

Unfallchirurg 2019 · 122:256–269
<https://doi.org/10.1007/s00113-019-0636-6>
 Online publiziert: 21. März 2019
 © Der/die Autor(en) 2019

Redaktion

C. Krettek, Hannover



C. Krettek · N. Bruns

Medizinische Hochschule Hannover (MHH), Hannover, Deutschland

Aktueller Stand und neue Entwicklungen des 3D-Drucks in der Unfallchirurgie

Ähnlich wie in der Industrie verläuft medizinische Entwicklung im Allgemeinen und in der Unfallchirurgie im Besonderen nicht kontinuierlich, sondern in Schüben, getriggert und getragen von Schlüsselentwicklungen.

Solche Schlüsselentwicklungen waren in der Vergangenheit die Entwicklung von operativen Osteosyntheseverfahren, minimalinvasive Stabilisierungstechniken, intraoperative Bildgebung, Navigationsverfahren und andere. All diese Entwicklungen hatten richtungweisende Einflüsse auf Versorgungskonzepte.

3D-Druck (Synonyme „rapid prototyping“ oder „additive Fertigung“) spielt in der Industrie seit Jahren eine immer größere Rolle, findet bereits intensive Anwendung in der Zahnmedizin- und Kieferchirurgie [49] und wird auch in der muskuloskeletalen, insbesondere der Unfallchirurgie immer interessanter [10, 16, 17, 30, 38, 54, 61, 66, 68, 70, 72].

Es ist die tiefe Überzeugung der Autoren, dass 3D-Druck-Technologie („3D printing [3DP] technology“) die Unfallchirurgie in den nächsten Jahren ebenso intensiv und nachhaltig beeinflussen wird wie die beispielhaft genannten Entwicklungen der Vergangenheit. Die Literatur zu diesem Thema wächst, der Anteil aus dem deutschsprachigen Raum ist allerdings sehr gering und auf wenige Zentren beschränkt.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die vorhandene Literatur zusammenzutragen (■ Tab. 1 und 2) und in komprimierter Form darzustellen und zu bewerten.

Grundlagen

3D-Druck-Anwendungen werden bislang in der Unfallchirurgie relativ wenig genutzt. In der Orthopädie werden patientenspezifische Anwendungen v. a. in der Endoprothetik eingesetzt, entweder als patientenspezifische Resektionslehren zusammen mit Standardendoprothesen oder patientenspezifische Resektionslehren in Kombination mit patientenspezifischen Endoprothesen [5, 34].

Doch gerade auch in der Unfallchirurgie ist das Potenzial für Anwendungen patientenspezifischer 3D-Druck-Konstrukte enorm. Diese besondere Form der individualisierten Medizin kann weite Bereiche der muskuloskeletalen Chirurgie mit Lösungen bereichern, die bislang nicht vorstellbar oder umsetzbar waren. Dabei können unterschiedliche Anwendungsformen unterschieden werden (■ Tab. 3).

» Aus 3D-Datensätzen werden individuelle, patientenspezifische Konstrukte und Modelle erstellt

Hauptgrundlage des 3D-Drucks sind dreidimensionale Bilddatensätze, die entweder aus der 3D-Bildgebung in Form von CT oder MRT, aus Konstruktionssoftware oder beiden stammen. Mithilfe von geeigneter Software können aus diesen 3D-Datensätzen individuelle, patientenspezifische Konstrukte und Modelle erstellt werden, die bestimmte Aufgaben erfüllen.

Anwendungsstufe 1: Modell

Mithilfe des 3D-Drucks lassen sich individuelle patientenspezifische anatomische Modelle in unterschiedlichen Größen erstellen, die man aus verschiedenen Winkeln ansehen und anfassen kann. Modelle können z. B. das Verständnis von Arzt und Patient der oft komplexen Frakturgeometrie verbessern sowie topografische und funktionelle Zusammenhänge besser darstellen. Dies kann die präoperative Planung, die intraoperative Umsetzung des Plans und ggf. die postoperative Analyse des erzielten Ergebnisses sowie die Kommunikation mit dem Patienten erleichtern und verbessern.

Anwendungsstufe 2: Werkzeug

Mithilfe des 3D-Drucks lassen sich individuelle patientenspezifische anatomisch angepasste Werkzeuge erstellen. Diese können eingesetzt werden, z. B. als Manipulationshilfe z. B. für die Durchführung oder Überprüfung der Reposition oder zur Führung und Kontrolle von Instrumenten wie Bohr- oder Osteotomiewerkzeugen. Man spricht auch von „Template-gestützter Navigation“ (■ Abb. 1). Weitere Anwendungsbereiche sind die Herstellung von patientenspezifischen Stützverbänden, Orthesen oder Schaftexoprothesen nach Amputation [16, 17, 66, 68, 72].

Anwendungsstufe 3: Implantat

Die individualisierte Herstellung von 3D-gedruckten patientenspezifischen Implantaten stellt eine weitere Stufe der Anwendungsmöglichkeiten dar. Damit

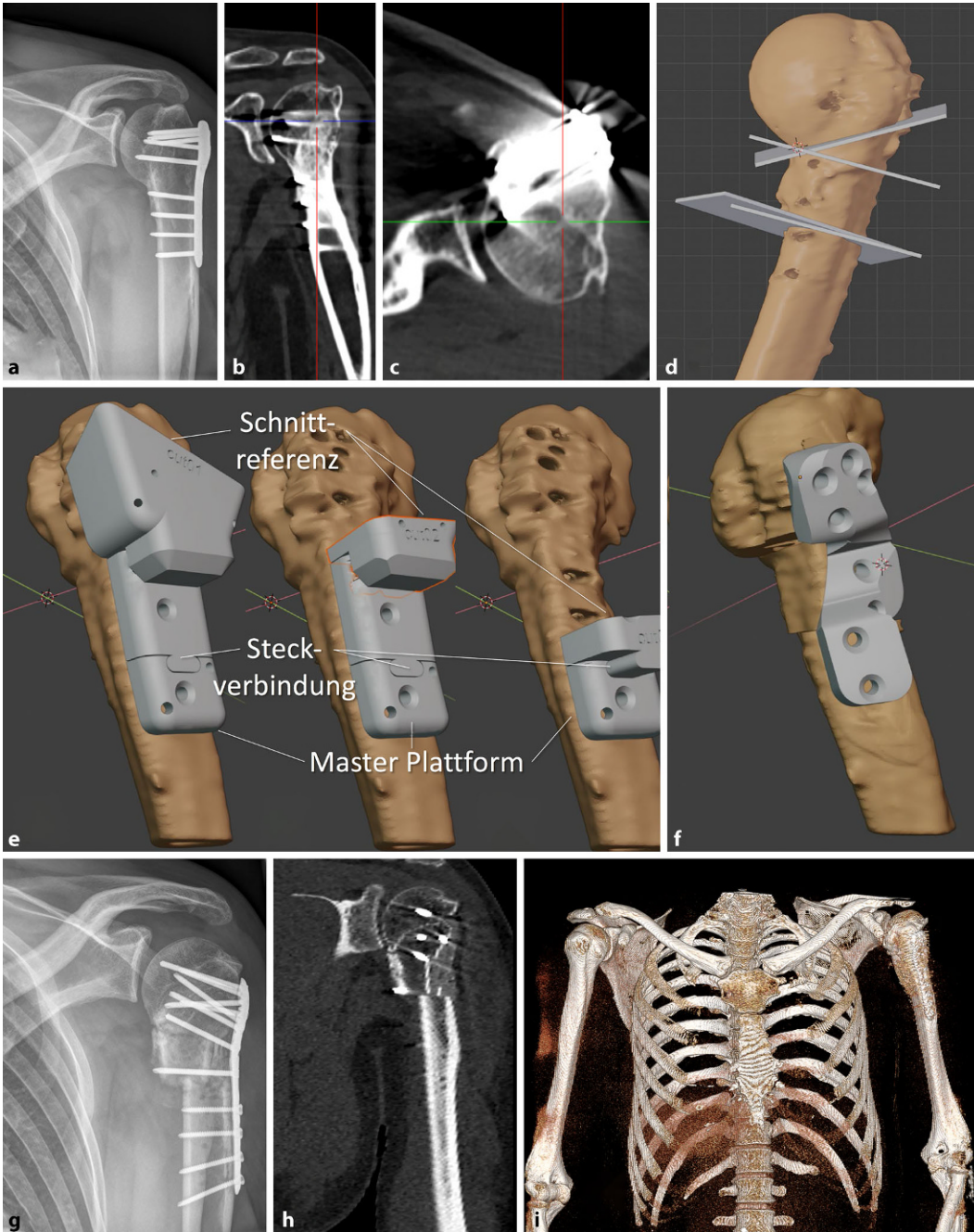


Abb. 1 ◀ Klinisches Beispiel einer 3D-Druck-Template-gestützten Navigation. **a–c** Fehlstellung bei einem 35-jährigen Patienten mit kombinierter Varus- und Torsionsfehlstellung und schmerzhafter Bewegungseinschränkung nach auswärtiger Plattenosteosynthese. **d** Präoperative Planung mit mehreren Osteotomieebenen (Perfusionserhalt, Humeruskopf). **e** Virtuelles Aufbringen der Master-Plattform und der drei verschiedenen Sägereferenzen (Cut 1–3), die auf die Basisplattform aufgesteckt werden. **f** Repositionswerkzeug. **g** Postoperative C-Arm-Kontrolle zeigt achsengerechte Korrektur, **h** gute Kongruenz und **i** auch im Seitenvergleich zufriedenstellende Wiederherstellung von Symmetrie und Bewegungsumfang

kann eine individuelle Anpassung des Implantats an die Patientengeometrie erfolgen. Das Implantat kann darüber hinaus als Manipulationshilfe (Reposition, Bohr- oder Schnittlehre) konfiguriert und eingesetzt werden und erlaubt dann Manipulationen im Sinne einer Template-gestützten Navigation.

Anwendungsstufe 4: Matrix

Grundsätzlich lassen sich 3D-gedruckte Strukturen herstellen, die mit passiven

(z. B. Hydroxylapatit) oder aktiven Substanzen (z. B. Wachstumsfaktoren, Medikamenten) verbunden oder beladen sind. Damit lassen sich unterschiedliche Eigenschaften definieren [7, 15, 40, 77].

Anwendungsstufe 5: Gewebe

Es besteht großer Bedarf für den Ersatz von Knochen, Knorpel, Ligamenten, Meniskus und anderen Strukturen. Hier kann der 3D-Druck als „3D bio-printing“ in der Zukunft eine Lösung

darstellen. Diese 3D-Druck-Gewebeprodukte könnten als Gewebeverbund zusammengesetzt werden, z. B. als Knochen-Knorpel-Konstrukte, und dann eine Lösung für Defektsituationen am Gelenk darstellen [1, 14, 60].

Anwendungsstufe 6: Gewebe-Implantat-Hybride

Schließlich ist es vorstellbar, diese Gewebeverbünde mit individuell gedruckten Implantaten zusammenzusetzen und

damit bestimmte Verankerungs- oder Funktionsaufgaben zu erfüllen [71].

Herstellungsprinzipien

Für den 3D-Druck muss zunächst ein 3D-Bild-Datensatz (z. B. anatomische Struktur) von CT oder MRT in ein vom Drucker erkennbares Dateiformat z. B. das „stl“ (Stereolithographie) umgewandelt werden. In verschiedenen Computer-Aided-Design(CAD)-Programmen kann dann der 3D-Datensatz analysiert und weiterverarbeitet werden [8].

Im Gegensatz zu traditionellen, das Rohmaterial abtragenden Bearbeitungstechniken (sägen, fräsen, bohren, meißeln etc.), arbeiten 3D-Drucker „additiv“, d. h., Objekte werden Schicht für Schicht aufgebaut.

Materialien

Das Ausgangsmaterial für den 3D-Druck wird je nach Anwendungsfall gewählt und den jeweiligen Bedingungen und Aufgaben angepasst und liegt z. B. in Pulverform oder vorgeformt (Spule) vor. Der Drucker fügt nach Fertigstellung einer Schicht eine neue Schicht hinzu, indem das Ausgangssubstrat kontrolliert nach den planerischen Vorgaben aufgeschmolzen wird. Der Zyklus wird fortgesetzt, bis das gesamte Modell erzeugt ist. Als Ausgangssubstrat können ganz unterschiedliche Substanzen (Kunststoffe, Metalle) und ganz verschiedene physikalische (Festigkeit, Steifigkeit, Verhalten bei Dampfsterilisation), chemische (Bindungseigenschaften) und biologische Eigenschaften (Resorbierbarkeit) verwendet werden [38, 59].

Anwendungsentwicklung

Mit dem 3D-Druck lassen sich individuelle patientenspezifische Modelle, Werkzeuge, Implantate und andere Strukturen kostengünstiger und geometrisch komplexer herstellen als mit herkömmlichen Prozessen. Mit dem 3D-Druck lassen sich z. B. auch hinterschnittene Formen oder Konstrukte herstellen. Feste und poröse Abschnitte können extrem variabel kombiniert werden. Die Porosität ist nahezu beliebig einstellbar, um optimale Festig-

Unfallchirurg 2019 · 122:256–269 <https://doi.org/10.1007/s00113-019-0636-6>
© Der/die Autor(en) 2019

C. Krettek · N. Bruns

Aktueller Stand und neue Entwicklungen des 3D-Drucks in der Unfallchirurgie

Zusammenfassung

3D-Druck (Synonyme „rapid prototyping“ oder „additive Fertigung“) spielt in der Industrie seit Jahren eine immer größere Rolle und findet mehr und mehr Interesse und Anwendung in der muskuloskeletalen Chirurgie, insbesondere der Unfallchirurgie. In der vorliegenden Arbeit wird die aktuelle Literatur systematisch zusammengetragen, in komprimierter Form nach anatomischen und funktionellen Gesichtspunkten dargestellt und bewertet. Da es sich bei vielen der analysierten Publikationen um Machbarkeitsstudien handelt, ist der Evidenzgrad gering,

und methodische Schwächen sind zahlreich und offensichtlich. Diese Pionierarbeiten sind jedoch für die weitere Entwicklung außerordentlich stimulierend und wichtig, denn das technische, medizinische und auch ökonomische Verbesserungspotenzial dieser Technologie ist riesig und für alle an der Versorgung von muskuloskeletalen Problemen Beteiligten interessant.

Schlüsselwörter

Navigation · Template · Positionierhilfe · Repositionshilfe · Implantate

Current concepts and new developments of 3D printing in trauma surgery

Abstract

The use of 3D printing (synonyms “rapid prototyping” and “additive manufacturing”) has played an increasing role in the industry for many years and finds more and more interest and application in musculoskeletal surgery, especially orthopedic trauma surgery. In this article the current literature is systematically reviewed, presented and evaluated in a condensed and comprehensive way according to anatomical (upper and lower extremities) and functional aspects. As many of the publications analyzed were

feasibility studies, the degree of evidence is low and methodological weaknesses are obvious and numerous; however, this pioneering work is extremely stimulating and important for further development because the technical, medical and economic potential of this technology is huge and interesting for all those involved in the treatment of musculoskeletal problems.

Keywords

Navigation · Template · Positioning guide · Reduction guide · Implants

keit und eine Lösung der gestellten Aufgaben zu gewährleisten [30, 54, 70].

Ursprünglich wurde der 3D-Druck eingesetzt, um hochkomplexe, seltene und schwierige, anders nicht oder kaum lösbare Probleme zu adressieren. Dieser Ansatz weicht mehr und mehr einem zunehmend breiteren Einsatz auch bei weniger komplexen oder schwierigen Szenarien. Es ist zu erwarten, dass damit Kosten und Aufwand für Planung, Herstellung und Einsatz weiter sinken werden. Damit wird auch der Einsatz zu Lehr- und Ausbildungszwecken weiter erleichtert [10, 61, 70].

3D-Modelle verbessern das Geometrieverständnis

Die Anwendung von 3D-Druck-Modellen in der Unfallchirurgie begann mit dem Wunsch, komplexe Frakturmuster realitätsnäher darzustellen, als dies mit rein virtueller Darstellung auf einem Computerbildschirm möglich ist. Es wird vielfach postuliert, dass 3D-Druck-Modelle neben der optischen Analyse auch eine taktile Erfassung der unterschiedlichen Geometriekomponenten und damit ein besseres Verständnis der Verletzung, bessere Planung, bessere operative Versorgung und bessere Ergebnisse erlauben [4, 6, 10, 11, 25, 28, 31, 32, 38, 44, 57, 59, 70, 73–75, 78, 81].

Tab. 1 Schultergürtel und obere Extremität

Schultergürtel und obere Extremität		Schultergürtel und obere Extremität			
Lokalisation	Autor	Anwendungsszenario, Methodik	Fallzahlen, Messinstrumente	Ergebnisse	Bemerkung
Acromion	Belien et al. [6]	<ul style="list-style-type: none"> – Druck eines 3D-Modells, – Reko-Platte an das Modell präoperativ angeformt und vorgebogen 	<ul style="list-style-type: none"> – n = 5, davon 3 Os acromiale, – 2 Acromionfrakturen – Constant-Murley- und DASH-Scores 	<ul style="list-style-type: none"> – Frakturheilung 5/5 (100%). Wurde die Operation vor dem Auftreten weiterer Schädigungen (z. B. Impingement-Syndrom) durchgeführt, konnte festgestellt werden, dass die Schmerzen des Patienten vollständig zurückgingen. 	<ul style="list-style-type: none"> – Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse – Verminderte Operationszeit, da der Chirurg die Platte präoperativ an die anatomischen Besonderheiten anpassen konnte – Verbesserte Kommunikation mit dem Patienten mithilfe des demonstrierten 3D-Modells – Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse – Verbesserte präoperative Frakturanalyse und verbessertes Geometrieverständnis – Vereinfachte Reposition und Plattenfixierung
Klavikula	Jeong et al. [28]; Kim et al. [31]	<ul style="list-style-type: none"> – Minimalinvasive Plattenosteosynthese: – Klavikulaschaftfrakturen mit an gedruckten 3D-Modellen vorgebogenen Platten, ipsilateral an die Fraktursituation [31] oder an den kontralateralen intakten gespiegelten [32] Knochen angepasst 	<ul style="list-style-type: none"> – n = 7 	<ul style="list-style-type: none"> – Frakturheilung 7/7 (100%) 	<ul style="list-style-type: none"> – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse – Verbesserte präoperative Frakturanalyse und verbessertes Geometrieverständnis – Vereinfachte Reposition und Plattenfixierung
Humerus, proximal	You et al. [78]	<ul style="list-style-type: none"> – Planung am 3D-Modell – Randomisiert in Testgruppe (3D-Druck) n = 34, Kontrollgruppe n = 32 (konventionell, Dünnschicht-CT) – Planung Plattenlänge/Schraubenlänge präop./postop. 	<ul style="list-style-type: none"> – n = 66 (61–76 Jahre) – Analyse Operationsdauer, Blutverlust, Bildverstärkerzeit, Konsolidierungszeit 	<ul style="list-style-type: none"> – Kürzere Operationsdauer, weniger Blutverlust, weniger Strahlendexposition – Im Vergleich zur Kontrollgruppe ($p < 0.05$) 	<ul style="list-style-type: none"> – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse – Hilfe bei Einschätzung der Frakturgeometrie – Chirurgischer Planung (Implantatwahl, Schraubenlängen) – Simulation der Operation – Kleine Fallzahl
Humerus, distal („intraarticular fractures“)	Shuang et al. [59]	<ul style="list-style-type: none"> – 3D-gedruckte Osteosyntheseplatten für intraartikuläre Frakturen 	<ul style="list-style-type: none"> – n = 13 – Randomisiert, 3D-Druck (n = 7) vs. konventionelle Platten (n = 6) – Operationsdauer – Ellbogenfunktion 	<ul style="list-style-type: none"> – Kürzere Operationszeit 71 ± 12 (mit 3D gedruckter Platte) vs. 92 ± 17 min (mit konventioneller Platte) – Funktionell kein Unterschied bei 11 Monate Nachuntersuchung, 3D-Printing-Fälle tendenziell häufiger exzellent oder gut (83% vs. 71%) 	<ul style="list-style-type: none"> – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse – Hilfe bei Einschätzung der Frakturgeometrie – Chirurgischer Planung (Implantatwahl, Schraubenlängen)

Tab. 1 (Fortsetzung)

Schultergürtel und obere Extremität

Lokalisation	Autor	Anwendungsszenario, Methodik	Fallzahlen, Messinstrumente	Ergebnisse	Bemerkung
- Humerus, distal (Cubitus varus)	Zhang et al. [80]	- 3D-gedruckte Modelle (CT-Daten, MIMICS-Software)	- n = 18	- Durchschnittlicher Korrekturwinkel 21,9° (Bereich 12–41°)	- Keine Fallzahl - Keine Kontrollgruppe - Keine postop. 3D-Analyse
			- 15,7 Jahre (13–19)	- Postoperativer Gelenkwinkel 7,3° (Bereich 5–11°), Nachuntersuchung 12–24 Monate	- Keine postop. 3D-Analyse - Hilfe bei Einschätzung der Osteomiegeometrie - Verbesserte chirurgische Planung (Implantatwahl, Schraubenlängen)
- Humerus, distal (Cubitus varus)	- Zheng et al. [81]	- 3D-gedrucktes Modell (CT-Daten) als Osteotomielehre - Stabilisierung 2 K-Drähte, OA-Gips in 20°-Stellung	- n = 15	- Keine Komplikationen - Keine Revisionen	- Keine Fallzahl - Keine Kontrollgruppe
Humerus, distal (Cubitus varus)	Gemalmaz et al. [18]	- 3D-gedrucktes Modell (CT-Daten) als Osteotomielehre - Fallbericht, 8 Jahre veraltete mit 40° Cubitus varus und 20° Flexionsfehlstellung verheilte suprakondyläre Humerusfraktur	- Outcome-Evaluation nach den Bellmore-Kriterien - n = 1	- Konsolidierungszeit 6–8 Wochen - Präzise Korrektur - Gutes funktionelles Ergebnis	- Keine postop. 3D-Analyse - Fallbericht - Keine Fallzahl - Keine Kontrollgruppe - Keine postop. 3D-Analyse
Ellbogenfrakturen	Yang et al. [75]	- Gruppe 1 (n = 20) mit 3D-gedrucktem Frakturmodell - Gruppe 2 (n = 20), konventionelle Osteosynthese - Druckmaterialien: ABS und PLA	- n = 40 - Operationsdauer - Blutverlust - Repositionsqualität - Komplikationen - Ellbogenfunktion - Materialbeurteilung (PLA vs. ABS) - Natürlichkeit	- Gruppe 1 (3D-Druck) zeigte kürzere Operationszeit, weniger Blutverlust, bessere Ellbogenfunktion-Scores, verglichen mit der konventionell versorgten Gruppe	- Keine Fallzahl - Keine Kontrollgruppe - Keine postop. 3D-Analyse - PLA: Beurteilung von PLA als umweltauglich - ABS: Geruchsbelästigung beim Druck
			- Erscheinung und Effektivität in Kommunikation mit Patient	- PLA zeigte in der standardisierten Bewertung durch die Chirurgen bessere Natürlichkeit, positivere Erscheinung und Effektivität in Kommunikation mit Patient	- Entwicklung von Aufrollphänomenen (sog. Warping) im Kantenbereich bei 4 von 10 ABS-Modellen, aber nur einem PLA Modell

Tab. 1 (Fortsetzung)

Schultergürtel und obere Extremität					
Lokalisation	Autor	Anwendungsszenario, Methodik	Fallzahlen, Messinstrumente	Ergebnisse	Bemerkung
Osteomie bei fehlverheilten distalen Radiusfrakturen	de Muinck et al. [45]	– Systematischer Review – 3D-Planung für Korrekturosteotomie	– 15 Studien mit 68 Patienten	<ul style="list-style-type: none"> – Palmarkippung, Radialinklination, Ulnarvarianz – Tilt signifikant verbessert – Innerhalb 5° oder 2 mm der Normalwerte in 96% – Greifkraft und Beweglichkeit (Flexion/Extension, Pro-/Supination) signifikant verbessert – Komplikationen: 11/68 Fällen (16%) – Exzellente Ergebnisse 	<ul style="list-style-type: none"> – Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse
Glenoid	Stoffelen et al. [62]	– 3D-Druck-Implantate für Defektsituationen am Glenoid nach Prothese	–	<ul style="list-style-type: none"> – Greifkraft und Beweglichkeit (Flexion/Extension, Pro-/Supination) signifikant verbessert – Komplikationen: 11/68 Fällen (16%) – Exzellente Ergebnisse 	<ul style="list-style-type: none"> – Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse

ABS Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymere, PLA Polylactide/Polymilchsäure

Dieses Postulat wurde kürzlich in einer multizentrischen Studie untersucht. Fünf Chirurgen wurden mit insgesamt 50 Fällen eines 3D-gedruckten Modells in realer Größe (periartikuläre Frakturen ($n=24$), Beckenfrakturen ($n=11$), komplexe Primär- ($n=7$) und Revisionsendoprothetik ($n=8$)) exponiert. Die Chirurgen konnten mit diesen Modellen die Operationsschritte mental „durchspielen“ und so ihr Verständnis für die Pathoanatomie verbessern. Die Modelle wurden dann für die intraoperative Referenzierung sterilisiert und standen während der Operation ständig zur Verfügung. Nach jedem Fall wurden die Chirurgen standardisiert befragt. Alle Chirurgen berichteten, dass das 3D-Modell Kenntnisse der komplexen Pathologie verbesserte. Für die Bereiche präoperative Planung, mentale Reflexion der Operationsschritte, mentale chirurgische Simulation, Identifikation von intraoperativen Bezugspunkten, chirurgische Navigation, präoperative Implantatwahl und Vorbereitung von Infrastruktur und Instrumenten kam es durch die Exposition mit dem Modell zu einer Verbesserung. Von den Chirurgen wurden eine Verminderung der Operationszeit und verbesserte Genauigkeit angenommen. Messungen zu diesen Parametern sind nicht erfolgt [3].

Spiegelung der kontralateralen Geometrie

Bei der Wiederherstellung komplexer Geometrien im Schaft- und im Gelenkbereich wird häufig die Gegenseite zum Vergleich herangezogen. Es wird häufig vorausgesetzt, dass das Skelett vollständig symmetrisch angelegt ist und als Muster für verletzte oder zerstörte Strukturen dienen kann. Das gilt aber nur mit gewissen Einschränkungen.

Die Arbeitsgruppe um Zhang et al. hat diesen postulierten Zusammenhang an Femur- und Tibiaachsen genauer untersucht, in dem sie unterschiedlich lange (5, 10 und 15 cm) Achsabschnitte der oberen und unteren Knochenenden von 78 Knochenpaaren vergleichend untersuchte. Die jeweils distale 5 cm lange Femurachse und 15 cm lange Tibiaachse wiesen im Seitenvergleich signifikante

Tab. 2 Untere Extremität

Untere Extremität		Untere Extremität	
Lokalisation	Autor	Anwendungsszenario, Methodik	Fallzahlen, Messinstrumente
Femurschaft	Park et al. [50]	<ul style="list-style-type: none"> 3D-Druck eines Modells für die präoperative Analyse der Passung und möglicher Insertionsprobleme bei der Verwendung von kommerziell erhältlichen Femurnägeln verschiedener Hersteller bei Patienten mit atypisch gekrümmten oder verformten Femora 	<ul style="list-style-type: none"> Position und Containment der Nägel in der Markhöhle, die Perforation des Oberschenkelkortex und der Ort der Perforation durch die Nagelspitze wurden untersucht und beschrieben
			<ul style="list-style-type: none"> Die 3D-Druck-Modelle der Oberschenkel hatten einen durchschnittlichen Krümmungsradius von 772 mm. Es kam in allen Fällen zu Fehlreposition/Fehlstellung und in einer großen Anzahl von Implantaten zu fehlendem Containment und Perforation Die Probleme der Nagelperforation und der Fehlreposition können durch die Verwendung eines Nagelsystems mit einem kleinen Krümmungsradius und durch die Anwendung patientenspezifischer Techniken verbessert werden
Femurschaft	Qiao et al. [52]	<ul style="list-style-type: none"> Qiao et al. beschreiben 2015 erstmals einen 3D-Druck-Fixateur und eine computergestützte Reduktionstechnik für einen „Iliizarov-artigen“ externen Fixateur (Q-Fixateur) auf der Basis bilateraler CT-Daten Der maßgefertigte frakturspezifische Fixateur Externe unterstützt beim Überstülpen des Fixateurs über bereits gesetzte Schanz-Schrauben die Frakturposition. 	<ul style="list-style-type: none"> Experimente an insgesamt 3 frakturierten Knochenmodellen von Femur und Tibia. Klinische Anwendungen am Patienten sind nicht beschrieben
			<ul style="list-style-type: none"> Genauere Wiederherstellung der Länge kann nicht garantiert werden, da sie mithilfe der Gewindestäbe manuell eingestellt und nicht mithilfe des Repositionsfixateurs korrigiert wird (problematisch bei Typ-C-Schaftfrakturen) Tragekomfortprobleme von Ringfixateuren insbesondere im Bereich des Oberschenkels
Femurschaft	Omar et al. [48]	<ul style="list-style-type: none"> Feasibility-Studie, Leichenknochen 	<ul style="list-style-type: none"> Anatomische Reposition möglich
			<ul style="list-style-type: none"> Knochenlänge wird in die Planung miteinbezogen Schanz-Schrauben müssen völlig parallel eingebracht sein

Tab. 2 (Fortsetzung)

Untere Extremität

Lokalisation	Autor	Anwendungsszenario, Methodik	Fallzahlen, Messinstrumente	Ergebnisse	Bemerkung
Femurschaft	Liodakis et al. [48]	– Erstanwendung am Menschen, beschrieben in einem „Damage-control“-Patienten [48]	– Femurschaft- und Tibiaschaftfraktur. Zweistufiges Vorgehen, mit Stufe 1 3D-Print-Template-gestützte Korrektur der Fehlstellung im Fixateur und in Stufe 2 3D-Printing-Template-gestützte Nagelung	– Femur: nach Stufe 1 verbleibende Varusfehlstellung von 4,7° bei sekundärer Marknagelung nach 23 Tagen in Stufe 2 ausgeglichen – Tibia: Stufe 1 ausgeglichene anatomische Achse. Stufe 2 geringe Valgusdeformität	– Zeitaufwand: Segmentierung 8 h/ Fraktur – Planung 6 h/ Fraktur – Druck 24–36 h – Zeitaufwand insgesamt 4 Tage – Kosten ca. 860 €/Fixateur
Femur, distal	Lin et al. [42]	– 3D-gedruckte Frakturmodelle von distalen Femurfrakturen	– Platten n = 21 – Schrauben n = 180 – Überprüfung von Schrauben und Plattenposition mit postop. 3D-CT und Navigationsmodul	– Zwischen gemessener und präoperativ geplanter Plattenposition bestanden keine statistisch signifikanten Unterschiede	– Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse
Femur, distal	Arnal-Burro et al. [2]	– 3D-gedruckte Schnittlehren für laterale „Open-wedge“-Osteotomien	– n = 12 (konsekutive Fälle) – Vergleich mit n = 20 Fällen in konventioneller Technik	– Genauigkeit der Achsenkorrektur, Operationszeit und kumulierte Bildverstärkerzeit besser in der Gruppe der 3D-gedruckten Schnittlehren	– Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse
Femur, distal	Shi et al. [58]	– 3D-gedruckte Schnittlehren und Platzhalter für mediale „Closed-wedge“-Osteotomien	– n = 12 (konsekutive Fälle) – Vergleich mit n = 21 Fällen in konventioneller Technik	– Genauigkeit der Achsenkorrektur, Operationszeit und kumulierte Bildverstärkerzeit besser in der Gruppe der 3D-gedruckten Schnittlehren	– Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse
	Chen et al. [9]	–	–	– Genauigkeit der Achsenkorrektur besser mit 3D-gedruckten Schnittlehren	– Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse
Vorderes Kreuzband	Rankin et al. [53]	– Machbarkeitsstudie – 3D-gedruckte patientenspezifische femorale Bohrlehre für arthroskopischen VKB-Ersatz, basierend auf MRT-Daten der Gegenseite – 3D-Druck-Templates als transparentes Fotopolymer (PA220) auf Acrylbasis und rostfreien Stahl (316-Ls) für patientenspezifische Bohrlehre für den femoralen Tunnel	– Vergleich mit den MRT-Daten der gesunden Seite	– Kein statistisch signifikanter Unterschied in Größe und Position des Ursprungs („footprint“) des vorderen Kreuzbandes	– Keine klinischen Daten – Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse

Tab. 2 (Fortsetzung)

Untere Extremität					
Lokalisation	Autor	Anwendungsszenario, Methodik	Fallzahlen, Messinstrumente	Ergebnisse	Bemerkung
Tibia, proximal	Huang et al. [23, 24]	– 3D-Druck-Templates für Tibiaplateaufrakturen	– Messung der Abweichung von prä- und postoperativen Schraubeneintrittspunkten, -trajektorien und Längen	– Kein signifikanter Unterschied von Schraubeneintrittspunkten, -trajektorien und -längen zwischen geplanter und realer Schrauben	– Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse
Tibia, proximal	Gianetti et al. [19]	– 3D-Druck von Frakturmodellen von dislozierten Tibiaplateaufrakturen, operiert in minimalinvasiver Repositions- und Stabilisierungstechnik	– 3D-Druck-Schablonen prä- und intraoperativ: n = 16	– In der 3D-Druck-Gruppe statistisch signifikante Minderung von Operationszeit, Blutverlust und Röntgenstrahlendosis – Keine Komplikationen	– Kleine Fallzahl
Tibia proximal	Vaishya et al. [70]	– Case report – 3D-Druck von Frakturmodellen zur Fraktureinschätzung und Planung der Plattenposition und Schraubentrajektorien bei 36-jährigem Patienten mit Schatzker-Typ-2-Tibiakopffraktur	– Nur 3D-CT-Bilder: n = 24 – n = 1	– Kein Unterschied im funktionellen Ergebnis – Eine zusätzliche ungeplante Schraube wurde benötigt – Der chirurgische Plan konnte präoperativ dem Patienten erläutert werden	– Keine postop. 3D-Analyse – Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse
Tibia, proximal	Yang et al. [75]	– 3D-Druck eines Frakturmodells bei fehlverheilter lateraler Tibiaplateaufrakturen (3 Typ I, 1 Typ II und 3 Typ III nach Schatzker) mit einem mittleren lateralen Tibiaplateaukollaps von 9,4 (4–12) mm	– n = 7	– 3D-Druck hilfreich bei der Planung und Durchführung der Osteotomie. Dadurch Verbesserung der Korrektur und Minimierung von Blutverlust und Operationszeit	– Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse
Tibia, distal	Chung et al. [11]	– 3D-Druck eines Frakturmodells bei komplexen Pilon- und Knöchelfrakturen zum besseren Verständnis der Frakturgeometrie, Plattenwahl, präoperativer Plattenvorbereitung und Planung der Schraubentrajektorien	–	–	– Kleine Fallzahl – Keine Kontrollgruppe – Keine postop. 3D-Analyse

Tab. 2 (Fortsetzung)

Untere Extremität		Anwendungsszenario, Methodik			Fallzahlen, Messinstrumente	Ergebnisse	Bemerkung
Lokalisation	Autor						
Kalkaneus	Chung et al. [10]	– Intraartikuläre Kalkaneusfrakturen			– Beschreibung der Technik	– Zeitbedarf 30min Umwandlung DICOM in stl.-File	– Kleine Fallzahlangaben
		– 3D-Druck eines Modells der ipsilateralen und gespiegelten kontralateralen Seite			– MIMICS-Materialise Interactive Medical Image Control System Software	– 3 h für den Druck des 3D-Modells	– Keine Kontrollgruppe
Kalkaneus	Wu et al. [74]	– Plattenvorbiegung am Modell			– n = 19, davon	– Böhler- und Gissanewinkel der postoperativen Röntgenaufnahmen zeigten eine statistisch signifikante Verbesserung der anatomischen Parameter, die im weiteren Verlauf unverändert blieben	– Keine postop. 3D-Analyse
		– 3D-Druck eines Modells der ipsilateralen und kontralateralen Seite bei intraartikulären Kalkaneusfrakturen			– n = 12 Sanders II		– Kleine Fallzahl
					– n = 7 Sanders II		– Keine Kontrollgruppe anhand derer der Effekt des 3D-Drucks messbar wäre
OSG-Außenbänder	Sha et al. [57]	– Perkutane minimalinvasive Reposition und Verschraubung (kanülierte Schrauben)			– n = 13 „tongue type“	– Der AOFAScore war 76 von 100 (Mittelwert 88,2). Die Ergebnisse waren exzellent in 10, gut in 7 und zufriedenstellend in 2 Fällen	– Keine postop. 3D-Analyse
		– 3D-Druck einer Bohrlöhre als Zielhilfe für die anatomische Platzierung von Bohrkanälen bei chronischer Außenbandinstabilität			– n = 6 „joint-depression type“ (Essex-Lopresti-Klassifikation)		– Kleine Fallzahl
					– n = 15	– Einfache, schnelle und präzise Platzierung der Bohrkanäle	– Keine Kontrollgruppe, anhand derer der Effekt des 3D-Drucks messbar wäre
							– Keine postop. 3D-Analyse

geometrische Unterschiede auf, während alle anderen Gruppen keine signifikanten Unterschiede aufwiesen. Die Autoren empfahlen, mehrere Achsabschnitte für einen Vergleich heranzuziehen und sich nicht blind auf ein isoliertes kurzes Achsensegment Segment zu verlassen [79].

Für die femorale Torsion liegt ebenfalls eine Reihe von Untersuchungen vor, die ein hohes Maß an intraindividuelle Symmetrie, aber hohe interindividuelle Varianz zeigen [13, 36, 37, 47, 63, 64].

Für die intraartikulären Abschnitte dieser Knochen liegen bislang keine anatomischen Analysen vor. Hier ist im eigenen Vorgehen die Spiegelung mangels anderer Alternativen nach wie vor die beste Option für die Definition des Wiederherstellungsziels.

Repositionsfixateure

Qiao et al. beschreiben 2015 erstmals einen 3D-Druck-Fixateur und eine computergestützte Reduktionstechnik für einen „Ilizarov-artigen“ externen Fixateur auf der Basis bilateraler CT-Daten, um einen maßgefertigten frakturspezifischen externen Fixateur zu entwickeln, der beim Überstülpen über bereits gesetzte Schanz-Schrauben die Fraktur-reposition unterstützt. Experimente an insgesamt 3 frakturierten Knochenmodellen von Femur und Tibia zeigten Repositionsergebnisse unter 2° Torsion und Angulation und unter 3mm Translation ([52], [Tab. 2](#)). Klinische Anwendungen am Patienten sind von der Arbeitsgruppe nicht beschrieben.

Die Arbeitsgruppe um Omar publizierte 2017 ein an einem Kadaverknochen getestetes Konzept mit einem patientenspezifischen 3D-gedruckten und anhand von bilateralen CT-Daten nach virtueller Fraktur-reposition individuell geplanten Repositionsfixateur, der nur in der anatomischen Repositionsstellung der Fraktur auf die Schanz-Schrauben passt und damit die Fraktur reponiert ([48], [Tab. 2](#)).

Im vorliegenden Heft ist dieser Ansatz weiterverfolgt und entwickelt worden. Die Technik ist erstmals in der Anwendung am Menschen beschrieben. Dies ist insbesondere für Fixateuranwendungen

Tab. 3 3D-Druck-Anwendungsmatrix in der Unfallchirurgie

3D-Druck-Anwendungsmatrix in der Unfallchirurgie			
Stufen	3D-Druck	Möglichkeiten	Bemerkung
1	Modell	– Betrachtung/Anfassen/Testen	– Prä-, intra- und/oder postoperative Anwendung
		– Präoperativ/intraoperativ	– Besseres Verständnis der Pathologie, z. B. Fraktur
		– Patient/Angehörige/Chirurg/Team	– Verbesserte Planung
			– Verbesserte Kommunikation mit dem Patienten
2	Werkzeug	– Führen von Instrumenten	– Bohr- oder Sägeschablonen, Repositionshilfen die eindeutig einer anatomischen Struktur zugeordnet werden können („matching“)
		– Manipulationshilfe (z. B. Reposition)	
		– Template-gestützte Navigation	
		– Orthesen	
		– Prothesen	
3	Implantat	– Anpassung an Patientengeometrie	– Repositionshilfe
		– Template-gestützte Navigation	
		– Manipulationshilfe	– Passgenauigkeit
4	Matrix	– Trägermaterialien	– Ersatz von Strukturdefiziten
			– Wachstumsfaktoren
5	Gewebe	– Beladen mit passiven oder aktiven Substanzen	– Antibiotika
		– „Composite“-3D-Druck	– Ersatz von Strukturdefiziten
6	Gewebe	– Knochen, Knorpel, Ligamente, Meniskus	
		– Konstrukte aus mehreren Komponenten z. B. Knochen-Knorpel-Konstrukte	– Problematik Schichtdicke vs. Vaskularisation/Perfusion
		– Composite 3D-Druck mit mehreren Komponenten; z. B. osteochondrale Konstrukte oder ganze Gelenke	– Ersatz von Strukturdefiziten
6	Gewebeverbund/Hybride aus zusammengesetzten Gewebsstrukturen z. B. Gelenkanteile oder ganze Gelenke		– Problematik Schichtdicke vs. Vaskularisation/Perfusion

nach dem „Damage-control“-Konzept sinnvoll, da dabei häufig ausgeprägte Fehlstellungen temporär erstmal toleriert werden [43] müssen.

Knochenklammern

Knochenklammern werden seit Langem in der muskuloskeletalen Chirurgie eingesetzt. Yeon et al. untersuchten experimentell die Verwendung von 3D-gedruckten Polylactid-(PLA)-/Hydroxyapatit-(HA)-Knochenklammern in einem Rattenmodell. Diese in 3D-Druck-Technik spezifisch gefertigten resorbierbaren Clips können wenig invasive Knochenstabilisierungen ermöglichen (keine Knochenbohrungen erforderlich), sind biokompatibel und könnten bei entsprechender mechanischer Festigkeit und Konfiguration bei bestimmten Fraktursituationen hilfreich sein [76].

Wundauflagen und Gewebersatz

In der regenerativen Medizin werden 3D-Strukturen mit unterschiedlichen Materialien und Strukturen seit Längerem untersucht und ständig weiterentwickelt. „Bioprinting“ bezieht sich auf eine schichtbasierte Technologie, in der zellbasierte Materialien oder Zellen in bestimmter räumlicher Anordnungen auf einer Matrix aufgebracht werden.

Bioprints – mit unterschiedlichen Techniken hergestellt – werden zum Ersatz von Kornea [33] oder Blutgefäßen [65] intensiv beforscht und im Bereich der Haut bereits erfolgreich eingesetzt. Bei anderen Geweben stellen Vaskularisierung und Biointegration die größten biologischen Herausforderungen, die nur inter- und multidisziplinär (Materialwissenschaftlern, Gewebeingenieure,

Chirurgen) gelöst werden können [29, 35, 38].

Knochen und Knorpel aus dem 3D-Drucker

Knochendefekte nach Trauma, Tumor, Degeneration und Infektion stellen in der muskuloskeletalen Chirurgie ein großes bislang wenig befriedigend gelöstes Problem dar. Hier könnte der 3D-Druck von Knochenersatzmaterialien eine Lösung darstellen, da die bisherigen Ansätze mit unterschiedlichsten Materialien und Strukturen bislang nicht in der Lage waren, autologen Knochen qualitativ vollständig zu ersetzen. Hier könnten 3D-gedruckte bioaktive Verbundwerkstoffe wie Polymere, Hydrogele, Metalle, Keramik und Bioglas die bisherigen Limitierungen überwinden [1, 7, 12, 29, 38, 46, 67].

Noch komplexer ist die Situation am Knorpel. Aber erste Versuche konnten

zeigen, dass es möglich ist, ein mehrschichtiges Verbundgerüst aus Knorpel, Knochen und kalzifizierten Schichten mit 3D-Druck zu erzeugen, die den anatomischen Aufbau des Knochens in einigen wichtigen Aspekten nachahmt. Dabei werden u. a. ausgefeilte thermisch induzierte Kristallisationstechniken verwendet. Der anatomie- und physiologie-nahe Schichtaufbau konnte im Mikro-CT nachgewiesen werden. Rasterelektronenmikroskopie und biomechanische Tests zeigten gute mechanische Eigenschaften im Vergleich mit konventionellen Herstellungsprozessen. Noch scheint es aber ein weiter Weg bis zum klinischen Einsatz von 3D-gedruckten osteochondralen Segmenten oder dem klinischen Einsatz ganzer 3D-gedruckter Gelenke [41].

Stützverbände, Exoprothesen und aktive Exoskelette

Patientenspezifisch im 3D-Druck gefertigte Handgelenkschienen als Gipsersatz

sind mit hoher Passgenauigkeit, geringem Gewicht, leichter Pflege und hoher Luft- und Sichtdurchlässigkeit seit Längerem bekannt [38, 51].

Ebenso wie Stützverbände können patientenspezifische Exoprothesenschäfte für Zustände nach Amputation an der unteren und oberen Extremität mit 3D-Druck-Techniken einfach und schnell mit hoher Passgenauigkeit und geringen Kosten hergestellt werden [21, 22, 55]. Die Kombination von Rapid prototyping und Robotertechnologien hat die Herstellung von funktionalen bionischen Prothesen ermöglicht [38, 39].

iGrab ist ein 3D-gedrucktes, leichtes Exoskelett, das auf leichten „Twisted Coil Polymer“(TCP-)Muskeln basiert, das ein hohes Kraft-Masse-Verhältnis aufweisen soll und z. B. als Hilfe bei Schlaganfallpatienten gedacht ist. Mit silberbeschichteten Nylonfäden wurden Aktuatoren entwickelt, die elektrothermisch kontrahiert werden können. Mit dieser Technologie wurden Handorthesen erstellt, die mit verschiedenen

Aktivierungssystemen Teile der Handfunktion ersetzen sollen [38, 56].

Präzision und Zuverlässigkeit

In zahlreichen experimentellen Untersuchungen konnten hohe Präzision und Reproduzierbarkeit von 3D-gedruckten Objekten nachgewiesen werden. Insgesamt wurde die Verwendung von 3D-gedruckten Modellen für Diagnose und Behandlung bei komplexen orthopädischen Erkrankungen als zuverlässig und präzise beurteilt [38, 49, 82].

Fazit für die Praxis

Auf der der ganzen Welt haben Ingenieure, Wissenschaftler und Chirurgen erkannt, dass sich mit 3D-Druck-Technologie insbesondere im Bereich der muskuloskeletalen Chirurgie ganz neue, bislang ungeahnte Gestaltungsmöglichkeiten für patientenspezifische Anwendungen wie Frakturmodelle, Repositionshilfen, Bohr- und Schnittlehren,

Hier steht eine Anzeige.

Implantate, Orthesen und Prothesen bis hin zu 3D Bioprinting von Knochen- und Knorpelgeweben u. v. a. mehr ergeben. Diese Entwicklung wird durch die rasante Zunahme an Veröffentlichungen im Zusammenhang mit 3D-Druck in der muskuloskeletalen Chirurgie im Allgemeinen und in der Unfallchirurgie im Besonderen belegt [20, 26, 27, 69]. Es ist zu erwarten, dass diese Entwicklung weiter rasant voranschreiten wird.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. C. Krettek, FRACS, FRCSEd
Medizinische Hochschule Hannover (MHH)
Carl-Neuberg-Str. 1, 30625 Hannover,
Deutschland
Krettek.Christian@mh-hannover.de

Danksagung. Dank gilt den Mitarbeitern des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und den Mitarbeitern der Klinik für Kieferchirurgie der Medizinischen Hochschule Hannover. Besonderer Dank gilt der TraumaStiftung gGmbH und deren langjähriger Förderin Frau Madeleine Winter-Schulze, ohne deren stetige Unterstützung diese Entwicklungen nicht möglich gewesen wären.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. C. Krettek und N. Bruns geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Soweit der Beitrag personenbezogene Daten enthält, wurde von den Patienten eine zusätzliche Einwilligung nach erfolgter Aufklärung eingeholt. Dieser Beitrag beinhaltet keine Studien an Menschen oder Tieren.

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>) veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Literatur

- Aljohani W, Ullah MW, Zhang X, Yang G (2018) Bioprinting and its applications in tissue engineering and regenerative medicine. *Int J Biol Macromol* 107(Pt A):261–275
- Arnal-Burro J, Perez-Mananes R, Gallo-del-Valle E, Igualada-Blazquez C, Cuervas-Mons M, Vaquero-Martin J (2017) Three dimensional-printed patient-specific cutting guides for femoral varization osteotomy: do it yourself. *Knee* 24(6):1359–1368
- Bagaria V, Chaudhary K (2017) A paradigm shift in surgical planning and simulation using 3Dgraphy: experience of first 50 surgeries done using 3D-printed biomodels. *Injury* 48(11):2485–2495
- Bagaria V, Deshpande S, Rasalkar DD, Kuthe A, Pannipagar BK (2011) Use of rapid prototyping and three-dimensional reconstruction modeling in the management of complex fractures. *Eur J Radiol* 80(3):814–820
- Beckmann J, Steinert A, Zilkens C, Zeh A, Schnurr C, Schmitt-Sody M et al (2016) Partial replacement of the knee joint with patient-specific instruments and implants (ConforMIS iUni, iDuo). *Orthopade* 45(4):322–330
- Belien H, Biesmans H, Steenwerckx A, Bijmans E, Dierickx C (2017) Prebending of osteosynthesis plate using 3D printed models to treat symptomatic acromiale and acromial fracture. *J Exp Orthop* 4(1):34
- Bendtsen ST, Quinnell SP, Wei M (2017) Development of a novel alginate-polyvinyl alcohol-hydroxyapatite hydrogel for 3D bioprinting bone tissue engineered scaffolds. *J Biomed Mater Res A* 105(5):1457–1468
- Bruns N, Krettek C (2019) 3D Druck in der Unfallchirurgie: Planung, Druck und Aufbereitung. *Unfallchirurg*. <https://doi.org/10.1007/s00113-019-0625-9>. In dieser Ausgabe
- Chen G, Li G, Lin Z et al (2017) Effectiveness of distal femoral osteotomy assisted by three-dimensional printing technology for correction of valgus knee with osteoarthritis. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 31(2):134–138
- Chung KJ, Hong DY, Kim YT, Yang I, Park YW, Kim HN (2014) Preshaping plates for minimally invasive fixation of calcaneal fractures using a real-size 3D-printed model as a preoperative and intraoperative tool. *Foot Ankle Int* 35(11):1231–1236
- Chung KJ, Huang B, Choi CH, Park YW, Kim HN (2015) Utility of 3D printing for complex distal tibial fractures and malleolar avulsion fractures: technical tip. *Foot Ankle Int* 36(12):1504–1510
- Daly AC, Cunniffe GM, Sathy BN, Jeon O, Alsberg E, Kelly DJ (2016) 3D bioprinting of developmentally inspired templates for whole bone organ engineering. *Adv Healthc Mater* 5(18):2353–2362
- Decker S, Suero EM, Hawi N, Muller CW, Krettek C, Citak M (2013) The physiological range of femoral anteversion. *Skeletal Radiol*. <https://doi.org/10.1007/s00256-013-1687-3>
- Faulkner-Jones A, Fyfe C, Cornelissen DJ, Gardner J, King J, Courtney A et al (2015) Bioprinting of human pluripotent stem cells and their directed differentiation into hepatocyte-like cells for the generation of mini-livers in 3D. *Biofabrication* 7(4):44102
- Freeman FE, Kelly DJ (2017) Tuning alginate bioink stiffness and composition for controlled growth factor delivery and to spatially direct MSC fate within bioprinted tissues. *Sci Rep* 7(1):17042
- Gadia A, Shah K, Nene A (2018) Emergence of three-dimensional printing technology and its utility in spine surgery. *Asian Spine J* 12(2):365–371
- Garg B, Gupta M, Singh M, Kalyanasundaram D (2018) Outcome and safety analysis of 3D printed patient specific pedicle screw jigs for complex spinal deformities: a comparative study. *Spine J*. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.05.001>
- Gemalmaz HC, Saryilmaz K, Ozkunt O, Sungur M, Kaya I, Dikici F (2017) A new osteotomy for the prevention of prominent lateral condyle after cubitus varus correctional surgery—made possible by a 3D printed patient specific osteotomy guide: a case report. *Int J Surg Case Rep* 41:438–442
- Giannetti S, Bizzotto N, Stancati A, Santucci A (2017) Minimally invasive fixation in tibial plateau fractures using a pre-operative and intra-operative real size 3D printing. *Injury* 48(3):784–788
- Haleem A, Javaid M (2018) Role of CT and MRI in the design and development of orthopaedic model using additive manufacturing. *J Clin Orthop Trauma*. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.07.002>
- Herbert N, Simpson D, Spence WD, Ion W (2005) A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets. *J Rehabil Res Dev* 42(2):141
- Hsu LH, Huang G, Lu CT, Hong DY, Liu SH (2010) The development of a rapid prototyping prosthetic socket coated with a resin layer for transtibial amputees. *Prosthet Orthot Int* 34(1):37–45
- Huang H, Hsieh M-F, Zhang G et al (2015) Improved accuracy of 3D-printed navigational template during complicated tibial plateau fracture surgery. *Australas Phys Eng Sci Med* 38(1):109–117
- Huang H, Zhang G, Ouyang H et al (2015) Internal fixation surgery planning for complex tibial plateau fracture based on digital design and 3D printing. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao* 35(2):218–222
- Hurson C, Tansey A, O'Donnchadha B et al (2007) Rapid prototyping in the assessment, classification and pre-operative planning of acetabular fractures. *Injury* 38:1158–1162
- Javaid M, Haleem A (2018) Current status and challenges of additive manufacturing in orthopaedics: an overview. *J Clin Orthop Trauma*. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.05.008>
- Javaid M, Haleem A (2018) Additive manufacturing applications in orthopaedics: a review. *J Clin Orthop Trauma*. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.04.008>
- Jeong HS, Park KJ, Kil KM et al (2014) Minimally invasive plate osteosynthesis using 3D printing for shaft fractures of clavicles. *Arch Orthop Trauma Surg* 134(11):1551–1555
- Kerivel V, Oliveira H, Remy M, Ziane S, Delmond S, Rousseau B et al (2017) In situ printing of mesenchymal stromal cells, by laser-assisted bioprinting, for in vivo bone regeneration applications. *Sci Rep* 7(1):1778
- Kern R (2013) 3-D printed implants hit the market, pave the way for more personalized devices. *Grey Sheet* 39:1–3
- Kim HN, Liu XN, Noh KC (2015) Use of a real-size 3D-printed model as a preoperative and intraoperative tool for minimally invasive plating of comminuted midshaft clavicle fractures. *J Orthop Surg Res* 10(1):91
- Kim JW, Lee Y, Seo J et al (2018) Clinical experience with three-dimensional printing techniques in orthopedic trauma. *J Orthop Sci* 23(2):383–388
- Kim KW, Lee SJ, Park SH, Kim JC (2018) Ex vivo functionality of 3D bioprinted corneal endothelium engineered with ribonuclease 5-overexpressing human corneal endothelial cells. *Adv Healthc Mater* 7(18):e1800398
- Koelck FX, Perlick L, Luring C, Handel M, Beckmann J, Linhardt O et al (2009) Leg axis correction with ConforMIS iForma (interpositional device) in unicompartmental arthritis of the knee. *Int Orthop* 33(4):955–960
- Kogelenberg SV, Yue Z, Dinoro JN, Baker CS, Wallace GG (2018) Three-dimensional printing and cell therapy for wound repair. *Adv Wound Care* 7(5):145–156
- Krettek C, Miclau T, Grün O, Schandelmaier P, Tschernke H (1998) Intraoperative control of axes,

- rotation and length in femoral and tibial fractures. Technical note. *Injury* 29(3):29–39
37. Krettek C, Rudolf J, Schandelmaier P, Guy P, Konemann B, Tscherne H (1996) Unreamed intramedullary nailing of femoral shaft fractures: operative technique and early clinical experience with the standard locking option. *Injury* 27(4):233–254
 38. Lal H, Patralekh MK (2018) 3D printing and its applications in orthopaedic trauma: a technological marvel. *J Clin Orthop Trauma* 9(3):260–268
 39. Laurentis KJ, Mavroidis C (2002) Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand. *Technol Health Care* 10(2):91–106
 40. Lee JM, Yeong WY (2016) Design and printing strategies in 3D bioprinting of cell-hydrogels: a review. *Adv Healthc Mater* 5(22):2856–2865
 41. Li Z, Jia S, Xiong Z et al (2018) 3D-printed scaffolds with calcified layer for osteochondral tissue engineering. *J Biosci Bioeng*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiosc.2018.03.014>
 42. Lin H, Huang W, Chen X et al (2016) Digital design of internal fixation for distal femoral fractures via 3D printing and standard parts database. *Chung Hua Hsueh Tsa Chih* 96(5):344–348
 43. Liodakis E, Bruns N, Macke C, Krettek C, Omar M (2019) Definitive Stabilisierung nach Damage Control mittels 3D Druck unterstützter Repositionstechnik. *Unfallchirurg*. <https://doi.org/10.1007/s00113-019-0627-7>. In dieser Ausgabe
 44. Maini L, Sharma A, Jha S, Tiwari A (2016) Three-dimensional printing and patientspecific pre-contoured plate: future of acetabulum fracture fixation? *Eur J Trauma Emerg Surg*. <https://doi.org/10.1007/s00068-016-0738-6>
 45. de Muinck Keizer RJ, Lechner KM, Mulders MA, Schep NW, Eygendaal D, Goslings JC (2017) Three-dimensional virtual planning of corrective osteotomies of distal radius malunions: a systematic review and meta-analysis. *Strategies Trauma Limb Reconstr* 12(2):77–89
 46. Oliveira H, Dusserre N, Hakobyan D, Fricain JC (2018) Laser-assisted bioprinting: a novel approach for bone regeneration applications. *Med Sci (Paris)* 34(2):125–128
 47. Omar M, Suero EM, Hawi N, Decker S, Krettek C, Citak M (2015) Preoperative virtual reduction reduces femoral malrotation in the treatment of bilateral femoral shaft fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 135(10):1385–1389
 48. Omar M, Zeller AN, Gellrich NC, Rana M, Krettek C, Liodakis E (2017) Application of a customized 3D printed reduction aid after external fixation of the femur and tibia: technical note. *Int J Med Robot* 13(4):e1803
 49. Park ME, Shin SY (2018) Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *J Prosthet Dent* 119(5):861 e1–861 e7
 50. Park JH, Lee Y, Shon OJ, Shon HC, Kim JW (2016) Surgical tips of intramedullary nailing in severely bowed femurs in atypical femur fractures: simulation with 3D printed model. *Injury* 47(6):1318–1324
 51. Paterson AM, Donnison E, Bibb RJ, Campbell IR (2014) Computer-aided design to support fabrication of wrist splints using 3D printing: a feasibility study. *Hand Ther* 19(4):102–113
 52. Qiao F, Li D, Jin Z, Gao Y, Zhou T, He J et al (2015) Application of 3D printed customized external fixator in fracture reduction. *Injury* 46(6):1150–1155
 53. Rankin I, Rehman H, Frame M (2018) 3D-printed patient-specific ACL femoral tunnel guide from MRI. *Open Orthop J* 12:59
 54. Rengier F, Mehndiratta A, von Tengg-Kobligk H et al (2010) 3D printing based on imaging data: review of medical applications. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 5:335–341
 55. Rogers B, Bosker G, Crawford RH et al (2007) Advanced trans-tibial socket fabrication using selective laser sintering. *Prosthet Orthot Int* 31(1):88–100
 56. Saharan L, Sharma A, de Andrade MJ, Baughman RH, Tadesse Y (2017) Design of a 3D printed lightweight orthotic device based on twisted and coiled polymer muscle: iGrab hand orthosis. In: Active and passive smart structures and integrated systems 2017, Bd. 10164. International Society for Optics and Photonics, <https://spie.org/SS/conferencedetails/active-passive-smart-structures?SSO=1>
 57. Sha Y, Wang H, Ding J et al (2016) A novel patient-specific navigational template for anatomical reconstruction of the lateral ankle ligaments. *Int Orthop* 40(1):59–64
 58. Shi J, Lv W, Wang Y et al (2018) Three dimensional patient-specific printed cutting guides for closing-wedge distal femoral osteotomy. *Int Orthop* 27:1–6
 59. Shuang F, Hu W, Shao Y, Li H, Zou H (2016) Treatment of intercondylar humeral fractures with 3D-printed osteosynthesis plates. *Medicine* 95(3):e2461
 60. Skardal A, Devarasetty M, Kang HW, Seol YJ, Forsythe SD, Bishop C et al (2016) Bioprinting cellularized constructs using a tissue-specific hydrogel bioink. *J Vis Exp*. <https://doi.org/10.3791/53606>
 61. Starosolski ZA, Kan J, Rosenfeld SD, Krishnamurthy R, Annaragada A (2014) Application of 3-D printing (rapid prototyping) for creating physical models of pediatric orthopedic disorders. *Pediatr Radiol* 44:216–221
 62. Stoffelen DV, Eraly K, Debeer P (2015) The use of 3D printing technology in reconstruction of a severe glenoid defect: a case report with 2.5 years of follow-up. *J Shoulder Elbow Surg* 24(8):e218–e222
 63. Strecker W, Franzreb M, Pfeiffer T, Pokar S, Wikstrom M, Kinzl L (1994) Computerized tomography measurement of torsion angle of the lower extremities. *Unfallchirurg* 97(11):609–613
 64. Strecker W, Keppler P, Gebhard F, Kinzl L (1997) Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br* 79(6):1019–1023
 65. Suntornnond R, Tan EYS, An J, Chua CK (2017) A highly printable and biocompatible hydrogel composite for direct printing of soft and perfusable vasculature-like structures. *Sci Rep* 7(1):16902
 66. Trauner KB (2018) The emerging role of 3D printing in arthroplasty and orthopedics. *J Arthroplasty* 33(8):2352–2354
 67. Turnbull G, Clarke J, Picard F et al (2018) 3D bioactive composite scaffolds for bone tissue engineering. *Bioact Mater* 3(3):278–314
 68. Vaish A, Vaish R (2018) 3D printing and its applications in orthopedics. *J Clin Orthop Trauma* 9:574–575
 69. Vaishya R, Vijay V, Vaish A, Agarwal A (2018) Computed tomography based 3D printed patient specific blocks for total knee replacement. *J Clin Orthop Trauma*. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.07.013>
 70. Vaishya R, Vijay V, Vaish A, Agarwal AK (2018) Three-dimensional printing for complex orthopedic cases and trauma: a blessing. *Apollo Med* 15(2):51
 71. Vermeulen N, Haddow G, Seymour T, Faulkner-Jones A, Shu W (2017) 3D bioprint me: a socioethical view of bioprinting human organs and tissues. *J Med Ethics* 43(9):618–624
 72. Wong TM, Jin J, Lau TW et al (2017) The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery: a review. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 25(1):2309499016684077
 73. Wu JQ, Ma SH, Liu S, Qin CH, Jin D, Yu B (2017) Safe zone of posterior screw insertion for talar neck fractures on 3-dimensional reconstruction model. *Orthop Surg* 9(1):28–33
 74. Wu M, Guan J, Xiao Y et al (2017) Application of three-dimensional printing technology for closed reduction and percutaneous cannulated screws fixation of displaced intraarticular calcaneus fractures. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi* 31(11):1316
 75. Yang P, Du D, Zhou Z et al (2016) 3D printing-assisted osteotomy treatment for the malunion of lateral tibial plateau fracture. *Injury* 47(12):2816–2821
 76. Yeon YK, Park HS, Lee JM et al (2018) New concept of 3D printed bone clip (polylactic acid/hydroxyapatite/silk composite) for internal fixation of bone fractures. *J Biomater Sci Polym Ed* 29(7–9):894–906
 77. Ying GL, Jiang N, Maharjan S, Yin YX, Chai RR, Cao X et al (2018) Aqueous two-phase emulsion bioink-enabled 3D bioprinting of porous hydrogels. *Adv Mater* 30:e1805460
 78. You W, Liu L, Chen HX et al (2016) Application of 3D printing technology on the treatment of complex proximal humeral fractures (near 3-part and 4-part) in old people. *J Orthop Traumatol* 102(7):897–903
 79. Zhang W, Ji Y, Wang X, Liu J, Li D (2017) Can the recovery of lower limb fractures be achieved by use of 3D printing mirror model? *Injury* 48(11):2485–2495
 80. Zhang YZ, Lu S, Chen B, Zhao JM, Liu R, Pei GX (2011) Application of computer-aided design osteotomy template for treatment of cubitus varus deformity in teenagers: a pilot study. *J Shoulder Elbow Surg* 20(1):51–56
 81. Zheng PF, Chen J, Xux XP, Jiang B, Yao QQ, Wang LM (2017) Accurate osteotomy assisted by individualized navigation templates for the treatment of children cubitus varus. *Zhongguo Gu Shang* 30(4):377–382
 82. Zou Y, Han Q, Weng X et al (2018) The precision and reliability evaluation of 3-dimensional printed damaged bone and prosthesis models by stereolithography appearance. *Medicine* 97(6):e9797