

Aus dem
Institut für Biologische und Medizinische Bildgebung
des Helmholtz Zentrums München
Vorstand: Prof. Dr. Vasilis Ntziachristos

**Möglichkeiten des 3D-Printings in der orthopädischen
Diagnostik und Therapie am Beispiel der Sakrumfraktur**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Peter Paul Sommer

aus Heidelberg 2020

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. Karl-Hans Englmeier

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Stefan Piltz

Prof. Dr. Volkmar Jansson

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Panagiotis Symvoulidis

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

Tag der mündlichen Prüfung: 30.01.2020

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Einführung in die Thematik	1
1.2. Die geschichtliche Entwicklung des 3D-Druckes	2
1.3. Verfahren im 3D-Druck	4
1.3.1. 3D-Druck Pulververfahren (3DP)	4
1.3.1.1. Selective Laser Sintering (SLS), Selektives Laserschmelzen (SLM)	5
1.3.1.2. Electron Beam Melting, Electron Beam Additive Manufacturing, Elektronenstrahlschmelzen (EBM/EBAM)	6
1.3.2. 3D-Druck mit geschmolzenen Materialien.....	6
1.3.2.1. Fused Filament Fabrication (FFF), Fused Deposition Modeling (FDM)	6
1.3.3. 3D-Druck mit flüssigen Materialien.....	8
1.3.3.1. Stereolithografie (STL, SLA).....	8
1.3.3.2. Digital Light Processing (DLP).....	9
1.3.3.3. Multi Jet Modeling, Polyjet Verfahren	9
1.4. Anwendungsbeispiele	10
1.5. Grundlagen Sakrum	13
1.5.1. Anatomie des Sakrums.....	13
1.5.1.1. Knöchernen Strukturen.....	13
1.5.1.2. Ligamentäre Strukturen	15
1.5.1.3. Nervale Strukturen.....	17
1.5.2. Biomechanik des Beckens bzw. des Os sacrum	18
1.5.3. Sakrumfraktur.....	19
1.5.4. Diagnostik der Sakrumfraktur	20
1.5.5. Klassifikation der Sakrumfraktur	22

1.5.6. Therapie der Sakrumfraktur	25
1.6. Motivation und Fragestellung	26
2. Material und Methoden	28
2.1. Gewinnung der Ausgangsdaten.....	28
2.2. Patientenkollektiv	29
2.3. Die angewendete Software „Amira“	29
2.3.1. Überblick.....	29
3. Segmentierung	30
3.1.1. Verfahren der Visualisierung	33
3.1.2. Benutzeroberfläche, Bedienung und Funktionen	34
3.2. Verwendete 3-Drucker und Werkstoffe	36
3.3. Auswertung	42
4. Ergebnisse	44
4.1. Probandencharakteristik	44
4.2. Fälle der Sakrumfrakturen	44
5. Diskussion	71
6. Zusammenfassung.....	75
7. Literaturverzeichnis	77
8. Anhang	87
8.1. Abkürzungen.....	87
8.2. Abbildungen.....	88
9. Danksagung.....	90
10. Eidesstattliche Versicherung	91

1. Einleitung

1.1. Einführung in die Thematik

Die heutige medizinische Bildgebung ist trotz stetiger Weiterentwicklung in den meisten Bereichen auf 2-dimensionale visuelle Ergebnisse und die damit verbundene erforderliche Vorstellungskraft beschränkt. Allerdings kann dadurch auch der Informationsgehalt deutlich begrenzt sein. In der aktuellen Medizin gilt jedoch der Anspruch auch im Bereich der Diagnostik neue Wege und Möglichkeiten zur Veranschaulichung verschiedener Zusammenhänge anatomischer bzw. pathologischer Gegebenheiten zu erschließen. Die Verwendung von 3D-gedruckten Modellen stellen eine ideale Veranschaulichung der individuellen Abweichungen und Komplexitäten des menschlichen Körpers für Arzt und Patient dar [1].

Neben einer mittlerweile breiten Anwendung in der Wirtschaft und Industrie setzen sich auch in den medizinischen Fachbereichen die Anwendungen im Bereich des 3D-Printings immer stärker durch [2]. Die aktuellen und potentiellen medizinischen Möglichkeiten des 3D-Druckes erstrecken sich von der Herstellung von Prothesen und Implantaten [1] bis zur Forschung im Bereich des Bioprintings, zur Erzeugung von künstlichen Geweben und Organen [3, 4]. Fähigkeiten wie Anpassung und Individualisierung von medizinischen Produkten, Medikamenten und Ausrüstung sowie Kosteneffektivität und Produktivität zeigen die Vorteile der Technik auf [5], auch wenn es noch einige Zeit dauern wird, um Technologien zu entwickeln, die es erlauben, beispielsweise verschiedene Körperorgane zu drucken [3, 6].

Hohe intra-operative Kosten lassen nach neuen Möglichkeiten suchen, durch eine prä-operative Planung die Qualität zu verbessern und Operationszeiten zu verringern [7]. Eine Anwendung findet sich beispielsweise schon in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, wo durch den 3D-Druck Schablonen zur Operationsplanung benutzt werden, der Dysgnathiechirurgie sowie im Bereich der Implantologie [8].

Trotz der vielen Möglichkeiten und der rasanten Entwicklung des 3D-Drucks in den letzten Jahren gibt es speziell im Bereich der Wirbelkörperfraktur und besonders der Sakrumfraktur bisher wenig Informationen über den diagnostischen Einsatz von 3D-Druckern.

Das Sakrum ist ein Knochen, der dem Patienten aufgrund der relativ unbekannteren und komplexen Anatomie, einige Vorstellungskraft abverlangt. Andererseits sollte der Patient aber über die Lokalisation und das Ausmaß der Verletzung und natürlich auch die Therapieoptionen informiert werden, da die Einbeziehung des Patienten in die Behandlungsprozesse die Genesung positiv beeinflussen und die Patientenzufriedenheit erhöhen kann [9]. Dies wird durch das wissenschaftliche Modell des „shared decision making“ zum Ausdruck gebracht [10].

Die Generierung eines 3D-Modells einer Sakrumfraktur kann somit zum Beispiel für die Diagnostik, die Stadieneinteilung oder die Therapieentscheidung genutzt werden.

1.2. Die geschichtliche Entwicklung des 3D-Druckes

Bereits 1884 beschrieb Born die „Plattenmodelliermethode“, mit der er eine 3-dimensionale Rekonstruktion durch die Übertragung von Schnittbildern auf Wachsplatten zu erreichen versuchte [11]. Ameil modifizierte 1984 die Plattenmodelliermethode, indem er Schnitte eines Herzens abfotografierte und anschließend ein Computer die Berechnung und

Darstellung übernahm [12]. Die Einführung der Computertomografie Anfang der 1970er Jahre brachte die Visualisierung von Daten weiter voran, wobei zu Beginn Grafik und Rechenleistung sowie die Datendurchsatzgeschwindigkeit das Ergebnis deutlich beeinträchtigten. Das Konzept des 3D-Druckes, das auch als Rapid Prototyping (RP), Additive Manufacturing (AM), oder Solid-Freeform-Technologie (SFF) bezeichnet wird, wurde von Charles Hull entwickelt. Er begann seine Arbeit Anfang der 80'er Jahre bei der kalifornischen Firma Ultraviolet Products mit der Herstellung von Kunststoff-Geräten aus Photopolymeren [13]. 1986 bekam Hull das Patent für das Verfahren der Stereolithographie [14] und entwickelte zusammen mit der von ihm gegründeten Firma 3D-Systems, das STL-Dateiformat, welches eine Schnittstelle für das Computer Aided Design (CAD) System darstellt und Informationen dreidimensionaler Datenmodelle bereitstellt [15]. Durch die MIT-Professoren Emanuel Sachs und Michael Cima erfolgte die Patentierung des ersten Gerätes, das 1993 als 3D-Drucker bezeichnet wurde und zum Druck von Metall-, Keramik- und Kunststoffteilen diente [16]. Vor 2013 waren die 3D-Druckverfahren kein großes Gesprächsthema außerhalb von Fachkreisen. Eine große öffentliche Wahrnehmung erfolgte 2013 durch die Möglichkeit, eine funktionsfähige Handfeuerwaffe, die aus mehreren 3D-gedruckten Teilen bestand, herzustellen [17]. Es entbrannte eine große öffentliche Debatte über die Rechtsgrundlage der neuen Möglichkeiten, die das 3D-Druckverfahren nun mit sich brachte. Mittlerweile findet die 3D-Drucktechnologie eine breite Anwendung in Industrie und im privaten Bereich.

1.3. Verfahren im 3D-Druck

Für die Fertigung von 3D-Objekten existieren, je nach Hersteller und verwendetem Drucker, eine Vielzahl an Herstellungsverfahren. Beim 3D-Druck werden computergesteuert aus verschiedenen flüssigen oder festen Materialien, schichtweise dreidimensionale Modelle hergestellt. Die Objekte können in nahezu beliebiger Form oder Geometrie gestaltet werden. Als Materialien können beispielsweise Metall, Kunstharz, Kunststoff oder Keramik herangezogen werden.

Anders als ein Papierdrucker, der zur Verarbeitung Textdateien benötigt (z.B. .txt oder .doc), ist ein 3D-Drucker auf die Bereitstellung von Informationen durch bestimmte Dateien (z.B. CAD-Dateien) von einem zuvor visualisierten 3D-Oberflächenmodell angewiesen.

Um ein 3D-Modell zu erstellen, muss es zuerst mittels Slicing in 2-dimensionale Schnitte (Layer) zerlegt werden. Anhand der dabei erzeugten Dateiformate wie z.B. „STL“ (STereoLithography) oder „AMF“ (Additive Manufacturing File Format) kann ein 3D-Drucker nun aus den verschiedenen Schnitten ein Modell kreieren.

Es gibt viele verschiedene 3D-Druckverfahren, welche sich nach unterschiedlichen Kriterien (Ausgangsmaterial, Aggregatzustand des Ausgangsmaterials oder Funktionsprinzip) einteilen lassen [18]. Abweichungen ergeben sich durch Kosten für Drucker und Materialien, Prozessgeschwindigkeit und der Qualität des Ergebnisses. Da sich dieser Bereich sehr schnell entwickelt und es eine Vielzahl an unterschiedlichen Verfahren gibt, sind hier nur die gängigsten aufgeführt.

1.3.1. 3D-Druck Pulververfahren (3DP)

Bei dem 3DP-Verfahren wird ein Bauraum, in dem das 3D-Modell entsteht, schichtweise

von unten nach oben mit Pulver gefüllt. Auf das Pulverbett erfolgt anschließend punktgenau das Aufbringen einer flüssigen Mischung aus Klebstoff und Binder, wodurch die Pulverkörner verklebt werden. Nach dem Druck wird die Festigkeit des Modelles durch das Infiltrieren eines Epoxidharzes erhöht. Bedeutender Vorteil bei diesem Verfahren ist die Möglichkeit, mithilfe von farbigen Bindemitteln mehrfarbige Modelle anzufertigen, verschiedene Materialien zu verwenden sowie eine gleichmäßige Oberflächenbeschaffenheit des Modells zu realisieren. Desweiteren ist hier keine Stützstruktur notwendig. Nachteile sind eine notwendige Nachbearbeitung durch o.g. Infiltration bei ansonsten ggf. rauer Oberfläche und sichtbaren Drucklinien [19, 20].

1.3.1.1. Selective Laser Sintering (SLS), Selektives Laserschmelzen (SLM)

Das Verfahren des Selectiven Laser Sintering oder Selectiven Laser Melting ist dem 3DP ähnlich. Als Ausgangsmaterial dient ebenfalls Pulver, welches schmelzbar ist. Statt mit flüssigem Klebstoff wird das Material beim SLS-Verfahren durch einen Laser lokal geschmolzen und damit gerade so stark erhitzt, dass benachbarte Partikel verschmelzen. Dieser Prozess wird als Sintern bezeichnet. So können außer Kunststoffen beispielsweise auch Sand, Keramik und Metalle genutzt werden. Beim SLM-Verfahren erfolgt das Aufschmelzen des vollständigen Pulvers durch einen Laser, wodurch sich einzelne Teile verbinden. Die verwendeten Schichtdicken sind üblicherweise 0,02 bis 0,2 mm.

Vorteile finden sich in einer breiten Materialauswahl (Komposite, Nylon, Styropor) und der fehlenden Notwendigkeit von Stützstrukturen, Nachteile sind teils hohe Anschaffungskosten, eine geringe Fertigungsgeschwindigkeit und die durch die körnige Struktur des Ausgangsmaterial bedingte raue Oberflächenstruktur [19-21].

1.3.1.2. Electron Beam Melting, Electron Beam Additive Manufacturing, Elektronenstrahlschmelzen (EBM/EBAM)

Ähnlich funktioniert das EBM-Verfahren, wobei anstatt eines Lasers ein Elektronenstrahl verwendet wird. Metalle in Pulverform werden in einer vorgewärmten Baukammer verschmolzen. Dies geschieht unter Vakuum, sodass kein Sauerstoff in das Gefüge eingeschlossen wird. Dadurch wird die Materialfestigkeit bei nahezu beliebiger Geometrie erhöht. Vorteile sind eine schnellere Prozessgeschwindigkeit als bei SLS-Geräten, da eine wesentliche höhere Leistung erbracht wird, eine hohe Stabilität und die Möglichkeit, verschiedene Materialien auch mit höheren Schmelzpunkten wie Titan zu verarbeiten. Nachteile sind auch durch die nötige Arbeit unter Vakuum, ein hoher apparativer Aufwand [19].

1.3.2. 3D-Druck mit geschmolzenen Materialien

1.3.2.1. Fused Filament Fabrication (FFF), Fused Deposition Modeling (FDM)

FDM (Fused Deposition Modeling) oder Schmelzschichtung ist eine der häufigsten Anwendungen im 3D-Druck. Alternativ kann das Verfahren auch als Fused Filament Fabrication (FFF) bezeichnet werden.

Vom Funktionsprinzip her ist diese Technik mit einer Heißklebepistole vergleichbar. Als Material wird ein schmelzfähiger Kunststoff wie ABS (Acrylnitril-Butadien-Styrol), Polyester, PC (Polycarbonate) oder PLA (Polylactide) genutzt. Über einen Extruder werden Kunststofffäden (Filamente) kontinuierlich einem Heizelement zugeführt, wodurch diese zum Schmelzen kommen. Das geschmolzene Material wird durch eine bewegliche Düse auf eine Bauplattform aufgetragen, wodurch es nach Erkalten zu einer ersten Schicht kommt.

Aus vielen einzelnen Schichten entsteht nun schrittweise das 3D-Modell. Gängige Schichtdicken sind 0,025 bis 1 mm. Bei Überhängen oder Vorsprüngen ist ein Stützkorsett aus beispielsweise Pappe oder Polystyrol nötig und muss nachher abgebrochen oder abgeschliffen werden.

Alternativ können 3D-Drucker mit 2 heißen Düsen eingesetzt werden, wobei die Stützstrukturen aus wasserlöslichem PVA (Polyvinylalkohol) gedruckt werden. Diese PVA-Supportmaterialien können im Nachhinein einfach in einem Wasserbad ausgewaschen werden.

Vorteile des FDM bzw. FFF sind eine große mögliche Materialbreite [20]. Die Anschaffungs- und Haltungskosten sind relativ gering. Nachteile stellen eine vergleichsweise lange Druckzeit und die notwendige Nachbearbeitung aufgrund der Stützstrukturen dar [19, 20].

Im Jahr 2017 wurde für das FFF-Verfahren das Anwendungsspektrum erweitert, indem nun auch metallische Werkstoffe verwendet werden können [22].

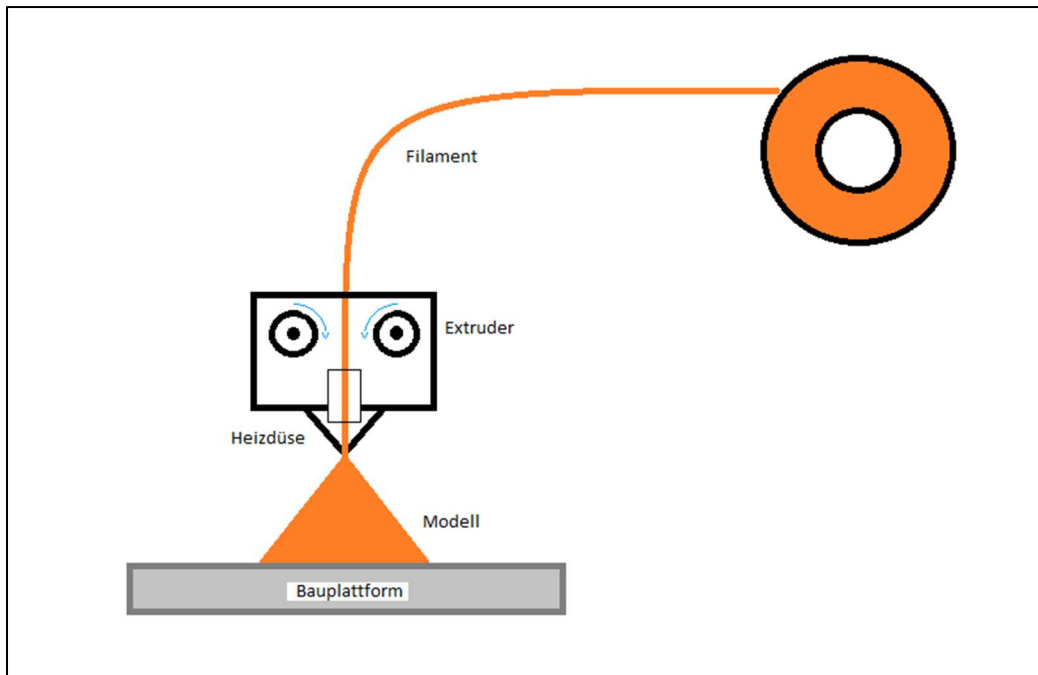


Abbildung 1: Fused Filament Fabrication (FFF)

1.3.3. 3D-Druck mit flüssigen Materialien

1.3.3.1. Stereolithografie (STL, SLA)

Die bereits 1983 von Chuck Hull entwickelte Stereolithografie ist die älteste 3D-Druck-Technik und gilt als Prototyp aller 3D-Druck-Verfahren [14, 23].

Ausgangsbasis ist ein mit flüssigem Kunststoff (Epoxid- oder Acrylharze) gefülltes Becken, wobei ein Laser die Kontur eines 3D-Modelles auf die Oberfläche des Kunststoffes projiziert und dieser dadurch zum Aushärten gebracht wird. Unter dem Kunststoff ist ein bewegliches Druckbett positioniert, welches schrittweise nach unten fährt und so das 3D-Modell schichtenweise an der Oberfläche entsteht.

Die Stereolithografie ermöglicht eine sehr hohe Präzision (Schichtdicke 0,02 mm) mit glatten Oberflächen. Ein Nachteil hingegen ist, dass für überhängende Teile Stützstrukturen

benötigt werden, die später wieder mechanisch entfernt werden müssen [19, 20, 24].

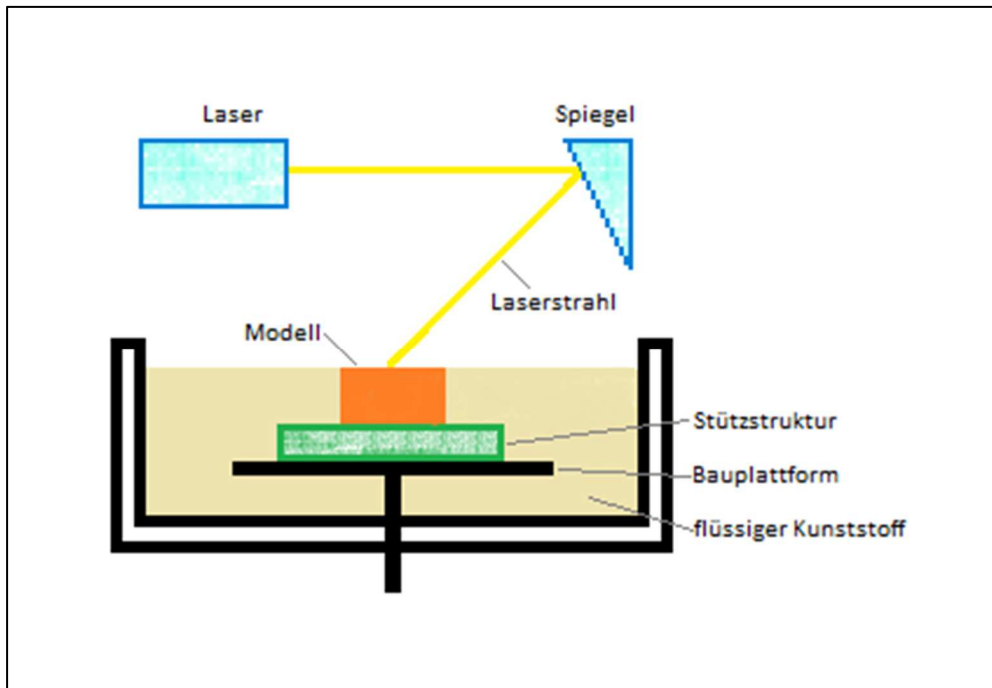


Abbildung 2: Stereolithografie (SLA)

1.3.3.2. Digital Light Processing (DLP)

Ähnlich der Stereolithografie funktioniert das Digital Light Processing Verfahren. Als Lichtquelle dient jedoch ein Projektor, der schichtweise ein flüssiges Photopolymer durch Projektion von UV-Licht aushärtet. Vorteile sind die Möglichkeit von Hochglanzoberflächen sowie die gute Auflösung. Ein Nachteil ist die zum Teil aufwendige Entfernung der Stützstruktur [19, 25].

1.3.3.3. Multi Jet Modeling, Polyjet Verfahren

Das Multi Jet Modeling -Verfahren kann als eine Kombination von Stereolithografie und Fused Deposition Modeling betrachtet werden. Das Ausgangsmaterial (wachsartige Thermoplaste oder UV-empfindliche Photopolymere) wird geschmolzen und als

lichtempfindlicher und flüssiger Kunststoff durch einen Druckkopf, ähnlich wie bei einem Tintenstrahldrucker, auf eine Bauplatzform aufgetragen. Durch eine UV-Lichtquelle erfolgt die sofortige Aushärtung. Auch hier ist eine Stützstruktur bei der Fertigung von Überhängen notwendig. Vorteile sind die gute Darstellbarkeit von Details, eine gute Druckauflösung und eine feine Oberflächenstruktur [25].

1.4. Anwendungsbeispiele

Die 3D-Drucktechnologie hat mittlerweile eine breite industrielle Anwendung gefunden. Laut einer Studie im Auftrag des Digitalverbands Bitkom nutzt im Jahr 2018 bereits jedes 4. Industrieunternehmen (28%) ab 100 Mitarbeitern die Möglichkeiten des 3D- Druckes. Hiervon verwendet mittlerweile jedes dritte Unternehmen (34%) das Verfahren vorwiegend zum Erstellen von Mustern, Gießformen oder Werkzeugen, desweiteren aber auch zur Produktion von Ersatzteilen (32%) [26].

Eine wichtige Rolle spielt sie mittlerweile in der in der Automobilindustrie für den Druck von Prototypen (Rapid Prototyping) oder der Luft- und Raumfahrttechnologie [27]. Das Rapid Prototyping ist die wachsende Domäne des 3D-Drucks, wobei so zeit- und kostengünstig Prototypen mit Hilfe bereits vorhandener CAD Daten erstellt werden. Produktentwicklungszeiten lassen sich durch den Wegfall vieler manueller Arbeitsschritte und die Anfertigung teurer Gussformen reduzieren [28].

Auch einzelne Ersatzteile können relativ schnell gedruckt werden und es werden Kosten für die Lagerung selten benötigter Teile eingespart.

Ebenfalls für den Druck von Modellen im Bereich der Architektur, oder im Bereich der Konsumgüterindustrie kommt diese Technologie zum Einsatz [15], aber auch die Nutzung

im Bereich der Lebensmittelindustrie [29] und der Mode [30] findet mittlerweile statt.

In der Massenanfertigung ist der 3D-Druck aktuell noch von geringer Bedeutung, da die herkömmlichen Verfahren (Pressen, Fräsen) bisher noch kosteneffektiver sind.

Im Bereich der Medizin geht die Anwendung bereits bis in die frühen 2000er Jahre zurück, vor allem im Bereich der Zahnimplantologie und Prothetik [31]. Seither haben sich die medizinischen Anwendungen für den 3D-Druck erheblich weiterentwickelt. Der aktuelle Einsatz in der Medizin kann in mehrere Kategorien eingeteilt werden: Gewebe- und Organherstellung, Prothesen, Implantate und anatomische Modelle sowie die pharmazeutische Forschung in Bezug auf die Wirkstoffentdeckung, -Abgabe und - Dosierungsformen [1].

Ein großer Vorteil des 3D-Druckes in der medizinischen Anwendung ist die Freiheit, maßgeschneiderte medizinische Produkte und Geräte zu produzieren. Die mögliche individuelle Anfertigung von Prothesen und Implantaten stellt sowohl für den Patienten als auch für den Arzt einen großen Vorteil dar [6].

Fast sämtliche Hörgerätehersteller und viele Zahntechniklabore machen sich die Technik bereits zunutze [32]. Die Anfertigung anatomischer Modelle kann aber auch zur OP-Planung und Vorbereitung Vorteile erbringen, beispielsweise bei Krankheitsbildern wie Herzfehlern mit komplexen und unklaren Anomalien, komplizierten Knochenbrüchen oder unübersichtlichen Tumor-Resektionen.

Implantate und Prothesen können in nahezu jeder erdenklichen Geometrie durch Bearbeitung aus Röntgen-, MRT- oder CT-Scans hergestellt werden [1, 6, 15]. Auf diese Weise kommt der Gebrauch von 3D-Druckern im Gesundheitswesen erfolgreich zum Einsatz, um kundenspezifisch Prothesen und Implantate gegebenenfalls innerhalb von 24 Stunden herzustellen [6, 33, 34]. Dieser Ansatz wurde bereits zur Herstellung von Zahn-,

Wirbelsäulen- und Hüftimplantaten verwendet [6].

Auch zur medizinischen Aus- und Fortbildung kann die Technik effektiv genutzt werden, so zeigte sich die Nutzung 3D-gedruckter Phantome zur Simulation und Optimierung CT-gestützter Interventionen als hilfreich [35].

Gerade in der Orthopädie bringt so das 3D-Druckverfahren deutliche Vorteile. Die taktilen Vorteile realistischer physischer Modelle können die Vorbereitung einer Operation verbessern. Bisher müssen Chirurgen die Implantate vor dem Einsatz modifizieren oder sogar Knochen verpflanzen, um Form, Größe und Passform anzupassen [6, 33].

Veröffentlichungen beschreiben die Verwendung von 3D-Druckern, um z.B. Knochen, Ohren, Brillen, Zellkulturen, Stammzellen oder Blutgefäße herzustellen [5]. Beispielsweise berichtete im Jahr 2018 die Universität von Minnesota über Fortschritte in der Forschung bei der Herstellung von bionischen Augen durch 3D-Printing [36].

Darüber hinaus können 3D-Drucker Vorrichtungen für Operationssäle und chirurgische Instrumente produzieren [15]. Es wird erwartet, dass es 3D-Drucktechnologien in Zukunft erlauben, Arzneimitteldosierungsformen, Freisetzungsprofile und Abgabe für jeden Patienten anpassen zu lassen [37].

Bereits im Jahr 2015 wurde mit dem Epilepsiemittel Spritam® (Aprecia Pharmaceuticals, East Windsor, NJ, USA) das erste 3D-gedruckte Medikament von der US-Arzneimittelbehörde FDA (Food and Drugs Administration) zugelassen [38].

Ein wichtiger Vorteil ist die Fähigkeit kostengünstig zu produzieren [2]. Herkömmliche Produktionen bleiben in der Großproduktion kostengünstig, wobei die Kosten des 3D-Druckes immer wettbewerbsfähiger werden [2]. Dies gilt insbesondere für kleine Standardimplantate oder Prothesen, wie sie bei zahnärztlichen oder kraniofazialen Störungen verwendet werden [6]. Dies zeigt wie vielseitig das 3D-Printing genutzt wird

und der Technik immer weniger Grenzen gesetzt sind.

Limitiert wird die Technologie noch durch teilweise langsame Produktionsgeschwindigkeiten, geringe Bauvolumina, unzureichende Reproduzierbarkeiten oder teils mangelnde Ergebnisse mit der Notwendigkeit die Oberfläche nachzubearbeiten (polieren, ätzen oder abschleifen). Für die Massenproduktion baugleicher Produkte eignet sich die Technologie aufgrund der Wirtschaftlichkeit nicht [19]. Ein Nachteil ist auch der unklare Erkenntnisstand in Bezug auf gesundheitsschädliche Risiken, die beispielsweise bei Schmelzverfahren durch die Freisetzung von organischen Verbindungen oder ultrafeinen Stäuben entstehen können [19].

1.5. Grundlagen Sakrum

1.5.1. Anatomie des Sakrums

1.5.1.1. Knöcherne Strukturen

Das Sakrum ist ein dreieckiger Knochen, welcher als Teil der Wirbelsäule den hinteren Teil des knöchernen Beckens darstellt.

Es besteht aus fünf, meist bis zum 20. Lebensjahr zusammengewachsenen Wirbeln (Synostose) und umgibt den Sakralkanal (Canalis sacralis), die Fortsetzung des Wirbelkanals. Kopfwärts (kranial) erfolgt über eine Bandscheibe und die weiter seitlich liegenden Gelenkfortsätze (Procc. articulares superiores) die Verbindung an den letzten Lendenwirbelkörper. Das markante Promontorium ist Teil des 1. Sakralwirbelkörpers und ragt nach ventral in den Beckenraum hinein. Weiter fußwärts (kaudal) schließt sich das Steißbein (Os coccygis) an, welches aus mehreren Wirbelrudimenten besteht und meist

knorpelhaft (*Articulatio sacrococcyga*) mit dem Kreuzbein verbunden ist.

Die Vorderseite des Sakrums (*Facies pelvica*) ist konkav gekrümmt, auf der konvexen Rückseite (*Facies dorsalis*) bilden die verschmolzenen Dornfortsätze eine Knochenleiste, die *Crista sacralis mediana*. Durch den nicht ausgebildeten 5. Wirbelbogen zeigt sich kaudal der *Crista sacralis* als Öffnung in den Sakralkanal der *Hiatus sacralis*.

Beidseits weiter seitlich gelegene Knochenkanten (*Cristae sacrales laterales*) sind durch die verschmolzenen Querfortsätze entstanden und gehen in die großen *Pars laterales* über, an deren Enden die nach ventral gekrümmten, nierenförmigen Gelenkflächen (*Facies auriculares*) für die Sakroiliakgelenke liegen. Über diese durch straffe Bänder stabilisierten Sakroiliakgelenke (*Amphiarthrose*) erfolgt die Verbindung an die Beckenschaufel (*Os ilium*).

Auf der hinteren und vorderen Seite des Sakrums befinden sich beidseits je vier Öffnungen, die *Foramina sacralia anteriora* und *posteriora*, die als Nerven- und Gefäßdurchtrittsstelle dienen [39-44].

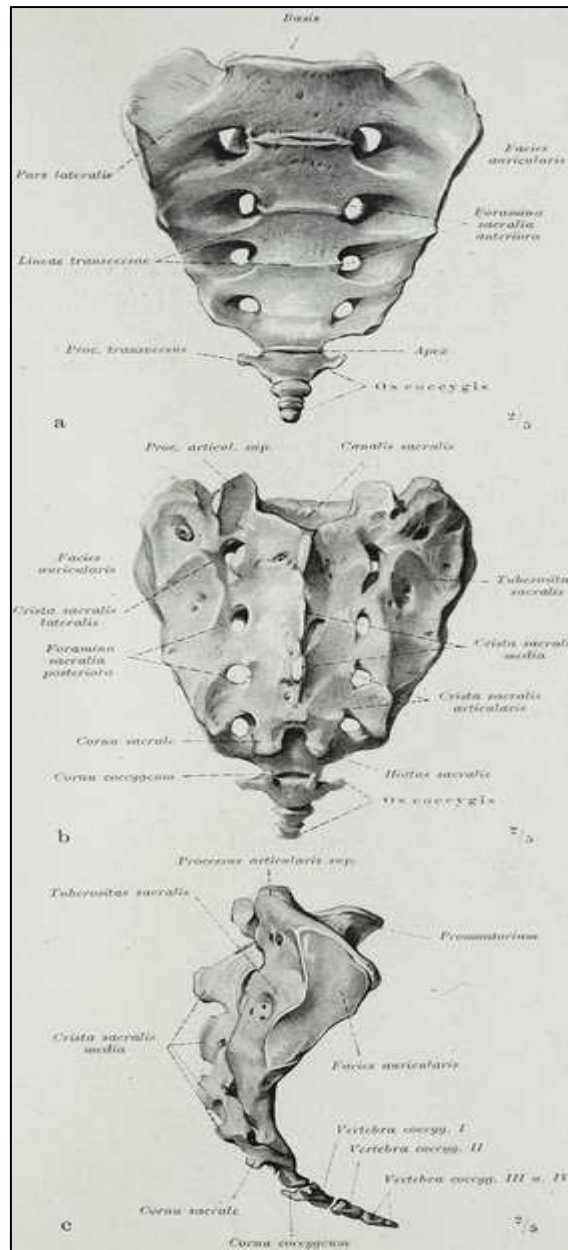


Abbildung 3: Ansicht des Os sacrum mit Facies pelvica, Facies dorsalis und von lateral

1.5.1.2. Ligamentäre Strukturen

Durch die straffen sakroiliakalen Bänder wird das Sakroiliakalgelenk in seiner Beweglichkeit stark eingeschränkt. Auf der Rückseite des Sakrums spannen sich die Lig. Sacroiliaca dorsalia zum Os ilium aus, die Bewegungen durch axiale Belastungen kompensieren.

Zusammen mit den Ligg. sacroiliaca interossea, die sich zwischen der Tuberositas des Sakrums und der Tuberositas des Os iliums ausspannen, bilden sie einen Teil der sakroiliakalen Gelenkkapsel. Entsprechend verlaufen auf der Vorderseite die ventralen sakroiliakalen Bänder, die ebenfalls die Gelenkkapsel mitausbilden (Ligg. sacroiliaca ventralia).

Zu den Querfortsätzen des 5. Lendenwirbelkörpers bestehen ligamentäre Verbindungen in Form des Lig. iliolumbale, ausgehend vom Beckenkamm und des Lig. lumbosacrale laterale, das an der Pars lateralis des Sakrums ansetzt.

Weiter distal zieht das Lig. sacrospinale von der Spina ischiadica zum Sakrum und Os coccygeum sowie das Lig. sacrotuberale vom Tuber ischiadicum zum Os Ilium und Sakrum, um eine Fixation und Kompensation der Rotationsbewegungen des Kreuzbeins zu erreichen. Das kräftige Lig. sacrotuberale dient als Ursprung für den M. gluteus maximus [40-43].

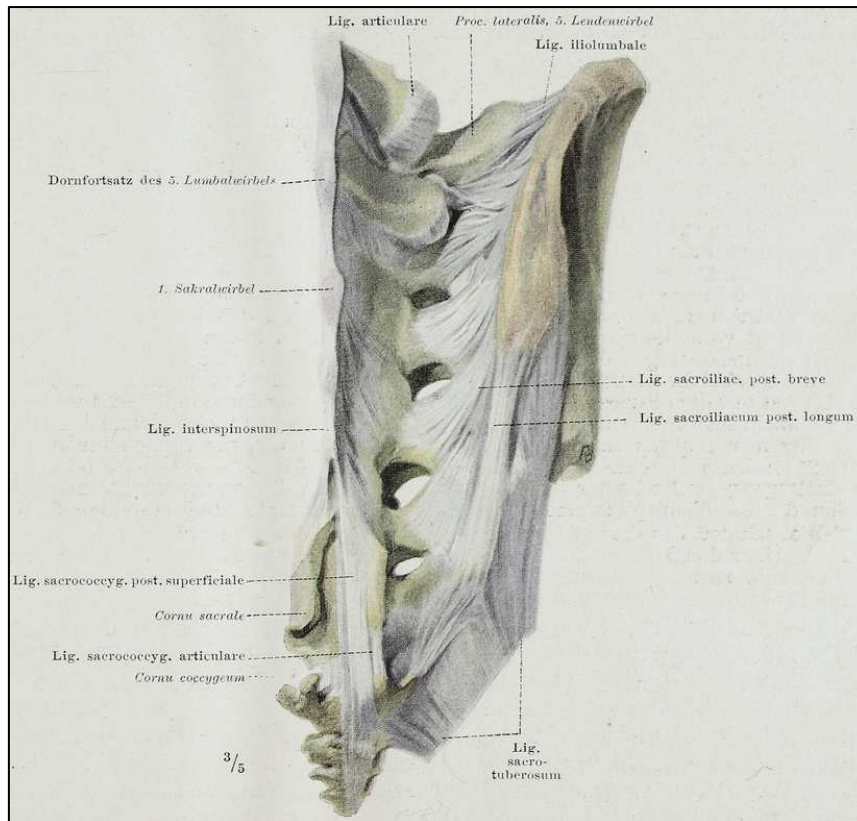


Abbildung 4: Ligamentäre Strukturen im Bereich des Sakrums

1.5.1.3. Nervale Strukturen

Der knöchern umschlossene Kreuzbeinkanal liegt median im Sakrum und ist die Fortsetzung des Wirbelkanals. Hier laufen 5 paarige Spinalnerven nach kaudal, die die Foramina sacralia segmentweise verlassen. Die Nervenwurzeln bilden sich pferdeschweifähnlich kaudal am Ende des Rückenmarks und werden als Cauda equina bezeichnet. Sie liegen in einem mit Liquor cerebrospinalis gefüllten Duralsack.

In 84% der Fälle endet auf Höhe des 2. Lendenwirbelkörpers das Rückenmark kegelförmig im Conus medullaris. Aus diesem geht ein ca. 20-25 cm langer Strang hervor, das fadenförmige Filum terminale, welches neben der Cauda equina verläuft. Es ist an der Rückseite des Os coccygis befestigt, um die Lage des Rückenmarks zu stabilisieren.

Die vorderen Anteile der Nerven L4, 5 und S1-3 sammeln sich nach Durchtritt durch die Foramina sacralia anteriora zum Plexus sacralis und vereinigen sich im Foramen ischiadicum zum N. ischiadicus. Zusammen mit dem Plexus lumbalis werden Becken und Beine neural versorgt. Aus dem vorderen Teil der 2.-5. Sakralnerven und dem N. coccygeus entsteht der N. pudendus, der u.a. den äußeren Blasenschließmuskel und den äußeren Afterschließmuskel innerviert. Die sensible Versorgung des anorektalen Gebietes erfolgt über den 3. und 4. Sakralnerv. Die Nerven S2-S4 innervieren Harnblase, Harnröhre und äußeres Genital.

Die hinteren Kreuzbeinlöcher sind kleiner und von der Form unregelmäßiger als die vorderen, durch sie laufen die hinteren Anteile der Sakralnerven (Rr. posteriores). Am weitesten kaudal befindet sich der Plexus coccygeus, der sich aus dem 4. und 5. Sakralnerv und dem zwischen Os coccygeum und Os sacrum austretendem R. ventralis des N. coccygeus bildet [43-45].

1.5.2. Biomechanik des Beckens bzw. des Os sacrum

Das knöcherne Becken besteht aus beiden Hüftbeinen (Ossa coxae) sowie dem Sakrum, mit dem es über die Sakroiliakalgelenke verbunden ist. Straffe Bänder dienen durch die Einschränkung der Bewegungsfähigkeit, v.a. dem Kreuzbein gegenüber den Ossa coxae, der Stabilisierung des Beckens und sind so für die Weiterleitung der Rumpflast auf die untere Extremität mitverantwortlich [46].

Der Beckenring übernimmt zahlreiche Funktionen, wie die Befestigung des Beckenbodens, die knöcherne Einbettung der sich darin befindlichen Organe, die Kraftübertragung von der Wirbelsäule auf die Beine und die statische Aufgabe, das feste Grundgerüst für die beweglichen Wirbelsäulenabschnitte zu formen.

Biomechanisch wird das Becken in einen vorderen und einen hinteren Beckenring gegliedert, wobei die hauptsächliche Stabilität über den hinteren Beckenring mit seinen kräftigen Bändern erfolgt. Entscheidend für die Beckenstabilität ist also das sakroiliakale Ringsegment, das aus dem dorsalen Darmbein, dem Kreuzbein und den ligamentären Verbindungen, vor allem den Ligg. sacroiliaca posteriora besteht [47].

Die ventrale Verbindung beider Ossa coxae erfolgt über die Symphysis pubica und straffe Ligg. pubica, die dorsale Verbindung dagegen über die amphiarthrotischen Sakroiliakalgelenke. Diese Gelenke erlauben minimale Bewegungen (Translations- und Rotationsbewegungen), können aber deutliche individuelle Unterschiede aufweisen. So ist die Beweglichkeit der Sakroiliakalgelenke des Mannes im Vergleich eingeschränkter [48], ebenso nimmt im Alter die Beweglichkeit ab, wohingegen in der Schwangerschaft die Beweglichkeit grundsätzlich zunimmt.

Bei Belastung kommt es im Bereich des Sakrums zu einer Verschiebung und Rotationsbewegung, das Kreuzbein kippt so nach ventral um eine fiktive, horizontale Achse, die in der Transversalebene durch den zweiten Sakralwirbel verläuft. Diese geringe mögliche Bewegung im Sakroiliakalgelenk wird als Nutation bezeichnet. Die kräftigen Bänder des Beckenbodens und die sakroiliakalen Bänder reduzieren diese Bewegungen jedoch drastisch [47].

1.5.3. Sakrumfraktur

Der Anteil der Beckenringfrakturen an der Gesamtzahl der Frakturen beträgt 3-8% [49], wobei die Inzidenz bei Schwerverletzten beispielsweise infolge Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großer Höhe zunimmt. Hierbei kommt es auch in 18–30% zu Frakturen des Sakrums [50], wobei diese Sakrumfrakturen auch einen Teil der Beckenfrakturen darstellen.

Eine indirekte Hebelwirkung oder Kraftweiterleitung über den Oberschenkelknochen sowie auch direkte Anpralltraumata kommen als Unfallmechanismus infrage [51]. Insuffizienzfrakturen, also Frakturen, die nicht durch ein adäquates Trauma bedingt sind, können in isolierter Form bei Osteoporose oder osteolytisch bei einem Tumor durch kleinste Belastungen entstehen [52-55]. Auch durch repetitive Überlastung (z.B. intensives Lauftraining) oder Überanstrengung kann eine Ermüdungsfraktur auftreten [56].

Der französische Chirurg Malgaigne beschrieb 1847 erstmalig eine Sakrumfraktur [57], die erstmalige Beschreibung einer Insuffizienzfraktur des Sakrums erfolgte 1982 von Lourie. Er bezeichnet sie als Resultat von übermäßig belasteter, durch Osteoporose, Medikamenteneinnahme, Strahlentherapie und Erkrankungen des Knochenstoffwechsels veränderter Knochenstruktur [58, 59]. Die Relevanz der Sakrumfraktur erklärt sich durch die mögliche Verletzung neurologischer Strukturen, sowie der Tatsache, dass sie als Teil der instabilen Beckenfraktur erhebliche Begleitkomplikationen erbringen kann.

1.5.4. Diagnostik der Sakrumfraktur

In der Diagnostik der Frakturen des Os sacrum ist die radiologische Bildgebung grundlegend. Insuffizienzfrakturen werden in der Regel erst spät diagnostiziert und behandelt. Stressfrakturen zeigen sich häufig in mäßiger klinischer Erscheinung in Form geringgradiger Rückenschmerzen, bis hin zu immobilisierenden Schmerzen nach einem Niedrigenergietrauma [60]. Anamnestisch klagten die Patienten meist über seit längerem bestehende Kreuzschmerzen, oft ohne erinnerliches Trauma. Gegebenenfalls zeigen sich bei der körperlichen Untersuchung Hinweise für eine Beckeninstabilität. Standarduntersuchung ist die Beckenübersichtsaufnahme im anterior-posterioren Strahlengang.

Als erweiterte Diagnostik können Schrägaufnahmen und „inlet“- und „outlet“-Aufnahmen nach Pennal zum Einsatz kommen. Die „outlet“-Aufnahme ist eine Schrägaufnahme, die mit dem Zentralstrahl in 40° caudo-cranialer Richtung angefertigt wird, um Vertikalverschiebungen beurteilen zu können.

Mit der „inlet“-Aufnahme (ca. 40° cranio-caudal gekippte Röntgenröhre) lassen sich v.a. ventro-dorsale Verschiebungen erfassen. Auch Frakturen des Sakrums lassen sich hier besser erkennen, da das Kreuzbein plan zur Abbildungsebene steht. Eine Ermüdungsfraktur oder nur gering dislozierte Frakturen sind in der Nativ-Röntgen-Aufnahme jedoch häufig nicht zu sehen [59], wobei Montana et al. den Anteil der übersehenen Sakrumfrakturen mit 35% angibt [61], Northrop immerhin mit 30% [62] und Rommens et al. sogar mit 50% [63]. Die Computertomographie, und auch bei Ermüdungsfrakturen die Knochenszintigraphie, haben in der weiterführenden Diagnostik der Verletzungen des Kreuzbeins einen hohen diagnostischen Stellenwert [64-66].

Weiter kann in der Magnetresonanztomographie, vor allem in der T2- und der STIR-Sequenz (Fett-Signal-Unterdrückung), ein Ödem der Fraktur erkannt werden.

Im Gegensatz zu den Stressfrakturen, werden Frakturen, hervorgerufen durch hohe Gewalteinwirkung, wie bei polytraumatisierten Patienten, meist durch standardisierte diagnostische Abläufe aufgrund der Gesamtverletzung schnell erkannt [67]. Hier erfolgt nach klinischer Untersuchung (Inspektion, Palpation, Neurologischer Status, Kreislaufsituation) ebenfalls eine Standarddiagnostik mittels Abdomen-Sonografie und Beckenübersichtsaufnahme, ggf. ergänzt durch „inlet“- und „outlet“-Aufnahmen und weiterführend die computertomographische Untersuchung.

1.5.5. Klassifikation der Sakrumfraktur

Prinzipiell werden Sakrumfrakturen als Teil der Beckenringfrakturen klassifiziert. Hierbei hat sich das ABC-Schema nach Müller durchgesetzt, welches die Einteilung aufgrund des Unfallmechanismus von Pennal mit der Instabilitätseinteilung von Tile, verknüpft [68, 69]. Dieses System wurde auch von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO Foundation) bzw. der „Orthopaedic Trauma Association“ übernommen [70].

Im klinischen Alltag unterscheidet man zwischen stabiler und instabiler Fraktur. Gleichzeitig wird die Instabilitätsrichtung angegeben. Im Bereich des vorderen Beckenrings zeigen sich transsymphysäre und transpubische Instabilitäten, im Bereich des dorsalen Beckenrings kann es zu transiliosakralen, transazetabulären, transsakralen oder transiliakalen Instabilitäten kommen. Typ-A-Verletzungen sind stabile Frakturen, bei denen der dorsale Beckenring intakt ist. Eine teilweise Instabilität zeigt sich bei Typ-B-Verletzungen, bei denen es neben einer ventralen Instabilität auch zu einer inkompletten Unterbrechung der dorsalen Strukturen gekommen ist. Die Typ-C-Verletzung ist bei komplett unterbrochenem Beckenring durch eine dreidimensionale rotatorische und translatorische Instabilität des Beckenringes gekennzeichnet.

Denis et al. führten 1988 eine Klassifikation der Sakrumfraktur ein, die sich auf die Auswertung von 236 Sakrumfrakturen stützt und auch eine neurologische Problematik berücksichtigt [71]. Die Einteilung erfolgt in drei anatomische Zonen und findet auch aktuelle klinische Anwendung.

Die erste Zone ist die transalare Zone, in der die Frakturen lateral der Foramina lokalisiert sind. Der Zentralkanal oder die Foramina sind nicht betroffen. In der zweiten Zone treten Frakturen im Bereich eines oder mehrerer Foramina auf. Der Zentralkanal ist jedoch nicht

geschädigt. In der Zone 3 befinden sich Frakturen, die den Zentralkanal in der zentralen Zone betreffen.

Frakturen der Zone 1, also innerhalb der Ala sacralis finden sich ungefähr in der Hälfte der Fälle. Diese Frakturen werden durch die straffen hinteren sakroiliakalen Bänder stabilisiert. Selten treten Frakturen der Zone 3 auf (15%), auch diese sind meist stabil. Biomechanisch bedeutsam sind die Frakturen der transforaminalen Zone (34%), durch die es zu Beckeninstabilitäten kommen kann (28%) [71]. Die Häufigkeit der neurologischen Komplikationen steigt von lateral nach medial, ist also in der Zone 3 am größten (56,7%) und kann sich in Form von Störungen der Harnblasen- und Sphinkterfunktion sowie der Sexualfunktion zeigen (76,1%). Im Bereich der transforaminalen Zone zeigen sich neurologische Störungen (28,4%) vor allem durch N. ischiadicus bezogene Wurzelschädigungen, die wenigsten neurologischen Verletzungen finden sich bei Frakturen der Zone 1 (5,9%; vorwiegend L5 Wurzel und N. ischiadicus).

Basierend auf der Klassifikation von Denis et al. erweiterte Pohlemann die Einteilung, indem er knöcherne Bandausrisse, transalare und transforaminale, sowie zentrale und bilaterale Frakturen unterscheidet und somit eine genauere Bezeichnung möglich ist [43].

Auch die AO-Foundation klassifiziert die isolierte Sakrumfraktur. Es werden A-, B- und C-Frakturen unterschieden. Die A-Frakturen sind Frakturen der unteren Segmente und haben keinen Kontakt zum Iliosakralgelenk. Sie werden in Kompressionsfrakturen bzw. in Frakturen des Os coccygis, in nicht-dislozierte transversale Frakturen und in dislozierte transversale Frakturen unterteilt. B-Frakturen sind in den oberen Segmenten lokalisiert und haben Beziehung zu den Iliosakralgelenken. Unterschieden werden isolierte vertikale Frakturen, medial der Foramina, entsprechend Denis 3, laterale bzw. transtalar Frakturen, entsprechend Denis 1 sowie transforaminale Frakturen, die die Foramina betreffen, jedoch

nicht den Spinalkanal. C-Frakturen führen zu einer Beckeninstabilität. Sie werden in nicht-dislozierte U-förmige Frakturen, U-förmigen Frakturen ohne hintere Instabilität, bilaterale Frakturen ohne transversale Frakturbeteiligung und dislozierte U-förmigen Frakturen eingeteilt [70]. Rommens klassifiziert speziell Fragilitätsfrakturen des Beckenringes (Fragility Fractures of the Pelvis) um diese auf die Morphologien der Verletzungen im Alter anwendbar zu machen. Es werden vier Typen unterschieden: Typ-I-Frakturen sind isolierte anteriore Beckenringfrakturen, welche konservativ behandelt werden. Nicht-dislozierte Frakturen des hinteren Beckenringes, die ebenfalls konservativ behandelt werden, sind als Typ II klassifiziert. Die Frakturen Typ III sind dislozierte unilaterale hintere Beckenringverletzungen mit instabilem vorderen Beckenring und sollten operativ behandelt werden. Bilaterale dislozierte hintere Beckenringverletzungen werden als Typ IV klassifiziert und werden ebenfalls operiert [72].



Abbildung 5: Klassifikation der Sakrumfraktur nach Denis, Zone I: transalare Zone, Zone II: transforaminale Zone, Zone III: zentrale Zone

1.5.6. Therapie der Sakrumfraktur

Die Entscheidung zur Behandlung der Sakrumfraktur hängt entscheidend von der Instabilität und der Ausprägung einer Dislokation ab [43]. Die Mehrzahl der Frakturen kann konservativ therapiert werden. Hierbei kommen Frakturen in Frage, die nur gering oder nicht disloziert sind und keine neurologischen Begleitverletzungen zeigen [73]. Eine initiale Bettruhe mit allmählichem Belastungsaufbau unter physikalischer Therapie ist hier angezeigt. Es erfolgt eine regelmäßige Röntgenkontrolle zur Vermeidung einer sekundären Dislokation.

Dislozierte Frakturen sollten grundsätzlich, unter Berücksichtigung der Komorbiditäten des Patienten, einer operativen Therapie zugeführt werden um die notwendige Beckenstabilität zu gewährleisten [9,74]. Auch in Anbetracht der hohen Komplikationsrate, die mit einer langen Immobilisation bei einer konservativen Versorgung auftreten kann, ist eine operative Versorgung abhängig vom Allgemeinzustand des Patienten mitunter indiziert [9].

Das Ziel der operativen Therapie ist die Wiederherstellung der Stabilität des Beckenrings. Bei schwerverletzten Patienten kommt ggf. eine notfallmäßige vorübergehende Anlage eines Beckengurtes, eines Fixateur externe im ventralen Beckenring oder einer Beckenzwinge im dorsalen Bereich zum Einsatz, um nach Stabilisation der Kreislaufverhältnisse zu einem späteren Zeitpunkt die definitive operative Versorgung der Fraktur anzugehen. Auch eine Dekompressionsoperation des Spinalkanals bei neurologischen Komplikationen kann oft erst später, nach Stabilisierung des Patienten angegangen werden. Beckenringfrakturen mit zumindest partieller Stabilität ohne Kreislaufproblematiken, wie Typ-A- und B-Verletzungen, werden in aller Regel nicht notfallmäßig, sondern postprimär versorgt. Bei der operativen Versorgung der

Sakrumfraktur existieren aktuell verschiedene Vorgehensweisen, wobei sich prinzipiell die interne Stabilisierung durchgesetzt hat. Eine etablierte Methode ist die transiliosakrale Schraubenosteosynthese, die bereits 1934 von Lehmann veröffentlicht wurde [75] und heute minimalinvasiv perkutan erfolgen kann. Dieser Eingriff zeigte sich gegenüber einer offenen Operation als komplikationsärmer bzgl. Blutverlust und post-operativen Wundheilungsstörungen bei geringerer Operationsdauer [76, 77]. Mittlerweile stehen für ein genaueres und sichereres Vorgehen auch Methoden zur Verfügung, die das computertomographische oder fluoroskopische Platzieren der Schrauben ermöglichen [78-83]. Weitere Behandlungsmöglichkeiten sind der Einsatz von winkelstabilen Osteosyntheseplatten (LCP, locking compression plate), die Versorgung durch CT gesteuerte Ballon-Sakroplastie [84], ggf. auch mit kombinierter Verschraubung [59] oder bilateralem Schrauben-Stab System zwischen Crista iliaca posterior und dem Pedikel von L4 oder L5 [85]. Josten erweiterte die Konstruktion des Schrauben-Stab- Systems durch eine zusätzliche iliosakrale Schraube zur so genannten triangulären Osteosynthese [86, 87]. Je nach Frakturform schließt sich die operative Stabilisierung des vorderen Beckenringes an.

1.6. Motivation und Fragestellung

Während bisher im Bereich der Fraktur des Sakrums meist 2-dimensionale diagnostische Verfahren zur Anwendung kamen und gerade für den Patienten zur Besprechung der Therapieoptionen aktuell nur eine reduzierte Veranschaulichung des Ausmaßes der Verletzung möglich ist, stellt sich die Frage nach neuen diagnostischen Möglichkeiten.

Kern dieser Arbeit ist die Frage, ob sich ein Frakturverlauf im Bereich des Sakrums auch

am 3D-gedruckten Modell entsprechend nachvollziehen lässt und es somit sinnvoll sein kann, insbesondere im Bereich der Sakrumfraktur mit den schnell wachsenden Möglichkeiten des 3D-Druckes neue diagnostische Wege zu gehen. Hiermit soll Patient und Arzt ein 3-dimensionales Modell gegeben werden, durch das sich Ausmaß der Verletzung und die damit verbundenen Therapiemöglichkeiten veranschaulichen lassen und nachvollzogen werden können. Ergänzend zu einer virtuellen 3D-Rekonstruktion, die nur am Computer visualisiert wird, kann die Erstellung eines plastischen Modells zur Betrachtung hier erweiterte Möglichkeiten bieten.

Diese Arbeit entstand im Rahmen einer Studie am Institut für Biologische und Medizinische Bildgebung (IBMI) am Helmholtz Zentrum München. Basierend auf CT-Daten von Patienten mit einer Sakrumfraktur erfolgte die Bearbeitung der einzelnen Bildschnitte anhand einer Software, um diese dreidimensional zu visualisieren. Später wurden mit zwei unterschiedlichen 3D-Druckern plastische Modelle generiert, um anschließend die Darstellbarkeit der einzelnen Frakturbereiche nachzuvollziehen. Die praktische Tätigkeit meiner Arbeit lag in der Segmentierung der Datensätze und Erzeugung der 3D-Modelle.

2. Material und Methoden

2.1. Gewinnung der Ausgangsdaten

Jede Methode, die 3D-Datensätze erstellt, wie CT, DVT oder MRT, kann zur Bildgenerierung verwendet werden [88, 89]. Die Verfahren sind unterschiedlich in Kontrast und somit in der Segmentierbarkeit. Während eine Magnetresonanztomographie eher die Segmentierung von Weichteilgewebe ermöglicht und durch die längere Untersuchungszeit die Anfälligkeit für Bewegungsartefakte steigt, verwendeten wir in dieser Arbeit aufgrund der guten Gewebekontrastierung und Knochendarstellung computertomographische Ausgangsdaten. Hierbei wurden Schichtdicken von 0.9-3 mm realisiert.

Für die Erstellung der dreidimensionalen Modelle wurden sämtliche CT-Schnittbilder in transversaler Schichtung benutzt, da sich in dieser Ebene in Bezug zur Schnittmenge die beste Auflösung zeigte.

Die Schnittbilder lagen im DICOM-Format (Digital Imaging and Communications in Medicine) vor, einem offenen Standard im medizinischen Bildmanagement. Durch das DICOM-Format wird die Datenspeicherung und das Kommunikationsprotokoll zur Interoperabilität standardisiert und bei den meisten bildverarbeitenden Systemen, wie der Computertomographie, der Magnetresonanztomographie oder dem Röntgen verwendet.

Die computertomographische Untersuchung der einzelnen Patienten generierte jeweils mehrere Schnittbildserien im DICOM-Format. Nach Analyse der Datengröße, Bildqualität und Schnittbildebene erfolgte die Auswahl der zu bearbeitenden Serie, die für die Visualisierung und Herstellen eines 3D-Modelles notwendig war.

2.2. Patientenkollektiv

In dieser Arbeit erfolgte die Bearbeitung der Bilddaten von sechs Personen, die eine Sakrumfraktur erlitten haben.

Das Alter der Personen lag zwischen 33 und 87 Jahren, alle waren weiblich. Vier Personen (Fall 1,2,4 und 6) erlitten ein adäquates Trauma. Hierbei verursachte zweimal ein Sturz auf das Gesäß bzw. die Hüfte bei vorbestehender osteoporotischer Stoffwechsellaage, einmal ein Sturz von einem Pferd aus größerer Höhe und einmal ein Fahrradsturz, die Fraktur.

Computertomographisch zeigte sich hierunter zweimal eine Fraktur des Stadiums Denis 2 (Fall 1 und 4), also mit Beteiligung der Foramina. Im Fall 2 und 6 zeigte sich eine Fraktur des Stadiums Denis 1 ohne Beteiligung der Foramina.

In den beiden anderen Fällen (3 und 5) zeigte sich eine Stressfraktur, ohne adäquates Trauma, bei ebenfalls vorbekannter Osteoporose. Diese Frakturen konnten nach Denis im Stadium 1 klassifiziert werden.

Alle Patienten konnten einer konservativen Therapie in Form einer beschwerdeadaptierten analgetischen Therapie unter Teilbelastung sowie regelmäßigen radiologischen Verlaufskontrollen erfolgreich zugeführt werden.

2.3. Die angewendete Software „Amira“

2.3.1. Überblick

Um aus den gewonnenen Schnittbildern durch Übereinanderlegen und Extraktion der Knochenkontur eine zusammenhängende Oberfläche visualisieren zu können, benötigten wir eine Software zur Datenverarbeitung. In dieser Arbeit wurde das Softwarepaket Amira

5.6 verwendet.

Amira ist eine modulare Softwareplattform zur Verarbeitung, Visualisierung und Analyse von dreidimensionalen und vierdimensionalen Dateien, das von der US-amerikanischen Firma Thermo Fisher Scientific in Zusammenarbeit mit dem Zuse Institute Berlin entwickelt wurde. Ihre flexible Benutzeroberfläche und modulare Architektur lässt sie in verschiedensten Bereichen, wie der Werkstoffkunde [90], der Molekularbiologie [91] oder auch der Quantenphysik [92] zum Einsatz kommen.

Unter einer Vielzahl an Features bietet die Software die Möglichkeit der Bild-Segmentierung mit Hilfe automatischer, halbautomatischer und manueller Tools. Die Segmentierung ist der Prozess des Unterteilens eines digitalen Bildes in mehrere Objekte, um die Visualisierung und Analyse verändern zu können oder zu vereinfachen. Ist die gewählte Struktur einmal segmentiert, kann dies später zur weiteren Bildanalyse und der Generierung von 3D-Modellen verwendet werden.

In dieser Arbeit nutzten wir, wie oben bereits genannt, computertomographische Bilder zur Visualisierung unserer Ausgangsdaten. Die 3D-Modelle wurden nach manueller und automatischer Segmentierung erstellt und konnten später mit 3D-Druckern gedruckt werden.

3. Segmentierung

Die Segmentierung bezeichnet die Zuweisung inhaltlich ähnlicher Regionen durch Verbindung benachbarter Pixel oder Voxel entsprechend bestimmter Homogenitätsmerkmale oder auch die Abgrenzung voneinander anhand von Unterschiedsmerkmalen. Das bezeichnet also den Vorgang des Überprüfens der einzelnen Bildpunkte auf die Zugehörigkeit zu dem relevanten Objekt und basiert zum Beispiel auf

Kontrastsprüngen unterschiedlicher Gewebe. Hierbei werden automatisch, semiautomatisch oder manuell bestimmte Strukturen Schnitt für Schnitt markiert und einem Material zugeteilt, wodurch ein sogenanntes Binärbild entsteht [93]. Bei der manuellen Segmentierung werden von einem sachkundigen Bearbeiter, der im Zweifel über die Zugehörigkeit einzelner Bildpunkte entscheiden muss, die Zuweisungen der Bildpunkte zu einem gefragten Material per Hand vorgenommen. Bei einer semiautomatischen Segmentierung werden automatische und manuelle Verfahren kombiniert.

Bei den automatischen Methoden existieren viele unterschiedliche Segmentierungsmöglichkeiten, um die einzelnen Bildstrukturen zu trennen, wie pixelorientierte-, kantenorientierte- oder regionenbasierte Verfahren. Die Zuweisung der einzelnen Bildpunkte erfolgt durch eine Software mittels verschiedener Algorithmen.

Die Übergänge zwischen den Verfahren sind oft fließend und können auch kombiniert werden.

Pixelorientierte Verfahren verbinden Bildpunkte anhand von Merkmalen. Beispielsweise ist das Schwellwertverfahren ein pixelorientiertes Verfahren, bei dem der Grauwert eines Bildpunktes anhand eines bestimmten Schwellwertes einem Material zugeteilt wird. Ein Histogramm zeigt in einer Graphik oder Kurve die Häufigkeit dieser einzelnen Grauwerte eines Bildes an, woraus sich der Schwellwert ermitteln lässt. Dieses Verfahren lässt eine schnelle und leichte Segmentierung zu, jedoch kann es auch zu Ungenauigkeiten kommen, wenn man sich ausschließlich auf das Schwellwertverfahren verlässt [94].

Einzelne anatomische Gewebe werden also aufgrund der Absorptionsfähigkeit von Röntgenstrahlung in verschiedenen Grauwerten dargestellt, was eine erste Differenzierung der anatomischen Strukturen erlaubt. Diese Abschwächung der Röntgenstrahlung in unterschiedlichem Gewebe wird in der Computertomographie durch die Hounsfield Skala

beschrieben. Diese gibt also den Grenzwert für die gewünschte Gewebeart vor, für Knochengewebe 500 Hounsfield-Einheiten (HE).

Kantenorientierte Verfahren suchen im Bild nach Kanten und Konturen, basierend auf der Annahme, dass zwischen verschiedenen Objekten plötzliche Änderungen des Grauwertes vorhanden sind. So werden bei großen Unterschieden Kanten angenommen. Teil der kantenorientierten Segmentierungsalgorithmen sind aktive Konturmodelle, auch „Snakes“ genannt. Diese können durch Objektverfolgung lückenhafte Außenkonturen gut darstellen.

Bei regionenorientierten Verfahren versucht die Software den Durchschnittsgrauwert von Punktmengen einer Region als zusammenhängende Struktur zu erkennen. Aufgrund von Homogenitätsmerkmalen erfolgt die automatische Zuweisung zu einer Struktur.

Zu Beginn der Segmentierung ist es wichtig, einen korrekten Schwellwert zu wählen, um Knochen möglichst exakt von dem umgebenden Gewebe zu differenzieren.

Die ungeeignete Wahl des Schwellwertes kann einen erheblichen Einfluss auf das Ergebnis haben. Durch die falsche Festlegung des Schwellwertes besteht die Gefahr, zu wenige Voxel oder andererseits viel zu umfangreiche Markierungen zu erhalten.

Bei komplexen Strukturen und bei direkt angrenzenden, nicht zur Segmentierung beabsichtigten Knochen, wie in unserer Arbeit dem Os ilium, geraten vorgenannte automatische Verfahren bald an ihre Grenzen und es wurde so eine manuelle Segmentierung notwendig. Die Beurteilung und Zuteilung der unterschiedlichen Gewebsstrukturen bei manueller Bearbeitung erfordert jedoch anatomisches Wissen und kann bei Bearbeitung von Hand, wie auch in dieser Arbeit sehr zeitaufwändig sein [95, 96].

3.1.1. Verfahren der Visualisierung

Durch bildgebende Verfahren, in unserem Fall die Computertomographie, werden viele einzelne zweidimensionale Schnittbilder von dem zu untersuchenden Objekt erstellt. Jedes Schnittbild ist aus einer Vielzahl von Farbwerten, den sogenannten Pixeln („picture elements“) aufgebaut, denen jeweils ein Grauwert zugeordnet ist. Durch Übereinanderlegen vieler Bilder erhält man eine dreidimensionale Struktur, wobei die einzelnen Bildpunkte, die in ihrer Gesamtheit ein dreidimensionales Gitter ausbilden, Voxel („volume elements“) genannt werden.

Wir benutzten Amira zur Generierung von Oberflächenmodellen, den Iso-Surfaces, bei denen benachbarte Voxel von ähnlichem Graustufenwert miteinander verbunden wurden.

Durch den guten Kontrast von Knochengewebe gegenüber anderem Gewebe in der Computertomographie, lässt sich die Knochenstruktur durch die Einstellung des entsprechenden Schwellwertes als Gesamtes extrahieren. Das direkte Angrenzen benachbarter Knochenstrukturen an das Sakrum, wie der fünfte Lendenwirbelkörper oder das Os ilium, machte zusätzlich zu den automatischen Prozessen eine manuelle Segmentierung erforderlich.

Um eine Reduktion der enormen entstandenen Datenmenge und dadurch eine Verlangsamung der Verarbeitung zu vermeiden, verfügt Amira über verschiedene Funktionen, die eine Neuberechnung in niedrigerer Auflösung ermöglichen (Surface Simplification Editor). Die im Inneren der Modelle liegenden Strukturen, fernab der Oberfläche, waren irrelevant für das Erscheinen der äußeren Form und wurden zur weiteren Datenreduktion entfernt. Dies ist ebenfalls manuell mit Hilfe von Amira Tools zu bewerkstelligen und daher zeitaufwändig. In unserer Arbeit lag der Zeitaufwand bei über 2

Stunden je Sakrum.

3.1.2. Benutzeroberfläche, Bedienung und Funktionen

Die Benutzeroberfläche von „Amira“ zeigt mehrere verschiedene Fenster. In einem Grafik-Fenster erfolgten die Visualisierungen und es konnten unterschiedliche Ansichtsoptionen, wie Rotationen, Betrachtung in X-, Y- und Z-Achse, sowie Vergrößerungen, vorgenommen werden. Ebenfalls konnten hier Ausmessungen vorgenommen und mehrere Schnittbildserien unterschiedlicher Ausrichtung in Fenstern parallel dargestellt werden, um sich während der Segmentierung besser orientieren zu können. In dem eigentlichen Hauptfenster, dem „pool“, wurden die einzelnen Dateien angezeigt und in Form eines Netzwerkes mit verschiedenen Visualisierungstools verbunden.

In einem „Segmentation Editor“ erfolgte dann der Prozess der Segmentierung. Amira bietet hierfür verschiedene manuelle, semiautomatische und automatische Tools zum Bearbeiten an, wie zum Beispiel die Markierung mit einem Pinsel oder Lasso, die Konturbearbeitung mit „snakes“ oder einer „intelligenten Schere“. Für unsere Arbeit am sinnvollsten erwies sich das manuelle Arbeiten mit dem Pinsel sowie das semi-automatische Verfahren mithilfe der „magic wand“. Hierbei wurde in den bereits manuell vorsegmentierten Bereichen ein Grenzwert frei festgelegt. Durch Markierung des gewünschten Knochengewebes erweitert Amira die Struktur um die entsprechend ähnlichen Bildpunkte aus.

Im „segmentation editor“ können zahllose verschiedene Materialien zur Bearbeitung erstellt werden, die sich dann gut durch die Zuordnung verschiedener Farben unterscheiden lassen. Das Fortschreiten der Segmentierung konnte in sämtlichen Achsen parallel betrachtet werden. Die koronaren Schnitte zeigten in den Aufnahmen die beste Qualität, sodass wir uns für die Bearbeitung in dieser Ebene entschieden. Im Anschluss konnte gegebenenfalls

die Korrektur in axialer oder sagittaler Ebene erfolgen. Bei der notwendigen manuellen Bearbeitung musste man häufig kompromissbereit nach eigenem Ermessen segmentieren, insbesondere in unserem Fall 3, wo sich bei einliegender Spondylodese von LWK 3 bis SWK 1 (Schrauben-Stab-System) Artefakte zeigten und die einliegenden Schrauben nicht mitsegmentiert wurden.

Es erfolgte manuell die Abgrenzung zum Os Ilium in den Kreuz-Darmbeingelenken und dem 5. Lendenwirbelkörper über die Facettengelenke LWK 5/SWK 1 sowie die Bandscheibe. Für Bereiche, die sich von Schnitt zu Schnitt nicht wesentlich änderten, konnte die Interpolation benutzt werden. Hierbei werden Bildinhalte zwischen einzelnen segmentierten Bildern automatisch eingefügt und ergänzt. Über die Funktion „fill all slices“ erfolgte schließlich die Verbindung der einzelnen segmentierten Schnitte.

Waren die einzelnen Bilder einmal segmentiert, generierte „Amira“ über das Modul „SurfaceGen“ ein polygonales Oberflächenmodell, welches im Grafikfenster des „object pools“ dargestellt wurde. Mithilfe der Option einer Glättung („smoothing“) konnte die Objektoberfläche verfeinert werden. Auch ein Gauß-Filter wurde zur weiteren Glättung und Reduzierung des Bildrauschens verwendet.

Die Oberfläche des Objektes wird aus einem Gitter von vielen Dreiecken dargestellt.

Die Anzahl dieser im „SurfaceGen“ generierten Dreiecke kann wie auch in unserem Fall zur Verarbeitung zu groß sein. Ein „Surface Simplification Editor“ reduzierte die Anzahl der vorhandenen Dreiecke, um das Modell zur Verarbeitung zu vereinfachen. Über das Modul „Surface view“ wurde das Ergebnis im Grafikfenster visualisiert und konnte zur Ansicht rotiert oder verschoben werden.

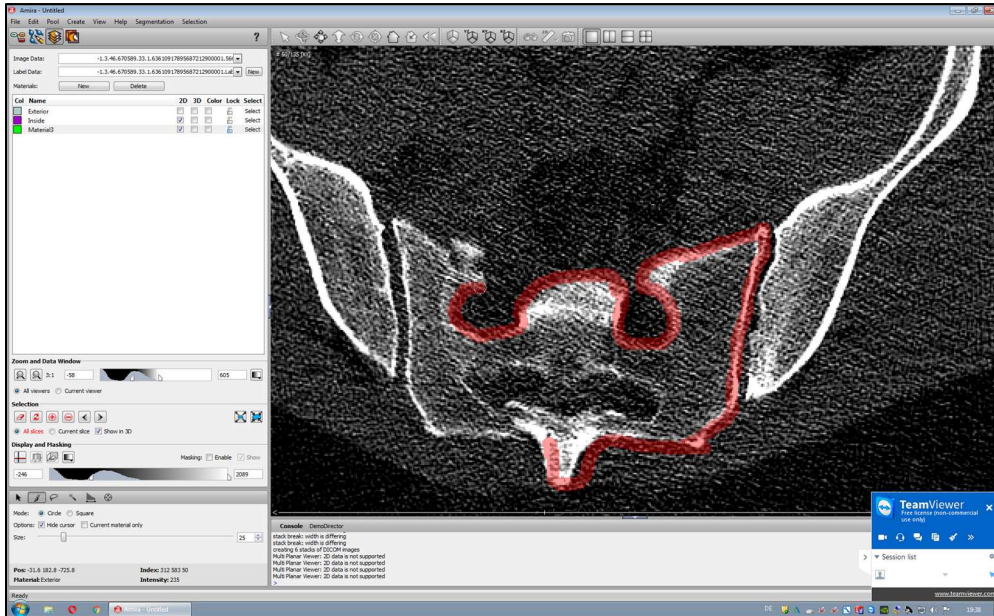


Abbildung 6: Vorgang des manuellen Segmentierens im „Segmentation editor“

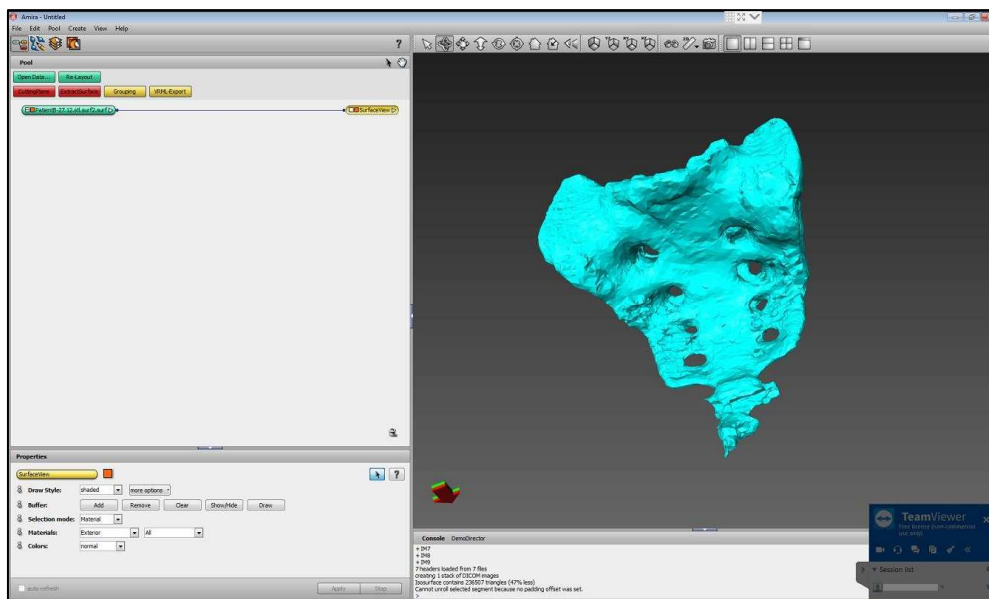


Abbildung 7: Generiertes Oberflächenmodell im „object pool“

3.2. Verwendete 3-Drucker und Werkstoffe

Der zunächst für die Fälle 1,2 und 3 verwendete 3D-Drucker „Renkforce RF1000“ der Firma Renkforce, funktioniert mit dem Druckverfahren des Fused Filament Fabrication

(FFF) und ist seit 2015 im Handel. Bei einem Gewicht von 16,5 kg hat er einen Bauraum von 175x245x230 mm. Ein schmelzfähiger Kunststoff, in unserem Fall Polylactid (PLA), wird über einen Schlauch einer Düse mit einem Durchmesser von 0,5 mm zugeführt, in welcher er dann geschmolzen wird. PLA ist ein synthetisches Polymer, das zu den Polyestern gehört. Zusammen mit Acrylnitril-Butadien-Styrol gehört es zu den am häufigsten eingesetzten Filamentmaterialien. PLA ist aus vielen aneinandergelinkten Milchsäuremolekülen aufgebaut und besitzt eine hohe Oberflächenhärte und eine ausgeprägte Steifigkeit. Weiterer Vorteil ist die Beständigkeit gegenüber Ölen und Fetten, jedoch versprödet es durch den Einfluss von UV-Strahlung.

Die Temperatur der Düse wird für Polylactid auf 220°C eingestellt. Schichtweise wird er dann auf eine keramische Heizplatte aufgetragen, auf der das Modell allmählich entsteht. Die Heizplatte kann eine Heizkraft von über 150°C erreichen, wobei bei Verwendung unseres Filamentes PLA eine Temperatur von 60°C ausreichend war, um das Modell nicht zu schnell abkühlen zu lassen. Ein Display und Direkttastenfeld befindet sich an der Vorderseite des Gerätes, während eines Druckvorganges werden kontinuierlich Informationen zu dem laufenden Prozess angezeigt. Als Druckersoftware wird ein „Open-Source“- Programm verwendet.

Für Überhänge wird ein Stützmaterial benötigt und mitgedruckt. Dieses besteht ebenfalls aus PLA und muss nach Beendigung des Druckvorganges herausgebrochen oder mit Werkzeug entfernt werden.

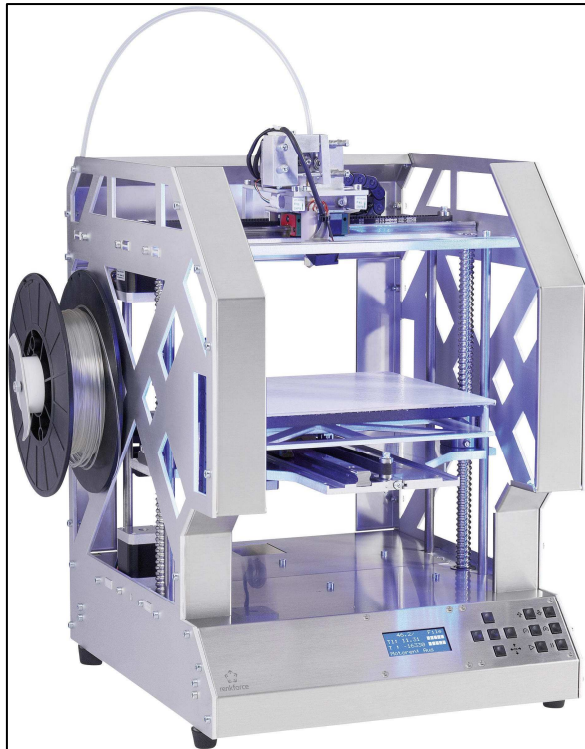


Abbildung 8: Renkforce RF1000



Abbildung 9: Vorgang des 3D-Printings

Der in unserer Arbeit für die Fälle 4, 5 und 6 verwendete 3D-Drucker „ultimaker 3“, der niederländischen Firma „ultimaker“, ist seit Oktober 2016 auf dem Markt. Die Technik basiert ebenfalls auf dem Prinzip des Fused Filament Fabrication (FFF).

Der „ultimaker 3“ hat einen Bauraum bei Nutzung mit Dual Extrusion von 197x215,5x200 mm bei einem Gewicht von 10,6 kg.

Über das im Display an der Frontseite des Gerätes angezeigte Hauptmenü können die benötigten Einstellungen (Drucken, Material/PrintCore und System) vorgenommen werden.

Das „Dual extruder system“ des „ultimaker 3“ ist ein vorteilhaftes Feature im Vergleich zu diversen Vorgängermodellen, da es durch einen mit zwei Düsen besetzten Kopfteil zwei verschiedene Filamente verarbeiten kann. Entweder zwei verschiedene PLA Filamente für das Drucken von zweifarbigen Modellen oder wie in unserem Fall für den Druck mit einem PLA-Filament und einem wasserlöslichen Polyvinylalkohol (PVA) für die Stützstruktur.

Über Führungsrohre werden die PVA- bzw. PLA- Filamente von einer Spule den Düsen mit jeweils einem Durchmesser von 0,4 mm zugeführt. Der Druckkopf mit den beiden Düsen beinhaltet eine Heizspule, die durch einen Temperaturanstieg (PLA:195-205°C, PVA: 215-225°C) das Schmelzen der Filamente bedingt. Das erhitzte Filament wird nun mit einer Geschwindigkeit von 16mm/s über die Düsen auf eine Konstruktionsplatte schichtweise aufgebracht. Dieses Druckbett besitzt eine integrierte Heizplatte, die in unserem Fall auf 60° erhitzt wurde und verhinderte so ein zu schnelles Abkühlen und damit eine Rissbildung des Produktes. Das Druckobjekt entsteht schichtweise durch die Bewegung des Druckkopfes mit einer Geschwindigkeit von 30-300mm/s auf der Konstruktionsplatte.

Nach Abschluss des Druckvorganges muss ein Abkühlen des Objektes abgewartet werden, da es sonst zu einem Verziehen des Modells kommen kann.

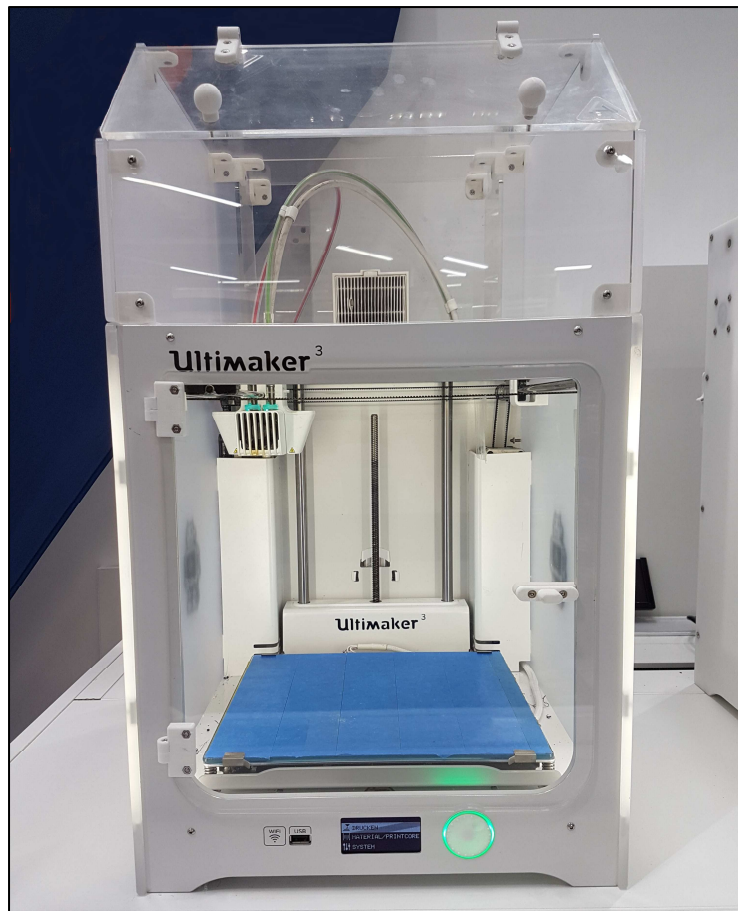


Abbildung 10: Ultimaker 3

Das wasserlösliche PVA, das als Material für die Stützstruktur dient, hat den Vorteil, nach dem Druck einfach in einem warmen Wasserbad ausgewaschen werden zu können. Dies dauerte in dieser Arbeit ungefähr 12 Stunden.

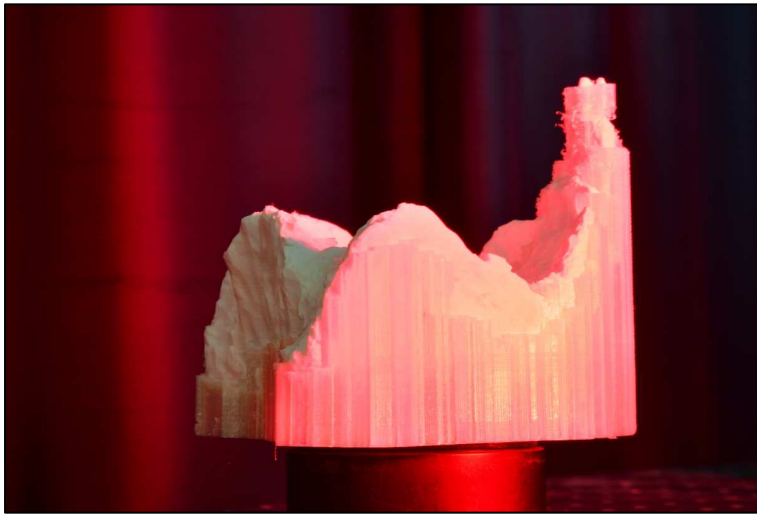
PVA ist ein thermoplastischer Kunststoff, der durch Hydrolyse von Polyvinylacetat entsteht. Durch gute schichtbildende und haftende Eigenschaften eignet es sich sehr gut als Stützmaterial. Die Zugfestigkeit und Flexibilität sind stark von der Luftfeuchtigkeit abhängig, sodass die Lagerung vor Gebrauch stets trocken sein sollte. Als Material für das eigentliche Modell diente der Kunststoff Polyactid.

Über die eigene Software "ultimaker Cura" können Aufträge über das Netzwerk gestartet

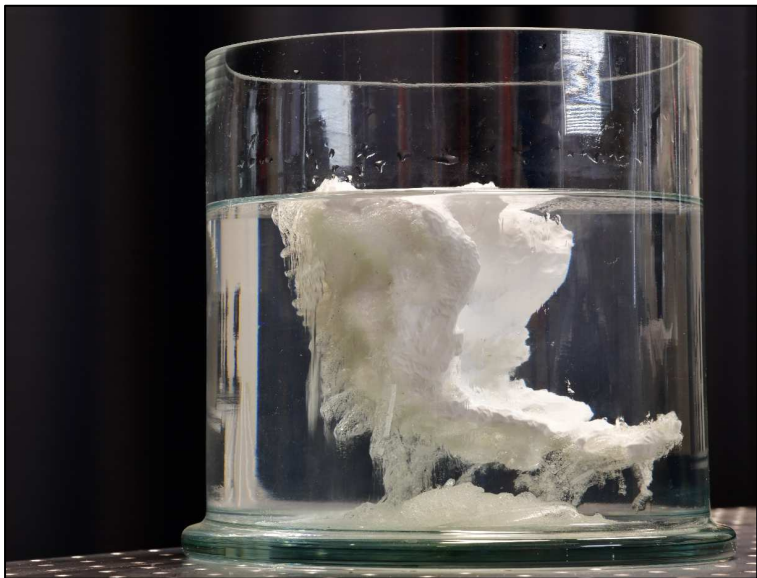
und über eine im Drucker integrierte Netzwerkkamera kann der Fortschritt des Druckes überwacht werden. Die angefertigten 3D-Modelle können mit Hilfe der Software vorab in 3D-Druckdateien umgewandelt werden.

Insgesamt dauerte der Druckvorgang für die einzelnen Knochen dieser Arbeit relativ lange. Die reine Druckzeit betrug ca. 20 Stunden, hinzukommt noch wie oben erwähnt Zeit für das Auswaschen oder manuelles Entfernen der Stützstruktur, je nach verwendetem Drucker.

I.



II.





III.

Abbildungen 11: (I) gedrucktes Modell mit Stützstruktur, (II) Auswaschen der Stützstruktur im Wasserbad, (III) fertiges Modell

Materialeigenschaften der Werkstoffe [97-100]:

Polylactid	Polyvinylalkohol
Aggregatzustand: fest	Aggregatzustand: fest
Summenformel: $C_3H_4O_2$	Summenformel: C_2H_4O
Schmelzpunkt: 170-178 °C	Schmelzpunkt: bis 228°C
Dichte: 1,21 - 1,43 g/cm ³	Dichte bei 20°C: 1,19–1,31 g/cm ³
Glasübergangstemperatur 63 °C	Glasübergangstemperatur 85°

3.3. Auswertung

Um die Veranschaulichung der Sakrumfraktur am gedruckten Modell zu bewerten, werden die gedruckten 3D-Modelle mit den ursprünglichen computertomografischen Bildern verglichen. In den folgenden Abbildungen vergleichen wir schrittweise die

computertomografischen Bilder mit Screenshots der erzeugten fertig segmentierten Knochen im „Surface view“ und den gedruckten Modellen in den entsprechenden Ebenen. Eingefügte Markierungen in Form von Pfeilen zeigen die Frakturbereiche auf.

4. Ergebnisse

4.1. Probandencharakteristik

Im Zeitraum von Januar 2017 bis August 2018 erfolgte die Segmentierung und der Druck frakturierter Kreuzbeine von insgesamt sechs Personen. Alle Personen waren weiblich.

Das Alter der Personen lag zwischen 33 und 87 Jahren. Das durchschnittliche Alter betrug 56 Jahre. Vorrausgegangen war in vier Fällen ein adäquates traumatisches Ereignis, wobei bei drei Personen auch eine osteoporotische Knochenstoffwechsellage bekannt war. Alle Frakturen können nach Denis 1-2 klassifiziert werden, es zeigte sich jeweils kein neurologisches Defizit und es bedurfte bei keiner der Personen einer operativen Therapie.

4.2. Fälle der Sakrumfrakturen

Fall 1

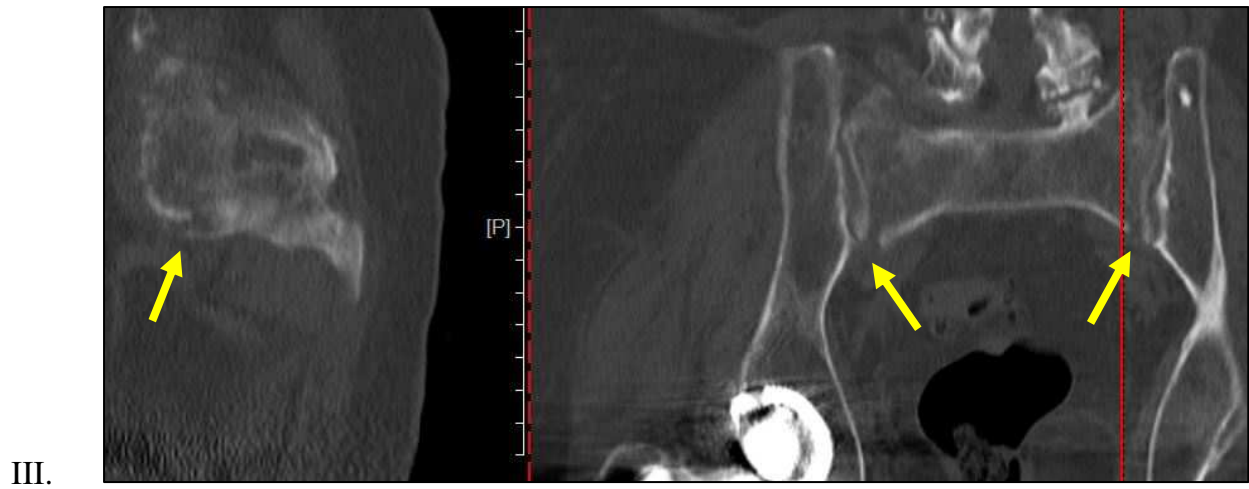
Im Fall 1 handelte sich um eine 87-jährige Frau, bei der es nach einem Sturz auf das Gesäß bei osteoporotischer Stoffwechsellage (T-Wert LWK 2: -3,7) zu der Fraktur kam. Die Diagnostik erfolgte ca. 3 Wochen nach dem Trauma bei immobilisierenden Schmerzen. Es zeigen sich Bruchlinien im Bereich der Pars lateralis beider Seiten und reichen bis an die Foramina SWK 1 und SWK 2. Die Fraktur wird damit als Denis 2 klassifiziert. Die Behandlung erfolgte konservativ.

In den nachfolgenden Abbildungen ist der Frakturverlauf in der Computertomographie im Bereich der Pars laterales gut erkennbar. Dies lässt sich ebenfalls in dem mittels Amira-Software erzeugten 3-dimensionalen Modell nachvollziehen. In der Abbildung des gedruckten Modells markieren die Pfeile die Fraktur, welche rechtsseitig besser

nachvollzogen werden kann. Der Druck erfolgte mit dem Drucker „Renkforce rf 1000“.

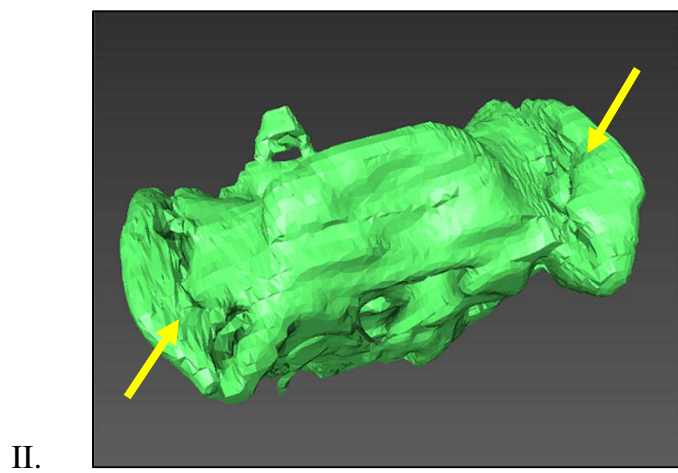
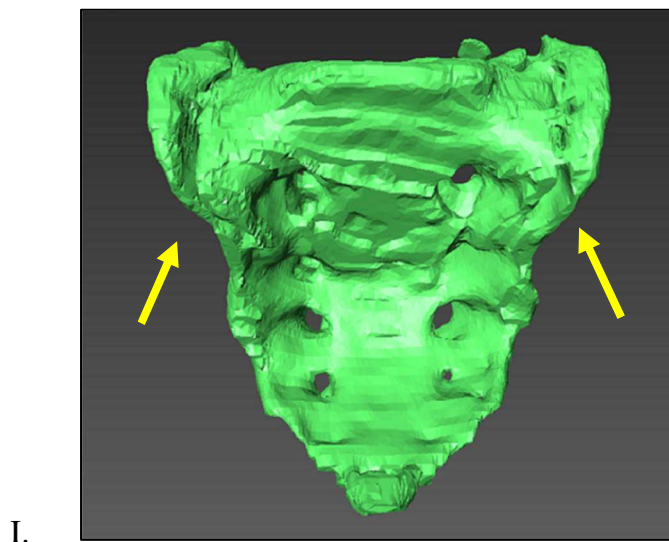
Computertomographie

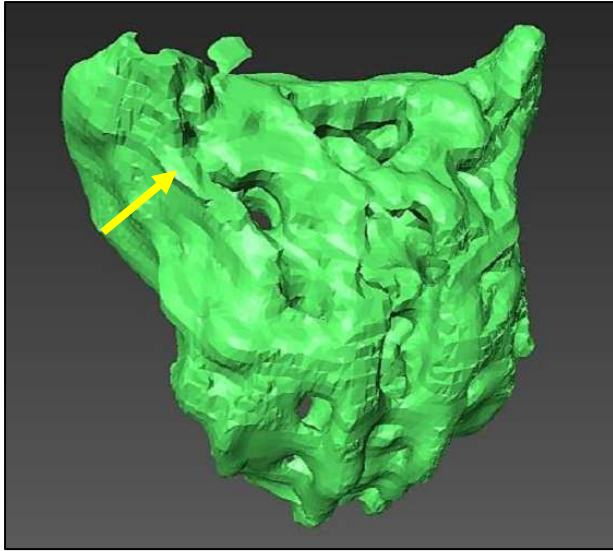




Abbildungen 12: Frakturverlauf in (I) axialer, (II) sagittaler und (III) coronarer Ebene

3D Modell (Amira)

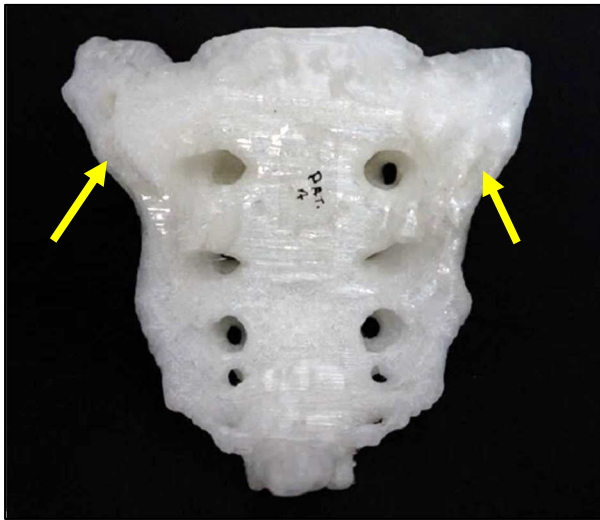




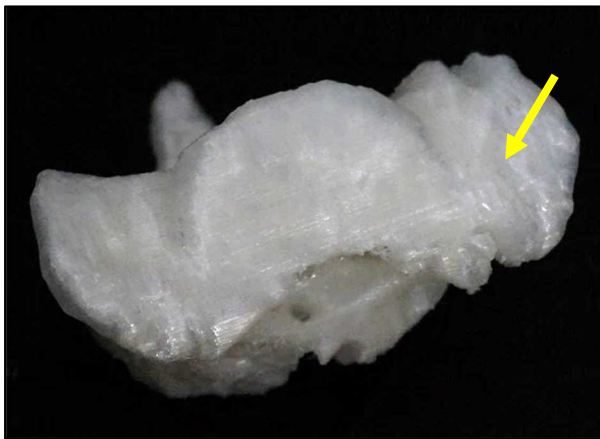
III.

Abbildungen 13: Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven

3D Druck



I.



II.



III.

Abbildungen 14: gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven

Fall 2

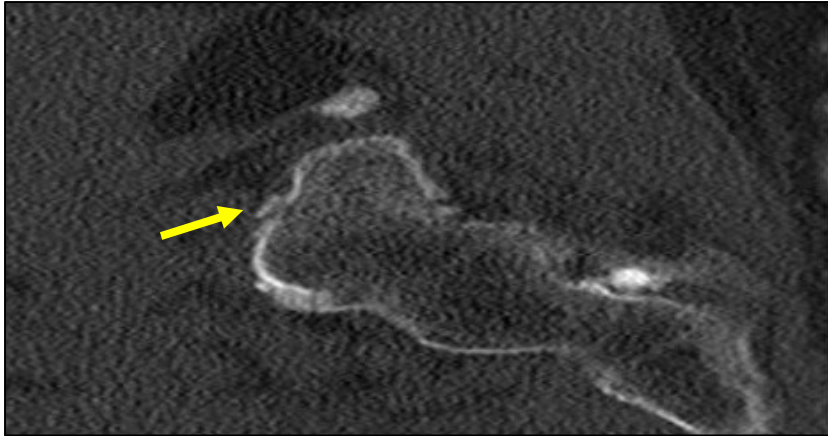
Im zweiten Fall kam es bei einer 55-jährigen Patientin nach einem Sturz auf die rechte Hüfte zu einer Fraktur des Sakrums. In der unmittelbar durchgeführten CT-Diagnostik zeigte sich eine nicht dislozierte Fraktur der Pars lateralis rechts ohne Beteiligung der Foramina, also eine Klassifikation als Denis 1. Die Behandlung erfolgte nicht-operativ. Eine Osteoporose-Messung ergab als schlechtesten Wert einen T-Wert des linken Femurs von -2,7.

In den unten abgebildeten computertomographischen Bildern zeigt sich die mit einem Pfeil markierte Fraktur. Diese Fraktur ließ sich jedoch weder im generierten Oberflächenmodell noch in der gedruckten Version nachvollziehen. Als Drucker wurde der „Renkforce rf 1000“ verwendet.

Computertomographie



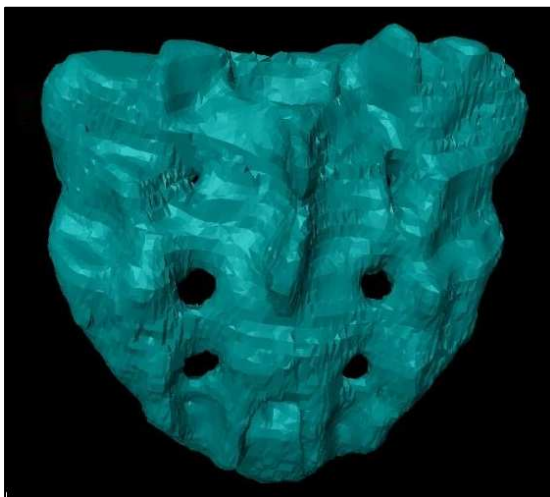
I.



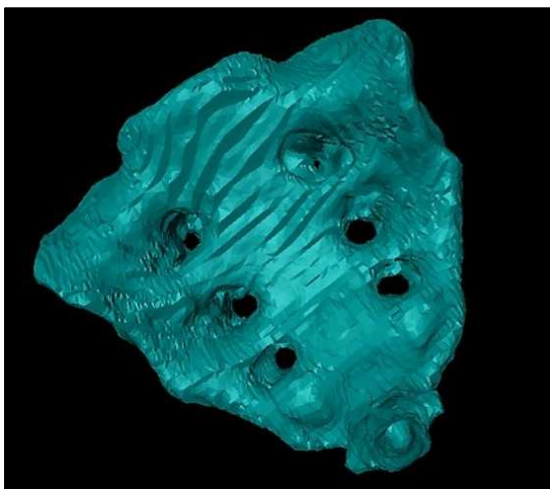
II.

Abbildungen 15: Frakturverlauf in (I) coronarer und (II) sagittaler Ebene

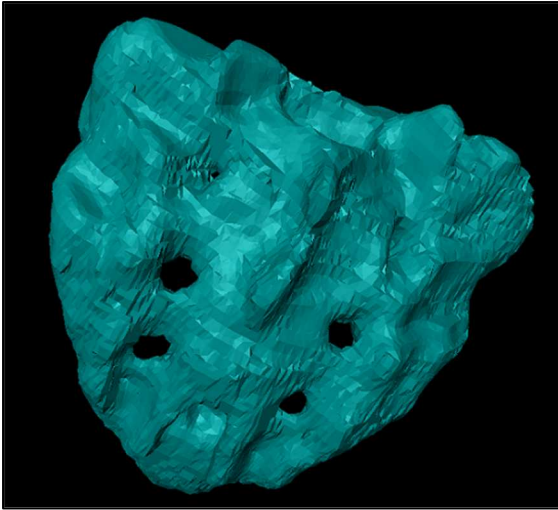
3D Modell (Amira)



I.



II.



III.

Abbildungen 16: Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven

3D Druck

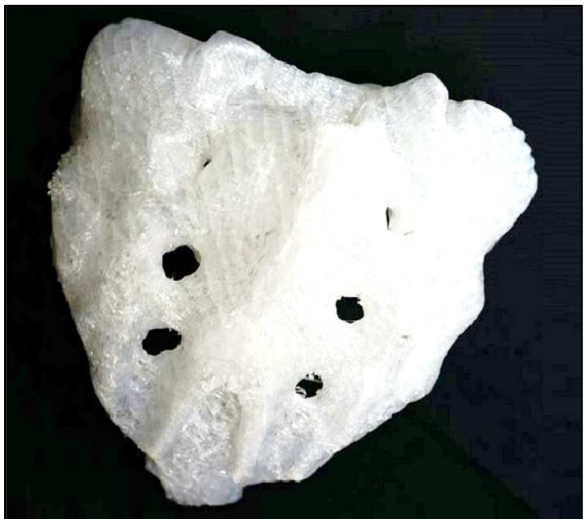
I.



II.



III.



Abbildungen 17: gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven

Fall 3:

Im dritten Fall zeigte sich bei einer 55-jährigen Patientin die Fraktur des Sakrums nach nicht-traumatischem Ereignis lediglich in der magnetresonanztomographischen Untersuchung. Weder in der Computertomographie, noch in dem segmentierten Oberflächenmodell oder gedruckten Modell lässt sich die Fraktur nachvollziehen. Eine osteoporotische Stoffwechselleage war nicht bekannt. Die Therapie konnte konservativ erfolgen. Die vorliegende Spondylodese LWK3-SWK1 wurde bei der Bearbeitung nicht mit segmentiert. Der Druck erfolgte erneut mit dem Drucker „Renkforce rf 1000“.

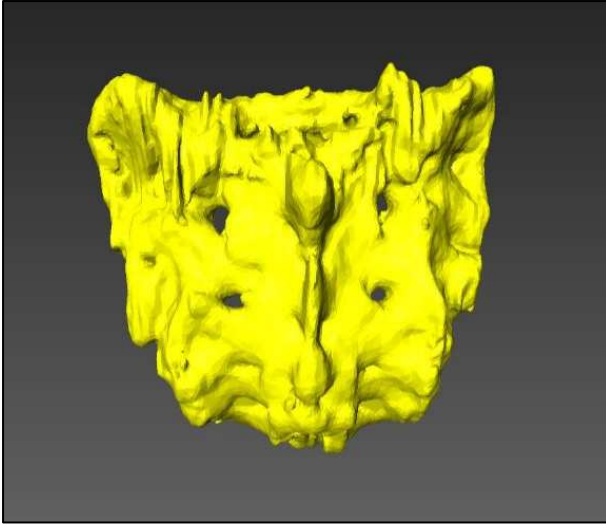
Computertomographie



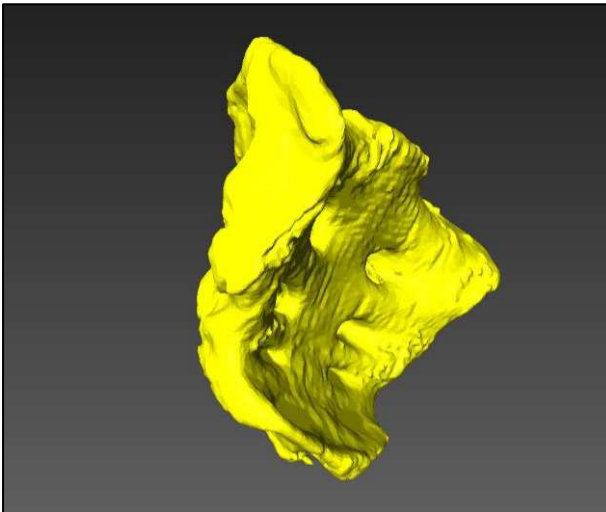
Abbildungen 18: Sakrum in (I) sagittaler und (II) axialer Ebene

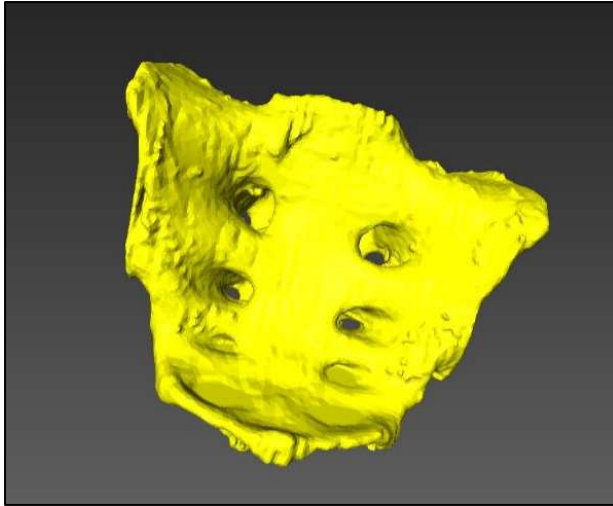
3D Modell (Amira)

I.



II.





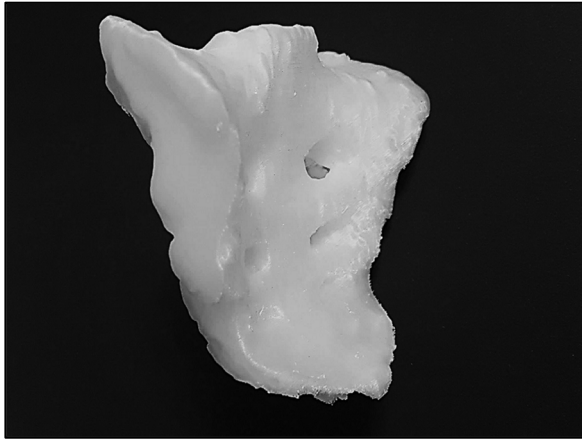
III.

Abbildungen 19: Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven

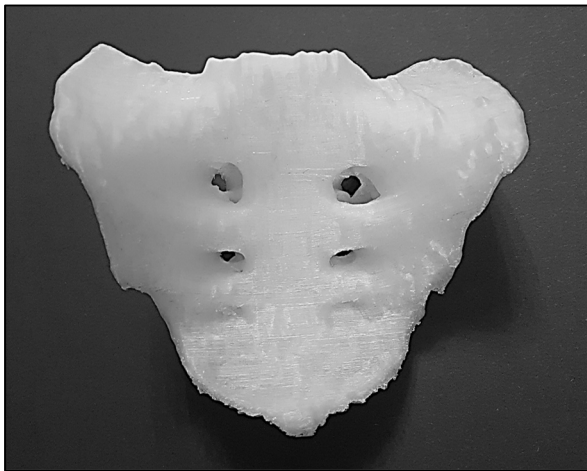
3D Druck



I.



II.



III.

Abbildungen 20: gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven

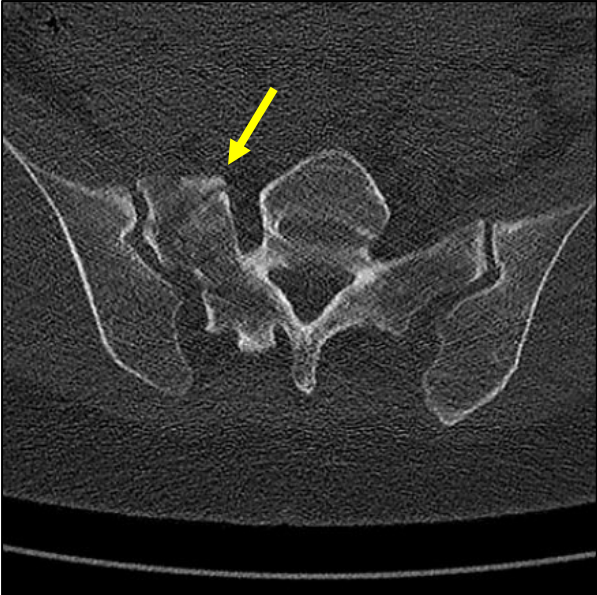
Fall 4:

Im vierten Fall erfolgte, nachdem eine 35-jährige Frau von einem Pferd aus ca. 1,6 m Höhe stürzte, die computertomographische Diagnostik einer komplexen Sakrumfraktur. Die Fraktur befindet sich im Bereich der rechten Pars lateralis und zeigt quer- und längsverlaufende Linien. Die querverlaufenden Linien reichen zu den rechten Foramina SWK 1 und SWK 2 und erlauben daher eine Klassifikation als Denis 2. Eine Osteoporose war nicht bekannt. Die Therapie konnte ohne Operation erfolgen.

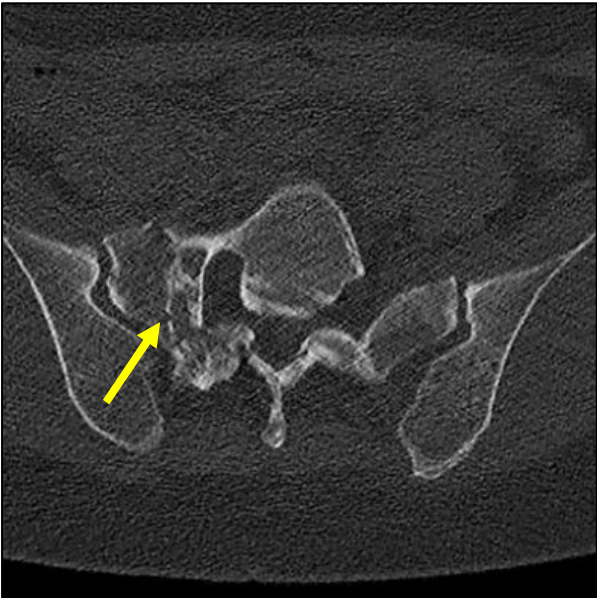
Die unten gezeigten computertomographischen Bilder zeigen den Frakturverlauf. In unserem generierten 3-dimensionalen Oberflächenmodell sowie in dem gedruckten Modell

kann man die Fraktur deutlich erkennen. Als Drucker wurde der „ultimaker 3“ verwendet.

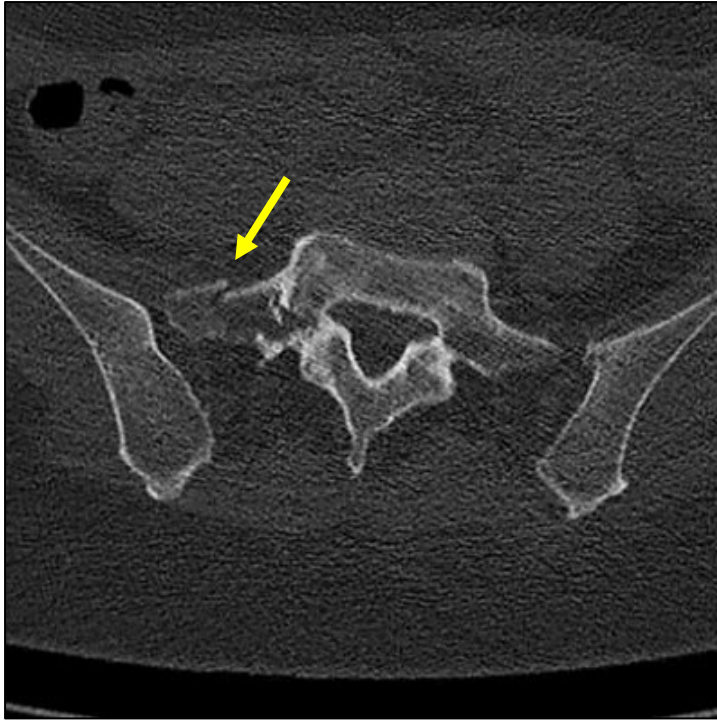
Computertomographie



I.



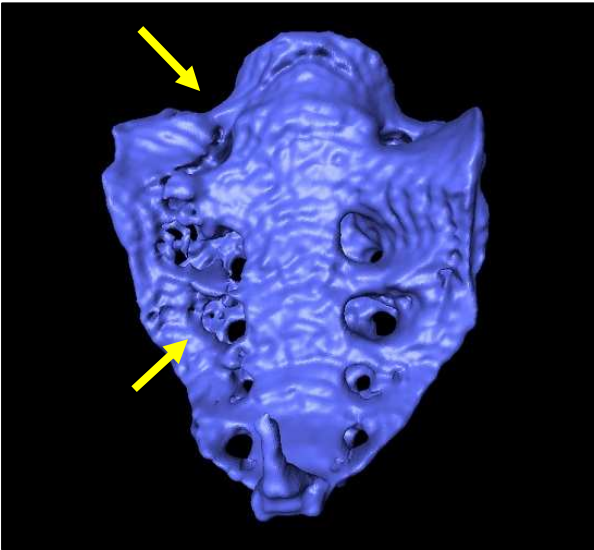
II.



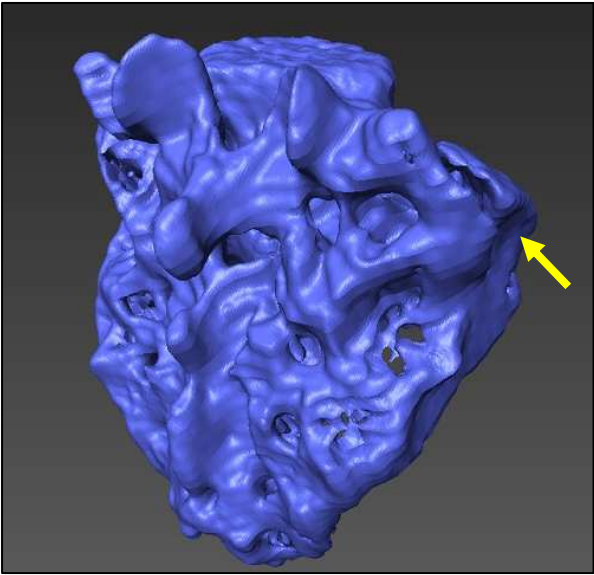
III.

Abbildungen 21: Frakturverlauf in axialer Ebene

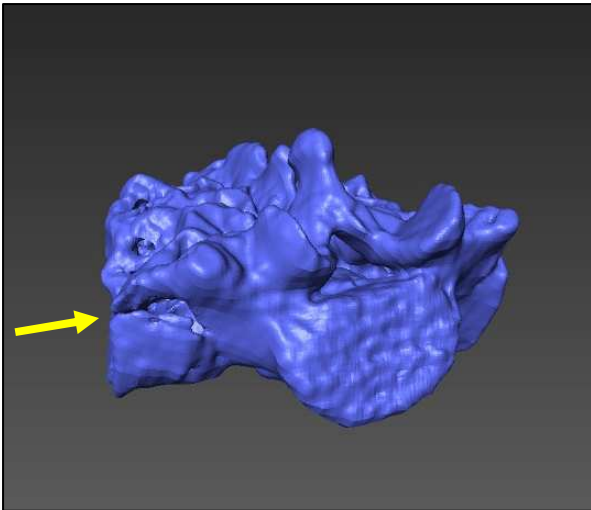
3D Modell (Amira)



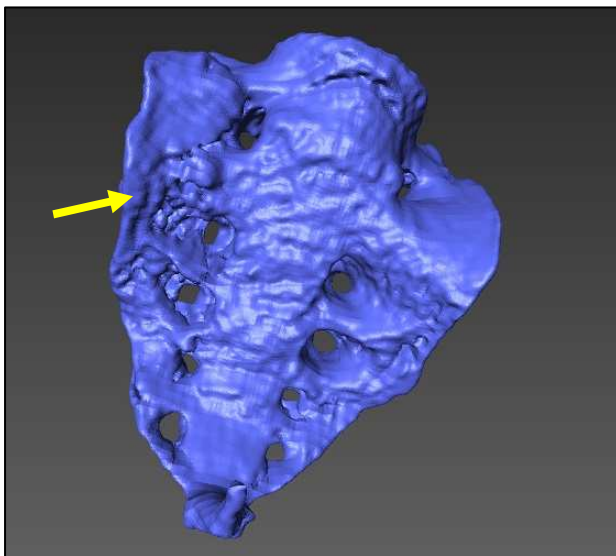
I.



II.



III.

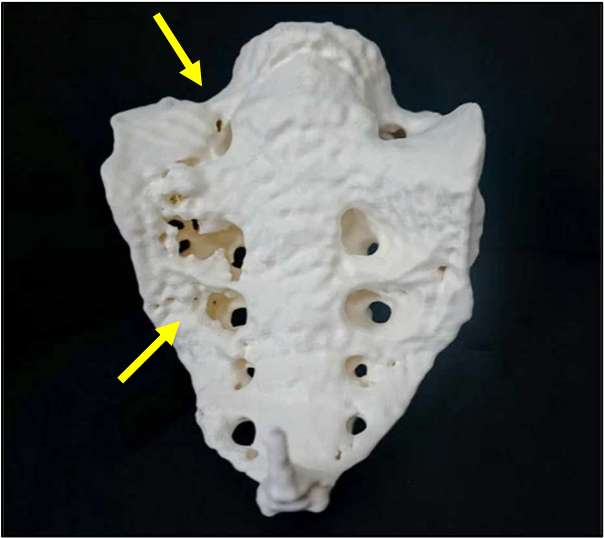


IV.

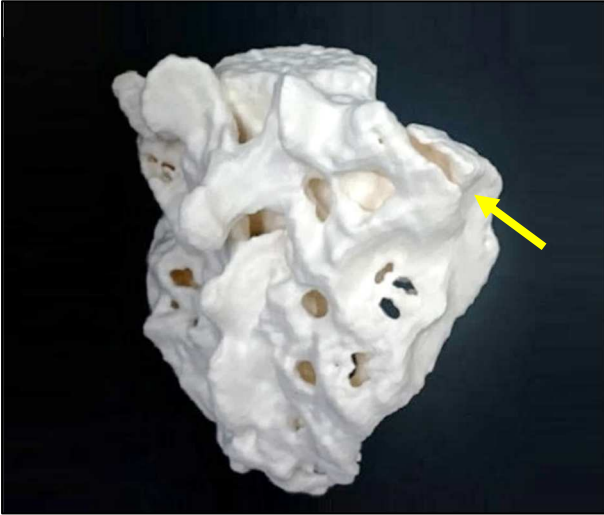
Abbildungen 22: Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven

3D Druck

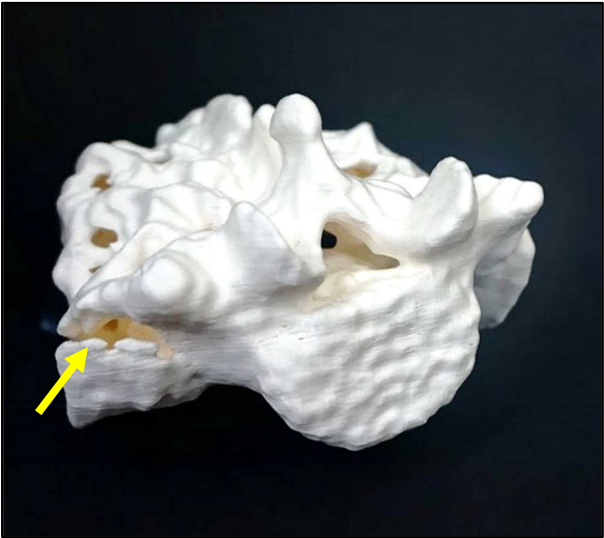
I.

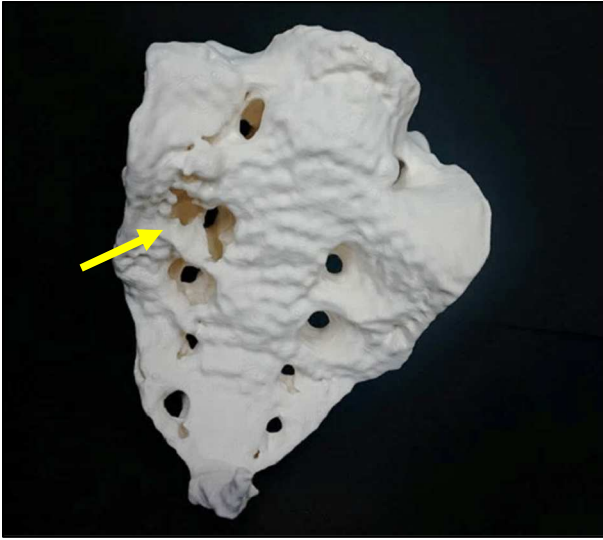


II.



III.





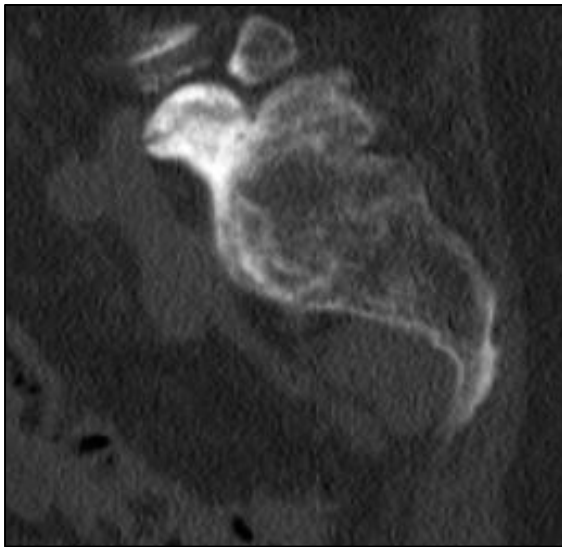
IV.

Abbildungen 23: gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven

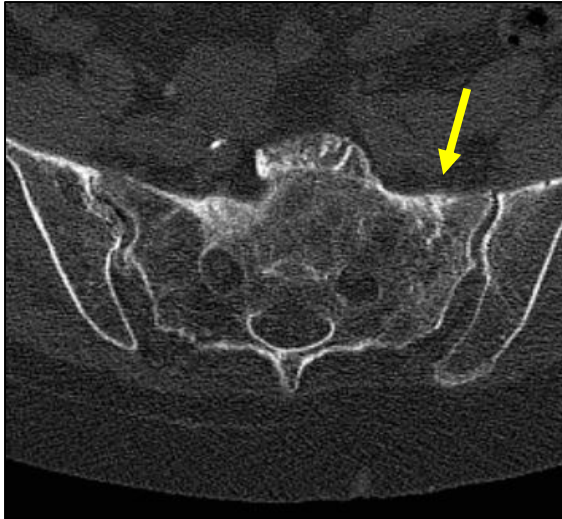
Fall 5:

Der fünfte Fall unserer Arbeit zeigt die Bilder einer 73 Jahre alten Frau, die ohne adäquates Trauma eine Fraktur der linken Pars lateralis des Sakrums erlitt. Die Klassifikation erfolgt als Denis 1 ohne Beteiligung der Foramina. In der Osteoporose-Messung bestätigte sich diese mit einem niedrigsten T-Wert von -3,35. Die Therapie konnte konservativ erfolgen. Der Bruch fiel vorrangig im MRT auf und ließ sich auch im CT nur schlecht verifizieren. Im generierten Oberflächenmodell ließ sich die Frakturlinie nicht zufriedenstellend nachvollziehen. Der Druck erfolgte mit dem „ultimaker 3“.

Computertomographie



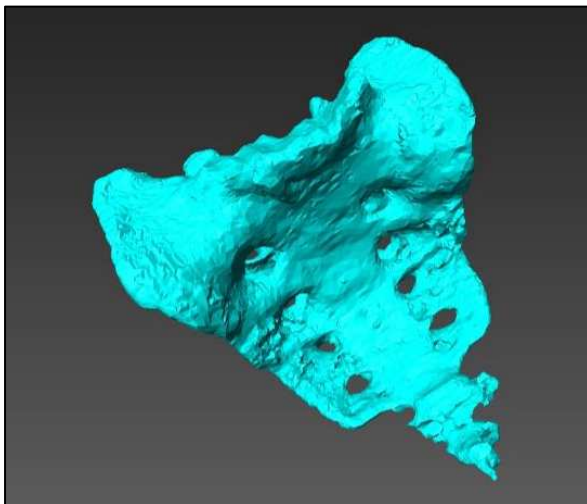
I.



II.

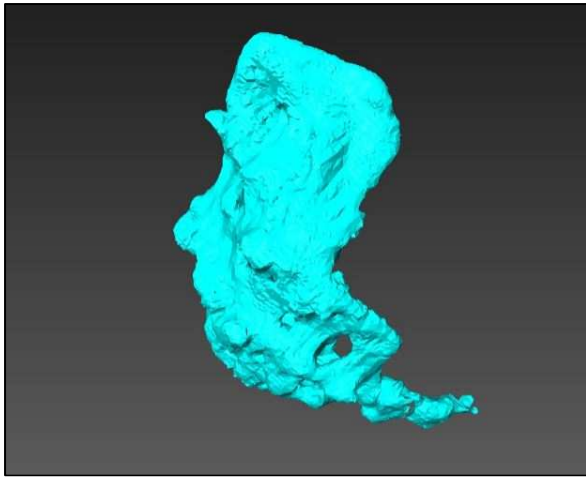
Abbildungen 24: Sakrum in (I) sagittaler und (II) axialer Ebene

3D Modell (Amira)

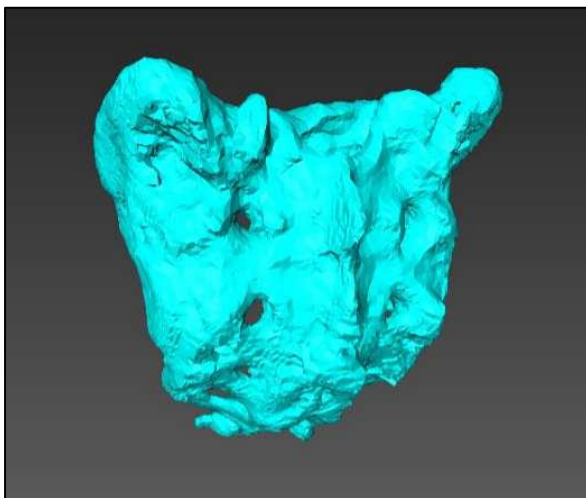


I.

II.



III.



Abbildungen 25: Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven

3D Druck

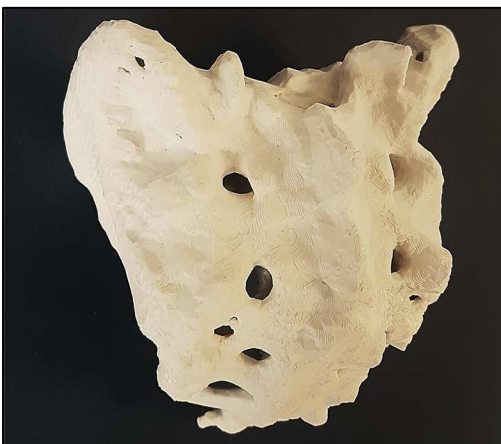
I.



II.



III.



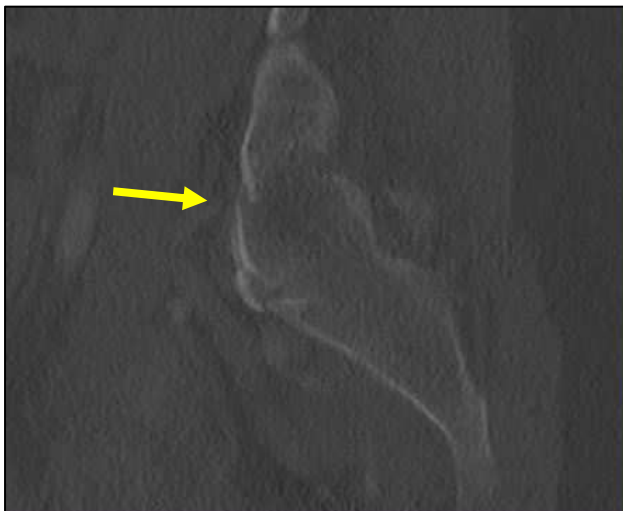
Abbildungen 26: gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven

Fall 6:

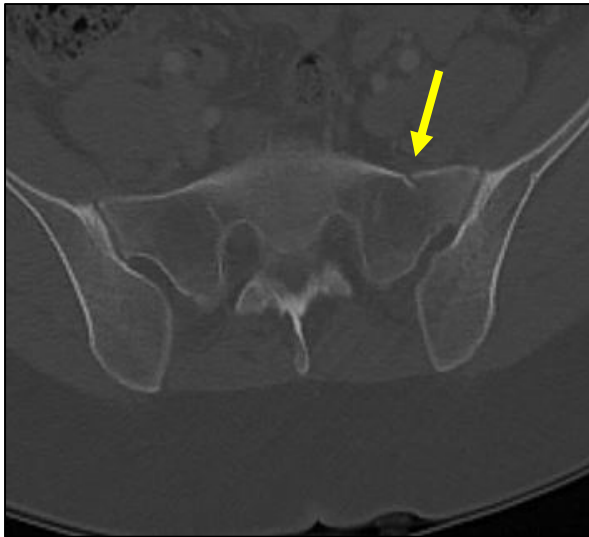
Im sechsten Fall kam es nach einem Fahrradsturz auf das Gesäß bei einer 33-jährigen Frau zu einer linksseitigen Sakrumfraktur. In der Computertomographie zeigt sich die nicht-dislozierte Fraktur der linken Massa lateralis mit schräg-vertikaler Frakturlinie von SWK 1 bis zu SWK 3 reichend. Eine Beteiligung der Foramina konnte nicht nachvollzogen werden, sodass die Klassifikation als Denis 1 erfolgte. Eine Osteoporose war nicht bekannt. Es folgte eine konservative Behandlung.

In den folgenden computertomographischen Bildern lässt sich die Fraktur in der linken Pars lateralis erkennen. In der Abbildung des 3-dimensionalen Modells lässt sich die Fraktur ebenfalls erkennen. Am gedruckten Modell lässt sich die Fraktur im Bereich der linken Massa lateralis, wie durch den Pfeil angezeigt, nachvollziehen. Hier erfolgte der Druck mit dem „ultimaker 3“.

Computertomographie



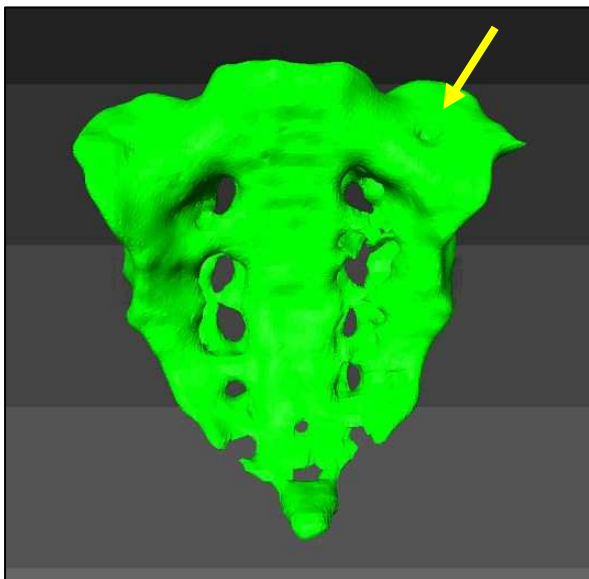
I.



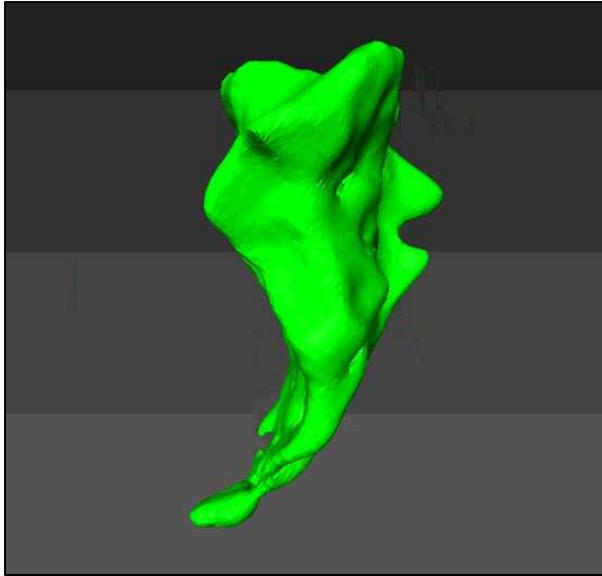
II.

Abbildungen 27: Sakrum in (I) sagittaler und (II) axialer Ebene

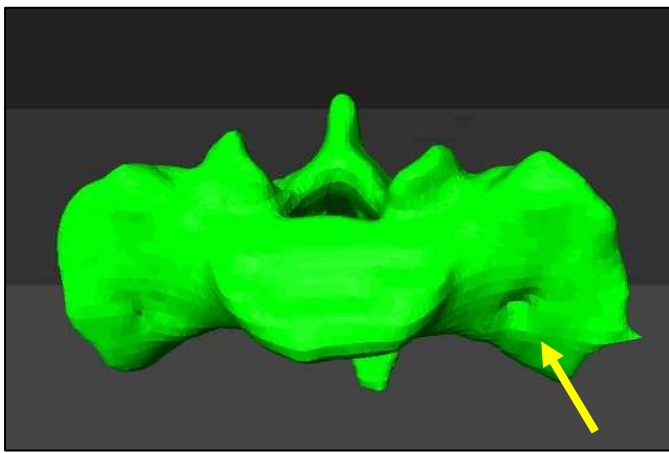
3D Modell (Amira)



I.



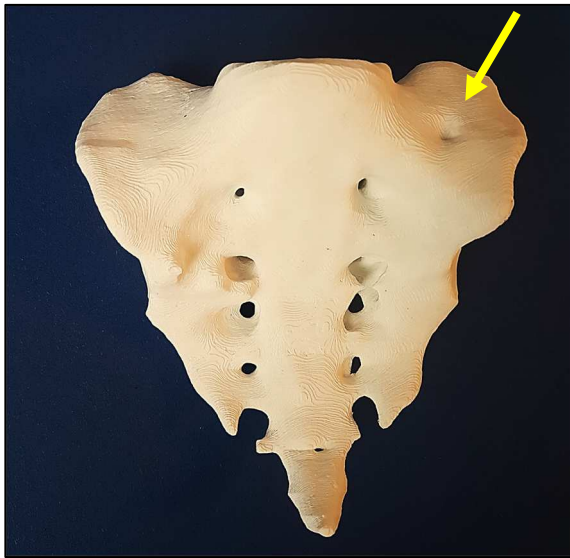
II.



III.

Abbildungen 28: Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven

3D Druck



I.



II.



III.

Abbildungen 29: gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven

5. Diskussion

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Möglichkeiten des 3D-Druckes in Bezug auf die Diagnostik und Therapieentscheidung der Sakrumfraktur aufzuzeigen. Bei beispielsweise einer Fraktur der langen Röhrenknochen, wie dem Oberarmknochen, ist der Patient häufig aufgrund eines konventionellen Röntgenbildes bereits in der Lage, sich das Ausmaß der Verletzung und die daraus entstehenden Konsequenzen vorzustellen. Das Sakrum hingegen ist ein Knochen, bei dem es dem Laien, trotz konventioneller Bildgebung, aufgrund der komplexen und oft unbekanntem Anatomie des Knochens, der zwischen der Lendenwirbelsäule und den Darmbeinen eingebettet ist, einige Vorstellungskraft abverlangt. Im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie kommt die Technik des 3D-Printings bereits erfolgreich zur Anwendung. Hier werden mit dem 3D-Drucker schon Schablonen zur Operationsplanung hergestellt [8]. Auch bei der Anfertigung individueller Ohrpassstücke für Hörgeräte hat bereits die Stereolithografie einen festen Platz eingenommen. Gerade Neuerungen in der prä-operativen Diagnostik und damit der Planung oder Simulation könnten Operations-Zeiten verkürzen und somit Kosten senken.

Eine Studie in China konnte auch bereits zeigen, dass die Verwendung von 3D-Modellen zum Verständnis einer Verletzung Vorteile mit sich bringt, indem sie 3D-Modelle von gebrochenen Halswirbelkörpern anfertigte und diese bei Studenten die Veranschaulichung mit CT-Bildern verglich [101].

Die BG Unfallklinik Frankfurt am Main setzt beispielsweise ab dem Jahr 2017 einen 3D-Drucker ein um einen plastischen Eindruck komplizierter Frakturen zu bekommen [102]. So kann auch in der Ausbildung ein bestimmtes operatives Verfahren erläutert werden und bei komplexen Brüchen wie einer Beckenfraktur oder einer Schädelfraktur dies der

Operationsvorbereitung dienen.

Das Erstellen eines 3D-Modelles des Kreuzbeinknochens mit Frakturverlauf, der haptisch wahrgenommen werden kann, soll auch einen Benefit in der Diskussion zwischen Arzt und Patient über das Ausmaß der Verletzung und dem Therapieansatz mit sich bringen.

In unserer Arbeit erstellten wir 3-dimensionale Modelle der frakturierten Kreuzbeine von insgesamt 6 Patienten zwischen 33 und 87 Jahren und verglichen die Visualisierung des Frakturverlaufes an den gedruckten Modellen.

In der vorgelegten Arbeit zeigt sich, dass die Anfertigung von 3-dimensionalen, mittels 3D-Druck erstellten Modellen, die Veranschaulichung für Arzt und Patient verbessern kann. Die Möglichkeit, ein Modell in die Hand zu nehmen, verschiedene Ebenen zu betrachten sowie auch ggf. neurologische Problematiken durch eine eventuelle Frakturbeteiligung der Foramina zu veranschaulichen, kann durch eine 2-dimensionale Visualisierung am PC kaum ersetzt werden. Dislozierte, also verschobene Frakturen, bzw. Frakturen mit erkennbarem Bruchspalt, lassen sich auch am gedruckten Modell, wie in unserem Fall 1,4 und 6 nachvollziehen und können für den Arzt und den Patienten einen didaktischen Effekt bieten.

Bei nicht-dislozierten Frakturen hingegen, bei denen bereits in der computertomographischen Bildgebung kaum der Bruchspalt erkannt werden kann, wie in unserem Fall 2,3 und 5 zeigt sich bis auf eine für den Patienten allgemeine Veranschaulichung des Kreuzbeines kein wesentlicher Gewinn in der Diagnostik, da der Frakturverlauf am gedruckten Modell nicht visualisiert werden kann.

Aber selbst dieser Informationsgewinn für den Patienten sollte nicht unterschätzt werden. Gerade die psychosoziale Versorgung der Patienten durch die Ärzte ist ein signifikanter Parameter für die Patientenzufriedenheit und somit von großer Bedeutung [103]. Der

Patient sollte das Gefühl haben in die Entscheidungsprozesse involviert zu sein und ernst genommen zu werden, was wiederum einen positiven Effekt auf den Behandlungserfolg und die Patientenzufriedenheit hat [9]. Gerade vor einer chirurgischen Intervention erscheint eine entsprechende psychologische Diagnostik sinnvoll [104].

Hierbei erscheint es jedoch sicherlich unwahrscheinlich, dass bei einer stark verschobenen Fraktur des Sakrums, die als Verletzung des hinteren Beckenringes eine schwere Verletzung darstellen kann, aufgrund des möglich schlechten Allgemeinzustandes des Patienten die Generierung von 3D-Modellen regelhaft in Betracht gezogen wird und sich als zielführend herausstellt.

Nachteilig ist sicherlich auch die lange Druckdauer, die bei uns ca. 20 Stunden betrug und die notwendige manuelle Nachbearbeitung, die die Entstehung der Modelle teilweise sehr aufwändig macht. Darüberhinaus liefert die Segmentierung von Hand, selbst bei Bearbeitung von derselben Person, schlecht reproduzierbare Modelle [105] und weist wahrscheinlich noch größere Differenzen bei einer Segmentierung durch einen anderen Bearbeiter auf. Dieser Bearbeiter muss zudem sachkundig sein und gegebenenfalls nach eigenem Ermessen im Bereich der Segmentation bei unklaren anatomischen Situationen adäquat handeln können.

Insgesamt können diese Methoden ein Bild nicht mit absoluter Genauigkeit visualisieren oder auch reproduzierbar machen, sondern nur optisch aufzeigen. Bei den Verfahren bedarf es einem hohen Zeitaufwand, sodass für einen standardmäßigen Einsatz die Entwicklung reproduzierbarer automatischer Verfahren notwendig sein wird [106]. Auch können unterschiedliche Bildqualitäten der Ausgangsdaten (Kontrast, Voxelgröße) das Ergebnis variieren lassen.

Einen deutlichen Vorteil brachte die Verwendung des FDM 3D-Druckers „ultimaker3“, bei

dem es, im Gegensatz zu dem zuerst verwendeten „Renkforce rf 1000“ Drucker, zwei unterschiedliche Materialien für die Stützstruktur und das Modell gibt und sich das wasserlösliche Material der Stützstruktur, der Werkstoff Polyvinylalkohol, einfach in einem Wasserbad auswaschen lässt. Dies ist gerade bei komplexen Strukturen hilfreich und zeigte schönere Ergebnisse (Fälle 4-6), als die zuerst gedruckten Modelle der Fälle 1-3.

Die Methode lässt sich sicherlich auch auf weitere Strukturen anwenden. Hier kann sich gerade bei Verletzungen von Knochen, die dem Patienten viel Vorstellungskraft abverlangen, wie beispielsweise einer Wirbelkörperfraktur oder einer Beckenfraktur ein Benefit in der Diagnostik und Therapieentscheidung ergeben.

6. Zusammenfassung

Die Sakrumfraktur ist eine Fraktur, die häufig als Insuffizienzfraktur, also als Fraktur ohne adäquates Trauma z.B. im Rahmen einer osteoporotischen Stoffwechsellage, als auch nach Sturz bzw. im Rahmen eines Polytraumas auftritt. Die bisherige Diagnostik stützt sich auf nativ radiologische Bilder, die Computertomographie oder die Magnetresonanztomographie. Hier kann das Ausmaß der Verletzung 2-dimensional oder auch als 3-dimensionale Rekonstruktion am PC visualisiert werden.

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit, die im Rahmen einer Studie am Institut für Biologische und Medizinische Bildverarbeitung am Helmholtz Zentrum München entstand, war das Aufzeigen der diagnostischen Möglichkeiten die der 3 D-Druck im Bereich der Diagnostik der Sakrumfraktur mit sich bringt.

Computertomographische Daten von sechs Patienten im Alter zwischen 33 und 87 Jahren mit einer Sakrumfraktur wurden hierzu mit Hilfe der Software Amira automatisch, bzw. manuell segmentiert und ein 3-dimensionales Modell generiert. Anschließend erfolgte der Druck der Modelle mit Hilfe eines „Renkforce rf 1000“ Druckers, sowie eines „ultimaker 3“ Druckers. Die Verwendung des „ultimaker 3“ Druckers brachte neben dem Vorteil der komfortableren Nachbearbeitung, durch ein einfaches Auswaschen des wasserlöslichen Werkstoffes Polyvinylalkohol, auch schönere Resultate.

Nicht- oder kaum dislozierte Frakturen ließen sich am gedruckten Modell nicht visualisieren, der Druck von Sakrumfrakturen, die disloziert waren, ließen sich am gedruckten Modell nachvollziehen und können in der Diagnostik und Therapieentscheidung für Arzt und Patient einen Zugewinn darstellen. Nachteil sind eine lange Druckdauer und die Notwendigkeit einer ständigen manuellen und zeitaufwändigen Segmentierung durch

einen sachkundigen Bearbeiter.

Die Möglichkeit des 3D-Printings kann aber sicherlich, gerade bei Verletzungen von Organen mit komplexer und für den Laien unbekannter Anatomie, die Diagnostik und Therapieentscheidung positiv beeinflussen. Der Aufwand zur Erstellung sollte jedoch in einem vertretbaren und sinnvollen Verhältnis zu ihrem Nutzen stehen.

7. Literaturverzeichnis

1. Klein, G.T., Y. Lu, and M.Y. Wang, 3D printing and neurosurgery-ready for prime time? *World Neurosurg*, 2013. 80(3-4): p. 233-235.
2. Schubert, C., M.C. van Langeveld, and L.A. Donoso, Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. *Br J Ophthalmol*, 2014. 98(2): p. 159-161.
3. Meißner, T., Lebendes Gewebe aus dem Drucker, unter: <https://www.aerztezeitung.de/panorama/article/967238/3d-bioprinting-lebendes-gewebe-drucker-knochen-implantat.html> (abgerufen am 10.09.2018).
4. Heller, M., et al., Materials and scaffolds in medical 3D printing and bioprinting in the context of bone regeneration. *Int J Comput Dent*, 2016. 19(4): p. 301-321.
5. Ventola, C.L., Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. *P T*, 2014. 39(10): p. 704-711.
6. Banks, J., Adding value in additive manufacturing: researchers in the United Kingdom and Europe look to 3D printing for customization. *IEEE Pulse*, 2013. 4(6): p. 22-26.
7. Heller, M., et al., Applications of patient-specific 3D printing in medicine. *Int J Comput Dent*, 2016. 19(4): p. 323-339.
8. Al-Nawas, B. & Goetze, E. *MKG-Chirurg*. Springer-Verlag, 2017. 10: p. 234–243.
9. Mahler, H.I. and J.A. Kulik, Preferences for health care involvement, perceived control and surgical recovery: a prospective study. *Soc Sci Med*, 1990. 31(7): p. 743-751.
10. Scheibler, F., C. Janssen, and H. Pfaff, Shared decision making: an overview of international research literature. *Soz Präventivmed*, 2003. 48(1): p. 11-23.
11. Born, G., Die Plattenmodelliermethode. *Arch. Mikr. Anat.*, 1883.
12. Ameil, M., et al., Computerized reconstruction of an anatomical structure based on digitized sections. Preliminary study. *Anat Clin*,

1984. 5(4): p. 261-264.
13. SPIE-Professional, Chuck Hull: Pioneer in Stereolithography, unter: <http://spie.org/x91418.xml> (abgerufen am 10.09.2018).
 14. Hull, C.W., Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. U.S. Patent 4575330A, 1986.
 15. Gross, B.C., et al., Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. Anal Chem, 2014. 86(7): p. 3240-3253.
 16. Sachs E. M. Haggerty, J.S.C., M. J. Williams, P. A. Threedimensional printing techniques. U.S. Patent US5204055A, 1993.
 17. Kietzmann, J., Leyland, P., Enter the age of 3-D printing and additive manufacturing. Business Horizons, 2015. 58(2): p. 209-215.
 18. Heil, J.E., Quantitative, modellbasierte Analyse der Wirkungen generativer Fertigungsverfahren auf die Wertschöpfungskette des deutschen Maschinen- und Anlagenbaus. Masterarbeit, Institut für Produktionstechnik, Karlsruher Institut für Technologie (Hg.), Karlsruhe, 2014. p. 8.
 19. Caviezel, C.G., R.; Ehrenberg-Silles, S.; Kind, S.; Jetzke, T.; Bovenschulte, M. , Additive Fertigungsverfahren (3-D-Druck). Büro für Technikfolgen-Abschätzung beim Deutschen Bundestag (TAB), 2017 p. 62, 68-76, 223.
 20. Berger, U.H., A.; Schmid, D., Additive Fertigungsverfahren. Rapid Prototyping, Rapid Tooling, Rapid Manufacturing. Europa-Lehrmittel Verlag, 2013.
 21. Gebhardt, A., Additive Fertigungsverfahren Additive Manufacturing und 3D-Drucken für Prototyping - Tooling - Produktion, Carl Hanser Verlag, 2016.
 22. Rieker, S., Hein, B., Metallischer 3D-Druck mittels Fused Filament Fabrication, unter: https://www.ifam.fraunhofer.de/de/Institutsprofil/Standorte/Dresden/Zellulare_metallische_Werkstoffe/3D-Siebdruck/fused-filament-fabrication.html (abgerufen am 02.02.2019).
 23. The American Society of Mechanical Engineers, unter:

<https://www.asme.org/wwwasmeorg/media/ResourceFiles/AboutASME/Who%20We%20Are/Engineering%20History/Landmarks/261-Stereolithography.pdf> (abgerufen am 02.02.2019).

24. Gebhardt, A., Understanding Additive Manufacturing Rapid. Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, 2011. p34-36.
25. Fastermann, P., 3D-Druck/Rapid Prototyping. Springer-Verlag, 2012. p 121-124.
26. Meinecke, C., Mehr als jedes vierte Industrieunternehmen setzt auf 3D-Druck, unter: <https://www.bitkom.org/Presse/Presseinformation/Mehr-als-jedes-vierte-Industrieunternehmen-setzt-auf-3D-Druck.html> (abgerufen am). 02.02.2019
27. Meinecke, C., Flugzeuge werden in Zukunft gedruckt – zumindest teilweise, unter: https://www.bitkom-research.de/epages/63742557.sf/de_DE/?ObjectPath=/Shops/63742557/Categories/Presse/Pressearchiv_2016/Flugzeuge_werden_in_Zukunft_gedruckt__8211__zumindest_teilweise (abgerufen am 02.02.2019).
28. Staiger, P., et al., „3D-Druck“: eine Technologievorausschau anhand IT-gestützter bibliometrischer Analyse und Szenariotechnik. Open Access Repositorium der Universität Ulm, 2017, unter: <http://dx.doi.org/10.18725/OPARU-4206>
29. Lipton, J., Culter, M., Additive manufacturing for the food industry. Trends in Food Science & Technology, Elsevier, 2015. p. 114-123.
30. Lee, Y.-A., Damhorst, M. L., Lee, M.-S., Kozar, Joy, M., Martin, P., Older Women’s Clothing Fit and Style Concerns and Their Attitudes Toward the Use of 3D Body Scanning. Clothing and Textiles Research Journal, 2012. 30(2): p. 102–118.
31. Leukers, B., Gülkan, H., Irsen, S. H., Milz, S., Tille, C., Schieker, M., Seitz, Mater, H.J., Hydroxyapatite scaffolds for bone tissue engineering made by 3D printing. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2005. 16, p. 1121–1124.
32. HNO-Ärzte im Netz, Deutscher Berufsverband der Hals-Nasen-Ohrenärzte e.V., Hörgeräte: 3D-Druck im Ohr, unter: <http://www.hno-aerzte-im-netz.de/news/hno->

news/hoergeraete_3d_druck_im_ohr.html (abgerufen am: 08.10.18)

33. Bartlett, S., Printing organs on demand. *Lancet Respir Med*, 2013. 1(9): p. 684.
34. Lipson, H., New world of 3-D printing offers "completely new ways of thinking": Q&A with author, engineer, and 3-D printing expert Hod Lipson. *IEEE Pulse*, 2013. 4(6): p. 12-14.
35. Jahnke, P., et al., A radiopaque 3D printed, anthropomorphic phantom for simulation of CT-guided procedures. *Eur Radiol*, 2018. 28(11): p. 4818-4823.
36. Park, S. H., Su, R., Jeong, J., et al. 3D printed polymer photodetectors. *Adv Mater*. 2018. 30: 1803980.
37. Urgan, I.D., Chiu, L., Pierce, A., Three-dimensional drug printing: a structured review. *J Am Pharm Assoc (2003)*, 2013. 53(2): p. 136-144.
38. Konta, A.A., Garcia-Pina, M., Serrano, D.R., Personalised 3D Printed Medicines: Which Techniques and Polymers Are More Successful? *Bioengineering (Basel)*, 2017. 4(4): p. 79.
39. Moll, K.J., Moll, M., *Kurzlehrbuch Anatomie*. Urban und Fischer Verlag, 2002. p. 388.
40. Schiebler, T.H., *Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen: Cytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie*. Springer Berlin Heidelberg, 2013. p. 327,328.
41. Appell, H.J., Stang-Voss, C., *Funktionelle Anatomie: Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung*. Springer Berlin Heidelberg, 2013. p: 37,38.
42. Rohen, J.W., Lütjen-Drecoll, E., *Funktionelle Anatomie des Menschen: Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten*. Schattauer, 2006. p. 42-46.
43. Pohlemann, T., Gänsslen, A., Tscherne, H., *Die Sakrumfraktur. Unfallchirurg*. Springer Berlin Heidelberg, 2000. 103: p. 769 – 786.

44. Van Aken, et al., Lokalanästhesie, Regionalanästhesie, Regionale Schmerztherapie. Thieme, 2010. p. 373, 374.
45. Aumüller, G., et al., Anatomie, Thieme, 2014. p. 257 - 260.
46. Zilles, K., Tillmann, B., Anatomie. Springer, 2010. p. 249.
47. Wirth, C., Mutschler, W., Kohn, D., et al., Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie. Thieme, 2013. p. 634-636.
48. Platzer, W., Taschenatlas der Anatomie. Bewegungsapparat. Thieme, 2005. p. 188.
49. Pohlemann, T., Tscherne, H., Operative Orthopädie und Traumatologie. Springer, 1996. 8(1): p. 55-72.
50. Nothofer, W., Neugebauer, R., Die transpedikuläre Abstützosteosynthese bei instabilen Beckenringverletzungen Typ C. Wiss. Referate 77. Tagung Vereinigung der Bayerischen Chirurgen, 2000: p. 72–73.
51. Pohlemann, T., Gänsslen, A., Tscherne, H., Die Problematik der Sakrumfraktur. Klinische Analyse von 377 Fällen. Der Orthopäde, 1992. 21: p. 400–412.
52. Cherin, P., Ziza, J.M., Laredo, J.D., Bletry, O., Godeau, P., A diagnosis to consider: insufficiency fracture of the sacrum. Rev Med Interne 1990. 11(2): p. 163-164.
53. Cotty, P., Fouquet, B., Mezenge, C., De Toffol, B., Beaulieu, F., Valat, JP., et al., Insufficiency fractures of the sacrum. Ten cases and a review of the literature. J Neuroradiol, 1989. 16(2): p. 160-171.
54. De Smet, A.A., Neff, JR., Pubic and sacral insufficiency fractures: clinical course and radiologic findings. AJR Am J Roentgenol, 1985. 145(3): p. 601-606.
55. Scheib, J.S., Radiologic case study. Sacral insufficiency fracture. Orthopedics, 1989. 12(9): p. 1271-1276.
56. Haller, J., Kindynis, P., Resnick, D., Murray, W.T., Cervilla, V., Fatigue fracture of the sacrum: a case report. Canadian Association of Radiologists Journal, 1989. 40(5): p. 277-278.

57. Peltier, L.F., Joseph Francois Malgaigne and Malgaigne's fracture. *Surgery*, 1958. 44(4): p. 777-784.
58. Frey, M.E., et al., Percutaneous sacroplasty for osteoporotic sacral insufficiency fractures: a prospective, multicenter, observational pilot study. *Spine J*, 2008. 8(2): p. 367-373.
59. Fuchs, T., et al., Pelvic ring fractures in the elderly. Underestimated osteoporotic fracture. *Unfallchirurg*, 2011. 114(8): p. 663-670.
60. Wagner, D., et al., Fragility fractures of the sacrum: how to identify and when to treat surgically? *Eur J Trauma Emerg Surg*, 2015. 41(4): p. 349-362.
61. Montana, M.A., et al., CT of sacral injury. *Radiology*, 1986. 161(2): p. 499-503.
62. Northrop, C.H., Eto, R.T., Loop, J.W., Vertical fracture of the sacral ala. Significance of non-continuity of the anterior superior sacral foraminal line. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*, 1975. 124(1): p. 102-106.
63. Rommens, P., Wissing, H., Serdarevic, M., Significance of computerized tomography in the diagnosis and therapy of fractures of the posterior pelvic ring and hip joint. *Unfallchirurgie*, 1987. 13(1): p. 32-37.
64. Abel, M.S., Jogger's fracture and other stress fractures of the lumbo-sacral spine. *Skeletal Radiol*, 1985. 13(3): p. 221-227.
65. Cotty, P., Fouquet, B., Mezenge, C., De Toffol, B., Beaulieu, F., Valat, J.P., et al., Insufficiency fractures of the sacrum. Ten cases and a review of the literature. *Journal of Neuroradiol*, 1989. 16(2): p. 160-171.
66. Dock, W., Grabenwöger, F., Schratte, M., Farres, MT., Kwasny, O., Diagnostik von Beckenfrakturen: Beckenübersichtsaufnahmen vs. CT. *Fortschr Röntgenstr*, 1989. 150: p. 280-283.
67. Routt, M.L., Jr., Simonian, P.T., Ballmer, F., A rational approach to pelvic trauma. Resuscitation and early definitive stabilization. *Clin Orthop Relat Res*, 1995. (318): p. 61-74.
68. Pennal, G.F., et al., Pelvic disruption: assessment and

- classification. Clin Orthop Relat Res, 1980. (151): p. 12-21.
69. Tile, M., Helfet, D., Kellam, J., et al., Comprehensive classification of fractures. M. E. Müller Foundation, Bern, 1995. (61): 1–6.
 70. Journal of orthopaedic trauma. Wolters Kluwer Health, 2018. (32) 1: p. 71-76, 155-159.
 71. Denis, F., Davis, S., Comfort, T., Sacral fractures: an important problem. Retrospective analysis of 236 cases. Clin Orthop Relat Res, 1988. 227: p. 67-81.
 72. Oberkircher, L., Ruchholtz, S., Rommens, P.M., Hofmann, A., Bücking, B., Krüger, A., Osteoporotic pelvic fractures. Dtsch Arztebl Int 2018; 115: 70–80.
 73. Hak, D.J., Baran, S., Stahel, P., Sacral fractures: current strategies in diagnosis and management. Orthopedics, 2009. 32(10).
 74. Neugebauer, R., Nothofer, W., Sakrumfrakturen. OP-Journal, 2003. 19(2): 140-146.
 75. Lehmann, J., Luxation einer Beckenhälfte. Zentralbl Chir, 1934. 37: p. 2149-2152.
 76. Routt, M.L., Jr., Simonian, P.T., Mills, W.J., Iliosacral screw fixation: early complications of the percutaneous technique. J Orthop Trauma, 1997. 11(8): p. 584-589.
 77. Shuler, T.E., et al., Percutaneous iliosacral screw fixation: early treatment for unstable posterior pelvic ring disruptions. J Trauma, 1995. 38(3): p. 453-458.
 78. Culemann, U., et al., Injury to the pelvic ring. Diagnosis and current possibilities for treatment. Unfallchirurg, 2004. 107(12): p. 1169-1183.
 79. Arand, M., Kinzl, L., Gebhard, F., Computer-guidance in percutaneous screw stabilization of the iliosacral joint. Clin Orthop Relat Res, 2004. (422): p. 201-207.
 80. Stockle, U., et al., Clinical experience with the Siremobil Iso-C(3D) imaging system in pelvic surgery. Unfallchirurg, 2006. 109(1): p. 30-40.

81. Stockle, U., et al., CT and fluoroscopy based navigation in pelvic surgery. *Unfallchirurg*, 2003. 106(11): p. 914-920.
82. Stöckle, U., et al., Clinical applications--pelvis. *Injury*, 2004. 35(1): p. S-A46-56.
83. Fischer, S., et al., Percutaneous cannulated screw fixation of sacral fractures and sacroiliac joint disruptions with CT-controlled guidewires performed by interventionalists: single center experience in treating posterior pelvic instability. *Eur J Radiol*, 2015. 84(2): p. 290-294.
84. Ludtke, C.W., Wissgott, C., Andresen, R., Treatment of a Bilateral Sacral Insufficiency Fracture with CT-Guided Balloon Sacroplasty. *Iran J Radiol*, 2014. 11(3): p. 6965.
85. Abu Nahleh K., Werle S., Bohm H., Iliolumbar and bilateral iliac screw-rod fixation in the treatment of sacral insufficiency fractures. *European Spine Journal*. Conference: 9. Deutscher Wirbelsäulenkongress Jahrestagung der Deutschen Wirbelsäulengesellschaft Leipzig, 2014.
86. Josten, C., Schildhauer, T.A., Muhr, G., Therapy of unstable sacrum fractures in pelvic ring. Results of of osteosynthesis with early mobilization. *Chirurg*, 1994. 65(11): p. 970-975.
87. Tiemann, A.H., Schmidt, C., Josten, C., Die trianguläre vertebropelvine Abstützung - Frühbelastbare Osteosynthese instabiler Frakturen des hinteren Beckenringes, *Zentralbl Chir*, 2003. 128(3): 202-208.
88. Adolphs, N., et al., Craniomaxillofacial surgery planning based on 3D models derived from Cone-Beam CT data. *Comput Aided Surg*, 2013. 18(5-6): p. 101-108.
89. Fourie, Z., et al., Segmentation process significantly influences the accuracy of 3D surface models derived from cone beam computed tomography. *Eur J Radiol*, 2012. 81(4): p. 524-530.
90. Clark, N.D.L., Daly, C., Using confocal laser scanning microscopy to image trichome inclusions in amber. *Journal of Paleontological Techniques*, 2010. 8: p. 1-7.
91. Amstalden van Hove, E.R., et al., Multimodal mass spectrometric

- imaging of small molecules reveals distinct spatio-molecular signatures in differentially metastatic breast tumor models. *Cancer Res*, 2010. 70(22): p. 9012-9021.
92. Sherman, D.M., Metal complexation and ion association in hydrothermal fluids: insights from quantum chemistry and molecular dynamics. *Geofluids*. John Wiley & Sons , 2010. 10 (1–2): p. 41–57.
 93. Jähne., B., *Digital Image Processing*. Springer, 2002. p. 427.
 94. Kosche, J., Horn, H., *Segmentierung von Bilddaten*, 2004. p. 9-12.
 95. Weiler, F., Dettmann, J., *Bildsegmentierung mit modellbasierten, aktiven Konturmodellen*. Aachen: RWTH Aachen, 1996.
 96. Zöckler, M., Rein, K., Brandt, R., Stalling, D., Hege, H-C. , *Creating Virtual Insect Brains with Amira*. Zuse-Institut Berlin, 2001. p.6.
 97. Wintermantel, E., Ha, S.W., *Medizintechnik: Life Science Engineering*. 2009: Springer Berlin Heidelberg. p. 265.
 98. Kumbar, S., Laurencin, C., Deng, M., *Natural and Synthetic Biomedical Polymers*, Elsevier, 2014. p. 115-121.
 99. NCBI- National Center for Biotechnology Information, Polyvinyl alcohol (compound), unter: <https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/11199> (abgerufen am 08.11.2018).
 100. polymerdatabase.com, Polymer Properties Database, unter: <http://polymerdatabase.com/polymer%20physics/Polymer%20Tg.html> (abgerufen am 08.11.2018).
 101. Li, Z., et al., Three-dimensional printing models improve understanding of spinal fracture-A randomized controlled study in China. *Sci Rep*, 2015. 5: p. 11570.
 102. Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Frankfurt am Main, unter: <https://www.bgu-frankfurt.de/medien/pressemitteilungen-detailansicht/news/schonend-und-sicher-fuer-unsere-patienten/> (abgerufen am 02.02.2019).
 103. Ommen, O., et al., Patient- and hospital-related determinants of satisfaction with hospital stay of severely injured patients. *Unfallchirurg*, 2006. 109(8): p. 628-639.

104. Mladek, G., Schumacher, J., Psychologische Interventionsmaßnahmen bei der Vorbereitung auf chirurgische Operationen. Brähler, E., Geyer, M., Kabanov, M., (Hrsg). Psychotherapie in der Medizin. Beiträge zur psychosozialen Medizin in ost- und westeuropäischen Ländern. Westdeutscher Verlag, Opladen, 1991: p. 99-116.
105. Warfield, S.K., Zou, K.H., Wells, W.M., Simultaneous truth and performance level estimation (STAPLE): an algorithm for the validation of image segmentation. IEEE Trans Med Imaging, 2004. 23(7): p. 903-921.
106. Tingelhoff, K., et al., Comparison between manual and semi-automatic segmentation of nasal cavity and paranasal sinuses from CT images. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007. p. 5505-5508.

8. Anhang

8.1. Abkürzungen

MIT	Massachusetts Institute of Technology
CAD	computer-aided design
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
STL	Stereolithographie
AMF	Additive Manufacturing File Format
STIR	Short-Tau Inversion Recovery
%	Prozent
°	Grad (Winkel)
cm	Zentimeter
mm	Millimeter
CT	Computertomographie
MRT	Magnetresonanztomographie
DVT	Digitale Volumetomographie
A./Aa.	Arteria/Arteriae
V./Vv.	Vena/Venae
M./Mm.	Musculus/Musculi
N./Nn.	Nervus/Nervi
Lig./Ligg.	Ligamentum/Ligamenta
Proc./Procc.	Processus/Processus
R./Rr.	Ramus/Rami
LWK	Lendenwirbelkörper
SWK	Sakralwirbelkörper

8.2. Abbildungen

1	Fused Filament Fabrication (FFF) (eigenes Foto).....	8
2	Stereolithografie (SLA) (eigenes Foto).....	9
3	Ansicht des Os sacrum mit Facies pelvica, Facies dorsalis und Ansicht von lateral (Braus, Hermann, Braus 1921 50 , als gemeinfrei gekennzeichnet, Details auf Wikimedia Commons).....	15
4	Ligamentäre Strukturen des Sakrums von dorsal (Braus, Hermann, Braus 1921 233 , als gemeinfrei gekennzeichnet, Details auf Wikimedia Commons).....	17
5	Klassifikation der Sakrumfraktur nach Denis, Zone I: transalare Zone, Zone II: transforaminale Zone, Zone III: zentrale Zone (eigenes Foto).....	24
6	Vorgang des manuellen Segmentierens im „Segmentation editor“ (screenshot).....	36
7	Generiertes Oberflächenmodell im „object pool“ (screenshot).....	36
8	Renkforce RF1000 (Conrad Electronic SE, Klaus-Conrad-Str. 1, 92240 Hirschau).....	38
9	Vorgang des 3D-Printings (eigenes Foto).....	38
10	Ultimaker 3 (eigenes Foto).....	40
11	Abbildungen 11: (I) gedrucktes Modell mit Stützstruktur, (II) Auswaschen der Stützstruktur im Wasserbad, (III) fertiges Modell (eigene Fotos).....	41
12	Frakturverlauf in (I) axialer, (II) sagittaler und (III) coronarer Ebene (screenshot).....	46
13	Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven (screenshot).....	47
14	gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven (eigene Fotos).....	48
15	Frakturverlauf in (I) coronarer und (II) sagittaler Ebene (screenshot).....	50
16	Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven (screenshot).....	51
17	gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven (eigene Fotos).....	52
18	Sakrum in (I) sagittaler und (II) axialer Ebene (screenshot).....	54
19	Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven (screenshot).....	55

20	gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven (eigene Fotos).....	56
21	Frakturverlauf in axialer Ebene (screenshot).....	58
22	Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven (screenshot).....	60
23	gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven (eigene Fotos).....	62
24	Sakrum in (I) sagittaler und (II) axialer Ebene (screenshot).....	64
25	Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven (screenshot).....	65
26	gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven (eigene Fotos).....	66
27	Sakrum in (I) sagittaler und (II) axialer Ebene (screenshot).....	68
28	Oberflächenmodell im surface view in verschiedenen Perspektiven (screenshot).....	69
29	gedrucktes Modell in verschiedenen Perspektiven (eigene Fotos).....	70

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen meinen großen Dank aussprechen, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Karl-Hans Englmeier, der mich bei der Durchführung und Umsetzung meiner Arbeit enorm unterstützt hat. Seine wertvolle Förderung und Erfahrung haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Die vielen Gespräche werden mir als bereichernder und konstruktiver Austausch in Erinnerung bleiben.

Ebenfalls gilt mein besonderer Dank Herrn Prof. Dr. med. Klaus A. Milachowski für die kompetente und sehr freundliche Betreuung der Arbeit sowie Herrn Dr. Panagiotis Symvoulidis für seine Hilfe bei der Arbeit mit Software und Druckvorgang.

Vielen Dank möchte ich zudem an die radiologische Privatpraxis Dr. Karl-Wilhelm Westerburg aussprechen für die Bereitstellung der Bilddaten.

Ich danke Herrn Prof. Dr. Stefan Piltz und Herrn Prof. Dr. Volkmar Jansson für die Durchsicht meiner Arbeit als Mitberichterstatter.

Schließlich darf ich meiner Familie und meiner Frau Rafaelli Neves de Alencar Vidal großen Dank aussprechen, die mir während der Entstehungszeit dieser Arbeit immer tatkräftig unterstützend und motivierend zur Seite standen.

10. Eidesstattliche Versicherung

Sommer, Peter Paul

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

„Möglichkeiten des 3-D Printings in der orthopädischen Diagnostik und Therapie am Beispiel der
Sakrumfraktur“

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

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

München, 31.01.2020

Peter Paul Sommer

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand