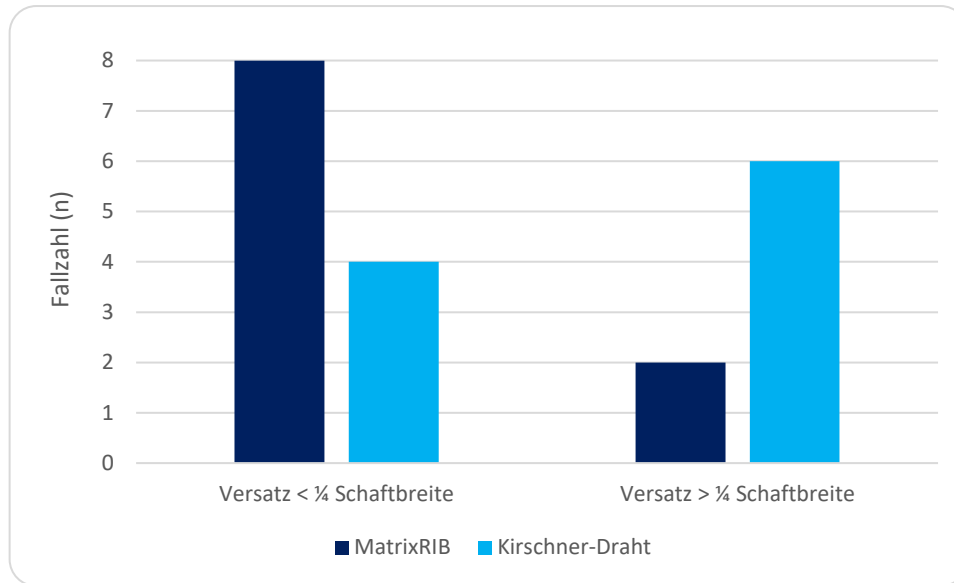


Diagramm 8: Vergleich der Seit-zu-Seit-Verschiebung MatrixRIB- und Kirschner-Draht-Osteosynthese

Die Ergebnisse der deskriptiven Auswertung MatrixRIB- zur ESIN-Osteosynthese sind in der Kreuztabelle 8 und Diagramm 9 aufgeführt. Hier zeigte sich, dass in der Hälfte der Fälle (n=5) eine Seitverschiebung von über  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite vorlag bei der Verwendung der ESIN-Methode.

Bei 4 der 8 Fälle (50 %) betrug der Versatz mehr als  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite, wenn die Fraktur mittels ESIN versorgt wurde und nicht mittels MatrixRIB- Klinge. Hingegen war nur in 1 der 5 Fälle, in dem die Seitverschiebung kleiner als  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite in der ESIN-Gruppe betrug, die Dislocatio ad latus in der MatrixRIB- Gruppe größer als  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite (Kreuztabelle

8). Dieser Zusammenhang war im Wilcoxon-Test (Tabelle 6) nicht signifikant ( $p=0,180$ ), ist im dargestellt.

Kreuztabelle 8: Seit-zu-Seit-Verschiebung ESIN/MatrixRIB		Offset MatrixRIB		Gesamtsumme (n)
		Versatz < $\frac{1}{4}$ Schaftbreite (n)	Versatz > $\frac{1}{4}$ Schaftbreite (n)	
Offset ESIN	Versatz < $\frac{1}{4}$ Schaftbreite (n)	4	1	5
	Versatz > $\frac{1}{4}$ Schaftbreite	4	1	5
Gesamtsumme (n)		8	2	10

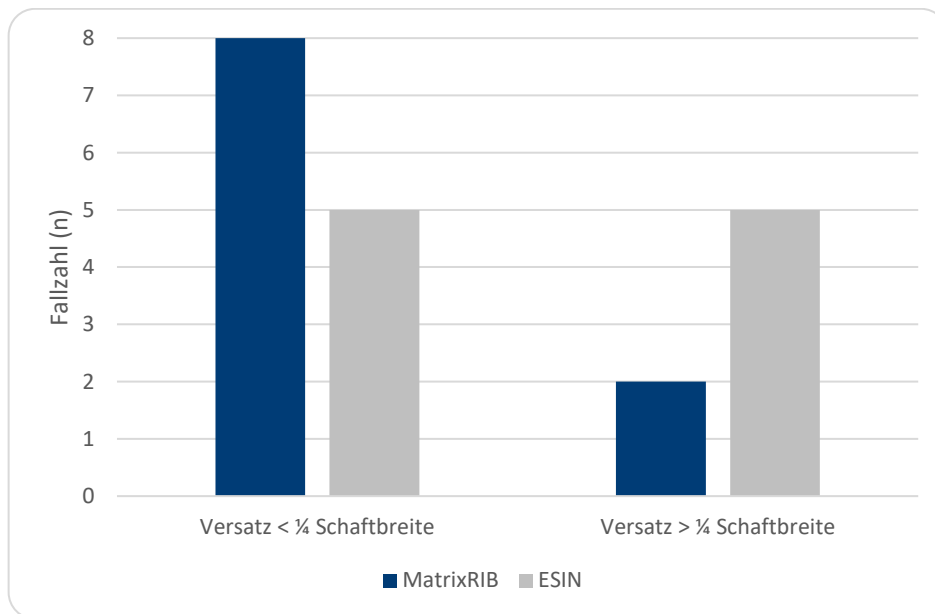


Diagramm 9: Vergleich der Seit-zu-Seit-Verschiebung MatrixRIB- und ESIN

## 8 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden die Eigenschaften eines neuartigen, intramedullären, winkelstabilen Osteosyntheseverfahrens, der MatrixRIB-Klinge, für die Versorgung der diaphysären Radiusfraktur im Hundeknochenmodell im Vergleich mit etablierten

Osteosyntheseverfahren im Wachstumsalter, Kirschner-Draht und ESIN, untersucht. Die MatrixRIB-Klinge wurde für die Osteosynthese von Rippenfrakturen konzipiert und bietet sich aufgrund der Beschaffenheit auch als Osteosynthese am distalen Radius, insbesondere am dia-metaphysären Übergang, an. Außer für die Versorgung von Rippenfrakturen wurde die MatrixRIB-Klinge mit guten klinischen Ergebnissen bereits als minimalinvasives Osteosyntheseverfahren bei der Versorgung von Luxationsfrakturen im oberen Sprunggelenk bei geriatrischen Patienten eingesetzt (182). In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, welche Gegebenheiten erforderlich sind, um eine sichere Implantation am distalen Radius bzw. am dia-metaphysären Übergang der winkelstabilen Klinge im wachsenden Knochen zu gewährleisten, ohne die Wachstumsfugen zu beeinträchtigen. Gleichzeitig sollten Frakturstellung mit Achsabweichung und Versatz der Frakturfragmente vergleichend mit den Osteosyntheseverfahren ESIN und Kirschner-Draht analysiert werden. Die Ergebnisse dieser Studie im Hundemodell sind als Grundlage für die Anwendung bei der kindlichen dia-metaphysären Radiusfraktur zu verstehen, da bei diesem speziellen Frakturtyp kein geeignetes Osteosyntheseverfahren bislang existiert bzw. ESIN und Kirschner-Draht-Osteosynthese jeweils spezifische Limitierungen und Komplikationen haben. Dies spiegelt sich u. a. auch in der geringen Anzahl an Publikationen wider, die sich bis dato mit distalen Radiusfrakturen am dia-metaphysären Übergang bei Kindern und Jugendlichen beschäftigen (183-187).

## 8.1 Studienaufbau

Die Osteosyntheseverfahren Kirschner-Draht, ESIN und MatrixRIB- Klinge wurden in der gewählten Versuchsanordnung gegeneinander überprüft, die möglichst realitätsnah den Verhältnissen in vivo entsprechen. Hundeknochen werden häufig als Frakturmodell für humane Knochen in biomechanischen Studien eingesetzt (176, 188). Untersuchungen über Osteoarthritis und Extremitätenverlängerungen wurden an den Hunderassen „Schäferhund“ und „Labrador“ durchgeführt (189). Knochen dieser Hunderassen wurden auch in der vorliegenden Arbeit genutzt. Hunde- Radii eignen sich aufgrund der Größe und des anatomischen Aufbaus ideal als Vergleichsmodell für Kinder bzw. Jugendliche. Dies war ein entscheidendes Auswahlkriterium bei der Versuchsplanung. Ähnlich wie beim Menschen haben Hundeknochen einen histologischen Knochenaufbau mit Havers'schen Kanälen der Substantia compacta im Gegensatz zu Mäusen und Ratten, die einen primitiveren

Knochenaufbau aufweisen (190). Für die Untersuchung biomechanischer Eigenschaften, wie im vorliegenden Versuchsaufbau eines Radius in vivo sind frische, durch Gefrierung konservierte Knochen am besten geeignet und in der Literatur für biomechanische Studien beschrieben (171, 191-193). Hingegen weisen Knochen, die z. B. mit Formaldehydlösung fixiert wurden, Veränderungen in der Knochenstruktur auf und sind daher als Vergleich mit Knochen im lebenden Organismus nur bedingt geeignet (194-196). Künstlich hergestellte Knochen-Substitute weisen zwar einerseits eine geringe anatomische Variabilität auf, andererseits bilden die unterschiedlich verwendeten Materialien, wie z. B. Polyurethan-Schaum, die Eigenschaften der menschlichen Spongiosa nur eingeschränkt ab. Dies würde sich bei der intramedullären Implantation und auf die Verankerung der Schrauben auswirken (197-199). Im Rahmen der Versuchsdurchführung zeigte sich, dass das gewählte Hundeknochenmodell die realen Gegebenheiten sehr realistisch abbildete u. a. dadurch bedingt, dass ein Haut- und Weichteilmantel sowie Muskeln und Sehnen erhalten blieben. Somit konnten die notwendige Hautinzision für die Implantierung und der Zugangsweg mit analysiert werden. Im Vergleich zur palmaren Plattenosteosynsetechnik ist der für den operativen Zugang notwendige Hautschnitt der MatrixRIB-Osteosynthese mit weniger als 2 cm (Median 19 mm) am medialen, distalen Radius deutlich kleiner. Bedingt durch den erhaltenen Weichteilmantel einschließlich der Membrana interossea waren zudem realistische Bedingungen des biomechanischen Systems des Unterarms in vorliegenden Versuchsaufbau gegeben.

## 8.2 Methode

Mit 40% aller Frakturen bei Kindern und Jugendlichen ist der Unterarm die am häufigsten betroffene Lokalisation des wachsenden Skeletts. Komplexe oder metaphysäre Trümmerfrakturen (AO 23-A3) sind die häufigste Bruchform beim Erwachsenen, treten aber am distalen Radius bei Kindern äußerst selten auf (13). Die Art der Fraktur ist im wachsenden Skelett stark vom makroskopischen und mikroskopischen Aufbau des Knochens abhängig (41). Erst mit zunehmendem Alter und Wachstum verdickt sich die Compacta und verleiht dem Knochen seine Rigidität was zu unterschiedlichen, komplexeren Frakturformen führt. Offene Wachstumsfugen und die im Querschnitt vergleichsweise größere Porosität bei Kindern werden als eine Schutzfunktion vor Mehrfragmentfrakturen bewertet (200, 201). Dagegen treten einfache Frakturformen an der Metaphyse und am dia-metaphysären



Übergang des distalen Radius bei Kindern und Jugendlichen häufiger auf (202) und waren daher Gegenstand dieser Untersuchungsreihe. Da die verwendeten Hundeknochen von adulten Hunden stammten, waren offene Wachstumsfugen nicht mehr vorhanden. Dieser Umstand konnte jedoch vernachlässigt werden, da die vorliegende Studie den Übergangsbereich zwischen Metaphyse und Diaphyse des Radius untersuchte. Die (verschlossene) Wachstumsfuge grenzte sich dennoch in der Durchleuchtung deutlich ab (Abbildung 19). So konnte im a. p. Strahlengang der dia-metaphysäre Übergang eindeutig mittels Bildwandler bestimmt werden, um dort die Osteotomie mittels oszillierender Säge durchzuführen. Extensionsfrakturen am distalen Unterarm treten häufiger als Flexionsfrakturen auf (13). Aus diesem Grund wurde in dieser Studie zusätzlich die distale Ulna mittels dorsaler Extension gebrochen und eine Extensionsfraktur simuliert. Um die Vergleichbarkeit zwischen den Osteosyntheseverfahren zu gewährleisten, wurden die jeweiligen Versuchsgruppen im gleichen Frakturmodell getestet. Aufgrund der unterschiedlichen Prinzipien der drei getesteten Osteosyntheseverfahren und daraus resultierenden unterschiedlichen Eintrittspunkten an der Kortikalis war dies möglich, ohne die Stabilität des einzelnen Osteosyntheseverfahrens zu beeinflussen. Für die Implantation der MatrixRIB-Klinge wurde ein longitudinaler Hautschnitt über der Metaphyse des Radius gewählt. Bei diesem Zugang ist zu berücksichtigen, dass der sensorische Ast des N. radialis zwischen dem M. brachioradialis und M. extensor carpi radialis longus verläuft und sich in mehrere, bis zu vier Äste aufteilt. Die Distanz vom Processus styloideus radii zum ersten N. radialis superficialis wurde in Kadaverstudien mit  $4.8 \pm 0.4$  cm gemessen (203). Um den sensorischen Ast des Nervus radialis zu schonen, wird eine longitudinale Inzision nach Quervain 2,5 cm proximal vom Prozessus styloideus radii empfohlen (204), die dem verwendeten Zugang in der vorliegenden Arbeit entspricht und sich vom Hautschnitt der ESIN-Technik vergleichsweise nur unwesentlich unterscheidet.

### 8.3 Besonderheiten der Frakturversorgung am dia-metaphysären Übergang bei Kindern und Jugendlichen

Frakturen des dia-metaphysären Übergangs des Radius, die regelhaft in Kombination mit einem Bruch der Ulna auftreten, sind aufgrund der fehlenden Abstützung sowie bedingt durch den Muskeltonus der Mm. brachioradialis, extensor pollicis longus und abductor pollicis longus als instabil anzusehen (2) und bedürfen in der Regel einer osteosynthetischen

Stabilisierung. Aufgrund des kurzen distalen Frakturfragmentes sowie der trichterförmigen Aufweitung der distalen Radiusmetaphyse besteht die Gefahr einer Seit-zu-Seit-Verschiebung bei der Anwendung der klassischen retrograden ESIN-Technik am distalen Radius. Dies war auch in den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit nachvollziehbar. Verschiedene Modifikationen der ESIN-Osteosynthese sind inzwischen beschrieben worden, die eine Anwendung der etablierten Osteosynthesetechnik für den Schaftbereich auch proximal, am dia-metaphysären Übergang, ermöglichen sollen. Um einer Seit-zu-Seit-Verschiebung bei einer retrograden ESIN-Technik entgegenzuwirken, empfehlen einige Autoren einen postero-medialen Eintrittspunkt über das Tuberculum listerii (2, 205, 206). Diese Methode stellt jedoch kein grundsätzlich neues Osteosynthesekonzept im Vergleich zu der hier untersuchten MatrixRIB - Klinge dar, sondern eine Modifikation einer bekannten Technik. So können Achsfehlstellungen mittels der ESIN-Osteosynthese nicht immer vollständig behoben werden und in bis zu 80% der Fälle sind sekundäre Dislokationen (Abbildung 24) beschrieben (186). Eine weitere bekannte Komplikation der ESIN-Implantation über das Tuberculum listerii ist die Irritation bis hin zur Ruptur der Sehne des Extensor pollicis longus sowie schmerzhafte Bewegungseinschränkungen des Handgelenks, die bis zur Entfernung des ESIN andauern oder eine frühzeitige Metallentfernung notwendig machen. In dieser Studie erfolgte eine standardisierte ESIN-Implantation am lateralen distalen Radius. Sehnenirritationen wären zudem im Frakturmodell post-mortem nicht zu untersuchen gewesen.

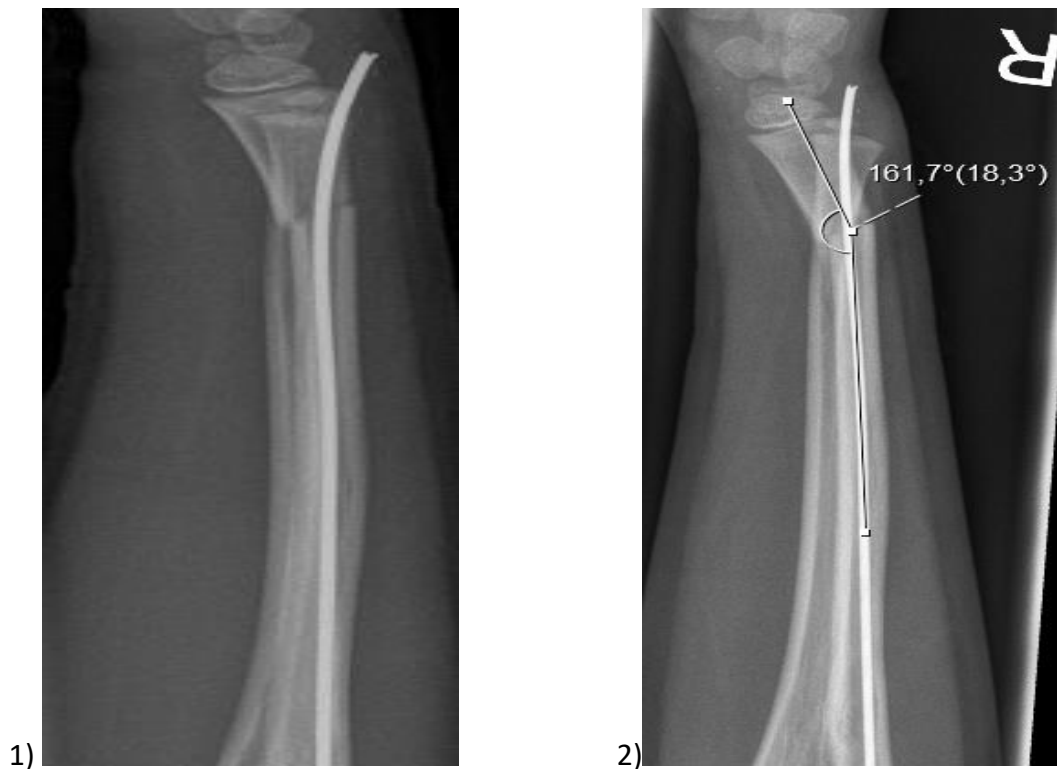


Abbildung 24: Sekundäre Dislokation nach ESIN Osteosynthese über das Tuberculum listeri bei einer dia-metaphysären Radiusfraktur bei einem 9-jährigen Patienten. 1) Röntgenaufnahme seitlich distaler Unterarm vom 1. post-operativen Tag, 2) sekundäre Dislokation am 5. post-operativen Tag. Röntgenaufnahme aus eigenem Patientengut.

Die antegrade ESIN-Osteosynthesetechnik wäre unter biomechanischen Gesichtspunkten eine geeignete Methode, mit der Frakturen am dia-metaphysären Übergang descendierend oder antegrad osteosynthetisch versorgt werden könnten. Hierfür ist ein dorsolateraler Zugang (nach Thompson) beschrieben (184). Im Vergleich zur retrograden ESIN-Technik ist bei der antegraden Technik jedoch das Zugangstrauma erheblich höher, da der Radiuschaft hier in der Tiefe zwischen der radialen Streckmuskulatur des Unterarms sowie dem Extensor digitorum zugänglich ist. Da der proximale Radiuschaft einen wesentlich geringeren Durchmesser hat als der distale Radius, besteht eine erhöhte Gefahr der Perforation der Gegenkortikalis bei der Einbringung des Nagels. Eine weitere Gefahr dieses Operationszugangs ist die Verletzung des Nervus interosseus posterior, ein motorischer Ast des N. radialis, der am Unterrand die Extensoren des M. brachioradialis durch den M. supinator in der Tiefe verläuft. Fälle von Verletzungen des N. radialis sind in der Literatur beschrieben worden (2), können jedoch im Frakturmodell nicht klinisch evaluiert werden. Um

diese Komplikation zu verhindern wird eine Pronation des Unterarmes empfohlen (207), was bei instabilen Frakturen zu einem Verlust des Repositionsergebnisses führen kann oder eine geschlossene Reposition erschwert.

#### 8.4 Osteosyntheseverfahren am distalen Radius und dia-metaphysären Übergang

Im Kapitel Therapieverfahren wurde gezeigt, dass neben der nicht operativen Therapie, der manuellen Reposition und Retention im Gipsverband, eine Reihe von Osteosyntheseverfahren zur Stabilisierung einer distalen Radiusfraktur existieren. Für die Stabilisierung von metaphysären Frakturen sowie Fugen-Gelenkfrakturen und Fugenschafffrakturen vom Typ Salter-Harris I-IV (Kapitel Frakturklassifikationen und Einteilungen) ist die perkutane Kirschner-Draht-Osteosynthese die Methode der Wahl (150, 208). Seit der Einführung der intramedullären ESIN-Osteosynthese (163) hat sich dieses Verfahren mit einer retrograden Einbringung in den Radius und einer antegraden Osteosynthese der Ulna für diaphysäre Frakturen als Standardverfahren etabliert (149, 186, 209). Damit hat die ESIN-Osteosynthese das Plattenosteosyntheseverfahren bei diesem Frakturtyp fast vollständig verdrängt. Seit der Einführung der von Metaizeau 1976 (210) entwickelten ESIN-Technik sind keine neuen oder gleichwertigen Osteosynthesemethoden mehr für die Frakturversorgung von diaphysären Frakturen bei Kindern und Jugendlichen etabliert worden. Um osteosynthese-spezifische Nachteile der 3-Punkt-Abstützung eines ESIN zu kompensieren wurde die Einbringung des Nagels modifiziert und das Tuberculum listerii als Eintrittspunkt des Nagels am distalen Radius gewählt (2, 205). Dieser Eintrittspunkt hat jedoch auch Nachteile und kann zu Sehnenirritationen bis hin zu Sehnenrupturen, insbesondere der EPL-Sehne führen. Die Auswertung eigener Patienten der Jahre 2017-2019 ergab, dass bei 3 von 12 Patienten, bei denen eine ESIN-Osteosynthese über das Tuberculum listerii bei Fraktur am dia-metaphysären Übergang erfolgte, eine Verletzung oder Ruptur der EPL-Sehne auftrat. Aus diesem Anlass wurde dieser Zugang in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt. Gegenstand der momentanen Forschung ist die Entwicklung von resorbierbaren Osteosynthesematerialien, die eine Metallentfernung und damit verbundene erneute Narkose überflüssig machen (211). Für den Übergangsbereich von der Metaphyse zur Diaphyse, der als dia-metaphysärer Übergang definiert ist (1) existiert aktuell weder ein Konsens noch eine Operationstechnik oder ein spezielles Implantat, das als überlegen anzusehen wäre. Einige Autoren empfehlen alternativ bei Frakturen am dia-metaphysären

Übergang den Einsatz eines Fixateur-externe oder die Plattenosteosynthese (105). Die in dieser Studie untersuchte MatrixRib - Klinge stellt eine Kombination aus einer winkelstabil verschraubten Platte und einer intramedullären, elastischen Titan-Klinge dar. Teil dieser Studie war es zu ermitteln wie weit der Frakturspalt von der Wachstumsfuge mindestens entfernt sein muss, um eine sichere Platzierung der Schraube, ohne Gefahr einer Wachstumsfugenverletzung, zu gewährleisten. Dies war gegeben, wenn der Abstand zwischen Fraktur und Wachstumsfuge 35 mm oder mehr betrug. In der vorliegenden Arbeit lag der Median der Metahysenlänge bei 33 mm (siehe Kapitel 7.2) was gleichzeitig dem dia-metaphysären Übergang entsprach. Inwieweit die MatrixRIB - Klinge, die ursprünglich für die Versorgung von Rippenfrakturen konzipiert wurde, an Festigkeit mit der ESIN und Kirschner-Draht-Osteosynthese vergleichbar ist, war nicht Gegenstand des Studiendesigns. Die Ergebnisse der Frakturversorgung mittels ESIN zeigen, dass keine rigide Frakturosteosynthese zwingend notwendig ist (212) und legen nahe, dass die intramedulläre Schienung, wie sie bei der MatrixRIB – Klinge gegeben ist, im biomechanischen Verbund mit der Ulna eine ausreichende Stabilität für eine Frakturheilung gewährleistet.

## 8.5 Ergebnisse

Der distale dia-metaphysäre Übergang am Radius wurde von Lieber et al. definiert als die Übergangszone zwischen der Metaphyse des Radius und der Diaphyse des Radius (1). Die Kollegen Kim et al. definieren Frakturen am dia-metaphysären Übergang, wenn erstens der Frakturspalt zwischen 35-60 mm proximal von der radiocarpalen Gelenkfläche entfernt ist, zweitens die Länge des distalen Frakturfragments nur maximal  $\frac{1}{4}$  der gesamten Radiuslänge entspricht und drittens der Durchmesser des Radius 2 cm proximal der Frakturlinie 70% des Durchmessers 2 cm distal des Frakturspalts entspricht (185). Diese Methode der Bestimmung des dia-metaphysären Übergangs setzt einerseits eine a. p.-Röntgenaufnahme des gesamten Unterarms voraus und ist andererseits abhängig von Messwerten aus kalibrierten Röntgenaufnahmen, die gegenwärtig intraoperativ nicht regelhaft zur Verfügung stehen. In der vorliegenden Arbeit wurde laut Studienprotokoll zu Beginn der dia-metaphysäre Übergang mittels Bildwandler bestimmt ohne Erhebung kalibrierter Röntgenbilder. Die Bestimmungsmethode nach Kim et al. (185) verdeutlicht jedoch anschaulich die anatomische und damit verbunden biomechanischen Besonderheiten dieses Frakturtyps. Im dia- metaphysären Bereich verjüngt sich die breite Metaphyse. Die

anschließende Diaphyse hat bis zum proximalen Radiushals einen weitgehend konstanten, schmalen Durchmesser. In der vorliegenden Arbeit wurden die Grenzwerte für Achsabweichung von  $10^\circ$  und eine Seit-zu-Seit-Verschiebung von  $\frac{1}{4}$  Schaftbreite gesetzt. Einige Autoren (120, 145, 213) geben als Toleranzgrenze für eine Spontankorrektur eine Achsabweichung von  $20^\circ - 40^\circ$  in der Sagittalebene und  $10^\circ - 20^\circ$  in der Frontalebene sowie einen Versatz um  $\frac{1}{4}$  Schaftbreite bis zum 10. bzw. 12. Lebensjahr an und empfehlen bei Patienten über 12 Jahre eine anatomische Frakturstellung anzustreben. Jordan und Westacott (214) definieren eine optimale Reposition, wenn eine verbliebene Angulation von  $<5^\circ$  und ein Versatz von  $<10\%$  vorliegen und beschreiben eine 40%ige sekundäre Dislokationsrate bei  $>20^\circ$  Achsabweichung bzw. 50 % verbliebener Seit-zu-Seit-Verschiebung. Sofern jedoch die Indikation gestellt wird, eine distale Unterarmfraktur operativ zu versorgen, sollte ein anatomisches Repositionsergebnis, das nach Möglichkeit nicht auf Mechanismen der Spontankorrektur beruht, angestrebt werden und im Verlauf der Heilung gehalten werden können.

Erfordert ein operatives Verfahren aus biomechanischer Sicht eine zusätzliche Ruhigstellung, ist ein Vorteil der operativen Therapie im Vergleich zur konservativen Behandlung fraglich, da es die Risiken des operativen Traumas mit den Problemen und Einschränkungen der Immobilisierung kombiniert. Bedingt durch die starke Konkavität am Übergang von Metaphyse zu Diaphyse ist die Implantation von gekreuzten, starren Kirschner-Drähten ausgehend vom Processus styloideus technisch schwierig. Die Stabilität einer Kirschner-Draht-Osteosynthese wird wesentlich durch eine bi-kortikale Verankerung in der Gegenkortikalis bedingt. Wird bei instabilen Frakturen, wie in der vorliegenden Versuchsanordnung, der Kirschner-Draht über den Processus styloideus eingebracht, entsteht der Versatz der Frakturfragmente, bei der Verankerung in der Gegenkortikalis im proximalen Fragment. Da die Kirschner-Drahttechnik eine starre Osteosynthese ist und nicht auf elastischen Rückstellkräften beruht, treten Achsdeviationen hingegen selten auf. Diese Erkenntnisse spiegeln sich auch in den Ergebnissen dieser Arbeit wider. Bei der Verwendung der Kirschner-Draht-Osteosynthese war ein relevanter Versatz von über  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite bei der Hälfte der Versuche vorhanden, wohingegen eine Achsabweichung zwischen  $10^\circ$  und  $20^\circ$  in 3 von 10 Fällen gemessen wurde und kein Fall mit über  $20^\circ$  Achsabweichung zu verzeichnen war. Die Arbeit von Sommerfeld untersuchte Kriterien beim Einsatz der ESIN Osteosynthese für distale Unterarmfrakturen bei Kindern. Für die präoperative Entscheidung

zur ESIN-Osteosynthese und um ein Versagen der ESIN-Osteosynthese zu vermeiden, kann die Bestimmung der distalen Fragmentlänge des Radius (DFL) zur Gesamtlänge des Radius (TRL) in ein Verhältnis gesetzt werden. Der so gebildete Quotient  $DFL/TRL$  zeigt, dass eine sichere und sinnvolle Anwendbarkeit der ESIN-Osteosynthese möglich ist, wenn der Quotient  $> 0,3$  ist, was einer diaphysären Frakturlage entspräche aber eine dia-metaphysäre Frakturlokalisierung ausschließt. Ist der Quotient  $< 0,3$  oder gar  $< 0,25$ , ist die ESIN-Osteosynthese nur modifiziert oder gar nicht geeignet (215). Der Bereich zwischen  $0,3$  und  $0,25$  würde in der vorliegenden Arbeit dem dia-metaphysären Übergang entsprechen bzw. der Metaphyse des Radius bei einem Quotienten  $< 0,25$ . In dieser Studie waren alle Frakturen im Bereich unter  $0,3$  lokalisiert (3 Frakturen zusätzlich im Bereich  $< 0,25$ ). Würde man die Empfehlungen von Sommerfeldt et al. umsetzen, wäre damit eine klassische ESIN-Osteosynthese für die Frakturen der vorliegenden Arbeit nicht geeignet. Lascombe et al. empfiehlt einen Eintrittspunkt für die ESIN-Osteosynthese am Radius 20 mm proximal von der Epiphysenfuge entfernt und 30 mm proximal gemessen von der Spitze des Processus styloideus radii (216), um die distale Radiusepiphyse nicht zu tangieren. In der Arbeit von Kim et al. wird ein Eintrittspunkt für ESIN empfohlen, der mehr als 35 mm von der radiocarpalen Gelenkfläche entfernt ist. Bei einer Länge des distalen Frakturfragments von unter 35 mm sollte eine nicht fugenkreuzende Kirschner-Draht-Osteosynthese erwogen werden (185). In der vorliegenden Versuchsreihe war der Abstand der Frakturlinie am distalen Radius zur radialen Wachstumsfuge (rEFL) im Median 37 mm. Ein Einbringen eines ESINs in den Markraum des Radius in einer Art und Weise, dass eine Abstützung an der Innenseite der Gegenkortikalis vor Kreuzung des Frakturspaltes erfolgt, konnte in den Versuchen mit einer Fraktur am dia-metaphysären Übergang nicht erzielt werden. Damit verbunden sind eine fehlende Abstützung des ESIN an der Gegenkortikalis und eine Einwirkung von Rückstellkräften des ESIN auf das distale Frakturfragment, was zu der beobachteten Achsfehlstellung, insbesondere im anterior-posteriorem Strahlengang, führte.

### 8.5.1 Achsabweichung

Einige Autoren bezeichnen eine Achsabweichung bei distalen Radiusfrakturen von  $20-40^\circ$  in der Sagittalebene und  $10-20^\circ$  in der Frontalebene als „tolerabel“ bis zum 10. bzw. 12. Lebensjahr (120, 145, 213). Bei Patienten die älter als 12 Jahre sind, sei dagegen nur noch

mit einer sehr eingeschränkten Spontankorrektur zu rechnen und daher sei eine achsengerechte Stellung bzw. eine Achsabweichung von  $<10^\circ$  in beiden Ebenen anzustreben (145). In der vorliegenden Untersuchung wurden daher die Korrekturgrenzen in die Bereiche  $< 10^\circ$  Dislokation,  $10-20^\circ$  Dislokation und über  $20^\circ$  Dislokation eingeteilt, um eine Vergleichbarkeit mit den in der Literatur beschriebenen altersabhängigen Grenzwerten zu ermöglichen. In dem Versuchsaufbau erfolgte sowohl die Kirschner-Draht-Osteosynthese als auch die ESIN-Osteosynthese über einen lateralen Zugang, der dem Standardzugang entspricht. Die Messung der Dislokation erfolgte ausschließlich in der Frontalebene bzw. im Röntgen mit a. p. Strahlengang, da im seitlichen Strahlengang keine relevanten Verschiebungen bei allen drei Osteosynthesetechniken festgestellt werden konnten. Vergleicht man die Ergebnisse der MatrixRIB- Osteosynthese mit der perkutanen Kirschner-Draht-Technik über den Processus styloideus radii und der ESIN-Technik so zeigt sich, dass mittels der MatrixRIB – Klinge und der Kirschner-Draht-Osteosynthese ein gutes axiales Frakturalignment erzielt werden kann. So traten keine Achsabweichung in der MatrixRIB-Gruppe auf. Die Achsabweichung in der Kirschner-Draht-Gruppe lag bei 7 der 10 Präparate unter  $10^\circ$ . Dennoch fand sich auch eine Achsabweichung zwischen  $10-20^\circ$  in 3 Fällen in der Kirschner-Draht-Gruppe. Vergleicht man die Ergebnisse der MatrixRIB- und der Kirschner-Draht-Osteosynthese paarweise, zeigt sich ein statistisch besseres Ergebnis bei der Frakturversorgung mittels MatrixRIB.

Die Ergebnisse der ESIN-Gruppe wiesen in Bezug auf die Achsabweichung deutlich schlechtere Ergebnisse im Gegensatz zu den beiden anderen Osteosynthesetechniken auf. Hier zeigte sich bei der Achsabweichung ein aussagekräftiger, negativer statistischer Zusammenhang bei Frakturen die mit der ESIN-Technik oder der MatrixRIB – Klinge versorgt wurden. Hier konnte in lediglich 2 der 10 Fälle eine Abweichung unter  $10^\circ$  erreicht werden und bei 7 der 10 Präparate fand sich eine Achsabweichung von  $10-20^\circ$ . Bei einem Präparat war eine Achsabweichung in der Frontalebene über  $20^\circ$  gemessen worden. Einerseits liegt damit eine Frakturfehlstellung vor, die von einigen Autoren, wie eingangs erwähnt, als nicht oder grenzwertig beschrieben wird, und andererseits steht eine verbliebene Angulation mit einer längeren Frakturkonsolidierung und operativen Revisionen im Zusammenhang (217). Als Grund für diese Verkippung der Frakturfragmente sind die elastischen Rückstellkräfte des ESIN anzusehen, die auf das distale Fragment einwirken, wenn der ESIN sich nicht an der



Gegenkortikalis abstützen kann bevor der Frakturspalt gekreuzt wird. Dies ist der Fall, wenn der ESIN in die vergleichsweise breite Metaphyse eingebracht wird und die Fraktur nahe am Eintrittspunkt bzw. dia-metaphysären Übergang zur schmalen Diaphyse liegt wie im vorliegenden Versuchsaufbau. Ähnliche Beobachtungen beschreiben auch Cai und Mitarbeiter in ihrer Arbeit, in der sie durch Vorbiegung der ESIN die Achsabweichung der Frakturfragmente zu kompensieren versuchen (183).

### 8.5.2 Versatz der Frakturfragmente

Die Korrektur eines Seit-zu-Seit-Versatzes erfolgt ausschließlich durch periostales Remodeling. Bis zum 10. Lebensjahr kann angenommen werden, dass Seit-zu-Seit Verschiebungen bis zu einer Schaftbreite korrigiert werden (218). Da jedoch Seit-zu-Seit-Verschiebungen größer als eine  $\frac{1}{4}$  Schaftbreite zu längeren Einschränkungen der Pro- bzw. Supination führen und eine Spontankorrektur ab dem 12. Lebensjahr nicht mehr uneingeschränkt zu erwarten ist, sehen die Autoren Ploss und Marzi hier die Indikation für eine operative Therapie (116). Vor diesem Hintergrund wurde in der vorliegenden Auswertung der Versuche zwischen einem Versatz größer bzw. kleiner  $\frac{1}{4}$  Schaftbreite differenziert, um eine Vergleichbarkeit mit den Literaturdaten zu ermöglichen. Einschränkend muss jedoch berücksichtigt werden, dass die genannten Grenzwerte sich auf metaphysäre Frakturen am distalen Radius beziehen und spezifische Daten für den dia-metaphysären Übergang nicht verfügbar sind. Wie auch bei der Messung der Achsabweichung erfolgte die Messung des Seit-zu-Seit-Versatzes in der Frontalebene bzw. im Röntgen mit a. p. Strahlengang. Im seitlichen Strahlengang ergaben sich wiederum keine relevanten Verschiebungen aufgrund des gewählten Zugangs bei den einzelnen Osteosynthesetechniken. Vergleicht man die Ergebnisse der Arbeit der MatrixRIB-Osteosynthese mit der perkutanen Kirschner-Draht-Technik über den Processus styloideus radii und der ESIN-Technik hinsichtlich der Seit-zu-Seit-Verschiebung, so zeigt sich, dass bei weniger als  $\frac{1}{3}$  der Präparate in der Kirschner-Draht-Gruppe die Verschiebung kleiner als  $\frac{1}{4}$  Schaftbreite war. In der ESIN-Versuchsreihe war die Seit-zu-Seit-Verschiebung in der Hälfte der Fälle größer als  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite. In der paarweisen Analyse des Seit-zu-Seit-Versatzes war jedoch kein statistischer Zusammenhang zwischen den Methoden nachweisbar. In der MatrixRIB- Gruppe war nur in einem Fall ein Versatz über  $\frac{1}{4}$  der Schaftbreite zu messen. Hier

war bei der Einbringung der MatrixRIB- Klinge die instabile Fraktur nicht exakt reponiert worden bevor die Klinge in das proximale Frakturfragment vorgeschoben wurde.

## 8.6 Klinische Relevanz

Die Ergebnisse könnten, obwohl die Arbeit an Vorderläufen von Hunden ex-vivo als Modell durchgeführt wurde, durchaus geeignet sein zum Transfer auf den lebenden Organismus. Dadurch, dass komplette Vorderläufe verwendet wurden, konnten die mechanischen Einflüsse von Sehnen, Bändern und der Membrana interossea antebrachii in die Untersuchungsergebnisse einfließen. Im Gegensatz zu Untersuchungen an Kunstknochen wurde eine realistische Verankerung der Implantate in einem reellen Knochen simuliert. Das Ziel der Untersuchung war es, die Auswirkungen der einzelnen Osteosyntheseverfahren auf die Lage im Knochen mit besonderem Augenmerk auf die Lage zur Wachstumsfuge, der Verankerung und der anschließenden Frakturstellung unter möglichst physiologischen Bedingungen zu analysieren. Die Größe der verwendeten Hundevorderläufe ist mit der Größe von Unterarmen bei Kindern im Alter von 8-12 Jahren vergleichbar. Somit lagen vergleichbare anatomische Verhältnisse vor und die Erkenntnisse hinsichtlich der Eignung der MatixRIB - Klinge wie auch der Einschränkungen der ESIN- und Kirschner-Draht-Osteosynthese sind übertragbar bzw. entsprechen den bereits bekannten Ergebnissen der Literatur.

Rund ein Drittel aller Kinder und Jugendlichen erleidet bis zum Erreichen des 16. Lebensjahrs eine oder mehrere Frakturen (12). Die häufigste Lokalisation mit 31 % ist der Unterarm (17), wovon in 2/3 der Fälle der distale Unterarm gebrochen ist (1). Mehrfragmentfrakturen mit Trümmerzonen, die ein hohes Maß an Stabilität der Osteosynthese benötigen, sind bei Kindern selten anzutreffen, da eine offene Wachstumsfuge einen effektiven mechanischen Schutz vor dieser bei Erwachsenen durchaus häufiger auftretenden und komplikationsträchtigen Fraktur darstellt (219). Unterarmfrakturen einschließlich Frakturen am dia-metaphysären Übergang sind bei Kindern und Jugendlichen dagegen häufig anzutreffen. Diese Bruchform ist in der Regel instabil und benötigt eine operative Stabilisierung (2), die die Besonderheiten des wachsenden Skeletts und das Vorhandensein einer offenen Wachstumsfuge berücksichtigt. Das gewählte Frakturmodell mit Osteotomie

am dia-metaphysären Übergang und manueller Fraktur der Ulna sowie die verwendeten Osteosyntheseverfahren bilden reale Gegebenheiten damit ab.

Im Kapitel „Literaturdiskussion“ wurden eine Reihe von Studien zum Thema Osteosynthesemethoden bei Unterarmfrakturen bei Kindern und Jugendlichen vorgestellt. Neben den hier verglichenen Osteosyntheseverfahren ESIN und Kirschner-Draht wurden die Alternativen der palmaren oder dorsalen Plattenosteosynthese und des Fixateur-extern diskutiert. Dabei beziehen sich nur eine Hand voll Arbeiten explizit auf die Versorgung bei Frakturen am dia-metaphysären Übergang. Ergebnisse oder Erfahrungen hinsichtlich einer Frakturversorgung am distalen Unterarm mittels MatrixRIB - Klinge sind bislang noch nicht publiziert worden. Die Ergebnisse dieser Studie stellen damit Grundlagen dar für eine Entwicklung einer minimalinvasiven Osteosynthesetechnik am dia-metaphysären Übergang des Radius bei Patienten mit offenen Wachstumsfugen.

## 8.7 Schlussfolgerung

Sowohl das ESIN- als auch das Kirschner-Draht-Osteosyntheseverfahren wiesen in der Versuchsreihe spezifische Nachteile und Einschränkungen auf. Da der dia-metaphysäre Übergang weit proximal liegt, ist eine gekreuzte Bohrdraht-Osteosynthese über den Processus styloideus radii technisch kaum durchführbar. Da es sich bei Unterarmfrakturen am dia-metaphysäre Übergang um instabile Frakturen handelt resultiert daraus ein Seit-zu-Seit-Versatz der Fraktur in der Ebene der Einbringung der Kirschner-Drähte. Bei Verwendung der ESIN-Technik mit distalem, metaphysären Markraumzugang, wie von Metaizeau initial beschrieben (220), zeigte sich ein anderer, technisch bedingter Nachteil. Bei der flexiblen Markraumschienung, bei der sich der ESIN an der Gegenkortikalis abstützen muss und der kurzen, intramedulären Verlaufsstrecke bis zum Frakturspalt am dia-metaphysäre Übergang, verkippt das distale Frakturfragment aufgrund der Rückstellkräfte des elastischen Nagels. Die MatrixRIB- Klinge ist eine intramedulläre Osteosynthese, die nicht auf einem elastisch-stabilen Konzept mittels 3-Punkt-Abstützung, sondern auf einer winkelstabilen Fixierung des intramedulären Kraftträgers beruht. Der Operationszugang erfolgt, analog wie bei der ESIN-Technik, am lateralen, distalen Radius. Verletzungen des sensiblen Nerven N. radialis superficialis sind daher ebenfalls mögliche Komplikationen. Die MatrixRIB- Klinge ist so konzipiert, dass eine winkelstabile Fixierung distal des Frakturspaltens erfolgt. Um die distale

radiale Wachstumsfuge sicher zu schonen, eignet sich das Implantat daher nur für Frakturen am dia-metaphysäre Übergang und nicht für metaphysäre Frakturformen. Darauf sollte in der präoperativen Operationsplanung unbedingt geachtet werden, und der Abstand zwischen Frakturspalt und Wachstumsfuge sollte mindestens 35 mm betragen.

## 9 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit ist die erste Studie, die die MatrixRIB-Klinge als minimalinvasives Osteosynthesystem mit den bisher verwendeten Osteosyntheseverfahren ESIN und Kirschner-Draht für die Anwendung bei distalen Radiusfrakturen am dia-metaphysären Übergang vergleicht. Die vorliegende Arbeit ist bislang auch die einzige Arbeit, die an einem Frakturmodell mit frischen Hundeknochen verschiedene Osteosyntheseverfahren am dia-metaphysären Übergang untersucht. Neben Achsabweichung und Versatz der Frakturfragmente konnten spezifische Schwachstellen und mögliche Komplikationen bei der Implantation der untersuchten Systeme aufgezeigt werden. Der operative Zugang für die Implantation der MatrixRIB - Klinge ist vergleichsweise ähnlich wie bei der ESIN-Methode. Die MatrixRIB - Klinge zeigte hinsichtlich Achsabweichung und Frakturversatz eine geringere Abweichung im Vergleich zur ESIN-Methode und im Vergleich zur Kirschner-Draht-Osteosynthese. Um eine sichere metaphysäre Schraubenlage zu gewährleisten ohne das Risiko einer Verletzung der distalen radialen Wachstumsfuge, eignet sich das MatrixRIB - System aufgrund der Länge der Klinge lediglich für die Versorgung von Frakturen am dia-metaphysären Übergang. An dieser Lokalisation wiederum eignen sich das ESIN- und Kirschner-Draht-Verfahren nur sehr eingeschränkt. Aufgrund der kurzen Distanz zwischen Eintrittspunkt des ESIN und des Frakturspalts am dia-metaphysären Übergang, verläuft der Nagel nur über eine kurze Strecke, ohne Abstützung an der Gegenkortikalis vor Kreuzung des Frakturspaltes. Da es sich bei der ESIN Methode um eine immobilisationsfreie dynamisch-elastische Stabilisierung handelt, kann das Prinzip einer 3-Punkt-Abstützung (1, 209) nur bedingt zum Tragen kommen. Hieraus kann eine Achsabweichung der Fraktur und eine Rotationsinstabilität im Frakturspalt resultieren (1). Das Einbringen von Kirschner-Drähten über den Processus styloideus ulnae ist technisch schwierig, da der Frakturspalt am dia-metaphysären Übergang liegt, wo sich der Radius konkav zum Schaft hin verjüngt. Eine Verankerung in der Gegenkortikalis ist bei einer steil verlaufenden Bohrdraht-Osteosynthese eine schwer umzusetzende Herausforderung. Um eine ausreichende Axial- und Torsionsstabilität bei der starren Kirschner-Draht-Osteosynthese zu erzielen, müssen mindestens zwei Drähte über Kreuz verlaufen, wobei sich die Drähte nicht im Frakturspalt kreuzen dürfen, oder parallel mit ausreichendem Abstand eingebracht werden. Hinsichtlich der Anwendung für die Frakturversorgung am dia-metaphysären Übergang konnte gezeigt werden, dass die MatrixRIB- Klinge als Osteosynthese eine Alternative zu den bisherigen

Techniken bei offenen Wachstumsfugen darstellt. Um die Frage zu beantworten, ob die MatrixRIB- Klinge bezüglich Axial- und Torsionsstabilität der ESIN und Bohrdraht-Osteosynthese gleichwertig oder sogar überlegen ist, wäre ein direkter biomechanischer Vergleich der Verfahren notwendig. Ob sich das neue Implantat als Routineverfahren im Vergleich für die Versorgung der distalen Radiusfraktur am dia-metaphysären Übergang eignet, muss darüber hinaus in klinischen Studien untersucht werden.

# 10 Literaturverzeichnis

1. Lieber J, Sommerfeldt DW. Die diaphyseale Unterarmfraktur im Kindesalter. Pitfalls und Empfehlungen in der Behandlung. *Der Unfallchirurg*. 2011;114(4):292–9.
2. Joulié S, Laville JM, Salmeron F. Posteromedial elastic stable intra-medullary nailing (ESIN) in volarly displaced metaphyso-diaphyseal distal radius fractures in child. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2011;97(3):330–4.
3. Rodríguez-Merchán EC. Pediatric Fractures of the Forearm. *Clinical orthopaedics and related research*. 2005;432:65-72 10.1097/01.blo.0000156480.76450.04.
4. von Laer L, Kraus R, E LW. Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter, 6. überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Thieme; 2012.
5. Hedstrom EM, Svensson O, Bergstrom U, Michno P. Epidemiology of fractures in children and adolescents. *Acta orthopaedica*. 2010;81(1):148-53.
6. Reckling FW. Unstable fracture-dislocations of the forearm (Monteggia and Galeazzi lesions). *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64(6):857-63.
7. Schmitzenbecher PP. State-of-the-art treatment of forearm shaft fractures. *Injury*. 2005;36 Suppl 1:A25-34.
8. Walsh SS, Jarvis SN, Towner EM, Aynsley-Green A. Annual incidence of unintentional injury among 54,000 children. *Injury prevention : journal of the International Society for Child and Adolescent Injury Prevention*. 1996;2(1):16-20.
9. Rockwood CA, Wilkins KE. Rockwood and Wilkins' fractures in children. 7th Edition ed. Beaty JH, Kasser JR, editors. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. 1062 p p.
10. Landin LA. Epidemiology of children's fractures. *Journal of pediatric orthopedics Part B*. 1997;6(2):79-83.
11. Spady DW, Saunders DL, Schopflicher DP, Svenson LW. Patterns of injury in children: a population-based approach. *Pediatrics*. 2004;113(3 Pt 1):522-9.
12. Cooper C, Dennison EM, Leufkens HG, Bishop N, van Staa TP. Epidemiology of childhood fractures in Britain: a study using the general practice research database. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*. 2004;19(12):1976-81.
13. Rennie L, Court-Brown CM, Mok JY, Beattie TF. The epidemiology of fractures in children. *Injury*. 2007;38(8):913-22.
14. Mizuta T, Benson WM, Foster BK, Paterson DC, Morris LL. Statistical analysis of the incidence of physeal injuries. *J Pediatr Orthop*. 1987;7(5):518-23.
15. de Putter CE, van Beeck EF, Looman CW, Toet H, Hovius SE, Selles RW. Trends in wrist fractures in children and adolescents, 1997-2009. *The Journal of hand surgery*. 2011;36(11):1810-5 e2.
16. Lyons RA, Sellstrom E, Delahunty AM, Loeb M, Varilo S. Incidence and cause of fractures in European districts. *Archives of disease in childhood*. 2000;82(6):452-5.
17. Randsborg PH, Gulbrandsen P, Saltyte Bentz J, Sivertsen EA, Hammer OL, Fuglesang HF, et al. Fractures in children: epidemiology and activity-specific fracture rates. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95(7):e42.
18. Wood AM, Robertson GA, Rennie L, Caesar BC, Court-Brown CM. The epidemiology of sports-related fractures in adolescents. *Injury*. 2010;41(8):834-8.
19. Monroe KW, Thrash C, Sorrentino A, King WD. Most common sports-related injuries in a pediatric emergency department. *Clinical pediatrics*. 2011;50(1):17-20.
20. Sasaki K, Takagi M, Ida H, Yamakawa M, Ogino T. Severity of upper limb injuries in snowboarding. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 1999;119(5-6):292-5.
21. Benninghoff A, Drenckhahn D. Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem. *Anatomie*. 17., durchges. Aufl. ed2008. XI, 956 S. p.

22. Kahle W, Leonhardt H, Platzer W. Taschenatlas der Anatomie : für Studium und Praxis: in 3 Bänden [zsgeb.]. 6., überarb. Aufl. ed. Stuttgart: Thieme; 1991. [1206] S. in getr. Zählung. p.
23. Maschke SD, Evans PJ, Schub D, Drake R, Lawton JN. Radiographic evaluation of dorsal screw penetration after volar fixed-angle plating of the distal radius: a cadaveric study. *Hand*. 2007;2(3):144-50.
24. Merle M, Rehart S. *Chirurgie der Hand*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2009.
25. Zumhasch R, Wagner M, Klausch S. *Anatomie und Biomechanik der Hand: Anatomie und Biomechanik für Handchirurgen*. Stuttgart: Thieme Georg Verlag; 2012. 104p p.
26. Pechlaner S, Hussl H. [Complex trauma of the hand]. *Der Orthopade*. 1998;27(1):11-6.
27. Schmitt R, Lanz U. *Bildgebende Diagnostik der Hand*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2008. 590 p. p.
28. Palmer AK, Werner FW. The triangular fibrocartilage complex of the wrist--anatomy and function. *The Journal of hand surgery*. 1981;6(2):153-62.
29. Tsai PC, Paksima N. The distal radioulnar joint. *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases*. 2009;67(1):90-6.
30. Fernandez DL, Palmer AK. Fractures of the distal radius. In: Green D, Hotchkiss R, Pederson W, editors. *Green's Operative Hand Surgery*. New York: Churchill-Livingstone; 1999. p. 929–85.
31. Kapandji A. [Biomechanics of the carpus and the wrist]. *Annales de chirurgie de la main : organe officiel des societes de chirurgie de la main*. 1987;6(2):147-69.
32. Martin BF. The oblique cord of the forearm. *Journal of anatomy*. 1958;92(4):609-15.
33. Siebert HR, Klönz A. [Fracture of the distal radius]. *Unfallchirurg*. 2005;108(2):135-52; quiz 53.
34. Hafner R, Poznanski AK, Donovan JM. Ulnar variance in children--standard measurements for evaluation of ulnar shortening in juvenile rheumatoid arthritis, hereditary multiple exostosis and other bone or joint disorders in childhood. *Skeletal radiology*. 1989;18(7):513-6.
35. Rikli DA, Regazzoni P. Fractures of the distal end of the radius treated by internal fixation and early function. A preliminary report of 20 cases. *J Bone Joint Surg Br*. 1996;78(4):588-92.
36. af Ekenstam F. Anatomy of the distal radioulnar joint. *Clinical orthopaedics and related research*. 1992(275):14-8.
37. Gelberman RH, Salamon PB, Jurist JM, Posch JL. Ulnar variance in Kienbock's disease. *J Bone Joint Surg Am*. 1975;57(5):674-6.
38. von Laer L, Kraus R, E LW. *Wachstum und Wachstumsstörungen. Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter*, 6 überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Thieme; 2012. p. 16-25.
39. Lacroix P. [Bone and the mechanisms of its formation; morphologic study]. *Journal de physiologie*. 1951;43(3):385-424.
40. Ligier JN. Biomechanics of FIN. In: Lascombes P, editor. *Flexible Intramedullary Nailing in Children The Nancy University Manual*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2010. p. 19-24.
41. Xian CJ, Foster BK. The Biologic Aspects of Children's Fractures. In: Beaty JH, Kasser JR, editors. *Rockwood and Wilkins' fractures in children*. 7th Edition ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. p. 18-44.
42. McKibbin B. The biology of fracture healing in long bones. *J Bone Joint Surg Br*. 1978;60-B(2):150-62.
43. Ogden JA, McCarthy SM. Radiology of postnatal skeletal development. VIII. Distal tibia and fibula. *Skeletal radiology*. 1983;10(4):209-20.
44. Ballock RT, Regis J. Growth and Development of the Skeleton. In: Einhorn TA, Regis J, Buckwalter JA, editors. *Orthopaedic Basic Science Third Edition*. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2007. p. 115-29.
45. Ogden JA. Chondro-osseous development and growth. Urist MR, editor. Philadelphia: Lippincott; 1980. 416 p.
46. Ogden JA. Skeletal growth mechanism injury patterns. In: Uthoff HK, Wiley JJ, editors. *Behavior of the Growth Plate*. New York: Raven Press; 1988. p. 85-96.
47. Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone biology. II: Formation, form, modeling, remodeling, and regulation of cell function. *Instructional course lectures*. 1996;45:387-99.



48. Iannotti J, Goldstein S, Kuhn J, Lipiello L, Kaplan F, Zaleske D. The formation and growth of skeletal tissue. In: Buckwalter J, Einhorn T, SR S, editors. *Orthopaedic Basic Science Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2000.
49. Draenert K, Draenert Y. [The significance of blood vessels on both sides of the growth plate]. *Der Orthopade*. 1995;24(5):394-401.
50. Rockwood CA, Wilkins KE. Rockwood and Wilkins' fractures in children. 7th Edition ed. Beaty JH, Kasser JR, editors. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. 1062 p.
51. Trueta J, Amato VP. The vascular contribution to osteogenesis. III. Changes in the growth cartilage caused by experimentally induced ischaemia. *J Bone Joint Surg Br*. 1960;42-B:571-87.
52. Trueta J, Caladias AX. A Study of the Blood Supply of the Long Bones. *Surgery, gynecology & obstetrics*. 1964;118:485-98.
53. Morscher E. [Post-traumatic cone-shaped epiphysis]. *Archiv fur orthopadische und Unfall-Chirurgie*. 1967;61(2):128-36.
54. Rockwood CA, Wilkins KE. Rockwood and Wilkins' fractures in children. In: Beaty JH, Kasser JR, editors. 7th Edition ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. p. Fig. 2-6, 21.
55. von Laer L. *Skeletttraumata im Wachstumsalter*. Heidelberg, Berlin: Springer-Verlag; 1983.
56. Slongo TF, Audige L, Group AOPC. Fracture and dislocation classification compendium for children: the AO pediatric comprehensive classification of long bone fractures (PCCF). *J Orthop Trauma*. 2007;21(10 Suppl):S135-60.
57. Currey JD. *The Structure of Bone Tissue*. *Bones: Structure and Mechanics*. New Jersey: Princeton University Press; 2006. p. 20-3.
58. Speer DP. Collagenous architecture of the growth plate and perichondrial ossification groove. *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64(3):399-407.
59. Schneider F, Raith J. Osteochondrosen im Kindes- und Jugendalter. In: Weinberg A, Tscherne H, editors. *Unfallchirurgie im Kindesalter*. Heidelberg: Springer; 2006. p. 993-1020.
60. Werner FW. Force Analysis. In: An K-N, Berger RA, Cooney WP, editors. *Biomechanics of the Wrist Joint*. London: Spinger; 2011. p. 190.
61. An KN, Chao EY, Cooney WP, Linscheid RL. Forces in the normal and abnormal hand. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1985;3(2):202-11.
62. Putnam MD, Meyer NJ, Nelson EW, Gesensway D, Lewis JL. Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: implications for postfracture rehabilitation. *The Journal of hand surgery*. 2000;25(3):469-75.
63. Trumble T, Glisson RR, Seaber AV, Urbaniak JR. Forearm force transmission after surgical treatment of distal radioulnar joint disorders. *The Journal of hand surgery*. 1987;12(2):196-202.
64. Werner FW, Palmer AK, Fortino MD, Short WH. Force transmission through the distal ulna: effect of ulnar variance, lunate fossa angulation, and radial and palmar tilt of the distal radius. *The Journal of hand surgery*. 1992;17(3):423-8.
65. Shaaban H, Giakas G, Bolton M, Williams R, Wicks P, Scheker LR, et al. The load-bearing characteristics of the forearm: pattern of axial and bending force transmitted through ulna and radius. *Journal of hand surgery*. 2006;31(3):274-9.
66. Viegas SF, Patterson R, Peterson P, Roefs J, Tencer A, Choi S. The effects of various load paths and different loads on the load transfer characteristics of the wrist. *The Journal of hand surgery*. 1989;14(3):458-65.
67. Birkbeck DP, Failla JM, Hoshaw SJ, Fyhrie DP, Schaffler M. The interosseous membrane affects load distribution in the forearm. *The Journal of hand surgery*. 1997;22(6):975-80.
68. Frykman G. Fracture of the distal radius including sequelae--shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint and impairment of nerve function. A clinical and experimental study. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1967;Suppl 108:3+.
69. Marzi I. Frakturklassifikationen im Kindesalter. In: Marzi I, editor. *Kindertraumatologie*. Darmstadt: Steinkopff Verlag; 2006. p. 23.
70. Kuner E, Schlosser V. Frakturen am distalen Unterarm. In: Kuner E, Schlosser V, editors. *Traumatologie*. 5. Auflage. Stuttgart: Thieme; 1995. p. 333-43.

71. Pechlaner S, Kathrein A, Gabl M, Lutz M, Angermann P, Zimmermann R, et al. [Distal radius fractures and concomitant lesions. Experimental studies concerning the pathomechanism]. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie : Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie : Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Mikrochirurgie der Peripheren Nerven und Gefäße* 2002;34(3):150-7.
72. Agee JM, Szabo RM, Chidgey LK, King FC, Kerfoot C. Treatment of comminuted distal radius fractures: an approach based on pathomechanics. *Orthopedics*. 1994;17(12):1115-22.
73. Weise K. Knöchelverletzungen am Unterarm. In: Wirth C, Mutschler W, editors. *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2009. p. 879-91.
74. van Leeuwen PA, Reynders PA, Rommens PM, Broos PL. Operative treatment of Smith-Goyrand fractures. *Injury*. 1990;21(6):358-60.
75. Slongo T, Audigé L. AO-Klassifikation für Frakturen im Kindesalter. In: Marzi I, editor. *Kindertraumatologie*. Darmstadt: Steinkopff Verlag; 2006. p. 30-3.
76. Schneidmüller D, von Laer L. Li-La-Klassifikation für Frakturen im Kindesalter. In: Marzi I, editor. *Kindertraumatologie*. Darmstadt: Steinkopff Verlag; 2006. p. 23-9.
77. Poland J. Traumatic separation of the epiphyses: Smith, Elder; 1898.
78. Aitken AP. Fractures of the epiphyses. *Clinical orthopaedics and related research*. 1965;41:19-23.
79. Salter RB, Harris WR. Injuries Involving the Epiphyseal Plate. *J Bone Joint Surg Am*. 1963;45(3):587-622.
80. Rikli DA, Baierlein SA. Distaler Radius und distale Ulna. In: Baierlein SA, editor. *Frakturklassifikationen*. Stuttgart: Thieme; 2011. p. 44-51.
81. Wilkins KE. Principles of fracture remodeling in children. *Injury*. 2005;36 Suppl 1:A3-11.
82. Yamagishi M, Yoshimura Y. The biomechanics of fracture healing. *J Bone Joint Surg Am*. 1955;37-A(5):1035-68.
83. Sandberg MM, Aro HT, Vuorio EI. Gene expression during bone repair. *Clinical orthopaedics and related research*. 1993(289):292-312.
84. Rhinelander FW. Tibial blood supply in relation to fracture healing. *Clinical orthopaedics and related research*. 1974(105):34-81.
85. Schenk RK, Willenegger HR. [Histology of primary bone healing: modifications and limits of recovery of gaps in relation to extent of the defect (author's transl)]. *Unfallheilkunde*. 1977;80(5):155-60.
86. Perren SM. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clinical orthopaedics and related research*. 1979(138):175-96.
87. Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1997;15(4):577-84.
88. Murray DW, Wilson-MacDonald J, Morscher E, Rahn BA, Kaslin M. Bone growth and remodelling after fracture. *J Bone Joint Surg Br*. 1996;78(1):42-50.
89. Marzi I. Knochenwachstum und Knochenheilung. In: Marzi I, editor. *Kindertraumatologie*. Darmstadt: Steinkopff Verlag; 2006. p. 3-13.
90. Johnson A. Fracture Healing. In: Fossum T, Dewey C, Horn C, Johnson A, MacPhail C, Radlinsky M, et al., editors. *Small Animal Surgery*. St. Louis: Elsevier, Mosby; 2012. p. 1093-106.
91. von Laer L, Kraus R, Linhart W. Konsolidation und Konsolidationsstörungen. In: von Laer L, Kraus R, Linhart W, editors. *Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter*. 5. Auflage. Stuttgart: Thieme 2007. p. 20-6.
92. Leucht P, Kim J-B, Helms J. Cellular and Molecular Foundation for Fracture Healing in Children. *Eur J Trauma*. 2005;31(2):90-104.
93. Xian CJ, Foster BK. Fracture Repair. In: Beaty JH, Kasser JR, editors. *Rockwood and Wilkins' fractures in children*. 7th Edition ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. p. 35-40.
94. Hahn MP, Ostermann PA, Richter D, Muhr G. [Pseudarthroses in childhood]. *Der Orthopäde*. 1996;25(5):470-7.

95. Aegerter EE. The possible relationship of neurofibromatosis, congenital pseudarthrosis, and fibrous dysplasia. *J Bone Joint Surg Am.* 1950;32-A(3):618-26.
96. Crawford AH, Jr., Bagamery N. Osseous manifestations of neurofibromatosis in childhood. *J Pediatr Orthop.* 1986;6(1):72-88.
97. Gruber R, von Laer LR. [The etiology of the refracture of the forearm in childhood (author's transl)]. *Aktuelle Traumatologie.* 1979;9(5):251-9.
98. von Laer L, Kraus R, E LW. *Konsolidation und Konsolidationsstörung. Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter, 6 überarbeitete und erweiterte Auflage.* Stuttgart, New York: Thieme; 2012. p. 34-40.
99. Ogden JA. Skeletal growth mechanism injury patterns. *J Pediatr Orthop.* 1982;2(4):371-7.
100. Kuentscher G. [the Treatment of Pseudarthrosis in Childhood]. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie vereinigt mit Deutsche Zeitschrift für Chirurgie.* 1963;304:610-6.
101. Kato T, Kawaguchi H, Hanada K, Aoyama I, Hiyama Y, Nakamura T, et al. Single local injection of recombinant fibroblast growth factor-2 stimulates healing of segmental bone defects in rabbits. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society.* 1998;16(6):654-9.
102. Klein-Nulend J, Louwse RT, Heyligers IC, Wuisman PI, Semeins CM, Goei SW, et al. Osteogenic protein (OP-1, BMP-7) stimulates cartilage differentiation of human and goat perichondrium tissue in vitro. *Journal of biomedical materials research.* 1998;40(4):614-20.
103. Joyce ME, Jingushi S, Scully SP, Bolander ME. Role of growth factors in fracture healing. *Progress in clinical and biological research.* 1991;365:391-416.
104. Joyce ME, Jingushi S, Bolander ME. Transforming growth factor-beta in the regulation of fracture repair. *The Orthopedic clinics of North America.* 1990;21(1):199-209.
105. Laurer H, Sander A, Wutzler S, Walcher F, Marzi I. Therapieprinzipien distaler Unterarmfrakturen im Kindesalter. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin.* 2009;80(11):1042-52.
106. Berg EE. Pediatric distal double bone forearm fracture remodeling. *Orthopaedic nursing / National Association of Orthopaedic Nurses.* 2005;24(1):55-9.
107. Friberg KS. Remodelling after distal forearm fractures in children. III. Correction of residual angulation in fractures of the radius. *Acta orthopaedica Scandinavica.* 1979;50(6 Pt 2):741-9.
108. von Laer L, Hasler C. [Spontaneous corrections, growth disorders and post-traumatic deformities after fractures in the area of the forearm of the growing skeleton]. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie : Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie : Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Mikrochirurgie der Peripheren Nerven und Gefäße* 2000;32(4):231-41.
109. Rathien KE, Birch JG. Physeal Injuries and Growth Disturbances. In: Rockwood CA, Wilkins KE, editors. *Rockwood and Wilkins' fractures in children.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. p. 91-120.
110. Rockwood CA, Wilkins KE. *Rockwood and Wilkins' fractures in children.* In: Beaty JH, Kasser JR, editors. 7th Edition ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. p. 91-121.
111. Hogstrom H, Nilsson BE, Willner S. Correction with growth following diaphyseal forearm fracture. *Acta orthopaedica Scandinavica.* 1976;47(3):299-303.
112. Wolff J. *Das Gesetz der transformation der knochen.* Leipzig: Hirschwald; 1892.
113. Roux W. *Der züchtende kampf der teile, oder die 'teilauslese' im organismus (theorie der 'funktionellen Anpassung').* Leipzig: Wilhelm Engelmann; 1881.
114. von Laer L. The fracture of the proximal end of the radius in adolescence. *Archives of orthopaedic and trauma surgery.* 1982;99(3):167-74.
115. Friberg KS. Remodelling after distal forearm fractures in children. II. The final orientation of the distal and proximal epiphyseal plates of the radius. *Acta orthopaedica Scandinavica.* 1979;50(6 Pt 2):731-9.
116. Ploss C, Marzi I. Unterarm. In: Marzi I, editor. *Kindertraumatologie.* Darmstadt: Steinkopff Verlag; 2006. p. 202-23.

117. Schmittenebecher P. Proximaler Radius und Olekranon. In: Marzi I, editor. Kindertraumatologie. Darmstadt: Steinkopff Verlag; 2006. p. 181-99.
118. Linhart WE, von Laer L. [General considerations in the management of paediatric injuries]. *Der Orthopäde*. 2005;34(11):1169-84, quiz 85.
119. Houshian S, Holst AK, Larsen MS, Torfing T. Remodeling of Salter-Harris type II epiphyseal plate injury of the distal radius. *J Pediatr Orthop*. 2004;24(5):472-6.
120. von Laer L, Kraus R, E LW. Frakturen im Bereich des Vorderarmschaftes. Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter, 6 überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Thieme; 2012. p. 192-239.
121. Schmittenebecher PP, Dietz HG, Uhl S. [Late results of forearm fractures in childhood]. *Unfallchirurg*. 1991;94(4):186-90.
122. Wurfel AM, Voigt A, Linke F, Hofmann von Kap-herr S. [New aspects in the treatment of complete and isolated diaphyseal fracture of the forearm in childhood]. *Unfallchirurg*. 1995;21(2):70-6.
123. Kuderna H. [Connection between deviated axis and impaired function after fractures of the forearm (author's transl)]. *Unfallchirurgie*. 1980;6(1):7-13.
124. Tarr RR, Garfinkel AI, Sarmiento A. The effects of angular and rotational deformities of both bones of the forearm. An in vitro study. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(1):65-70.
125. Matthews LS, Kaufer H, Garver DF, Sonstegard DA. The effect on supination-pronation of angular malalignment of fractures of both bones of the forearm. *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64(1):14-7.
126. Sarmiento A, Ebramzadeh E, Brys D, Tarr R. Angular deformities and forearm function. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 1992;10(1):121-33.
127. Huber RI, Keller HW, Huber PM, Rehm KE. Flexible intramedullary nailing as fracture treatment in children. *J Pediatr Orthop*. 1996;16(5):602-5.
128. Larsen E, Vittas D, Torp-Pedersen S. Remodeling of angulated distal forearm fractures in children. *Clinical orthopaedics and related research*. 1988(237):190-5.
129. Brouwer KJ, Molenaar JC, van Linge B. Rotational deformities after femoral shaft fractures in childhood. A retrospective study 27-32 years after the accident. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1981;52(1):81-9.
130. Buchholz IM, Bolhuis HW, Broker FH, Gratama JW, Sackers RJ, Bouma WH. Overgrowth and correction of rotational deformity in 12 femoral shaft fractures in 3-6-year-old children treated with an external fixator. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 2002;73(2):170-4.
131. Laer L. Schicksal und klinische Bedeutung des posttraumatischen Rotationsfehlers nach Oberschenkelchaftfrakturen im Wachstumsalter. In: Blauth W, Ulrich H-W, editors. *Spätergebnisse in der Orthopädie*: Springer Berlin Heidelberg; 1986. p. 437-9.
132. Oberhammer J. Degree and frequency of rotational deformities after infant femoral fractures and their spontaneous correction. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 1980;97(4):249-55.
133. Nilsson BE, Obrant K. The range of motion following fracture of the shaft of the forearm in children. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1977;48(6):600-2.
134. Kay S, Smith C, Oppenheim WL. Both-bone midshaft forearm fractures in children. *J Pediatr Orthop*. 1986;6(3):306-10.
135. Price CT, Scott DS, Kurzner ME, Flynn JC. Malunited forearm fractures in children. *J Pediatr Orthop*. 1990;10(6):705-12.
136. Mehlman CT, Wall EJ. Injuries to the Shafts of the Radius and Ulna. In: Beaty JH, Kasser JR, editors. *Rockwood and Wilkins' fractures in children*. 7th Edition ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. p. 347-404.
137. Jonasch E. *Knochenbruchbehandlung bei Kindern*. Berlin: Walter De Gruyter; 1982.
138. Mayer V, Marchisello PJ. Traumatic partial arrest of tibial physis. *Clinical orthopaedics and related research*. 1984(183):99-104.
139. Laer L. Beinlängendifferenzen und Rotationsfehler nach Oberschenkelchaftfrakturen im Kindesalter. *Arch orthop Unfall-Chir*. 1977;89(2):121-37.

140. Trueta J, Buhr AJ. The Vascular Contribution to Osteogenesis. V. The Vasculature Supplying the Epiphysial Cartilage in Rachitic Rats. *J Bone Joint Surg Br.* 1963;45:572-81.
141. Breitfuß H, Weinberg A, Muhr G. Wachstumsphänomene bei Frakturen im Kindesalter: Spontankorrekturen und Wachstumsstörungen. In: Weinberg A, Tscherne H, editors. *Tscherne Unfallchirurgie im Kindesalter.* Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag; 2006. p. 39-49.
142. von Laer L, Kraus R, Linhart W. Frakturen im Bereich des Vorderarmschaftes. In: von Laer L, Kraus R, Linhart W, editors. *Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter.* 5. Auflage. Stuttgart: Thieme 2007. p. 209-22.
143. Wessel L, Adrian M, Sommerfeldt D. Distale Radiusfrakturen – AFIC-Studie mit Vorstellung des Studienprotokolls. 131 Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie; 21.03.2014; Berlin. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2014.
144. Johari AN, Sinha M. Remodeling of forearm fractures in children. *Journal of pediatric orthopedics Part B.* 1999;8(2):84-7.
145. Ploss CM, I. Unterarm. In: Marzi I, editor. *Kindertraumatologie.* Darmstadt: Steinkopff Verlag; 2006. p. 201-23.
146. Ploegmakers JJ, Verheyen CC. Acceptance of angulation in the non-operative treatment of paediatric forearm fractures. *Journal of pediatric orthopedics Part B.* 2006;15(6):428-32.
147. Täger G, Podleska LE, Ruchholtz S, Sommerfeldt D, Nast-Kolb D. Epiphysennahe Frakturen bei Kindern. *Der Unfallchirurg.* 2007;110(10):867-83.
148. Waters PM, Bae DS. *Rockwood and Wilkins' fractures in children.* 7th Edition ed. Beaty JH, Kasser JR, editors. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2013. 1062 p.
149. Slongo TF. The choice of treatment according to the type and location of the fracture and the age of the child. *Injury.* 2005;36 Suppl 1:A12-9.
150. Voto SJ, Weiner DS, Leighley B. Use of pins and plaster in the treatment of unstable pediatric forearm fractures. *J Pediatr Orthop.* 1990;10(1):85-9.
151. Yung PS, Lam CY, Ng BK, Lam TP, Cheng JC. Percutaneous transphyseal intramedullary Kirschner wire pinning: a safe and effective procedure for treatment of displaced diaphyseal forearm fracture in children. *J Pediatr Orthop.* 2004;24(1):7-12.
152. Böhler J. Gelenknahe Frakturen des Unterarmes. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin.* 1969;40(5):198-203.
153. Willenegger H, Guggenbühl A. Zur operativen Behandlung von distalen Radiusfrakturen. *Helv chir Acta.* 1959;26:81-94.
154. Naidu SH, Capo JT, Moulton M, Ciccone W, 2nd, Radin A. Percutaneous pinning of distal radius fractures: a biomechanical study. *The Journal of hand surgery.* 1997;22(2):252-7.
155. Kapandji A. [Internal fixation by double intrafocal plate. Functional treatment of non articular fractures of the lower end of the radius (author's transl)]. *Annales de chirurgie.* 1976;30(11-12):903-8.
156. Tsai WC, Lin SC, Hsiao CC, Lu TW, Chao CK, Liu HC. Biomechanical analysis of distal radius fractures using intramedullary Kirschner wires. *Medical engineering & physics.* 2009;31(2):182-7.
157. Schneiders W, Elenz J, Rehberg S, Rein S, Rammelt S, Zwipp H, et al. [Long-term results after Kirschner wire pinning of distal radius fractures]. *Unfallchirurg.* 2012;115(1):38-46.
158. Agee JM. Application of multiplanar ligamentotaxis to external fixation of distal radius fractures. *The Iowa orthopaedic journal.* 1994;14:31-7.
159. Ahlborg HG, Josefsson PO. Pin-tract complications in external fixation of fractures of the distal radius. *Acta orthopaedica Scandinavica.* 1999;70(2):116-8.
160. Weber SC, Szabo RM. Severely comminuted distal radial fracture as an unsolved problem: complications associated with external fixation and pins and plaster techniques. *The Journal of hand surgery.* 1986;11(2):157-65.
161. El Hayek T, Daher AA, Meouchy W, Ley P, Chammas N, Griffet J. External fixators in the treatment of fractures in children. *Journal of pediatric orthopedics Part B.* 2004;13(2):103-9.
162. Rush LV, Rush HL. Evolution of medullary fixation of fractures by the longitudinal pin. *American journal of surgery.* 1949;78(3):324-33.

163. Ligier JN, Metaizeau JP, Prévot J, Lascombes P. Elastic stable intramedullary pinning of long bone shaft fractures in children. *Zeitschrift für Kinderchirurgie : organ der Deutschen, der Schweizerischen und der Österreichischen Gesellschaft für Kinderchirurgie = Surgery in infancy and childhood*. 1985;40(4):209–12.
164. Dietz HG, Schmittenbecher P, Slongo T, Wilkins KE. Case collection of forearm fractures. *AO Manual of Fracture Management Elastic Stable Intramedullary Nailing (ESIN) in Children*. Stuttgart, New York: Thieme; 2006. p. 71-109.
165. Lascombes P, Metaizeau JP. Surgical Technique: Basic Principles. In: Lascombes P, editor. *Flexible Intramedullary Nailing in Children The Nancy University Manual*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2010. p. 29-48.
166. Théorie et Pratique de l'ostéosynthèse. Robert Danis. Paris, Masson et Cie, 1949. 1100 francs1950 1950-07-01 00:00:00. 714- p.
167. Gondusky JS, Carney J, Erpenbach J, Robertson C, Mahar A, Oka R, et al. Biomechanical comparison of locking versus nonlocking volar and dorsal T-plates for fixation of dorsally comminuted distal radius fractures. *J Orthop Trauma*. 2011;25(1):44-50.
168. Vopat BG, Kane PM, Fitzgibbons PG, Got CJ, Katarincic JA. Complications associated with retained implants after plate fixation of the pediatric forearm. *J Orthop Trauma*. 2014;28(6):360-4.
169. Arora R, Lutz M, Hennerbichler A, Krappinger D, Espen D, Gabl M. Complications following internal fixation of unstable distal radius fracture with a palmar locking-plate. *J Orthop Trauma*. 2007;21(5):316-22.
170. Clement ND, Yousif F, Duckworth AD, Teoh KH, Porter DE. Retention of forearm plates: risks and benefits in a paediatric population. *J Bone Joint Surg Br*. 2012;94(1):134-7.
171. Mehling I, Muller LP, Delinsky K, Mehler D, Burkhart KJ, Rommens PM. Number and locations of screw fixation for volar fixed-angle plating of distal radius fractures: biomechanical study. *The Journal of hand surgery*. 2010;35(6):885-91.
172. Peterson HA. Metallic implant removal in children. *J Pediatr Orthop*. 2005;25(1):107-15.
173. Beaupre GS, Csongradi JJ. Refracture risk after plate removal in the forearm. *J Orthop Trauma*. 1996;10(2):87-92.
174. Cullen MC, Roy DR, Giza E, Crawford AH. Complications of intramedullary fixation of pediatric forearm fractures. *J Pediatr Orthop*. 1998;18(1):14-21.
175. von Laer L, Kraus R, Linhart W. Frakturen im Bereich des Vorderarmschafts. In: von Laer L, Kraus R, Linhart W, editors. *Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter*. 5. Auflage. Stuttgart: Thieme 2007. p. 207-38.
176. Pearce AI, Richards RG, Milz S, Schneider E, Pearce SG. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *European cells & materials*. 2007;13:1-10.
177. Leader RW, Padgett GA. The genesis and validation of animal models. *The American journal of pathology*. 1980;101(3 Suppl):S11-6.
178. Aerssens J, Boonen S, Lowet G, Dequeker J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology*. 1998;139(2):663-70.
179. Kuhn JL, Goldstein SA, Ciarelli MJ, Matthews LS. The limitations of canine trabecular bone as a model for human: a biomechanical study. *Journal of biomechanics*. 1989;22(2):95-107.
180. Wang X, Mabrey JD, Agrawal CM. An interspecies comparison of bone fracture properties. *Bio-medical materials and engineering*. 1998;8(1):1-9.
181. Synthes. MatrixRIB. Stabile Osteosynthese normaler und osteoporotischer Rippen. Produkt Information. Oberdorf, Schweiz: Synthes; 2011. p. 3.
182. Wickler B, Pichl J, Hoffmann R. Minimalinvasive intramedulläre Osteosynthese der OSG Luxationsfraktur mit dem Matrix-Rippenplättchen als Versorgungsbeispiel eines neuen Therapiealgorithmus beim geriatrischen Hochrisikopatienten. *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2013)*; 2013; Berlin2013.
183. Cai H, Wang Z, Cai H. Prebending of a titanium elastic intramedullary nail in the treatment of distal radius fractures in children. *Int Surg*. 2014;99(3):269-75.

184. Du M, Han J. Antegrade elastic stable intramedullary nail fixation for paediatric distal radius diaphyseal metaphyseal junction fractures: A new operative approach. *Injury*. 2019;50(2):598-601.
185. Kim BS, Lee YS, Park SY, Nho JH, Lee SG, Kim YH. Flexible Intramedullary Nailing of Forearm Fractures at the Distal Metadiaphyseal Junction in Adolescents. *Clinics in orthopedic surgery*. 2017;9(1):101-8.
186. Lieber J, Schmid E, Schmittenebecher PP. Unstable diametaphyseal forearm fractures: transepiphyseal intramedullary Kirschner-wire fixation as a treatment option in children. *Eur J Pediatr Surg*. 2010;20(6):395-8.
187. Varga M, Jozsa G, Fadgyas B, Kassai T, Renner A. Short, double elastic nailing of severely displaced distal pediatric radial fractures: A new method for stable fixation. *Medicine (Baltimore)*. 2017;96(14):e6532.
188. Martini L, Fini M, Giavaresi G, Giardino R. Sheep model in orthopedic research: a literature review. *Comp Med*. 2001;51(4):292-9.
189. Neyt JG, Buckwalter JA, Carroll NC. Use of animal models in musculoskeletal research. *The Iowa orthopaedic journal*. 1998;18:118-23.
190. Nunamaker DM. Experimental models of fracture repair. *Clinical orthopaedics and related research*. 1998(355 Suppl):S56-65.
191. Zhu L, Ho H, Lu W, Leung F, Chow SP. A cadaveric model for biomechanical study of fixation methods for AO type C2 fractures of distal radius: design and testing with dorsal plating fixation. *Hand surgery : an international journal devoted to hand and upper limb surgery and related research : journal of the Asia-Pacific Federation of Societies for Surgery of the Hand*. 2002;7(2):279-83.
192. Taylor KF, Parks BG, Segalman KA. Biomechanical stability of a fixed-angle volar plate versus fragment-specific fixation system: cyclic testing in a C2-type distal radius cadaver fracture model. *The Journal of hand surgery*. 2006;31(3):373-81.
193. Rausch S, Klos K, Stephan H, Hoffmeier K, Gras F, Windolf M, et al. Evaluation of a polyaxial angle-stable volar plate in a distal radius C-fracture model--a biomechanical study. *Injury*. 2011;42(11):1248-52.
194. Osada D, Fujita S, Tamai K, Iwamoto A, Tomizawa K, Saotome K. Biomechanics in uniaxial compression of three distal radius volar plates. *The Journal of hand surgery*. 2004;29(3):446-51.
195. Trease C, McCliff T, Toby EB. Locking versus nonlocking T-plates for dorsal and volar fixation of dorsally comminuted distal radius fractures: a biomechanical study. *The Journal of hand surgery*. 2005;30(4):756-63.
196. Kamei S, Osada D, Tamai K, Kato N, Takai M, Kameda M, et al. Stability of volar locking plate systems for AO type C3 fractures of the distal radius: biomechanical study in a cadaveric model. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*. 2010;15(3):357-64.
197. Willis AA, Kutsumi K, Zobitz ME, Cooney WP, 3rd. Internal fixation of dorsally displaced fractures of the distal part of the radius. A biomechanical analysis of volar plate fracture stability. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(11):2411-7.
198. McCall TA, Conrad B, Badman B, Wright T. Volar versus dorsal fixed-angle fixation of dorsally unstable extra-articular distal radius fractures: a biomechanical study. *The Journal of hand surgery*. 2007;32(6):806-12.
199. Martineau PA, Waitayawinyu T, Malone KJ, Hanel DP, Trumble TE. Volar plating of AO C3 distal radius fractures: biomechanical evaluation of locking screw and locking smooth peg configurations. *The Journal of hand surgery*. 2008;33(6):827-34.
200. Kelley SP. (iv) The response of children to trauma. *Orthopaedics and Trauma*. 2009;24(1):29-41.
201. Tager G, Podleska LE, Ruchholtz S, Sommerfeldt D, Nast-Kolb D. [Fractures close to the epiphysis in children. Part I: upper extremities]. *Unfallchirurg*. 2007;110(10):867-82; quiz 83.
202. Thomas EM, Tuson KW, Browne PS. Fractures of the radius and ulna in children. *Injury*. 1975;7(2):120-4.

203. Ali AM, El-Alfy B, Attia H. Is there a safe zone to avoid superficial radial nerve injury with Kirschner wire fixation in the treatment of distal radius? A cadaveric study. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2014;5(4):240-4.
204. A.J. R, M.S. S, H. E. Applied anatomy of the superficial branch of the radial nerve. *Clinical anatomy*. 2008;21(1):38-45.
205. Aribit F, Laville JM. [Postero-medial elastic stable intramedullary nailing for anteriorly displaced distal diaphyso-metaphyseal fractures of the radius in children]. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*. 1999;85(8):858-60.
206. Immerman I, Bechtel C, Yildirim G, Heller Y, Walker PS, Egol KA. Stability of the posteromedial fragment in a tibial plateau fracture. *The journal of knee surgery*. 2013;26(2):117-26.
207. Hackl M, Wegmann K, Lappen S, Helf C, Burkhart KJ, Muller LP. The course of the posterior interosseous nerve in relation to the proximal radius: is there a reliable landmark? *Injury*. 2015;46(4):687-92.
208. Noonan KJ, Price CT. Forearm and distal radius fractures in children. *J Am Acad Orthop Surg*. 1998;6(3):146-56.
209. Lascombes P, Haumont T, Journeau P. Use and abuse of flexible intramedullary nailing in children and adolescents. *J Pediatr Orthop*. 2006;26(6):827-34.
210. Metaizeau JP, Prevot J, Schmitt M. [Reduction and fixation of fractures of the neck of the radius by centro-medullary pinning. Original technic]. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*. 1980;66(1):47-9.
211. Korhonen L, Perhomaa M, Kyro A, Pokka T, Serlo W, Merikanto J, et al. Intramedullary nailing of forearm shaft fractures by biodegradable compared with titanium nails: Results of a prospective randomized trial in children with at least two years of follow-up. *Biomaterials*. 2018;185:383-92.
212. Wilkins KE. Operative management of children's fractures: is it a sign of impetuosity or do the children really benefit? *J Pediatr Orthop*. 1998;18(1):1-3.
213. Jordan RW, Westacott DJ. Displaced paediatric distal radius fractures--when should we use percutaneous wires? *Injury*. 2012;43(6):908-11.
214. Jordan RW, Westacott D, Srinivas K, Shyamalan G. Predicting redisplacement after manipulation of paediatric distal radius fractures: the importance of cast moulding. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2015;25(5):841-5.
215. Sommerfeldt DW. Distal fragment length (DFL) to total radial length (TRL) ratio as a decision-making tool in the treatment of forearm fractures during childhood and adolescence. *J Pediatr Orthop* (submitted). 2011.
216. Lascombes P, Haumont T. Both-Bone Forearm Fracture. In: Lascombes P, editor. *Flexible Intramedullary Nailing in Children The Nancy University Manual*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2010. p. 159-87.
217. Freese KP, Faulk LW, Palmer C, Baschal RM, Sibbel SE. A comparison of fixation methods in adolescent patients with diaphyseal forearm fractures. *Injury*. 2018;49(11):2053-7.
218. von Laer L, Kraus R, E LW. *Korrekturmechanismen des wachsenden Skeletts. Frakturen und Luxationen im Wachstumsalter, 5 überarbeitete und erweiterte Auflage*. Stuttgart, New York: Thieme; 2007. p. 12-9.
219. Täger G, Podleska LE, Ruchholtz S, Sommerfeldt D, Nast-Kolb D. Epiphysennahe Frakturen bei Kindern: Teil I: Obere Extremität. *Der Unfallchirurg*. 2007;110(10):867-82; quiz 83.
220. Metaizeau JP. [Retrograde centro-medullary pinning in fractures of the neck of the radius]. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*. 1987;73(6):480-1.



## 11 Anhang Datentabellen

	mm	
Canine 1	17	
Canine 2	18	
Canine 3	18	
Canine 4	16	
Canine 5	22	
Canine 6	19	
Canine 7	18	
Canine 8	23	
Canine 9	21	
Canine 10	15	
Mean	19	mm
SD	2,6	mm
Min	15	mm
Max	23	mm

Tabelle 9: Länge der Hautinzision über dem distalen Radius

	Unterarm mm	Radius (rML) mm
Canine 1	37	26
Canine 2	36	25
Canine 3	37	26
Canine 4	37	29
Canine 5	36	27
Canine 6	36	25
Canine 7	33	24
Canine 8	43	30
Canine 9	41	29
Canine 10	39	27
Mean	37	27
SD	2,9	2,0
Min	33	24
Max	43	30

Tabelle 10: Länge der Metaphyse am distalen Unterarm und Radius im Vergleich

	rEFL <sup>#</sup> mm	BEP <sup>§</sup> mm	Radio	rEFL <sup>#</sup> mm	rSFD <sup>+</sup> mm	Ratio	rEFL <sup>#</sup> mm	rESD <sup>x</sup> mm	Radio
Canine 1	28	12	2,4	28	31	0,9	28	-4,1	-6,8
Canine 2	24	17	1,4	24	28	0,9	24	0,0	0,0
Canine 3	39	11	3,7	39	25	1,6	39	12,1	3,2
Canine 4	36	8	4,7	36	21	1,7	36	14,6	2,5
Canine 5	25	4	5,6	25	30	0,8	25	-4,9	-5,1
Canine 6	45	11	4,1	45	29	1,6	45	19,7	2,3
Canine 7	39	9	4,3	39	26	1,5	39	12,7	3,1
Canine 8	43	9	4,9	43	28	1,5	43	17,1	2,5
Canine 9	37	9	4,0	37	29	1,3	37	16,2	2,3
Canine 10	36	9	4,2	36	22	1,7	36	14,7	2,5
Mean	37	9	mm		28	mm		13,65	mm
SD	7,3	3,3	mm		3,4	mm		9,2	mm
Min	24	4	mm		21	mm		-4,9	mm
Max	45	17	mm		31	mm		19,7	mm

Tabelle 11: <sup>#</sup>radial Epiphyseal Fracture Length (rEFL), <sup>§</sup>Blade Entry Point (BEP),  
<sup>+</sup>radial Screw Fracture Distance (rSFD), <sup>x</sup>radial Epiphyseal Screw Distance (rESD)