

Vollautomatische Bestimmung von Hüfttotalendoprothesen-Parametern in routinemäßigen Röntgenbildern

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktoringenieur
(Dr.-Ing.)**

von Dipl.-Wirt.-Inform. Stefan Klebingat, geb. Topf
geboren am 13.12.1983 in Magdeburg, Deutschland

genehmigt durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Georg Rose
PD Dr.-Ing. habil. Sylvia Saalfeld
Prof. Dr. rer. nat. Jessica Bertrand

Promotionskolloquium am 27.05.2021

Zusammenfassung

Hüftendoprothesen stellen mit etwa 150.000 Erstimplantationen pro Jahr den in Deutschland am häufigsten eingesetzten Gelenkersatz beim Menschen dar. Ihre Entwicklung war eine der größten Erfolgsgeschichten in der medizinischen Forschung und Entwicklung des letzten Jahrhunderts. Jedoch müssen pro Jahr circa 17.000 Folgeeingriffe durchgeführt werden, welche auf verschiedenartige Ursachen zurückzuführen sind. Neben Infektionen und Materialversagen spielen vor allem Lockerungen der Implantatkomponenten und übermäßiger Verschleiß durch deren nicht optimale Positionierung eine wichtige Rolle. Stetige Fortschritte in der Materialforschung sorgen für einen verminderten Verschleiß durch Abrieb und damit verbunden für eine bessere Haltbarkeit. Dies senkt, vor allem auch bei jüngeren Patienten, die Anzahl an notwendigen Folgeeingriffen und ermöglicht somit eine höhere Lebensqualität. Um den Zustand von Hüfttotalendoprothesen im Körper beurteilen und Zusammenhänge zu deren Ausrichtung im Körper erfassen zu können, wurden in den letzten Jahrzehnten zahlreiche bildbasierte Messverfahren entwickelt. Dabei haben sich vor allem einfache Röntgenbilder des Beckens bzw. der Hüfte als Messbasis etabliert. Da auf einfachen Röntgenbildern aufbauende Messmethoden häufig von Ungenauigkeiten geprägt sind, spielen vor allem im Rahmen klinischer Studien Verfahren der *Roentgen Stereophotogrammetric Analysis* eine wichtige Rolle. Diese fußen auf dualen Röntgenaufbauten mit speziellen Kalibrierungsapparaturen und bieten eine verbesserte räumliche Analyse. Dennoch setzen alle bisher bekannten Verfahren Benutzereingaben während des Berechnungsprozesses voraus, was sie zeitaufwändig und ihre Ergebnisse benutzerabhängig macht.

Diese Arbeit widmet sich dem Ziel, erstmals ein vollautomatisches Messverfahren zu entwickeln, das zum einen auf routinemäßig vorgenommenen Röntgenaufnahmen des klinischen Alltags basiert und zum anderen qualitativ hochwertige und dem Stand der Technik ebenbürtige Ergebnisse erzielen kann. Nach einer Einführung in den klinischen Hintergrund wird basierend auf einer ausführlichen Analyse des Stands der Technik ein auf 2D-3D-Registrierung beruhendes Verfahren entwickelt, welches in seiner Funktionsweise nicht auf Benutzereingaben angewiesen ist, sondern mittels einer auf neuronalen Netzen basierenden Segmentierung initialisiert wird. Dabei kommt insbesondere auch der korrekten Auswahl und Konfiguration des Optimierungsverfahrens und des Ablaufs der verschiedenen Schritte der Registrierung eine entscheidende Bedeutung für die später erzielte Genauigkeit und Zuverlässigkeit zu.

Im Anschluss erfolgt die Evaluierung der erzielten Lösung in mehreren Schritten. Zunächst werden die Messgenauigkeit, -präzision und -deterministik in zwei In-Vitro Versuchen mit Phantomen bestimmt. Im nächsten Schritt wird eine In-Vivo Validierung der Messpräzision mittels Doppelmessungen von klinischen Mehrfachbildern von Patienten durchgeführt. Abschließend folgt eine Sensitivitätsanalyse der konfigurierbaren Parameter der Messmethodik anhand von klinischen Daten. Die erste Anwendung in einer klinischen Studie zeigt zudem die Anwendbarkeit und Zuverlässigkeit bei Bildern des klinischen Alltags.

Zusammenfassend wird im Rahmen dieser Dissertation erfolgreich ein vollautomatisches Messverfahren für Parameter von Hüfttotalendoprothesen in klinischen Standardröntgenbildern entwickelt. Im Vergleich zu anderen Verfahren wird eine hohe Messgenauigkeit und -präzision sowohl auf künstlichen als auch auf klinischen Daten bestätigt. Somit birgt dieses Verfahren das Potenzial, große Mengen an klinischen Standardbildern prospektiv oder retrospektiv vollautomatisch analysieren zu können und die Zusammenhänge zwischen Parametern von Hüfttotalendoprothesen und deren langfristiger Haltbarkeit sichtbar zu machen.

Abstract

With about 150,000 primary implantations per year, hip endoprostheses represent the most frequently used joint replacement in humans in Germany. Their development was one of the most successful achievements in medical research and development of the last century. However, approximately 17,000 follow-up operations have to be performed each year, which can be attributed to a variety of reasons. In addition to infections and material failure, loosening of implant components and excessive wear due to their non-optimal positioning play an important role. Continuous progress in materials research ensures reduced wear due to abrasion and thus improved durability. This decreases the number of necessary follow-up procedures, particularly in younger patients, and thus enables a higher quality of life. In order to be able to determine the condition of total hip endoprostheses within the body and to analyze connections to their alignment, numerous image-based measurement methods have been developed in the last decades. In particular, simple X-ray images of the pelvis or hip were established as the basis for measurement procedures. Since measurement methods based on simple X-ray images are often characterized by inaccuracies, *Roentgen Stereophotogrammetric Analysis* methods play an important role, especially in clinical studies. They are based on dual X-ray setups with special calibration equipment and offer improved spatial analysis. Nevertheless, all known methods require user input during the calculation process, which makes them time-consuming and their results user-dependent.

This work is dedicated to the goal of developing the first fully automated measurement procedure that, on the one hand, is based on routinely performed X-ray images of everyday clinical routine and, on the other hand, can achieve high-quality results that are equal to the state of the art. After an introduction to the clinical background and based on a detailed analysis of the state of the art, a procedure based on 2D-3D registration is developed, which does not depend on user input but instead is initialized by means of a segmentation based on neural networks. The correct selection and configuration of the optimization procedure and the sequence of the different registration steps is of crucial importance for the accuracy and reliability achieved later.

Subsequently, the evaluation of the achieved solution is performed in several steps. First, the measurement accuracy, precision and determinism are evaluated in two in-vitro phantom experiments. The next step is an in-vivo validation of the measurement precision by

means of double measurements on patients having multiple clinical images. Finally, a sensitivity analysis of the configurable parameters of the measurement methodology is performed using clinical data. The first application in a clinical study also demonstrates the applicability and reliability of the method for everyday clinical images.

In summary, a fully automated measurement method for parameters of total hip endoprostheses in standard clinical radiographs is successfully developed within the scope of this dissertation. Compared to other methods, a high measurement accuracy and precision is confirmed on both artificial and clinical data. Thus, this method has the potential to analyze large amounts of clinical standard images prospectively or retrospectively in a fully automated way and to visualize the correlation between parameters of total hip endoprostheses and their long-term durability.

Liste der Veröffentlichungen

- S. Klebingat. „Hip Implant Wear Measurement in X-Ray Images using 2d-3d-Registration“, *IGIC 2017 - Abstractband: 3rd Conference on Image-Guided Interventions & Fokus Neuroradiologie*, 2017.
- M. Haversath, S. Klebingat, die VITAS-Gruppe und M. Jäger. „Abriebanalyse mit virtuellen CAD-basierten Röntgenaufnahmen in der Endoprothetik“, *Der Orthopäde*, Juli 2018.
- VITAS-Group, A. Busch, M. Jäger, S. Klebingat, J. Baghdadi, T. Flörkemeier, F. Hütter, T. M. Grupp und M. Haversath. „Vitamin E- blended highly cross-linked polyethylene liners in total hip arthroplasty: a randomized, multicenter trial using virtual CAD-based wear analysis at 5-year follow-up“, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, Februar 2020

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	5
Abbildungsverzeichnis	7
Tabellenverzeichnis	9
1 Einleitung	11
2 Klinischer Hintergrund	15
2.1 Anatomie des Beckens und der Hüfte	15
2.2 Hüft-Total-Endoprothetik	18
2.2.1 Kategorisierungen	19
2.2.2 Abrieb und Creep	22
2.2.3 Anteversion und Inklination	23
2.2.4 Postoperative Komplikationen	28
2.3 Klinische Bildgebung zur postoperativen Beurteilung von HTEP	29
2.3.1 Röntgenbildgebung	30
2.3.2 Roentgen Stereophotogrammetric Analysis Aufnahmen	33
2.3.3 EOS	34
2.3.4 Computertomographie	35
2.3.5 Einfluss der Patientenpositionierung auf die HTEP-Parameter	37
3 Stand der Technik	41
3.1 Übersicht	41
3.2 Anwendungen und Messmethoden	43
3.2.1 PolyWare und PolyMig	45
3.2.2 Hip Analysis Suite	46
3.2.3 Einzel-Bild-Röntgen-Analyse	47
3.2.4 Roentgen Monographic Analysis Tool	48
3.2.5 Analysis-by-Synthesis	49
3.2.6 Marker-basierte RSA-Messungen	50
3.2.7 RSA Ellipse	51
3.2.8 Model-Based RSA	52

3.2.9	Elementary Geometrical Shape model-based RSA	53
3.2.10	Einfache Inklinationsmessung in AP-Röntgenbildern	54
3.2.11	Einfache Anteversionsmessung in CTL-Röntgenbildern	54
3.2.12	Einfache Anteversionssmessung in AP-Röntgenbildern	55
3.2.13	Abgrenzung von Anteversion und Retroversion	70
3.2.14	CT-basierte Messverfahren	72
3.3	Aktuelle Studienergebnisse	73
4	Automatische Bestimmung von HTEP-Parametern	75
4.1	Koordinatensysteme	75
4.2	Projektionsparameter und -matrizen	78
4.3	Vorwärtsprojektion	84
4.4	Diskretisierung von Oberflächenmodellen zu Voxelmodellen	90
4.5	Ähnlichkeitsmaß	91
4.6	Optimierungsprozess	94
4.7	Notwendige Eingabedaten	97
4.8	Initialisierung	98
4.8.1	Manuelle Initialisierung	98
4.8.2	CNN-basierte Initialisierung	99
4.9	Ablauf der HTEP-Parameterbestimmung	101
4.9.1	Registrierung der Hüftpfanne	101
4.9.2	Automatische Generierung der ROI des Femurkopfs	105
4.9.3	Registrierung des Femurkopfs	106
4.9.4	Wiederholte Registrierung von Hüftpfanne und Femurkopf	106
4.9.5	Ausführungsgeschwindigkeit der Registrierungen	107
4.10	Berechnung der HTEP-Parameter	108
4.10.1	Anteversion und Inkliniation	108
4.10.2	Femoral Head Penetration	109
5	Evaluation	113
5.1	In-Vitro Genauigkeit und Präzision	113
5.1.1	Einleitung	113
5.1.2	Methoden	113
5.1.3	Ergebnisse	116
5.1.4	Diskussion	117
5.2	In-Vivo Präzision	121
5.2.1	Einleitung	121
5.2.2	Methoden und Patienten	121
5.2.3	Ergebnisse	122
5.2.4	Diskussion	123

5.3	Sensitivitätsanalyse der Konfigurationsparameter	124
5.3.1	Einleitung	124
5.3.2	Methoden und Patienten	124
5.3.3	Ergebnisse	126
5.3.4	Diskussion	130
6	Klinische Anwendung	133
7	Abschließende Diskussion und Ausblick	137
	Literaturverzeichnis	141
A	Anhang	159
A.1	Stand der Technik – Anteversionsbestimmung nach Widmer	160
A.2	Evaluation – In-Vitro Genauigkeit und Präzision	161
A.3	Evaluation – In-Vivo Präzision	169

Abkürzungsverzeichnis

AA	anatomische Anteversion der Hüftpfanne
AbS	Analysis-by-Synthesis; Anwendung zur Bestimmung des Abriebs von Hüftendoprothesen
AI	anatomische Inklination der Hüftpfanne
AP	antero-posterior; von der Vorderseite in Richtung Rückseite des Körpers
APP	Anterior Pelvic Plane (vordere Beckenebene)
APPT	Anterior Pelvic Plane Tilt; Rotation der vorderen Beckenebene um die Transversalachse
CAD	Computer Aided Design (rechnerunterstütztes Konstruieren)
CI	Confidence Interval (Konfidenzintervall)
CMA-ES	Covariance Matrix Adaptation Evolution Strategy; Optimierungsverfahren
CNN	Convolutional Neural Network; auf Faltungen aufbauendes neuronales Netzwerk
CPU	Central Processing Unit (Hauptprozessor)
CT	Computertomographie, Computertomograph
CTL	Cross-Table Lateral; spezielle seitliche Röntgenaufnahmetechnik eines liegenden Patienten
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Digitale Bildgebung und -kommunikation in der Medizin); offener Standard
DRR	Digitally Reconstructed Radiograph (Künstlich erzeugtes Röntgenbild)
EBRA	Einzel-Bild-Röntgen-Analyse; Anwendung zur Bestimmung des Abriebs von Hüftendoprothesen
EGS-RSA	Elementary Geometrical Shape model-based RSA
FHP	Femoral Head Penetration; Eindringen eines künstlichen Femurkopfs in die ihn umgebende Hüftpfanne
GPU	Graphics Processing Unit (Grafikprozessor)
HAS	Hip Analysis Suite; Anwendung zur Bestimmung von Hüftendoprothesenparametern
HTEP	Hüfttotalendoprothese

HU	Hounsfield Unit (Hounsfield-Einheit)
ITL	Inter-Tear-drop Line; Verbindungslinie der Unterseiten der Köhlerschen Tränenfiguren in Röntgenbildern
MB-RSA	Model-Based RSA; Anwendung zur Bestimmung von Endoprothesenparametern
NCC	Normalized Cross Correlation (Normalisierte Kreuzkorrelation)
OA	operative Anteversion der Hüftpfanne
OI	operative Inklination der Hüftpfanne
PE	Polyethylen
RA	radiographische Anteversion der Hüftpfanne
RI	radiographische Inklination der Hüftpfanne
RMSE	Root-Mean-Square-Error (Wurzel des mittleren quadratischen Fehlers)
ROI	Region Of Interest (auszuwertender Bereich)
ROMAN	Roentgen Monographic Analysis Tool; Anwendung zur Bestimmung des Abriebs von Hüftendoprothesen
RSA	Roentgen Stereophotogrammetric Analysis; auch Radio Stereometric Analysis; röntgenbasiertes Verfahren zur Bestimmung der dreidimensionalen Position eines Objekts im Raum
SD	Standard Deviation (Standardabweichung)
STL	Stereolithographie; Standardformat zur Beschreibung von Oberflächenmodellen mittels Dreiecksfacetten

Abbildungsverzeichnis

1.1 Hüfttotalendoprothese	11
2.1 Ebenen und Achsen des menschlichen Körpers	16
2.2 AP-Ansicht des menschlichen Beckens	17
2.3 Anterior Pelvic Plane	18
2.4 Inter-Teardrop Line	19
2.5 HTEP Komponenten	21
2.6 Arten der Hüfttotalendoprothese-Befestigung	22
2.7 Acetabulumachse	23
2.8 Radiographische Definitionen von Anteversion und Inklinat ion	24
2.9 Operative Definitionen von Anteversion und Inklinat ion	25
2.10 Anatomische Definitionen von Anteversion und Inklinat ion	26
2.11 Röntgenbildgebung	31
2.12 AP Röntgenbildgebung	32
2.13 CTL Röntgenaufnahme einer HTEP	33
2.14 Typische RSA-Aufbauten	34
2.15 EOS Aufnahmeprinzip	35
2.16 CT einer Hüfttotalendoprothese	36
3.1 PolyWare	45
3.2 Abriebsmessung mittels Hip Analysis Suite	46
3.3 Abriebsmessung mittels EBRA	48
3.4 Abriebsmessung mittels AbS	49
3.5 RSA-Ellipse Initialisierung	52
3.6 MB-RSA – Ähnlichkeitsmaß	53
3.7 Bestimmung der RI in AP-Röntgenbildern	54
3.8 Bestimmung der RA nach Woo und Morrey	55
3.9 Ellipsoide Darstellung der Öffnung der Hüftpfanne in Röntgenbildern	56
3.10 Messung der RA nach McLaren und Lewinnek u. a.	57
3.11 Zusammenhang zwischen den sichtbaren Haupt- und Nebenachsen der Pfannenöffnung und der radiographischen Anteversion	58
3.12 Messung der RA und AA nach Liaw u. a.	59
3.13 Messschablone zur Bestimmung der RA und AA nach Liaw u. a.	60
3.14 Messschablone zur Bestimmung der RA nach Widmer	60
3.15 Bestimmung der RA nach Widmer	61

3.16	Bestimmung der RA nach Ackland u. a.	62
3.17	Bestimmung der RA nach Hassan u. a.	64
3.18	Bestimmung der RA nach Pradhan	64
3.19	Bestimmung der RA mittels der Orthogonal-Methode	66
3.20	Bestimmung der RA mittels der AREA-Methode	67
3.21	Künstliches Röntgenbild einer konstant ausgerichteten künstlichen Hüft- pfanne in Abhängigkeit von der Positionierung im Röntgenbild	69
3.22	Einfluss der medio-lateralen Pfannenposition auf die anatomische Ante- version nach Widmer	70
3.23	Bestimmung der Anteversion mittels Computertomographie	71
3.24	Anteversionsverteilung	72
4.1	Koordinatensysteme	76
4.2	Objektkoordinatensystem der HTEP-Komponenten	78
4.3	Raycasting Vorwärtsprojektor	88
4.4	DRR im Vergleich zu einem Röntgenbild	89
4.5	Kantenglättung von Voxelmodellen	91
4.6	Gradientenbilder mittels Scharr-Operator	92
4.7	Ablauf der HTEP-Parameterbestimmung	102
4.8	Darstellung der initialen Pfannenorientierung für die linke Körperseite in AP-Röntgenbildern	105
4.9	Automatische Erzeugung der Kopf-ROI	105
4.10	Korrektur der Kopfposition – Funktionsweise	110
4.11	Korrektur der Kopfposition – Fehler bei inkorrektter Stärke des PE-Inlays	111
5.1	Experimenteller Aufbau zur FHP-Validierung	115
5.2	FHP: Literaturvergleich der In-Vitro Messgenauigkeit mit anderen Me- thoden	118
5.3	Anteversion: Literaturvergleich der In-Vitro Messgenauigkeit mit anderen Methoden	119
5.4	Abweichung Δ_{medial}	128
5.5	Abweichung Δ_{kranial}	129
5.6	Abweichung radiographische Inkliniation	129
5.7	Abweichung radiographische Anteversion	130

Tabellenverzeichnis

2.1	Relevante anatomische Richtungen	15
3.1	Übersicht über der Stand der Technik	44
4.1	Projektionsparameter	79
4.2	Klassifizierung der HTEP Segmentierung	101
4.3	Initiale Pfannenorientierung für die Registrierung in AP-Röntgenbildern	104
4.4	Ausführungsgeschwindigkeit der Registrierung	107
5.1	In-Vitro Validierung: Genauigkeit und Präzision der FHP-Berechnung .	117
5.2	In-Vitro Validierung: Genauigkeit und Präzision der Anteversionsberechnung	117
5.3	In-Vitro Validierung: Genauigkeit und Präzision der Inklinationsberechnung	117
5.4	Differenzen der In-Vivo gemessenen HTEP-Parameter in Beckenaufnahmen in Referenz zu denen gemessen in Hüftaufnahmen	123
5.5	Sensitivitätsanalyse der Konfigurationsparameter	126
6.1	Jährlicher Abrieb im Vergleich zwischen mit Vitamin-E versetztem und gewöhnlichem hochvernetzten Polyethylen	134
6.2	Radiographische Inklinations im Vergleich zwischen mit Vitamin-E versetztem und gewöhnlichem hochvernetzten Polyethylen	134
6.3	Radiographische Anteversion im Vergleich zwischen mit Vitamin-E versetztem und gewöhnlichem hochvernetzten Polyethylen	135
A.1	Radiographische Anteversion in Beckenaufnahmen nach Widmer	160
A.2	Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: mediale FHP in Hüftgelenksaufnahmen	162
A.3	Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: kraniale FHP in Hüftgelenksaufnahmen	163
A.4	Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: medio-kraniale FHP in Hüftgelenksaufnahmen	164
A.5	Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: mediale FHP in Beckenaufnahmen	165
A.6	Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: kraniale FHP in Beckenaufnahmen	166
A.7	Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: medio-kraniale FHP in Beckenaufnahmen	167
A.8	Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: RA und RI in Hüftgelenksaufnahmen	168

A.9 Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: RA und RI in Beckenaufnahmen	168
A.10 Messdaten der In-Vivo Validierung	170

1. Einleitung

Im Jahr 2018 stellten Hüftimplantate in Deutschland mit einer Fallzahl von 150.284 noch vor Knieimplantaten mit 119.131 Fällen die am häufigsten primär eingesetzten Endoprothesen beim Menschen dar [1]. Bei über 90 % der Erstimplantationen an der Hüfte handelt es sich dabei um eine Hüfttotalendoprothese (HTEP). Diese besteht in der Regel aus vier Komponenten. Auf einen in den Oberschenkelknochen eingesetzten Schaft erfolgt in nahezu allen Fällen die Montage einer modularen Kopfkompone. In 87,9 % der Fälle wird im Becken eine künstliche Hüftpfanne mit einem modularen, innen liegenden Inlay aus Polyethylen (PE) befestigt. Das abschließende Einrasten des Kopfs in das Inlay stellt die anvisierte Funktionalität her. Abbildung 1.1 zeigt schematisch eine solche HTEP.

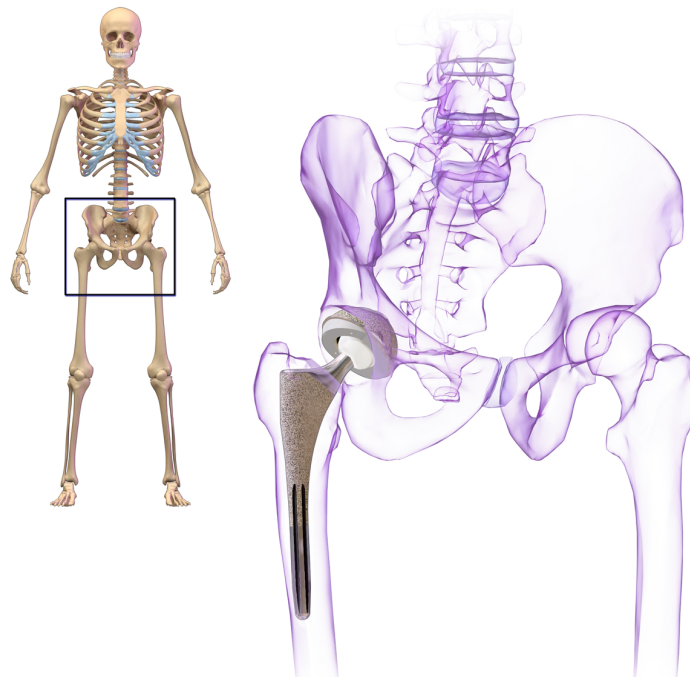


Abbildung 1.1.: Hüfttotalendoprothese – ursprünglich veröffentlicht unter der CC BY-SA 4.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/deed.de>) in Quelle [2] – die originale Beschriftung wurde entfernt

Im Laufe der Nutzung verändern Kopf und Pfanne ihre relative Position zueinander. Dieser Prozess heißt Femoral Head Penetration (FHP). In den ersten Monaten nach der Implantation ist die FHP stark durch ein Eindringen des Inlays – auch Creep genannt – gekennzeichnet. Spätestens nach einem Jahr ist hingegen Verschleiß als Hauptursache für eine weiter zunehmende FHP zu nennen [3]. Dieser stellt in Deutschland die direkte

Ursache für 8,1% der Revisionsoperationen dar [1]. Die durch Verschleiß entstehenden Abriebspartikel gelten aber auch als einer der Hauptgründe für eine aseptische Lockerung der Endoprothesen. Derartige Lockerungen sind wiederum der Grund für weitere 29,8% der Revisionen. Des weiteren steht eine ungenaue Ausrichtung der künstlichen Hüftpfanne im Verdacht, als negativer Einflussfaktor Komplikationen wie Dislokationen, Impingement, Migration und eben auch erhöhten Abrieb zu begünstigen [4–6]. Die Orientierung einer Hüftpfanne ist durch ihre Inklination, die Seitneigung, und Anteversion, die Öffnung der Pfanneneingangsebene nach vorne, gekennzeichnet. Daher stellen die exakten Messungen von Anteversion und Inklination ebenso wie die des Abriebs wichtige Voraussetzungen dafür dar, die Haltbarkeit und langfristige Funktionsfähigkeit von Hüftimplantaten korrekt beurteilen zu können.

Die minimalinvasivsten Methoden zum Zwecke einer kontinuierlichen Kontrolle des Abriebs beruhen auf einer zweidimensionalen Bestimmung der FHP in der Frontalebene in zwei zeitlich versetzt aufgenommenen Röntgenbildern in antero-posteriorer (AP) Aufnahme-richtung. Entsprechende Berechnungsansätze wurden in den vergangenen Jahrzehnten in Forschung und Entwicklung thematisiert. Zunächst schlugen Livermore u. a. eine Bestimmung mittels Schablonen vor [7]. Wenige Jahre später erkannten Martell u. a. [8] und Devane u. a. [9–11] die Vorteile von computergestützten, semi-automatischen Ansätzen, die bei optionalen lateralen Aufnahmen den Abrieb sogar in drei Dimensionen ermitteln können. Die daraus entstandenen Produkte Hip Analysis Suite (HAS) und PolyWare fanden in zahlreichen Studien Verwendung und werden bis heute weiterentwickelt und verbessert. Weniger bekannt, aber auf einem ähnlichen Berechnungsprinzip basierend, sind die Anwendungen Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) [12] und ROMAN [13], wohingegen der Ansatz der Analysis-by-Synthesis (AbS) als einer der ersten auf 2D-3D-Registrierungen von Computer Aided Design (CAD)-Modellen der Endoprothesen beruht [14, 15]. Neben diesen auf einfachen und alltäglichen Röntgenbildern basierenden Ansätzen etablierte sich eine weitere Kategorie von Messmethoden, die auf Roentgen Stereophotogrammetric Analysis (RSA)-Aufnahmen angewiesen sind [16]. Hierbei werden zeitgleich zwei Röntgenbilder in unterschiedlicher Aufnahmerichtung erstellt. Diese ermöglichen in Kombination mit einer zusätzlichen, im Strahlengang befindlichen Kalibrierungsapparatur das Erfassen von Bewegungen und Rotationen von Objekten in allen drei räumlichen Dimensionen in einem kalibrierten Messumfeld. Waren für die Erfassung dieser Objekte zunächst noch kleine, zusätzlich in diese zu implantierende Metallkügelchen notwendig, wurde aufgrund der Invasivität und Nichtanwendbarkeit im klinischen Alltag mit der Weiterentwicklung Model-Based RSA (MB-RSA) auch ein Registrierungsansatz mittels CAD-Modellen im RSA-Umfeld etabliert [17]. Weitere Entwicklungen führten mit den Methoden Elementary Geometrical Shape model-based RSA (EGS-RSA) und RSA Ellipse zur Nutzung von einfachen, computergenerierten geometrischen Formmodellen anstatt von CAD-Daten [18].

Aufgrund der stets kalibrierten Doppelbildgebung gelten RSA-basierte Verfahren heute gemeinhin als Gold-Standard in der Abriebsmessung [19, 20]. Obwohl diese im Vergleich zu auf Standardröntgenbildern basierenden Messverfahren eine überlegene Genauigkeit und Präzision bieten, verhindert der komplexe Röntgenaufbau samt der damit verbundenen Kosten und der zusätzlichen Strahlenbelastung einen breiten Einsatz im klinischen Alltag außerhalb von klinischen Studien.

Verschiedene Forschungsgruppen schlugen in der Vergangenheit zahlreiche manuelle oder semi-automatische Verfahren zur Bestimmung des Anteversionswinkels der Hüftpfanne vor. Besondere Aufmerksamkeit kam der Arbeit von Lewinnek u. a. [21] zu, in der die Autoren neben einer Berechnungsvorschrift auch eine *Safe-Zone* definierten, die einen sicheren Zielbereich von Anteversion und Inklination postuliert. Ausgehend hiervon wurden zahlreiche Verfahren veröffentlicht, die entweder eine einfachere oder aber eine genauere Bestimmung der Anteversion versprechen [22–33]. Viele dieser Methoden weisen jedoch eine unterschiedlich hohe Messgenauigkeit in Abhängigkeit von der Position der Pfanne im Röntgenbild auf. Sie wurden entweder in Erwartung einer Beckenaufnahme oder alternativ einer Hüftgelenksaufnahme entwickelt. Wegen der Projektionsgeometrie eines typischen Röntgengeräts mit annähernd punktförmiger Röntgenquelle verursachen Änderungen in der Positionierung einer Pfannenendoprothese im Bild auch mit dem bloßen Auge erkennbare Veränderungen an der ellipsoiden Darstellung ihrer Öffnung. Da die meisten der genannten Verfahren den Anteversionswinkel anhand der Seitenverhältnisse der sichtbaren Pfannenöffnung errechnen, führen solche Darstellungsänderungen zwangsläufig zu signifikanten Ungenauigkeiten [27, 34, 35]. Obwohl der Kompensationsbedarf solcher Fehler schon früh erkannt und entsprechende Verfahren vorgeschlagen wurden [36, 37], zeigt jedoch keines davon gleichbleibend gute Ergebnisse in allen klinisch relevanten Aufnahmeszenarien [38]. Bei der Messung der Pfanneninklination herrscht im Gegensatz zur Anteversion ein breiter wissenschaftlichen Konsens, wie sie in antero-posterioren (AP) Röntgenbildern zu bestimmen ist [32, 39, 40]. Trotz alledem wird auch die Genauigkeit dieser Berechnungsmethode von Positionsänderungen des Implantats im Bild negativ beeinflusst, wie dies beispielsweise im systematischen Fehler durch kranio-kaudale Verschiebungen in der Studie von Schwarz u. a. zu erkennen ist [37]. Somit bleibt zusammenfassend festzustellen, dass derzeit kein Ansatz existiert, der die beschriebenen Probleme bestehender Verfahren inhärent zu lösen im Stande ist und dies über den gesamten relevanten Wertebereich, den Anteversion und Inklination im klinischen Alltag annehmen, sicherstellen kann [41].

Sämtliche zum Zeitpunkt dieser Arbeit bekannten Methoden zur Bestimmung der drei genannten HTEP-Parameter sind während der Messungen in den klinischen Bilddaten auf menschliche Eingaben, wie zum Beispiel dem Setzen und Annotieren von Landmarken oder dem Segmentieren relevanter Bildbereiche, angewiesen. Hieraus ergibt sich stets eine subjektive Charakteristik, die unter Umständen zu verminderter Genauigkeit und

Präzision führt und zudem wertvolle Zeit des klinischen Personals in Anspruch nimmt. Jüngste Fortschritte in der Bildverarbeitung und im Bereich der künstlichen Intelligenz demonstrieren, dass automatische Ansätze zur Bestimmung ähnlich komplexer Parameter in medizinischen Bildern in Bezug auf Genauigkeit und Präzision mit manuellen oder semi-automatischen Messmethoden durchaus auf vergleichbarem Niveau liegen [42, 43]. Trotz dieser wissenschaftlich-technischen Fortschritte wurde bisher kein vollautomatisches Verfahren zur Bestimmung der HTEP-Parameter vorgeschlagen oder gar validiert, obwohl sich hierdurch die Möglichkeit ergäbe, die Berechnung auf objektive Art und Weise durchzuführen und das klinische Personal von zusätzlichem zeitlichen Aufwand zu befreien.

Das Ziel dieser Arbeit besteht also darin, eine Messmethodik zu entwickeln und zu validieren, die erstmals eine integrierte Lösung zur Berechnung der drei HTEP-Parameter bietet und zudem vollständig automatisch abläuft. Die Messungen sollen auf einfachen AP-Röntgenbildern basieren, da diese aufgrund der geringen Strahlenbelastung und der großen Verfügbarkeit die bevorzugte Modalität für die postoperative Verlaufskontrolle und die Bestimmung von HTEP-Parametern darstellen [44]. Abhängigkeiten zu zusätzlichem Equipment wie Kalibrierungsapparaturen oder zu implantierenden Metallkügelchen müssen dabei vermieden werden. Durch die Automatisierung soll diese Methode einen objektiven Lösungsansatz bieten, dessen Resultate aufgrund der deterministischen Abläufe exakt reproduzierbar sind und mit einer hohen Genauigkeit und Präzision einhergehen.

Die vorliegende Dissertation setzt sich aus folgenden Teilen zusammen. Zunächst wird ein Einblick in den klinischen Hintergrund und die daraus abgeleitete Motivation gegeben. Darauf folgt eine Übersicht zum aktuellen Stand der Technik zur Bestimmung der HTEP-Parameter. Im anschließenden Kapitel wird der eigene Lösungsansatz zur automatischen HTEP-Parameterbestimmung skizziert, woraufhin die Evaluation desselbigen erfolgt. Zuletzt wird eine erste klinische Anwendung des Lösungsansatzes präsentiert, dieser Ansatz abschließend diskutiert und ein Ausblick auf mögliche Weiterentwicklungen gegeben.

2. Klinischer Hintergrund

Dieses Kapitel vermittelt das für das Verständnis dieser Arbeit notwendige klinische Hintergrundwissen. Zuerst wird eine Übersicht der verwendeten Begrifflichkeiten bezüglich der menschlichen Körperebenen und -achsen sowie über die Anatomie des Beckens und der Hüfte gegeben, gefolgt von einer Einführung in die Hüftendoprothetik und der in dieser Arbeit relevanten HTEP-Parameter. Im abschließenden Abschnitt werden geeignete bildgebende Verfahren zur Analyse von bereits implantierten Hüftendoprothesen vorgestellt. Er endet mit einer Darlegung über die Patientenpositionierung während der Bildgebung und deren Einfluss auf die Messungen von HTEP-Parametern.

2.1. Anatomie des Beckens und der Hüfte

Achsen und Ebenen des menschlichen Körpers

Bei der Messung von HTEP-Parametern spielt die korrekte und einheitliche Bezeichnung der anatomischen Ebenen und Achsen des menschlichen Körpers eine entscheidende Rolle, um die Parameterberechnung exakt beschreiben und definieren zu können. Abbildung 2.1 zeigt die im Rahmen dieser Arbeit gewählten Nomenklaturen für die Körperachsen und -ebenen. Ebenfalls von großer Bedeutung sind die in Tabelle 2.1 aufgeführten Richtungs-

Tabelle 2.1.: Relevante anatomische Richtungen

Körperachse	Richtung	Beschreibung
Sagittalachse	anterior	nach vorne; in Blickrichtung des Patienten
	posterior	nach hinten; entgegen der Blickrichtung des Patienten
Transversalachse	medial	nach innen; in Richtung Körpermitte
	lateral	nach außen; weg von der Körpermitte
Longitudinalachse	kranial	nach oben; zum Kopf hin
	kaudal	nach unten; zum Steißbein hin

definitionen entlang der Körperachsen. Die Tabelle führt nur für diese Arbeit relevante Richtungsdefinitionen auf – um beispielsweise die Bewegungsrichtung einer FHP beschreiben zu können – und ist nicht vollständig.

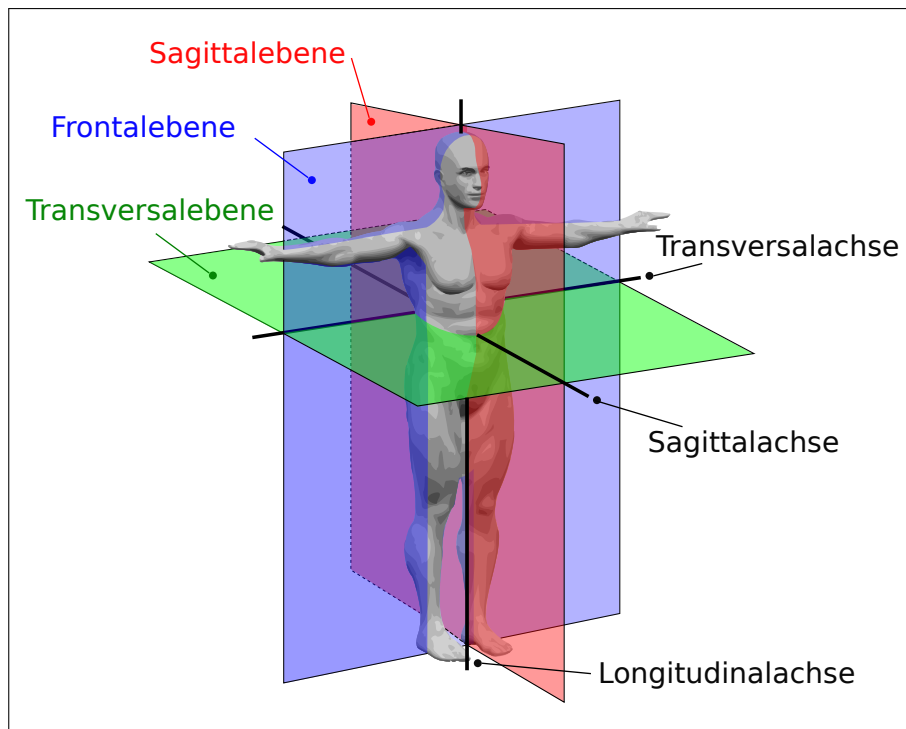


Abbildung 2.1.: Ebenen und Achsen des menschlichen Körpers – ursprünglich veröffentlicht unter der CC BY-SA 3.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/deed.de>) in Quelle [45]; Achsenbeschriftung und -darstellung wurden verändert

Becken und Hüftgelenk

Das Becken stellt das zentrale Bindeglied zwischen Wirbelsäule und den unteren Extremitäten dar (siehe Abbildung 2.2). Der Beckengürtel wird hauptsächlich aus den zwei Hüftbeinen (*Os coxae*) gebildet, die auf der Körperrückseite durch das Kreuzbein (*Os sacrum*) miteinander verbunden sind. Zusammen bilden sie den Beckenring (*Ossa coxae*). Die Hüftbeine wiederum bestehen aus je drei Teilabschnitten, dem Darmbein (*Os ilium*), dem Sitzbein (*Os ischii*) und dem Schambein (*Os pubis*). An deren Verbindungspunkt befindet sich das Acetabulum, die knöcherne Pfanne des Hüftgelenks [46]. Typischerweise weist es eine Anteversion – eine Kippung nach vorne – und eine Inklinatation – eine Kippung zur Seite – auf. Beide stellen in den folgenden Abschnitten bezüglich der Analyse von HTEP wichtige Einflussfaktoren dar.

Der Oberschenkelknochen (*Os femoris*), auch Femur genannt, besteht grundlegend aus vier Abschnitten [47]. Der kugelförmige Femurkopf (*Caput femoris*) wird vom Femurhals (*Collum femoris*) mit dem Femurschaft (*Corpus femoris*) verbunden. Der Femurkopf stellt dabei das direkte Bindeglied zum Acetabulum dar und bildet zusammen mit diesem den knöchernen Teil des als Kugel- bzw. Nussgelenk ausgeführten Hüftgelenks. Das untere Ende des Femurs wird von den zwei Kniegelenkwalzen (*Condylus medialis* und *lateralis*) gebildet. Der Schenkenhals-Schaft-Winkel beschreibt den Winkel zwischen Oberschenkelhals und

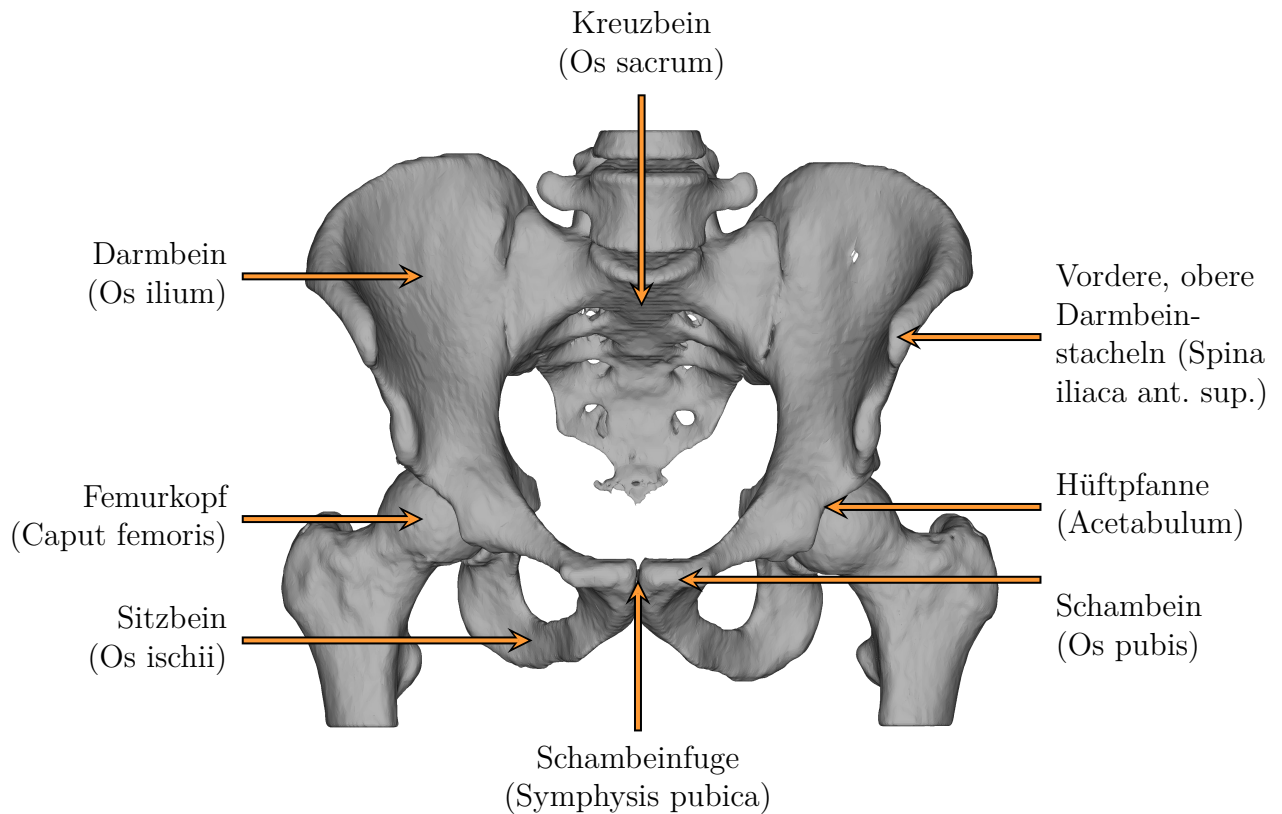


Abbildung 2.2.: AP-Ansicht des menschlichen Beckens

-schaft und nimmt im Laufe des Lebens von etwa 135° im Kleinkindalter durch die hohe Belastung ab. Er ist bei der Hüftendoprothetik bei der Auswahl der Schaftkomponente von großer Bedeutung, um die Funktionalität des Hüftgelenks bestmöglich zu erhalten und eingeschränkte Bewegungsfreiheiten und die damit verbundenen Komplikationsrisiken zu vermeiden [48].

Anterior Pelvic Plane

Die Anterior Pelvic Plane (APP) – im Deutschen auch vordere Beckenebene genannt – beschreibt die in Abbildung 2.3 dargestellte Ebene, die zwischen den oberen Darmbeinstacheln und den Tuberkeln des Schambeins (Tuberculum pubicum) verläuft. Der Winkel zwischen dieser Ebene und der Frontalebene wird im Allgemeinen als Anterior Pelvic Plane Tilt (APPT) bzw. nur Pelvic Tilt bezeichnet [49]. Bei einer – in Abbildung 2.3 gezeigten – anterioren Kippung des Beckens ist der Wert des APPT positiv, bei einer posterioren Kippung hingegen fällt er negativ aus.

Neben der großen Bedeutung bei der Bestimmung spinaler Deformitäten kommt der APP auch im Rahmen der HTEP-Parameter eine entscheidende Bedeutung zu. Anteversion und Inklination werden in verschiedenen Definitionen entweder auf die Frontalebene oder die

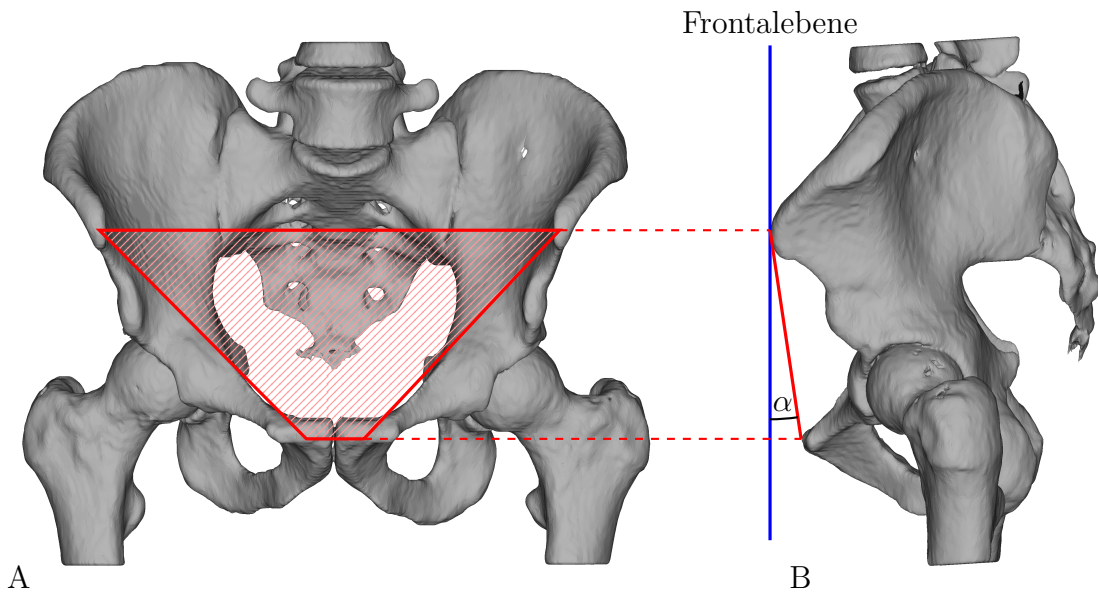


Abbildung 2.3.: Anterior Pelvic Plane – Darstellung (rot) in A) frontaler und B) lateraler Ansicht; Der Anterior Pelvic Plane Tilt (APPT) entspricht hierbei dem Winkel α zwischen APP und Frontalebene in kaudaler Richtung.

APP referenziert (siehe Abschnitt 2.2.3). Sofern der APPT nicht 0° beträgt, unterscheiden sich die Werte von Anteversion und Inklination je nach Bezugsebene und Betrag des Winkels teils erheblich.

Inter-Teardrop Line

Die Köhlerschen Tränenfiguren wurden erstmals 1931 von Köhler beschrieben und verdanken ihren Namen ihrem tränenförmigen Erscheinungsbild in AP-Röntgenaufnahmen [50]. In diesen wird die Verbindungslinie der kaudalen Enden der Köhlerschen Tränenfiguren als Indikator für die Rotation des Beckens angesehen (siehe Abbildung 2.4). Hierfür hat sich im englischen Sprachgebrauch der Begriff Inter-Teardrop Line (ITL) durchgesetzt. Die ITL dient dabei in der Regel als Referenz für die Messung Pfanneninklination [27, 51]. Dies wiederum bedeutet, dass messbare Winkel zwischen der ITL und der Transversalachse zur Normalisierung der Inklination genutzt werden können. Die ITL spielt aber nicht nur in der postoperativen Analyse eine wichtige Rolle, sondern wird entsprechend auch schon in der präoperativen Planung mit einbezogen [51, 52].

2.2. Hüft-Total-Endoprothetik

Hüft-Totalendoprothesen bestehen in der Regel aus zwei Gruppen von Komponenten, die zusammen den knöchernen Teil des Hüftgelenks in seiner Funktionalität ersetzen. Zum

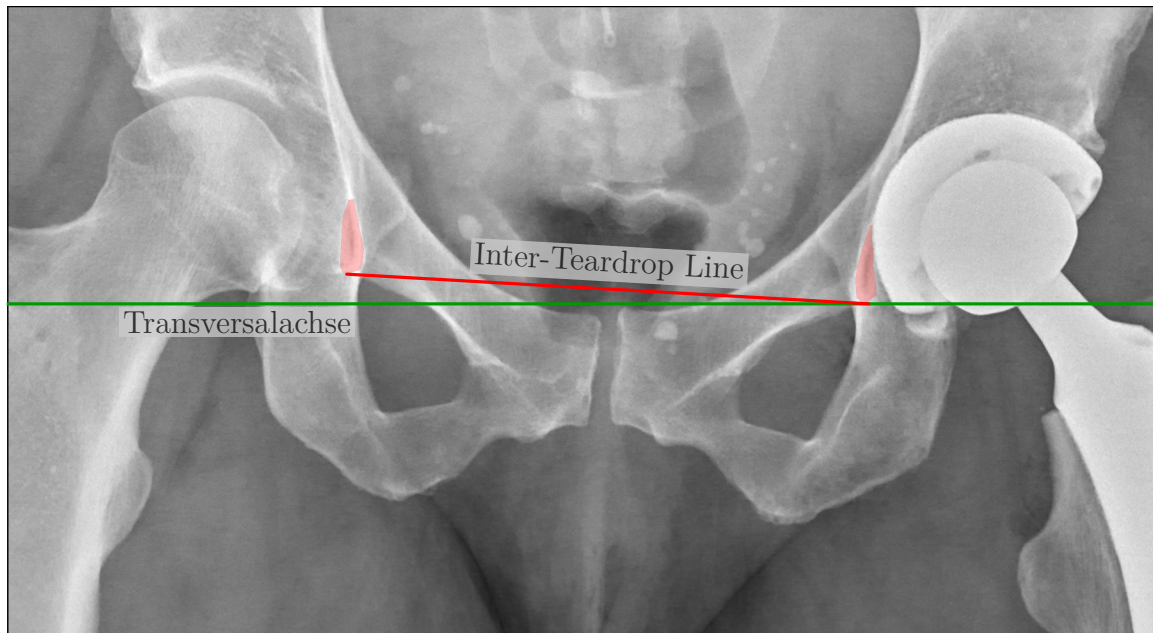


Abbildung 2.4.: Inter-Teardrop Line – Die Verbindungslinie zwischen den kaudalen Enden beider Köhlerschen Tränenfiguren (rot) definiert die ITL. Der Winkel zwischen dieser und der Transversalachse (grün) dient zur Korrektur der gemessenen Inklination der Hüftpfannen – Röntgenbild ursprünglich veröffentlicht unter der CC0 1.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/deed.de>) in Quelle [53]; Bildausschnitt geändert und Annotationen hinzugefügt

einen wird der Femurkopf durch einen künstlichen Kopf ersetzt, der auf einem metallenen Schaft montiert im Oberschenkel befestigt wird. Zum anderen wird das Acetabulum erweitert und mit einer künstlichen Hüftpfanne versehen. Diese kann aus nur einer monolithischen Komponente oder einem System modularer Komponenten bestehen. Neben den Totalendoprothesen stehen auch Teilendoprothesen, beispielsweise nach McMinn [54], zur Verfügung, die bei entsprechend erfüllten Voraussetzungen den Erhalt großer Teile des Femurkopfs versprechen und auch aufgrund der schonenden Einbauweise eine schnellere Mobilisierung der Patienten ermöglichen.

2.2.1. Kategorisierungen

In der modernen Hüftendoprothetik existieren verschiedene Arten von Hüftgelenksersatz, die sich neben unterschiedlichen Formen und Befestigungsmethoden vor allem auch durch verschiedenartige Gleitpaarungen unterscheiden [55]:

- Metallkopf auf Metall
- Keramikkopf auf Keramik
- Keramik- bzw. Metallkopf auf PE

Diese Kombinationen haben spezifische Vor- und Nachteile, die im Folgenden kurz erläutert werden:

Metallkopf auf Metall

In der Anfangszeit war die Kombination aus Metallkopf und Metallpfanne am weitesten verbreitet. Zwar weist diese einen geringen Verschleiß auf, jedoch stehen die beim Abrieb entstehenden Metallpartikel im Verdacht, neben Pseudotumoren auch erhöhte Konzentrationen an Metallionen mit daraus resultierenden Immunreaktionen zu verursachen. Daher hat der Anteil solcher Implantate in den letzten Jahren kontinuierlich abgenommen. Im Bereich der Teilendoprothesen jedoch ist die Metall auf Metall Gleitpaarung weiterhin erfolgreich im Einsatz [54].

Keramikkopf auf Keramik

Keramik auf Keramik weist außergewöhnlich geringe Abriebsraten auf und verursacht im Gegensatz zu Metall- und PE-Partikeln keine Immunreaktionen. Allerdings besteht die Gefahr, dass vor allem an der Pfanne bei übermäßiger Belastung oder unpräzisem Einbau die Keramik bricht, was eine aufwändige Revision nach sich zieht. Dabei müssen die Bruchstücke sorgfältig entfernt werden. Daher besteht bei dieser Gleitpaarung die Notwendigkeit eines besonders sorgfältigen Einbaus. Dafür steht durch die geringen Abriebsraten vor allem bei jungen Patienten eine langjährige Haltbarkeit in Aussicht.

Keramik- bzw. Metallkopf auf PE

Bei dieser Gruppe von Gleitpaarungen besteht das Implantat zumeist aus vier Einzelkomponenten, wie sie in Abbildung 2.5 zu sehen sind. Neben dem üblichen Schaft mit dem darauf befestigten Femurkopf aus Metall bzw. Keramik wird eine metallene Hüftpfanne im Becken befestigt und ein zu Pfanne und Kopf passenden PE-Inlay eingesetzt, in das der Kopf eingerastet wird. PE ist im Vergleich zu Metall und Keramik ein weiches Material. Verschiedene Fortschritte brachten in den letzten Jahren verbesserte PE-Varianten hervor, die verringerten Abrieb bei langer Haltbarkeit versprechen.

Heutzutage ist die Kombination aus einer PE-Pfanne bzw. einer Metallpfanne mit PE-Inlay und einem Metall- oder Keramikkopf am weitesten verbreitet. Aus diesem Grund werden die in dieser Arbeit vorgestellten Vorgehensweisen vor allem auf Implantate dieser Gruppe hin ausgerichtet und entsprechend evaluiert. Jedoch ist zu erwarten, dass die Algorithmen grundsätzlich auch auf die anderen Varianten anwendbar sind.

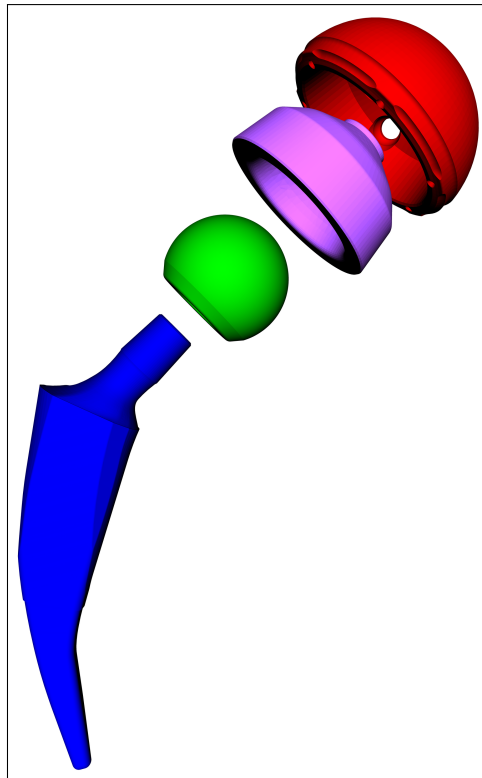


Abbildung 2.5.: HTEP Komponenten – blau: Schaft, grün: Femurkopf, lila: PE-Inlay, rot: Hüftpfanne

Befestigung der Implantate

In der Anfangszeit wurden Hüftendoprothesen fast ausschließlich mit Hilfe von Knochenzement im Knochen befestigt. Erst neuere Modelle läuteten einen Paradigmenwechsel hin zu zementfreien Befestigungsmethoden ein. Hierfür wird eine perforierte Oberflächenbeschichtung genutzt, die das Knochenwachstum anregt und somit ein Einwachsen des Implantats in den Knochen fördert. Zusätzliche Stabilität kann durch die Nutzung von Schrauben erreicht werden. Abbildung 2.6 zeigt die möglichen Kombinationen der Befestigung des Schafts im Femur und der Hüftpfanne im Acetabulum.

In zahlreichen wissenschaftlichen Studien wurde untersucht, welche Variante die wenigsten Komplikationen und das beste Patientenoutcome verspricht. Stellvertretend hierfür seien die Arbeiten von Hailer u. a. [57] und Pivec u. a. [58] genannt. Eine Bewertung derer Ergebnisse liegt zwar nicht im Fokus der vorliegenden Arbeit, jedoch haben die unterschiedlichen Arten der Befestigung auch einen Einfluss auf die Qualität der Bildgebung, da Knochenzement in Röntgenbildern deutlich sichtbar ist. Dieser kann die sichtbaren Außengrenzen der Implantate verdecken bzw. undeutlich erscheinen lassen. Auch Befestigungsschrauben, die beispielsweise die Pfanne zusätzlich im Becken verankern, können potentiell einen Einfluss auf deren Vermessung haben. In Deutschland wird bei einer Erstimplantation mit 78,6% in einer großen Mehrheit der Fälle eine vollständig zementfreie Befestigung genutzt,

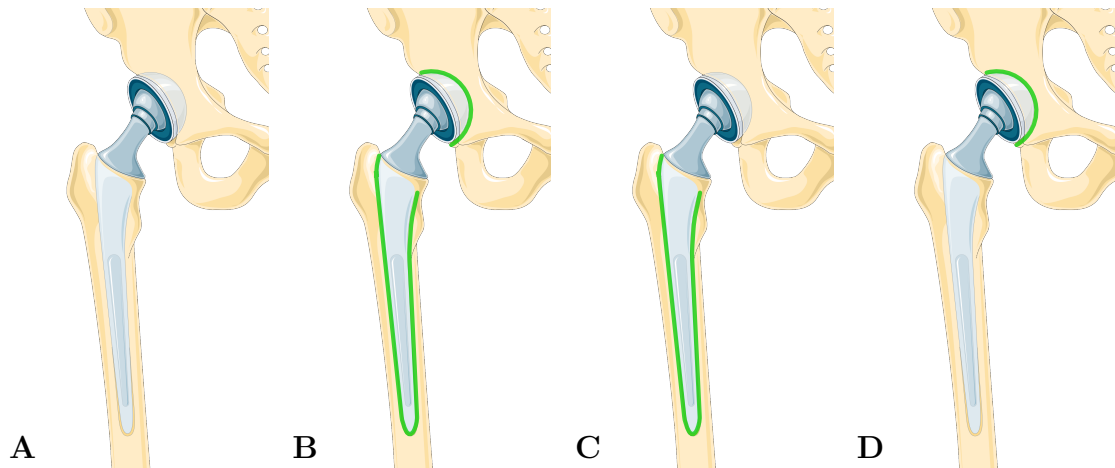


Abbildung 2.6.: Arten der HTEP-Befestigung – A) Beide Komponenten sind nicht zementiert befestigt; B) beide Komponenten sind zementiert; C) Hybrid mit zementiertem Schaft und nicht zementierter Pfanne; D) umgekehrter Hybrid mit nicht zementiertem Schaft und zementierter Pfanne; der Zement ist jeweils schemenhaft in grün dargestellt – Das Einzelbild wurde ursprünglich unter der CC BY-SA 3.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/deed.de>) in Quelle [56] veröffentlicht; der Bildausschnitt wurde verkleinert und Knochenzement zur Endoprothesenbefestigung angedeutet

wohingegen hybride bzw. umgekehrt hybride und vollständig zementierte Befestigungen nur in 14,8 %, 1,3 % bzw. 5,0 % Anwendung finden [1].

2.2.2. Abrieb und Creep

Durch die hohen Belastungen im künstlichen Hüftgelenk treten Abnutzungserscheinungen an den Hüftendoprothesen auf. Die zwischen Femurkopf und Hüftpfanne auftretende Reibung verursacht in diesem Bereich Materialabrieb. Hierdurch können kleinste Partikel in den Gelenkspalt und auch das umgebende Gewebe gelangen. Je nach Gleitpaarung kommen dabei unterschiedliche Materialien zum Einsatz, die auch verschiedene Effekte zur Folge haben. Vor allem bei den weit verbreiteten Kombinationen aus PE-Inlay und Keramik- oder Metallkopf betrifft der Abrieb vor allem das Inlay. Insbesondere in den ersten Monaten nach der Implantation tritt neben Abrieb aber auch eine Kompression des Polyethylens auf, was Creep genannt wird.

Sowohl Abrieb als auch Creep machen sich durch eine generelle Verschiebung von Femurkopf und Pfanne zueinander, der Femoral Head Penetration (FHP), bemerkbar. Eine solche Verschiebung kann mittels zumeist röntgenbasierter Bildgebung und geeigneten Messmethoden berechnet werden. Jedoch können Abrieb und Creep nicht direkt mittels auf Bildgebung basierenden Messmethoden voneinander abgegrenzt werden. Glyn-Jones u. a. stellen in einer Studie für PE-Inlays fest, dass die FHP nach einem Jahr linear verläuft [3]. Im ersten Jahr ist deren Betrag jedoch deutlich größer. In der Annahme, dass der Abrieb

im ersten Jahr wie auch in den darauf folgenden Jahren linear verläuft, schlussfolgern sie, dass die zusätzliche FHP durch Creep verursacht sein muss. Daher treffen sie die Annahme, dass der eigentliche Abrieb ab einem Zeitraum spätestens ein Jahr nach der Implantation mittels FHP-Messung ohne Einfluss von Creep quantifiziert ist.

Abrieb findet grundsätzlich in allen drei Dimensionen statt. Der Großteil erfolgt jedoch in medio-kranialer Richtung innerhalb der Frontalebene. Der anteriore bzw. posteriore Anteil ist vergleichsweise gering [3]. Im Rahmen mehrerer Studien wird zudem festgestellt, dass Messungen von zwei- und dreidimensionalem Abrieb gut miteinander korrelieren und somit eine zweidimensionale Abriebsmessung in der Frontalebene ausreichend ist [59–61].

2.2.3. Anteversion und Inklination

Die Orientierung von Hüftpfannen wird üblicherweise durch die Inklinations- und Versionswinkel beschrieben. Allerdings lassen sich diese Winkel auf vielfältige Art und Weise deuten und beschreiben, so dass dies in der Vergangenheit durch eine unklare oder falsche Verwendung der Begriffe zu nicht vergleichbaren oder inkorrekten Studienergebnissen führte [62]. Als Beispiel sei dabei die Definition einer *Safe-Zone* durch Lewinnek u. a. genannt [21]. Die Autoren definierten diese als den Wertebereich von Anteversion und Inklination, in dem wenige Komplikationen zu erwarten sind. Seit Jahrzehnten beschäftigen sich wissenschaftliche Arbeiten damit, Lewinneks Thesen zu bestätigen oder zu widerlegen [44, 63]. Jedoch traten dabei immer wieder Fehldeutungen und nicht zulässige Vergleiche zu Tage, da unterschiedliche Definitionen und Referenzebenen bei der Berechnung von Anteversion und Inklination verwendet wurden.

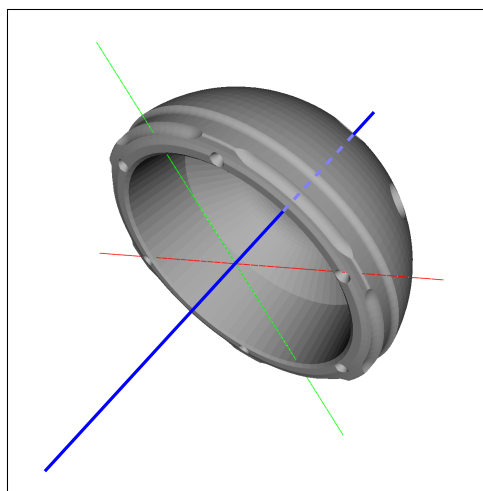


Abbildung 2.7.: Acetabulumachse (blau)

Murray führte eine einheitliche Nomenklatur für diese verschiedenartigen Definitionen von Anteversion und Inklination ein [64], die bis heute allgemeine Verwendung findet und

auch Grundlage dieser Arbeit ist. Zunächst definiert Murray die *Acetabulumachse*, die senkrecht zur Ebene der Pfannenöffnung verläuft und diese mittig schneidet. Sie stellt also gewissermaßen die Symmetrieachse der Pfanne dar (siehe Abbildung 2.7). Darauf aufbauend schlägt Murray folgende drei Definitionen für Anteversion und Inklination der Hüftpfanne vor:

Radiographische Definition

Die radiographische Inklination (RI) ist der Winkel zwischen der Longitudinalachse und der Projektion der Acetabulumachse auf der Frontalebene. Die radiographische Anteversion (RA) entspricht dem Winkel zwischen der Acetabulumachse und deren Projektion auf die Frontalebene.

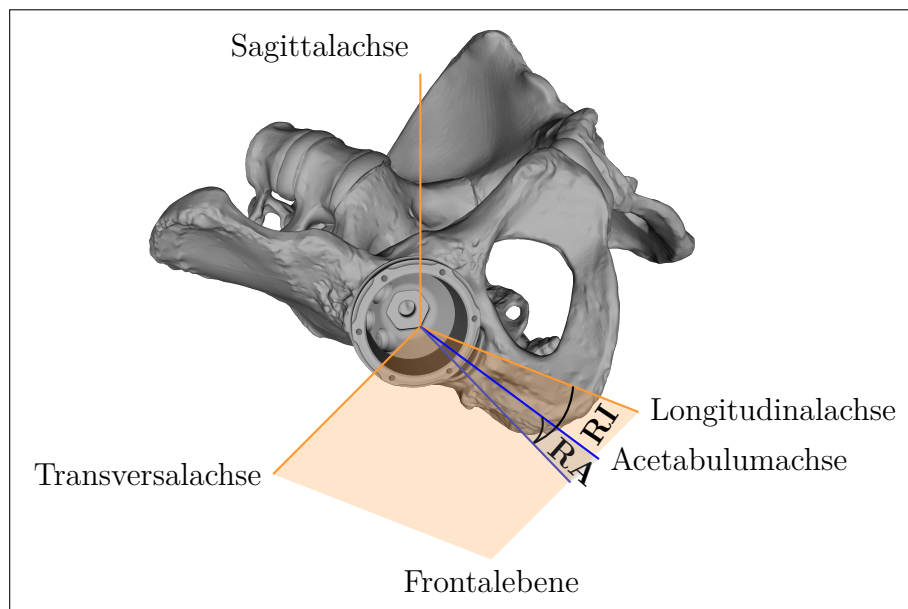


Abbildung 2.8.: Radiographische Definitionen von Anteversion (RA) und Inklination (RI)

Die radiographischen Definitionen sind in den in Abschnitt 3.2 vorgestellten Messmethoden des Stands der Technik die am häufigsten verwendeten und stellen, insofern nicht explizit anders angegeben, ebenfalls den Standard in dieser Dissertation dar. Ein Vorteil dieser Definitionen liegt in deren Eigenschaften bei einer Rotation des Beckens um die Sagittalachse, wie sie bei der Analyse der Inklination in Bezug auf die ITL vorkommt. Die RI kann direkt um den ermittelten Winkel zwischen ITL und Transversalachse korrigiert werden, während der Wert der RA davon unabhängig ist und somit konstant bleibt. Dies macht eine Messung in einem AP-Röntgenbild auch bei einer Referenzierung auf die ITL unkompliziert und vermeidet anschließende Korrekturen oder Umrechnungen der beiden Winkel durch die Anwender.

Das Acetabulum selbst weist typischerweise RA und RI von etwa 20° bzw. von 50° bis 54° mit Standardabweichungen von jeweils etwa 5° auf [65, 66].

Operative Definition

Die operative Inklination (OI) entspricht dem Winkel zwischen der Acetabulumachse und ihrer Projektion auf die Sagittalebene, während die operative Anteversion (OA) dem Winkel zwischen der Projektion der Acetabulumachse auf die Sagittalebene und der Longitudinalachse entspricht.

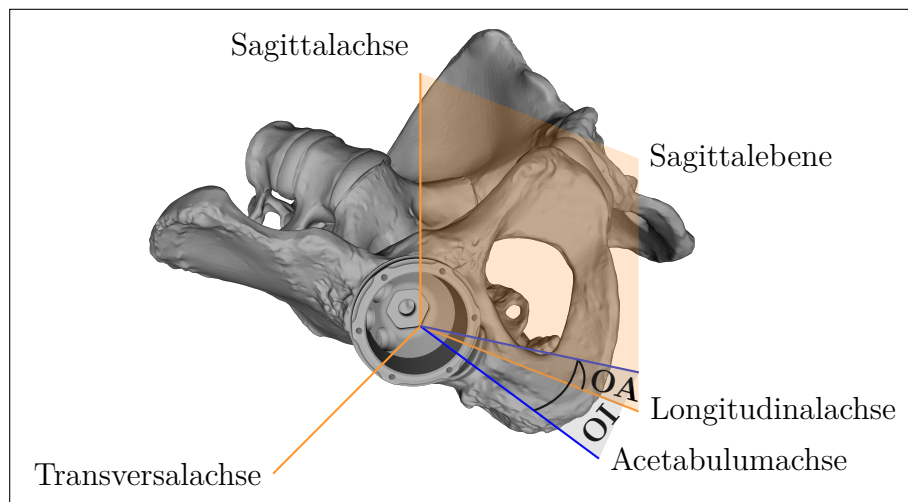


Abbildung 2.9.: Operative Definitionen von Anteversion (OA) und Inklination (OI)

Wie auch die radiographischen Definitionen bieten auch die operativen Definitionen von Anteversion und Inklination in bestimmten Situationen Vorteile. Von der OA kann beispielsweise bei der Referenzierung von Anteversion und Inklination auf die in Abschnitt 2.1 beschriebene APP der APPT-Winkel direkt von der gemessenen OA subtrahiert werden, ohne dass dies einen Einfluss auf die OI hätte.

Anatomische Definition

Die anatomische Inklination (AI) entspricht dem Winkel zwischen Acetabulumachse und der Longitudinalachse. Die anatomische Anteversion (AA) wird zwischen der Transversalachse und der auf die Transversalebene projizierten Acetabulumachse gemessen.

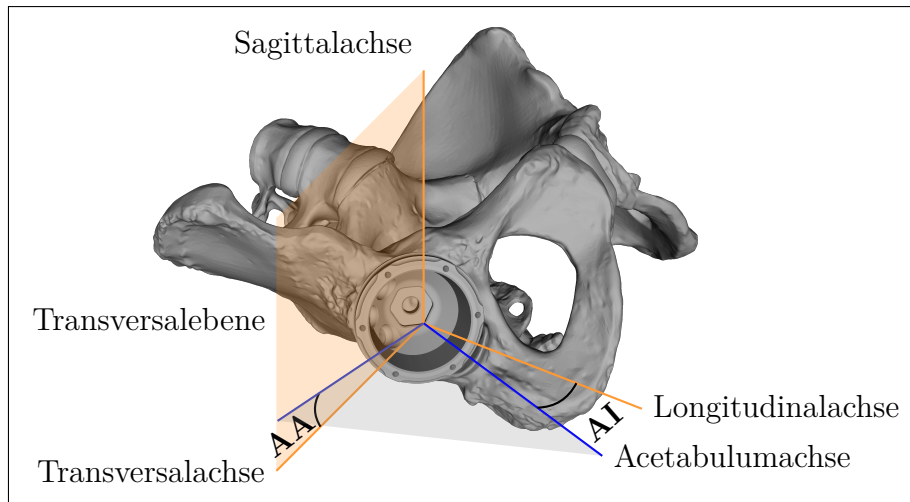


Abbildung 2.10.: Anatomische Definitionen von Anteversion (AA) und Inklination (AI)

Umrechnung der Definitionen ineinander

Alle Definitionen können auf einfache Art und Weise ineinander umgerechnet werden [64]. Die Umrechnung der anatomischen und operativen in die radiographischen Definitionen sind in den Formeln 2.1 bis 2.4 beschrieben.

$$RI = \arctan(\tan(AI) \cdot \cos(AA)) \quad (2.1)$$

$$RA = \arcsin(\sin(AI) \cdot \sin(AA)) \quad (2.2)$$

$$RI = \arctan\left(\frac{\tan(OI)}{\cos(OA)}\right) \quad (2.3)$$

$$RA = \arcsin(\cos(OI) \cdot \sin(OA)) \quad (2.4)$$

Die Formeln 2.5 bis 2.8 beschreiben die Umrechnung der radiographischen und operativen in die anatomischen Definitionen.

$$AI = \arccos(\cos(RI) \cdot \cos(RA)) \quad (2.5)$$

$$AA = \arctan\left(\frac{\tan(RA)}{\sin(RI)}\right) \quad (2.6)$$

$$AI = \arccos(\cos(OI) \cdot \cos(OA)) \quad (2.7)$$

$$AA = \arctan\left(\frac{\sin(OA)}{\tan(OI)}\right) \quad (2.8)$$

Zuletzt finden sich in den Formeln 2.9 bis 2.12 die Umrechnungen der radiographischen und anatomischen in die operativen Definitionen.

$$OI = \arcsin(\sin(RI) \cdot \cos(RA)) \quad (2.9)$$

$$OA = \arctan\left(\frac{\tan(RA)}{\cos(RI)}\right) \quad (2.10)$$

$$OI = \arcsin(\sin(AI) \cdot \cos(AA)) \quad (2.11)$$

$$OA = \arctan(\sin(AA) \cdot \tan(AI)) \quad (2.12)$$

Vor allem in Bezug auf die *Safe-Zone* ist zu beachten, dass die Anteversion und Inklination auf unterschiedliche Referenzebenen bezogen sein können. Murrays Definitionen beziehen sich primär auf die Frontalebene und lassen sich somit auf AP Röntgenbilder übertragen. Lewinnek hat seine *Safe-Zone* jedoch auf die patientenindividuelle APP bezogen. Da der Winkel zwischen APP und Frontalebene in einem einfachen AP Röntgenbild nicht bestimmt werden kann, spannte er die Patienten in eine spezielle Apparatur, die das Becken so ausrichtet, dass APP und Frontalebene parallel liegen [21]. Bereits vor ihm hatte McKibbin 1970 Messungen der Anteversion des Acetabulums auf die APP referenziert, da ihm bei vergleichbaren Studien anderer Autoren Unstimmigkeiten in deren Ergebnissen aufgefallen waren und er somit eine einheitliche Referenzebene als notwendig erachtete [67].

Wie zuvor angedeutet führten diese unterschiedliche Referenzierungen ebenso wie die verschiedenen Definitionen von Murray in den darauf folgenden Jahren zum Teil zu erheblichen Unstimmigkeiten [62]. Verstärkt wurde dies durch eine zunehmende Anzahl von Studien, in denen Anteversion und Inklination mittels Computertomographien (CTs) ermittelt wurden und dabei die APP als Referenzebene diente. Somit wurden Vergleiche zu Studien, in denen Röntgenbilder genutzt werden, unmöglich gemacht, obwohl eine Umrechnung bereits 2005 durch Lembeck beschrieben wurde [68].

Der APPT-Winkel α beschreibt dabei den Winkel zwischen APP und Frontalebene (siehe Abbildung 2.3 auf Seite 18). Somit ergeben sich die Umrechnungsformeln 2.13 und 2.14 zum Zwecke einer Normalisierung von radiographischer Inklination und Anteversion der Hüftpfanne bei einer Inklination des Beckens.

$$RA_\alpha = \arcsin(-\cos(RA_0) \cdot \cos(RI_0) \cdot \sin(\alpha) + \sin(RA_0) \cdot \cos(\alpha)) \quad (2.13)$$

$$RI_\alpha = \operatorname{arccot}\left(\cot(RI_0) \cdot \cos(\alpha) + \frac{\tan(RA_0)}{\sin(RI_0)} \cdot \sin(\alpha)\right) \quad (2.14)$$

Bei der Betrachtung der RI muss zudem eine mögliche Rotation des Beckens um die Sagittalachse mit einbezogen werden. Diese Rotation wird im AP Röntgenbild anhand

des Winkels zwischen ITL und der Transversalachse bestimmt. Dieser Winkel kann, je nach Körperseite, direkt auf die RI aufaddiert oder von dieser subtrahiert werden. Die RA ist hingegen unabhängig von einer solchen Rotation um die sagittale Achse. Dabei ist jedoch zu beachten, dass eine mögliche Rotation um die Longitudinalachse ebenso wie beim APPT um die Transversalachse in einem AP Röntgenbild nicht zuverlässig erfasst werden kann, aber dennoch einen direkten Einfluss auf RI und RA hat.

2.2.4. Postoperative Komplikationen

Die Gründe für Bewegungseinschränkungen oder Schmerzen bei Patienten bis hin zu notwendigen Revisionen nach einer primären oder auch sekundären HTEP-Implantation sind vielfältig. Die folgenden postoperativen Komplikationen stellen dabei die wichtigsten Ursachen dar. Die Berechnung der HTEP-Parameter kommt bei der Beurteilung dieser Komplikationen eine wichtige Rolle zu, insbesondere die FHP im Bereich der aseptischen Lockerungen und Anteversion sowie Inklination bei Dislokationen.

Aseptische Lockerung

Aseptische Lockerungen werden in der Literatur im Allgemeinen als der häufigste Grund für Revisionsoperationen angeführt [69]. Sie werden explizit nicht durch Infektionen verursacht, wobei der Nachweis präoperativ als Indikationsstellung nicht immer zuverlässig erbracht werden kann. Dies ist jedoch von immenser Bedeutung, da eine nicht erkannte Infektion auch den Erfolg der Revisionsoperation nachhaltig negativ beeinflussen kann. Aseptische Lockerungen treten zumeist erst nach mehr als sechs Monaten auf und gehen insbesondere bei den Schäften mit einem hohen Aktivitätsniveau des Patienten einher. In der Literatur werden Abrieb und die mit ihm einhergehenden Abriebspartikel als einer der Hauptgründe für aseptische Lockerungen diskutiert [70, 71]

Dislokation/Luxation

Insbesondere im ersten Monat nach einer Primärintervention sind die meisten Fälle einer Revision durch wiederkehrende Luxationen indiziert [44, 69]. Diese können beispielsweise durch ein nicht sachgerechtes Verhalten des Patienten mit der neuen Endoprothese begründet sein. Andererseits spielt aber auch die korrekte Positionierung der Prothese in Bezug auf die Inklination und Anteversion eine entscheidende Rolle. Werden die Komponenten nicht korrekt ausgerichtet oder in Hinsicht auf die Anatomie des Patienten falsch ausgewählt, ist zum Beispiel ein Anschlagen des Schafts am Rand der Hüftpfanne – im Englischen als

Impingement bezeichnet – bei bestimmten Bewegungen möglich [72]. Weitere Einflussfaktoren sind beispielsweise der Kopfdurchmesser und eine gelungene Wiederherstellung der ursprünglichen physiologischen Verhältnisse, unterstützt durch modulare und somit flexible Endoprothesensysteme.

Septische Lockerung

Septische Lockerungen werden durch tiefe Infektionen an den Implantaten verursacht. Durch den prophylaktischen Einsatz einer mehrfachen systemischen Antibiose am Operationstag und die Nutzung eines antibiotischen Knochenzements lässt sich das Risiko erheblich reduzieren [73]. Wird antibiotischer Knochenzement verwendet, lässt sich keine signifikant erhöhte, durch Infektionen verursachte Komplikationsrate im Vergleich zu zementfreien Implantaten nachweisen, wohingegen bei gewöhnlichem Knochenzement ein nahezu doppelt so hohes Risiko besteht [74].

Periprothetische Frakturen

Frakturen rund um das Implantat können sowohl intraoperativ als auch postoperativ auftreten. Letzteres gilt im Allgemeinen als Prothesenversagen und geht oftmals mit komplizierten und aufwändigen Revisionsoperationen einher.

Materialversagen

Auch Schäden an den Implantaten an sich sind eine eindeutige Indikation für eine Revisionsoperation. Beispiele für solches Prothesenversagen sind zerbrochene Schaftprothesen und gebrochene oder abgeplatzte Keramik- oder PE-Inlays.

2.3. Klinische Bildgebung zur postoperativen Beurteilung von HTEP

Im folgenden Abschnitt wird zunächst eine Übersicht über bildgebende Verfahren gegeben, die entweder im klinischen Alltag zur postoperativen Beurteilung der implantierten Endoprothesen und der Verlaufskontrolle dienen oder häufig im Rahmen klinischer Studien zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit von HTEP Anwendung finden. Abgeschlossen wird der Abschnitt mit Implikationen, die sich für die Bestimmung der HTEP-Parameter daraus ergeben, dass Patienten je nach gesundheitlichem Zustand, angewandter bildgebender Modalität oder auch Studienprotokoll entweder liegend oder stehend platziert werden müssen.

2.3.1. Röntgenbildgebung

Röntgenbildgebung ist das wohl bekannteste und am häufigsten genutzte bildgebende Verfahren in der Medizin und basiert auf ionisierender Strahlung. In einer Vakuum-Röhre werden Elektronen aus einer Kathode gelöst und durch Beschleunigungsspannung zur Anode beschleunigt. Beim Auftreffen an der Anode entstehen Wärme und Röntgenstrahlung [75]. Materie ist für Röntgenstrahlung, im Gegensatz zu Licht, transparent. Somit kann sie auch menschliches Gewebe durchdringen. Dabei findet eine Abschwächung der Strahlungsintensität statt, die von der Art des Materials und dessen Durchdringungstiefe abhängt. Diese abgeschwächte Strahlung belichtet entweder einen hinter dem Patienten befindlichen Röntgenfilm oder wird mittels eines elektronischen Röntgendetektors gemessen. Somit wird eine Projektion eines dreidimensionalen Objekt auf eine zweidimensionale Fläche erzeugt (siehe Abbildung 2.11). Die Röntgenquelle stellt dabei annähernd eine Punktquelle dar, womit sich eine Darstellung ähnlich einer Lochkamera ergibt. Dennoch kann auch die geringe Fokusgröße von bis zu wenigen Millimetern für Unschärfe durch Halbschatteneffekte in der Abbildung der Projektion sorgen. Der Röntgenstrahl, der die kürzeste Distanz zwischen Röntgenquelle und der Ebene des Röntgendetektors aufweist, wird im folgenden *Senkrechtstrahl* genannt. Je nach Ausrichtung von Röntgenquelle und Detektor kann sein Schnittpunkt mit der Detektorebene außerhalb der physischen Grenzen des Detektors liegen. Röntgengeräte haben in der Regel ein Zielkreuz, das in Abhängigkeit zur Ausrichtung der Röntgenquelle auf den Patienten projiziert wird. Der durch diesen Punkt verlaufende Strahl wird *Zentralstrahl* genannt. Insofern die Röntgenquelle senkrecht auf den Detektor ausgerichtet ist, sind Senkrechtstrahl und Zentralstrahl identisch. Eine weitergehende Beschreibung der Projektionsgeometrie von Röntgengeräten erfolgt im Kapitel 4.2 ab Seite 78.

Die messbare Intensität I am Röntgendetektor ist nach dem Lambert-Beer'schen Gesetz wie folgt definiert:

$$I = I_0 \cdot e^{-\int \mu(x) dx} \quad (2.15)$$

wobei I_0 die Strahlungsintensität beschreibt, die ohne im Strahlengang befindliche Objekte gemessen werden würde. Die Abschwächung wird durch das Integral über x beschrieben und mittels des Abschwächungskoeffizienten μ mit der Einheit m^{-1} und der durchdrungenen Tiefe in m dargestellt. Die Gesamtabschwächung setzt sich dabei aus der Absorption, verschiedenen Streuungen (Rayleigh- und Compton-Streuung), der Paarbildung und Kernanregungen zusammen [75]. Bei einer Endoprothese, die nur aus einem Material besteht, ist der Abschwächungskoeffizient konstant und die Absorption kann mittels der gesamten von einem Röntgenstrahl durchdrungenen Tiefe errechnet werden. Bei den anatomischen Strukturen eines Patienten weisen verschiedene Gewebearten unterschiedliche Abschwächungskoeffizienten auf. So ist die Absorption durch einen Knochen sehr viel höher als die

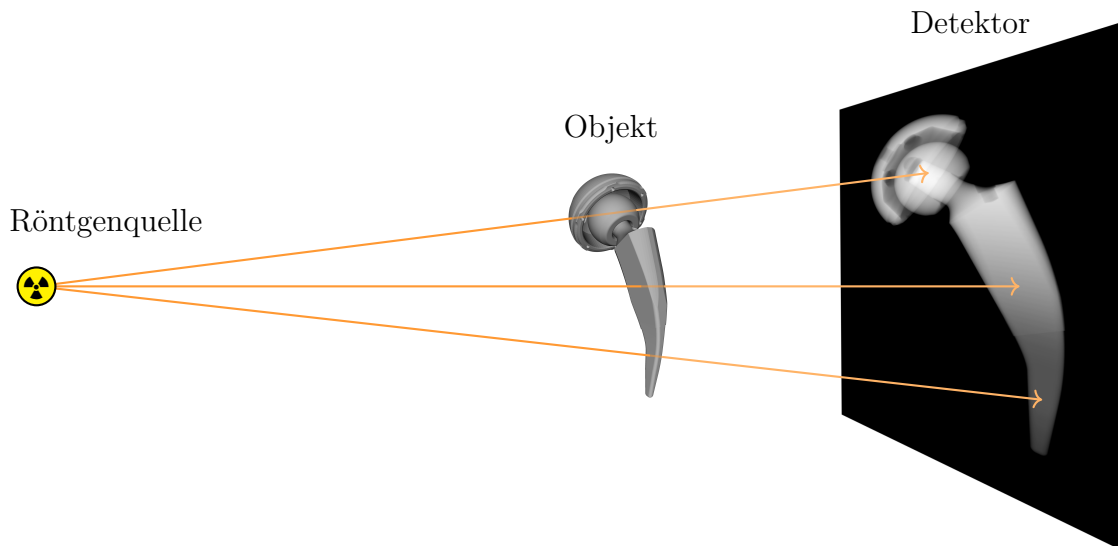


Abbildung 2.11.: Röntgenbildgebung – Eine Röntgenquelle emittiert Röntgenstrahlung, die ein Objekt durchdringt und dabei abgeschwächt wird und anschließend auf einen Röntgendetektor, mit Hilfe dessen die verbleibende Strahlungsintensität quantifiziert wird.

von Weichgewebe. Die ermittelte Abschwächung ist zudem abhängig von der an der Anode anliegenden Spannung. Im Allgemeinen gilt, dass niederenergetische Photonen stärker abgeschwächt werden als Photonen höherer Energie. Sogenannte weiche Strahlung mit einer geringen anliegenden Spannung vermag hohe Kontraste in der Weichgewebedarstellung zu erzielen, kann dafür aber dichte Materialien schlecht durchdringen. Daher wird zum Beispiel in der Mammographie mit geringen Spannungen gearbeitet. Harte, mit hoher Spannung erzeugte Strahlung kann auch dichte Materialien durchdringen, jedoch ist der Weichteilkontrast dadurch sehr gering. In Folge dessen muss die verwendete Spannung je nach Einsatzzweck angepasst werden.

Die Röntgenbildgebung hat sich in den letzten Jahrzehnten stetig weiter entwickelt. Anstatt der klassischen Röntgenfilmen kommen vermehrt elektronische Röntgendetektoren zum Einsatz. Kollimatoren sorgen zudem für einen verminderten negativen Einfluss von Streustrahlung. Die Strahlenbelastung für die Patienten wurde durch optimierte Messprotokolle und Technik weiter verringert. Röntgengeräte stehen flächendeckend zur Verfügung und stellen eine vergleichsweise günstige Art der medizinischen Bildgebung dar.

Vor allem in der postoperativen Nachsorge von HTEP-Interventionen stellen gewöhnliche Röntgenaufnahmen des Beckens oder der Hüfte den Standard im klinischen Alltag dar [76, 77]. Sie sind quasi überall durchführbar und verfügbar und gehen mit nur geringen Kosten einher. Obwohl dreidimensional bildgebende Verfahren dem Betrachter im Vergleich zu einfachen Röntgenbildern erweiterte Tiefeninformationen zur Verfügung stellen, sind CTs (siehe Abschnitt 2.3.4 ab Seite 35) aufgrund der hohen Strahlenbelastung und Magnetresonanztomographien wegen der hohen Kosten und dem geringen Informationsgehalt

bei knöchernen Strukturen nicht die Regel. Zudem treten bei diesen beiden Modalitäten im Gegensatz zur Röntgenbildgebung oftmals Metallartefakte auf, die eine Analyse im Bereich der HTEP erschweren.

Im Folgenden werden die beiden Röntgenarten vorgestellt, die für eine Messung der HTEP-Parameter von Relevanz sind. Weitere Aufnahmearten wie beispielsweise Frog-Leg oder nach Lauenstein finden ebenfalls Anwendung in der klinischen Praxis. In der vorliegenden Arbeit spielen sie jedoch keine Rolle, da sie weder für die Bestimmung der FHP noch die der Pfannenorientierung taugen.

Antero-posteriore Röntgenaufnahmen

Die häufigste Aufnahmeart stellen AP-Röntgenaufnahmen dar. Der Patient steht oder liegt dabei mit dem Rücken zum Röntgendetektor. Bei Aufnahmen des Beckens wird das Röntgengerät so ausgerichtet, dass der Zentralstrahl auf eine vertikalen Linie mit der Schambeinfuge zentriert ist und senkrecht auf den Detektor trifft, während die Patienten die Füße um die Longitudinalachse nach innen drehen. Somit ist in der Regel das gesamte Becken samt der Hüftgelenke und zumindest dem oberen Teil des Femurs sichtbar (siehe Abbildung 2.12A).



Abbildung 2.12.: AP Röntgenbildgebung A) des Beckens und B) des Hüftgelenks – Röntgenbilder ursprünglich veröffentlicht unter der CC0 1.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/deed.de>) in Quellen [53, 78]

Neben Beckenaufnahmen werden häufig auch Aufnahmen der Hüfte bzw. des Hüftgelenks angefertigt, bei denen sich Femur und Schaftendoprothese in horizontaler Richtung mittig im Bild befinden und der Detektor im Hochformat ausgerichtet ist (siehe Abbildung 2.12B). Bei dieser Aufnahmeart sind größere Teile des Femurs sichtbar. Sie werden beispielsweise bei der Beurteilung von Langschaftprothesen benötigt, die in Beckenaufnahmen nicht

vollständig sichtbar sind. Nachteil dieser Aufnahmeart ist, dass das Becken nur etwa zur Hälfte sichtbar ist und somit beispielsweise die ITL nicht bestimmbar ist.

Cross-Table Lateral Röntgenaufnahmen

Bei Cross-Table Lateral (CTL) Aufnahmen wird der auf dem Rücken liegende Patient dazu angehalten, das Bein der zu untersuchenden Hüfte wiederum nach innen zu drehen und das andere Bein anzuheben, um eine Überlappung im Röntgenbild zu minimieren. Das Röntgengerät wird so platziert, dass es in einem Winkel von etwa 35° bis 45° zur Longitudinalachse und parallel zur Frontalebene ausgerichtet ist. Im daraus resultierenden Röntgenbild in Abbildung 2.13 ist die Hüftpfanne in einer Weise zu sehen, in der die RA gut messbar ist, da die Inklination annähernd kompensiert wird. Die dazu gehörige Messmethode wird in Abschnitt 3.2.11 ab Seite 54 erläutert.

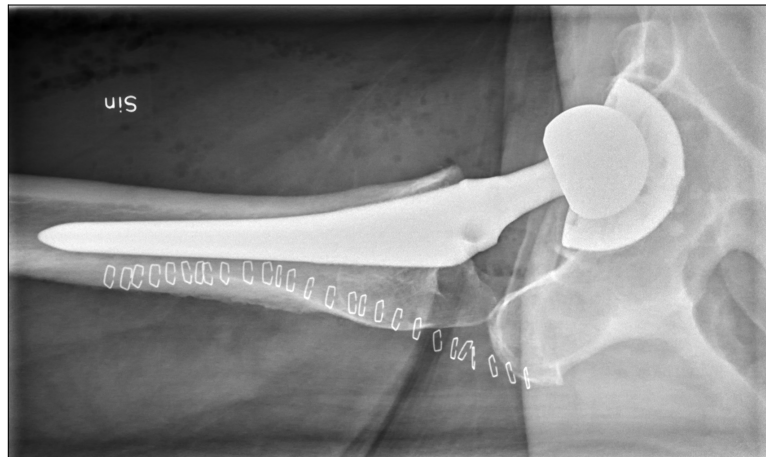


Abbildung 2.13.: CTL Röntgenaufnahme einer HTEP – Röntgenbild ursprünglich veröffentlicht unter der CC0 1.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/deed.de>) in Quelle [79]

CTL-Aufnahmen werden im Bereich der Hüftbildgebung oft auch einfach als laterale Aufnahmen bezeichnet. Um eine eindeutige Abgrenzung zu den in EOS- (Abschnitt 2.3.3) und RSA-Aufnahmen (Abschnitt 2.3.2) angefertigten, echt lateralen Aufnahmen, die in Richtung der Transversalachse vorgenommen werden, zu haben, wird in dieser Arbeit die in diesem Abschnitt beschriebene Art des Röntgens stets als CTL-Aufnahme bezeichnet.

2.3.2. Roentgen Stereophotogrammetric Analysis Aufnahmen

RSA beschreibt eine Klasse von Messmethoden, die auf zwei zeitgleichen Röntgenaufnahmen eines Patienten aus verschiedenen Aufnahmerichtungen basieren [16]. Das Ziel hierbei ist, die sonst fehlende Tiefeninformationen eines einzelnen Röntgenbilds durch die Nutzung zweier verschiedener Aufnahmerichtungen zu kompensieren und in der Berechnung

der HTEP-Parameter nutzbar zu machen. Die weitergehende Beschreibung der darauf angewendeten Algorithmen erfolgt in Abschnitt 3.2.6 ab Seite 50.

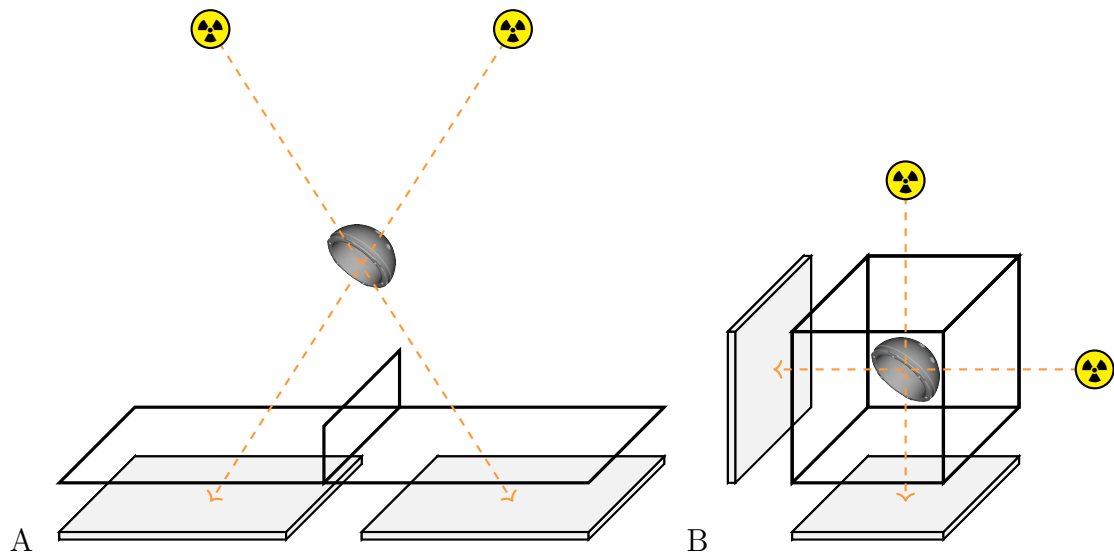


Abbildung 2.14.: Typische RSA-Aufbauten – A) uniplanarer Aufbau, B) biplanarer Aufbau

Im Grundsatz existieren zwei Arten von RSA-Aufnahmen, uniplanare und biplanare. Bei uniplanaren Aufnahmen werden zwei Röntgendetektoren in einer Ebene nebeneinander angeordnet (siehe Abbildung 2.14A). Die Aufnahmen erfolgen mittels zweier Röntgenquellen, die über Kreuz in einem Winkel von ca. 40° die beiden Detektoren belichten. Bei biplanaren Aufnahmen sind die Detektoren in zwei Ebenen angeordnet, die in der Regel senkrecht zueinander stehen und dabei eine AP und eine echt laterale Aufnahme erzeugen (siehe Abbildung 2.14B). Beiden Aufnahmetechniken ist gemein, dass von verschiedenen Herstellern Apparaturen angeboten werden, die zum einen für die Positionierung und korrekte Ausrichtung der Röntgendetektoren genutzt werden und zum anderen definierte positionierte Marker aufweisen, die eine Kalibrierung der erstellten Aufnahmen ermöglichen. Dies ist einer der Kernpunkte für den jahrzehntelangen Erfolg von auf RSA basierenden Messalgorithmen.

2.3.3. EOS

Das EOS ist ein orthogonal biplanares Röntgensystem, bei dem der Patient in stehender oder sitzender Position zeitgleich in lateraler und AP Richtung durchleuchtet wird [80, 81]. Im Gegensatz zu gewöhnlichen Röntgengeräten kommen horizontal ausgerichtete Liniendetektoren nach dem Prinzip von Georges Charpaks Vieldraht-Proportionalkammer zum Einsatz [82], die eine starke Reduzierung der notwendigen Strahlendosis ermöglichen. Sie befinden sich, wie in Abbildung 2.15 dargestellt, gegenüberliegend zu jeweils einer Röntgenquelle. Detektoren und Röntgenquellen bewegen sich während der Aufnahme-prozedur gemeinsam in vertikaler Richtung um den Patienten herum. Somit erfolgt die

Aufnahme in kranio-kaudaler Richtung ohne die für normale Röntgenbilder typischen Verzerrungen, die für die Projektionsgeometrien von Punktquellen und flächige Detektoren gegeben sind. Dadurch erfolgt die Abbildung der anatomischen Strukturen entlang der Longitudinalachse in Originalgröße. Des weiteren sind die Aufnahmen systembedingt stets kalibriert und erfordern hierzu keine zusätzlichen Apparaturen. Trotz dieser Vorteile ist die Verbreitung des EOS im April 2020 mit 360 weltweit installierten Systemen – davon 13 in Deutschland [83] – vor allem in Vergleich zu gewöhnlichen Röntengeräten sehr begrenzt. Es steht daher nicht flächendeckend zur Verfügung. Einen weiteren Nachteil stellen mögliche Bewegungen des Patienten während der bis zu 20 Sekunden andauernden Aufnahme-prozedur für Ganzkörperaufnahmen dar.

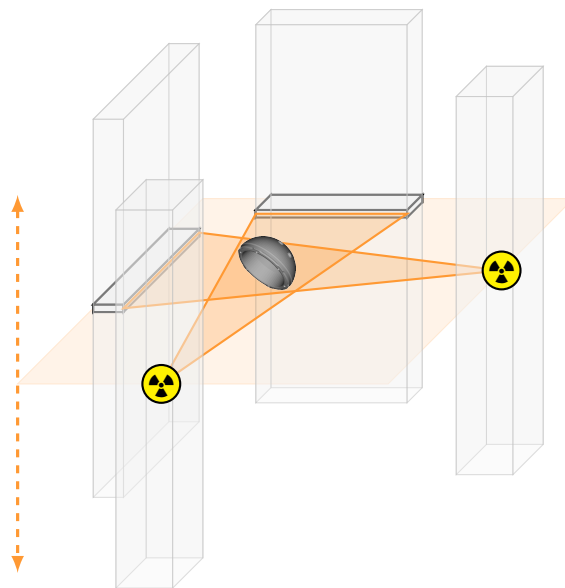


Abbildung 2.15.: EOS Aufnahmeprinzip: Zwei orthogonale Röntgenaufnahmen in AP und lateraler Richtung erfolgen gleichzeitig. Die Röntgenmessung erfolgt mittels linienförmiger Detektoren, die ebenso wie die gegenüberliegenden Röntgenquellen während der Aufnahme in vertikaler Richtung bewegt werden, um den gewünschten kranio-kaudalen Aufnahmebereich abzudecken.

2.3.4. Computertomographie

Die Computertomographie ist ein Verfahren der medizinischen Bildgebung, bei dem aus einer Vielzahl von Röntgenprojektionen das dreidimensionale Abschwächungsfeld geschätzt und somit die Beschaffenheit des zu messenden Objekts rekonstruiert wird. Sie ist gewissermaßen die umgekehrte Anwendung von Formel 2.15 auf Seite 30. Mit Hilfe der bekannten emittierten Strahlenintensität I und der gemessenen Strahlenintensität I_0 wird versucht, die Abschwächungskoeffizienten μ in einem dreidimensionalen Raum zu ermitteln. Die meisten modernen Computertomographen verfügen dabei über ein rotierendes System von Röntgenquelle und einem Array gegenüberliegenden Röntgendetektoren, die in Zeilen von bis zu 128 Einheiten angeordnet sind [75]. Dieses System rotiert um den Patienten, während

dieser mit Hilfe des Patiententischs, auf dem er liegt, kontinuierlich entlang der Longitudinalachse hindurch bewegt wird. Die Rekonstruktion erfolgt in der Regel mittels gefilterter Rückprojektion. Zunehmend kommen aber auch iterative Rekonstruktionsalgorithmen zum Einsatz [75].

Die mittels CT erzeugten Daten liegen im Voxelformat vor. Moderne Spiral-CTs erzeugen Bilddaten mit einer räumlichen Auflösung von 0,15 mm oder mehr in sagittaler und transversaler Richtung. Entlang der Longitudinalachse sind Schichtdicken von 0,3 mm oder mehr möglich [84]. Micro-CTs oder industrielle CTs sind in der Lage, deutlich bessere räumliche Auflösungen zu erzielen. Dies geht jedoch mit einem verringerten Sichtfeld oder noch höheren Strahlendosen einher und ist daher im Bereich des Beckens nicht anwendbar.

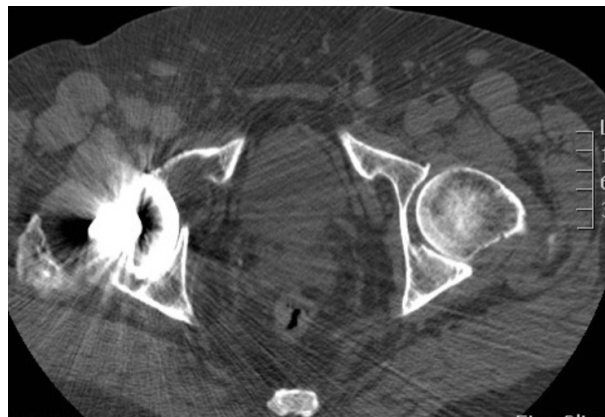


Abbildung 2.16.: CT einer Hüfttotalendoprothese – ursprünglich veröffentlicht unter einer modifizierten CC BY-NC-SA 3.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/deed.de>) in Quelle [85]

Bei metallenen Objekten wie Hüftendoprothesen entstehen häufig Streifenartefakte, die die Bildqualität negativ beeinflussen [86]. Abbildung 2.16 zeigt die transversale CT-Ansicht einer Hüftendoprothese mit eben solchen Streifenartefakten. Verbesserte Rekonstruktionsalgorithmen versuchen hier Abhilfe zu schaffen und lassen den Einsatz eines CT sinnvoll erscheinen [87]. Jedoch kann im klinischen Alltag nicht immer von einer hohen Darstellungsqualität von metallenen Endoprothesen ausgegangen werden.

Für CTs haben sich Hounsfield Units (HU) als Einheit etabliert. Diese sind auf den Abschwächungskoeffizienten $\mu_{\text{H}_2\text{O}}$ von Wasser normiert:

$$\text{CT-Zahl} = \frac{\mu - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} \cdot 1000 \quad [\text{HU}] \quad (2.16)$$

Da beispielsweise Luft nahezu keine Absorption und somit ein μ von 0 aufweist, ergibt sich für diese eine CT-Zahl von -1000 HU. Für Wasser beträgt sie entsprechend 0 HU. Materialien mit einer hohen Dichte (zum Beispiel Knochen oder Metall) haben CT-Zahlen

von mehr als 0 HU, solche mit geringerer Dichte (zum Beispiel Fett oder Lungengewebe) dementsprechend zwischen -1000 HU und 0 HU. CT-Geräte werden so kalibriert, dass diese Voraussetzung möglichst erfüllt ist. Diese Art der linearen Normierung sorgt außerdem für eine annähernde Unabhängigkeit der Messergebnisse von der verwendeten Spannung bei der Erstellung der CT. Umgekehrt kann diese Eigenschaft für eine Vorwärtsprojektion von CT-Volumen zum Zwecke der Erzeugung von künstlichen Röntgenbildern genutzt werden, wie dies in Abschnitt 4.3 ab Seite 84 dargestellt wird.

Im Anwendungsbereich der Hüftendoprothetik können CTs beispielsweise präoperativ für die Operationsplanung verwendet werden [88]. Die vollständig dreidimensionalen Daten lassen zudem eine exakte Bestimmung von anatomischen Marken und deren Analyse zu. So kann beispielsweise die APP samt des APPT ebenso wie auch mögliche Rotationen des Beckens um die anderen beiden Körperachsen, die Longitudinalachse und Sagittalachse, gemessen werden. In einzelnen Studien wurden CTs aber auch zur Bestimmung der HTEP-Parameter herangezogen, beispielsweise von Blendea u. a. [28]. Trotz der bereits erwähnten, oftmals stark auftretenden Metallartefakte werden die Messungen von Anteversion und Inklination in CTs häufig als Gold-Standard angesehen.

2.3.5. Einfluss der Patientenpositionierung auf die HTEP-Parameter

Je nach Modalität können bzw. müssen Patienten unterschiedlich für die Bildgebung positioniert werden. Während Patienten in einem EOS zumeist stehen müssen, können sie in einem CT ausschließlich liegend platziert werden. Bei gewöhnlichen Röntgenaufnahmen wie auch bei RSA werden Patienten zwar zumeist in Rückenlage positioniert, jedoch sind auch Aufnahmen im Stehen möglich und verbreitet.

Gerade im Bereich von Hüfte und Wirbelsäule ändern sich jedoch die biomechanischen Begebenheiten im Körper durch die vollkommen andere Lastverteilung im Vergleich zwischen Liegen und Stehen zum Teil deutlich. Solcherlei Einflüsse wurden in der Vergangenheit bereits thematisiert und untersucht.

Femoral Head Penetration

Schewelov u. a. untersuchen in einer Studie, ob signifikante Unterschiede in den Messergebnissen der FHP auftreten, falls die Aufnahmen in liegender anstatt stehender Positionierung des Patienten vorgenommen werden [89]. Dafür wurden bei allen Patienten zu jedem Untersuchungszeitpunkt sowohl Aufnahmen im Stehen als auch im Liegen durchgeführt. Die Autoren berechnen jeweils die FHP zwischen der initialen Aufnahme und den späteren

Aufnahmen. Hierbei können keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Aufnahme-techniken festgestellt werden. Jedoch wurden die Berechnungen immer nur gruppiert nach stehend und liegend vorgenommen. Ein direkter Vergleich der Berechnungen in den stehenden und liegenden Aufnahmen zu einem Untersuchungszeitpunkt wurde nicht durchgeführt. Somit kann aus diesen Ergebnissen zwar geschlussfolgert werden, dass bei gleichbleibender Positionierung der Patienten über den gesamten Untersuchungszeitraum beide Varianten gleichermaßen anwendbar sind. Jedoch kann keine Aussage darüber getroffen werden, ob Patienten an unterschiedlichen Untersuchungszeitpunkten auch alternierend stehend bzw. liegend positioniert werden dürfen, ohne die Messergebnisse negativ zu beeinflussen. Zwei Jahre zuvor kamen auch Digas u. a. zu ähnlichen Ergebnissen und Annahmen [90].

Bragdon u. a. jedoch untersuchten die direkte Übereinstimmung von FHP-Messungen bei Patienten in stehender und liegender Positionierung [91]. Bei zwei Patientenkohorten wurden zunächst Doppeluntersuchungen in jeweils liegender Positionierung durchgeführt, um die Präzision des verwendeten Messverfahrens zu bestimmen. Zusätzlich wurden in den folgenden Monaten Doppeluntersuchungen im Stehen und Liegen am selben Tag durchgeführt. Die Autoren stellen fest, dass die Messunterschiede zwischen den im Stehen und Liegen durchgeführten Aufnahmen fast ausnahmslos im 99%-Konfidenzintervall der allgemeinen Messpräzision des Messverfahrens liegen. Somit schlussfolgern sie, dass die Patientenpositionierung im Allgemeinen keinen signifikanten Einfluss auf das Messergebnis hat. Dennoch ist in allen fünf vorhandenen Doppeluntersuchungen – drei davon in Patientenkohorte 1, die anderen zwei in Patientenkohorte 2 – durchgängig eine positive durchschnittliche Zunahme von gemessener FHP von etwa 0,05 mm in superiorer Richtung (0,048 mm bis 0,065 mm) im Vergleich zwischen liegend und stehend feststellbar.

Anteversion und Inklination

Auch die Genauigkeit und Präzision der Anteversions- und Inklinationsmessung wird von der Positionierung des Patienten beeinflusst. Im Gegensatz zur FHP, bei der durch die zusätzliche Belastung in stehender Position die Relativposition von beiden Komponenten zueinander potenziell beeinflusst wird, ändern sich hierbei die Anteversion und Inklination in Bezug auf das Becken des Patienten nicht, da in der Regel keine Migration stattfindet. Jedoch kann sich das gesamte Becken durch die unterschiedliche mechanische Belastung zwischen stehender und liegender Positionierung anders in Relation zum Röntgendetektor orientieren. Somit können sich die gemessene Anteversion und Inklination ändern, insofern sie nicht anderweitig im Vergleich zu den anatomischen Strukturen des Patienten referenziert werden. Eine mögliche Referenzierung kann mit den bereits im Abschnitt 2.1 beschriebenen Bezugswinkeln der APP und ITL durchgeführt werden. Entsprechende Berechnungsvorschriften werden im weiteren Verlauf dieser Arbeit im Abschnitt 4.10.1

beschrieben. Da aber der Winkel der APP in gewöhnlichen AP-Röntgenbildern nicht bestimmbar ist, macht dies eine Korrektur ohne weitere laterale Bildgebung unmöglich. Daher wird im Folgenden beschrieben, in welchem Maße die gemessene Anteversion und Inklination bei fehlender Korrektur zwischen stehender und liegender Patientenposition abweichen kann.

Ala Eddine u. a. erstellten im Jahr 2001 von 24 gesunden Probanden laterale Röntgenbilder des Beckens in stehender und liegender Position und wiederholten dies nach durchschnittlich 40 Tagen [92]. Dabei stellten sie eine durchschnittliche Zunahme von $6,24^\circ$ in der Version des Beckens zwischen liegender und stehender Position fest, was einer Retroversion des Beckens entspricht. Daraus folgt bei solchen Patienten im Umkehrschluss eine Zunahme des Anteversionswinkels der künstlichen Hüftpfanne.

Sehr ähnliche Ergebnisse erzielten Polkowski u. a. im Jahr 2012 bei ihrer Analyse von 23 Patienten mit sowohl im Liegen erstellten CT- als auch im Stehen durchgeführten EOS-Aufnahmen [93]. Sie ermittelten hierbei eine durchschnittliche Zunahme von 7° in der gemessenen Anteversion zwischen Liegen und Stehen und bestätigen hiermit grundlegend die Erkenntnisse von Ala Eddine u. a.

In der Studie von Mayr u. a. konnten die Autoren im Jahr 2005 hingegen keinen signifikanten Unterschied zwischen stehender und liegender Patientenposition bei einer heterogenen Patientenkohorte von 120 Teilnehmern feststellen [94]. Über alle untersuchten Patienten hinweg liegt die mit Hilfe eines mechanischen Messarms ermittelte durchschnittliche Abweichung der Beckeninklination bei nur $1,1^\circ$. Sogar in der Teilgruppe von Patienten, die sich maximal 6 Wochen vor dem Untersuchungszeitraum einer HTEP-Implantation unterziehen mussten, liegt die durchschnittliche Abweichung bei gerade einmal $1,9^\circ$. Die Ergebnisse stehen somit durchaus in einem Widerspruch zu den anderen aufgeführten Untersuchungen.

3. Stand der Technik

Das folgende Kapitel dient der Erörterung des aktuellen Stands der Technik zur Bestimmung von in dieser Dissertation behandelten HTEP-Parametern. Die vorgestellten Messmethoden sind dabei zum Teil als kommerzielle Produkte erhältlich. Einige andere sind ausschließlich im Rahmen wissenschaftlicher Arbeiten entstanden und zum Teil von der Methodik her so simpel, dass sie auch ohne den Hintergrund eines kommerziellen Produkts im Rahmen von Studien nach implementiert oder mit Hilfe von medizinischen Bildbetrachtungsprogrammen angewendet werden können. Im ersten Abschnitt wird eine Übersicht gegeben, welche grundlegenden Klassen von Verfahren für die Messung der einzelnen Parameter existieren. Im anschließenden Abschnitt werden die Methoden näher in ihren Funktionsweisen erläutert. Im letzten Teil wird eine kurze Übersicht zu wissenschaftlichen Studien gegeben, die die vorgestellten Methoden hinsichtlich ihrer Genauigkeit, Präzision oder auch Praxistauglichkeit untersuchten.

3.1. Übersicht

Messverfahren zur Bestimmung von HTEP-Parametern können nach mehreren Kriterien klassifiziert werden. Zum einen betrifft dies die notwendige Bildgebung. Des Weiteren kann unterschieden werden, auf welche Art und Weise die Parameter in diesen medizinischen Bilddaten ermittelt werden. Dabei können im Bereich der HTEP-Analyse im Großen und Ganzen zwei Kategorien unterschieden werden. In der ersten Kategorie erfolgt die Messung mittels der geometrischen Analyse sichtbarer Kanten und Formen der Implantate im Bild. Beispielsweise können die als Ellipsen sichtbaren Pfannenöffnungen erkannt, markiert und anhand der Abmaße, der Position und der Orientierung anschließend Annahmen über die Parameter getroffen werden. Die zweite Klasse von Algorithmen beruht auf einem iterativen Optimierungsprozess, in dem mittels dreidimensionaler Abbilder der in den Bilddaten sichtbaren Strukturen versucht wird, ein möglichst identisches Abbild des ursprünglichen medizinischen Bilds in Form einer Projektion zu erstellen. Dieser 2D-3D-Registrierung genannte Prozess ahmt dabei die ursprüngliche Projektionsgeometrie des bildgebenden Systems nach und kann dabei im Vergleich zu den Verfahren der ersten Kategorie diese erweiterten Informationen dazu nutzen, genauere Ergebnisse zu erzielen.

Der wohl einfachste Fall von HTEP-Parameterberechnungen stellt die Analyse von Anteversion und Inklination mittels des visuellen Abbilds von Pfannenöffnung und -korpus in Röntgenbildern dar. In den meisten Fällen, so wie auch im Rahmen dieser Arbeit, werden dabei einfache AP-Röntgenbilder verwendet. Lediglich Woo und Morrey [23] verwenden zur Anteversionsbestimmung die in Abschnitt 2.3.1 beschriebenen CTL-Röntgenbilder. Die meisten der Verfahren beruhen auf der Analyse der Haupt- und Nebenachse der als Ellipse im Bild dargestellten Öffnung der Hüftpfanne. Darauf aufbauende Verfahren werden oftmals manuell durchgeführt, indem beispielsweise die Ellipse oder die Linien vom Benutzer mittels Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)-Viewern eingezeichnet werden. Manche Verfahren können sogar mit vorgefertigten Messschablonen auf analogen Röntgenbildern erfolgen. Für die Bestimmung der FHP existieren ähnliche Vorgehensweisen, bei denen die Mittelpunkte von Pfanne und Femurkopf durch das Umranden mit Ellipsen bzw. Kreisen ermittelt werden. Diese Verfahren haben gemein, dass sie die dreidimensionalen Begebenheiten, wie sie bei der Aufnahme des Röntgenbilds vorlagen, nur unzureichend berücksichtigen. Zumeist weist diese Art von Verfahren nur eine geringe Genauigkeit auf.

Erfolgt die Analyse solcher einfachen Röntgenbilder mittels 2D-3D-Registrierung, werden die räumlichen Gegebenheiten weit besser in die Betrachtungen mit einbezogen. Messunterschiede, die sich aufgrund der Projektionsgeometrie bei unterschiedlichen Positionen der Implantate im Strahlengang des Röntgengeräts ergeben, werden bei solchen Verfahren inhärent mit berücksichtigt. Im Allgemeinen weisen derlei Methoden eine höhere Genauigkeit als die zuvor beschriebene Klasse von Verfahren auf. Trotz alledem ist die räumliche Messauflösung zwischen Röntgenquelle und -detektor sehr beschränkt, so dass bei der Analyse der genauen Position in dieser Bewegungsrichtung relativ große Ungenauigkeiten herrschen. Während dies bei der Analyse von Anteversion und Inklination nur eine untergeordnete Rolle spielt, stellt es bei der Berechnung der FHP ein großes Hindernis dar. Bei der Analyse eines einzelnen AP-Röntgenbilds lassen sich die Positionen der beiden Komponenten nur gemeinsam in der Frontalebene betrachten. Das heißt, dass nur eine zweidimensionale Messung der FHP mit diesen Verfahren möglich ist. Abrieb in antero-posteriorer Richtung kann hingegen nicht hinreichend genau bestimmt werden. In der Vergangenheit haben jedoch mehrere Studien festgestellt, dass der Großteil des Abriebs auf der Frontalebene stattfindet [59–61]. Des weiteren deuten Studien darauf hin, dass dreidimensionale Messverfahren eine geringere Genauigkeit und Präzision im Vergleich zu zweidimensionalen Messverfahren aufweisen [20, 61, 95]. Trotz der fehlenden Information über AP-Abrieb werden zweidimensionale Messverfahren nicht nur als ausreichend, sondern in manchen Belangen sogar als überlegen angesehen, weil sie eine höhere Genauigkeit und Präzision der Abriebmessung in der Frontalebene kleinerer Patientenkohorten oder die Analyse geringerer Abriebraten zulassen.

Dreidimensionale FHP-Messverfahren basieren auf der Analyse mehrerer zeitgleich erstellter Röntgenaufnahmen. Im einfachsten Fall werden dazu mit demselben Röntgengerät zwei Aufnahmen kurz nacheinander in AP und lateraler Richtung vorgenommen. Besser jedoch sind die dafür in Abschnitt 2.3.2 beschriebenen RSA-Aufnahmen geeignet. Der Begriff RSA beschreibt ein ganzes Gebiet an Verfahren, die dazu dienen, Positionierung und Orientierung von Objekten im dreidimensionalen Raum mit Hilfe zweier Röntgenbilder zu berechnen. Obwohl das Grundprinzip schon Ende des 19. Jahrhunderts erstmals von Davidson und Hedley beschrieben worden war, entwickelte es erst Göran Selvik in den 1970er Jahren zu einem klinisch einsetzbaren System. Mit Hilfe von implantierbaren Markern und speziellen Kalibrierungskäfigen kam RSA schnell in klinischen Studien im Bereich der spinalen Orthopädie, der Wachstumsanalyse und auch im Bereich der Totalendoprothetik zum Einsatz [16]. Aufgrund der Invasivität der Marker und der damit verbundenen Nicht-Anwendbarkeit im klinischen Alltag wurde mit MB-RSA ein auf RSA basierender Messansatz entwickelt, dem eine 2D-3D-Registrierung von CAD-Modellen zu Grunde liegt. Die CAD-Modelle werden entweder direkt vom Hersteller bezogen oder mittels Micro-CT oder Laser-Scan selbst erstellt. Obwohl RSA-basierte Messmethoden im Vergleich zu bisherigen, auf Standardröntgenbildern basierenden Messverfahren eine überlegene Genauigkeit und Präzision bieten, verhindert der komplexe Röntgenaufbau samt den damit verbundenen Kosten in Kombination mit der, wenn auch geringen [96], zusätzlichen Strahlenbelastung außerhalb von klinischen Studien einen breiten Einsatz im klinischen Alltag.

3.2. Anwendungen und Messmethoden

Tabelle 3.1 zeigt zunächst eine Übersicht über die im Folgenden vorgestellten Messverfahren. In ihr wird aufgelistet, welche HTEP-Parameter jeweils gemessen werden können. Des Weiteren ist aufgeführt, welche Art von Bildgebung für die Messung notwendig ist. Der erste Teil der Tabelle umfasst dabei FHP-Messverfahren, wobei die meisten davon implizit auch in der Lage sind, die Anteversion und Inklination zu bestimmen. Zumeist sind diese Verfahren auch Teil von kommerziell erhältlichen Produkten. Im zweiten Teil der Tabelle sind vor allem Messverfahren aufgelistet, die im Rahmen von wissenschaftlichen Studien zum Zwecke der Anteversion- und Inklinationsbestimmung erstellt und validiert worden sind. Diese sind in der Regel nicht Teil einer kommerziellen Anwendung und müssen gegebenenfalls selbst implementiert werden. Alternativ können die notwendigen Eingabedaten auch mit Hilfe gewöhnlicher medizinischer Bildverarbeitungssoftware mit Annotations- und Messwerkzeugen ermittelt werden.

Tabelle 3.1.: Übersicht über den Stand der Technik – Die Fußnote gibt jeweils an, welche Art der Bildgebung für die Messung des spezifischen HTEP-Parameters notwendig ist. Ein mit Klammern markierter Parameter bedeutet, dass die Messmethode ihn zwar implizit mit berechnen können müsste, dies in der wissenschaftlichen Literatur aber nicht erwähnt wird oder keine direkte Anwendung findet.

Anwendung / Messmethode	HTEP Parameter			
	FHP 2D	FHP 3D	Anteversion	Inklination
PolyWare/PolyMig	√ ¹	√ ²	√ ¹	√ ¹
HAS	√ ¹	√ ²	√ ¹	√ ¹
EBRA	√ ¹		√ ¹	√ ¹
ROMAN	√ ¹			
AbS	√ ¹		(√ ¹)	√ ¹
RSA	√ ⁴	√ ⁴	(√ ⁴)	(√ ⁴)
RSA-Ellipse	√ ⁴	√ ⁴	(√ ⁴)	(√ ⁴)
MB-RSA	√ ^{1,4}	√ ⁴	(√ ⁴)	(√ ⁴)
EGS-RSA	√ ⁴	√ ⁴	(√ ⁴)	(√ ⁴)
Inklination				√ ¹
Lewinnek u. a.			√ ¹	
Liaw u. a.			√ ¹	
Widmer			√ ¹	
Ackland u. a.			√ ¹	
Hassan u. a.			√ ¹	
Pradhan			√ ¹	
Orthogonal			√ ¹	
AREA			√ ¹	
Woo und Morrey			√ ³	
Schwarz u. a.			√ ¹	√ ¹

¹ AP-Röntgenbild

² AP und laterales Röntgenbild

³ CTL Röntgenbild

⁴ RSA Aufnahme (mit uniplanarem oder biplanarem Röntgenaufbau)

3.2.1. PolyWare und PolyMig

PolyWare stellte eines der ersten kommerziell erhältlichen Programme zur Bestimmung von HTEP-Parametern dar und wird seit nunmehr über 25 Jahren stetig weiter entwickelt [9–11]. Das von Devane u. a. entwickelte Programm kann dabei ein oder mehrere Röntgenbilder gleichzeitig analysieren und sowohl Anteversion und Inklination als auch die FHP zweidimensional und – beim Vorliegen von AP- und lateralen Röntgenaufnahmen – dreidimensional messen. Dazu werden vom Benutzer unter anderem Punkte auf Pfannenöffnung und Außenkante des Kopfs ausgewählt (siehe Abbildung 3.1). PolyWare approximiert dann aus den Punkten die Ellipse der Pfannenöffnung bzw. den Kreis des Kopfs. Je mehr Punkte der Benutzer auswählt, desto geringer ist die entstehende Abweichung bei Positionierungsfehlern des Benutzers. Anschließend berechnet PolyWare die vorliegende Anteversion und Inklination und, wenn Bilder mehrerer Aufnahmezeitpunkte des Patienten vorliegen, die FHP. Im Falle der dreidimensionalen Berechnung werden die markierten Punkte mittels Rückprojektion von der AP-Ansicht auf zum Zentralstrahl senkrecht liegende Pfannen- und Kopfebene projiziert. Mit dem Vorwissen der jeweiligen Durchmesser der Komponenten werden deren Modelle im Raum rekonstruiert. Die laterale Ansicht wird dann ausschließlich zur exakten Positionierung in AP-Richtung genutzt. Auf diese Art und Weise wird die dreidimensionale relative Positionierung beider Komponenten zueinander bestimmt.

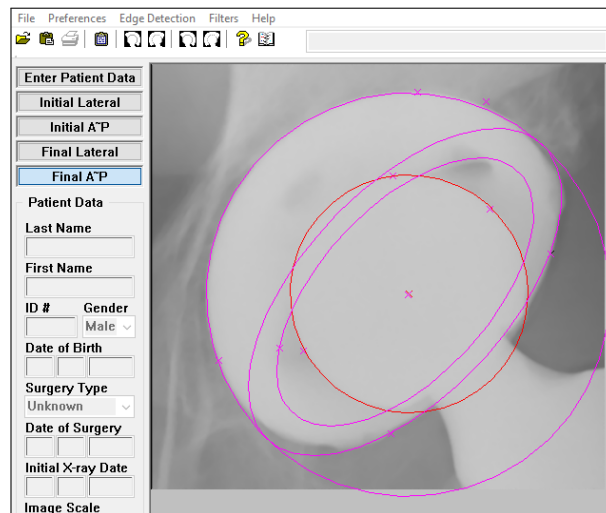


Abbildung 3.1.: PolyWare

Eine neuere Entwicklung der Arbeitsgruppe um Devane u. a., die eine Verbesserung von PolyWare darstellt, ist PolyMig. Dieses ist in der Lage, neben Anteversion, Inklination und FHP auch die Migration der HTEP-Komponenten zu bestimmen [97]. Bezüglich der in dieser Arbeit behandelten HTEP-Parameter kommt bei PolyMig eine 2D-3D-Registrierung zum Einsatz. Zur Initialisierung dient eine automatische Kantendetektion. Der Benutzer muss allerdings bestimmte Punkte oder Bereiche in den zuvor detektierten

Kanten auswählen und annotieren, damit diese der anschließenden 2D-3D-Registrierung zur Verfügung stehen. PolyMig verwendet dabei einen genetischen Optimierungsalgorithmus [98], dessen Konfigurationsparameter im Anhang ihrer Veröffentlichung zu finden sind [97]. Als Vergleichsmaß kommt eine *Euclidian Distance Map* [99] zum Einsatz, mit deren Hilfe die mittels Raytracing vorwärtsprojizierten Außenkanten der CAD-Modelle mit den zuvor ermittelten Kanten in den Röntgenbildern in Korrelation gesetzt werden können. In ihrer Veröffentlichung validieren Devane u. a. PolyMig ausschließlich in einem klassischen RSA-Röntgenaufbau, da die Ergebnisse auch mit denen einer RSA-Methodik verglichen werden konnten. Ob eine Anwendung mit nur einem Röntgenbild möglich ist, wird nicht erwähnt oder validiert.

3.2.2. Hip Analysis Suite

Neben PolyWare stellt die Hip Analysis Suite (HAS) wohl die bekannteste und am weitest verbreitete Anwendung zur Bestimmung von HTEP-Parametern in gewöhnlichen Röntgenbildern dar. Die von Martell u. a. entwickelte Methodik [8] berechnet die FHP, indem sie die Mittelpunkte von Kopf und Pfanne auf der Projektionsfläche ermittelt und deren Änderung in der relativen Positionierung zueinander berechnet (siehe Abbildung 3.2).

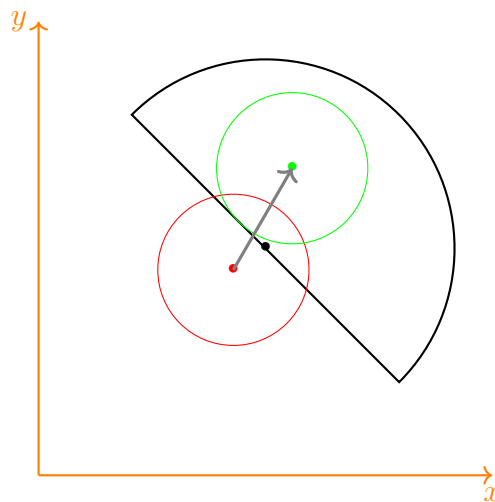


Abbildung 3.2.: Abriebsmessung mittels Hip Analysis Suite – Die FHP ist mit einem grauen Pfeil zwischen dem Zentrum des Femurkopfs in seiner ursprünglichen Position (rot) und seiner neuen Position (grün) in Relation zum Zentrum der Pfanne (schwarz) gekennzeichnet. Der FHP-Vektor wird dabei im gegebenen Koordinatensystem (orange) abgebildet.

Im Gegensatz zu PolyWare dient das Setzen von Punkten bei HAS nur als Notfalloption, falls die automatische Detektion fehlschlägt oder zumindest nicht hinreichend genau arbeitet. HAS erzeugt nach einer händischen Initialisierung Gradientenbilder der Region Of Interests (ROIs) von Kopf und Pfanne. Die notwendige Faltung des Röntgenbilds erfolgt

mittels Sobel-Operator, allerdings nicht nur in horizontaler und vertikaler Richtung, wie dies in den Formel 3.1 dargestellt ist.

$$S_x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad S_y = \begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

Martell u. a. verwenden zusätzliche, in den Formeln 3.2 und 3.3 abgebildete Sobel-Variationen, die Gradientenbilder in allen vier diagonalen Richtungen erzeugen.

$$S_{no} = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{pmatrix} \quad S_{sw} = -S_{no} = \begin{pmatrix} 0 & -1 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \\ 2 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

$$S_{so} = \begin{pmatrix} -2 & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 2 \end{pmatrix} \quad S_{nw} = -S_{so} = \begin{pmatrix} 2 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -2 \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

Die Beträge der daraus resultierenden Gradientenbilder werden aufaddiert, um ein Gesamtbild mit hervorgehobenen Kanten zu erzeugen. Warum mit S_{no} und S_{sw} bzw. S_{so} und S_{nw} die selben, mit -1 multiplizieren Operatoren aufgrund der Nutzung der Beträge der Gradientenbilder eine doppelte Gewichtung erfahren, wird nicht erläutert. Auf dem Kantenbild werden anschließend die Pfanne und der Kopf mittels Hough-Transformationen detektiert und deren Zentren ermittelt.

Während HAS bis zur Programmversion 4 die durch die Projektionsgeometrie verursachten Verzerrungseffekte nicht in die Berechnungen einbezieht, erfolgt seit Version 8 eine nicht näher beschriebene Art der Kompensation. Dies verbessert die Genauigkeit und Präzision entscheidend [100].

3.2.3. Einzel-Bild-Röntgen-Analyse

Die Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) wurde zum Zwecke der Migrationsmessung von Hüftpfannen in Röntgenbildern entwickelt [12, 101, 102]. In dieser computergestützten Anwendung muss der Anwender die Pfannenöffnung mittels sieben Landmarken markieren (siehe Abbildung 3.3). Aus diesen Punkten leitet EBRA die sichtbare Ellipse der Pfannenöffnung mittels der Methode der kleinsten Quadrate ab [103]. Anschließend überprüft EBRA, dass keine der vom Anwender gesetzten Landmarken weiter als ein Schwellwert, in

der Regel 0,2 mm, von der Ellipse entfernt liegt. Sollte dies doch der Fall sein, wird der Benutzer zur Korrektur aufgefordert [101].

Wird die gleiche Vorgehensweise mit einem Kreis anstatt einer Ellipse auf den Femurkopf angewendet, lassen sich die Mittelpunkte beider Komponenten auf dem Röntgenbild bestimmen und ihre Positionen miteinander vergleichen. Des Weiteren kann mittels des bekannten Durchmessers des Femurkopfs der bisher in Pixeln vorliegende Versatz der Zentren beider Komponenten kalibriert und somit in Millimetern gemessen werden.

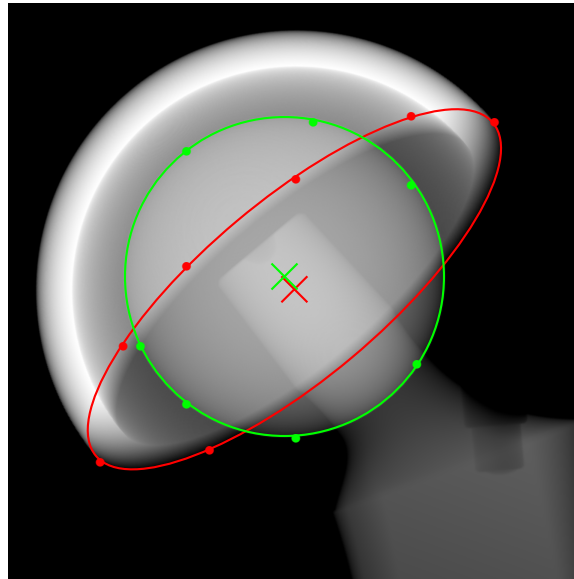


Abbildung 3.3.: Abriebsmessung mittels EBRA: pro Implantatkomponente werden durch den Anwender sieben Landmarken gesetzt, wobei sich aus den grünen Landmarken der Außenkreis des Femurkopfs und durch die roten Landmarken die Außenkante der Ellipse der sichtbaren Pfannenöffnung ergeben

EBRA beinhaltet außerdem ein Qualitätsmanagement für die verwendeten Bilder. Der Benutzer wird aufgefordert, bestimmte anatomische Landmarken und Linien im Bild zu markieren. Aus diesen wird ermittelt, ob die zu vergleichenden Bilder ausreichend gleich in ihrer Aufnahme- und -position sind, um mögliche, ansonsten entstehende Messfehler durch Ausschluss der entsprechenden Bilder zu vermeiden.

3.2.4. Roentgen Monographic Analysis Tool

Roentgen Monographic Analysis Tool (ROMAN) war eine frei verfügbare Anwendung des Robert Jones & Agnes Hunt Orthopaedic Hospital (Oswestry, United Kingdom), die als digitale Umsetzung der manuellen Messmethode von Livermore umschrieben wird [13]. Zum aktuellen Zeitpunkt sind jedoch weder die Anwendung an sich noch eine genaue Beschreibung ihrer Funktionsweise verfügbar. Aus diesem Grund kann in dieser Stelle keine ausführlichere Evaluation erfolgen. In der Vergangenheit untersuchten aber bereits

mehrere Studien die Genauigkeit und Präzision von ROMAN [13, 19, 104]. Die in diesen vorgestellten Ergebnisse lassen nicht darauf schließen, dass ROMAN zu den genauesten oder präzisesten Messverfahren gehört.

3.2.5. Analysis-by-Synthesis

Der Messansatz Analysis-by-Synthesis (AbS) von Burckhardt u. a. basiert auf der 2D-3D-Registrierung von CAD-Modellen mit einem AP-Röntgenbild [15, 105]. Dazu werden die Oberflächenmodelle, bestehend aus etwa 10.000 Dreiecken, vorwärts projiziert und daraus ein künstliches Röntgenbild erzeugt. Burckhardt u. a. verfolgen im Laufe ihrer Arbeiten verschiedene Ansätze zur Ähnlichkeitsbestimmung. Dabei kommen sowohl die Minimierung der Summe der Quadrate der Differenzen aller Grauwerte als auch alternativ der Betrag der Bildgradienten zum Einsatz. Die Bildgradienten werden mittels der Finite-Differenzen-Methode erzeugt, wobei in den Arbeiten keine Details zur genauen Umsetzung erläutert werden.

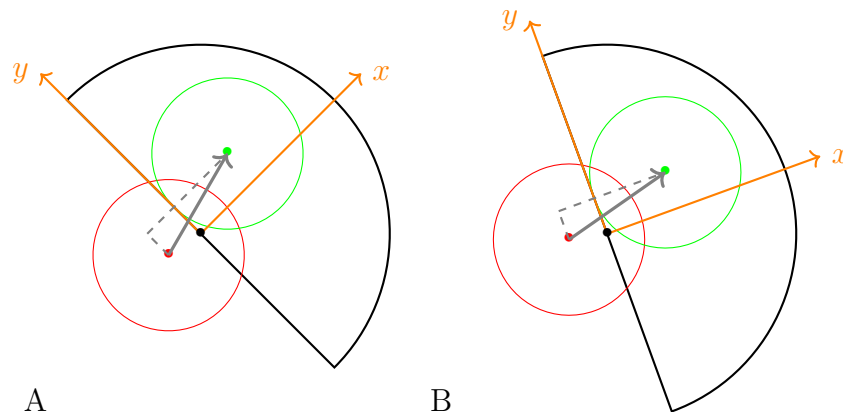


Abbildung 3.4.: Abriebsmessung mittels AbS – Die FHP ist mit einem grauen Pfeil zwischen dem Zentrum des Femurkopfs in seiner ursprünglichen Position (rot) und seiner neuen Position (grün) in Relation zum Zentrum der Pfanne (schwarz) gekennzeichnet. Der FHP-Vektor wird dabei im gegebenen Koordinatensystem (orange) abgebildet. A) und B) zeigen jeweils unterschiedliche, durch Rotation um die Sagittalachse verursachte Inklinationen, wobei der FHP-Vektor in Bezug auf das jeweilige – durch die Pfannenorientierung festgelegte – Koordinatensystem konstant ist.

Zur Ermittlung der FHP wird bei AbS die relative Position von Kopf und Pfanne nicht, wie beispielsweise bei HAS, mittels kaudo-kranialem und latero-medialem Versatz angegeben. Stattdessen erfolgt die Beschreibung anhand des Koordinatensystems der Pfanne, wobei die auf die Frontalebene projizierte Acetabulumachse x die erste Achse darstellt und die im Pfannenmittelpunkt entspringende zweite Achse y zu dieser senkrecht in medio-kraniale Richtung verläuft (siehe Abbildung 3.4). Der Vorteil ist die potenzielle Unabhängigkeit der Abriebsmessung von einer veränderten RI, insofern diese ausschließlich durch eine Rotation um die Sagittalachse bei der Bildgebung verursacht wird.

Als Initialisierung benötigt AbS eine manuelle Markierung der ROI von Kopf und Pfanne im Röntgenbild. Diese sind durch den Anwender mit idealerweise 0,75 mm Abstand um die jeweiligen Komponenten herum einzuzeichnen. Die anschließende Optimierung der Komponentenausrichtung erfolgt mittels eines modifizierten Gauss-Newton Verfahrens. AbS beruht des Weiteren darauf, dass die originalen Röntgenbilder möglichst exakt simuliert werden. Daher sind aufwändige Scatter-Korrekturen ebenso notwendig wie eine exakte Angleichung der dargestellten Intensitäten mittels optimierbarer linearer Korrekturfaktoren.

3.2.6. Marker-basierte RSA-Messungen

Wie in den Abschnitten 2.3.2 und 3.1 bereits angedeutet stellt die von Selvik entwickelte RSA-Methodik den Grundstein für eine ganze Reihe an Messmethoden dar. Sie alle beruhen auf zwei zeitgleich uniplanar oder biplanar aufgenommenen Röntgenbildern, in denen spezielle Kalibrierungsapparaturen sichtbar sein müssen. Mit diesen können die Röntgengeometrien exakt bestimmt werden. Um Parameter wie die Migration von Endoprothesen, die Kinematik von Gelenken oder die relative Bewegung von Implantatkomponenten zueinander bestimmen zu können, ist die ursprüngliche RSA-Messmethodik auf im Röntgenbild sichtbare Marker angewiesen, die in die zu untersuchenden anatomischen Strukturen oder Endoprothesen während einer Intervention eingebracht werden müssen. Um eine Bestimmung von Position und Orientierung im dreidimensionalen Raum durchzuführen, sind mindestens drei derartige Markerkügelchen von Nöten. Eine größere Anzahl kann zum einen die Genauigkeit steigern und zum anderen im Falle einer schlechten Röntgensichtbarkeit die Messfähigkeit an sich sicherstellen.

RSA beschreibt kein bestimmtes Produkt oder eine bestimmte Berechnungsvorschrift. Vielmehr stellt RSA eine Klasse von Messmethoden dar, die auf diese spezielle Art von Röntgenaufbau angewiesen sind. In manchen Fällen werden unter RSA generell alle Methoden verstanden, die 2D-3D-Registrierung als Grundprinzip verwenden. Daher ist besonders bei der Analyse wissenschaftlicher Literatur darauf zu achten, was die Autoren genau unter RSA verstehen oder auf welches RSA-Produkt sich diese im Einzelfall beziehen. Im Folgenden werden kurz die wichtigsten Anwendungen und Systeme vorgestellt, die RSA-Messungen zur Verfügung stellen. Ihnen allen ist gemein, dass sie zumindest Marker-basierte RSA-Messungen unterstützen. Zum Teil beherrschen sie aber auch Messmethoden, die zumindest in bestimmten Anwendungsfällen ohne Marker auskommen.

MB-RSA ist ein Softwaresystem, das von RSAcore, einem Forschungszentrum der Abteilung Orthopädie am Universitätsklinikum Leiden, Niederlande, entwickelt und vertrieben wird. Es basiert auf RSA und unterstützt sowohl die Analyse mittels

Markern als auch mit CAD-Modellen. RSAcore kann unterstützend bei der Studienplanung und -durchführung tätig sein. Während der Entwicklungsphase der Anwendung geschah dies in Zusammenarbeit mit der mittlerweile nicht mehr tätigen Firma Medis specials bv. Die im Rahmen von RSA Aufnahmen notwendigen Kalibrierungsapparaturen wurden durch diese Firma vertrieben und sind ebenfalls weiterhin bei RSAcore erhältlich.

UmRSA RSA Biomedical aus Umeå in Schweden bietet mit UmRSA eine Software an, die stets auf RSA-Aufnahmen für die Berechnungen und bei nahezu allen Messanwendungen auf Marker angewiesen ist. Lediglich für bestimmte Arten von Hüftpfannen steht mit RSA Ellipse eine markerlose Berechnungsvorschrift zur Verfügung. Des Weiteren bietet RSA Biomedical uniplanare und biplanare Kalibrierungskäfige ebenso wie die notwendigen Marker und deren Injektoren an.

WinRSA Tilly Medical Products AB ist ebenfalls eine schwedische Firma aus Lund, die mit WinRSA eine Anwendung anbietet, die ausschließlich mittels RSA-Aufnahmen und Markern bei der Parameterbestimmung vorgehen kann. Sie bietet ausschließlich biplanare Kalibrierungskäfige an. Ebenfalls im Portfolio befinden sich entsprechende Marker und Injektoren.

Im Falle einer FHP-Messung wird die Position des Femurkopfs in der Regel nicht mit Markern ermittelt, da diese weder in den Kopf eingebracht werden können noch gut röntgensichtbar sind. Daher wird die runde Außenseite des Kopfs manuell oder semiautomatisch im Röntgenbild markiert und als Kreis oder Ellipse approximiert. Der Mittelpunkt der Hauptachse der Ellipse wird jeweils als Zentrum des Femurkopfs angesehen und der Schnittpunkt der beiden Zentralstrahlen zu eben diesen Punkten auf beiden Röntgenbildern im Raum wird als Position des Kopfs im Raum gedeutet [106].

Marker-basierte RSA-Messungen werden oftmals als Gold-Standard bei der Vermessung von Röntgenbildern angesehen. Die Marker sind in der Regel gut im Röntgenbild sichtbar und insbesondere bei der Verwendung einer größeren Anzahl von Markern sind sowohl hohe Genauigkeit als auch Präzision sichergestellt. Nachteilig ist jedoch das Einbringen der Marker, da dies einen invasiven Eingriff darstellt. Daher muss neben dem aufwändigen Röntgenaufbau für eine Marker-basierte RSA-Messung auch immer sichergestellt werden, dass zuvor entsprechende Marker implantiert werden. Aus diesen Gründen ist die Art von Messung nur bedingt für den klinischen Alltag geeignet.

3.2.7. RSA Ellipse

RSA Ellipse ist Teil von UmRSA und ermöglicht die FHP-Messung in RSA-Aufnahmen ohne Marker und CAD-Modelle der Implantate [106]. Erreicht wird dies durch eine

Approximation der Hüftpfanne mittels der sichtbaren Außenkanten des Pfannenkorpus sowie optional der Pfannenöffnung. Der Anwender muss hierzu einige Punkte auf eben diese Bereiche sowie die runde Außenseite des Kopfs platzieren (siehe Abbildung 3.5). Auf dem Kopf müssen mindestens vier, auf dem Pfannenkorpus fünf und auf der Pfannenöffnung sechs Punkte gesetzt werden. Anschließend ergänzt die Anwendung automatisch weitere Punkte entlang der Außenkanten und schließt Ausreißer automatisch aus.

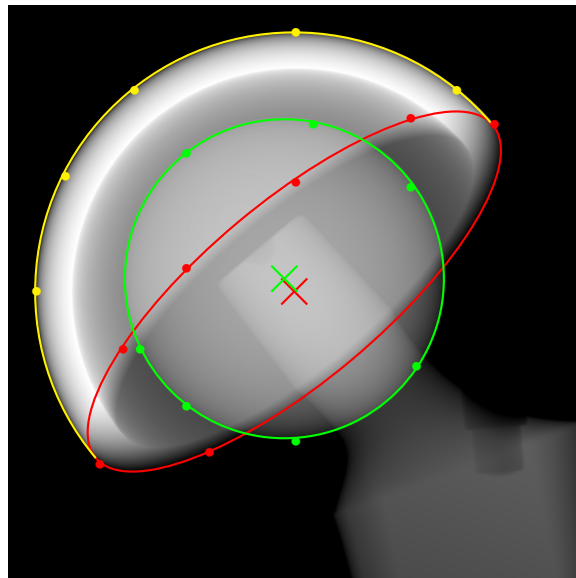


Abbildung 3.5.: RSA-Ellipse Initialisierung – Benutzerdefinierte Startpunkte zur Kantendetektion der HTEP-Komponenten

Die anschließende Optimierung erfolgt mit einem modifizierten Gauss-Newton Verfahren. Die projizierten Außenkanten einer Kugel (beim Femurkopf) bzw. einer Halbkugel (bei der Hüftpfanne) sollen möglichst exakt auf die zuvor markieren Außenkanten überlagert werden. Dazu wird die Summe der Quadrate der kürzesten Abstände zwischen den markierten Punkten und den projizierten Außenkanten in horizontaler und vertikaler Richtung minimiert. Das Modell ist derart gestaltet, dass die Pfannenöffnung nicht zwangsläufig auf der Fläche der Öffnung der approximierten Halbkugel der Pfanne liegen muss. Sie kann auch einen anderen Durchmesser aufweisen, was bei vielen Pfannenendoprothesen der Fall ist. Die Genauigkeit und Präzision dieser Berechnungsvariante weist dabei eine vergleichbare Genauigkeit und Präzision wie die Marker-basierte Messung mit UmRSA auf [107].

3.2.8. Model-Based RSA

Um RSA-Messungen auch ohne die aufwändige und invasive Implantation von Metallmarkern durchführen zu können, entwickelte die Arbeitsgruppe um MB-RSA eine auf

2D-3D-Registrierung von CAD-Modellen basierende Methodik [17, 108]. Als Ähnlichkeitsmaß kommt dabei der Abstand zwischen den Außenkanten der vorwärts projizierten CAD-Modelle und den im Röntgenbild sichtbaren Außenkanten der einzelnen Endoprothesenkomponenten zum Einsatz (siehe Abbildung 3.6). Das Grundprinzip hatte zuvor schon Fukuoka [109] für die Abriebsmessung von Knieendoprothesen angewendet, jedoch nur auf einem einfachen Röntgenbild und nicht mit einem RSA-Aufbau. Die Kantendetektion erfolgt nach dem Setzen mehrerer Punkte durch den Anwender mittels der Kantendetektion nach Canny [110].

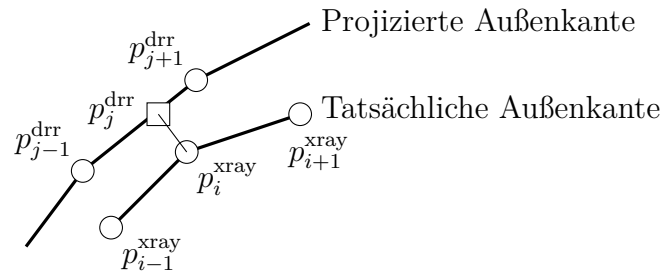


Abbildung 3.6.: MB-RSA – Ähnlichkeitsmaß mittels Abstand zwischen tatsächlichen und projizierten Außenkanten: Auf der projizierten Außenkante wird der Punkt p_j^{drr} so platziert, dass er sich in minimalen Abstand zu dem tatsächlichen Punkt p_i^{xray} befindet. Der ermittelte Abstand fließt in die Berechnungen ein.

Zunächst richtete sich das Hauptaugenmerk der Autoren ebenfalls auf die Analyse von Knieendoprothesen, jedoch fand sie wenig später auch im Bereich der Hüftendoprothetik Anwendung. Die verwendeten CAD-Modelle werden zumeist durch Reverse Engineering mittels Laser-Scan oder Micro-CT erzeugt. Vom Hersteller der Implantate zur Verfügung gestellte CAD-Modelle weisen zum Teil größere Abweichungen auf, so dass im Bereich der Knieendoprothetik bessere Ergebnisse mit selbst erstellten Modellen erreichbar sind [17, 111].

3.2.9. Elementary Geometrical Shape model-based RSA

Elementary Geometrical Shape model-based RSA (EGS-RSA) ist einer Erweiterung von MB-RSA, die wie RSA Ellipse das Ziel hat, ohne CAD-Modelle oder Marker bei den Messungen auszukommen. Die ursprüngliche Implementierung war zunächst auf die Migrationsanalyse der Schaftkomponenten ausgerichtet [18]. Im Rahmen einer Vergleichsstudie verschiedener Methoden zur FHP-Messung wenden Stilling u. a. das Prinzip jedoch auch auf Hüftpfannen an [20]. Das genaue Vorgehen in Bezug auf die Hüftpfanne wird dabei nicht beschrieben. Aufgrund der Aussage der Autoren, dass die Anwendung von EGS-RSA auf halbkugelförmige Hüftpfannen begrenzt ist, davon auszugehen, dass die Prozedur RSA-Ellipse ähnelt. Abbildung 3b der Arbeit von Stilling u. a. [20] lässt vermuten, dass im Gegensatz zu RSA-Ellipse kein zusätzlicher Einbezug der Konturen der Pfannenöffnung

stattfindet. Somit fließen lediglich die projizierten Außenkanten des Korpus der Pfanne in die Berechnungen ein.

3.2.10. Einfache Inklinationsmessung in AP-Röntgenbildern

Im Gegensatz zur Anteversion herrscht in der Wissenschaft ein breiter Konsens, wie die Inklination in AP-Röntgenbildern bestimmt werden kann [37, 41]. Hierzu wird Murrays in Abschnitt 2.2.3 beschriebene radiographische Definition der Inklination verwendet. Die RI kann im Grundsatz aus dem Winkel der Hauptachse der ellipsoiden Pfannenöffnung berechnet werden [27]. Der RI-Winkel wird dabei entweder zwischen eben dieser Hauptachse und der ITL oder der horizontal im Bild liegenden Transversalachse bestimmt (siehe Abbildung 3.7).

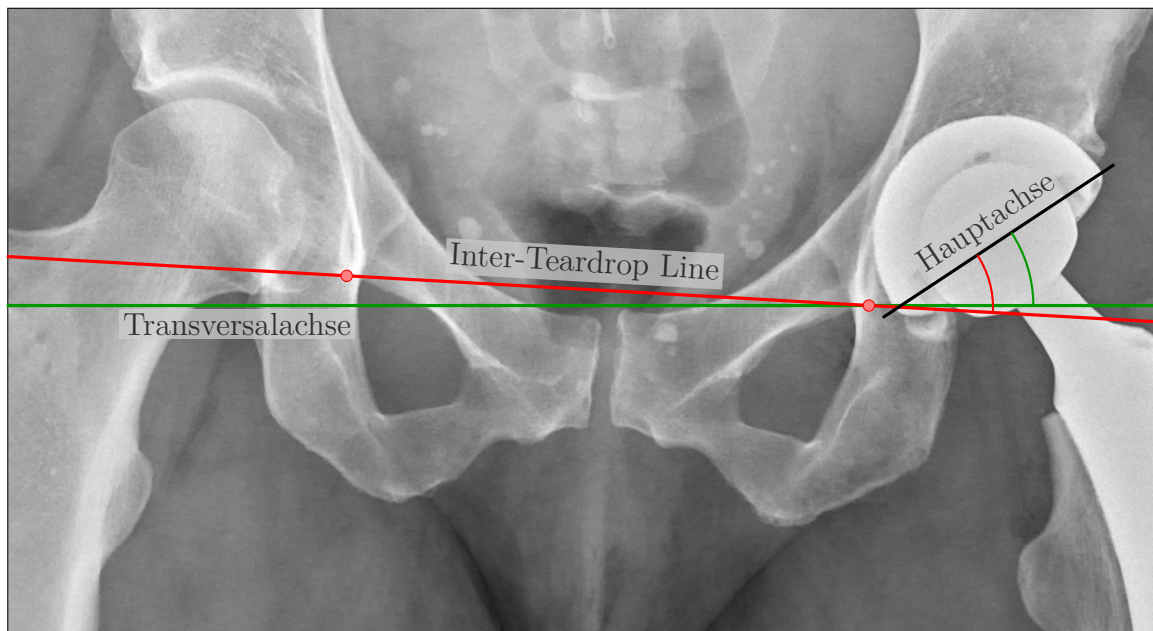


Abbildung 3.7.: Bestimmung der RI in AP-Röntgenbildern über die Hauptachse der ellipsoid dargestellten Pfannenöffnung in Bezug auf die Transversalachse (grün) bzw. auf die Inter-Teardrop Line (rot) – Röntgenbild ursprünglich veröffentlicht unter der CC0 1.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/deed.de>) in Quelle [53]; Bildausschnitt geändert und Annotationen hinzugefügt

3.2.11. Einfache Anteversionsmessung in CTL-Röntgenbildern

Anteversion nach Woo und Morrey

Woo und Morrey verwenden im Gegensatz zu den meisten einfachen Messmethoden keine AP-Röntgenbilder, um die Anteversion zu bestimmen [23]. Stattdessen werden CTL-

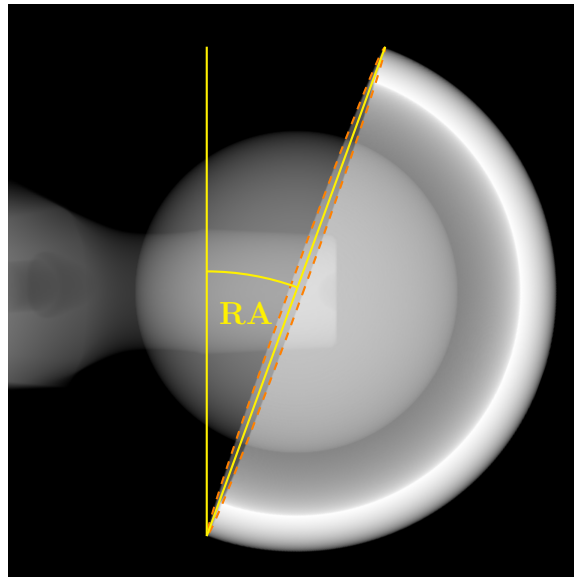


Abbildung 3.8.: Bestimmung der RA nach Woo und Morrey in einem CTL-Röntgenbild

Aufnahmen verwendet, wie sie im Abschnitt 2.3.1 ab Seite 33 beschrieben wurden. Die RA wird, wie in Abbildung 3.8 dargestellt, mittels des Winkels zwischen der Hauptachse der Ellipse der Pfannenöffnung und der Longitudinalachse bestimmt. Durch den bei CTL-Aufnahmen anvisierten Winkel von 45° in medio-kranieller Richtung auf der Frontalebene werden RI von etwa 45° nahezu vollständig ausgeglichen, wodurch die RA sehr gut sichtbar und messbar gemacht wird.

3.2.12. Einfache Anteversionsmessung in AP-Röntgenbildern

Im Folgenden werden Verfahren vorgestellt, die zur Anteversionsbestimmung auf der rein zweidimensionalen Analyse der Form der Pfanne und deren Öffnung in AP-Röntgenbildern beruhen. Sie sind zum Teil mit gewöhnlichen Dicom-Viewern anwendbar und weniger komplex, aber auch weniger genau als die bereits vorgestellten, auf 2D-3D-Registrierungen basierenden Verfahren. Ihre Berechtigung erlangen sie dadurch, dass sie einfach durchzuführen sind und keine teure Software oder gar zusätzliches Röntgenequipment benötigen. Viele stammen zudem aus einer Zeit, als die Beurteilung radiologischer Bilder noch vollkommen analog geschah und dem ärztlichen Personal im klinischen Alltag keine Computer zur Verfügung standen. Daher zielen einige Verfahren darauf ab, die Anteversion aus Tabellen mit typischen Eingangswerten ohne die Verwendung komplexer Formeln ablesen oder gar mittels Messschablonen ermitteln zu können. Trotzdem werden viele von ihnen auch heutzutage noch verwendet und sind auch immer wieder Teil des wissenschaftlichen Diskurses.

In Abbildung 3.9 werden dabei die wichtigsten dafür notwendigen Punkte und Längen der Projektion einer Hüftpfanne definiert. Die Hauptachse stellt dabei definitionsgemäß

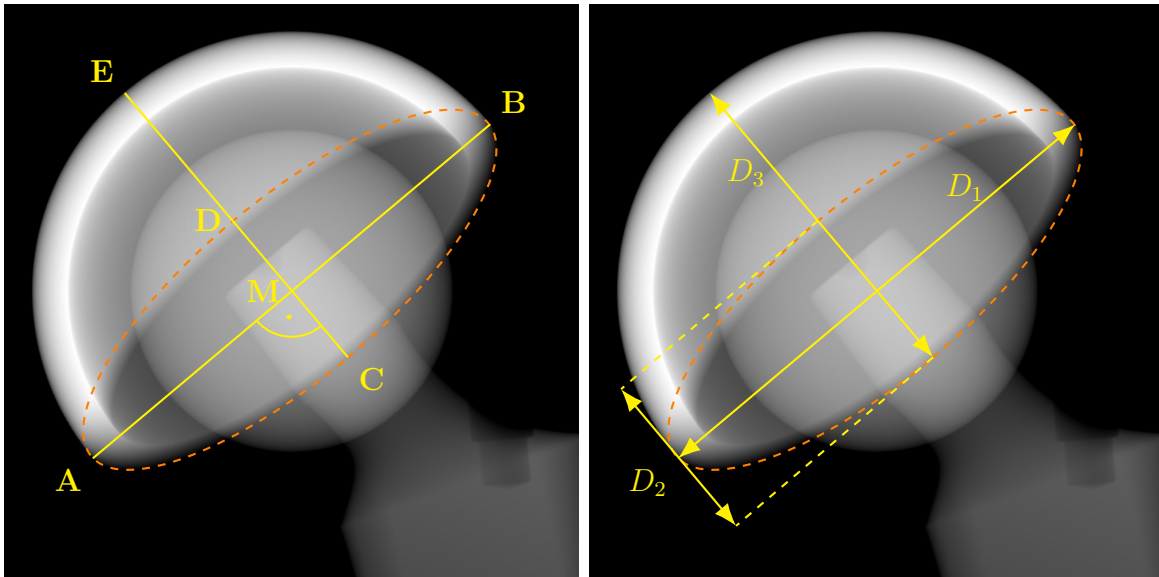


Abbildung 3.9.: Ellipsoide Darstellung der Öffnung der Hüftpfanne in Röntgenbildern

die längste Strecke innerhalb der Ellipse dar. Die Nebenachse schneidet die Hauptachse orthogonal in deren Mittelpunkt M . Dementsprechend gilt:

$$\overline{AM} = \overline{BM} \quad (3.4)$$

$$\overline{CM} = \overline{DM} \quad (3.5)$$

Des weiteren werden die Längen D_1 , D_2 und D_3 wie folgt definiert:

$$D_1 = \overline{AB} \quad (3.6)$$

$$D_2 = \overline{CD} \quad (3.7)$$

$$D_3 = \overline{CE} \quad (3.8)$$

Im Falle dessen, dass die Pfanne eine perfekte Halbkugel ist, wird außerdem angenommen, dass:

$$D_3 = \frac{1}{2}(D_1 + D_2) \quad (3.9)$$

All diese Annahmen gelten nur bei einer Parallelprojektion. Da beim einfachen Röntgen jedoch ein Lochkammermodell Anwendung findet, gelten sie in diesem Fall nur mit Einschränkungen, weshalb Abweichungen und Ungenauigkeiten zu erwarten sind. Diese fallen relativ gering aus, wenn der Senkrechtstrahl durch die Mitte der sichtbaren Pfannenöffnung verläuft und durch die Röntgengeometrie somit nur geringe Verzerrungsartefakte verursacht werden.

Anteversion nach McLaren und Lewinnek u. a.

Unabhängig voneinander haben McLaren [112] und Lewinnek u. a. [21] Anteversionsmessungen beruhend auf dem in Abbildung 3.10 dargestellten Seitenverhältnis der Hauptachse $[AB]$ der Ellipse mit der Länge $D_1 = \overline{AB}$ der sichtbaren Pfannenöffnung und der senkrecht durch diese verlaufende Nebenachse $[CD]$ mit der Länge $D_2 = \overline{CD}$ vorgenommen. Die Punkte befinden sich an der Stelle der jeweiligen maximalen Ausdehnung der sichtbaren Ellipse. Die RA wird wie folgt berechnet:

$$RA = \arcsin\left(\frac{D_2}{D_1}\right) \quad (3.10)$$

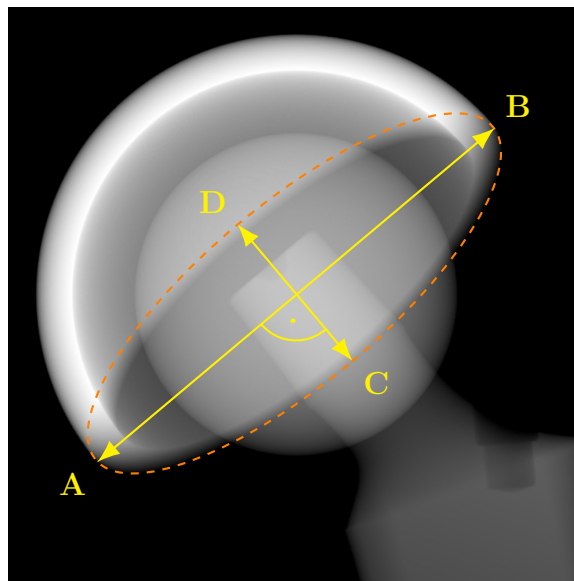


Abbildung 3.10.: Messung der RA nach McLaren und Lewinnek u. a.

Auf beide Verfahren wird in der späteren Literatur gleichermaßen verwiesen und sie können in ihrer Grundfunktionalität als identisch angesehen werden. Abbildung 3.11 erläutert den in beiden Verfahren genutzten Zusammenhang zwischen D_1 , D_2 und der RA.

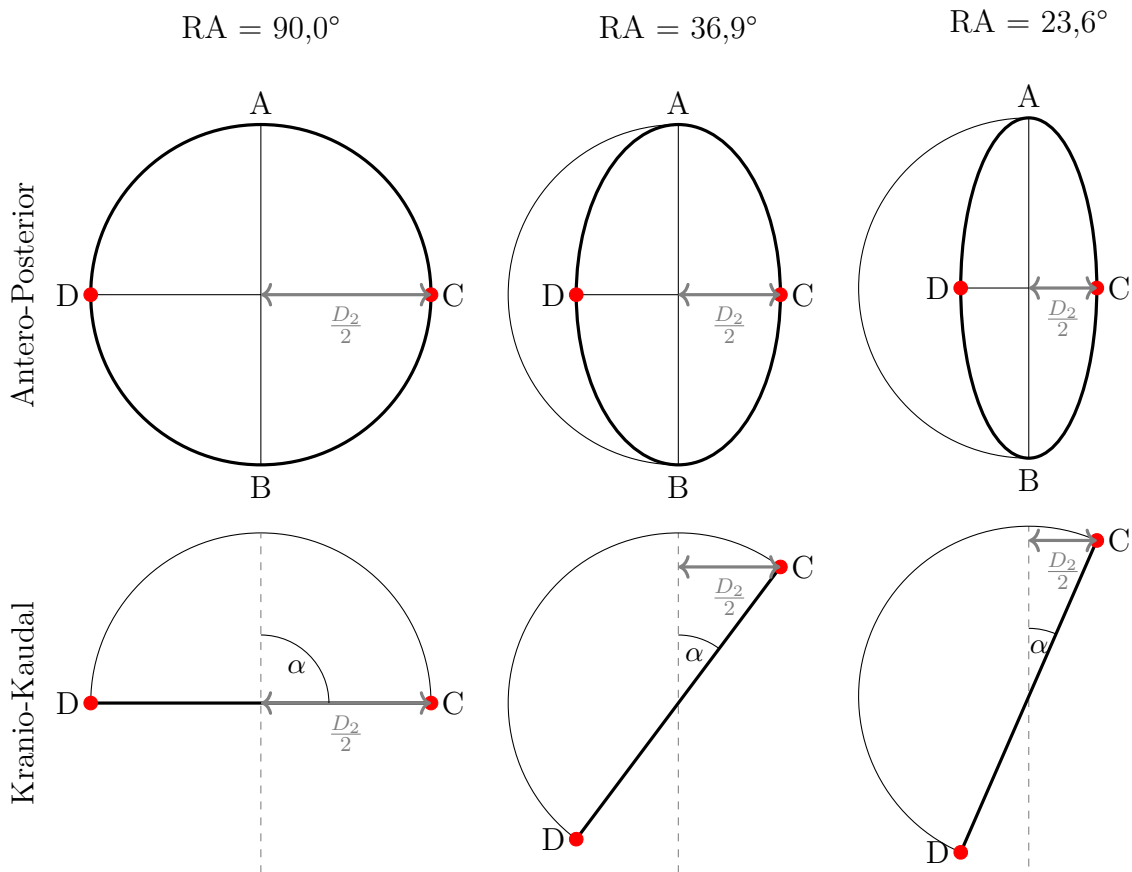


Abbildung 3.11.: Zusammenhang zwischen den sichtbaren Haupt- und Nebenachsen der Pfannenöffnung und der radiographischen Anteversion – Die Abbildung zeigt die antero-posterioren und kranio-kaudalen Ansichten einer Hüftpfanne bei verschiedenen Anteversionen. Zur besseren Verständlichkeit weist die Pfanne keine Inklination auf. Basierend auf den Messungen von $D_1 = \overline{AB} = \varnothing_{\text{Pfanne}}$ und $D_2 = \overline{CD}$ in der antero-posterioren Ansicht wird in den kranio-kaudalen Ansichten der Zusammenhang von $\arcsin\left(\frac{D_2}{D_1}\right)$ zur mittels α dargestellten RA deutlich.

Anteversion nach Liaw u. a.

Liaw u. a. [30] ermitteln die RA mittels der Hauptachse $[AB]$ und Nebenachse $[CD]$ der abgebildeten Ellipse. Der in Abbildung 3.12A dargestellte Winkel β_{RA} entspricht $\angle CAB$. Die RA ergibt sich mittels folgender Formel aus dem Winkel β_{RA} :

$$RA = \arcsin(\tan(\beta_{\text{RA}})) \quad (3.11)$$

wobei gilt:

$$\tan \beta_{\text{RA}} = \frac{\frac{1}{2} \cdot \overline{CD}}{\frac{1}{2} \cdot \overline{AB}} = \frac{\overline{CD}}{\overline{AB}} = \frac{D_2}{D_1} \quad (3.12)$$

Somit entspricht:

$$RA = \arcsin\left(\frac{D_2}{D_1}\right) \quad (3.13)$$

Das bedeutet, dass die Berechnungsvorschrift im Grundsatz dieselbe ist wie die zuvor beschriebenen Verfahren von McLaren [112] und Lewinnek u. a. [21]. Des weiteren schlagen

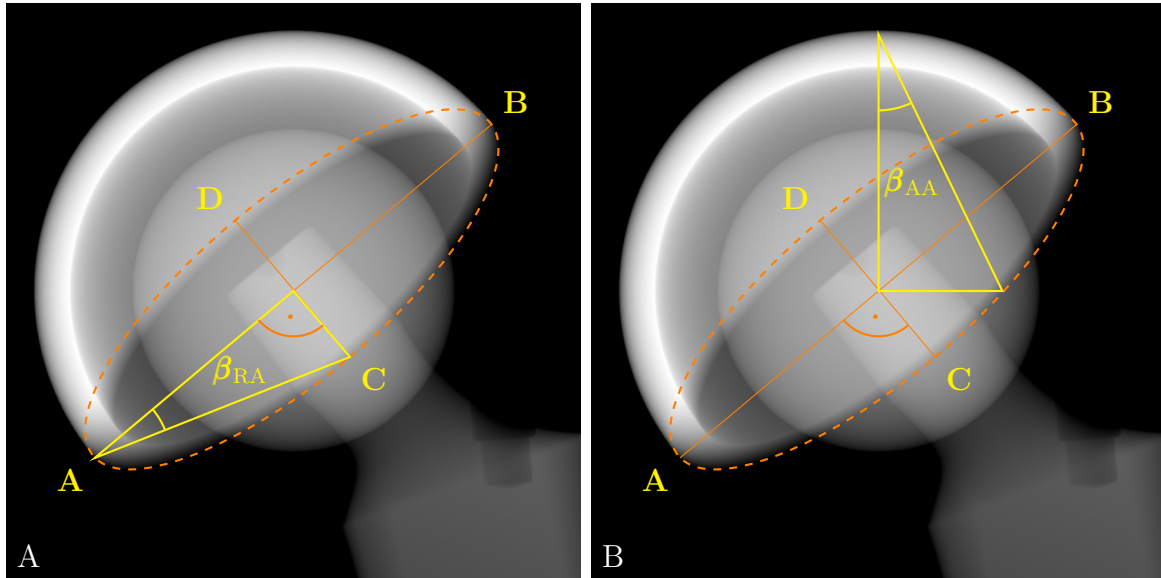


Abbildung 3.12.: Messung der A) RA und B) AA nach Liaw u. a.

Liaw u. a. ebenfalls eine Messmethodik zum Erfassen der AA vor (siehe Abbildung 3.12B):

$$AA = \arcsin(\tan(\beta_{AA})) \quad (3.14)$$

Die Motivation für beide Vorgehensweisen besteht vor allem darin, dass die Autoren eine Messschablone anfertigen konnten, auf der die errechnete RA und AA mittels einer Reihe aufgedruckter Winkel direkt abgelesen werden kann und im Gegensatz zur etablierten Methode von Lewinnek u. a. keine Berechnungen durch den Anwender vorgenommen werden müssen (siehe Abbildung 3.13). Dies soll die Anwendung im klinischen Alltag, vor allem auf analogen Röntgenbildern, erleichtern.

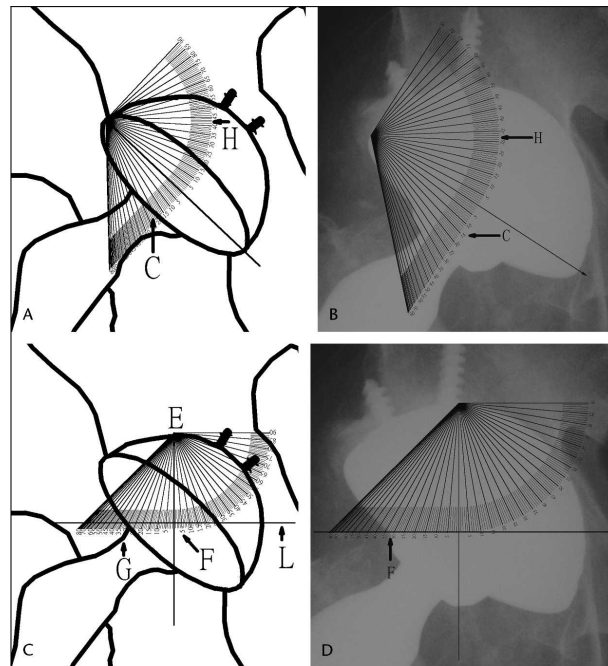


Abbildung 3.13.: Messschablone zur Bestimmung der A-B) RA und C-D) AA nach Liaw u. a. (Quelle: Nachdruck aus Veröffentlichung [30] mit Genehmigung von Wolters Kluwer Health, Inc.)

Anteversion nach Widmer

Widmer [27] orientiert sich mit seiner Methode an den Ergebnissen, die mit der Vorgehensweise von McLaren [112] erzielt werden. Mit seinen Berechnungsvorschriften versucht er, möglichst gleichartige Ergebnisse zu erhalten. Im Gegensatz zu McLaren soll aber keine zusätzliche Nutzung von Taschenrechnern notwendig sein, um die Anteversion auch auf analogen Röntgenbildern mittels einer in Abbildung 3.14 dargestellten Messschablone zu bestimmen.

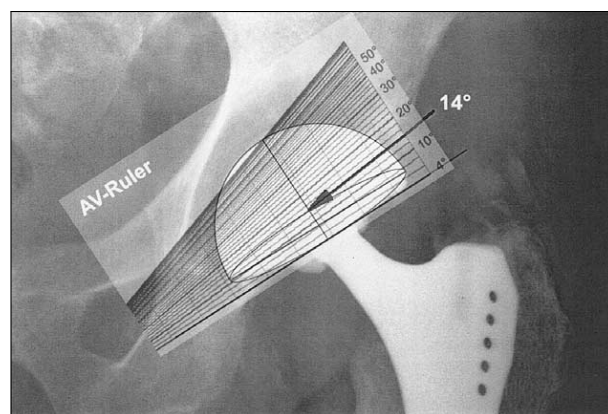


Abbildung 3.14.: Messschablone zur Bestimmung der RA nach Widmer (Quelle: Nachdruck aus Veröffentlichung [27] mit Genehmigung von Elsevier)

Die RA wird anhand des Verhältnisses der Länge D_2 der Nebenachse und der Länge D_3 der bis zum oberen Ende der Pfanne verlängerten Nebenachse berechnet (siehe Abbildung 3.15).

In der im Anhang A.1 auf Seite 160 befindlichen Tabelle A.1 sind Widmers ermittelte Werte der RA für Aufnahmen in Beckenposition in Abhängigkeit zum zuvor ermittelten Verhältnis $\frac{D_2}{D_3}$ aufgeführt. Widmer sieht zudem eine Abhängigkeit der gemessenen Anteversion zur vorliegenden Inklination, der dort Rechnung getragen wird.

Des weiteren stellt Widmer in seiner Arbeit ebenfalls fest, dass die gemessene RA abhängig von der Position der Bildpfanne im Röntgenbild ist. Er ermittelt für die Beckenposition einen approximativen Korrekturwert von $5,46^\circ$ im Vergleich zur zentrierten Hüftposition für die AA, was in je nach Inklination etwa 4° bis 5° bei der RA bedeutet (siehe auch Abschnitt 2.2.3).

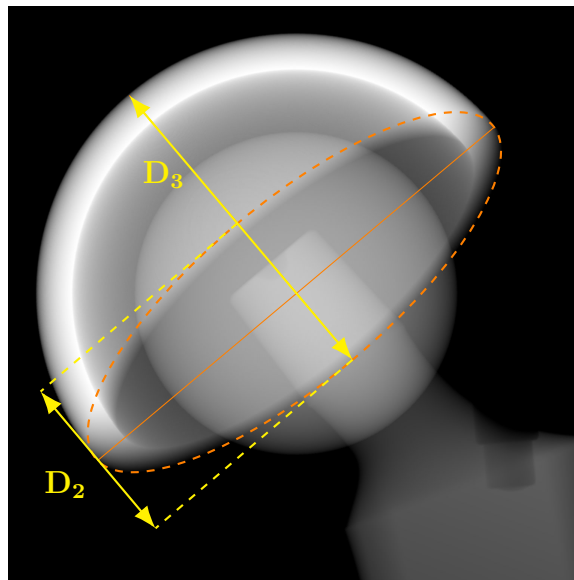


Abbildung 3.15.: Bestimmung der RA nach Widmer

Widmer selbst bezeichnet sein Verfahren als Approximation, die zwar eine geringere Genauigkeit als beispielsweise RSA-basierte Verfahren aufweist, im Gegenzug dafür aber im klinischen Alltag anwendbar ist. Zur Validierung vergleicht er die mittels seiner Methode erzielten Messergebnisse von 152 Patientenbildern mit den Messergebnissen der Methode von McLaren. Dabei zeigt sich eine sehr hohe Korrelation ohne Ausreißer.

In der wissenschaftlichen Literatur wird Widmers Methode mehrfach falsch erläutert. Anstatt die Anteversion mit Hilfe des Verhältnisses $\frac{D_2}{D_3}$ aus der Tabelle A.1 abzulesen, wird die Anteversion mittels $\arcsin\left(\frac{D_2}{D_3}\right)$ berechnet. Beispiele für solche Fehlerinterpretationen sind beispielsweise bei Marx u. a. [113], Nho u. a. [36], Nomura u. a. [114], Lee u. a. [41] und Snijders u. a. [115] zu finden und stellen die Validität derer Ergebnisse in Bezug auf Widmers Methode in Frage.

Anteversion nach Ackland u. a.

Ackland u. a. [24] versuchen mit ihrer Methode einige Nachteile bis dahin existierender Vorgehensweisen auszugleichen. So muss beispielsweise bei der populären Messmethode von Lewinnek u. a. [21] die Pfannenöffnung im Röntgenbild auch in vom Femurkopf überlagerten Bereichen genau approximiert werden. Dies kann potentiell zu Messfehlern führen. Daher wählen die Autoren die zu definierenden Punkte so, dass diese genau im Schnittbereich der Außengrenzen des Kopfs liegen (siehe Abbildung 3.16). Somit ist die Pfannenöffnung an diesen Punkten noch ohne Überlagerung durch den Kopf sichtbar. Falls der innen liegende Schnittpunkt der senkrecht zur Hauptachse verlaufenden Strecke mit der Länge Y' nicht sichtbar ist, kann die Annahme getroffen werden, dass beide Hälften von Y' gleich lang sind und die Länge von Y' somit dem Doppelten der Länge des kaudalen Teils entspricht.

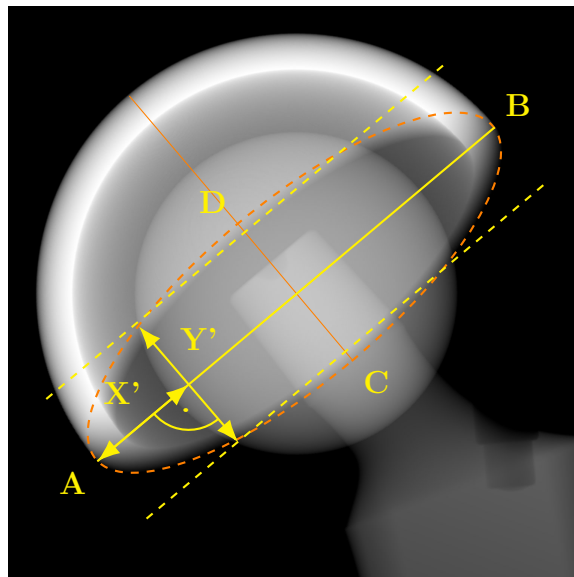


Abbildung 3.16.: Bestimmung der RA nach Ackland u. a.

Ackland u. a. stellen in ihrer Arbeit eine umfangreiche Tabelle zur Verfügung, in der die Anteversion in Abhängigkeit der Verhältnisse $\frac{X'}{D_1}$ und $\frac{Y'}{D_1}$ abgelesen werden kann und somit keine Anwendung komplexer Formeln für den Anwender notwendig ist. Die Berechnungen beruhen auf folgenden Eigenschaften von Ellipsen.

Wenn:

$$a = 0,5 \cdot D_1 \quad (3.15)$$

$$b = 0,5 \cdot D_2 \quad (3.16)$$

$$x = a - X' \quad (3.17)$$

$$y = 0,5 \cdot Y' \quad (3.18)$$

dann gilt für Ellipsen:

$$1 = \frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} \quad (3.19)$$

Da $b = 0,5 \cdot D_2$ wegen der Überlagerungen von Schaft und Kopf in Röntgenbildern oftmals nur schwer ermittelbar ist, wird Formel 3.19 nach b umgestellt:

$$b = \frac{y}{\sqrt{1 - \frac{x^2}{a^2}}} \quad (3.20)$$

$$= \frac{Y'}{2\sqrt{1 - \frac{(a-X')^2}{a^2}}} \quad (3.21)$$

$$= \frac{Y'}{2\sqrt{1 - \frac{a^2 - 2aX' + X'^2}{a^2}}} \quad (3.22)$$

$$= \frac{Y'}{2\sqrt{2\frac{X'}{a} - \frac{X'^2}{a^2}}} \quad (3.23)$$

$$= \frac{Y'}{4\sqrt{\frac{X'}{D_1} - \frac{X'^2}{D_1^2}}} \quad (3.24)$$

Nun kann die RA mit der von McLaren [112] und Lewinnek u. a. bekannten Formel berechnet werden:

$$RA = \arcsin\left(\frac{b}{a}\right) \quad (3.25)$$

$$= \arcsin\left(\frac{Y'}{2D_1\sqrt{\frac{X'}{D_1} - \frac{X'^2}{D_1^2}}}\right) \quad (3.26)$$

Somit sind für die Berechnung der RA nur noch die von Ackland u. a. in ihrer Berechnungstabelle geforderten Eingabedaten X' , Y' und D_1 notwendig.

Anteversion nach Hassan u. a.

Hassan u. a. [25] orientieren sich mit ihrer Methode an der von Ackland u. a. [24]. Der Schnittpunkt auf der Hauptachse mit dem Abstand m von der Außenkante muss so gewählt, dass dieser nicht vom Femurkopf überlagert und möglicherweise verdeckt wird (siehe Abbildung 3.17). Der Abstand m kann frei gewählt werden, sollte aber so groß wie möglich sein.

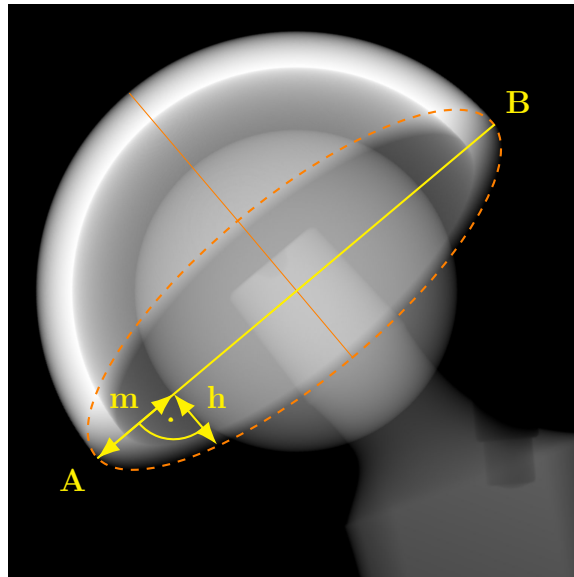


Abbildung 3.17.: Bestimmung der RA nach Hassan u. a.

$$RA = \arcsin \left(\frac{\frac{h}{D_1}}{\sqrt{\frac{m}{D_1} - \frac{m^2}{D_1^2}}} \right) \quad (3.27)$$

Die Autoren stellen eine Tabelle mit typischen Kombinationen von $\frac{m}{D_1}$ und $\frac{h}{D_2}$ zur Verfügung, so dass die Anteversion dort abgelesen werden kann, ohne die komplette Berechnungsformel 3.27 anwenden zu müssen.

Anteversion nach Pradhan

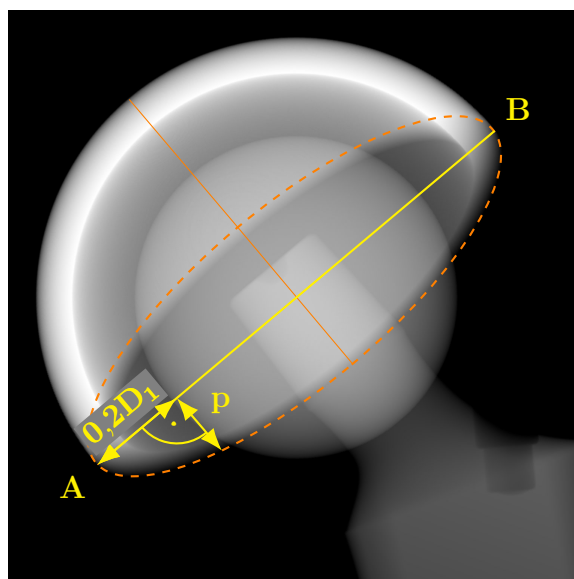


Abbildung 3.18.: Bestimmung der RA nach Pradhan

Pradhans Arbeit [26] beschreibt eine weitere Methode, die darauf abzielt, dem Anwender die Berechnung mittels eines Taschenrechners möglichst einfach zu gestalten (siehe Abbildung 3.18).

$$RA = \arcsin\left(\frac{p}{0,4D_1}\right) \quad (3.28)$$

Pradhans Idee basiert ebenso wie die Methoden von Ackland u. a. [24] und Hassan u. a. [25] auf der Trigonometrie von Kreisen. Als Ausgangsbasis sei hierbei die Formel von Ackland u. a. angenommen:

$$RA = \arcsin\left(\frac{0,5Y'}{D_1\sqrt{\frac{X'}{D_1} - \frac{X'^2}{D_1^2}}}\right) \quad (3.29)$$

Wenn:

$$X' = 0,2D_1 \quad (3.30)$$

$$Y' = 2p \quad (3.31)$$

in Formel 3.29 eingesetzt wird, ergibt sich also:

$$RA = \arcsin\left(\frac{p}{D_1\sqrt{\frac{0,2D_1}{D_1} - \frac{(0,2D_1)^2}{D_1^2}}}\right) \quad (3.32)$$

$$= \arcsin\left(\frac{p}{D_1\sqrt{0,2 - 0,04}}\right) \quad (3.33)$$

$$= \arcsin\left(\frac{p}{0,4D_1}\right) \quad (3.34)$$

Zusammengefasst ist Pradhans Methodik also ein geschickt gewählter Spezialfall der Berechnungsvorschrift von Ackland u. a., der die Berechnung für die Nutzung eines Taschenrechners vereinfacht und optimiert hat.

Anteversion nach der Orthogonal-Methode

Murphy u. a. kombinieren im Rahmen dieser Methode [33] nach eigener Aussage die von Lewinnek u. a. [21] und Widmer [27], die auf den Seiten 57 und 61 bereits beschrieben sind. Dabei steht im Vordergrund, dass vermieden wird, bestimmte Punkte im oftmals nicht gut sichtbaren Bereich der Pfannenöffnung markieren zu müssen (siehe Abbildung 3.19).

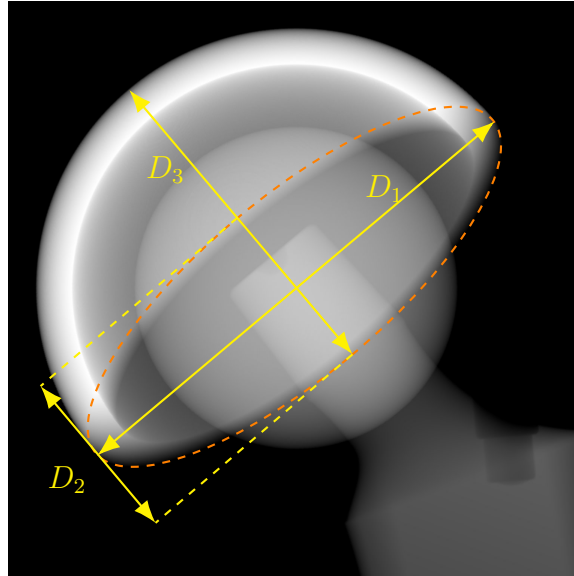


Abbildung 3.19.: Bestimmung der RA mittels der Orthogonal-Methode

Der Anteversionswinkel wird im Grundsatz mittels des Sinus des Verhältnisses von D_1 und D_2 berechnet. Dies haben Murphy u. a. von Lewinnek u. a. [21] und Liaw u. a. [30] übernommen. Anstatt die Länge D_2 mittels Landmarken direkt zu bestimmen, wird wie bei Widmer D_3 gemessen.

Für halbkugelförmige Pfannen gilt also:

$$D_3 = \frac{1}{2}D_2 + \frac{1}{2}D_1 \quad (3.35)$$

$$D_2 = 2D_3 - D_1 \quad (3.36)$$

Wenn:

$$RA = \arcsin\left(\frac{D_2}{D_1}\right) \quad (3.37)$$

dann:

$$RA = \arcsin\left(\frac{2D_3 - D_1}{D_1}\right) \quad (3.38)$$

$$= \arcsin\left(2\frac{D_3}{D_1} - 1\right) \quad (3.39)$$

Somit ist eine Bestimmung von D_2 nicht mehr notwendig, was die Autoren vor allem Pfannen mit schlechter Sichtbarkeit von innen liegenden Details als vorteilhaft erachten.

Anteversion nach der AREA-Methode

In ihrer Arbeit stellen Murphy u. a. neben der Orthogonal Methode ebenfalls ihre AREA-Methode vor [33]. Im Gegensatz zu alle bisher aufgeführten Ansätzen nutzen sie hierbei die Fläche von Hüftpfanne und Femurkopf anstatt einzelner Landmarken (siehe Abbildung 3.20).

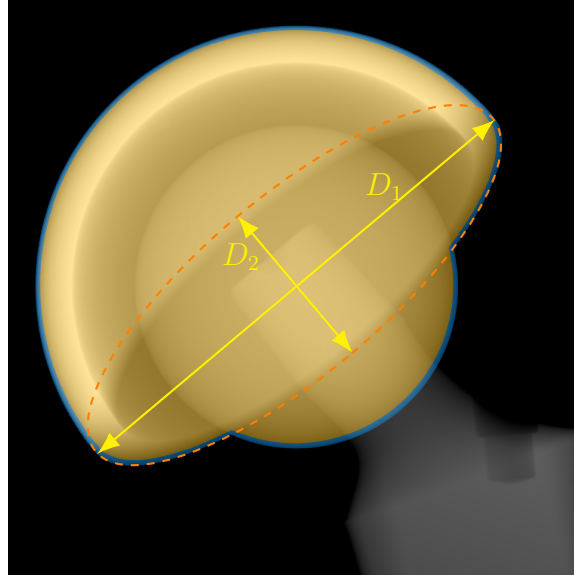


Abbildung 3.20.: Bestimmung der RA mittels der AREA-Methode

Für die Fläche der Pfanne gilt:

$$A_{Pfanne} = \frac{1}{2} (A_{Kreis} + A_{Ellipse}) \quad (3.40)$$

wobei:

$$A_{Kreis} = \pi \left(\frac{D_1}{2} \right)^2 = \pi \frac{D_1^2}{4} \quad (3.41)$$

$$A_{Ellipse} = \pi \frac{D_1}{2} \frac{D_2}{2} = \pi \frac{D_1 D_2}{4} \quad (3.42)$$

Das heißt:

$$A_{Pfanne} = \frac{1}{2} \left(\pi \frac{D_1^2}{4} + \pi \frac{D_1 D_2}{4} \right) \quad (3.43)$$

$$A_{Pfanne} = \frac{1}{8} \pi (D_1^2 + D_1 D_2) \quad (3.44)$$

Unter der Annahme:

$$\sin(RA) = \frac{D_2}{D_1} \quad (3.45)$$

$$D_2 = \sin(RA) D_1 \quad (3.46)$$

gilt also

$$A_{Pfanne} = \frac{1}{8}\pi \left(D_1^2 + \sin(RA)D_1^2 \right) \quad (3.47)$$

$$A_{Pfanne} = \frac{1}{8}\pi D_1^2 (1 + \sin(RA)) \quad (3.48)$$

Umgestellt nach:

$$1 + \sin(RA) = 8 \cdot \frac{A_{Pfanne}}{\pi D_1^2} \quad (3.49)$$

$$\sin(RA) = 8 \cdot \frac{A_{Pfanne}}{\pi D_1^2} - 1 \quad (3.50)$$

$$RA = \arcsin \left(8 \cdot \frac{A_{Pfanne}}{\pi D_1^2} - 1 \right) \quad (3.51)$$

Dies bedeutet, dass ebenso wie bei der Orthogonal-Methode derselben Arbeitsgruppe um Murphy u. a. der Anteversionswinkel im Grundsatz in Übereinstimmung mit der Methode von Lewinnek u. a. und Liaw u. a. bestimmt wird. Lediglich die Art, wie das Seitenverhältnis von D_1 und D_2 berechnet wird, unterscheidet sich, um eine höhere Präzision und Wiederholbarkeit zu erreichen.

Korrektur von Positionierungsunterschieden

Aufgrund der Projektionsgeometrie eines Röntgengeräts ergeben sich bei unterschiedlichen Positionierungen einer gleich ausgerichteten Hüftpfanne unterschiedliche Projektionen, vor allem in Bezug auf die Form und Ausdehnung der Ellipse der Pfannenöffnung. Abbildung 3.21 zeigt exemplarisch die sich ändernde Darstellung der Pfannenöffnung an unterschiedlichen Positionen im Strahlengang bei konstanter Inklination und Anteversion. Dies führt bei den eben vorgestellten Messmethoden, die sich ausschließlich im zweidimensionalen Kontext auf die Form der Ellipse beziehen, unweigerlich zu Messungenauigkeiten.

Widmer erläutert diesen Zusammenhang für Positionsänderungen entlang der Transversalachse anhand eines spezifischen Beispiels [27]. Unter Annahme einer Beckenaufnahme stellt Widmer fest, dass der mittig durch die Hüftpfannen verlaufende Röntgenstrahl in einem Winkel ϑ zum mittig ausgerichteten Senkrechtstrahl in der Transversalebene verläuft (siehe Abbildung 3.22). Die AA wird, wie in Abschnitt 2.2.3 beschrieben, zwischen der Transversalachse und der auf die Transversalebene projizierten Acetabulumachse gemessen. Der Winkel der AA liegt somit in der gleichen Ebene – der Transversalebene – wie der Winkel ϑ . Somit schlussfolgert Widmer, dass ϑ auf die gemessene AA aufaddiert werden muss, um die durch die Beckenaufnahme und Projektionsgeometrie induzierten Darstellungsunterschiede

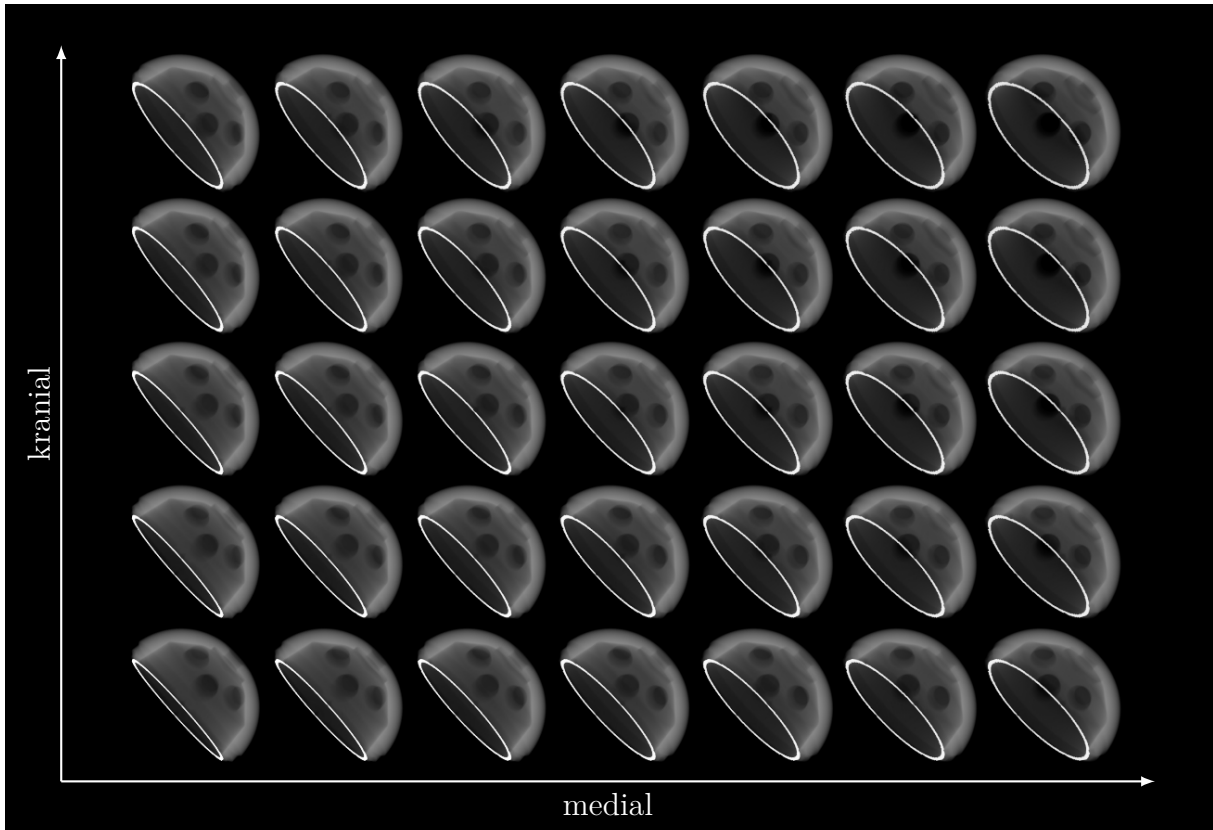


Abbildung 3.21.: Künstliches Röntgenbild einer konstant ausgerichteten künstlichen Hüftpfanne in Abhängigkeit von der Positionierung im Röntgenbild – Die Öffnungen der Pfannen sind für ein besseres Verständnis hervorgehoben.

der Pfannenöffnung nachträglich zu kompensieren. Bei einem angenommenen Abstand von 1150 mm zwischen Röntgenquelle und -detektor und einem lateralen Versatz von 110 mm zwischen der Bildmitte und dem Zentrum der Pfannenöffnung auf der Projektionsfläche, ermittelt Widmer somit einen Korrekturwert für die AA von:

$$\vartheta = \arctan\left(\frac{110}{1150}\right) = 5,46^\circ \quad (3.52)$$

Dieser Korrekturwert wird im Vorgehen von Widmer in Abhängigkeit von der Inklination mit Hilfe der in Abschnitt 2.2.3 gezeigten Formel 2.2 von der anatomischen Anteversion und Inklination in die radiographische Anteversion überführt, wie in Tabelle 3.2.12 ersichtlich ist. Widmers Korrektur ist jedoch auf einen festgelegten medio-lateralen Versatz beschränkt und berücksichtigt weder kranio-kaudale Versätze noch verschiedene Röntgeometrien.

Schwarz u. a. versuchen diese Beschränkungen durch erweiterte Berechnungen zu thematisieren und auf Berechnungsmethoden von Lewinnek u. a. anzuwenden [37]. Für ihre Berechnungen benötigen sie neben der RI und dem horizontalem Winkel X_{angle} , der ϑ in Widmers Korrektur entspricht, auch den vertikalen Winkel Y_{angle} , der den kranio-kaudalen Versatz der Pfanne entlang der Longitudinalachse beschreibt.

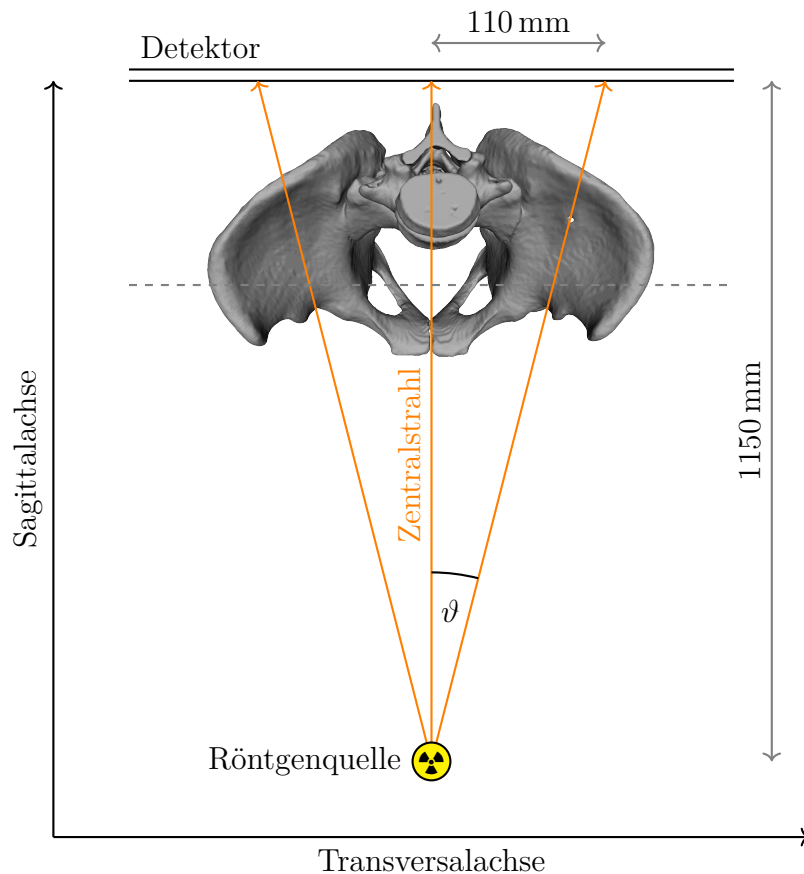


Abbildung 3.22.: Einfluss der medio-lateralen Pfannenposition auf die anatomische Anteversion nach Widmer [27]

Zunächst wird der Korrekturwert der AA in horizontaler Richtung äquivalent zu Widmers Verfahren berechnet. Die AI ist laut Murrays Definitionen davon unabhängig und konstant. Darauf folgend wird die Korrektur in der vertikalen Richtung vorgenommen. Hierbei verwenden Schwarz u. a. die operative Definition der Anteversion. Im ersten Schritt wird die korrigierte AA zusammen mit der AI in die korrespondierende OA umgerechnet (siehe Formel 2.12). Der Winkel der OA befindet sich ebenso wie X_{angle} in der Sagittalebene. Somit kann die OA durch eine Subtraktion von Y_{angle} korrigiert werden. Da die OI hiervon nicht beeinträchtigt wird, bleibt sie bei diesem Korrekturschritt konstant und kann mittels der in Abschnitt 2.2.3 beschriebenen Formeln aus der korrigierten AA und AI berechnet werden. Somit liegen nun die korrigierten OA und OI vor und können mittels der Formeln 2.3 und 2.4 zurück in RI und RA umgerechnet werden. Dieses Vorgehen kann in der Arbeit von Schwarz u. a. nochmals detailliert nachvollzogen werden [37].

3.2.13. Abgrenzung von Anteversion und Retroversion

In einem einzelnen AP-Röntgenbild ist schwer festzustellen, ob eine Hüftpfanne eine Anteversion oder eine Retroversion aufweist. Eine Abgrenzung kann entweder mit Hilfe

einer CTL-Aufnahme und der Messmethode von Woo und Morrey oder weiteren AP-Aufnahmen erfolgen, in denen die Abbildung der Hüftpfanne im Röntgenbild entweder in medio-lateraler oder kranio-kaudaler Richtung verschoben wird. Wenn sich die Ellipse der Pfannenöffnung bei einer Verschiebung in kranialer Richtung zu öffnen scheint, liegt eine Anteversion vor. Schließt sie sich hingegen, muss von einer Retroversion ausgegangen werden. Im Falle einer Verschiebung der Abbildung der Pfanne in medialer Richtung öffnet sich die Ellipse bei einer Anteversion und schließt sich bei einer Retroversion. Diese Eigenschaften können bei einer tatsächlich vorliegenden Anteversion am Beispiel von Abbildung 3.21 nachvollzogen werden.

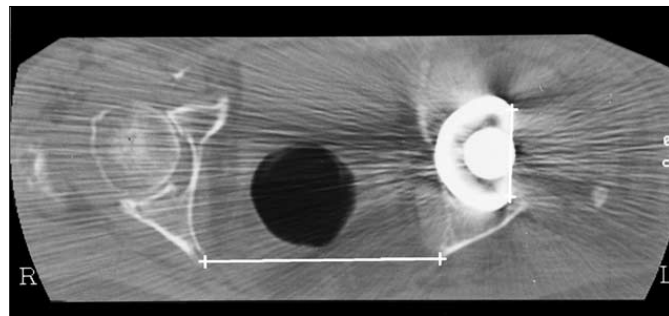


Abbildung 3.23.: Bestimmung der Anteversion mittels Computertomographie – Beispiel für eine leichte Retroversion der Hüftpfanne (Quelle: Nachdruck aus Veröffentlichung [116] mit Genehmigung von Elsevier)

Wines und McNicol stellen in ihrer mittels CTs analysierten Studie fest, dass die gemessene Version der Pfanne bei 111 Patienten von einer Retroversion von -12° bis hin zu einer Anteversion von 52° reicht [116]. Abbildung 3.23 zeigt beispielhaft eine solche, mittels CT festgestellte Retroversion einer Pfannenendoprothese. Eine Analyse der HTEP-Parameter der ersten klinischen Anwendung der vorliegenden Arbeit in Kapitel 6 kann eine solche Tendenz hin zu ungewollten Retroversionen der Hüftpfanne nicht bestätigen. Die 94 im Rahmen dieser zeitnah postoperativ gemessenen RA sind im Durchschnitt deutlich geringer als die zu späteren Zeitpunkten. Abbildung 3.24 stellt die Verteilung dieser postoperativen Werte dar und zeigt zumindest in dieser Patientenkohorte deutlich, dass eine Retroversion eher selten zu erwarten ist. Lu u. a. können bei 60 mittels CT gemessenen RA ebenfalls keine Retroversion feststellen [40].

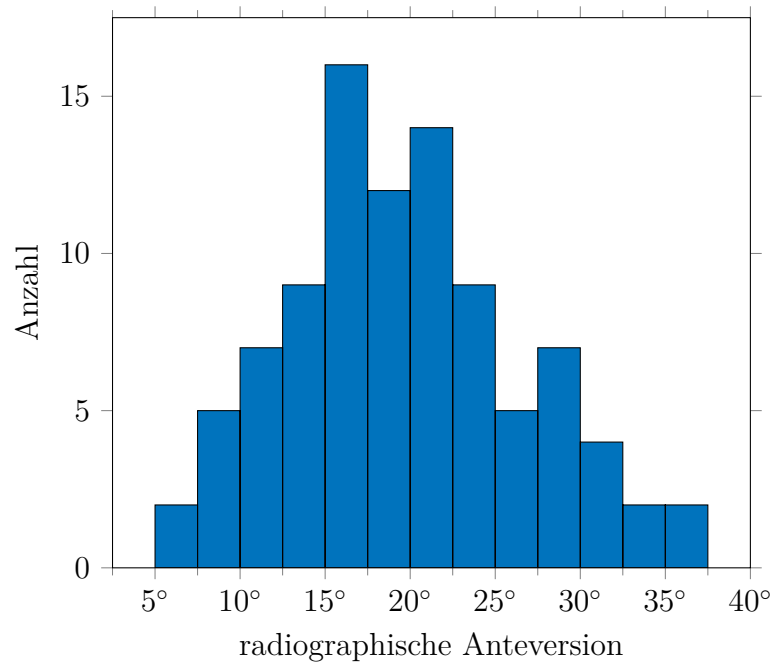


Abbildung 3.24.: Anteversionsverteilung – Verteilung der gemessenen radiographischen Anteversion während der postoperativen Nachsorge von 94 Patienten

3.2.14. CT-basierte Messverfahren

Vor allem im Bereich der Anteversions- und Inklinationsmessung werden neben den auf Röntgenbildern aufbauenden Methoden häufig auch Messungen in CTs vorgenommen [36, 39, 40, 113, 116–120]. Sie bieten den Vorteil, neben der exakten räumlichen Darstellung ohne jegliche durch Projektionen verursachten Artefakte auch Informationen über die anatomischen Begebenheiten wie die Ausrichtung des Beckens liefern zu können. Nach einer optionalen Ausrichtung des Beckens anhand individueller anatomischer Marker wird die Inklination in der Regel in der Frontalebene gemessen, während die Anteversion wie in Abbildung 3.23 dargestellt in der Transversalebene ermittelt wird. Außerdem ist zu erwarten, dass die stetigen Fortschritte in der Metallartefaktreduktion HTEP-Analysen in CTs noch erleichtern werden. Einige Arbeiten beschäftigen sich außerdem mit der Messung von Abrieb in CTs [121–124]. Bisher sind diese aber weder im klinischen Alltag noch in größeren Patientenstudien zu Einsatz gekommen.

Für alle Messungen mittels CT gilt, dass diese aufgrund der ungleich höheren Strahlenbelastung im Vergleich zu einfachen Röntgenbildern, RSA oder EOS weit weniger häufig angewendet werden sollten und somit nicht zu erwarten ist, dass gewöhnliche Röntgenbildgebung und die darauf beruhende Messung von HTEP-Parametern im klinischen Alltag vor der Ablösung als Standardverfahren steht.

3.3. Aktuelle Studienergebnisse

Insbesondere die Genauigkeit der einfachen Messmethoden zur Anteversionsbestimmung sind wiederholt Teil von Validierungsstudien gewesen. Diese wurden einerseits In-Vitro mit Hilfe künstlicher Messaufbauten [41, 100] durchgeführt. Andererseits wurden aber auch In-Vivo Untersuchungen durchgeführt und dabei CT-Messungen als Grundwahrheiten verwendet [33, 36, 40, 113–115]. Obwohl beispielsweise MB-RSA und RSA Ellipse prinzipbedingt dazu in der Lage sein müssten, Anteversion und Inklination zu bestimmen, existieren dazu bisher keine Validierungsstudien. Zusammenfassend kommt ein aktueller Review-Artikel von Zhao u. a. [38] zu dem Ergebnis, dass 2D-3D-Registrierungen zum jetzigen Zeitpunkt die beste Möglichkeit zur Messung der Pfannenorientierung darstellen.

Im Bereich der FHP-Bestimmung wurde von Valstar u. a. im Jahr 2005 [125] vorgeschlagen, dass für die Validierung von RSA-basierten Verfahren die Genauigkeit mittels Phantommodellen und die Präzision mit Hilfe von In-Vivo Doppelmessungen vorgenommen werden sollte. AbS wurde beispielsweise nach diesem Schema validiert [15]. Im weiteren Verlauf dieser Arbeit werden die Ergebnisse der Studien von Stilling u. a. [20] und Callary u. a. [19] herangezogen, die jeweils mehrere Verfahren in In-Vitro Aufbauten miteinander verglichen haben und somit einen Überblick über die Genauigkeit des aktuellen Stands der Technik geben.

4. Automatische Bestimmung von HTEP-Parametern

Die im Rahmen dieser Dissertation entwickelte Messmethode zur HTEP-Parameterbestimmung basiert auf einer 2D-3D-Registrierung, die das Ziel hat, CAD-Modelle der einzelnen HTEP-Komponenten in einer Weise zu positionieren und orientieren, wie dies bei der Aufnahme des realen Röntgenbilds der Fall war. Zu diesem Zweck werden mittels Vorwärtsprojektion künstliche Röntgenbilder, im Englischen Digitally Reconstructed Radiograph (DRR) genannt, erzeugt und mit dem tatsächlichen Röntgenbild verglichen. In einem iterativen Optimierungsprozess werden die Positionierung und Orientierung so lange angepasst, bis keine bessere Übereinstimmung mehr gefunden werden kann und künstliches sowie tatsächliches Röntgenbild möglichst identisch sind. Aus den dabei ermittelten Positionen und Orientierungen werden im Anschluss die HTEP-Parameter abgeleitet.

Das Kapitel beschreibt die entwickelte Messmethodik und ist dabei wie folgt gegliedert. Zunächst werden alle im Prozess der Registrierung notwendigen Koordinatensysteme definiert. Anschließend wird erläutert, mit Hilfe welcher Projektionsparameter Objekte in diesen Koordinatensystemen bewegt und rotiert werden können und wie daraus die künstlichen Röntgenbilder erzeugt werden. Um dies vollziehen zu können, müssen die ursprünglichen CAD-Modelle der einzelnen HTEP-Komponenten vorverarbeitet und in ein für die Vorwärtsprojektion nutzbares Format überführt werden. Danach folgt die Beschreibung des Ähnlichkeitsmaßes, das für den Vergleich von künstlichen und tatsächlichen Röntgenbildern zum Einsatz kommt. Anschließend werden der Optimierungsprozess an sich und die dafür notwendigen Eingabedaten, die zum Teil automatisch erzeugt werden, vorgestellt. Zuletzt werden die verschiedenen, nacheinander ablaufenden Registrierungsschritte erläutert und final erklärt, wie nach der erfolgten Registrierung die eigentlichen HTEP-Parameter aus den Registrierungsergebnissen ermittelt werden.

4.1. Koordinatensysteme

Für die 2D-3D-Registrierung und die damit verbundenen Vorwärtsprojektionen werden im Grundsatz

1. das zweidimensionale Koordinatensystem „D“ der Projektionsfläche,

2. das dreidimensionale globale Koordinatensystem „G“ mit Ursprung in der Röntgenquelle und
3. das dreidimensionale Koordinatensystem „O“ des zu projizierenden Objekts

und deren Transformationen benötigt und im Folgenden genauer definiert. Dabei ist zu beachten, dass in sämtlichen Koordinatensystemen Millimeter als Maßeinheit verwendet werden. In Abbildung 4.1 erfolgt für ein besseres Verständnis eine begleitende bildliche Darstellung.

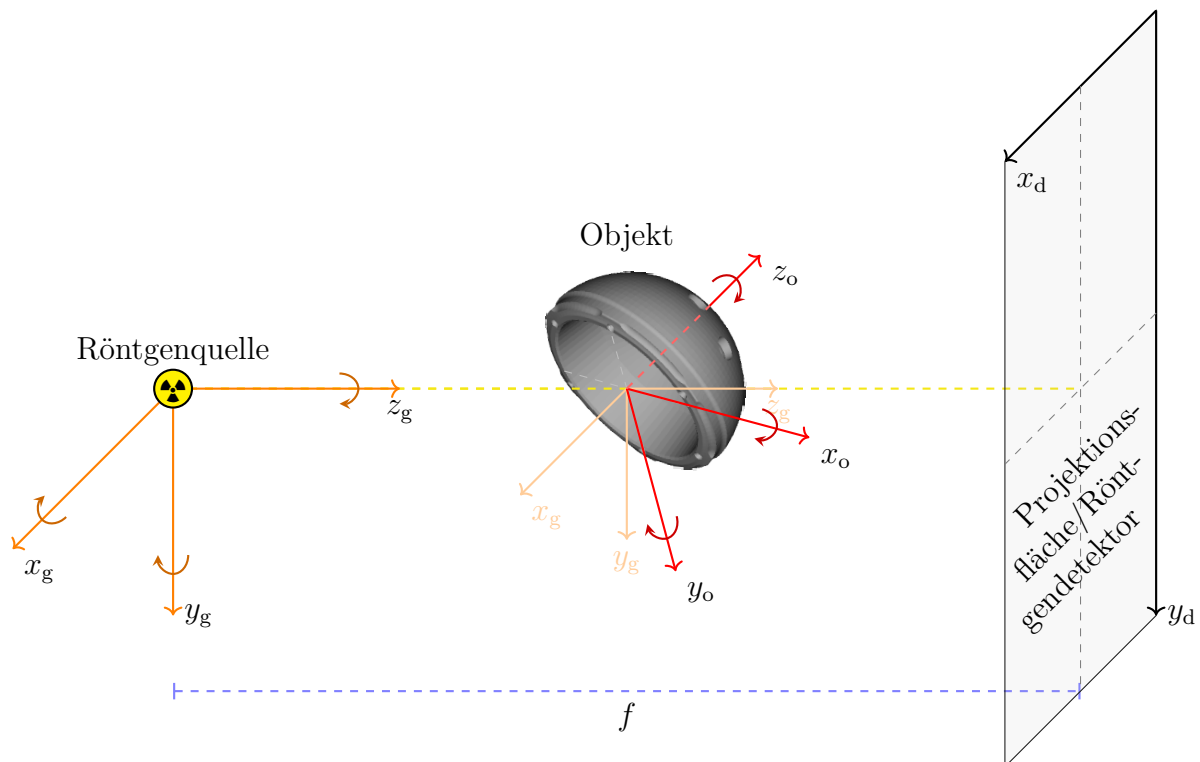


Abbildung 4.1.: Koordinatensysteme: Das globale Koordinatensystem (orange) bleibt in seiner Orientierung zwar konstant, die Rotation eines Objekts im globalen Koordinatensystem erfolgt jedoch immer um den Koordinatenursprung des Objekts selbst (hell orange), da erst Rotationen und anschließend Translationen ausgeführt werden. Dessen Objektkoordinatensystem (rot) orientiert sich bei einer Drehung des Objekt immer mit diesem mit. Der Abstand f (blau) beschreibt die kürzeste Entfernung von Röntgenquelle zu Projektionsfläche bzw. Röntgendetektor. In der Regel trifft dabei der von der Röntgenquelle ausgehende Zentralstrahl (gelb) senkrecht auf die Mitte der Projektionsfläche, womit er identisch zum Senkrechtstrahl wäre.

Koordinatensystem „D“ von Projektionsfläche / Detektor

Der Ursprung dieses zweidimensionalen Koordinatensystems liegt in der oberen linken Ecke der Projektionsfläche. Die Achse x_d verläuft in horizontaler Richtung nach rechts, während die Achse y_d in vertikaler Richtung nach unten verläuft. Dies entspricht also der üblichen Nomenklatur von zweidimensionalen Bildern in der Bildverarbeitung. Hierbei ist

zu beachten, dass dies nicht der beispielsweise in OpenGL üblichen Definition der y -Achse entspricht, die in vertikaler Richtung aufwärts verläuft. Neben der realen Längeneinheit Millimeter existiert bei einem digitalisierten Röntgenbild noch die Maßeinheit der Pixel, in denen die Bildinformationen gespeichert werden. Ein Pixel p weist dabei eine fest definierte Breite l_x^p in Richtung der Projektionsachse x_d und eine fest definierte Breite l_y^p entlang der Achse y_d auf. In der Regel sind l_x^p und l_y^p identisch, was bedeutet, dass die Pixel isotrop sind. Ein Bild weist eine bestimmte Anzahl n von Pixeln und horizontaler (n_x^p) und vertikaler (n_y^p) Richtung auf.

Wenn also exemplarisch gilt:

$$l_x^p = l_y^p = 0,154 \text{ mm} \quad (4.1)$$

und:

$$n_x^p = 2480 \quad (4.2)$$

$$n_y^p = 1920 \quad (4.3)$$

dann folgt daraus die physikalische Größe des Detektors in horizontaler (l_x^d) und vertikaler (l_y^d) Richtung:

$$l_x^d = n_x^p \cdot l_x^p = 2480 \cdot 0,154 \text{ mm} = 381,92 \text{ mm} \quad (4.4)$$

$$l_y^d = n_y^p \cdot l_y^p = 1920 \cdot 0,154 \text{ mm} = 295,68 \text{ mm} \quad (4.5)$$

Globales Koordinatensystem „G“

Das globale Koordinatensystem ist ein rechts drehendes Koordinatensystem, dessen x - y -Ebene parallel zur Projektionsfläche angeordnet ist. Dabei zeigen x - und y -Achsen in die selben Richtungen wie die des Koordinatensystems der Projektionsfläche. Der Koordinatenursprung liegt im Zentrum der Röntgenquelle. Daraus ergibt sich, dass die z -Achse die Projektionsfläche senkrecht schneidet und in deren Richtung zeigt und somit identisch zum Senkrechtstrahl ist.

Objektkoordinatensystem „O“

Initial entspricht das Objektkoordinatensystem dem globalen Koordinatensystem. Es bleibt jedoch in Relation zu dem zu projizierenden Objekts immer gleich. Der Koordinatenursprung spielt eine entscheidende Rolle bei der späteren Bestimmung der HTEP-Parameter.

Zentraler Ausgangspunkt in dieser Arbeit ist dabei der Symmetriepunkt der Kopfkomponente. Beliebige Rotationen des Kopfs um seinen Koordinatenursprung lassen den sphärischen Teil Außenseite also quasi unverändert. Der Koordinatenursprung der Pfannenkomponente muss dementsprechend immer in Relation zum Kopf betrachtet werden und die Pfanne muss so ausgerichtet sein, dass diese mit dem dazugehörigen Inlay passgenau auf dem Kopf sitzen würde. Je nach Größe des Kopfs muss ein und die selbe Pfanne entlang ihrer z-Objektachse gegebenenfalls unterschiedlich ausgerichtet werden. Abbildung 4.2 zeigt die in dieser Arbeit verwendeten Definitionen der Objektachsen der HTEP-Komponenten und somit auch deren initiale Ausrichtung.

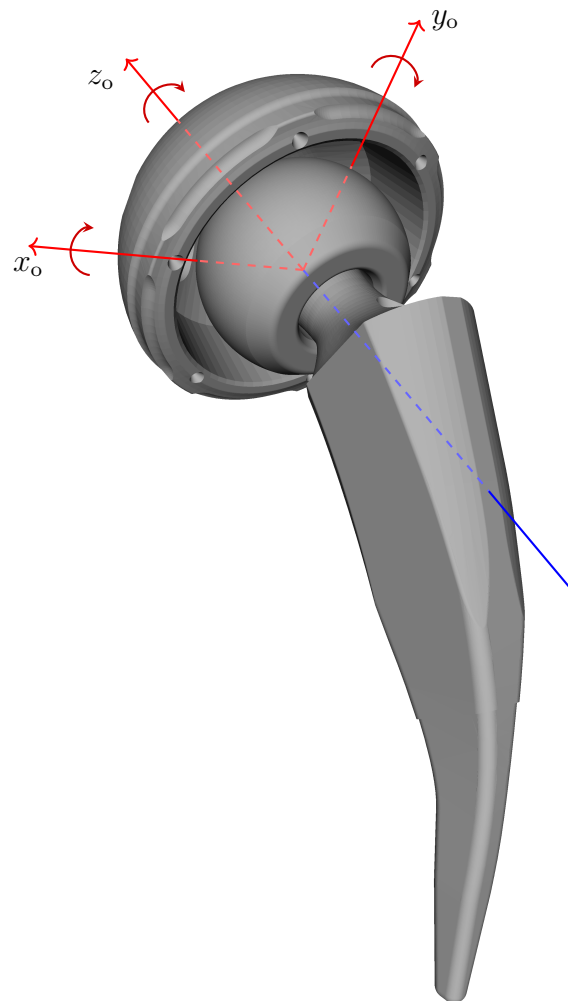


Abbildung 4.2.: Objektkoordinatensystem der HTEP-Komponenten (rot): Die z-Objektachse z_0 liegt auf der Acetabulumachse (blau). Die Pfannenöffnung liegt parallel zur x-y-Objektebene.

4.2. Projektionsparameter und -matrizen

Die Projektionsgeometrie eines wie in Abschnitt 2.3.1 beschriebenen Röntgengeräts ist im Grundsatz durch folgende Eigenschaften gekennzeichnet:

1. die physikalische Größe des Detektors und die Tatsache, dass dieser rechtwinklig und nicht gekrümmt ist
2. den Abstand zwischen Röntgenquelle und Detektor
3. die relative Position vom Schnittpunkt des senkrecht auf den Detektor treffenden Senkrechtstrahls zur Detektormitte

Neben diesen eigentlich intrinsischen Eigenschaften eines Röntgengeräts zum Aufnahmezeitpunkt werden für die Modellierung einer in einem Röntgenbild sichtbaren Szene noch die extrinsischen Parameter der dargestellten Objekte benötigt. In Tabelle 4.1 sind alle im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Projektionsparameter aufgeführt, die die Lage und Orientierung eines zu projizierenden Objekts definieren. Dabei werden ausschließlich

Tabelle 4.1.: Projektionsparameter

Parameter	Einheit	Beschreibung
Rotation um globale Achse, Rotationsreihenfolge: x, z, y		
$r_{\{x,y,z\}}^g$	°	Rotation um die entsprechende globale Achse
Rotation um Objektachse, Rotationsreihenfolge: x, y, z		
$r_{\{x,y,z\}}^o$	°	Rotation um die entsprechende Objektachse
Translation $\vec{t}_g \in \mathbb{R}^3$ entlang der globalen Achsen		
$t_{\{x,y,z\}}^g$	mm	Translation entlang der globalen Achse
Translation $\vec{t}_o \in \mathbb{R}^3$ entlang der Objektachsen		
$t_{\{x,y,z\}}^o$	mm	Translation entlang der Objektachse
Freie Translationsvektoren $\vec{v}_n \in \mathbb{R}^3$ mit $n \in \{1, 2, 3\}$		
$v_{n,\{x,y,z\}}$	mm	Länge des n -ten Translationsvektors in Richtung der entsprechenden globalen Achse
$v_{n,1}$		Längemultiplikator des n -ten Translationsvektors
Die Projektionsgeometrie betreffende Parameter		
f	mm	Kürzester Abstand zwischen Röntgenquelle und Detektor
$c_{\{x,y\}}$	mm	Abstand des senkrecht auf den Detektor treffenden Senkrechtstrahls von der Mitte der Projektionsfläche in Richtung der Koordinatenachsen x_d bzw. y_d des Detektors

euklidische Transformationen betrachtet, da Endoprothesen – außer im Fall von massiven Defekten – nicht im relevanten Maße veränderlich sind im Vergleich zu ihren Modellen. Die Rotationen werden mittels Kardanwinkeln abgebildet. Sie können sowohl im globalen als auch im Objektkoordinatensystem angewendet werden. Des Weiteren können auch einige der zuvor genannten Parameter der Röntgengeometrie in diesem Zuge dynamisch eingestellt werden, falls sie zum Aufnahmezeitpunkt nicht bekannt waren oder nicht abgespeichert

wurden. Alle aufgeführten Parameter können später im Optimierungsprozess (siehe Abschnitt 4.6) entweder mit einem festen Wert belegt oder alternativ als zu optimieren markiert werden. Einzig nicht aufgeführt ist hierbei die physikalische Detektorgröße, da diese durch das zu registrierende Röntgenbild fest definiert ist.

Die Projektionsparameter werden in folgender Reihenfolge angewendet:

1. Rotationen um die globalen Achsen: r_x^g, r_z^g, r_y^g
2. Rotationen um die Objektachsen: r_x^o, r_y^o, r_z^o
3. Translationen, wobei die Reihenfolge unerheblich ist

Werden mehrere Objekte zeitgleich registriert, können Abhängigkeiten zwischen deren Parametern definiert werden. Während der Registrierung von Kopf und Pfanne kann beispielsweise die Pfanne mit ihren Parametern $\vec{t}_g^{\text{Pfanne}}$ die globale Position im Projektionsraum vorgeben. Die globalen Translationsparameter \vec{t}_g^{Kopf} des Kopfs werden mit denen der Pfanne verknüpft und mit diesen immer gleich gesetzt. Das heißt, dass die globalen Translationsparameter der Pfanne Teil der Optimierung sind, wohingegen die des Kopfs als quasi-fest betrachtet werden. Die relative Position des Kopfs zur Pfanne kann dann durch die freien Translationsvektoren \vec{v}_1^{Kopf} , \vec{v}_2^{Kopf} und \vec{v}_3^{Kopf} beschrieben werden. Hierdurch lassen sich auch komplexe Abhängigkeiten abbilden. Die konkrete Konfiguration der Projektionsparameter, die auf die Berechnung der HTEP-Parameter optimiert ist, wird im Abschnitt 4.10 ab Seite 108 beschrieben.

Zudem sei bemerkt, dass die Reihenfolge der globalen Rotationen (r_x^g, r_z^g, r_y^g) bewusst gewählt ist, um in allen relevanten Aufnahmerichtungen der Hüfte einem möglichen *Gimbal Lock* [126] vorzubeugen. Anfangs kam die Reihenfolge r_x^g, r_y^g, r_z^g zum Einsatz, die aber in bestimmten Situationen bei der Registrierung der Schaftkomponente versagte. Falls dieser in einem AP-Röntgenbild so ausgerichtet ist, dass der Schaftkörper annähernd parallel zum Detektor in der Frontalebene liegt, was im klinischen Fall durchaus vorkommt, muss im zweiten Schritt eine Drehung um etwa $\pm 90^\circ$ in der globalen y-Achse erfolgen. Daraus folgt, dass im letzten Schritt durchgeführte Rotation um die globale z-Achse den Schaft um in etwa die selbe Achse dreht wie im ersten Schritt die Rotation um die globale x-Achse. Somit ist eine, wenn auch geringe, axiale Kippung um die Transversalachse kaum noch mit den Kardanwinkeln in dieser Reihenfolge darstellbar. Die aus diesem Grund gewählte Reihenfolge der globalen Rotationen r_x^g, r_z^g, r_y^g weist weder in AP noch in lateralen Röntgenbildern solche Probleme bei klinisch relevanten Ausrichtungen der einzelnen HTEP-Komponenten auf. Somit kann durch diese Auswahl der Rotationsreihenfolge sicher gestellt werden, dass auch bei zeitgleichen Registrierungen mehrerer Komponenten mit möglichen Abhängigkeiten der Ausrichtungen dieser untereinander (zum Beispiel bei Nutzung des Objektkoordinatensystems der Schaftkomponente für die Registrierung der Hüftpfanne und

des Femurkopfs) globale Rotationen im Grundsatz ausreichend zur Ausrichtung sind (im Beispiel also für den Schaft) und die weiteren Komponenten (im Beispiel die Hüftpfanne) dann relativ zu diesem mit Rotationen um die eigenen Objektachsen ausgerichtet werden können und die relativen Orientierungen beider Komponenten zueinander aus diesen Rotationen um die Objektachsen ableitbar sind.

Um mit Hilfe der nun definierten Parametern die eigentliche Projektion des Objekts auf die Röntgenprojektionsfläche zu beschreiben, wird das in Abschnitt 2.3.1 ab Seite 30 beschriebene Lochkamera-Modell von Röntgengeräten angewendet. Die nachfolgend skizzierten Ausführungen zu dessen Projektionsmatrizen sind an Hartley und Zisserman angelehnt [127]. Zunächst wird die kumulierte Rotationsmatrix $R \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ des Objekts über alle gewünschten Rotationen ermittelt. Rotationsmatrizen sind orthogonal, das heißt, dass ihre Inverse und Transponierte identisch sind ($R^T = R^{-1}$). Des Weiteren ist ihre Determinante immer gleich eins ($\det R = 1$). Neben dem gewünschten Winkel wird bei jeder Drehung der Vektor der Normalen, um die rotiert werden soll, benötigt. Dieser Einheitsvektor $\hat{n} \in \mathbb{R}^3$ wird im globalen Koordinatensystem „G“ definiert.

$$\hat{n}_g = \begin{pmatrix} x_g \\ y_g \\ z_g \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

Zunächst wird für jede einzelne Rotation eine Rotationsmatrix erstellt, wobei der Rotationswinkel α im Bogenmaß vorliegt:

$$c = \cos \alpha \quad (4.7)$$

$$s = \sin \alpha \quad (4.8)$$

$$R_{\hat{n}}(\alpha) = \begin{pmatrix} n_1^2(1-c)+c & n_1n_2(1-c)-n_3s & n_1n_3(1-c)+n_2s \\ n_1n_2(1-c)+n_3s & n_2^2(1-c)+c & n_2n_3(1-c)-n_1s \\ n_1n_3(1-c)-n_2s & n_2n_3(1-c)+n_1s & n_3^2(1-c)+c \end{pmatrix} \quad (4.9)$$

Während für die globalen Rotationen r_x^g , r_y^g und r_z^g die Rotationsmatrizen direkt mittels der globalen Einheitsvektoren $\hat{n}_{g,x} = (1,0,0)^T$, $\hat{n}_{g,y} = (0,1,0)^T$ und $\hat{n}_{g,z} = (0,0,1)^T$ erzeugt werden, sind die erforderlichen Einheitsvektoren bei den Rotationen um die Objektachsen abhängig von den vorher bereits durchgeführten Rotationen. Der angepasste Einheitsvektor einer Objektachse kann mittels Matrizenmultiplikation des ursprünglichen Einheitsvektors der Objektachse im globalen Koordinatensystem mit der aktuellen Rotationsmatrix

berechnet werden:

$$\hat{n}_o = R \cdot \hat{n}_g \quad (4.10)$$

Da die Matrizenmultiplikation nicht kommutativ ist, muss die Reihenfolge der Anwendung der einzelnen Rotationen beachtet werden. Somit ergibt sich die folgende Berechnungsvorschrift für die kumulierte Rotationsmatrix:

$$R = R_{\hat{n}_g,x}(r_x^g) \cdot R_{\hat{n}_g,z}(r_z^g) \cdot R_{\hat{n}_g,y}(r_y^g) \cdot R_{\hat{n}_o,x}(r_x^o) \cdot R_{\hat{n}_o,y}(r_y^o) \cdot R_{\hat{n}_o,z}(r_z^o) \quad (4.11)$$

Nach der Rotation kann die Positionierung des Objekts im globalen Koordinatensystem berechnet werden. Dazu müssen die globalen Translationen mit den Translationen entlang der Objektachsen und den freien Translationen kombiniert werden. Zunächst werden dafür, wie zuvor beschrieben, die Einheitsvektoren der drei Objektachsen mittels der finalen Rotationsmatrix ermittelt:

$$\forall d \in \{x,y,z\} : \hat{n}_{o,d} = R \cdot \hat{n}_{g,d} \quad (4.12)$$

Der kumulierte Translationsvektor $\vec{t} \in \mathbb{R}^3$ wird wie folgt berechnet:

$$\vec{t} = \vec{t}_g + \sum_{i=1}^3 v_{i,l} \vec{v}_i + \sum_{d \in \{x,y,z\}} t_d^o \vec{n}_{o,d} \quad (4.13)$$

Neben den rigiden Transformationen des Objekts muss die Geometrie des Röntgengeräts berücksichtigt werden. Die dafür notwendige Kalibrierungsmatrix $K \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ ist im Falle der angenommenen Lochkamera wie folgt definiert:

$$K = \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f & 0 & l_x^d/2 + c_x \\ 0 & f & l_y^d/2 + c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.14)$$

Dabei ist zu beachten, dass die Projektion zu diesem Zeitpunkt in globalen Koordinaten statt findet und die Position auf der Projektionsfläche – ausgehend von der linken oberen Ecke – in Millimetern und nicht bereits Pixeln beschrieben wird. Daher entsprechen k_{11} und k_{22} direkt dem Abstand von Röntgenquelle und -detektor. Die Position des Senkrechtstrahls auf der Projektionsfläche wird durch k_{13} und k_{23} festgelegt. Sie entspricht der halben Breite beziehungsweise Höhe des Detektors, wenn der Senkrechtstrahl mittig auf die Projektionsfläche trifft. Bei Abweichungen dieses Schnittpunkts von der Bildmitte können c_x in horizontaler und c_y in vertikaler Richtung hinzu addiert werden. Da Röntgendetektoren

keine Scherung aufweisen und die Pixel somit immer rechteckig sind, kann k_{12} stets auf 0 gesetzt werden.

Die Projektionsmatrix $P \in \mathbb{R}^{3 \times 4}$ wird nun wie folgt berechnet:

$$P = K \begin{bmatrix} R | \vec{t} \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

Für die in Abschnitt 4.3 beschriebene Berechnung der Vorwärtsprojektionen sind zudem weitere Informationen notwendig. Dabei soll davon ausgegangen werden, dass nicht die Röntgenquelle den Ursprung des Koordinatensystems darstellt, sondern der Mittelpunkt des zu projizierenden Objekts. Außerdem soll die Kamera beziehungsweise das angenommene Röntgensystem um das Objekt rotiert werden. Dies bedeutet, dass das Objekt fest im Raum steht und sich die Kamera stattdessen um das Objekt bewegt. Somit wird also das Objektkoordinatensystem verwendet, wofür folgende Informationen notwendig sind:

- die Position $\vec{c} \in \mathbb{R}^3$ der Kamera in Objektkoordinaten

$$\vec{c} = -R^T \cdot \vec{t} \quad (4.16)$$

- die Position $d \in \mathbb{R}^3$ der linken oberen Ecke der Projektionsfläche in Objektkoordinaten mittels der Kalibrierungsmatrix K und dem Translationsvektor \vec{t} :

$$\vec{d} = R^T \cdot \begin{pmatrix} -k_{13} - t_{11} \\ -k_{23} - t_{21} \\ k_{11} - t_{31} \end{pmatrix} \quad (4.17)$$

- der Richtungsvektor $\hat{x}^{\text{Detektor}}$ der x-Achse des Detektors als Einheitsvektor in Objektkoordinaten

$$\hat{x}^{\text{Detektor}} = R^T \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (4.18)$$

- der dazu rechtwinklig verlaufenden Richtungsvektor $\hat{y}^{\text{Detektor}}$ der y-Achse des Detektors als Einheitsvektor in Objektkoordinaten

$$\hat{y}^{\text{Detektor}} = R^T \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (4.19)$$

Somit stehen zum einen sowohl die Position der Röntgenquelle (\vec{c}) als auch die Position und Orientierung der Röntgenprojektionsfläche (\vec{d} , $\vec{x}^{\text{Detektor}}$ und $\vec{y}^{\text{Detektor}}$) im Objektkoordinatensystem zur Verfügung. Zum anderen kann aber auch mittels der Projektionsmatrix P die Abbildungskordinate eines Objektpunkts auf die Röntgenprojektionsfläche bestimmt werden:

$$\begin{pmatrix} x_d \\ y_d \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u/w \\ v/w \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{wobei:} \quad \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix} = P \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.20)$$

4.3. Vorwärtsprojektion

Vorwärtsprojektionen dienen der Simulation eines realen Röntgenprojektionsprozesses und somit der Erschaffung künstlicher Röntgenbilder, im Englischen Digitally Reconstructed Radiograph (DRR) genannt. Im Rahmen einer 2D-3D-Registrierung besteht die Aufgabe darin, ein DRR zu erzeugen, das – in relevanten Bildbereichen – eine möglichst hohe Übereinstimmung mit einem realen Röntgenbild aufweist. Einerseits besteht also das Ziel, dass ein solches DRR möglichst reell erscheint und die physikalischen Grundlagen berücksichtigt, die dem Röntgen zu Grunde liegen. Andererseits ergeben sich dadurch komplexe und zeitaufwändige Berechnungsvorschriften, die die notwendige Ausführungszeit erhöhen, insbesondere bei der hohen Zahl notwendiger Projektionen bei einer 2D-3D-Registrierung.

Das ursprüngliche Einsatzgebiet des im Folgenden vorgestellten Projektionsalgorithmus bestand vor allem in der Vorwärtsprojektion von CT-Volumen im Allgemeinen, nicht speziell von Implantaten. Solche CT-Volumen werden in der Regel in Form von dreidimensionalen Voxeln „v“ mit einer den Kantenlängen l_x^v , l_y^v und l_z^v gespeichert (siehe auch Abschnitt 2.3.4 ab Seite 35). Auch die Beschaffenheit von Implantaten lässt sich in solchen Voxelmodellen speichern, was ebenfalls eine Vorwärtsprojektion dieser ermöglicht. Üblicherweise liegen die dafür notwendigen Modelle von Implantaten jedoch als Oberflächenmodelle vor. Diese

müssen in diesem konkreten Fall also in einem Vorverarbeitungsschritt in Voxelvolumen umgewandelt werden. Die Beschreibung zur Umsetzung dieses Diskretisierungsprozesses erfolgt im nächsten Abschnitt 4.4.

Für die Erzeugung eines DRR ist nicht nur die Darstellung der Oberflächen der im Voxelvolumen befindlichen Objekte notwendig. Auch die in vergleichbaren Arbeiten oftmals verwendete Nutzung der sichtbaren projizierten Außenkanten der Objekte, wie zum Beispiel bei MB-RSA und EGS-RSA, ist nicht ausreichend. Vielmehr müssen die Objekte vollständig von den Röntgenstrahlen durchdrungen werden, um den entsprechenden Abschwächungskoeffizienten durch das Linienintegral errechnen zu können. Aus diesem Grund wird ein Raycasting-Algorithmus implementiert. Dieser simuliert einen Röntgenstrahl von der künstlichen Röntgenquelle hin zum Mittelpunkt eines jeden einzelnen Detektorpixels auf der Projektionsfläche. Entlang jedes Strahls wird in regelmäßigen, einstellbaren Intervallen die an dieser Position befindliche CT-Zahl in HU abgefragt. In Abhängigkeit zum einstellbaren Abschwächungskoeffizienten von Wasser kann somit die Abschwächung an den Abtastpunkten berechnet werden (siehe Formel 2.16 auf Seite 36). Deren Summe wird, wie Formel 2.15 auf Seite 30 dargelegt, mit der (konstanten) Schrittweite der Abtastung multipliziert.

Um die Ausführungszeit zu verringern, wird die Umsetzung in OpenCL 1.2 vorgenommen, da eine parallelisierte Ausführung auf einer Graphics Processing Unit (GPU) wesentliche Laufzeitvorteile gegenüber einer reinen Central Processing Unit (CPU)-Implementierung bietet. Die Implementierung ist kompatibel zu OpenCL 1.2 gestaltet. Diese relativ alte OpenCL-Version 1.2 wird aus Gründen der Kompatibilität gewählt, da auch neuere Grafikkarten des Herstellers Nvidia (Nvidia Cooperation, Santa Clara, Kalifornien, Vereinigte Staaten von Amerika) höhere OpenCL-Versionen bis zum Zeitpunkt dieser Arbeit nicht unterstützen. Mit diesem Schritt ist sichergestellt, dass die Ausführung sowohl mit GPUs von Nvidia als auch AMD (Advanced Micro Devices, Inc., Santa Clara, Kalifornien, Vereinigte Staaten von Amerika) möglich ist.

Die zuvor erwähnte Abtastung der CT-Zahlen kann in OpenCL optional mit linearer Filterung erfolgen, so dass auch die CT-Zahlen der umliegenden Voxel auf effiziente Art und Weise eingelesen und in die Berechnung mit einbezogen werden. Somit wird eine gleichmäßigere und realistischere Darstellung durch lineare Interpolation erreicht. Die konkrete Abtaststrategie eines speziellen Objekts ist abhängig von der räumlichen Auflösung dessen Voxelmotells. Entscheidend hierbei ist deren minimale Kantenlänge. Diese wird mit einem einstellbaren Abtastfaktor multipliziert, um eine dynamische Anpassung für verschieden aufgelöste Volumen zu erreichen. Die Standardschrittweite der Abtastung beträgt zwei mal die kürzeste Kantenlänge der Voxel. Bei isotropen Voxeln mit einer Kantenlänge von 1 mm erfolgt die Abtastung dementsprechend alle 2 mm.

Da die Objektmodelle in Voxeln vorliegen und der Voxel $(0, 0, 0)^T$ sich nicht in der Mitte des Modells, sondern an der linken, oberen, vorderen Ecke befindet, müssen die Positionen von Röntgenquelle und Projektionsfläche jeweils um die Hälfte der physischen Ausmaße des Objekts in allen drei Dimensionen verschoben werden, damit eine korrekt Abtastung des Voxelmodells möglich ist. Dies kann entweder wiederholt bei jeder Abtastoperation oder, wie in diesem Fall, einmal direkt an den Positionen \vec{c} und \vec{d} der Röntgenquelle bzw. des Detektors erfolgen:

$$\vec{c}' = \vec{c} + 0,5 \begin{pmatrix} l_x^o \\ l_y^o \\ l_z^o \end{pmatrix} \quad (4.21)$$

$$\vec{d}' = \vec{d} + 0,5 \begin{pmatrix} l_x^o \\ l_y^o \\ l_z^o \end{pmatrix} \quad (4.22)$$

Der Richtungsvektor $\vec{r} \in \mathbb{R}^3$ beschreibt den Röntgenstrahl von Röntgenquelle in \vec{c}' hin zu einem Punkt $\vec{k} \in \mathbb{R}^3$ auf dem Detektor. Unter der Annahme, dass ein bestimmter Detektorpixel $(p_x, p_y)^T$ auf dem Detektor betrachtet wird, kann dessen Position \vec{k} im Objektkoordinatensystem wie folgt berechnet werden:

$$\vec{k} = \vec{d}' + \vec{x}^{\text{Detektor}} \cdot (p_x + 0,5) \cdot l_x^p + \vec{y}^{\text{Detektor}} \cdot (p_y + 0,5) \cdot l_y^p \quad (4.23)$$

Nun kann der Richtungsvektor \vec{r} als Vektor von der Röntgenquelle in \vec{c}' hin zum Detektorpunkt \vec{k} bestimmt werden:

$$\vec{r} = \vec{k} - \vec{c}' \quad (4.24)$$

Der Richtungsvektor \vec{r} wird nun zu einem Einheitsvektor \hat{r} normiert, damit seine Länge einem Millimeter entspricht.

$$\hat{r} = \frac{\vec{r}}{|\vec{r}|} \quad (4.25)$$

Um eine schnellere Ausführungszeit zu erreichen, können sowohl in den Voxelvolumen als auch auf der Projektionsfläche ROIs als Quader bzw. Rechteck definiert werden. So werden also erstens nur die Integrale derjenigen Strahlen berechnet, deren Zielpixel auf der Projektionsfläche wirklich von Bedeutung sind. Dies ist im vorliegenden Falle der HTEP meist nur ein sehr kleiner Teil des Bildes. Zweitens können auch die Voxelvolumen

leere – quasi mit Luft gefüllte – Voxel mit einer CT-Zahl von -1000 HU enthalten, die keinen Einfluss auf das Projektionsergebnis haben. Bei einer Schaftkomponente ist dies bei einem Modellmittelpunkt im Bereich des Halses allein durch die Position annähernd die Hälfte des gesamten Volumens. Beide Arten von ROIs können manuell gesetzt werden. In der Regel übernimmt eine Automatik diese Aufgabe, um immer eine möglichst hohe Ausführungsgeschwindigkeit zu garantieren. Die Abtastung beginnt erst am Beginn der ROI des Voxelvolumens und endet maximal einen Abtastschritt nach dieser.

Zunächst wird der Abtastbereich berechnet. Initialisiert wird er pro räumlicher Dimension mit einem minimalen Wert von 0 und einmal maximalen Wert von $|\vec{r}|$. Dies bedeutet, dass bei diesen initialen Werten eine kontinuierliche Abtastung von der Röntgenquelle bis hin zum Detektor erfolgen würde.

$$\vec{a}_{\min} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \vec{a}_{\max} = \begin{pmatrix} |\vec{r}| \\ |\vec{r}| \\ |\vec{r}| \end{pmatrix} \quad (4.26)$$

Wenn die ROI des Volumens durch die minimale Position $(\min(x_{\text{roi}}^o), \min(y_{\text{roi}}^o), \min(z_{\text{roi}}^o))^T$ und die maximale Position $(\max(x_{\text{roi}}^o), \max(y_{\text{roi}}^o), \max(z_{\text{roi}}^o))^T$ in Objektkoordinaten beschrieben wird, lassen sich die relevanten Abtastbereiche wie folgt bestimmen:

$$\forall d \in \{x, y, z\} \quad \text{wenn } \vec{r}_d \neq 0 : \vec{a}_{\min, d} = \min \left(\frac{\min(d_{\text{roi}}^o) - c'_d}{r'_d}, \frac{\max(d_{\text{roi}}^o) - c'_d}{r'_d} \right) \quad (4.27)$$

$$\forall d \in \{x, y, z\} \quad \text{wenn } \vec{r}_d \neq 0 : \vec{a}_{\max, d} = \max \left(\frac{\min(d_{\text{roi}}^o) - c'_d}{r'_d}, \frac{\max(d_{\text{roi}}^o) - c'_d}{r'_d} \right) \quad (4.28)$$

Der normalisierte Richtungsvektor \hat{r} kann Elemente mit dem Wert 0 aufweisen. In einem solchen Fall kann die Operation für die entsprechende Dimension aufgrund der Division durch 0 nicht durchgeführt werden und die initialen Werte bleiben bestehen.

Anschließend müssen noch der höchste Anfangstastschritt b_{Anfang} und der niedrigste Endabtastschritt b_{Ende} in Millimetern ausgewählt werden:

$$b_{\text{Anfang}} = \max(\vec{a}_{\min}) \quad (4.29)$$

$$b_{\text{Ende}} = \min(\vec{a}_{\max}) \quad (4.30)$$

Nun können in Abhängigkeit von der Schrittweite von $b_{\text{Anfang}} \leq b \leq b_{\text{Ende}}$ die Abtastkoordinaten $\vec{p}(b) \in \mathbb{R}^3$ im Objektkoordinatensystem in Voxeln bestimmt werden. Dabei

definiert $\vec{l}^v \in \mathbb{R}^3$ die Kantenlängen der Voxel:

$$\vec{p}(b) = \begin{pmatrix} (l_x^v)^{-1} & 0 & 0 \\ 0 & (l_y^v)^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & (l_z^v)^{-1} \end{pmatrix} \cdot (s' + b \cdot \hat{r}) \quad (4.31)$$

Die Abfrage der interpolierten CT-Zahlen aus den Voxeln erfolgt mittels der OpenCL-Funktion: `read_imagef(image3d_t image, sampler_t sampler, float4 coord)`. Dabei entspricht `coord` dem Vektor $(p(b)_{11}, p(b)_{22}, p(b)_{33}, 0)$ und `sampler` hat den Wert:

`CLK_NORMALIZED_COORDS_FALSE | CLK_ADDRESS_CLAMP_TO_EDGE | CLK_FILTER_LINEAR`.

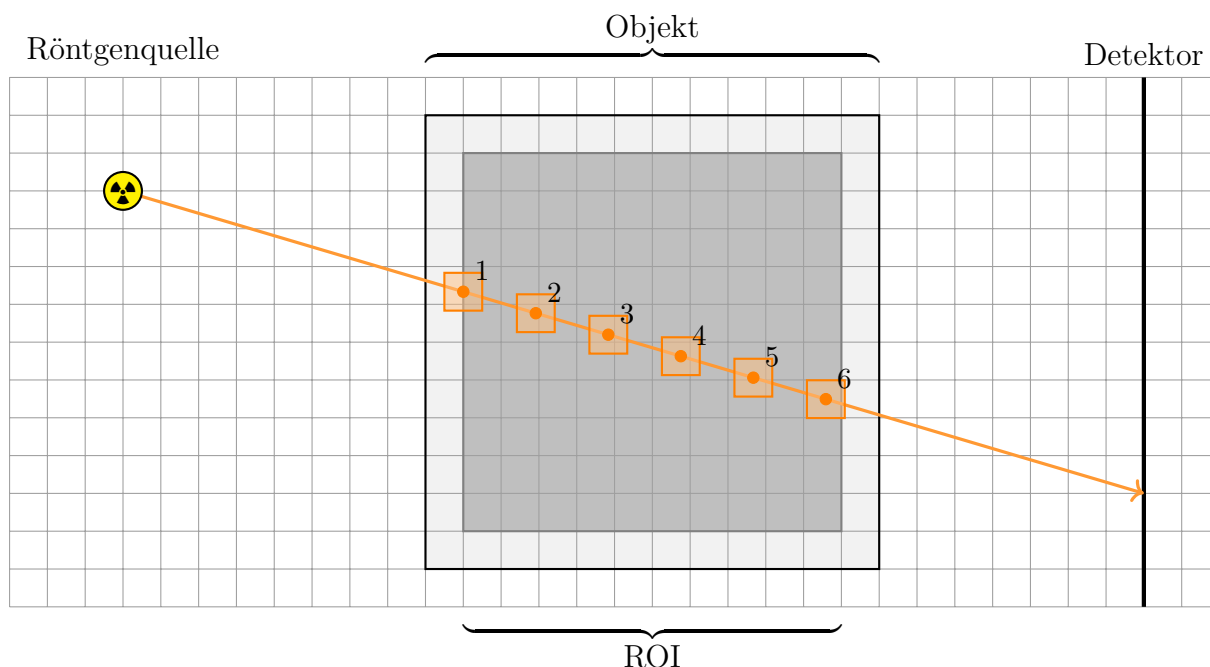


Abbildung 4.3.: Raycasting Vorwärtsprojektor – Schematische zweidimensionale Darstellung. Ein Röntgenstrahl (orange) von der Röntgenquelle zum Detektor durchdringt ein Objekt im Voxel- bzw. Pixelformat (grau). Der erste Abtastpunkt 1 liegt auf dem Schnittpunkt der Röntgenstrahl mit der ROI des Objekts (hell- und dunkelgrau). Die weiteren Abtastpunkte liegen im Abstand der zweifachen minimalen Kantenlänge der Voxel bzw. Pixel auf dem Röntgenstrahl, bis der Strahl die ROI des Objekts nach Punkt 6 wieder verlässt. An jedem Abtastpunkt ist dargestellt, welcher Bereich des Pixels bzw. Voxels und dessen Nachbarn bei der linearen Interpolation mit einbezogen wird.

In Abbildung 4.3 ist die grundlegende Funktionsweise des Vorwärtsprojektors in einem zweidimensionalen Raum dargestellt. Dabei ist auch zu erkennen, dass die ROI des eigentlichen Objekts mit einer zusätzlichen Schicht von Leervoxeln umgeben sein muss. Das heißt, dass in allen Dimensionen um den eigentlichen Objekteinhalt mindestens ein Leervoxel mit einer CT-Zahl von -1000 HU gegeben sein muss. Dies begründet sich in der

Art der Abtastung mittels der bereits erwähnten Eigenschaft `CLK_ADDRESS_CLAMP_TO_EDGE` des OpenCL-Samplers. Wird mittels `read_imagef` ein Pixel außerhalb der eigentlichen Dimensionen der dreidimensionalen Bilddatenstruktur ausgelesen, wird dann der Wert des nächsten real existierenden Voxels für diese Abtastung angenommen. Würden die Objektdaten also bis an den Rand des Voxelvolumens heran reichen, würde bei einer Abtastung außerhalb des Bildbereich fälschlicherweise nicht vorhandener Objektinhalt angenommen werden. Dies wäre beispielsweise bereits bei der in Abbildung 4.3 dargestellten ersten Abtastung der Fall, da OpenCL bei einer linearen Interpolation hierbei Daten aus dem Außenbereich approximieren müsste. Um solche Fehler sicher auszuschließen, müssen die Voxelvolumen daher immer eine solche Leerschicht mit CT-Zahlen von -1000 HU an den Außenseiten aufweisen. Dies wird beim Einlesen daher auch programmatisch überprüft.

Neben der ROI des zu projizierenden Objekts kann dem Vorwärtsprojektor ein Eingangsbild mit den gleichen Ausmaßen wie der Projektionsfläche übergeben werden, das als Maske dient. Mittels definierbarer Minimal- und Maximalwerte ist der Vorwärtsprojektor in der Lage, vor dem eigentlichen Raycast bei jedem dieser Maskenpixel zu überprüfen, ob dessen Wert im angegebenen Wertebereich liegen. Nur in diesem Fall wird tatsächlich das Linienintegral berechnet. Somit kann die Ausführungsgeschwindigkeit zum Teil erheblich gesteigert und der zu erzeugende Bildausschnitt des DRRs auf relevante Bildbereiche begrenzt werden.

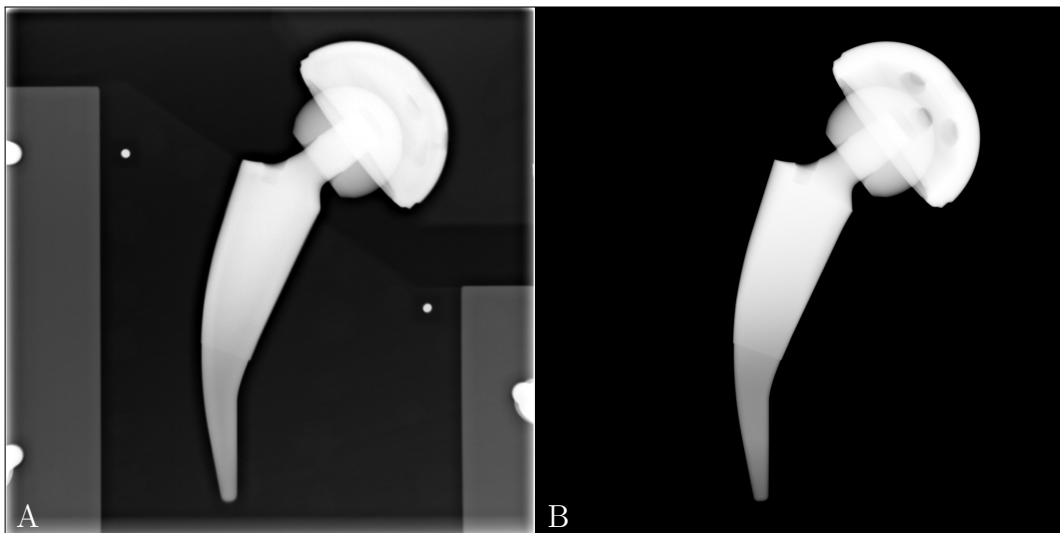


Abbildung 4.4.: DRR im Vergleich zu einem Röntgenbild: A) zeigt das Röntgenbild einer HTEP in einem Messaufbau. B) zeigt das korrespondierende, mit dem Vorwärtsprojektor erzeugte DRR von Kopf, Schaft und Pfanne nach einer erfolgreichen Registrierung.

Ebenfalls unterstützt der Projektionsalgorithmus mehrere gleichzeitig zu projizierende Objekte, die auch unterschiedlichen Voxelkantnlängen aufweisen können. Dazu werden zunächst von allen Objekten in separaten Projektionsvorgängen die Linienintegrale berech-

net und anschließend aufaddiert. Die Exponentialfunktion wird erst im Anschluss daran angewendet. Abschließend zeigt Abbildung 4.4 exemplarisch das Röntgenbild einer HTEP mitsamt einer dieses Röntgenbild simulierenden Vorwärtsprojektion.

4.4. Diskretisierung von Oberflächenmodellen zu Voxelmodellen

Die CAD-Modelle der einzelnen Implantatkomponenten werden in Form von Oberflächenmodellen, zumeist im Stereolithographie (STL)-Format, zur Verfügung gestellt. Da zur Vorwärtsprojektion jedoch Voxelmodelle notwendig sind, müssen die Oberflächenmodelle in solche umgewandelt werden. Als Ausgangsbasis dient das Projekt *stl-to-voxel* [128]. Da die Ursprungimplementierung Fehler in Bezug auf die exakte Abtastung aufweist, die translatorische Verschiebungen und somit Unsymmetrien bei den erzeugten Voxelmodellen von Köpfen und Pfannen verursachen, werden einige Korrekturen und Ergänzungen vorgenommen.

In der Originalimplementierung wird immer das kleinstmögliche Voxelvolumen erzeugt. Da in der Vorwärtsprojektion jedoch der Mittelpunkt der Voxelmodelle als Koordinatenursprung angenommen wird, können ungewollte Verschiebungen der Modelle auftreten. Beispielsweise ist die Relativposition der Pfannen- und Kopfmodelle von großer Bedeutung, da beide Rotationszentren übereinander liegen müssen. Würde die Originalimplementierung also auf eine halbkugelförmige Pfanne angewendet werden, würde sich deren Rotationszentrum nun entlang der Acetabulumachse, also ihrer z-Objektachse, verschieben. Um dies zu verhindern, wird eine optionale Beibehaltung des ursprünglichen Objektkoordinatensystems dadurch ermöglicht, dass der Koordinatenursprung des STL-Modells nun ebenfalls im Mittelpunkt des Voxelmodells befindet und dieses entsprechend in den relevanten Dimensionen vergrößert und mit Leer-Voxeln befüllt wird. Dies kann sowohl bei Hüftpfannen wie auch Schaftkomponenten zu einer annähernden Verdopplung des notwendigen Speichers führen und lässt somit Raum für weitere Verbesserungen, beispielsweise durch Festlegung des Koordinatenursprungs mittels geeigneter Meta-Daten.

Des Weiteren wird eine Parallelisierung ergänzt, so dass sich die Ausführungszeit annähernd linear mit der Anzahl der CPU-Kerne verringert. Da am Anfang der Arbeiten, insbesondere bei grob aufgelösten Voxelmodellen, Treppenstufeneffekte in Vorwärtsprojektionen die optische Qualität der DRRs verminderten, kommt nun eine zusätzliche optionale Kantenglättung der Voxelmodelle zum Einsatz (siehe Abbildung 4.5). Hierfür wird das Voxelmodell in erhöhter Auflösung erzeugt und anschließend mittels linearer Filterung wieder herunter skaliert. Pro Faktor der Kantenglättung erfolgt also zunächst eine Verdopplung der Voxelanzahl und somit eine Halbierung deren Kantenlänge in jeder

Dimension. Bei zweifacher Glättung eines zu erzeugenden Voxelmodells mit einer Kantenlänge von 0,15 mm wird dieses also zunächst in vierfacher räumlicher Auflösung mit einer Kantenlänge von 0,0375 mm erzeugt. Dies geht dementsprechend mit einer 64-fachen Gesamtgröße des Zwischenmodells in Bezug auf den Speicherverbrauch einher.

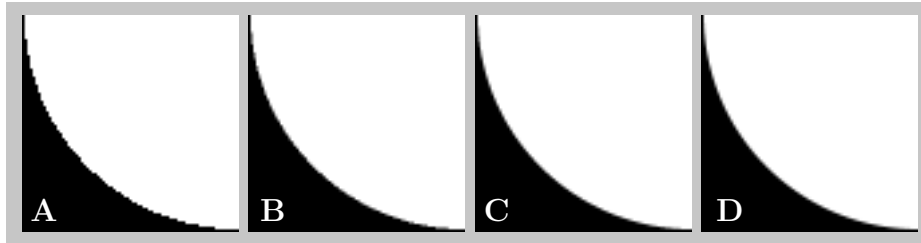


Abbildung 4.5.: Kantenglättung von Voxelmodellen: (A) keine, (B) einfache, (C) zweifache und (D) dreifache Kantenglättung am Beispiel des Querschnitts einer voxelisierten Kugel

Die Speicherung der Voxelmodelle in HU erfolgt im MetaImage-Format mit dem 32 Bit Datentyp Float. Da STL-Modelle keine Informationen zum Material und dessen Absorbti- onseigenschaften enthalten, kann somit nur ein einzelnes Material für das zu erzeugende Voxelmodell angenommen werden. Als Parameter muss somit die CT-Zahl des Materials angegeben werden. Somit bewegt sich der Wertebereich des Voxelmodells zwischen -1000 HU in Bereichen, die nicht dem Implantat zuzuordnen sind und daher Luft enthalten und der angegebenen CT-Zahl im Bereich des Implantats. Eine aktivierte Kantenglättung hat entsprechend linear interpolierte Abstufungen an den Außenrändern des Implantats zur Folge.

Zudem kann bei der Erstellung der Voxelmodelle die bereits in Abschnitt 4.3 beschriebene, für die korrekte Vorwärtsprojektion notwendige Außengrenze ergänzt werden. Damit wird sichergestellt, dass in jeder Dimension an beiden Außenseiten des Modells mindestens die gewählte Anzahl an Schichten als Außengrenze mit Leervoxeln mit CT-Zahlen von -1000 HU belegt sind.

4.5. Ähnlichkeitsmaß

Um ein DRR erzeugen zu können, was dem zu Grunde liegenden Röntgenbild möglichst stark ähnelt, muss diese Ähnlichkeit quantifiziert werden. Hierzu dienen Ähnlichkeitsmaße, die die Bilder miteinander vergleichen und mittels einer Ergebniszahl die Ähnlichkeit der Bilder ausdrücken. Anhand dieses Ähnlichkeitsmaßes kann ein Optimierer im Rahmen einer Registrierung feststellen, ob die von ihm vorgeschlagenen Parameter Bilder von größerer oder kleinerer Ähnlichkeit als zuvor hervorrufen.

Zum Zwecke einer 2D-3D-Registrierung wurden in der Vergangenheit zahlreiche Ähnlichkeitsmaße vorgeschlagen und verglichen [129]. Im Rahmen dieser Arbeit wird auf eine

Normalized Cross Correlation (NCC) zurückgegriffen, die auf die Gradientenbilder von DRR und Röntgenbild angewendet wird.

Gradientenbilder beschreiben die Integrale der einzelnen Pixelreihen bzw. -spalten. Sie heben gewissermaßen die im Bild sichtbaren Kanten hervor. Erzeugt werden sie durch Faltung mittels einer 3×3 Matrix. Verschiedene solcher Operatoren wurden in der Vergangenheit vorgeschlagen. Wegen seiner besseren Richtungsunabhängigkeit im Vergleich zum bekannten Sobel-Operator wurde der Scharr-Operator [130] ausgewählt. Die Formel 4.32 zeigt die Scharr-Operatoren für horizontale bzw. vertikale Gradienten, wobei beide Operatoren jeweils die Transponierung des anderen sind.

$$S_x = \begin{pmatrix} -3 & 0 & +3 \\ -10 & 0 & +10 \\ -3 & 0 & +3 \end{pmatrix} \quad S_y = S_x^T = \begin{pmatrix} -3 & -10 & -3 \\ 0 & 0 & 0 \\ +3 & +10 & +3 \end{pmatrix} \quad (4.32)$$

Da die Gradienten entweder entlang der horizontalen oder vertikalen Bildachsen gebildet werden, müssen also zwei Gradientenbilder erzeugt werden. Abbildung 4.6 zeigt exemplarische Gradientenbilder einer HTEP-Röntgenaufnahme.

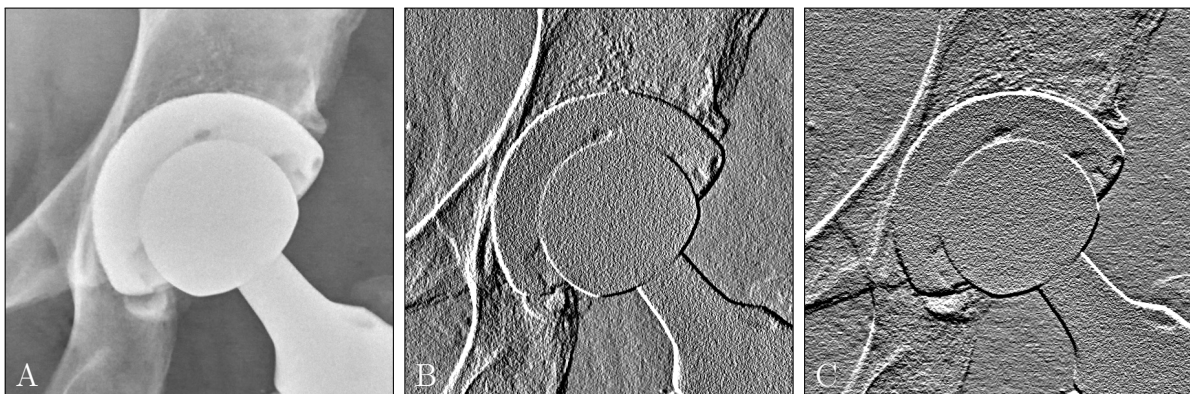


Abbildung 4.6.: Gradientenbilder mittels Scharr-Operator: A) ursprüngliches Röntgenbild, B) Gradientenbild in horizontaler und C) in vertikaler Richtung – Röntgenbild ursprünglich veröffentlicht unter der CC0 1.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/deed.de>) in Quelle [53]; der Bildausschnitt wurde verkleinert

Die Gradientenbilder von Röntgenbild und DRR werden nun mittels der in Formel 4.33 beschriebenen NCC miteinander verglichen und ihre Ähnlichkeit ρ quantifiziert. Durch die Normalisierung werden sämtliche linearen Intensitätsunterschiede zwischen den Gradientenbildern automatisch ausgeglichen. Das heißt, dass weder eine zusätzliche Mittelwertanpassung noch eine Normalisierung auf einen bestimmten Wertebereich notwendig

sind.

$$\rho = \frac{\sum_{(i,j) \in T} (I_{\text{xray}}(i,j) - \bar{I}_{\text{xray}})(I_{\text{drr}}(i,j) - \bar{I}_{\text{drr}})}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in T} (I_{\text{xray}}(i,j) - \bar{I}_{\text{xray}})^2} \sqrt{\sum_{(i,j) \in T} (I_{\text{drr}}(i,j) - \bar{I}_{\text{drr}})^2}} \quad (4.33)$$

Bei der direkten Umsetzung dieser Formel besteht die Notwendigkeit, die Mittelwerte der Gradientenbilder explizit auszurechnen, was ein erneutes Einlesen der Pixelwerte voraussetzt. Bei der Umsetzung in OpenCL werden die Gradientenbilder jedoch nicht zwischengespeichert, weil Schreibzugriffe vergleichsweise zeitaufwändig sind. Daher wird im Folgenden in den Formeln 4.34 bis 4.43 beschrieben, wie die Berechnung mit nur einem einmaligen Zugriff auf jeden Pixelwert der Gradientenbilder gestaltet und somit auf eine Implementierung mittels OpenCL optimiert werden kann. Das bedeutet, dass die Werte nicht zwischengespeichert werden müssen, sondern direkt weiter verarbeitet werden.

$$n = \text{width} \cdot \text{height} \quad (4.34)$$

$$s_{\text{xray}} = \sum_{(i,j) \in T} I_{\text{xray}}(i,j) \quad (4.35)$$

$$s_{\text{drr}} = \sum_{(i,j) \in T} I_{\text{drr}}(i,j) \quad (4.36)$$

$$p_{\text{xray}} = \sum_{(i,j) \in T} I_{\text{xray}}(i,j)^2 \quad (4.37)$$

$$p_{\text{drr}} = \sum_{(i,j) \in T} I_{\text{drr}}(i,j)^2 \quad (4.38)$$

$$p_{\text{xray,drr}} = \sum_{(i,j) \in T} I_{\text{xray}}(i,j) I_{\text{drr}}(i,j) \quad (4.39)$$

$$a_{\text{xray}} = p_{\text{xray}} - \frac{s_{\text{xray}}^2}{n} \quad (4.40)$$

$$a_{\text{drr}} = p_{\text{drr}} - \frac{s_{\text{drr}}^2}{n} \quad (4.41)$$

$$a_{\text{xray,drr}} = p_{\text{xray,drr}} - \frac{s_{\text{xray}} \cdot s_{\text{drr}}}{n} \quad (4.42)$$

$$\rho = \frac{a_{\text{xray,drr}}}{a_{\text{xray}} \cdot a_{\text{drr}}} \quad (4.43)$$

Die NCC gibt als Ergebnis ρ eine reelle Zahl im Wertebereich $[-1, +1]$ zurück, wobei $+1$ eine perfekte Übereinstimmung, 0 keinerlei Übereinstimmung und -1 eine perfekte Übereinstimmung bei einem invertierten Bild bedeutet. Da zugleich Gradientenbilder in horizontaler wie auch vertikaler Richtung Anwendung finden, wird der Mittelwert derer beiden Korrelationskoeffizienten als finales Ergebnis verwendet.

Die Verwendung der NCC in Kombination mit den Gradientenbildern legt den Fokus auf die markanten Außenkanten der Implantate im Röntgenbild. Im Gegensatz zu Verfahren, die nicht die Intensitäten der Gradienten nutzen, sondern – wie zum Beispiel MB-RSA – die Ähnlichkeit anhand der Abstände der Außenkanten bestimmen, ist in diesem Fall kein vordefiniertes Wissen über die exakten Außenkanten notwendig, das sonst zumindest in Teilen mittels manueller Benutzereingaben erlangt wird.

Eine quasi-perfekt Segmentierung der Außenkanten als Vorverarbeitungsschritt ist also nicht notwendig und auch nicht sinnvoll. Wird im Röntgenbild eine ROI zu dicht um das Implantat gezogen, können die Gradientenbilder nicht mehr korrekt erzeugt werden und die Registrierung würde ungenaue Ergebnisse zurück liefern oder gar vollständig fehlschlagen. Diese Wahrscheinlichkeit dafür wird auch deshalb erhöht, weil bei den DRRs die Wahl der Position durch den Optimierer auch so getroffen kann, dass manche projizierten Kanten dann außerhalb der ROI liegen und somit nicht mehr in die Ähnlichkeitsbewertung mit einfließen. Daher ist um die Implantate immer ein gewisses Maß an Freiraum notwendig, damit das verwendete Ähnlichkeitsmaß korrekt und zuverlässig anwendbar ist. Die sich daraus ableitenden Anforderungen werden im weiteren Verlauf der Arbeit in Abschnitt 4.8 ab Seite 98 behandelt.

4.6. Optimierungsprozess

Als Optimierungsverfahren im Rahmen der Registrierung kommt die Covariance Matrix Adaptation Evolution Strategy (CMA-ES) zum Einsatz [131–133]. Diese hat sich bereits in ähnlich gelagerten Problemstellungen als geeignet erwiesen, 2D-3D-Registrierungen mit sechs oder mehr Freiheitsgraden und zahlreichen möglichen lokalen Maxima zuverlässig zu bewältigen [134–137]. Die zu Grunde liegende Implementierung stammt vom ursprünglichen Entwickler von CMA-ES, Nikolaus Hansen, und ist in Java programmiert [138].

CMA-ES bietet die Möglichkeit, in jeder Iteration eine mittels der *Population Size* definierbaren Menge von Parametersätze zeitgleich zu erzeugen. Neben der Vermeidung des Optimierens auf lokale Maxima bietet dies vor allem im Zuge der Parallelisierung des gesamten Registrierungsprozesses zur Steigerung der Ausführungsgeschwindigkeit entscheidende Vorteile gegenüber anderen Optimierungsalgorithmen. Insbesondere im Rahmen der in Abschnitt 4.3 vorgestellten Vorwärtsprojektion bietet sich eine parallele Ausführung von zu erstellenden DRRs an, da nur auf diese Art und Weise die verwendeten GPUs voll ausgelastet und somit effizient genutzt werden. Standardmäßig ist die *Population Size* auf 200 festgelegt.

Die vorliegende CMA-ES-Implementierung erlaubt das Setzen mehrerer Konfigurationsparameter. Entgegen der ursprünglichen Implementierung wird der initiale *Seed* nicht zufällig

gewählt, sondern mit einem festen Wert von 1 versehen. Dies erfolgt allein aus dem Grund, dass der gesamte Prozess der HTEP-Parameterbestimmung deterministisch und beliebig oft wiederholbar sein soll. Dies bedeutet, dass immer die exakt gleichen Ergebnisse bei unveränderten Eingabedaten berechnet werden.

Weitere Konfigurationsparameter betreffen die bereits zuvor genannte *Population Size* und die Abbruchkriterien des Optimierungsprozesses. Hierfür wird im Rahmen dieser Arbeit der Parameter *stopTolX* als dynamisches Abbruchkriterium verwendet. Er beschreibt, welche minimale Standardabweichung innerhalb einer Iteration bei der mittels *Population Size* festgelegten Anzahl von getesteten Parametersätzen in allen Freiheitsgraden vorliegen muss. Wird dieser Wert bei allen Freiheitsgraden unterschritten, wird eine ausreichende Konvergenz angenommen und die Optimierung dementsprechend beendet. Problem hierbei ist, dass dieser Wert einheitlich für alle Freiheitsgrade gewählt werden muss, ohne auf die vorliegenden Einheiten Rücksicht nehmen zu können. Wird also bei einer Registrierung ein *stopTolX* von 1 gewählt, so bedeutet dies, dass bei Translationen 1 mm und bei Rotationen 1° als Standardabweichungen innerhalb der aktuellen Iteration genutzt werden, um über eine Fortsetzung des Optimierungsprozesses zu entscheiden. Diese Eigenschaft ist der Grund, warum Rotationen in Grad und nicht beispielsweise im Bogenmaß und Translationen in Millimetern und nicht in Mikrometern genutzt werden, da sich die Verhältnisse der Einflussnahme bei *stopTolX* sonst zwischen Rotationen und Translationen unverhältnismäßig verschieben. Bei Registrierungen zur Grobausrichtung wird *stopTolX* standardmäßig auf 1,0 und bei Registrierungen zur Feinjustierung auf 0,0001 gesetzt. Das bedeutet, dass bei Feinjustierungen ein Abbruch erst dann erfolgt, wenn alle in einer Iteration getesteten Translationsparameter eine Standardabweichung von weniger als einem Zehntel Mikrometer aufweisen und somit als definitiv konvergiert in Bezug auf die anvisierten Zielgrößen der Genauigkeit sind. Als zweites Abbruchkriterium kann und muss eine maximale Anzahl an Epochen definiert werden. Im Falle von Grobregistrierungen beträgt diese 75 und bei Feinregistrierungen 300 Iterationen. Somit werden bei der standardmäßigen *Population Size* von 200 während einer Grobjustierung maximal 15.000 und bei einer Feinjustierung maximal 60.000 DRRs samt Ähnlichkeitsvergleich benötigt. In der Regel erfolgt der Abbruch jedoch bereits früher durch *stopTolX*. Vor allem bei der Feinjustierung wird die maximale Anzahl an Iterationen nur dann benötigt, wenn die Registrierung kein geeignetes globales Optimum ermitteln kann. Somit ist dies in der vorliegenden Arbeit nur als notfallmäßiges Abbruchkriterium anzusehen.

Des weiteren muss die Anzahl der zu optimierenden Freiheitsgrade samt Startwerten und initialen Standardabweichungen festgelegt werden. Diese initiale Standardabweichung wird in Relation zum anvisierten Suchraum eines jeden Parameters gewählt. Die Länge des Suchraums wird dabei mit zwei multipliziert. Wird also bei einem Translationsparameter ein Suchraum von -100 mm bis 100 mm definiert, wird als Startwert der Mittelwert 0 mm

mit einer initialen Standardabweichung von 200 mm gewählt. Um auch große Suchräume zuverlässig abdecken zu können, kann im Rahmen der Registrierung die Optimierung mittels mehrerer unabhängige Aufrufe des CMA-ES-Optimierungsprozesses weiter unterteilt werden. Hierfür kann in der Anwendung neben der eigentlichen Größe des Suchraums festgelegt werden, welche Größe der Suchraum eines Freiheitsgrads maximal haben darf, bevor er unterteilt wird. Die notwendigen Unterteilungen erfolgen dann automatisch. Soll also beispielsweise eine Optimierung zweier Freiheitsgrade f_1 und f_2 mit einer maximalen Suchraumgröße jeweils 100 erfolgen, so wird bei festgelegten Suchräumen von 0 bis 240 für f_1 und 0 bis 200 für f_2 dementsprechend der Suchraum von f_1 in drei Teile mit Startwerten von 40, 120 und 200 und initialen Standardabweichungen von 160 erzeugt, während f_2 in zwei Teilregistrierungen mit Startwerten von 50 und 150 und initialen Standardabweichungen von 200 unterteilt wird. Da beide Unterteilungen kombiniert werden, sind also insgesamt sechs Registrierungsprozesse notwendig. Alle sechs Ergebnisse werden anschließend ausgewertet. Anhand der Korrelationskoeffizienten wird entschieden, welche Registrierung als die erfolgreichste anzunehmen ist. Die Suchbereiche der Registrierungen sind von ihrer Größe her dabei überlappend gewählt, damit das globale Optimum möglichst mehrfach erreicht und somit die Wahrscheinlichkeit einer versehentlichen Fehlregistrierung verringert wird.

Wie bereits erwähnt, wird eine Unterteilung von Grob- und Feinregistrierungen vorgenommen. Die Grobregistrierungen dienen dazu, mit einer größeren Anzahl an unterteilten Registrierungen in einem großen Gesamtsuchraum und bei verringerter räumlicher Auflösung von Projektionsfläche und CAD-Voxelmodellen erst einmal eine Groborientierung der Komponenten zu ermitteln und durch die Unterteilung eine bessere Wahrscheinlichkeit zum Auffinden des tatsächlichen globalen Optimums zu erreichen. Anschließend wird der Parametersatz der Grobregistrierung mit dem höchsten Korrelationskoeffizienten als Startwert für die Feinregistrierung verwendet und der Suchbereich der Parameter im Vergleich zur Grobregistrierung jeweils halbiert. Wenn mehrere der Grobregistrierungen ähnlich gute Korrelationskoeffizienten erreicht haben und sich der ermittelte Wert mindestens eines Freiheitsgrads ausreichend unterscheidet, werden mehrere Feinregistrierungen vorgenommen. Somit kann beispielsweise eine in einer einzelnen Grobregistrierung retrovertiert statt antevvertiert berechnete Hüftpfanne noch einmal automatisch genauer auf die Korrektheit ihrer tatsächlichen Orientierung hin überprüft werden. Standardmäßig müssen für eine mehrfache Feinregistrierung die ermittelten Korrelationskoeffizienten der entsprechenden Grobregistrierungen mindestens 99 % des Wertes des höchsten Korrelationskoeffizienten aufweisen und zumindest ein Rotationsparameter um 5° oder ein Translationsparameter um 3,2 mm abweichen.

In der Anfangsphase der Entwicklung wurde eine harte Grenze der Suchbereiche implementiert. Dass heißt, dass die mittels der initialen Standardabweichung gewählten

Suchraumgrenzen strikt eingehalten werden. CMA-ES bietet die Möglichkeit, nach dem Erzeugen der Parametersätze einer Iteration einzelne davon neu zu generieren, falls diese den gewünschten Anforderungen nicht entsprechen. Bei einer strikten Einhaltung des Suchraums werden dementsprechend zu weit gefasste Parametersätze abgewiesen und neu generiert. Im Laufe der Entwicklung zeigte sich jedoch, dass häufiges Neuerzeugen der Parametersätze dem gesamten Prozess der Optimierung mit CMA-ES nicht zuträglich ist und das globale Optimum oftmals nicht ermittelt werden kann. Letztendlich wird aus diesem Grund die forcierte Einhaltung der Suchräume trotz des Nachteils, dass der Optimierungsprozess gerade bei unterteilten Grobregistrierungen diese dann oftmals auch im größeren Maße verlässt, wieder zu Gunsten der Stabilität der Gesamtregistrierung aufgegeben.

4.7. Notwendige Eingabedaten

Die in den letzten Abschnitten vorgestellte Registrierung ist zwingend auf eine Initialisierung angewiesen. Dies ist vor allem damit begründet, dem Optimierer einen hinreichenden Anhaltspunkt dafür zu geben, an welcher Stelle im Röntgenbild sich die zu registrierenden Implantate tatsächlich befinden. Während des gesamten Registrierungsprozesses werden folgende Eingabedaten benötigt:

Körperseite des Implantats

Das Wissen über die Körperseite, in der sich das Implantat befindet, ist vor allem für die initiale Ausrichtung der Pfanne im Registrierungsprozess von Bedeutung. Außerdem lässt sich die Inklination mit Bestimmtheit nur mit dem Wissen der Körperseite korrekt ermitteln.

Region-Of-Interest des Hüftpfanne

Die ROI der Hüftpfanne muss die Hüftpfanne komplett umfassen und zusätzlich einen gewissen Bereich um die Pfanne herum. Dies ist von besonderer Bedeutung, da das verwendete Ähnlichkeitsmaß darauf angewiesen ist, dass die sichtbaren Außenkanten in der Projektion des zu registrierenden Objekts vollständig für die Berechnung zur Verfügung stehen. Insbesondere wenn die Röntgenbilder für eine schnelle, initiale Vorregistrierung verkleinert werden, würden die für das Ähnlichkeitsmaß essentiellen Bildbereiche soweit eingeschränkt werden, dass ungenaue oder vollständig fehlerhafte Registrierungsergebnisse die Folge sind. Außer dieser Anforderung sind jedoch keine weiteren Notwendigkeiten

ersichtlich. Beispielsweise kann der Femurkopf ganz oder teilweise in der Pfannen-ROI enthalten sein, ohne dass dies einen erkennbar negativen Einfluss hat.

Region-Of-Interest des Femurkopfs

Die ROI des Femurkopfs muss mehrere Kriterien erfüllen. Zum Einen muss sie den Kopf vollständig beinhalten und ebenso wie bei der ROI der Pfanne einen gewissen zusätzlichen Sicherheitsabstand zur den sichtbaren Außengrenzen der Kopfs umfassen, damit das gradientenbildbasierte Ähnlichkeitsmaß seiner Aufgabe korrekt nachkommen kann. Im Laufe der Entwicklung stellte sich heraus, dass insbesondere um den konusförmigen Hals des Kopfs ein genügend großer Abstand der ROI-Außengrenze eingehalten werden muss, da sonst mit einer größeren Anzahl an offensichtlichen Fehlern bei der Ermittlung der Kopfposition und -orientierung zu rechnen ist. Des weiteren sollten die sichtbaren Außengrenzen der Hüftpfanne nicht Teil der Kopf-ROI sein.

4.8. Initialisierung

4.8.1. Manuelle Initialisierung

In der Anfangsphase der Arbeiten erfolgte die Initialisierung der Registrierung mittels händisch erstellter ROIs von Femurkopf, Hüftgelenkpfanne und zum Teil Schaft. Zu diesem Zweck kam das VGG Image Annotator Toolkit zum Einsatz [139, 140]. Dieses beinhaltet eine Webbrowser-basierte Annotations- und Klassifizierungsbibliothek, bei dem ROIs mittels Polygonen markiert und anschließend klassifiziert werden können. Hiermit wurden alle im Bild befindlichen Hüftpfannen, Femurköpfe und Schäfte mit einem gewissen Abstand zu deren jeweiligen erkennbaren Außengrenzen markiert und samt Körperseite gekennzeichnet. Die aggregierten Ergebnisse werden in einem durch die Anwendung definierten und strukturierten JavaScript Object Notation (JSON)-Ausgabeformat gespeichert und können im späteren Registrierungsprozess dann weiter verarbeitet werden. Diese Polygone werden dabei mittels der Klasse `java.awt.Polygon` und deren `contains`-Methode in die notwendigen Binärmasken umgewandelt.

Diese Art der Maskenerzeugung weist dabei vor allem folgende Nachteile auf:

1. Jegliche obligatorische manuelle Eingabe verhindert eine Vollautomatisierung.
2. Das manuelle Erzeugen der Masken ist ein subjektiver und nicht-deterministischer Prozess. Auch wenn die Unterschiede bei einer Wiederholung in menschlichem Ermessen irrelevant erscheinen, so führt dies bei der Registrierung doch zu leichten

Unterschieden im finalen Ergebnis, womit der Gesamtprozess nicht mehr exakt wiederholbar ist.

3. Das manuelle Erzeugen der Masken ist ein zeitaufwändiger Prozess, bei dem durch seine monotone Charakteristik Fehler auftreten können, vor allem bei der korrekten Annotation.

4.8.2. CNN-basierte Initialisierung

Um den Nachteilen einer manuellen Initialisierung zu begegnen, wird nach Möglichkeiten gesucht, die Markierung und Klassifizierung der einzelnen Hüftkomponenten in Röntgenbildern zu automatisieren. In den letzten Jahren traten dabei verschiedene Ansätze hervor, die auf Convolutional Neural Networks (CNNs) basieren. Exemplarisch sei hierfür Faster R-CNN [141] genannt, das die Position und Ausdehnung – also die ROI – von Objekten im Bild bestimmen kann und sie anschließend klassifiziert. Eine Weiterentwicklung hiervon stellt Mask R-CNN [142] dar, welches das reine Detektieren der ROI um eine pixelgenaue Segmentierung der Objekte ergänzt.

Im Rahmen eines studentischen Projekts wird eine solche automatisierte Segmentierung der Hüftendoprothesen mittels Mask R-CNN umgesetzt [143]. Für das Training und Testen des CNNs stehen 452 Patientenbilder zur Verfügung, die insgesamt 565 Implantate aufweisen und zunächst manuell segmentiert werden. Eine Trennung von Köpfen und Pfannen erscheint bei der Schaffung der für den Prozess notwendigen Binärmasken schwierig umzusetzen, da beim Übergang zwischen Kopf und Pfanne oftmals kaum Kontrast im Bild vorhanden ist. Daher werden Kopf und die Pfanne als eine Einheit segmentiert. Des Weiteren werden abgegrenzt von Kopf und Pfanne die Schäfte segmentiert. Die Segmentierungsmaske des Schafts wird dabei am Übergang zum Femurkopf abgeschnitten, da Mask R-CNN keine überlagerten Masken unterstützt. Da für die spätere Registrierung eine separate Maske des Kopfs notwendig ist (siehe auch Abschnitt 4.7), das CNN aber keine solche erzeugen kann, muss hierfür eine alternative Lösung gefunden werden. Das zu diesem Zweck entwickelte Vorgehen, welches auf der Registrierung der Pfanne basiert, wird in Abschnitt 4.9 beschrieben.

Die Masken für das Training des CNN werden in einem zweistufigen Prozess erstellt. Für alle Bilder werden zunächst manuell grobe polygonale ROIs für Köpfe, Pfannen und Schäfte erzeugt. Kopf und Pfanne werden mittels Registrierung und den manuell erstellten Masken in ihre approximativ korrekte Ausrichtung gebracht und ihre Projektionsfläche dann in eine Binärmaske umgewandelt. Die Ergebnisse werden visuell kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Da im Gegensatz zu Kopf und Pfanne bei den Schäften in dem Datensatz keine genauen Informationen vorliegen, welche Modelle genau implantiert sind

und zudem auch nicht alle notwendigen CAD-Modelle vorhanden sind, kann bei diesen nicht auf die selbe Art und Weise vorgegangen werden. Die Schäfte grenzen sich von den sie umgebenden anatomischen Strukturen im Vergleich zur Pfanne mit wesentlich größerem Kontrast ab. Somit können sie mittels der Region Growing Implementierung der Fiji Variante von ImageJ [144] segmentiert werden. Die Abgrenzung zu Kopf und Pfanne wird mit der bereits zuvor mittels 2D-3D-Registrierung erzeugten, kombinierten Binärmaske von Kopf und Pfanne umgesetzt. Sobald das Region Growing in diesen Bereich vordringt, wird es beendet. Somit liegen abschließend separierte Masken für den Schaft einerseits bzw. Pfanne und Kopf kombiniert andererseits vor.

Die tatsächliche Umsetzung erfolgt mittels der auf Keras und Tensorflow basierenden Mask R-CNN Implementierung von Abdulla [145]. Die 452 Bilder werden zufällig in 375 Trainings- und 77 Testbilder unterteilt und erste Trainingsversuche unternommen. Dabei stellte sich heraus, dass vor allem bei den Schäften mit zunehmender Schaftlänge die Segmentierungsmasken sehr ungenau werden. Der Grund hierfür sind die gerade einmal 28×28 Pixel großen, von Mask R-CNN erzeugten Masken. Diese werden anschließend wieder auf die originale Größe des betreffenden Bildausschnitts zurück skaliert, wobei bei zunehmender Schaftlänge in der vertikalen Darstellung große Informationsverluste auftreten. Daher wird die Originalimplementierung um ein zusätzliches Layer erweitert, womit die Maskengröße in ihren Größe auf 56×56 Pixel vervierfacht wird. Die visuellen Ergebnisse verbessern sich dadurch signifikant. Eine weitere Vergrößerung auf 112×112 Pixel erhöht die notwendige Speicherkapazität der GPU soweit, dass im Gegenzug die Batch-Size im Training verringert werden muss. Dies verschlechtert jedoch die Ergebnisse, so dass dieser Weg zu diesem Zeitpunkt nicht weiter verfolgt wird, aber mit zunehmender Menge an GPU-Speicher moderner Grafikkarten in Zukunft weiteres Verbesserungspotenzial bietet.

Letztendlich ist eine hoch genaue Segmentierung in Bezug auf die sichtbaren Außenkanten der Implantate im Röntgenbild aufgrund des gewählten Ähnlichkeitsmaßes nicht notwendig. Stattdessen muss um die Außenkanten der Implantate herum noch ein gewisser Bereich im Bild sichtbar bleiben und nicht weg-maskiert werden. Daher werden die mittels des CNN erzeugten Binärmasken anschließend vergrößert. Hierfür wird in Python die OpenCV¹-Funktion `cv2.dilate` genutzt. Der als Parameter notwendige Kernel besteht aus einer quadratischen Matrix, deren Elemente alle den Wert 1 aufweisen. Ihre Länge und Breite n wird in Abhängigkeit zur physikalischen Größe l_x^p der isotropen Pixel des Röntgenbilds bestimmt:

$$n = \frac{12}{l_x^p} \left[\frac{\text{mm}}{\text{mm}} = 1 \right] \quad (4.44)$$

Dieser Kernel als Parameter der Funktion `cv2.dilate` bedeutet, dass die Maske entlang beider Achsen um 6 mm vergrößert wird. Somit beinhalten die Masken einen ausreichend

¹<https://pypi.org/project/opencv-python/>

großen Abstand zu den wichtigen sichtbaren Außenkanten des Implantats.

Jede Maske erhält, ebenso wie bei der manuellen Initialisierung, eine Klassifizierung, welche Implantatkomponente bzw. -komponenten sie beinhaltet und in welcher Körperseite sie sich unter der Voraussetzung befindet, dass ein antero-posteriores und kein postero-anteriores Röntgenbild vorliegt (siehe Tabelle 4.2).

Tabelle 4.2.: Klassifizierung der HTEP-Segmentierung

Körperseite	Komponenten	Klassifizierung
links	Pfanne und Kopf	hip-cup-head-left
links	Schaft	hip-stem-left
rechts	Pfanne und Kopf	hip-cup-head-right
rechts	Schaft	hip-stem-right

4.9. Ablauf der HTEP-Parameterbestimmung

In den folgenden Abschnitten wird der typische Ablauf der HTEP-Parameterbestimmung erläutert und in Abbildung 4.7 auf Seite 102 schematisch dargestellt. Nach dem Einlesen des Röntgenbilds der Hüfte oder des Beckens wird zunächst die gemeinsame ROI von Hüftpfanne und Femurkopf bestimmt. Das Modell der Pfanne wird darauf aufbauend in einer geeigneten Position und Orientierung initial platziert und mittels 2D-3D-Registrierung korrekt ausgerichtet. Zu diesem Zeitpunkt können bereits RI und RA bestimmt werden. Zum Zwecke der Messung der FHP wird die gesonderte ROI des Femurkopfs ermittelt und dieser ebenso wie zuvor die Pfanne initial in geeigneter Position ausgerichtet und anschließend mittels 2D-3D-Registrierung exakt platziert. Die Registrierungen von Pfanne und Kopf können bei Bedarf wiederholt werden. Nach Abschluss der Registrierungen werden die HTEP-Parameter aus diesen Registrierungsergebnissen ermittelt.

4.9.1. Registrierung der Hüftpfanne

Voraussetzung für die Registrierung der Hüftpfanne ist das Vorhandensein der ROI-Maske der Pfanne, unabhängig davon, ob diese – wie zu Beginn der Arbeiten – manuell oder – wie aktuell – voll automatisch erzeugt wird. Anhand der ROI und deren Klassifizierung lassen sich der Vektor \vec{v} , auf dem sich die Pfanne zwischen Röntgenquelle und -detektor annähernd befindet, ihre ungefähre Position entlang dieses Vektors und ihre approximative Orientierung ableiten.

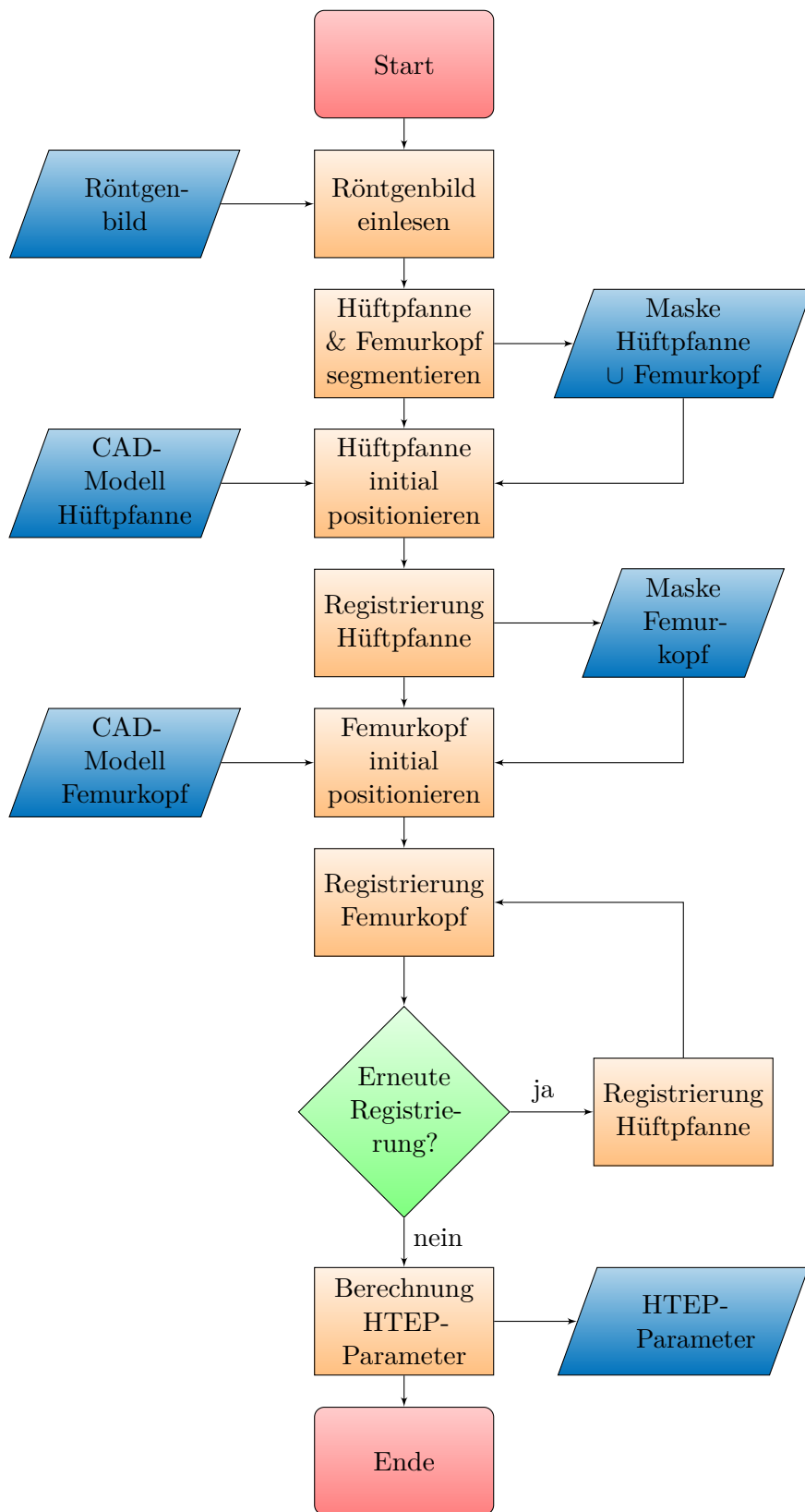


Abbildung 4.7.: Ablauf der HTEP-Parameterbestimmung

Um den Vektor zu ermitteln wird zunächst der Mittelpunkt $(\bar{x}_d^{\text{roi}}, \bar{y}_d^{\text{roi}})^T$ der Pfannen-ROI auf dem Röntgenbild berechnet. Dazu werden entlang beider Achsen jeweils die Durchschnitte aus den minimalen und maximalen zur ROI gehörenden Pixelpositionen gebildet. Der Vektor \vec{v} , auf dem sich die Pfanne dann zwischen Röntgenquelle und Detektor in etwa befindet, verläuft zwischen Röntgenquelle und eben jenem Punkt.

$$\bar{x}_d^{\text{roi}} = \frac{\min(x_d^{\text{roi}}) + \max(x_d^{\text{roi}})}{2} \quad (4.45)$$

$$\bar{y}_d^{\text{roi}} = \frac{\min(y_d^{\text{roi}}) + \max(y_d^{\text{roi}})}{2} \quad (4.46)$$

Im globalen Koordinatensystem bedeutet dies:

$$x_g^{\text{roi}} = \bar{x}_d^{\text{roi}} - \frac{l_x^d}{2} - c_x \quad (4.47)$$

$$y_g^{\text{roi}} = \bar{y}_d^{\text{roi}} - \frac{l_y^d}{2} - c_y \quad (4.48)$$

Der von der Röntgenquelle im Punkt $(0,0,0)^T$ ausgehende Vektor \vec{v} zum Mittelpunkt der ROI auf dem Detektor lautet dementsprechend:

$$\vec{v} = \begin{pmatrix} x_g^{\text{roi}} \\ y_g^{\text{roi}} \\ f \end{pmatrix} \quad (4.49)$$

Die initial während der Registrierung angenommene Position der Pfanne auf \vec{v} wird anhand der Größe der ROI-Maske der Pfanne auf dem Röntgenbild und reellen Größe der Pfanne ermittelt. Approximiert wird hierbei zunächst die durchschnittliche Kantenlänge $\varnothing_d^{\text{Pfanne}}$ der Pfannen-ROI auf dem Röntgenbild:

$$\varnothing_d^{\text{Pfanne}} = \sqrt{(\max(x_d^{\text{roi}}) - \min(x_d^{\text{roi}})) \cdot (\max(y_d^{\text{roi}}) - \min(y_d^{\text{roi}}))} \quad (4.50)$$

Ähnlich wird mit dem CAD-Modell der Pfanne vorgegangen:

$$\varnothing_o^{\text{Pfanne}} = \sqrt[3]{(\max(x_o^{\text{roi}}) - \min(x_o^{\text{roi}})) \cdot (\max(y_o^{\text{roi}}) - \min(y_o^{\text{roi}})) \cdot (\max(z_o^{\text{roi}}) - \min(z_o^{\text{roi}}))} \quad (4.51)$$

Die initial approximierte Position \vec{v}_0 der Pfanne auf dem Vektor \vec{v} als Ausgangsbasis für eine Registrierung ergibt sich aus:

$$\vec{v}_0 = \vec{v} \cdot \frac{3}{4} \cdot \frac{\varnothing_d^{\text{Pfanne}}}{\varnothing_o^{\text{Pfanne}}} \quad (4.52)$$

Im typischen klinischen Szenario befindet sich ein Implantat typischerweise ca. 200 mm vor dem Detektor, so dass eine vereinfachte Variante wie beispielsweise $\vec{v}_0 = \vec{v} \cdot (1 - \frac{200\text{mm}}{f})$ im klinischen Kontext möglicherweise auch hinreichend ist. Im Rahmen der Validierung wird im Abschnitt 5.3 ein eben solches vereinfachtes Vorgehen an In-Vivo Daten evaluiert.

Nachdem also die initiale Position der Pfanne im globalen Koordinatensystem mittels \vec{v}_0 bestimmt ist, muss nun ihre initiale Orientierung festgelegt werden. Hierbei wird unterschieden, ob sich die Implantate in der linken oder rechten Körperhälfte befinden. Die initialen Parameter sind in Tabelle 4.3 aufgeführt und anhand eines Beispiels in Abbildung 4.8 visualisiert. Die sich daraus ergebene initiale Ausrichtung der Pfanne weist eine RI von $43,64^\circ$ und eine RA von $12,28^\circ$ auf.

Das Röntgenbild wird vor den eigentlichen Registrierungen mittels eines 3×3 Median-Filters entrauscht. Dieser erhöhte in Vorabversuchen die Zuverlässigkeit im Vergleich zu nicht entrauschten Röntgenbildern. Aufwändigere Algorithmen wie BM3D [146] hingegen verbessern weder die Genauigkeit noch die Zuverlässigkeit, weshalb auf sie verzichtet wird.

Die Hüftpfanne wird in einem zweistufigen Prozess registriert. Zunächst werden die Auflösung sowohl des Röntgenbilds als auch des CAD-Modells der Pfanne soweit verringert, dass die durchschnittliche Seiten- bzw. Kantenlänge der relevanten Bildausschnitte 128 Pixel betragen. Die in Tabelle 4.3 aufgeführten Wertebereiche für r_x^g und r_y^g werden jeweils einmal unterteilt, so dass insgesamt aus vier verschiedenen Ausgangssituationen heraus registriert wird.

Tabelle 4.3.: Initiale Pfannenorientierung für die Registrierung in AP-Röntgenbildern

Parameter	linke Körperseite	rechte Körperseite	max. Suchraumgröße
r_x^g	135° (110° bis 160°)	135° (110° bis 160°)	25° (eine Unterteilung)
r_y^g	$107,5^\circ$ (90° bis 125°)	$-107,5^\circ$ (-125° bis -90°)	25° (eine Unterteilung)
r_z^o	0° (-25° bis 25°)	0° (25° bis 25°)	25° (keine Unterteilung)

Nach Abschluss dieser vier, sehr schnell ausführbaren Grobregistrierungen der Pfanne, wird aus den errechneten Parametersätzen der am besten bewertete ausgewählt und als Ausgangspunkt die Feinregistrierung verwendet. Diese wird dann in voller Auflösung des Röntgenbilds und des CAD-Modells durchgeführt.

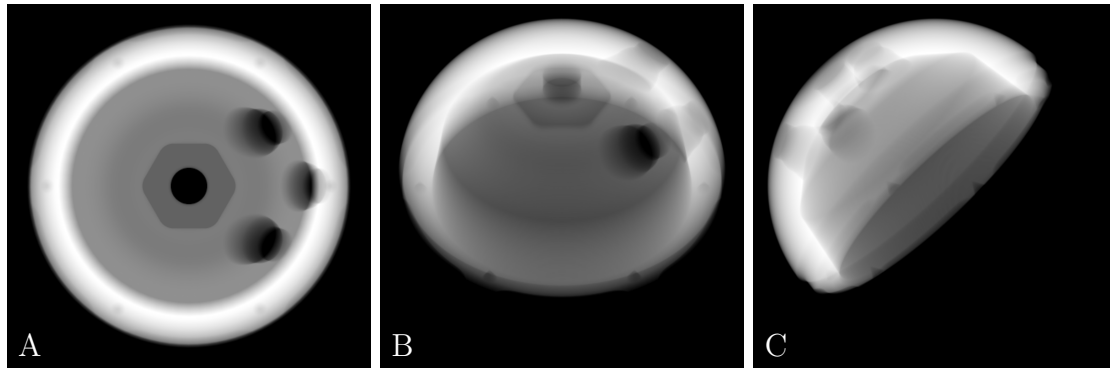


Abbildung 4.8.: Darstellung der initialen Pfannenorientierung für die linke Körperseite in AP-Röntgenbildern: A) initiale Pfannenorientierung, B) nach der globalen Rotation r_x^g um 135° und C) nach der abschließenden globalen Rotation r_y^g um $107,5^\circ$.

4.9.2. Automatische Generierung der ROI des Femurkopfs

Im Falle dessen, dass keine explizite ROI-Maske für den Femurkopf vorliegt, wird diese nach dem Abschluss der ersten Pfannenregistrierung automatisch erzeugt. Sie ist kreisrund und ihr Zentrum liegt auf dem projizierten Ursprung des Koordinatensystems der Hüftpfanne nach deren Registrierung. Das Zentrum entspricht dementsprechend dem angenommenen Rotationspunkt der Pfanne um den Femurkopf und stellt somit den idealen Ausgangspunkt für die Maske dar, insofern keine vollständige Dislokation des Kopfs vorliegt.

Zunächst wird der Durchmesser des Femurkopfs anhand seines CAD-Modells nach Formel 4.51 approximiert. Auf diesen werden 20 mm hinzu addiert und die kreisrunde Maske mittig auf den zentralen Projektionspunkt platziert (siehe Abbildung 4.9).

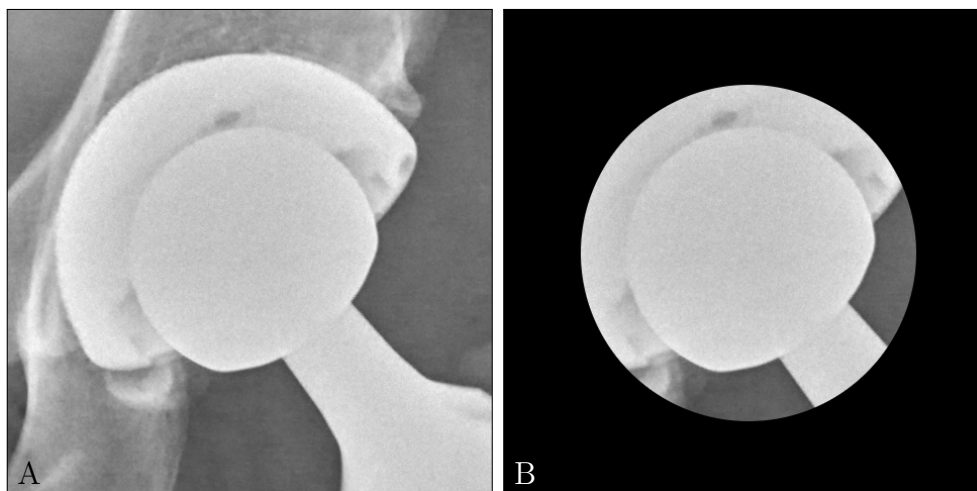


Abbildung 4.9.: Automatische Erzeugung der Kopf-ROI – A) Ausschnitt eines Röntgenbildes des Femurkopfs und der Hüftpfanne; B) die automatisch erzeugte, kreisrunde ROI des Femurkopfs ausgehend vom zuvor durch 2D-3D-Registrierung ermittelten Koordinatenursprung der Hüftpfanne – Röntgenbild ursprünglich veröffentlicht unter der CC0 1.0 Lizenz (<https://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/deed.de>) in Quelle [53]; Bildausschnitt geändert und Annotationen hinzugefügt

4.9.3. Registrierung des Femurkopfs

Der Femurkopf wird initial an exakt der selben globalen Position und Orientierung wie die Hüftpfanne nach Abschluss ihrer Registrierung platziert. Ausgehend von dieser Lage findet die weitere Optimierung der Parameter statt. Der Kopf wird dabei nur um seine x- und y-Objektachsen gedreht, da – zumindest bis zum Zeitpunkt dieser Arbeit – nur Köpfe mit der z-Objektachse als Symmetrieachse vorliegen und eine Optimierung der Drehung um eben diese Achse vermieden werden muss. Eine solche Rotation um die Symmetrieachse verursacht quasi keine Änderung in der Projektion und damit auch nicht im resultierenden Korrelationskoeffizienten. Somit existieren unendlich viele gleichwertige Lösungen, was eine Konvergenz bei der Optimierung unmöglich macht. Bezüglich der Translation wird der Kopf in allen drei Dimensionen in seiner Position optimiert. Ähnlich wie bei AbS wird der Kopf in der Frontalebene nicht entlang der globalen Achsen x_g und y_g bewegt, sondern in einem Koordinatensystem, das durch die auf die Frontalebene projizierte Acetabulumachse und deren durch den projizierten Pfannenmittelpunkt verlaufenden Senkrechten aufgespannt ist. Die Translation in der dritten Dimension erfolgt in Richtung der globalen z-Achse. Somit kann prinzipiell wie bei AbS eine durch eine Rotation des Patienten um die Sagittalachse verursachte Abweichung in der Messung der FHP vermieden werden. Bei drei Translationsfreiheitsgraden treten bei der Registrierung, wie später in Abschnitt 4.10.2 ab Seite 109 beschrieben, in Realität nicht existierende Versätze zwischen Kopf und Pfanne auf, vor allem antero-posteriorer Richtung. Diese können wie in Abschnitt 4.10.2 beschrieben in einem Nachverarbeitungsschritt größtenteils herausgerechnet werden.

Die Registrierung des Kopfs findet ausschließlich in voller Auflösung von Röntgenbild und CAD-Modell statt. Die Pfanne wird dabei stets in ihrer zuvor ermittelten Position und Orientierung platziert und als Hintergrund mit projiziert.

4.9.4. Wiederholte Registrierung von Hüftpfanne und Femurkopf

Nach Abschluss der ersten Registrierungsläufe von Kopf und Pfanne werden beide Schritte optional noch einmal wiederholt. Die Pfanne wird dieses Mal jedoch nur in voller Auflösung registriert und der Kopf in seiner zuvor ermittelten Position als fester Hintergrund mit projiziert.

Im Falle dessen, dass die Pfanne in ihrer z-Objektachse nicht zumindest in Intervallen symmetrisch ist, kann die Orientierung um ihre z-Objektachse an dieser Stelle zusätzlich optimiert werden. Als Beispiel seien hier die Pfannen genannt, die im Rahmen der In-Vitro Validierung in Abschnitt 113 zum Einsatz kamen. Um Grundsatz sind diese zwar in 60°-Intervallen symmetrisch, besitzen jedoch drei Löcher, durch die sie bei Bedarf mittels Schrauben am Hüftknochen fixiert werden. Diese im Röntgenbild gut sichtbaren Löcher

verhindern somit die eigentlich vorhandene 60° -Symmetrie. Daher kann bei Bedarf der soeben beschriebene zweite Registrierungslauf der Pfanne um die z-Objektachse in entsprechende zusätzliche Intervalle um die z-Objektachse unterteilt werden. Somit besteht eine höhere Wahrscheinlichkeit, die korrekte der sechs möglichen Orientierungen zu ermitteln. Dementsprechend sind in diesem Falle beispielsweise sechs Registrierungsläufe anstatt nur einem notwendig, was die Ausführungszeit erheblich verlängert. Nach dem zweiten Registrierungslauf der Pfanne wird der Femurkopf, wie im vorherigen Abschnitt 4.9.3 beschrieben, erneut in seiner Position und Orientierung optimiert.

4.9.5. Ausführungsgeschwindigkeit der Registrierungen

Um einen Einblick in die Ausführungsgeschwindigkeit der Registrierungsprozesse zu geben, werden in Tabelle 4.4 Kennzahlen der Registrierung von 73 Patientenbildern mit Standardkonfigurationsparametern präsentiert. Diese beziehen sich auf die herunterskalierte, vierfach unterteilte Grobregistrierung der Hüftpfanne, deren anschließende Feinregistrierung in voller Auflösung und der abschließenden Registrierung des Hüftkopfs mit in den Hintergrund projizierter Hüftpfanne. Die Ausführung erfolgt auf einem Rechner mit Intel Core i5-4570 CPU mit 3,20 GHz, 24 GB Arbeitsspeicher und einer Nvidia GeForce GTX 1080 Grafikkarte mit 8 GB Arbeitsspeicher. Das verwendete Betriebssystem ist Ubuntu 18.04. Die Grafikkarte wird mit herstellereigenen Treiber der Version 440.100 und CUDA 10.2 betrieben.

Tabelle 4.4.: Ausführungsgeschwindigkeit der Registrierung: Aufgeführt sind Kennzahlen der Ausführungsgeschwindigkeit der HTEP-Parameterbestimmung in 73 Patientenbildern. Die Grobregistrierung der Pfanne umfasst vier unterteilte Suchräume. Jedes erstellte DRR beinhaltet auch die vollständige Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes und die Erzeugung der zu Grunde liegenden Parametersätze für die Vorwärtsprojektion durch CMA-ES.

Art der Registrierung	Anzahl von DRR	Ausführungszeit [s]	DRR pro Sekunde [s^{-1}]
Pfanne (grob)	49.875 ± 10.941	$6,1 \pm 1,3$	$8.178,0 \pm 386,2$
Pfanne (fein)	24.628 ± 5.401	$98,4 \pm 33,1$	$273,9 \pm 82,9$
Kopf (fein)	24.650 ± 1.854	$74,9 \pm 12,3$	$353,5 \pm 33,5$

Im Durchschnitt werden etwa 3 Minuten für eine Bestimmung der HTEP-Parameter ohne wiederholte Feinregistrierung von Pfanne und Kopf benötigt. Bei einer wiederholten Pfannenregistrierung mit Unterteilungen um ihre Symmetrieachse, wird der Prozess im Durchschnitt noch 11 Minuten länger andauern.

4.10. Berechnung der HTEP-Parameter

Nach Abschluss des Registrierungsprozesses können aus dessen Ergebnisse die HTEP-Parameter abgeleitet werden.

4.10.1. Anteversion und Inklination

Anteversion und Inklination der Hüftpfanne lassen sich aus dem Richtungsvektor der Acetabulumachse errechnen. Diese entspricht der z-Objektachse z_o der Hüftpfanne und zeigt von der Pfanneneingangsebene in Richtung des Pfannenkorpus (siehe auch Abbildung 4.2 auf Seite 78). Dies bedeutet, dass im Falle einer AP-Aufnahme eine im globalen Koordinatensystem in positive globale z-Richtung zeigende Acetabulumachse eine Anteversion bedeutet, wohingegen eine in negative globale z-Richtung zeigende Acetabulumachse eine Retroversion impliziert.

Wenn der Richtungsvektor \vec{a} der Acetabulumachse mit Hilfe der Rotationsmatrix R im globalen Koordinatensystem ermittelt wird:

$$\vec{a} = R \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.53)$$

dann gilt:

$$RI = \arctan \left(\frac{|a_x|}{-a_y} \right) \quad (4.54)$$

$$RA = \arctan \left(\frac{a_z}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2}} \right) \quad (4.55)$$

Bei der Berechnung der RI in Formel 4.54 werden nur die globalen x- und y-Anteile des Richtungsvektors der Acetabulumachse verwendet. Dies entspricht der Projektion der Acetabulumachse auf die Frontalebene, wie dies in Abschnitt 2.2.3 ab Seite 24 definiert wird. Bei der Berechnung kommt der Betrag von a_x zum Einsatz, da somit die Inklination unabhängig von der Bild- bzw. Körperseite berechnet wird. Dies macht zwar eine Unterscheidung in positive und negative Inklination unmöglich, jedoch tritt ein solcher Fall im Gegensatz zu einer Retroversion klinisch nicht auf. Die RA wird dann mittels Formel 4.55 zwischen der Acetabulumachse selbst und deren Projektion auf die Frontalebene berechnet.

4.10.2. Femoral Head Penetration

Zur Berechnung der zweidimensionalen FHP werden die medialen und kranialen Abstände des Kopfs und der Pfanne auf der durch den Pfannenmittelpunkt verlaufenden Frontalebene in zwei Bildern benötigt. Wenn Kopf und Pfanne in der Tiefe voneinander unabhängig registriert werden, muss die Position des Kopfs anschließend auf diese Ebene normalisiert werden, da sonst unvorhersehbare Fehler in der FHP-Ermittlung auftreten.

Wenn die globalen Positionen von Pfanne und Kopf mittels der jeweils kumulierten Translationsvektoren \vec{t}_{Pfanne} und \vec{t}_{Kopf} beschrieben werden, dann wird die auf die Frontalebene der Pfanne normalisierte globale Position des Kopfs $\vec{\tau}_{\text{Kopf}} \in \mathbb{R}^3$ wie folgt berechnet:

$$\vec{\tau}_{\text{Kopf}} = \frac{t_z^{\text{Pfanne}}}{t_z^{\text{Kopf}}} \cdot \vec{t}_{\text{Kopf}} \quad (4.56)$$

Dies heißt, dass die globale z-Position beider Komponenten nun identisch ist:

$$\tau_z^{\text{Kopf}} = t_z^{\text{Pfanne}} \quad (4.57)$$

Aus der globalen Pfannenposition und der normalisierten globalen Kopfposition können dann der kraniale Abstand Δk und der mediale Abstand Δm der Zentren von Kopf und Pfanne berechnet werden:

$$\Delta k = t_y^{\text{Pfanne}} - \tau_y^{\text{Kopf}} \quad (4.58)$$

im Falle einer linksseitigen HTEP:

$$\Delta m = t_x^{\text{Pfanne}} - \tau_x^{\text{Kopf}} \quad (4.59)$$

oder alternativ im Falle einer rechtsseitigen HTEP:

$$\Delta m = -t_x^{\text{Pfanne}} + \tau_x^{\text{Kopf}} \quad (4.60)$$

Der Femurkopf wird also auf seinem zentralen Projektionsstrahl, der ausgehend von der künstlichen Röntgenquelle durch den Ursprung seines Objektkoordinatensystems hin zur Projektionsfläche verläuft, verschoben, bis er sich auf derselben globalen x-y-Ebene wie der Ursprung des Objektkoordinatensystems der Hüftpfanne befindet. Die Abbildungen 4.10 und 4.11 verdeutlichen den durch falsch angeordnete Objektkoordinatensysteme entstehenden Fehler in der FHP-Berechnung. Sie zeigen fiktive kranio-kaudale Ansichten auf die Transversalebene. Zu sehen sind jeweils Hüftpfannen und Femurköpfe in Becken- und Hüftgelenksposition. Die genaue Position des Kopfs entlang seines zentralen Projektionsstrahles

kann in Röntgenbildern nicht exakt berechnet werden.

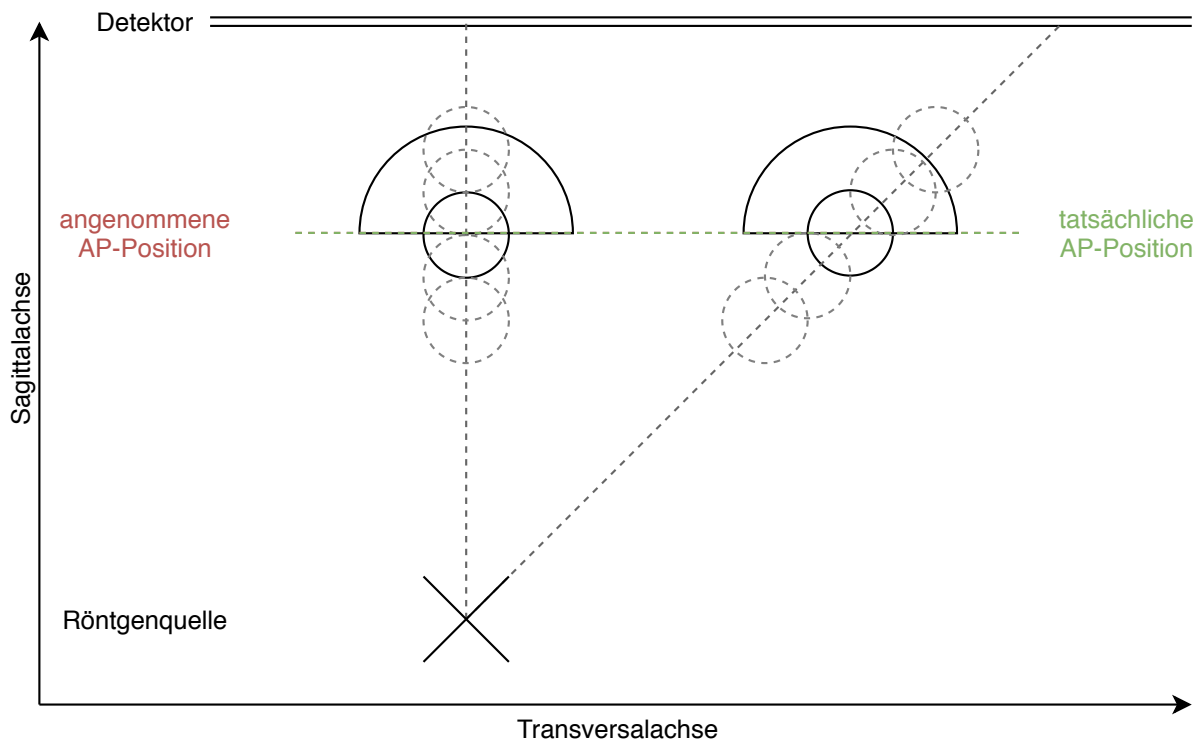


Abbildung 4.10.: Korrektur der Kopfposition – Funktionsweise

Abbildung 4.10 verdeutlicht eine Situation, in der die angenommene AP-Position des Kopfs mit der tatsächlichen übereinstimmt, er also nach der Registrierung korrekt entlang seines zentralen Projektionsstrahles positioniert ist. Die relative medio-laterale Ausrichtung des Kopfs im Vergleich zur Pfanne ist in beiden Positionen gleich. Die ermittelte FHP wäre identisch. Abbildung 4.11 hingegen zeigt dieselbe Ausgangssituation, jedoch stimmen dieses Mal die tatsächliche und angenommene AP-Position des Kopfs im Vergleich zur Pfanne nicht überein. Würde der Kopf nun wieder auf die angenommene Frontalebene entlang seines zentralen Projektionsstrahles verschoben werden, würde nun ein Fehler in die relative medio-laterale Position der Kopfs im Vergleich zur Pfanne induziert werden und die berechnete FHP wäre inkorrekt.

Wenn ein in den Messergebnissen vorhandener, tatsächlich aber nicht existenter Versatz in der globalen z -Achse nicht korrigiert wird, können die hierdurch induzierten Fehler als Umkehrfunktion der in Formel 4.56 beschriebenen Korrekturformel als εt_x und εt_y beschrieben werden:

$$\varepsilon t_x = -t_x^{\text{Kopf}} \left(\frac{t_z^{\text{Pfanne}}}{t_z^{\text{Kopf}}} - 1 \right) \quad (4.61)$$

$$\varepsilon t_y = -t_y^{\text{Kopf}} \left(\frac{t_z^{\text{Pfanne}}}{t_z^{\text{Kopf}}} - 1 \right) \quad (4.62)$$

Der Wert hängt aber nicht nur von einem eventuellen Fehler in der z-Tiefenausrichtung von Kopf und Pfanne ab. Wenn sich die Anteversion oder Inklination einer Hüftpfanne durch eine wechselnde Positionierung des Patienten ändert, verursacht dies ebenso wie ein tatsächlich in anteriorer oder posteriorer Richtung auftretender Creep bzw. Abrieb einen solchen Messfehler. Die Herausforderung besteht also darin, den Ursprung des Pfannenkoordinatensystems in Relation zum Hüftkopf korrekt zu ermitteln. Maßgeblich hierfür ist die Position der Pfanne auf ihrer z-Objektachse. Der Kopf muss also perfekt in der Pfanne bzw. vielmehr dem Inlay positioniert sein. Dies ist schematisch ebenfalls in den Abbildungen 4.10 und 4.11 ersichtlich.

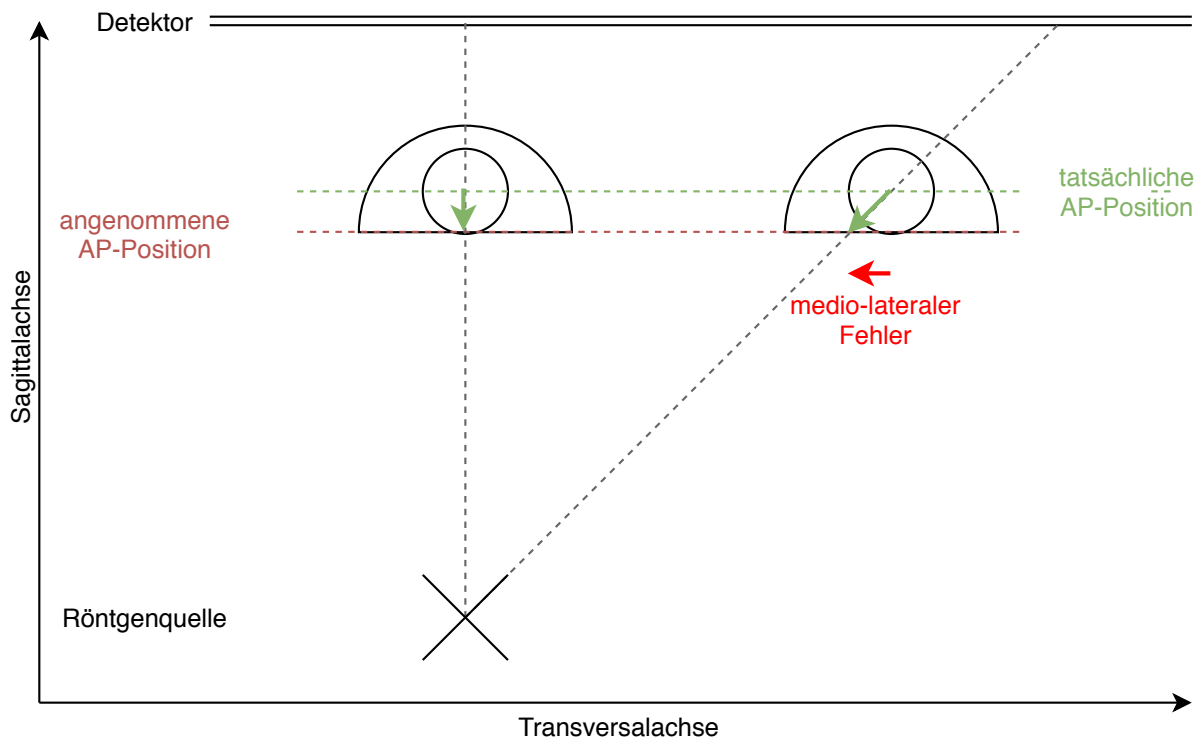


Abbildung 4.11.: Korrektur der Kopfposition – Fehler bei inkorrekt er Dicke des PE-Inlays

Im Laufe der Arbeiten wurden zwei weitere Vorgehensweisen zur FHP-Berechnung evaluiert. Die erste sieht vor, den Kopf mit nur fünf Freiheitsgraden ohne die Translation entlang der globalen z-Achse zu registrieren und ihn stets auf der ermittelten globalen z-Ebene des Mittelpunkts des Pfannenmodells zu platzieren. Dies entspricht implizit dem tatsächlich gewählten Vorgehen, bei dem dieser Schritt in die bereits beschriebene Nachverarbeitung ausgelagert ist. Jedoch ergeben sich hierbei entscheidende Probleme, die durch die Wahl des Ähnlichkeitsmaßes begründet sind. Da immer davon auszugehen ist, dass gewisse Abweichungen zwischen CAD-Modell und realem Implantat vorliegen, ist die erwähnte Positionierung der Komponenten entlang ihrer zentralen Projektionsvektoren prinzipbedingt recht ungenau. Wenn nun der Femurkopf schon während der Registrierung auf einer festen, durch die Hüftpfanne festgelegte, z-Ebene platziert wird, kann seine Darstellung im DRR zu groß oder zu klein erscheinen. Bei einem auf Gradientenbildern beruhenden Ähnlich-

keitsmaß neigt der Optimierungsprozess dazu, die zu registrierende Komponente im DRR so zu platzieren, dass besonders prägnante Gradienten in beiden Bildern aufeinander liegen, weil dies den höchsten Korrelationskoeffizienten zur Folge hat. Bei HTEP-Röntgenbildern mit geringem Kontrast im überlagerten Bereich von Kopf und Pfanne ist dies dann zumeist der konische Teil des Femurkopfs, der nicht von der Pfanne überlagert dargestellt wird. Dementsprechend erfolgt eine Überbewertung dieses Bildbereichs und eine bevorzugte Platzierung des Kopfs bezogen auf eben diesen Bildbereich. Auch wenn der Kontrast im überlagerten Bereich ausreichend hoch ist, wird der im DRR zu klein oder zu groß erscheinende Kopf dann angenähert und an eine der Außenseiten platziert werden. Vor allem, wenn dies in mehreren Bildern eines Patienten in verschiedenen Richtungen erfolgt, werden dadurch große Fehler in die FHP-Messung induziert. Daher erweist sich eine schon während der Registrierung festgelegte z-Positionierung des Femurkopfs beim gewählten Ähnlichkeitsmaß als kontraproduktiv.

Die zweite Alternative beinhaltet den Versuch, mittels des Schafts eine Verbesserung der Ausrichtung des Femurkopfs zu erreichen und zugleich das Objektkoordinatensystem des Schafts als Referenz für die Registrierung von Hüftpfanne und Kopf zu nutzen. Dementsprechend werden Schaft und Kopf zuerst registriert und der Kopf in seiner Position auf die z-Objektachse des Schafts platziert, so dass nur seine Position auf dem Hals des Schafts veränderlich ist. Hiermit werden Unterschiede der Aufschlagtiefe des Kopfs auf den Schaft abgebildet. Um wiederum eine einheitliche und korrekte Positionierung von Kopf und Pfanne zu gewährleisten, werden die Translationen der Pfanne auf die x-z-Objektebene des Schafts begrenzt. Somit ist deren Positionierung um Raum maßgeblich von der Orientierung des Schafts abhängig. Die zu Grunde liegende Idee beinhaltet, auf diese Art und Weise unterschiedliche Positionierungen des Patienten in den verschiedenen Röntgenaufnahmen auszugleichen, beispielsweise bei einer leichten Rotation des Patienten um die Sagittalachse. Jedoch muss diese Art der Registrierung wieder verworfen werden. Im Grundsatz besteht das selbe, durch das Ähnlichkeitsmaß verursachte Grundproblem wie bei der ersten Alternative. Bereits die forcierte Positionierung des Kopfs auf den Hals des Schafts verursacht visuell wahrnehmbare Probleme. Zudem ist zu beobachten, dass gerade bei der in der späteren In-Vitro Validierung verwendeten Schaftkomponente (siehe Abschnitt 5.1) große Unterschiede zwischen CAD-Modell und realem Implantat auftreten. Diese sind vor allem durch Unterschiede in Dicke und Aufbringungsposition der porösen Beschichtung des Schafts begründet und verursachen große Ungenauigkeiten bei der Registrierung. Da nicht alle möglichen CAD-Modelle durch Reverse Engineering selbst erzeugt werden können, erscheint diese Variante der Registrierung und FHP-Berechnung ebenfalls ungeeignet für den klinischen Alltag.

Zusammenfassend ist gewählte Variante der FHP-Berechnung die einzig nutzbare, insofern nicht genauere CAD-Modelle für sämtliche relevante Implantattypen zu erwarten sind.

5. Evaluation

Die Evaluation des entwickelten Verfahrens setzt sich aus drei Teilbereichen zusammen. Die ersten beiden Abschnitte behandeln zum einen eine In-Vitro Validierung der Messgenauigkeit und Messpräzision mittels zweier künstlicher Messaufbauten und zum anderen eine In-Vivo Validierung der Präzision anhand von Doppelmessungen derselben Patienten in kurz nacheinander aufgenommenen Standardröntgenbildern. Dieses Vorgehen wird auch von Valstar u. a. zur Evaluation RSA-basierter Messverfahren vorgeschlagen [125]. Im dritten Abschnitt wird die In-Vivo Sensitivität verschiedener Konfigurationsparameter evaluiert. Dabei wird gezeigt, dass deren Standardwerte in nachvollziehbarer Art und Weise ausgewählt wurden. Alle drei Abschnitte bestehen jeweils aus einer Einleitung, einem Methodenteil, den ermittelten Ergebnissen und einem abschließenden Diskussionsteil.

5.1. In-Vitro Genauigkeit und Präzision

5.1.1. Einleitung

Im Rahmen der Gesamtevaluation besteht der erste Schritt darin, die Genauigkeit und Präzision des entwickelten Verfahrens in einer kontrollierten Umgebung zu ermitteln. Dazu müssen die Grundwahrheiten der HTEP-Parameter in einer Genauigkeit bestimmbar sein, welche besser ist als die des zu evaluierenden Verfahrens. Dies schließt eine In-Vivo Evaluation zur Bestimmung der Genauigkeit praktisch aus, da auch bei frisch implantierten Endoprothesen aufgrund von Fertigungstoleranzen keine absolute Bestimmung der FHP erfolgen kann und auch die Grundwahrheiten der Pfannenorientierung nur mittels anderer bildgebender Verfahren ermittelt werden können. Dabei muss angenommen werden, dass deren Messgenauigkeit dem hiesigen Messverfahren nicht überlegen ist.

5.1.2. Methoden

Zum Zwecke der Evaluation der Genauigkeit der HTEP-Parameterbestimmung werden daher zwei In-Vitro Experimente geplant und durchgeführt [147]. Eines dient der Validierung der FHP-Berechnung, das andere der Validierung von Anteversions- und Inklinationsberechnung. Die Aufbauten ermöglichen jeweils exakt einstellbare Werte, die als Grundwahrheit

zum späteren direkten Vergleich mit den gemessenen Werten herangezogen werden. In beiden Aufbauten werden die selben Implantatkomponenten verwendet, die von der Firma Aesculap (Tuttlingen, Deutschland) samt der dazugehörigen CAD-Modelle zur Verfügung gestellt werden:

- **Pfanne:** PlasmaCup NH558T (58 mm Durchmesser)
- **Kopf:** Biolox Delta NK650D (36 mm Durchmesser)
- **Schaft:** Kurzschaft NC295T

Die Durchführung erfolgt im Angiografielabor des Forschungscampus *STIMULATE* an einer Röntgenanlage vom Typ Artis zeego (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland). Die maximale angelegte Spannung beträgt 85 kVp bei einer maximalen Ladungsmenge von 3 mAs. Der Detektor weist eine Größe von 382 mm x 296 mm auf und hat eine Pixelgröße von 0,154 mm x 0,154 mm. Der Abstand zwischen Röntgenquelle und Detektor beträgt 1196 mm. Die Versuchsaufbauten werden in einer Weise positioniert, dass der Mittelpunkt des Femurkopfs etwa 200 mm vor dem Detektor befindet. Dies entspricht einem typischen Szenario im klinischen Alltag. Beide Experimente werden in beiden relevanten Konfigurationen durchgeführt:

- **Hüfte:** Der Kopf liegt zentral im Bild
- **Becken:** Der Kopf liegt ca. 100 mm lateral und 50 mm kranial vom Mittelpunkt des Bilds entfernt

Beim Wechsel der Konfigurationen werden nicht die Aufbauten verschoben, sondern die Röntgenquelle und -detektor mittels des robotischen C-Bogens der Röntgenanlage.

Des Weiteren ist zu beachten, dass die im Folgenden beschriebenen experimentellen Aufbauten voraussetzen, dass sich der Detektor – im Gegensatz zur klinischen Anwendung – oberhalb des Patiententischs befindet und nicht in bzw. unter diesem.

FHP

Der in Abbildung 5.1 dargestellte experimentelle Aufbau zum Zwecke der Validierung der FHP-Berechnung beruht in seiner Basis auf einem Mikroskopschlitten [148, 149], der von der Raylytic GmbH (Leipzig, Deutschland) zur Verfügung gestellt wird. Bei diesem dienen zwei Mikrometerschrauben dazu, einen beweglichen Teil in zwei senkrecht zueinander stehenden Achsen mit hoher Genauigkeit positionieren zu können. Auf diesem beweglichen Teil werden der Schaft samt Kopf befestigt. Die Pfanne hingegen ist auf einem unbeweglichen Teil des Schlittens mit einer Inklinationswinkel von 45° und einer Anteversion von 20° montiert, was in

etwa typischen klinischen Werten entspricht [41, 114]. Somit können Schaft und Kopf in Relation zur Pfanne verschoben werden. Die Quantifizierung und Kontrolle der mittels der Mikrometerschrauben erzeugten Bewegungen erfolgt mit zwei hoch präzisen Messuhren. Bei korrekter Ausrichtung des Aufbaus entsprechen die beweglichen Achsen dabei der Transversal- und Longitudinalachse. Die rotatorische Ausrichtung des Messaufbaus um die Sagittalachse erfolgt dabei mittels Bildgebung, wodurch ein exakt waagerechter bzw. senkrechter Verlauf der Achsen im Bild sichergestellt wird.

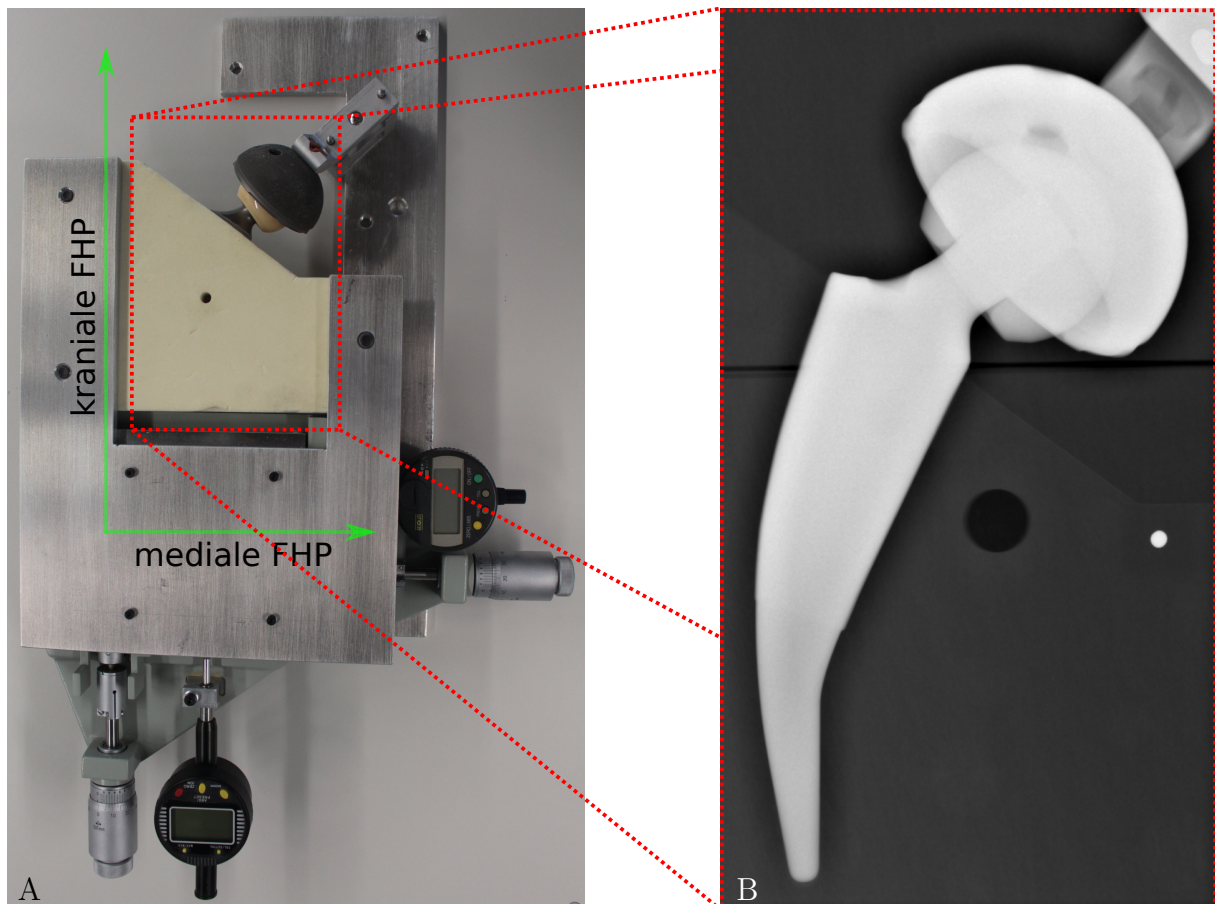


Abbildung 5.1.: Experimenteller Aufbau zur FHP-Validierung – A) experimenteller Aufbau bestehend aus Mikroskopschlitten, Implantat und Messuhren, B) Ausschnitt des resultierenden Röntgenbilds

Drei Protokolle werden entworfen, die die systematischen Bewegungen von Kopf und Schaft beschreiben. Nach einer initialen Aufnahme, welche die Nullposition darstellt, erfolgen Änderungen der Kopfposition in Abständen relativ zur Nullposition von 10, 20, 30, 40, 50, 100, 200, 300, 400, 500, 700, 800, 900 und 1000 μm entlang:

1. der Transversalachse,
2. der Longitudinalachse und
3. beider Achsen gleichermaßen.

Das bedeutet, dass jedes Protokoll 15 Aufnahmen vorsieht, aus denen sich jeweils 14 verschiedene FHP mit Bezug zur Nullposition ergeben, deren Werte als Grundwahrheit bekannt sind. Dementsprechend liegen die Wertebereiche der Validierung verwendeten FHP zwischen $10\ \mu\text{m}$ und $1000\ \mu\text{m}$ (Protokolle 1 and 2) bzw. $14\ \mu\text{m}$ und $1414\ \mu\text{m}$ (Protokoll 3). Jedes der drei Protokolle wird in Becken- und Hüftposition durchgeführt, woraus sich insgesamt 90 Aufnahmen und 84 FHP ergeben.

Anteversion und Inklination

Für die Messung von Inklination und Anteversion wird ein aus Plexiglas gefertigter experimenteller Aufbau entworfen [147]. Die radiographische Inklination ist beliebig in 10° -Schritten einstellbar, wohingegen die radiographische Anteversion mittels verschiedener, austauschbarer Adapter in 10° -Schritten zwischen 10° und 40° einstellbar ist. Ein digitaler Winkelmesser wird zur exakten Bestimmung der Anteversion verwendet, da das Aufbringen der Anteversionadapter mit Ungenauigkeiten der tatsächlichen Anteversion verbunden ist. Die Kalibrierung der Rotation um die Sagittalachse – und damit verbunden die Kalibrierung der Inklination – erfolgt durch eine Ausrichtung des Aufbaus an der Außenkante des Patiententischs.

In der Planung wird ein Protokoll definiert, das alle Kombinationen aus Anteversionswinkeln zwischen 10° und 40° und Inklinationen zwischen 30° und 50° in 10° Schritten vorsieht. Dieses wird wiederum in Becken- und Hüftkonfiguration durchgeführt, woraus sich insgesamt 24 Aufnahmen ergeben.

Statistische Auswertung

In Übereinstimmung mit vergangenen Studien [19, 20] und zum Zwecke der besseren Vergleichbarkeit werden die Genauigkeit und Präzision mittels mittlerem Fehler, Standardabweichung (SD) und der Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, dem Root-Mean-Square-Error (RMSE), erfasst. Zusätzlich werden die 95 % Konfidenzintervalle (CIs) bestimmt. Die Basis stellen dabei die Differenzen aus den bekannten Grundwahrheitswerten und den gemessenen Werten dar. Die Ergebnisse werden nach Hüft- und Beckenkonfiguration bzw. beiden kombiniert gruppiert.

5.1.3. Ergebnisse

Die Segmentierung der einzelnen Hüftkomponenten war ebenso wie die 2D-3D-Registrierung in allen Fällen erfolgreich. Das Verfahren ist somit in der Lage, alle 114 Röntgenbildern

korrekt und vollautomatisch zu verarbeiten. Die Ergebnisse für die FHP, Anteversion und Inklination sind in den Tabellen 5.1, 5.2 und 5.3 aufgeführt. Die Messungen wurden anschließend auf allen 114 Bildern noch einmal wiederholt. Dabei wurden exakt dieselben Ergebnisse erzielt, womit die anvisierte deterministische Ausführung des Algorithmus bestätigt ist.

Tabelle 5.1.: In-Vitro Validierung: Genauigkeit und Präzision der FHP-Berechnung

Aufnahmeart	Anzahl	FHP [mm]			
		mit. Fehler	SD	RMSE	CI 95 %
Becken	42	0,014	0,020	0,024	0,008 bis 0,020
Hüfte	42	0,003	0,014	0,014	-0,001 bis 0,008
Alle	84	0,008	0,018	0,020	0,005 bis 0,012

Tabelle 5.2.: In-Vitro Validierung: Genauigkeit und Präzision der Anteversionsberechnung

Aufnahmeart	Anzahl	Radiographische Anteversion [°]			
		mit. Fehler	SD	RMSE	CI 95 %
Becken	12	0,08	0,17	0,18	-0,03 bis 0,19
Hüfte	12	-0,11	0,27	0,28	-0,28 bis 0,06
Alle	24	-0,01	0,24	0,23	-0,11 bis 0,09

Tabelle 5.3.: In-Vitro Validierung: Genauigkeit und Präzision der Inklinationsberechnung

Aufnahmeart	Anzahl	Radiographische Inklination [°]			
		mit. Fehler	SD	RMSE	CI 95 %
Becken	12	-0,10	0,27	0,28	-0,27 bis 0,07
Hüfte	12	0,33	0,37	0,48	0,10 bis 0,56
Alle	24	0,11	0,38	0,39	-0,05 bis 0,27

Zusammengefasst zeigen die Resultate, dass die FHP in beiden Konfigurationen mit einem RMSE von weniger als 25 μm bestimmt werden kann. Die Inklination weist einen RMSE von weniger als $0,5^\circ$ auf, die Inklination sogar weniger als $0,3^\circ$.

5.1.4. Diskussion

Die FHP-Validierung zeigt im Vergleich zu existierenden Verfahren, die in ähnlichen Studien analysiert werden, eine hohe Genauigkeit. Callary u. a. [19] evaluieren mit PolyWare, HAS, ROMAN und EBRA die bekanntesten zweidimensionalen Berechnungsverfahren bei

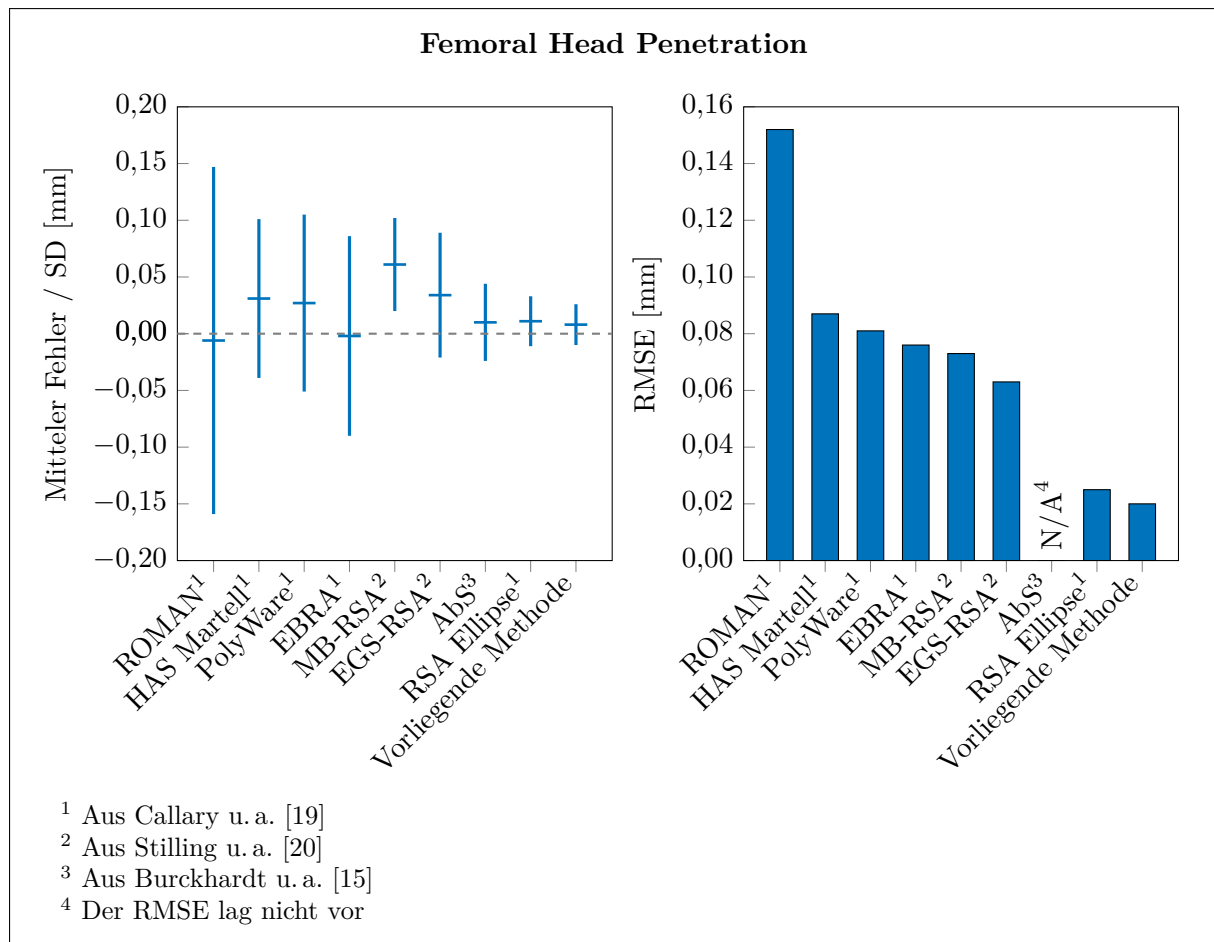


Abbildung 5.2.: FHP: Literaturvergleich der In-Vitro Messgenauigkeit mit anderen Methoden

der Verwendung von Standard AP-Röntgenbildern. Sie führen dies mit Hüftköpfen mit 28 mm und 36 mm Durchmesser durch. Die im Rahmen dieser Arbeit erzielten Resultate werden in Abbildung 5.2 ausschließlich mit den Ergebnissen der 36 mm Femurköpfe verglichen, da Callary u. a. eine geringere Genauigkeit der überprüften Verfahren bei geringerem Kopfdurchmesser feststellen. EBRA und ROMAN erzielen mit mittleren Fehlern von $-0,002$ mm und $0,006$ mm zwar sehr gute Ergebnisse, die leicht besser als die im Rahmen dieser Arbeit erzielten $0,008$ mm sind. Allerdings liegen die Standardabweichungen bei allen anderen Verfahren um ein Vielfaches höher als die vom hiesigen Verfahren erzielten $0,018$ mm. Die geringste Vergleichs-Standardabweichung weist mit $0,070$ mm HAS auf. Als einer der Hauptgründe für die Überlegenheit des vorgestellten Algorithmus im Vergleich zu diesen herkömmlichen, zweidimensionalen Messverfahren können die zusätzlichen Tiefeninformationen, die durch eine 2D-3D-Registrierung verfügbar sind, angenommen werden. Dieser Ansatz kompensiert die relative Positionierung der Implantatkomponenten zueinander in Relation zum Röntgenstrahl.

Burckhardt u. a. [15] verwenden mit AbS einen im Grundsatz ähnlichen, auf 2D-3D-Registrierung beruhenden Ansatz, der semi-automatisch ausgeführt wird. Sie erzielen in ihrer

In-Vitro Validierung einen – im Vergleich zu dem in dieser Arbeit ermittelten – vergleichbaren mittleren Fehler von 0,01 mm. Allerdings ist die Standardabweichung mit 0,034 mm mehr als doppelt so hoch. Außerdem beinhaltet ihr Testprotokoll lediglich einheitliche 0,099 mm umfassende FHP-Schritte entlang der Longitudinalachse. Im Vergleich beträgt der mittlere Fehler von 0,01 mm bei der gewählten Schrittweite von 0,099 mm also einen Anteil von ca. 10 % des Gesamtbetrags. Weiterhin wird die Validierung ausschließlich in einer einzelnen Messreihe in Beckenposition mit insgesamt 14 FHP-Kombinationen durchgeführt. Im Vergleich zu den von Callary u. a. validierten zweidimensionalen Berechnungsverfahren zeigt sich aber beim Ansatz von Burckhardt u. a. bereits eine deutlich bessere Gesamtgenauigkeit.

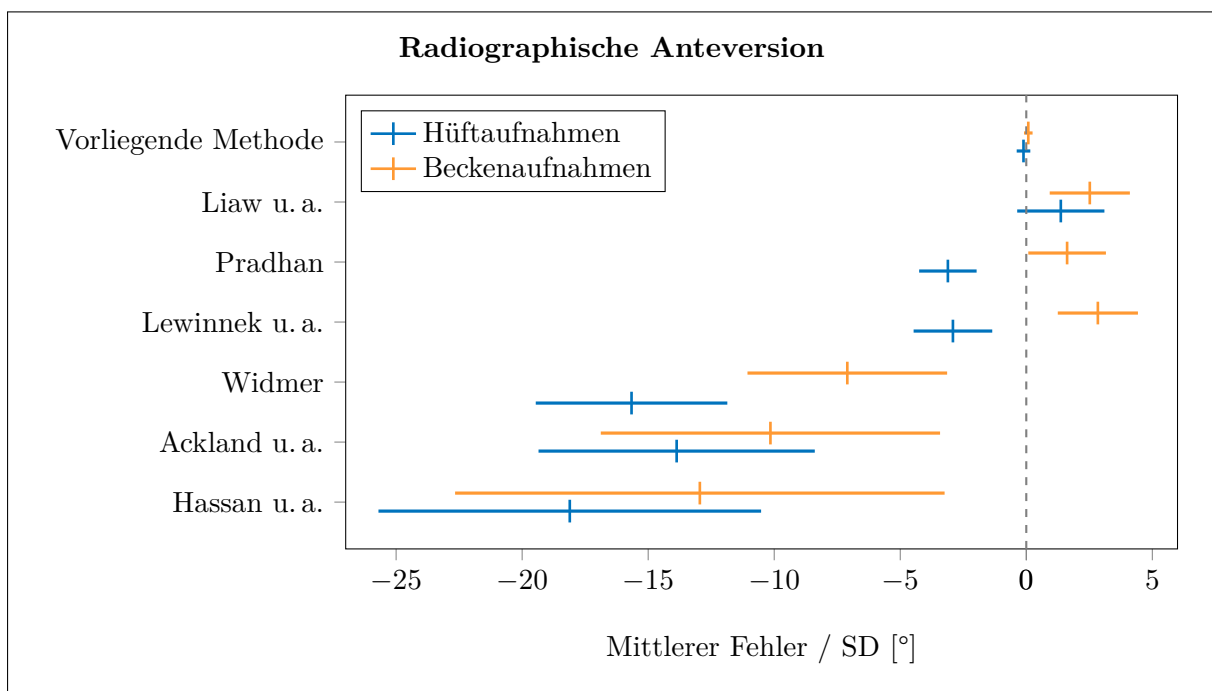


Abbildung 5.3.: Anteversion: Literaturvergleich der In-Vitro Messgenauigkeit mit anderen Methoden; Vergleichswerte entnommen aus Lee u. a. [41]

Callary u. a. [19] unterziehen ebenso wie Stilling u. a. [20] auch RSA-basierte Verfahren einer In-Vitro Validierung. Hierbei kommen MB-RSA, EGS-RSA und RSA-Ellipse zum Einsatz. Bei allen Verfahren bestätigen sich auch ohne die Implantation von zusätzlichen Metallmarkern die von diesen Verfahren erwartete hohe Genauigkeit. Nichtsdestotrotz wird trotz der aufwändigen, aus Kalibrierungsapparatur und zwei Röntgengeräten bestehenden RSA-Messaufbauten keine höhere Genauigkeit als mit dem hier vorgestellten, auf einem einzelnen Röntgenbild basierenden Verfahren erzielt (siehe Abbildung 5.2). Sogar mit Metallmarkern kann das als das genaueste von Callary u. a. ermittelte Messverfahren mit einem mittleren Fehler von 0,009 mm und einer Standardabweichung von 0,015 mm kein besseres Ergebnis erzielen.

Zusammengefasst zeigt die In-Vitro Validierung, dass das im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Verfahren auf einfachen AP-Röntgenbildern vollautomatisch sehr genaue FHP-Messungen durchführen kann, ohne kostenaufwändige Messaufbauten oder zusätzliche Strahlenbelastung für die Patienten zu benötigen.

Die Genauigkeit von den in der Wissenschaft etablierten Messverfahren der Pfannenanteversion von Ackland u. a. [24], Hassan u. a. [25], Lewinnek u. a. [21], Liaw u. a. [30], Pradhan [26] und Widmer [27] werden von Lee u. a. [41] in einem zu dieser Arbeit ähnlichen In-Vitro Aufbau evaluiert. Sie ermitteln die Genauigkeiten dieser Verfahren ebenfalls in Hüft- und Beckenposition und bestätigen dabei die in der Literatur bereits bekannte Positionsabhängigkeit sämtlicher dieser Messverfahren erneut (siehe Abbildung 5.3). Murphy u. a. [33] ermittelten kürzlich in ihrer Studie ähnliche Genauigkeiten der Methoden von Lewinnek u. a. und Widmer und stellen diesen ihre Orthogonal und AREA Methoden entgegen. Die AREA Methode erreicht dabei einen mittleren Fehler von $-0,2^\circ$ mit einer Standardabweichung von $2,7^\circ$, wobei die Grundwahrheiten durch CT-Messungen ermittelt werden. Sie bestimmen die Genauigkeit allerdings ausschließlich in Beckenaufnahmen. Da ihr Verfahren in den Grundzügen dem von Lewinnek u. a. ähnelt, ist die zu erwartende Abweichung bei Hüftgelenksaufnahmen in diesem Falle nicht mit abgebildet. In Anbetracht dessen ist der mit der in dieser Dissertation vorgelegten Methode erreichte mittlere Fehler von $-0,01^\circ$ bei einer Standardabweichung von $0,24^\circ$ in beiden relevanten AP-Aufnahmekategorien den weit verbreiteten Methoden des Stands der Technik überlegen. Beim Themenbereich der Inklinationbestimmung sind zum Zeitpunkt dieser Arbeit keine vergleichenden In-Vitro Studien bekannt. Der erzielte mittlere Fehler von $0,11^\circ$ bei einer Standardabweichung von $0,38^\circ$, kumuliert über Becken- und Hüftgelenksaufnahmen, bestätigt die hohe Genauigkeit, die bereits bei der Messung der Anteversion erreicht wird. Sowohl bei der Messung der Anteversion als auch der Inklination wird der bei Schwarz u. a. [37] sichtbare Einfluss der Positionierung im Röntgenbild inhärent behoben und ermöglicht somit konstant gute Ergebnisse ohne nachträgliche, komplexe Normalisierungsvorschriften.

Das Studiendesign weist folgende Schwächen und Limitierungen auf. Wie in anderen Studien [19, 20, 41, 150] auch werden die Genauigkeit und Präzision in In-Vitro Versuchen unter idealisierten Bedingungen bestimmt. Weitere Studien nutzen zur Validierung im Themenfeld der Pfannenorientierung in CTs ermittelte Grundwahrheiten im Vergleich zu Messungen in Röntgenbildern der selben Patienten [33, 36, 114]. Dies entspricht zwar einem realistischeren, klinischen Szenario, aber Murphy u. a. vermuten in ihrer Studie [33] bereits, dass die Genauigkeit der manuellen Messungen in CTs dabei einen limitierenden Faktor darstellt. In Anbetracht der dadurch eingeschränkten Aussagekraft ist im aktuellen Fall eine hohe, durch eine CT verursachte Strahlenbelastung für Patienten ethisch nicht vertretbar. Im Rahmen dieser Validierung werden nur jeweils ein Pfannen-, Kopf- und Schaftmodell betrachtet, was die Generalisierbarkeit der ermittelten Ergebnisse einschränkt. Insbesondere

der mit 36 mm Durchmesser recht große Femurkopf kann die ermittelte Genauigkeit der FHP-Messung im Vergleich zu Messungen mit kleineren Köpfen positiv beeinflussen [19]. Weiterhin wird keine Validierung sehr kleiner Anteversionen oder gar Retroversionen vorgenommen.

Trotz dieser Schwächen deutet diese Validierung eine insgesamt hohe Genauigkeit und Präzision bei der Messung der FHP-Parameter in Becken- und Hüftgelenksaufnahmen an. In Kombination mit der bestätigten Vollautomatisierung und der deterministischen und somit wiederholbaren Ausführung zeigt sich, dass die Methodik vielversprechend für einen Einsatz an echten Patientenbildern erscheint und die gesetzten Ziele im In-Vitro Versuch erreicht werden.

5.2. In-Vivo Präzision

5.2.1. Einleitung

Die Evaluation der Genauigkeit der HTEP-Messungen in In-Vivo Datensätzen stellt ein schwer lösbares Problem dar, da vor allem die zuverlässige Ermittlung der Grundwahrheiten bei der FHP auch im Falle einer Explantation nur bedingt umsetzbar ist. Die in Kapitel 5.1 ermittelte hohe In-Vitro Genauigkeit lässt die Ermittlung der Grundwahrheit mit Hilfe anderer bildbasierter Verfahren nicht sinnvoll erscheinen, da diese keine höhere Genauigkeit als das vorgeschlagene Verfahren erwarten lassen. Ähnlich verhält es sich bei der Bestimmung von Anteversion und Inklination. Murphy u. a. vermuten bei der CT-basierten Evaluation ihrer AREA-Methode, dass die hohe Standardabweichung zwischen der CT-basierten Grundwahrheit und ihrem Messverfahren auf Positionsänderungen und Messungenauigkeiten auf den CTs zurückzuführen ist [33]. Dieses Erkenntnis in Kombination mit der notwendigen Strahlenbelastung durch eine CT lassen daher auch eine solche Genauigkeitsbestimmung der Anteversion und Inklination nicht sinnvoll erscheinen. Daher beschränkt sich dieser Teil der Evaluation auf die Ermittlung der Präzision im In-Vivo Kontext.

5.2.2. Methoden und Patienten

Hierfür wurden von der Orthopädischen Universitätsklinik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg retrospektiv HTEP-Patienten identifiziert, bei denen postoperativ mehrere AP-Röntgenbilder in einer Serie aufgenommen wurden, die jeweils zumindest aus einer Becken- und einer Hüftgelenksaufnahme besteht. Daher ist bei diesen zwei Aufnahmen davon auszugehen, dass sich weder die Orientierung der Implantatskomponenten noch

deren relative Ausrichtung zueinander in diesen beiden Aufnahmen signifikant unterscheidet. Daraus folgt, dass bei einer Bestimmung der HTEP-Parameter beider Bilder deren Werte annähernd konstant bleiben. Insbesondere bei der Bestimmung von Anteversion und Inklination sollten die in anderen Messverfahren auftretenden systematischen Fehler aufgrund der unterschiedliche Aufnahmepositionen mit der in dieser Arbeit entwickelten Methodik nicht signifikant sein.

Insgesamt enthält der Datensatz 148 Patienten mit Implantaten verschiedener Hersteller. Die Firma ImplanTec (Mödling, Österreich) stellt jeweils ein CAD-Model ihrer Hüftpfannenserien Alpha und Hybrid zur Verfügung, die bei 10 Patienten aus der gesamten Kohorte implantiert sind. Von 9 der 10 Patienten sind die CAD-Modelle der Hüftköpfe verfügbar, so dass bei diesen eine Messung der FHP möglich ist. Die Präzision wird mittels mittlerer Abweichung zwischen den Ergebnissen der Becken- und Hüftgelenksaufnahmen, deren Standardabweichung samt 95 %-Konfidenzintervall und dem RMSE ermittelt. Zudem wird die Signifikanz der Abweichungen mittels zweiseitigem, gepaartem T-Test ($p=0,05$) bestimmt. Des Weiteren wird die durchschnittliche Änderung der globalen Pfannenposition zwischen der Hüft- und Beckenaufnahme in latero-kaudaler Richtung mittels Mittelwert, Standardabweichung und 95 %-Konfidenzintervall ermittelt.

5.2.3. Ergebnisse

Tabelle 5.4 zeigt die ermittelten Ergebnisse. Bei keinem der Parameter zeigen sich signifikante Unterschiede in den Messungen. Die Ergebnisse sind immer in Bezug zur veränderten Pfannenposition zwischen den beiden Aufnahmen zu betrachten. Durchschnittlich ist die Pfanne bei den Beckenaufnahmen 117,1 mm weiter lateral und 16,3 mm kaudal im Vergleich zur Hüftaufnahme positioniert. Die Standardabweichungen und 95 %-Konfidenzintervalle betragen lateral 9,9 mm (110,1 mm bis 124,1 mm) bzw. kaudal 39,6 mm (−11,6 mm bis 44,3 mm). Die zu Grunde liegenden Messwerte sind im Anhang in Tabelle A.10 zu finden.

Tabelle 5.4.: Differenzen der In-Vivo gemessenen HTEP-Parameter in Beckenaufnahmen in Referenz zu denen gemessen in Hüftaufnahmen der selben Patienten innerhalb einer Aufnahmeserie: Die Abweichungen von Δ_{medial} und Δ_{kranial} geben an, wie sich der Kopf laut Messung zwischen den beiden Aufnahmen relativ zur Pfanne bewegt. Die Distanz beschreibt den sich daraus ergebenden euklidischen Abstand, der somit eine falsch positiv ermittelte FHP darstellt. Die Abweichungen von RI und RA beschreiben die gemessenen Unterschiede in der Pfannenorientierung.

	FHP [mm]				
	Abweichung Δ_{medial}	Abweichung Δ_{kranial}	Distanz	Abweichung RI [°]	Abweichung RA [°]
Anzahl	8	8	8	10	10
$\bar{O} \pm \text{SD}$	$0,026 \pm 0,043$	$0,022 \pm 0,041$	$0,060 \pm 0,028$	$0,233 \pm 1,112$	$0,015 \pm 1,059$
CI 95 %	-0,009 bis 0,062	-0,011 bis 0,055	0,037 bis 0,083	-0,550 bis 1,016	-0,731 bis 0,762
RMSE	0,048	0,044	0,065	1,080	1,005
p-Wert	0,1293	0,1694	N/A ¹	0,5244	0,9647

¹ Ein zweiseitiger gepaarter T-Test kann nicht angewendet werden, da die ermittelte Distanz aufgrund der Richtungsunabhängigkeit stets positiv ist.

5.2.4. Diskussion

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen vor allem bei Anteversion und Inklination eine hohe Übereinstimmung ohne signifikante Unterschiede zwischen den Messungen in Hüftgelenks- und Beckenposition. Die in der In-Vitro Validierung angedeutete Unabhängigkeit von der Aufnahmeart bestätigt sich somit auch bei der Analyse klinischer Bilder. Die Standardabweichung von jeweils knapp über einem Grad bei RI und RA ist als sehr gering einzustufen und dürfte zumindest zum Teil schon durch leichte Positionsveränderungen der Patienten und des Röntgengeräts zwischen den beiden Aufnahmen zu erklären sein.

Bei der FHP werden im T-Test zwar keine signifikanten Unterschiede festgestellt, jedoch deutet sich eine leichte Tendenz hin zur Messung eines höheren Versatzes des Kopfs in Relation zur Pfanne in medio-kranialer Richtung von Hüftgelenks- hin zu Beckenaufnahme an. Im Vergleich zu Burckhardt u. a. [15] ergibt sich eine fast identische Standardabweichung des Messfehlers, jedoch ist der mittlere Fehler deutlich höher als bei diesen. Bezogen auf den individuellen Messfehler in Form der euklidischen Distanz ergibt sich mit einer mittleren Entfernung $60 \mu\text{m}$ bei einer Standardabweichung von nur $28 \mu\text{m}$ ein Anzeichen für einen systematischen Messfehler. Hierbei ist zu vermuten, dass dieser seinen Ursprung im Wechsel der Aufnahmeposition verbunden mit einer unzureichenden Genauigkeit der relativen Ausgangsposition der CAD-Modelle von Kopf- und Pfanne auf deren z-Objektachse (siehe Abschnitt 4.10.2) begründet hat. Da die CAD-Modelle der jeweiligen PE-Inlays nicht vorliegen, kann die relative Positionierung von Kopf und Pfanne nur approximiert werden, was somit den Hauptgrund für den relativ hohen mittleren Fehler darstellen kann.

Die In-Vivo Validierung der Messpräzision weist mehrere Nachteile auf. Wie bereits erwähnt ist die theoretische initiale Positionierung von Kopf- und Pfannenmodell nicht bekannt, wodurch ein systematischer Messfehler bei wechselnder Aufnahmeart auftreten kann. Durch den in vergleichbaren Arbeiten nicht vorhandenen Wechsel der Aufnahmeart zwischen den Doppelmessungen können auftretende systematische Messfehler in ihrer Ursache nicht eindeutig benannt werden, da keine Abgrenzung von genereller Messungenauigkeit und durch unzureichende Informationen bezüglich der CAD-Daten induzierter Ungenauigkeit erfolgen kann. Des Weiteren wird die Validierung nur anhand von 8 (FHP) bzw. 10 (RI und RA) Doppelmessungen vorgenommen, da die CAD-Modelle für die weiteren Patientenbilder nicht vorliegen. Eine größere Patientenkohorte würde zum einen eine höhere generelle Aussagekraft befördern, zum anderen wäre ein breiteres Spektrum an Implantattypen und -größen vorteilhaft für die Allgemeingültigkeit der Validierung.

5.3. Sensitivitätsanalyse der Konfigurationsparameter

5.3.1. Einleitung

Im Laufe der Entwicklung der vorliegenden Messmethode wurden zahlreiche Konfigurationsparameter empirisch ermittelt und die Methodik mit diesen Konfigurationsparametern in der In-Vitro Validierung in Abschnitt 5.1 und der In-Vivo Validierung in Abschnitt 5.2 evaluiert. Um den Einfluss dieser Parameter systematisch bewerten und eventuelle Schwachstellen bei deren Festsetzung aufdecken zu können, ist eine weitergehende Analyse notwendig. Da In-Vitro Experimente eine idealisierte Umgebung bereitstellen und Änderungen von Konfigurationsparametern, die möglicherweise die Genauigkeit und Präzision in der klinischen Anwendung beeinflussen, möglicherweise falsch bewertet werden, erfolgt in diesem Teil der Evaluation eine Sensitivitätsanalyse mit realen Röntgenbildern. Hierfür sind Bilder notwendig, die nicht die Grundlage der vorhergehenden empirischen Ermittlung der Konfigurationswerte bildeten.

5.3.2. Methoden und Patienten

Aus diesem Grund werden hierfür erneut die in Abschnitt 5.2.2 verwendeten Patientendatensätze der Orthopädischen Universitätsklinik der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg herangezogen. In den insgesamt 20 davon verwendbaren Röntgenbildern werden wiederholt Anteversion, Inklination und die relative Positionierung von Kopf und Pfanne zueinander, unterteilt nach medialem und kranialem Versatz, ermittelt. Anschließend werden die folgenden Konfigurationsparameter geändert und die Messungen wiederholt, um den Einfluss der einzelnen Änderungen auf die Messergebnisse zu ermitteln:

Voxel: Auflösung der CAD-Voxelmodelle, isotropische Kantenlänge

Standard: 0,15 mm

Evaluation: 0,1 mm; 0,25 mm; 0,5 mm

Kantenglättung Kantenglättung der CAD-Voxelmodelle

Standard: 2-fach

Evaluation: keine; 1-fach; 3-fach

Kopfmaske: Vergrößerung der ursprünglichen Segmentierungsmaske des Femurkopfs

Standard: In Addition zum Durchmesser des Femurkopfs: 10 mm

Evaluation: 5 mm; 15 mm

Pfannenmaske: Vergrößerung der ursprünglichen Segmentierungsmaske der Pfanne

Standard: 12 mm

Evaluation: 4 mm; 8 mm; 16 mm

Abtaste Schrittweite der Abtastung in der Vorwärtsprojektion in minimalen Kantenlängen der CAD-Voxelmodelle

Standard: 2-fach

Evaluation: 0,5-fach; 1-fach; 3-fach; 4-fach

AP-Position: Initiale Positionierung des CAD-Modells der Hüftpfanne in AP-Richtung

Standard: dynamisch laut Berechnungsvorschrift in Abschnitt 4.9.1

Evaluation: 100 mm; 200 mm; 300 mm vor dem Detektor

Population Size: Größe der Population Size bei jeder Iteration der Optimierung

Standard: 200

Evaluation: 50, 100, 300

Die verwendeten Pfannenimplantate weisen im Gegensatz zu dem in der In-Vitro Validierung in Abschnitt 5.1 verwendeten Implantat keine Öffnungen für Befestigungsschrauben auf, die die Symmetrie in der z-Objektachse stören. Dies macht die aufwändige Mehrfachregistrierung in verschiedenen Ausgangsorientierungen um die z-Objektachse der Pfanne obsolet. Die Messungen erfolgen somit mit einem vereinfachten Protokoll, das lediglich die einmalige Registrierung von zuerst der Pfanne und anschließend des Kopfs vorsieht.

Statistische Auswertung

Für die Messerergebnisse jeder Konfigurationsänderung werden die Differenzen zu den erzielten Messergebnissen mit der Standardkonfiguration berechnet. Für die ermittelten Unterschiede in Anteversion, Inklination, medialen und kranialen Versatz werden je Konfigurationsparameter die mittlere Abweichung, die Standardabweichung und das 95 %-Konfidenzintervall ermittelt. Des Weiteren werden die jeweiligen Box-Whisker-Plots erzeugt, in denen mögliche Ausreißer erkennbar sind. Sehr starke Ausreißer, die die Skalierung des Box-Whisker-Plots vollkommen aus dem relevanten Wertebereich verschieben würden, werden am Rand des sinnhaften Wertebereichs platziert, rot hervorgehoben und mit dem zugehörigen Wert in Textform versehen.

5.3.3. Ergebnisse

Die Ergebnisse der mittleren Abweichung, Standardabweichung und des 95 %-Konfidenzintervalls sind in Tabelle 5.5 aufgeführt. Die Abbildungen 5.4 bis 5.7 zeigen die Box-Whisker-Plots der Abweichungen von medialem Versatz (5.4), kranialen Versatz (5.5), RI (5.6) und RA (5.7).

Tabelle 5.5.: Sensitivitätsanalyse der Konfigurationsparameter – Vergleich der jeweils gemessenen HTEP-Parameter in Relation zu denen mit den standardmäßigen Konfigurationsparametern gemessenen. Angegeben werden jeweils die mittlere Abweichung, die Standardabweichung und das 95 %-Konfidenzintervall.

Konfigurationsparameter	Abweichung Δ medial [mm] (n=16)	Abweichung Δ kranial [mm] (n=16)	Abweichung RI [°] (n=20)	Abweichung RA [°] (n=20)
Voxel:				
0,1 mm	-0,000 ± 0,009 (-0,005 bis 0,005)	-0,001 ± 0,008 (-0,006 bis 0,003)	0,005 ± 0,015 (-0,002 bis 0,013)	-0,009 ± 0,044 (-0,030 bis 0,012)
0,25 mm	0,009 ± 0,025 (-0,004 bis 0,023)	0,005 ± 0,021 (-0,006 bis 0,016)	-0,001 ± 0,016 (-0,009 bis 0,007)	0,049 ± 0,071 (0,015 bis 0,084)
0,5 mm	0,037 ± 0,069 (-0,000 bis 0,075)	0,033 ± 0,054 (0,003 bis 0,063)	0,003 ± 0,032 (-0,012 bis 0,019)	0,039 ± 0,156 (-0,036 bis 0,113)
Kantenglättung:				
keine	0,003 ± 0,005 (-0,000 bis 0,005)	0,002 ± 0,006 (-0,001 bis 0,005)	0,003 ± 0,014 (-0,003 bis 0,010)	-0,023 ± 0,041 (-0,043 bis -0,004)
1-fach	-0,002 ± 0,002 (-0,002 bis -0,001)	-0,002 ± 0,002 (-0,003 bis -0,001)	-0,002 ± 0,013 (-0,008 bis 0,004)	0,002 ± 0,014 (-0,004 bis 0,009)
3-fach	-0,000 ± 0,004 (-0,002 bis 0,001)	-0,001 ± 0,004 (-0,003 bis 0,001)	0,000 ± 0,016 (-0,007 bis 0,008)	0,004 ± 0,020 (-0,006 bis 0,014)

Konfigurationsparameter	Abweichung Δ medial [mm] (n=16)	Abweichung Δ kranial [mm] (n=16)	Abweichung RI [°] (n=20)	Abweichung RA [°] (n=20)
Kopfmaske:				
5 mm	-0,003 ± 0,003 (-0,005 bis -0,001)	-0,002 ± 0,002 (-0,003 bis -0,001)	0,000 ± 0,000 (0,000 bis 0,000)	0,000 ± 0,000 (0,000 bis 0,000)
15 mm	0,001 ± 0,002 (-0,000 bis 0,002)	0,000 ± 0,001 (-0,000 bis 0,001)	0,000 ± 0,000 (0,000 bis 0,000)	0,000 ± 0,000 (0,000 bis 0,000)
Pfannenmaske:				
4 mm	0,090 ± 0,352 (-0,103 bis 0,283)	0,082 ± 0,319 (-0,093 bis 0,257)	-0,146 ± 0,622 (-0,444 bis 0,152)	0,814 ± 3,565 (-0,893 bis 2,520)
8 mm	-0,001 ± 0,002 (-0,003 bis -0,000)	-0,000 ± 0,002 (-0,001 bis 0,001)	-0,003 ± 0,016 (-0,010 bis 0,004)	0,003 ± 0,017 (-0,005 bis 0,011)
16 mm	0,000 ± 0,002 (-0,001 bis 0,001)	-0,000 ± 0,002 (-0,002 bis 0,001)	-0,001 ± 0,015 (-0,008 bis 0,007)	0,002 ± 0,015 (-0,005 bis 0,010)
Abtastrate:				
0,5-fach	0,000 ± 0,006 (-0,003 bis 0,003)	-0,000 ± 0,005 (-0,003 bis 0,002)	0,001 ± 0,015 (-0,007 bis 0,008)	0,005 ± 0,030 (-0,010 bis 0,019)
1-fach	0,000 ± 0,006 (-0,003 bis 0,004)	-0,000 ± 0,005 (-0,003 bis 0,002)	0,001 ± 0,012 (-0,005 bis 0,007)	0,002 ± 0,035 (-0,015 bis 0,019)
3-fach	0,001 ± 0,010 (-0,004 bis 0,006)	0,001 ± 0,010 (-0,004 bis 0,007)	-0,004 ± 0,019 (-0,013 bis 0,004)	-0,004 ± 0,071 (-0,038 bis 0,030)
4-fach	0,002 ± 0,011 (-0,004 bis 0,008)	0,003 ± 0,012 (-0,004 bis 0,009)	0,002 ± 0,022 (-0,009 bis 0,012)	-0,043 ± 0,094 (-0,088 bis 0,002)
AP-Position:				
-100 mm	-0,001 ± 0,003 (-0,002 bis 0,001)	-0,000 ± 0,003 (-0,002 bis 0,001)	-0,002 ± 0,010 (-0,007 bis 0,002)	0,003 ± 0,021 (-0,007 bis 0,013)
-200 mm	-0,001 ± 0,002 (-0,002 bis 0,000)	-0,000 ± 0,002 (-0,001 bis 0,001)	0,002 ± 0,014 (-0,005 bis 0,008)	0,002 ± 0,013 (-0,004 bis 0,008)
-300 mm	-0,000 ± 0,003 (-0,002 bis 0,001)	-0,000 ± 0,002 (-0,001 bis 0,001)	-0,003 ± 0,009 (-0,007 bis 0,002)	0,000 ± 0,017 (-0,008 bis 0,008)
Population Size:				
50	-0,006 ± 0,021 (-0,018 bis 0,005)	-0,006 ± 0,019 (-0,017 bis 0,004)	0,044 ± 0,202 (-0,052 bis 0,141)	-1,061 ± 4,610 (-3,267 bis 1,145)
100	-0,001 ± 0,002 (-0,002 bis 0,000)	-0,000 ± 0,002 (-0,001 bis 0,001)	-0,002 ± 0,014 (-0,008 bis 0,005)	0,002 ± 0,018 (-0,007 bis 0,011)
300	0,001 ± 0,003 (-0,001 bis 0,002)	0,000 ± 0,003 (-0,001 bis 0,002)	-0,002 ± 0,008 (-0,006 bis 0,001)	-0,002 ± 0,014 (-0,008 bis 0,005)

Zunächst ist zu beachten, dass die Änderung der Kopfmaske keine Auswirkung auf die Messung der RI und RA hat, da die Registrierung der Pfanne nur einmalig vor der des Kopfs stattfindet und sie somit unabhängig von der Größe der Kopfmaske ist.

Insgesamt traten zwei Falschregistrierungen von Hüftpfannen auf. Beim Konfigurationsparameter Pfannenmaske 4 mm erfolgt eine vollkommene Fehlregistrierung der Hüftpfanne, die auch visuell leicht auszumachen ist. Aus der falschen Pfannenpositionierung ergeben sich in der Folge Ausreißer in allem vier betrachteten HTEP-Parametern.

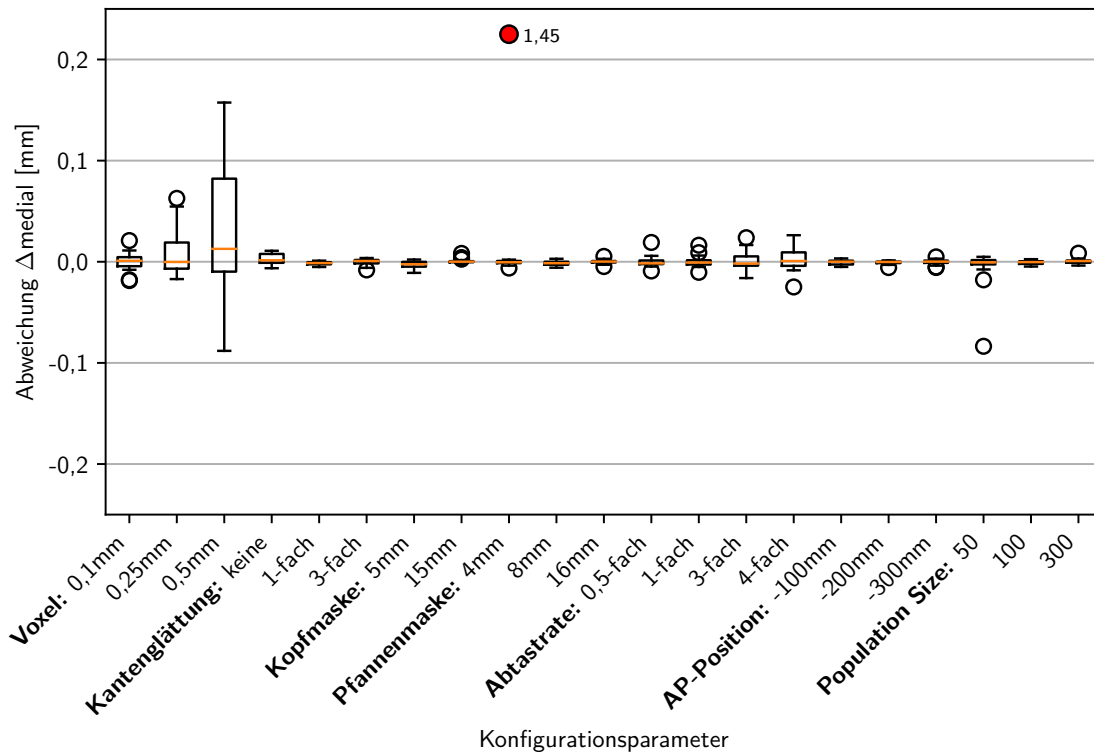


Abbildung 5.4.: Abweichung Δ_{medial}

Bei der Population Size von 50 wird bei einer Pfanne eine Retroversion anstatt einer Anteversion ermittelt. Auch hierdurch ergeben sich Ausreißer in den anderen drei HTEP-Parametern bei der Vermessung dieses Bilds. Jedoch stellen sich diese im Vergleich zum vorangegangenen Fall als wertmäßig deutlich weniger gravierend dar.

Neben diesen offensichtlichen Ausreißern zeigt sich im Gesamtbild, dass die Median-Werte der Abweichungen bei allen Kombinationen von HTEP- und Konfigurationsparametern relativ niedrig sind. Lediglich bei der Voxelgröße von 0,5 mm sind im Median relevante Abweichungen sowohl beim medialen als auch beim kranialen Versatz erkennbar. Bei der Standardabweichung zeigen sich größere zufällige Fehler in Bezug auf den Versatz vor allem bei den größeren Voxelgrößen 0,5 mm und 0,25 mm, aber auch bei den geringeren Abtastraten 3-fach und 4-fach.

Bei der Inklination sind außer den erwähnten Ausreißern keine relevanten systematischen oder zufälligen Abweichungen erkennbar. Sie liegen immer unter $0,1^\circ$.

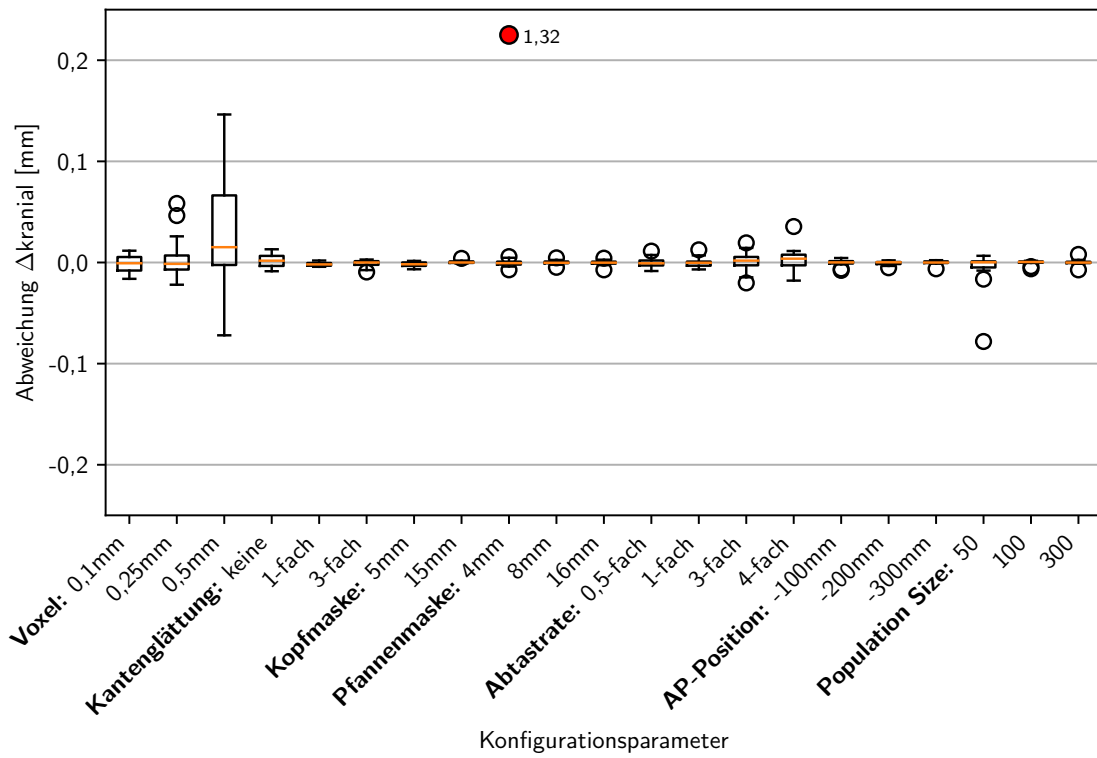


Abbildung 5.5.: Abweichung Δ kranial

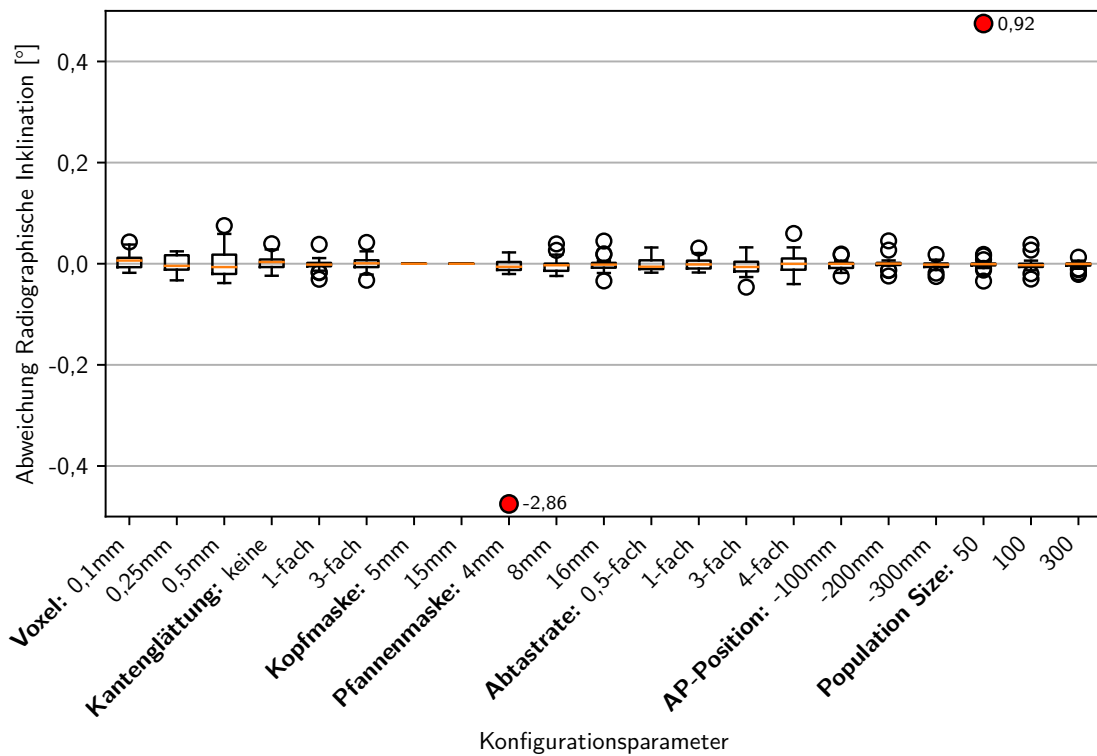


Abbildung 5.6.: Abweichung radiographische Inklination

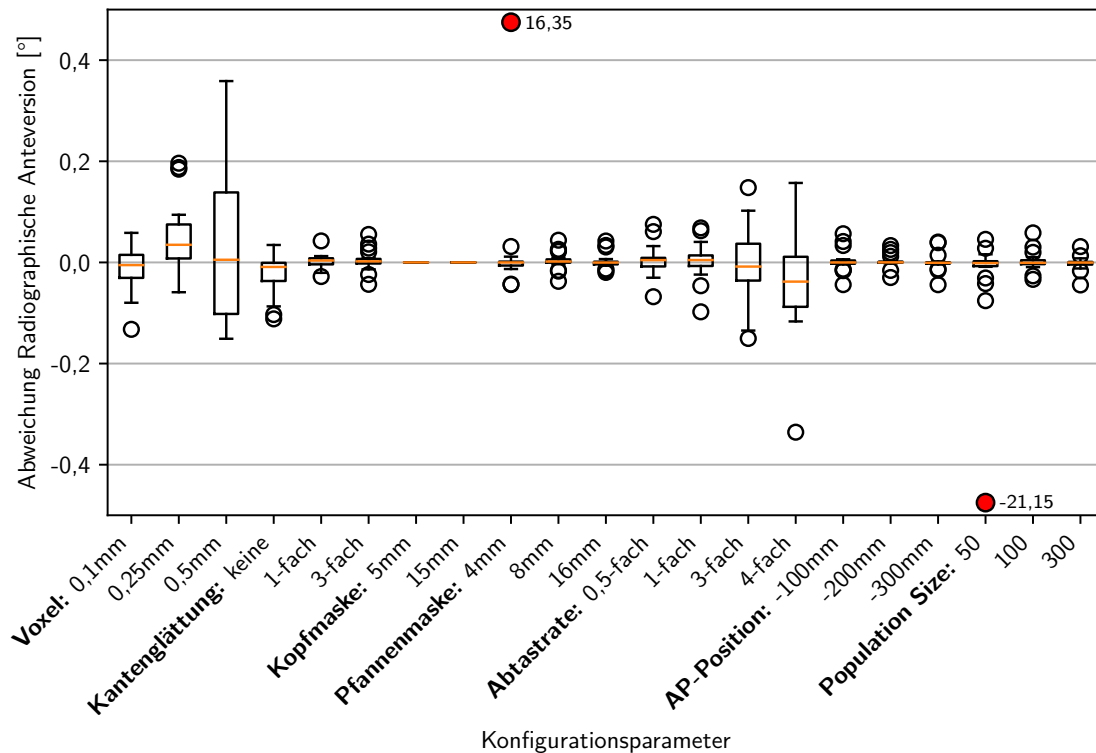


Abbildung 5.7.: Abweichung radiographische Anteversion

Bei der Anteversion liegen die maximalen Abweichungen in der Regel unter $0,2^\circ$. Lediglich die beiden erwähnten Ausreißer und die Verwendung grober Voxelgrößen und geringer Abtastraten weisen höheren Abweichungen in den Messresultaten auf.

5.3.4. Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, dass der Einfluss von geringen Änderungen der Konfigurationsparameter um die gewählten Standardwerte herum keinen signifikanten Einfluss auf die Präzision des Messverfahrens haben. Große Veränderung hingegen können die erzielten Resultate erheblich beeinflussen.

Besonders kritisch ist die Situation bei zu kleinen Pfannenmasken mit nur 4 mm Vergrößerung zu betrachten. Offensichtlich funktioniert in diesem Fall das gewählte Ähnlichkeitsmaß aufgrund der zu geringen Sichtbarkeit der Außenkanten der Hüftpfannen nicht mehr ausreichend zuverlässig, was eine falsch positiv gemessene Pfannenretroversion zur Folge hat. Größer als der Standard gewählte Pfannenmasken hingegen scheinen keinen Einfluss auf die Messpräzision zu haben. Somit bestätigt sich, dass das gewählte Ähnlichkeitsmaß auf einen gewissen Abstand der Außenkanten von Pfannenmaske und sichtbarer Pfanne angewiesen ist, die genaue Größe aber keinen signifikanten Einfluss hat, solange ein Mindestmaß nicht unterschritten wird.

Ebenfalls wenig Einfluss hat die Größe der Population Size des Optimierungsalgorithmus CMA-ES. Vom Standardwert 200 ausgehend weisen weder die mit 100 noch die mit 300 Parametersätzen pro Optimierungsiteration erzielten Ergebnisse klinisch relevante Abweichungen auf. Erst bei einer sehr geringen Population Size von 50 tritt wiederum eine fälschlicherweise als retrovertiert gemessene Hüftpfanne auf, was für diese Messung dann auch beim medialen und kranialen Versatz zu Messausreißern führt. Zusammenfassend erscheint der gewählte Standardwert von 200 ein guter Kompromiss aus Ausführungsgeschwindigkeit und Messpräzision zu sein. Eine Verringerung zu Gunsten einer besseren Ausführungsgeschwindigkeit erscheint möglich. Dies sollte aber anhand einer größeren Patientenkohorte zunächst bestätigt werden.

Die Größe der automatisch erzeugten Kopfmaske scheint keinen signifikanten Einfluss auf den medialen und kranialen Versatz der gemessenen relativen Positionen von Kopf und Pfanne zu haben. Weder eine Vergrößerung noch eine Verkleinerung verursachen dort klinisch relevante Messunterschiede im Vergleich zur Standardgröße. Einen Einfluss auf die Pfannenregistrierung weist die Kopfmaske aufgrund der nachgelagerten Anwendung ebenfalls nicht auf. Da die Validierung nur mit Köpfen des Durchmesser von 32 mm durchgeführt wird, kann ein möglicher Einfluss bei anderen Kopfdurchmessern jedoch nicht ausgeschlossen werden.

Bei der initialen Positionierung des Pfannenmodells bei der Registrierung der Hüftpfanne zeigt sich kein signifikanter Einfluss der initial gewählten Position der Pfanne zwischen Röntgenquelle und -detektor. Im Vergleich zum gewählten, relativ komplexen Berechnungsalgorithmus scheinen auch die drei untersuchten, sehr einfachen Varianten mit festem Abstand zum Detektor keinerlei Nachteile aufzuweisen. Alle Pfannen können im gleichen Maße wie mit dem Standardverfahren registriert werden. Der Verdacht, dass ein solcher Fixwert zu Ausreißern führt, scheint unbegründet zu sein. Somit sollte in zukünftigen Versionen der gesamten Messmethodik aufgrund der wesentlich geringeren Komplexität der Berechnung mit einem Fixwert der Vorzug gegeben werden.

Die weiteren gewählten Konfigurationsparameter hängen alle direkt mit der Vorwärtsprojektion und deren Darstellungsqualität zusammen. Beispielsweise bewirkt eine Verringerung der räumlichen Auflösung der Voxelvolumen der CAD-Modelle vor allem bei sehr grob aufgelösten Modellen mit einer Kantenlänge von 0,5 mm hohe Abweichungen bei den Messergebnissen. Auch im Vergleich zu Voxelkantenlängen von 0,25 mm sind klinisch relevante Messabweichungen beim Versatz zu erkennen. Im Vergleich zu den mit 0,1 mm Kantenlänge etwas besser aufgelösten Voxelmodellen hingegen zeigen sich beim Versatz keine klinisch relevanten Abweichungen. Daher kann die gewählte Standardkantenlänge von 0,15 mm als guter Kompromiss zwischen Ausführungsgeschwindigkeit und Darstellung- und damit Messqualität angesehen werden.

Die Kantenglättung der Modelle hingegen hat keinerlei klinisch relevanten Einfluss. Somit scheint die optisch bessere Darstellung der Vorwärtsprojektion ohne Treppenstufeneffekte aus Sicht der Messgenauigkeit und -präzision keine Vorteile zu bieten und kann in Zukunft beim Erstellen der Voxelvolumen deaktiviert werden.

Die standardmäßig gewählte Abtastrate erzeugt im Vergleich zu höheren Abtastraten nahezu identische Ergebnisse. Verglichen mit den Ergebnissen, die mit geringeren Abtastraten erzielt werden, ist deren Standardabweichung fast doppelt so hoch. Somit zeigt sich, dass der gewählte Standardwert einen guten Kompromiss zwischen Ausführungsgeschwindigkeit und Messpräzision darstellt.

Zusammenfassend betrachtet sind Unterschiede bei Konfigurationsparametern, die die Vorwärtsprojektion betreffen, insgesamt als relevanter einzustufen als die übrigen. Das bedeutet, dass die Vorwärtsprojektion und deren gewählte Parameter in der Gesamtheit einen großen Einfluss haben und letztendlich immer einen Kompromiss aus Ausführungsgeschwindigkeit und Messpräzision und -genauigkeit darstellen. Daher sollte in Zukunft ein Vorwärtsprojektor entwickelt werden, der diese Einflussfaktoren so weit wie möglich reduziert. Eine direkte Projektion der Oberflächenmodelle würde die Einflussfaktoren Voxelgröße, Kantenglättung der Voxel und Abtastrate obsolet machen und die Wahrscheinlichkeit einer unbeabsichtigten Einflussnahme deutlich verringern.

Ebenso wie bei der Untersuchung der In-Vivo Präzision in Abschnitt 5.2 weist diese Sensitivitätsanalyse den Nachteil auf, dass nur relativ wenige Röntgenaufnahmen dafür verwendet werden. Eine größere Kohorte würde eventuell eine höhere Anzahl an starken Ausreißern zu Tage fördern und somit eine noch bessere Aussagefähigkeit über die Stabilität des Messverfahrens in Bezug auf die gewählten Konfigurationsparameter aufweisen. Des Weiteren werden alle Konfigurationsparameter ausschließlich unabhängig voneinander betrachtet. Würden mehrere zu Gunsten einer besseren Ausführungsgeschwindigkeit verändert werden, könnte die Kombination zu bisher unentdeckten Nebeneffekten führen und müsste somit in Zukunft noch einmal gesondert betrachtet werden.

6. Klinische Anwendung

Die in dieser Arbeit entwickelte und validierte Messmethode zur Bestimmung von HTEP-Parametern wird bereits in einer ersten klinischen Studie, der VITAS-Studie, verwendet. Deren bisher veröffentlichte Zwischenergebnisse [151] werden in diesem Abschnitt partiell beschrieben. In der Studie wird untersucht, inwiefern sich die klinischen Langzeitergebnisse von Inlays mit gewöhnlichen, quervernetzten, ultrahochmolekulargewichtigen Polyethylenen von zusätzlich mit Vitamin-E versetzten Inlays unterscheiden. Insgesamt führen sechs orthopädische Fachzentren in Deutschland diese Studie durch und akquirierten insgesamt 400 Patienten, die initial bereit waren, 15 Jahre daran teilzunehmen. Zum Zeitpunkt der Veröffentlichung lagen von insgesamt 94 Patienten AP-Röntgenaufnahmen dreier Zeitpunkte vor: direkt postoperativ (PostOP), ein Jahr und fünf Jahre nach der Intervention. Mit Hilfe des vorliegenden Verfahrens werden die FHP und die Änderungen von RA und RI zwischen den Zeitpunkten gemessen. Die implantierten HTEP-Komponenten stammen ebenso wie in der In-Vitro Validierung (siehe Abschnitt 5.1) vom Hersteller Aesculap (Tuttlingen, Deutschland). Dabei kommen zementlose Hüftpfannen der PlasmaCup-Serie zum Einsatz. Die Keramikhüftköpfe weisen alle einen Durchmesser von 32 mm auf. Die PE-Inlays sind entsprechend des Studiendesigns in zwei Gruppen aufgeteilt: zum einen die Gruppe mit Inlays mit Vitamin-E (UHMWPE-XE) und zum anderen die Kontrollgruppe mit Inlays ohne zusätzliche Antioxidantien (UHMWPE-X).

Der Abrieb wird relativ zwischen den Aufnahmen ein und fünf Jahre nach der Operation bestimmt. Eine ungewollte Einflussnahme durch den anfänglichen Creep wird somit ausgeschlossen. Die vorliegende Messmethode kann bei insgesamt 82 der 94 Patienten alle gewünschten HTEP-Parameter vollautomatisch bestimmen. Bei 12 Patienten ist die Messung der FHP aufgrund der schlechten Bildqualität nicht durchführbar, wobei auch eine probenhalber durchgeführte manuelle Veränderung der Pfannen- und Kopfmasken keine maßgebliche Verbesserung bringt. Dies entspricht auch den Ergebnissen der Sensitivitätsanalyse in Abschnitt 5.3, die Änderungen der Maskengrößen nur einen geringen Einfluss auf die Messresultate bescheinigt. Dennoch ist insbesondere die automatische Registrierung der Pfanne in allen Fällen erfolgreich. Insgesamt gehören 51 Patienten der UHMWPE-XE Gruppe (davon 43 mit erfolgreicher FHP-Messung) und 43 der UHMWPE-X Kontrollgruppe an (davon 39 mit erfolgreicher FHP-Messung).

Der Vergleich der erzielten Messergebnisse erfolgt zwischen beiden Patientengruppen.

Dazu werden jeweils die mittlere Abriebsrate, deren Median, Standardabweichung und Minimum und Maximum ermittelt. Beim Abrieb erfolgt die Berechnung wie beschrieben zwischen den Ein- und Fünf-Jahres Aufnahmen, bei der RI und RA als Absolutwert an jedem der drei Zeitpunkte. Im Falle einer mittels Shapiro-Wilk-Test festgestellten Normalverteilung geschieht die Signifikanzprüfung der Unterschiede mittels zweiseitigem, gepaartem studentischen T-Test. Liegt keine Normalverteilung vor, findet stattdessen der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test Anwendung.

Tabelle 6.1.: Jährlicher Abrieb im Vergleich zwischen gewöhnlichem (UHMWPE-X) und mit Vitamin-E versetzten (UHMWPE-XE) hochvernetztem Polyethylen (Datenquelle: [151])

Abrieb pro Jahr	UHMWPE-XE	UHMWPE-X
Anzahl	43	39
Mittelwert [mm]	0,024	0,023
Median [mm]	0,024	0,018
SD [mm]	0,012	0,015
Minimum [mm]	0,007	0,007
Maximum [mm]	0,067	0,070

Bei der Messung des Abriebs (siehe Tabelle 6.1) können keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen festgestellt werden ($p=0,73$). Im Verlauf des Zeitraums zwischen Intervention und fünf Jahre nach der Intervention ergeben sich zudem keine signifikanten Veränderungen bei der gemessenen RI (siehe Tabelle 6.2) in den Gruppen UHMWPE-XE ($p=0,77$) und UHMWPE-X ($p=0,81$).

Tabelle 6.2.: Radiographische Inklination im Vergleich zwischen gewöhnlichem (UHMWPE-X) und mit Vitamin-E versetztem (UHMWPE-XE) hochvernetztem Polyethylen (Datenquelle: [151])

Inklination	UHMWPE-XE (n=51)			UHMWPE-X (n=43)		
	PostOP	1 Jahr	5 Jahre	PostOP	1 Jahr	5 Jahre
Mittelwert [°]	39,5	40,2	39,8	40,9	41,7	41,2
Median [°]	39,0	40,6	39,3	40,7	40,9	40,8
SD [°]	5,4	6,8	6,1	5,5	5,0	4,7
Minimum [°]	28,9	26,7	26,4	29,9	31,4	29,1
Maximum [°]	52,2	53,3	53,3	52,7	55,4	54,1

Im Gegensatz dazu verändert sich die gemessene RA signifikant im ersten Jahr nach der Intervention (siehe Tabelle 6.3). Sowohl in der UHMWPE-XE ($p=0,002$) als auch in der UHMWPE-X ($p=0,0001$) Gruppe erhöht sich die durchschnittliche Anteversion deutlich um $4,5^\circ$ bzw. $5,7^\circ$. In den darauf folgenden vier Jahren ergeben sich hingegen keine weiteren signifikanten Veränderungen in den Gruppen UHMWPE-XE ($p=0,56$) und UHMWPE-X ($p=0,46$).

Tabelle 6.3.: Radiographische Anteversion im Vergleich zwischen gewöhnlichem (UHMWPE-X) und mit Vitamin-E versetztem (UHMWPE-XE) hochvernetztem Polyethylen (Datenquelle: [151])

Anteversion	UHMWPE-XE (n=51)			UHMWPE-X (n=43)		
	PostOP	1 Jahr	5 Jahre	PostOP	1 Jahr	5 Jahre
Mittelwert [°]	21,0	25,5	26,1	18,2	23,9	22,8
Median [°]	20,8	26,3	27,5	18,6	24,1	22,9
SD [°]	7,2	7,1	8,0	6,0	7,1	8,1
Minimum [°]	6,0	10,9	12,0	7,3	10,3	9,4
Maximum [°]	37,4	46,1	51,0	33,2	44,2	40,1

Die Ergebnisse zeigen, dass in den ersten fünf Jahren nach der Implantation keine signifikanten Unterschiede beim Abrieb zwischen den neuartigen, mit Vitamin-E versetzten Inlays und den gewöhnlichen Inlays auftreten. Die ermittelten Abriebsraten liegen im erwartbaren Bereich. Der initiale Anstieg der gemessenen Anteversion hingegen bedarf weiterer Analysen, da die Gründe hierfür nicht abschließend ermittelt werden können. So kann eine anfängliche Migration der Pfanne ebenso die Ursache hierfür sein wie eine Rotation des Beckens und der damit einhergehenden Änderung des APPT.

Zusammengefasst betrachtet zeigt die in der vorliegenden Arbeit entwickelte Methode in dieser Studie [151], dass eine automatische und benutzerunabhängige Analyse der HTEP-Parameter auch in größeren Patientenkohorten möglich ist. Die Messung der Pfannenorientierungen ist in allen Fällen erfolgreich und plausibel. Ausschließlich bei sehr schlechter Bildqualität ist keine Analyse der FHP möglich, da die Konturen der Hüftköpfe nicht mehr erkennbar sind. Dies hätte aber auch bei anderen Messmethoden unweigerlich zu Problemen geführt.

7. Abschließende Diskussion und Ausblick

Das Ziel dieser Dissertation ist die Entwicklung und Validierung eines vollautomatischen Verfahrens zur Bestimmung von Anteversion, Inklination und FHP von Hüft-Totalendoprothesen in AP-Röntgenbildern des klinischen Alltags. Die funktionalen Anforderungen können dabei mit einer auf 2D-3D-Registrierungen basierenden Optimierung erfüllt werden, welche zum Zwecke der Initialisierung durch eine mit CNNs umgesetzte Segmentierung und Annotation ergänzt wird. Durch die hiermit erreichte Vollautomatisierung lassen sich die Messungen deterministisch reproduzieren und nachvollziehen und machen zudem subjektive und zeitaufwändige Benutzereingaben obsolet.

Die Evaluation im In-Vitro Experiment bestätigt eine Ebenbürtigkeit der vorgeschlagenen Methodik im Bereich der zweidimensionalen Abriebsmessung mit dem Stand der Technik, obwohl dieser auf einen erheblich aufwändigeren Röntgenaufbau angewiesen ist. Bei der Messung der Pfannenorientierung zeigt ein Phantomexperiment eine im Literaturvergleich deutlich höhere Messgenauigkeit sowie die Unabhängigkeit von der Positionierung des Implantats im Röntgenbild. In einer In-Vivo Evaluation werden Doppelmessungen in Patientenbildern unter erschwerten Bedingungen, verursacht durch einen Wechsel von Hüft- zu Beckenaufnahmen, durchgeführt. Die dabei ermittelte Präzision ist jedoch auch in diesem besonderen klinischen Anwendungsfall als hoch einzustufen. Somit erscheint auch eine Tauglichkeit für Messungen an realen Bilddaten gegeben. Final bestätigt eine weitere In-Vivo Untersuchung den gewählten Standardwerten der internen Konfigurationsparameter des Messprozesses einen guten Kompromiss aus Stabilität und Ausführungsgeschwindigkeit. Die Messmethodik kann in einer abschließend vorgestellten ersten Anwendung im Rahmen einer klinischen Studie unter Beweis stellen, HTEP-Parameter in heterogenen Datensätzen aus mehreren klinischen Zentren vollautomatisch verarbeiten zu können und dabei klinisch-wissenschaftlich nachvollziehbare Messergebnisse zu erzielen.

Die entwickelte Methodik weist dennoch mehrere Nachteile auf, deren Behebung Teil zukünftiger Forschung und Entwicklung sein sollte. Die gemessenen Werte von Pfannenanteversion und -inklination sind im Falle von Rotationen des Beckens zwar rechnerisch auf die APP und die ITL referenzierbar, jedoch stehen bisher keine automatischen Verfahren für deren Berechnung in Röntgenbildern zur Verfügung. Die ITL könnte mittels CNN-basierter Landmarkenplatzierung in den AP-Röntgenbildern ermittelt werden. Dafür käme eine Vorauswahl der ROI mittels Faster R-CNN [141] oder RetinaNet [152] samt nachgelagerter

Landmarkenplatzierung, beispielsweise mittels Stacked Hourglass Networks [153] oder HRNet [154], in Frage. Der APPT ist in AP-Röntgenbildern prinzipbedingt nur schwer bestimmbar. Doiguchi u. a. [155] und Tannast u. a. [156] schlagen hierfür Ansätze vor, die ebenfalls auf anatomischen Landmarken basieren. Ebenso wie bei der ITL könnten diese mit Hilfe von CNNs automatisch detektiert werden. Die grundsätzliche Anwendbarkeit und Genauigkeit dieser Verfahren muss allerdings noch weitergehend evaluiert werden. Auch der Einsatz von Shape Models ist in Betracht zu ziehen [157–159]. Im Falle von vorhandenen CT-Aufnahmen der Patienten kommt außerdem eine 2D-3D-Registrierung des segmentierten und annotierten Beckens in Frage [28]. Ebenfalls geeignet wären laterale Röntgenaufnahmen oder EOS-Bilder, um darin mit Hilfe von Landmarkendetektion den APPT zu bestimmen.

Weiteres Verbesserungspotential besteht bei dem verwendeten Vorwärtsprojektor. Dieser eignet sich neben dem in der vorliegenden Arbeit beschriebenen Einsatzzweck auch dafür, inhomogene anatomische Strukturen zu projizieren und beispielsweise bei der Registrierung einer segmentierten CT des menschlichen Beckens Verwendung zu finden. Ein probeweise durchgeführtes Experiment zeigt einen deutlichen Geschwindigkeitsvorteil eines in OpenGL umgesetzten Vorwärtsprojektors [160], der direkt die zu Grunde liegenden CAD-Oberflächenmodelle im STL-Format nutzt. Zwar ist ein solcher ausschließlich für die Projektion homogener Körper geeignet, im Gegenzug entfällt aber der zusätzliche, verlustbehaftete Diskretisierungsschritt des Erstellens der Voxelvolumen.

Eine ebenfalls sinnvolle Erweiterung der Funktionalität stellt die dreidimensionale Messung der FHP dar. Ähnlich wie bei RSA ist hierfür eine Registrierung zweier Aufnahmen aus verschiedenen Aufnahmerichtungen notwendig, die zusätzlich auch eine fehlerfreie Abgrenzung von Anteversion und Retroversion sicherstellen würde. In der vorliegenden Implementierung ist diese Funktionalität bereits grundlegend integriert. Aufgrund bisher nicht zur Verfügung stehender In-Vivo Daten wurde sie bis zu diesem Zeitpunkt jedoch nicht angewendet oder In-Vitro validiert.

Ein grundlegendes Problem stellt die Abhängigkeit von den CAD-Modellen der Implantate dar. Insofern diese nicht vorliegen, sind keine Messungen durchführbar. Dieser Umstand verhindert beispielsweise bei der In-Vivo Evaluation der Präzision in Abschnitt 5.2 die Nutzung eines größeren Teils der Patientenkohorte. Ansätze, wie sie bei EGS-RSA oder RSA Ellipse Anwendung finden, könnten bei bestimmten Implantattypen Abhilfe schaffen. Jedoch besteht im Falle einer zweidimensionalen FHP-Messung auch dann weiterhin die Abhängigkeit von Informationen über die exakte relative Ausrichtung von Pfanne und Kopf entlang der Acetabulumachse, wobei diese einfacher zu erlangen sind als vollständige CAD-Modelle.

Zusammenfassend stellt die in dieser Dissertation entwickelte Methodik erstmals ein

vollautomatisches Verfahren zur Berechnung von Pfannenorientierung und Abrieb von Hüftendoprothesen zur Verfügung, dessen hohe Messgenauigkeit und -präzision In-Vitro und In-Vivo validiert ist. Die exakte Reproduzierbarkeit der Messergebnisse und die Unabhängigkeit von Benutzereingaben sind aktuell einzigartig und ermöglichen aufgrund der retrospektiven Anwendbarkeit auf Röntgenbilder des klinischen Alltags eine breit angelegte Nutzung auf umfangreichen und bereits bestehenden Bilddatenbanken.

Literaturverzeichnis

- [1] A. Grimberg, V. Jansson, O. Melsheimer und A. Steinbrück, *Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) - Jahresbericht 2019*. EPRD Deutsche Endoprothesenregister gGmbH, 2019, ISBN: 978-3-9817673-4-6.
- [2] B. Blaus, *Hip Replacement*, Wikimedia Commons, 12. Nov. 2015. Adresse: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hip_Replacement.png (besucht am 20.07.2020).
- [3] S. Glyn-Jones, P. McLardy-Smith, H. S. Gill und D. W. Murray, „The creep and wear of highly cross-linked polyethylene: a three-year randomised, controlled trial using radiostereometric analysis“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, Jg. 90, Nr. 5, S. 556–561, Mai 2008, ISSN: 0301-620X. DOI: 10.1302/0301-620X.90B5.20545.
- [4] M. C. Callanan, B. Jarrett, C. R. Bragdon, D. Zurakowski, H. E. Rubash, A. A. Freiberg und H. Malchau, „The John Charnley Award: Risk Factors for Cup Malpositioning: Quality Improvement Through a Joint Registry at a Tertiary Hospital“, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, Jg. 469, Nr. 2, S. 319–329, Feb. 2011, ISSN: 0009-921X, 1528-1132. DOI: 10.1007/s11999-010-1487-1.
- [5] M. Higa, H. Tanino, M. Abo, S. Kakunai und S. A. Banks, „Effect of acetabular component anteversion on dislocation mechanisms in total hip arthroplasty“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 44, Nr. 9, S. 1810–1813, Juni 2011, ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.04.002.
- [6] J. Kennedy, W. Rogers, K. Soffe, R. Sullivan, D. Griffen und L. Sheehan, „Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration“, *The Journal of Arthroplasty*, Jg. 13, Nr. 5, S. 530–534, Aug. 1998, ISSN: 08835403. DOI: 10.1016/S0883-5403(98)90052-3.
- [7] J. Livermore, D. Ilstrup und B. Morrey, „Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component.“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, Jg. 72, Nr. 4, S. 518–528, 1990.
- [8] J. M. Martell und S. Berdia, „Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs“, *J Bone Joint Surg Am*, Jg. 79, Nr. 11, S. 1635–41, 1997.

- [9] P. A. Devane, R. B. Bourne, C. H. Rorabeck, R. M. Hardie und J. G. Horne, „Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. I. Three-dimensional technique.“, *Clinical orthopaedics and related research*, Jg. 319, S. 303–316, 1995.
- [10] P. A. Devane, R. B. Bourne, C. H. Rorabeck, S. MacDonald und E. J. Robinson, „Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. II. Clinical application.“, *Clinical orthopaedics and related research*, Jg. 319, S. 317–326, 1995.
- [11] P. A. Devane und J. G. Horne, „Assessment of Polyethylene Wear in Total Hip Replacement“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 369, S. 59–72, Dez. 1999, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1097/00003086-199912000-00007.
- [12] M. Krismer, R. Bauer, J. Tschupik und P. Mayrhofer, „EBRA: a method to measure migration of acetabular components“, *Journal of biomechanics*, Jg. 28, Nr. 10, S. 1225–1236, 1995.
- [13] C. H. Geerdink, B. Grimm, W. Vencken, I. C. Heyligers und A. J. Tonino, „The determination of linear and angular penetration of the femoral head into the acetabular component as an assessment of wear in total hip replacement: a comparison of four computer-assisted methods“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, Jg. 90, Nr. 7, S. 839–846, 2008.
- [14] K. V. Burckhardt, „Locating implants with respect to the bone in diagnostic X-ray images of the pelvis“, Diss., Ludwig-Maximilians-Universität, Munich, 2001.
- [15] K. Burckhardt, C. Dora, C. Gerber, J. Hodler und G. Székely, „Measuring orthopedic implant wear on standard radiographs with a precision in the 10 microm-range“, *Medical Image Analysis*, Jg. 10, Nr. 4, S. 520–529, Aug. 2006, ISSN: 1361-8415. DOI: 10.1016/j.media.2006.03.005.
- [16] J. Kärrholm, R. H. S. Gill und E. R. Valstar, „The History and Future of Radiostereometric Analysis“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 448, S. 10–21, Juli 2006, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1097/01.blo.0000224001.95141.fe.
- [17] B. Kaptein, E. Valstar, B. Stoel, P. Rozing und J. Reiber, „A new model-based RSA method validated using CAD models and models from reversed engineering“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 36, Nr. 6, S. 873–882, Juni 2003, ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00002-2.
- [18] B. L. Kaptein, E. R. Valstar, C. W. Spoor, B. C. Stoel und P. M. Rozing, „Model-based RSA of a Femoral Hip Stem Using Surface and Geometrical Shape Models“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 448, S. 92–97, Juli 2006, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1097/01.blo.0000224010.04551.14.

-
- [19] S. A. Callary, L. B. Solomon, O. T. Holubowycz, D. G. Campbell und D. W. Howie, „Accuracy of methods to measure femoral head penetration within metal-backed acetabular components: Accuracy of current methods to measure wear“, *Journal of Orthopaedic Research*, Jg. 35, Nr. 5, S. 988–996, Mai 2017, ISSN: 07360266. DOI: 10.1002/jor.23356.
- [20] M. Stilling, S. Kold, S. de Raedt, N. T. Andersen, O. Rahbek und K. Søballe, „Superior accuracy of model-based radiostereometric analysis for measurement of polyethylene wear“, *Bone & Joint Research*, Jg. 1, Nr. 8, S. 180–191, Aug. 2012, ISSN: 2046-3758. DOI: 10.1302/2046-3758.18.2000041.
- [21] G. E. Lewinnek, J. L. Lewis, R. Tarr, C. L. Compere und J. R. Zimmerman, „Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, Jg. 60, Nr. 2, S. 217–220, 1978.
- [22] J. D. Visser und J. G. Konings, „A new method for measuring angles after total hip arthroplasty. A study of the acetabular cup and femoral component“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, Jg. 63, Nr. 4, S. 556–559, 1981.
- [23] R. Y. Woo und B. F. Morrey, „Dislocations after total hip arthroplasty.“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, Jg. 64, Nr. 9, S. 1295–1306, 1982.
- [24] M. Ackland, W. Bourne und H. Uthoff, „Anteversion of the acetabular cup. Measurement of angle after total hip replacement“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, S. 409–413, 1986.
- [25] D. M. Hassan, G. H. Johnston, W. N. Dust, L. G. Watson und D. Cassidy, „Radiographic calculation of anteversion in acetabular prostheses“, *The Journal of Arthroplasty*, Jg. 10, Nr. 3, S. 369–372, Juni 1995, ISSN: 08835403. DOI: 10.1016/S0883-5403(05)80187-1.
- [26] R. Pradhan, „Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposterior radiographs“, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Jg. 81, Nr. 3, S. 5, 1999, 00200.
- [27] K.-H. Widmer, „A simplified method to determine acetabular cup anteversion from plain radiographs“, *The Journal of Arthroplasty*, Jg. 19, Nr. 3, S. 387–390, Apr. 2004, ISSN: 08835403. DOI: 10.1016/j.arth.2003.10.016.
- [28] S. Blendea, K. Eckman, B. Jaramaz, T. J. Levison und A. M. DiGioia, „Measurements of acetabular cup position and pelvic spatial orientation after total hip arthroplasty using computed tomography/radiography matching“, *Computer Aided Surgery*, Jg. 10, Nr. 1, S. 37–43, Jan. 2005, ISSN: 1092-9088, 1097-0150. DOI: 10.3109/10929080500178032.

- [29] B. Jaramaz und K. Eckman, „2D/3D Registration for Measurement of Implant Alignment After Total Hip Replacement“, in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2006*, R. Larsen, M. Nielsen und J. Sporring, Hrsg., Ser. Lecture Notes in Computer Science, Berlin, Heidelberg: Springer, 2006, S. 653–661, ISBN: 978-3-540-44728-3. DOI: 10.1007/11866763_80.
- [30] C.-K. Liaw, S.-M. Hou, R.-S. Yang, T.-Y. Wu und C.-S. Fuh, „A New Tool for Measuring Cup Orientation in Total Hip Arthroplasties from Plain Radiographs“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 451, S. 134–139, Okt. 2006, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1097/01.blo.0000223988.41776.fa.
- [31] G. P. Penney, P. J. Edwards, J. H. Hipwell, M. Slomczykowski, I. Revie und D. J. Hawkes, „Postoperative calculation of acetabular cup position using 2-D–3-D registration“, *IEEE transactions on biomedical engineering*, Jg. 54, Nr. 7, S. 1342–1348, 2007.
- [32] S. D. Steppacher, M. Tannast, G. Zheng, X. Zhang, J. Kowal, S. E. Anderson, K. A. Siebenrock und S. B. Murphy, „Validation of a new method for determination of cup orientation in THA“, *Journal of Orthopaedic Research*, Jg. 27, Nr. 12, S. 1583–1588, Juni 2009, ISSN: 07360266. DOI: 10.1002/jor.20929.
- [33] M. P. Murphy, C. J. Killen, S. J. Ralles, N. M. Brown, W. J. Hopkinson und K. Wu, „A precise method for determining acetabular component anteversion after total hip arthroplasty“, *The Bone & Joint Journal*, Jg. 101-B, Nr. 9, S. 1042–1049, Sep. 2019, ISSN: 2049-4394, 2049-4408. DOI: 10.1302/0301-620X.101B9.BJJ-2019-0085.R1.
- [34] M. A. Alzohiry, M. K. Abdelnasser, M. Moustafa, M. Mahran, H. Bakr, Y. Khalifa, A. Abelaal, H. Atta und G. Z. Said, „Accuracy of plain antero-posterior radiographic-based methods for measurement of acetabular cup version“, *International Orthopaedics*, Jg. 42, Nr. 12, S. 2777–2785, Dez. 2018, ISSN: 0341-2695, 1432-5195. DOI: 10.1007/s00264-018-3984-x.
- [35] J.-X. Zhao, X.-Y. Su, Z. Zhao, R.-X. Xiao, L.-C. Zhang und P.-F. Tang, „Three-dimensional orientation and location-dependent varying rules of radiographic angles of the acetabular cup“, *International Orthopaedics*, Jg. 42, Nr. 8, S. 1819–1825, Aug. 2018, ISSN: 0341-2695, 1432-5195. DOI: 10.1007/s00264-018-3809-y.
- [36] J.-H. Nho, Y.-K. Lee, H. J. Kim, Y.-C. Ha, Y.-S. Suh und K.-H. Koo, „Reliability and validity of measuring version of the acetabular component“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, Jg. 94-B, Nr. 1, S. 32–36, Jan. 2012, ISSN: 0301-620X, 2044-5377. DOI: 10.1302/0301-620X.94B1.27621.

-
- [37] T. Schwarz, M. Weber, M. Wörner, T. Renkawitz, J. Grifka und B. Craiovan, „Central X-ray beam correction of radiographic acetabular cup measurement after THA: an experimental study“, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Jg. 12, Nr. 5, S. 829–837, Mai 2017, ISSN: 1861-6410, 1861-6429. DOI: 10.1007/s11548-016-1489-x.
- [38] J.-X. Zhao, X.-Y. Su, Z. Zhao, R.-X. Xiao, L.-C. Zhang und P.-F. Tang, „Radiographic assessment of the cup orientation after total hip arthroplasty: a literature review“, *Annals of Translational Medicine*, Jg. 8, Nr. 4, 2020.
- [39] T. Kalteis, M. Handel, T. Herold, L. Perlick, C. Paetzel und J. Grifka, „Position of the acetabular cup—accuracy of radiographic calculation compared to CT-based measurement“, *European Journal of Radiology*, Jg. 58, Nr. 2, S. 294–300, Mai 2006, ISSN: 0720048X. DOI: 10.1016/j.ejrad.2005.10.003.
- [40] M. Lu, Y.-X. Zhou, H. Du, J. Zhang und J. Liu, „Reliability and Validity of Measuring Acetabular Component Orientation by Plain Anteroposterior Radiographs“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 471, Nr. 9, S. 2987–2994, Sep. 2013, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1007/s11999-013-3021-8.
- [41] G. C. Lee, S. H. Lee, S. W. Kang, H. S. Park und S. Jo, „Accuracy of planar anteversion measurements using anteroposterior radiographs“, *BMC Musculoskeletal Disorders*, Jg. 20, Nr. 1, S. 586, Dez. 2019, ISSN: 1471-2474. DOI: 10.1186/s12891-019-2979-0.
- [42] J. Olczak, N. Fahlberg, A. Maki, A. S. Razavian, A. Jilert, A. Stark, O. Sköldenberg und M. Gordon, „Artificial intelligence for analyzing orthopedic trauma radiographs: Deep learning algorithms — are they on par with humans for diagnosing fractures?“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 88, Nr. 6, S. 581–586, 2. Nov. 2017, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.1080/17453674.2017.1344459.
- [43] F. Galbusera, F. Niemeyer, H.-J. Wilke, T. Bassani, G. Casaroli, C. Anania, F. Costa, M. Brayda-Bruno und L. M. Sconfienza, „Fully automated radiological analysis of spinal disorders and deformities: a deep learning approach“, *European Spine Journal*, März 2019, 00001, ISSN: 0940-6719, 1432-0932. DOI: 10.1007/s00586-019-05944-z.
- [44] K. G. Seagrave, A. Troelsen, H. Malchau, H. Husted und K. Gromov, „Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty: A systematic review of the literature“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 88, Nr. 1, S. 10–17, Jan. 2017, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.1080/17453674.2016.1251255.
- [45] YassineMrabet, *Human anatomy Koerperebenen*, Wikimedia Commons, 26. März 2011. Adresse: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Human_anatomy_Koerperebenen.svg (besucht am 03.06.2020).

- [46] T. J. Filler, „Hüfte: Anatomische Grundlagen“, in *Hüfte*, Ser. Fortbildung Orthopädie · Traumatologie (Die ASG-Kurse der DGOOC), J. Jerosch, J. Heisel und A. B. Imhoff, Hrsg., Bd. 11, Darmstadt: Steinkopff, 2005, S. 3–24, ISBN: 978-3-7985-1555-0.
- [47] F. Eckstein, F. Paulsen und B. N. Tillman, „Organe des Bewegungsapparates“, in *Anatomie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010, S. 75–307, ISBN: 978-3-540-69483-0. DOI: 10.1007/978-3-540-69483-0_4.
- [48] K.-H. Widmer und B. Zurfluh, „Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion“, *Journal of Orthopaedic Research*, Jg. 22, Nr. 4, S. 815–821, Juli 2004, ISSN: 0736-0266, 1554-527X. DOI: 10.1016/j.orthres.2003.11.001.
- [49] B. Jaramaz, A. M. DiGioia, M. Blackwell und C. Nikou, „Computer Assisted Measurement of Cup Placement in Total Hip Replacement:“ en, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 354, S. 70–81, Sep. 1998, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1097/00003086-199809000-00010.
- [50] D. J. Samani und S. L. Weinstein, „The pelvic tear-figure: a three-dimensional analysis of the anatomy and effects of rotation.“, *Journal of pediatric orthopedics*, Jg. 14, Nr. 5, S. 650–659, 1994.
- [51] J. Winckelmann, P. M. Geiger, R. Decking, T. Mattes, H. Reichel und N. H. Müller, „Präoperative Vorbereitung“, in *AE-Manual der Endoprothetik*, L. Claes, P. Kirschner, C. Perka und M. Rudert, Hrsg., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, S. 129–159, ISBN: 978-3-642-14646-6. DOI: 10.1007/978-3-642-14646-6_6.
- [52] S. Kirschner, C. Hamann, S. Handreka, K. Günther und A. Hartmann, „Operationsplanung und Ergebniskontrolle in der elektiven Hüftendoprothetik: Angewandtes Qualitätsmanagement als Grundlage einer sicheren Patientenversorgung“, *Der Unfallchirurg*, Jg. 114, Nr. 9, S. 776–785, Sep. 2011, ISSN: 0177-5537, 1433-044X. DOI: 10.1007/s00113-011-2029-3.
- [53] M. Häggström, *X-ray of hip with total arthroplasty*, Wikimedia Commons, 15. Juni 2019. Adresse: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:X-ray_of_pelvis_with_total_arthroplasty.jpg (besucht am 08.09.2020).
- [54] D. McMinn, R. Treacy und P. Pynsnt, „Metal on Metal Surface Replacement of the Hip“, *Clinical Orthopaedics*, S. 10, 1996.
- [55] R. Willi, C. Rieker, M. Thomsen und P. Thomas, „Implantate“, in *AE-Manual der Endoprothetik*, L. Claes, P. Kirschner, C. Perka und M. Rudert, Hrsg., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, S. 47–82, ISBN: 978-3-642-14646-6. DOI: 10.1007/978-3-642-14646-6_3.

-
- [56] L. Servier, *hip replacement*, Wikimedia Commons, 29. Sep. 2019. Adresse: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Replacement_surgery_-_Total_hip_replacement_--_Smart-Servier.png (besucht am 24.07.2020).
- [57] N. P. Hailer, G. Garellick und J. Kärrholm, „Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register: Evaluation of 170,413 operations“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 81, Nr. 1, S. 34–41, Feb. 2010, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.3109/17453671003685400.
- [58] R. Pivec, A. J. Johnson, S. C. Mears und M. A. Mont, „Hip arthroplasty“, *The Lancet*, Jg. 380, Nr. 9855, S. 1768–1777, Nov. 2012, ISSN: 01406736. DOI: 10.1016/S0140-6736(12)60607-2.
- [59] C. J. Sychterz, A. M. Yang, J. P. McAuley und C. A. Engh, „Two-dimensional versus three-dimensional radiographic measurements of polyethylene wear“, *Clinical orthopaedics and related research*, Jg. 365, S. 117–123, 1999, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1097/00003086-199908000-00016.
- [60] J. E. Dowd, C. J. Sychterz, A. M. Young und C. A. Engh, „Characterization of long-term femoral-head-penetration rates: association with and prediction of osteolysis“, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Jg. 82, Nr. 8, S. 1102, 2000.
- [61] A. J. Hui, R. W. Mccalden, J. M. Martell, S. J. Macdonald, R. B. Bourne und C. H. Rorabeck, „Validation of two and three-dimensional radiographic techniques for measuring polyethylene wear after total hip arthroplasty“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, Jg. 85, Nr. 3, S. 505–511, März 2003, ISSN: 0021-9355. DOI: 10.2106/00004623-200303000-00017.
- [62] Z. Wan, A. Malik, B. Jaramaz, L. Chao und L. D. Dorr, „Imaging and Navigation Measurement of Acetabular Component Position in THA“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 467, Nr. 1, S. 32–42, Jan. 2009, ISSN: 0009-921X, 1528-1132. DOI: 10.1007/s11999-008-0597-5.
- [63] M. P. Abdel, P. von Roth, M. T. Jennings, A. D. Hanssen und M. W. Pagnano, „What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position“, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, Jg. 474, Nr. 2, S. 386–391, Feb. 2016, ISSN: 0009-921X, 1528-1132. DOI: 10.1007/s11999-015-4432-5.
- [64] D. W. Murray, „The definition and measurement of acetabular orientation“, *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, Jan. 1993. DOI: 10.1302/0301-620X.75B2.8444942.

- [65] Y. Nagao, H. Aoki, S.-J. Ishii, T. Masuda und M. Beppu, „Radiographic method to measure the inclination angle of the acetabulum“, *Journal of Orthopaedic Science*, Jg. 13, Nr. 1, S. 62–71, Jan. 2008, ISSN: 09492658. DOI: 10.1007/s00776-007-1188-0.
- [66] S. W. Higgins, E. M. Spratley, R. A. Boe, C. W. Hayes, W. A. Jiranek und J. S. Wayne, „A Novel Approach for Determining Three-Dimensional Acetabular Orientation: Results from Two Hundred Subjects“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, Jg. 96, Nr. 21, S. 1776–1784, Nov. 2014, ISSN: 0021-9355. DOI: 10.2106/JBJS.L.01141.
- [67] B. McKibbin, „Anatomical factors in the stability of the hip joint in the newborn“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, Jg. 52, Nr. 1, S. 148–159, 1970, Publisher: The British Editorial Society of Bone and Joint Surgery.
- [68] B. Lembeck, O. Mueller, P. Reize und N. Wuelker, „Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 76, Nr. 4, S. 517–523, Jan. 2005, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.1080/17453670510041501.
- [69] H. Kienapfel und A. Becker, „Prothesenregister und Langzeitergebnisse“, in *AE- Manual der Endoprothetik*, L. Claes, P. Kirschner, C. Perka und M. Rudert, Hrsg., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, S. 419–440, ISBN: 978-3-642-14646-6. DOI: 10.1007/978-3-642-14646-6_13.
- [70] T. R. Green, J. Fisher, J. B. Matthews, M. H. Stone und E. Ingham, „Effect of size and dose on bone resorption activity of macrophages by in vitro clinically relevant ultra high molecular weight polyethylene particles“, *Journal of Biomedical Materials Research*, S. 8, 2000.
- [71] Y. Jiang, T. Jia, P. H. Wooley und S.-Y. Yang, „Current research in the pathogenesis of aseptic implant loosening associated with particulate wear debris“, *Acta Orthop Belg*, Jg. 79, Nr. 1, S. 1–9, 2013, 00082.
- [72] T. D. Brown und J. J. Callaghan, „Impingement in total hip replacement: mechanisms and consequences“, *Current Orthopaedics*, Jg. 22, Nr. 6, S. 376–391, Dez. 2008, ISSN: 02680890. DOI: 10.1016/j.cuor.2008.10.009.
- [73] L. Engesaeter, S. A. Lie, B. Espehaug, O. Furnes, S. E. Vollset und L. I. Havelin, „Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty Effects of antibiotic prophylaxis systemically and in bone cement on the revision rate of 22,170 primary hip replacements followed 0-14 years in the Norwegian Arthroplasty Register“, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Jg. 74, Nr. 6, S. 644–651, Jan. 2003, ISSN: 0001-6470. DOI: 10.1080/00016470310018135.

-
- [74] L. B. Engesæter, B. Espehaug, S. A. Lie, O. Furnes und L. I. Havelin, „Does cement increase the risk of infection in primary total hip arthroplasty? Revision rates in 56,275 cemented and uncemented primary THAs followed for 0–16 years in the Norwegian Arthroplasty Register“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 77, Nr. 3, S. 351–358, Jan. 2006, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.1080/17453670610046253.
- [75] O. Dössel, *Bildgebende Verfahren in der Medizin*. Springer Berlin Heidelberg, 2016. DOI: 10.1007/978-3-642-54407-1.
- [76] S.-J. Lim und Y.-S. Park, „Plain Radiography of the Hip: A Review of Radiographic Techniques and Image Features“, *Hip & Pelvis*, Jg. 27, Nr. 3, S. 125, 2015, ISSN: 2287-3260, 2287-3279. DOI: 10.5371/hp.2015.27.3.125.
- [77] J. Vanrusselt, M. Vansevenant, G. Vanderschueren und F. Vanhoenacker, „Post-operative radiograph of the hip arthroplasty: what the radiologist should know“, *Insights into Imaging*, Jg. 6, Nr. 6, S. 591–600, Okt. 2015, ISSN: 1869-4101. DOI: 10.1007/s13244-015-0438-5.
- [78] M. Häggström, *X-ray of hip with total arthroplasty - Anteroposterior*, Wikimedia Commons, 15. Juni 2019. Adresse: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:X-ray_of_hip_with_total_arthroplasty_-_Anteroposterior.jpg (besucht am 08.09.2020).
- [79] ———, *X-ray of hip with total arthroplasty - Lateral*, Wikimedia Commons, 22. Juli 2019. Adresse: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:X-ray_of_hip_with_total_arthroplasty_-_Lateral.jpg (besucht am 09.09.2020).
- [80] M. Wybier und P. Bossard, „Musculoskeletal imaging in progress: The EOS imaging system“, *Joint Bone Spine*, Jg. 80, Nr. 3, S. 238–243, 2013, ISSN: 1297-319X. DOI: 10.1016/j.jbspin.2012.09.018.
- [81] E. Melhem, A. Assi, R. El Rachkidi und I. Ghanem, „EOS biplanar x-ray imaging: Concept, developments, benefits, and limitations“, *Journal of Children's Orthopaedics*, Jg. 10, Nr. 1, S. 1–14, Feb. 2016, ISSN: 1863-2521, 1863-2548. DOI: 10.1007/s11832-016-0713-0.
- [82] G. Charpak, „Prospects for the use in medicine of new detectors of ionizing radiation“, *Bulletin de l'Academie nationale de medecine*, Jg. 180, Nr. 1, S. 161, 1996.
- [83] M. Lobinsky und V. Worrall, *Investor Presentation*, EOS imaging, Apr. 2020. Adresse: https://www.eos-imaging.com/sites/default/files/documentation/EOSimaging_Corporate%20presentation_0.pdf (besucht am 25.08.2020).
- [84] A. J. Burghardt, T. M. Link und S. Majumdar, „High-resolution computed tomography for clinical imaging of bone microarchitecture“, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, Jg. 469, Nr. 8, S. 2179–2193, 2011.

- [85] D. Pryde, *Hip replacement periacetabular osteolysis / Radiology Case / Radiopaedia.org*, 2015. Adresse: <https://radiopaedia.org/cases/39285> (besucht am 18.08.2020).
- [86] J. F. Barrett und N. Keat, „Artifacts in CT: recognition and avoidance“, *Radiographics*, Jg. 24, Nr. 6, S. 1679–1691, 2004.
- [87] A. Blum, J.-B. Meyer, A. Raymond, M. Louis, O. Bakour, R. Kechidi, A. Chanson und P. Gondim-Teixeira, „CT of hip prosthesis: new techniques and new paradigms“, *Diagnostic and interventional imaging*, Jg. 97, Nr. 7-8, S. 725–733, 2016.
- [88] E. Sariali, R. Mauprivez, F. Khiami, H. Pascal-Mousselard und Y. Catonné, „Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating“, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, Jg. 98, Nr. 2, S. 151–158, 2012.
- [89] T. v. Schewelov, I. Önsten, P. Markusson und Å. Carlsson, „Weight bearing radiographs are not necessary for measurement of polyethylene penetration in total hip prostheses: A radiostereometric study of 111 patients examined in weight-bearing and supine position“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 77, Nr. 1, S. 104–108, Jan. 2006, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.1080/17453670610045768.
- [90] G. Digas, J. Kärrholm, J. Thanner, H. Malchau und P. Herberts, „Highly Cross-linked Polyethylene in Total Hip Arthroplasty: Randomized Evaluation of Penetration Rate in Cemented and Uncemented Sockets Using Radiostereometric Analysis“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 429, S. 6–16, Dez. 2004, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1097/01.blo.0000150314.70919.e3.
- [91] C. R. Bragdon, J. Thanner, M. E. Greene, H. Malchau, G. Digas, W. H. Harris und J. Kärrholm, „Standing versus Supine Radiographs in RSA Evaluation of Femoral Head Penetration“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 448, S. 46–51, Juli 2006, ISSN: 0009-921X. DOI: 10.1097/01.blo.0000224012.50292.67.
- [92] T. Ala Eddine, H. Migaud, C. Chantelot, A. Cotten, C. Fontaine und A. Duquenooy, „Variations of pelvic anteversion in the lying and standing positions analysis of 24 control subjects and implications for CT measurement of position of a prosthetic cup“, *Surgical and Radiologic Anatomy*, Jg. 23, Nr. 2, S. 105–110, Juni 2001, ISSN: 0930-1038, 1279-8517. DOI: 10.1007/s00276-001-0105-z.
- [93] G. G. Polkowski, R. M. Nunley, E. L. Ruh, B. M. Williams und R. L. Barrack, „Does standing affect acetabular component inclination and version after THA?“, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Jg. 470, Nr. 11, S. 2988–2994, Nov. 2012, ISSN: 0009-921X, 1528-1132. DOI: 10.1007/s11999-012-2391-7.

-
- [94] E. Mayr, O. Kessler, A. Prassl, F. Rachbauer, M. Krismer und M. Nogler, „The frontal pelvic plane provides a valid reference system for implantation of the acetabular cup: Spatial orientation of the pelvis in different positions“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 76, Nr. 6, S. 848–853, Jan. 2005, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.1080/17453670510045471.
- [95] S. A. Callary, L. B. Solomon, O. T. Holubowycz, D. G. Campbell, Z. Munn und D. W. Howie, „Wear of highly crosslinked polyethylene acetabular components“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 86, Nr. 2, S. 159–168, Apr. 2015, ISSN: 1745-3674. DOI: 10.3109/17453674.2014.972890.
- [96] I. F. Blom, L. A. Koster, B. T. Brinke und N. M. Mathijssen, „Effective radiation dose in radiostereometric analysis of the hip“, *Acta Orthopaedica*, S. 1–9, 2020.
- [97] P. Devane, J. Horne, G. Foley und J. Stanley, „Measuring the migration of the components and polyethylene wear after total hip arthroplasty: beads and specialised radiographs are not necessary“, *The Bone & Joint Journal*, Jg. 99, Nr. 10, S. 1290–1297, 2017.
- [98] M. Mitchell, *An introduction to genetic algorithms*. MIT press, 1998.
- [99] P.-E. Danielsson, „Euclidean distance mapping“, *Computer Graphics and image processing*, Jg. 14, Nr. 3, S. 227–248, 1980.
- [100] M. J. Kraay, R. D. Moore, J. M. Martell und C. M. Rimnac, „Reassessment of Computerized Wear Measurement for Total Hip Arthroplasty with Correction for Projectional Image Distortion: A Brief Follow-up Report“, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, Jg. 92, Nr. 9, S. 1858–1867, Aug. 2010, ISSN: 0021-9355. DOI: 10.2106/JBJS.I.00832.
- [101] T. Ilchmann, B. Mjöberg und H. Wingstrand, „Measurement accuracy in acetabular cup wear“, *The Journal of Arthroplasty*, Jg. 10, Nr. 5, S. 636–642, Okt. 1995, ISSN: 08835403. DOI: 10.1016/S0883-5403(05)80208-6.
- [102] M. Krismer, J. P. Tschupik, R. Bauer, P. Mayrhofer, B. Stöckl, M. Fischer und R. Biedermann, „Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen“, *Der Orthopäde*, Jg. 26, Nr. 3, S. 229–236, März 1997, ISSN: 0085-4530. DOI: 10.1007/PL00003378.
- [103] W. Gander, G. H. Golub und R. Strebel, „Least-squares fitting of circles and ellipses“, *BIT*, Jg. 34, Nr. 4, S. 558–578, Dez. 1994, ISSN: 0006-3835, 1572-9125. DOI: 10.1007/BF01934268.
- [104] J. R. Crockarell und C. M. Snearly, „Accuracy and Precision of Two Computer-Assisted Methods of Radiographic Wear Measurement in Total Hip Arthroplasty“, *The Journal of Arthroplasty*, Jg. 27, Nr. 1, S. 37–40, Jan. 2012, ISSN: 08835403. DOI: 10.1016/j.arth.2011.04.008.

- [105] K. Burckhardt, G. Szekely, H. Notzli, J. Hodler und C. Gerber, „Submillimeter measurement of cup migration in clinical standard radiographs“, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Jg. 24, Nr. 5, S. 676–688, Mai 2005, ISSN: 0278-0062. DOI: 10.1109/TMI.2005.846849.
- [106] N. Börlin, S. M. Röhrli und C. R. Bragdon, „RSA wear measurements with or without markers in total hip arthroplasty“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 39, Nr. 9, S. 1641–1650, Jan. 2006, ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.004.
- [107] C. R. Bragdon, M. E. Greene, A. A. Freiberg, W. H. Harris und H. Malchau, „Radiostereometric Analysis Comparison of Wear of Highly Cross-Linked Polyethylene Against 36- vs 28-mm Femoral Heads“, *The Journal of Arthroplasty*, Jg. 22, Nr. 6, S. 125–129, Sep. 2007, ISSN: 08835403. DOI: 10.1016/j.arth.2007.03.009.
- [108] E. Valstar, F. de Jong, H. Vrooman, P. Rozing und J. Reiber, „Model-based Roentgen stereophotogrammetry of orthopaedic implants“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 34, Nr. 6, S. 715–722, Juni 2001, 00128, ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00028-8.
- [109] Y. Fukuoka, A. Hoshino und A. Ishida, „A simple radiographic measurement method for polyethylene wear in total knee arthroplasty“, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Jg. 7, Nr. 2, S. 228–233, Juni 1999, ISSN: 10636528. DOI: 10.1109/86.769413.
- [110] J. Canny, „A computational approach to edge detection“, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Jg. PAMI-8, Nr. 6, S. 679–698, 1986.
- [111] M. G. Teeter, D. D. R. Naudie, R. B. Bourne und D. W. Holdsworth, „How Do CAD Models Compare With Reverse Engineered Manufactured Components for Use in Wear Analysis?“, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, Jg. 470, Nr. 7, S. 1847–1854, Juli 2012, ISSN: 0009-921X, 1528-1132. DOI: 10.1007/s11999-011-2143-0.
- [112] R. H. McLaren, „Prosthetic hip angulation“, *Radiology*, Jg. 107, Nr. 3, S. 705–706, 1973.
- [113] A. Marx, M. von Knoch, J. Pförtner, M. Wiese und G. Saxler, „Misinterpretation of cup anteversion in total hip arthroplasty using planar radiography“, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, Jg. 126, Nr. 7, S. 487–492, Sep. 2006, ISSN: 0936-8051, 1434-3916. DOI: 10.1007/s00402-006-0163-0.
- [114] T. Nomura, M. Naito, Y. Nakamura, T. Ida, D. Kuroda, T. Kobayashi, T. Sakamoto und H. Seo, „An analysis of the best method for evaluating anteversion of the acetabular component after total hip replacement on plain radiographs“, *The Bone & Joint Journal*, Jg. 96-B, Nr. 5, S. 597–603, Mai 2014, ISSN: 2049-4394, 2049-4408. DOI: 10.1302/0301-620X.96B.33013.

-
- [115] T. E. Snijders, T. P. C. Schlösser, S. M. van Gaalen, R. M. Castelein, H. Weinans und A. de Gast, „Non-equivalent Results from Different Anteversion Measurements Methods for the Evaluation of the Acetabular Cup Orientation in Total Hip Arthroplasty“, *Orthopaedic Surgery*, Jg. 11, Nr. 2, S. 241–247, Apr. 2019, ISSN: 1757-7853, 1757-7861. DOI: 10.1111/os.12445.
- [116] A. P. Wines und D. McNicol, „Computed Tomography Measurement of the Accuracy of Component Version in Total Hip Arthroplasty“, *The Journal of Arthroplasty*, Jg. 21, Nr. 5, S. 696–701, Aug. 2006, ISSN: 08835403. DOI: 10.1016/j.arth.2005.11.008.
- [117] S. W. Mian, G. Truchly und F. A. Pflum, „Computed tomography measurement of acetabular cup anteversion and retroversion in total hip arthroplasty“, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, Jg. 276, S. 206–209, 1992.
- [118] H. Olivecrona, L. Weidenhielm, L. Olivecrona, M. Beckman, A. Stark, M. Noz, G. Maguire, M. Zeleznik, L. Svensson und T. Jonson, „A new CT method for measuring cup orientation after total hip arthroplasty: A study of 10 patients“, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Jg. 75, Nr. 3, S. 252–260, Jan. 2004, ISSN: 0001-6470. DOI: 10.1080/00016470410001169.
- [119] B. Ghelman, C. K. Kepler, S. Lyman und A. G. Della Valle, „CT outperforms radiography for determination of acetabular cup version after THA“, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, Jg. 467, Nr. 9, S. 2362–2370, 2009.
- [120] T. D. Roth, N. A. Maertz, J. A. Parr, K. A. Buckwalter und R. H. Choplin, „CT of the Hip Prosthesis: Appearance of Components, Fixation, and Complications“, *RadioGraphics*, Jg. 32, Nr. 4, S. 1089–1107, Juli 2012, ISSN: 0271-5333, 1527-1323. DOI: 10.1148/rg.324115183.
- [121] A. Jedenmalm, F. Nilsson, M. E. Noz, D. D. Green, U. W. Gedde, I. C. Clarke, A. Stark, G. Q. Maguire, M. P. Zeleznik und H. Olivecrona, „Validation of a 3d CT method for measurement of linear wear of acetabular cups: A hip simulator study“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 82, Nr. 1, S. 35–41, Feb. 2011, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.3109/17453674.2011.552777.
- [122] D. Goldvasser, V. J. Hansen, M. E. Noz, G. Q. Maguire, M. P. Zeleznik, H. Olivecrona, C. R. Bragdon, L. Weidenhielm und H. Malchau, „In vivo and ex vivo measurement of polyethylene wear in total hip arthroplasty: Comparison of measurements using a CT algorithm, a coordinate-measuring machine, and a micrometer“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 85, Nr. 3, S. 271–275, Juni 2014, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.3109/17453674.2014.913225.

- [123] G. Q. Maguire Jr., M. E. Noz, H. Olivecrona, M. P. Zeleznik und L. Weidenhielm, „A New Automated Way to Measure Polyethylene Wear in THA Using a High Resolution CT Scanner: Method and Analysis“, *The Scientific World Journal*, Jg. 2014, S. 1–9, 2014, ISSN: 2356-6140, 1537-744X. DOI: 10.1155/2014/528407.
- [124] H. Tam, B. Bhaludin, F. Rahman, A. Weller, V. Ejindu und A. Parthipun, „SPECT-CT in total hip arthroplasty“, *Clinical Radiology*, Jg. 69, Nr. 1, S. 82–95, Jan. 2014, ISSN: 00099260. DOI: 10.1016/j.crad.2013.08.003.
- [125] E. R. Valstar, R. Gill, L. Ryd, G. Flivik, N. Börlin und J. Kärrholm, „Guidelines for standardization of radiostereometry (RSA) of implants“, *Acta Orthopaedica*, Jg. 76, Nr. 4, S. 563–572, Jan. 2005, ISSN: 1745-3674, 1745-3682. DOI: 10.1080/17453670510041574.
- [126] J. Diebel, „Representing Attitude: Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors“, *Matrix*, Jg. 58, Nr. 15-16, S. 1–35, 2006.
- [127] R. Hartley und A. Zisserman, *Multiple view geometry in computer vision*, 2nd ed. Cambridge, UK ; New York: Cambridge University Press, 2003, 655 S., ISBN: 978-0-521-54051-3.
- [128] C. Pederkoff, *stl-to-voxel*, <https://github.com/cpederkoff/stl-to-voxel>, 2015.
- [129] G. P. Penney, J. Weese, J. A. Little, P. Desmedt, D. L. Hill und D. J. Hawkes, „A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration“, *IEEE transactions on medical imaging*, Jg. 17, Nr. 4, S. 586–595, Aug. 1998, ISSN: 0278-0062. DOI: 10.1109/42.730403.
- [130] Scharr, Hanno, „Optimale Operatoren in der Digitalen Bildverarbeitung“, Diss., Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Heidelberg, 2009.
- [131] N. Hansen und A. Ostermeier, „Completely Derandomized Self-Adaptation in Evolution Strategies“, *Evolutionary Computation*, Jg. 9, Nr. 2, S. 159–195, Juni 2001, ISSN: 1063-6560, 1530-9304. DOI: 10.1162/106365601750190398.
- [132] N. Hansen und S. Kern, „Evaluating the CMA Evolution Strategy on Multimodal Test Functions“, in *Parallel Problem Solving from Nature - PPSN VIII*, Ser. Lecture Notes in Computer Science 3242, X. Yao, E. K. Burke, J. A. Lozano, J. Smith, J. J. Merelo-Guervós, J. A. Bullinaria, J. E. Rowe, P. Tiño, A. Kabán und H.-P. Schwefel, Hrsg., Springer Berlin Heidelberg, Sep. 2004, S. 282–291, ISBN: 978-3-540-30217-9. DOI: 10.1007/978-3-540-30217-9_29.
- [133] N. Hansen, A. Niederberger, L. Guzzella und P. Koumoutsakos, „A Method for Handling Uncertainty in Evolutionary Optimization With an Application to Feedback Control of Combustion“, *IEEE Transactions on Evolutionary Computation*, Jg. 13, Nr. 1, S. 180–197, Feb. 2009, ISSN: 1089-778X. DOI: 10.1109/TEVC.2008.924423.

-
- [134] Y. Otake, S. Schafer, J. W. Stayman, W. Zbijewski, G. Kleinszig, R. Graumann, A. J. Khanna und J. H. Siewerdsen, „Automatic localization of vertebral levels in x-ray fluoroscopy using 3D-2D registration: a tool to reduce wrong-site surgery“, *Physics in Medicine and Biology*, Jg. 57, Nr. 17, S. 5485–5508, Sep. 2012, ISSN: 0031-9155, 1361-6560. DOI: 10.1088/0031-9155/57/17/5485.
- [135] Y. Otake, A. S. Wang, A. Uneri, G. Kleinszig, S. Vogt, N. Aygun, S.-f. L. Lo, J.-P. Wolinsky, Z. L. Gokaslan und J. H. Siewerdsen, „3D–2D registration in mobile radiographs: algorithm development and preliminary clinical evaluation“, *Physics in Medicine and Biology*, Jg. 60, Nr. 5, S. 2075–2090, März 2015, ISSN: 0031-9155, 1361-6560. DOI: 10.1088/0031-9155/60/5/2075.
- [136] A. Uneri, T. De Silva, J. W. Stayman, G. Kleinszig, S. Vogt, A. J. Khanna, Z. L. Gokaslan, J.-P. Wolinsky und J. H. Siewerdsen, „Known-component 3D–2D registration for quality assurance of spine surgery pedicle screw placement“, *Physics in Medicine and Biology*, Jg. 60, Nr. 20, S. 8007–8024, Okt. 2015, ISSN: 0031-9155, 1361-6560. DOI: 10.1088/0031-9155/60/20/8007.
- [137] T. De Silva, A. Uneri, M. D. Ketcha, S. Reaungamornrat, G. Kleinszig, S. Vogt, N. Aygun, S.-F. Lo, J.-P. Wolinsky und J. H. Siewerdsen, „3D–2D image registration for target localization in spine surgery: investigation of similarity metrics providing robustness to content mismatch“, *Physics in Medicine and Biology*, Jg. 61, Nr. 8, S. 3009–3025, Apr. 2016, ISSN: 0031-9155, 1361-6560. DOI: 10.1088/0031-9155/61/8/3009.
- [138] N. Hansen, *The CMA Evolution Strategy*, <https://code.google.com/archive/p/cma-es/>, 2011.
- [139] A. Dutta, A. Gupta und A. Zissermann, *VGG Image Annotator (VIA)*, Version: 1.0.6, 2016. Adresse: <http://www.robots.ox.ac.uk/~vgg/software/via/> (besucht am 10.03.2020).
- [140] A. Dutta und A. Zisserman, „The VIA Annotation Software for Images, Audio and Video“, in *Proceedings of the 27th ACM International Conference on Multimedia*, Ser. MM ’19, Nice, France: ACM, 2019, ISBN: 978-1-4503-6889-6. DOI: 10.1145/3343031.3350535.
- [141] S. Ren, K. He, R. Girshick und J. Sun, „Faster R-CNN: Towards Real-Time Object Detection with Region Proposal Networks“, *arXiv:1506.01497 [cs]*, Juni 2015, arXiv: 1506.01497. Adresse: <http://arxiv.org/abs/1506.01497> (besucht am 13.06.2018).
- [142] K. He, G. Gkioxari, P. Dollár und R. Girshick, „Mask R-CNN“, *arXiv:1703.06870 [cs]*, März 2017, arXiv: 1703.06870. Adresse: <http://arxiv.org/abs/1703.06870> (besucht am 13.06.2018).

- [143] H. Köhler und A. Mosebach, „Segmentierung von Hüftendoprothesen mithilfe von Convolutional Neural Networks“, Unveröffentlichter Abschlussbericht Advanced Medical Engineering, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 2018.
- [144] J. Schindelin, I. Arganda-Carreras, E. Frise, V. Kaynig, M. Longair, T. Pietzsch, S. Preibisch, C. Rueden, S. Saalfeld, B. Schmid u. a., „Fiji: an open-source platform for biological-image analysis“, *Nature methods*, Jg. 9, Nr. 7, S. 676–682, 2012.
- [145] W. Abdulla, *Mask R-CNN for object detection and instance segmentation on Keras and TensorFlow*, https://github.com/matterport/Mask_RCNN, 2017.
- [146] K. Dabov, A. Foi, V. Katkovnik und K. Egiazarian, „Image Denoising by Sparse 3-D Transform-Domain Collaborative Filtering“, *IEEE Transactions on Image Processing*, Jg. 16, Nr. 8, S. 2080–2095, 2007.
- [147] K. B. Raju, „Automation and validation of hip endoprotheses parameter determination in anterior-posterior X-ray images“, Masterarbeit, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 2019.
- [148] S. Klebingat, „Hip Implant Wear Measurement in X-Ray Images using 2D-3D-Registration“, in *IGIC 2017 - Abstractband: 3rd Conference on Image-Guided Interventions & Fokus Neuroradiologie*, 2017.
- [149] M. Haversath, S. Klebingat, die VITAS-Gruppe und M. Jäger, „Abriebanalyse mit virtuellen CAD-basierten Röntgenaufnahmen in der Endoprothetik“, *Der Orthopäde*, Juli 2018, ISSN: 1433-0431. DOI: 10.1007/s00132-018-3602-z.
- [150] V. Bachhal, N. Jindal, G. Saini, R. Sament, V. Kumar, D. Chouhan und M. Dhillon, „A new method of measuring acetabular cup anteversion on simulated radiographs“, *International Orthopaedics*, Jg. 36, Nr. 9, S. 1813–1818, Sep. 2012, ISSN: 0341-2695, 1432-5195. DOI: 10.1007/s00264-012-1583-9.
- [151] VITAS-Group, A. Busch, M. Jäger, S. Klebingat, J. Baghdadi, T. Flörkemeier, F. Hütter, T. M. Grupp und M. Haversath, „Vitamin E-blended highly cross-linked polyethylene liners in total hip arthroplasty: a randomized, multicenter trial using virtual CAD-based wear analysis at 5-year follow-up“, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, Feb. 2020, ISSN: 0936-8051, 1434-3916. DOI: 10.1007/s00402-020-03358-x.
- [152] T.-Y. Lin, P. Goyal, R. Girshick, K. He und P. Dollár, „Focal Loss for Dense Object Detection“, *arXiv:1708.02002 [cs]*, Aug. 2017, arXiv: 1708.02002. Adresse: <http://arxiv.org/abs/1708.02002>.
- [153] A. Newell, K. Yang und J. Deng, „Stacked hourglass networks for human pose estimation“, in *European conference on computer vision*, Springer, 2016, S. 483–499.

-
- [154] K. Sun, B. Xiao, D. Liu und J. Wang, „Deep high-resolution representation learning for human pose estimation“, in *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, 2019, S. 5693–5703.
- [155] Y. Doiguchi, K. Iwasaki, K. Yamada, K. Takahashi, K. Teshima, T. Sasamatsu, M. Tomita und Y. Narabayashi, „Correlation between pelvic inclination and radiological shape of the pelvic cavity“, *Orthopedics & Traumatology*, Jg. 41, Nr. 2, S. 641–645, 1992.
- [156] M. Tannast, S. B. Murphy, F. Langlotz, S. E. Anderson und K. A. Siebenrock, „Estimation of pelvic tilt on anteroposterior x-rays — a comparison of six parameters“, *Skeletal Radiology*, Jg. 35, Nr. 3, S. 149–155, März 2006, ISSN: 0364-2348, 1432-2161. DOI: 10.1007/s00256-005-0050-8.
- [157] M. Ehlke, H. Ramm, H. Lamecker, H.-C. Hege und S. Zachow, „Fast generation of virtual X-ray images for reconstruction of 3D anatomy“, *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, Jg. 19, Nr. 12, S. 2673–2682, 2013.
- [158] H. Lamecker und S. Zachow, „Statistical shape modeling of musculoskeletal structures and its applications“, in *Computational Radiology for Orthopaedic Interventions*, G. Zheng und S. Li, Hrsg., Bd. 23, Series Title: Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics, Cham: Springer International Publishing, 2016, S. 1–23, ISBN: 978-3-319-23482-3. DOI: 10.1007/978-3-319-23482-3_1.
- [159] G. Zheng, J. von Recum, L.-P. Nolte, P. A. Grützner, S. D. Steppacher und J. Franke, „Validation of a statistical shape model-based 2D/3D reconstruction method for determination of cup orientation after THA“, *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Jg. 7, Nr. 2, S. 225–231, März 2012, ISSN: 1861-6410, 1861-6429. DOI: 10.1007/s11548-011-0644-7.
- [160] J. Huertgen, „High-Performance Projektion von CAD-Modellen zur 2D-3D-Registrierung“, Unveröffentlichter Abschlussbericht Advanced Medical Engineering, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 2019.

A. Anhang

A.1. Stand der Technik – Anteversionsbestimmung nach Widmer

Tabelle A.1 zeigt die von Widmer [27] ermittelten Anteversionswerte in Abhängigkeit von dem in Abschnitt 3.2.12 ab Seite 61 beschriebenen Verhältnis $\frac{D_2}{D_3}$.

Tabelle A.1.: Radiographische Anteversion in Beckenaufnahmen nach Widmer in Abhängigkeit zum $\frac{D_2}{D_3}$ -Verhältnis, normiert auf unterschiedliche Inklinationenwinkel (Quelle: Nachdruck aus Veröffentlichung [27] mit Genehmigung von Elsevier)

D_2/D_3	radiographische Anteversion			
	Inklination			
	40°	45°	50°	55°
0,00	3,5°	3,9°	4,2°	4,5°
0,04	4,6°	5,0°	5,2°	5,5°
0,07	5,6°	6,0°	6,3°	6,6°
0,11	6,7°	7,1°	7,4°	7,7°
0,14	7,8°	8,1°	8,4°	8,7°
0,17	8,8°	9,2°	9,5°	9,8°
0,20	9,9°	10,3°	10,6°	10,8°
0,23	11,0°	11,3°	11,6°	11,9°
0,26	12,0°	12,4°	12,7°	13,0°
0,29	13,1°	13,5°	13,8°	14,1°
0,31	14,2°	14,6°	14,9°	15,1°
0,34	15,3°	15,7°	15,9°	16,2°
0,36	16,3°	16,7°	17,0°	17,3°
0,39	17,4°	17,8°	18,1°	18,4°
0,41	18,5°	18,9°	19,2°	19,5°
0,43	19,6°	20,0°	20,3°	20,6°
0,46	20,7°	21,1°	21,4°	21,7°
0,48	21,9°	22,2°	22,5°	22,8°
0,50	23,0°	23,4°	23,7°	23,9°
0,52	24,1°	24,5°	24,8°	25,1°
0,54	25,2°	25,6°	25,9°	26,2°
0,56	26,4°	26,8°	27,1°	27,4°
0,58	27,6°	27,9°	28,2°	28,5°
0,60	28,7°	29,1°	29,4°	29,7°
0,62	29,9°	30,3°	30,6°	30,9°
0,63	31,1°	31,5°	31,8°	32,0°
0,65	32,3°	32,7°	33,0°	33,3°
0,67	33,5°	33,9°	34,2°	34,5°
0,68	34,7°	35,1°	35,4°	35,7°
0,70	36,0°	36,4°	36,7°	37,0°
0,71	37,3°	37,6°	37,9°	38,2°
0,73	38,5°	38,9°	39,2°	39,5°
0,74	39,9°	40,2°	40,5°	40,8°

A.2. Evaluation – In-Vitro Genauigkeit und Präzision

Im Folgenden werden die Messergebnisse der In-Vitro Experimente aus Abschnitt 5.1 ab Seite 113 präsentiert. Die Tabellen A.2 bis A.4 zeigen die Messergebnisse der FHP in Hüftgelenksaufnahmen, die Tabellen A.5 bis A.7 die der FHP-Messungen Beckenaufnahmen. Anschließend zeigen die Tabellen A.8 und A.9 die Messergebnisse der RA und RI in Hüftgelenks- bzw. Beckenaufnahmen.

Tabelle A.2.: Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: mediale FHP in Hüftgelenksaufnahmen – Bild 5 beinhaltet die Ausgangsposition und stellt somit die Referenz für die weiteren Messungen da

Bild	Messungen [mm]				FHP	Grundwahrheiten [mm]			Messfehler FHP [mm]
	Δ medial	Δ kranial	Versatz Δ medial	Versatz Δ kranial		Versatz Δ medial	Versatz Δ kranial	FHP	
5	-1,034	0,787							
8	-1,022	0,786	0,012	-0,001	0,012	0,010	0,000	0,010	0,002
11	-1,011	0,788	0,023	0,001	0,023	0,020	0,000	0,020	0,003
14	-0,998	0,792	0,036	0,005	0,036	0,030	0,000	0,030	0,006
17	-0,995	0,786	0,039	-0,001	0,039	0,040	0,000	0,040	-0,001
20	-0,978	0,793	0,056	0,006	0,056	0,050	0,000	0,050	0,006
23	-0,928	0,792	0,106	0,005	0,106	0,100	0,000	0,100	0,006
26	-0,814	0,802	0,220	0,015	0,221	0,200	0,000	0,200	0,021
29	-0,714	0,797	0,320	0,010	0,320	0,301	0,000	0,301	0,019
32	-0,625	0,792	0,409	0,005	0,409	0,402	0,000	0,402	0,007
35	-0,511	0,798	0,523	0,011	0,523	0,501	0,000	0,501	0,022
38	-0,314	0,800	0,720	0,013	0,720	0,700	0,000	0,700	0,020
41	-0,218	0,802	0,816	0,015	0,816	0,802	0,000	0,802	0,014
44	-0,112	0,808	0,922	0,021	0,922	0,900	0,000	0,900	0,022
47	-0,020	0,803	1,014	0,016	1,014	1,000	0,000	1,000	0,014

Tabelle A.3.: Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: kraniale FHP in Hüftgelenksaufnahmen – Bild 50 beinhaltet die Ausgangsposition und stellt somit die Referenz für die weiteren Messungen dar

Bild	Messungen [mm]				FHP	Grundwahrheiten [mm]			Messfehler FHP [mm]
	Δ medial	Δ kranial	Versatz Δ medial	Versatz Δ kranial		Versatz Δ medial	Versatz Δ kranial	FHP	
50	-1,033	0,795							
53	-1,063	0,782	-0,030	-0,013	0,033	0,000	0,010	0,010	0,023
56	-1,062	0,772	-0,029	-0,023	0,037	0,000	0,020	0,020	0,017
59	-1,069	0,758	-0,036	-0,037	0,052	0,000	0,030	0,030	0,022
62	-1,060	0,755	-0,027	-0,040	0,048	0,000	0,040	0,040	0,008
65	-1,063	0,742	-0,030	-0,053	0,061	0,000	0,051	0,051	0,010
68	-1,055	0,699	-0,022	-0,096	0,098	0,000	0,100	0,100	-0,002
71	-1,059	0,584	-0,026	-0,211	0,213	0,000	0,201	0,201	0,012
74	-1,052	0,483	-0,019	-0,312	0,313	0,000	0,301	0,301	0,012
77	-1,046	0,385	-0,013	-0,410	0,410	0,000	0,402	0,402	0,008
80	-1,040	0,289	-0,007	-0,506	0,506	0,000	0,501	0,501	0,005
83	-1,038	0,087	-0,005	-0,708	0,708	0,000	0,700	0,700	0,008
86	-1,035	-0,019	-0,002	-0,814	0,814	0,000	0,802	0,802	0,012
89	-1,035	-0,115	-0,002	-0,910	0,910	0,000	0,900	0,900	0,010
92	-1,042	-0,213	-0,009	-1,008	1,008	0,000	1,000	1,000	0,008

Tabelle A.4.: Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: medio-kraniale FHP in Hüftgelenksaufnahmen – Bild 95 beinhaltet die Ausgangsposition und stellt somit die Referenz für die weiteren Messungen dar

Bild	Messungen [mm]				FHP	Grundwahrheiten [mm]			Messfehler FHP [mm]
	Δ medial	Δ kraniale	Versatz Δ medial	Versatz Δ kraniale		Versatz Δ medial	Versatz Δ kraniale	FHP	
95	-1,026	0,785							
98	-1,052	0,782	-0,026	-0,003	0,026	0,010	0,010	0,014	0,012
101	-1,041	0,771	-0,015	-0,014	0,021	0,020	0,020	0,028	-0,007
104	-1,036	0,762	-0,010	-0,023	0,025	0,030	0,030	0,042	-0,017
107	-1,020	0,755	0,006	-0,030	0,031	0,041	0,040	0,057	-0,026
110	-1,017	0,740	0,009	-0,045	0,046	0,050	0,051	0,071	-0,025
113	-0,963	0,687	0,063	-0,098	0,117	0,100	0,100	0,141	-0,024
116	-0,855	0,583	0,171	-0,202	0,265	0,202	0,201	0,285	-0,020
119	-0,749	0,478	0,277	-0,307	0,413	0,301	0,301	0,426	-0,013
122	-0,636	0,393	0,390	-0,392	0,553	0,402	0,402	0,569	-0,016
125	-0,545	0,292	0,481	-0,493	0,689	0,501	0,501	0,709	-0,020
128	-0,321	0,098	0,705	-0,687	0,984	0,700	0,700	0,990	-0,006
131	-0,221	0,001	0,805	-0,784	1,124	0,802	0,802	1,134	-0,010
134	-0,117	-0,096	0,909	-0,881	1,266	0,900	0,902	1,274	-0,008
137	-0,010	-0,196	1,016	-0,981	1,412	1,000	1,000	1,414	-0,002

Tabelle A.5.: Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: mediale FHP in Beckenaufnahmen – Bild 31 beinhaltet die Ausgangsposition und stellt somit die Referenz für die weiteren Messungen dar

Bild	Messungen [mm]				Grundwahrheiten [mm]				Messfehler FHP [mm]
	Δ medial	Δ kranial	Versatz Δ medial	Versatz Δ kranial	FHP	Versatz Δ medial	Versatz Δ kranial	FHP	
31	-0,925	-1,453							
34	-0,911	-1,451	0,014	0,002	0,014	0,010	0,000	0,010	0,004
37	-0,928	-1,467	-0,003	-0,014	0,014	0,020	0,000	0,020	-0,006
40	-0,893	-1,451	0,032	0,002	0,032	0,030	0,000	0,030	0,002
43	-0,887	-1,458	0,038	-0,005	0,038	0,040	0,000	0,040	-0,002
46	-0,899	-1,471	0,026	-0,018	0,032	0,051	0,000	0,051	-0,019
49	-0,845	-1,468	0,080	-0,015	0,081	0,100	0,000	0,100	-0,019
52	-0,719	-1,442	0,206	0,011	0,206	0,201	0,000	0,201	0,005
55	-0,624	-1,451	0,301	0,002	0,301	0,301	0,000	0,301	0,000
58	-0,519	-1,447	0,406	0,006	0,406	0,402	0,000	0,402	0,004
61	-0,452	-1,473	0,473	-0,020	0,473	0,501	0,000	0,501	-0,028
64	-0,212	-1,437	0,713	0,016	0,713	0,700	0,000	0,700	0,013
67	-0,143	-1,462	0,782	-0,009	0,782	0,802	0,000	0,802	-0,020
70	-0,018	-1,443	0,907	0,010	0,907	0,900	0,000	0,900	0,007
73	0,091	-1,425	1,016	0,028	1,016	1,000	0,000	1,000	0,016

Tabelle A.6.: Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: kraniale FHP in Beckenaufnahmen – Bild 121 beinhaltet die Ausgangsposition und stellt somit die Referenz für die weiteren Messungen dar

Bild	Messungen [mm]					Grundwahrheiten [mm]			Messfehler FHP [mm]
	Δ medial	Δ kranial	Versatz Δ medial	Versatz Δ kranial	FHP	Versatz Δ medial	Versatz Δ kranial	FHP	
121	0,022	-0,581							
124	0,023	-0,563	0,001	0,018	0,018	0,000	0,010	0,010	0,008
127	0,016	-0,549	-0,006	0,032	0,033	0,000	0,020	0,020	0,013
130	0,032	-0,519	0,010	0,062	0,063	0,000	0,030	0,030	0,033
133	0,020	-0,514	-0,002	0,067	0,067	0,000	0,040	0,040	0,027
136	0,022	-0,500	0,000	0,081	0,081	0,000	0,051	0,051	0,030
139	-0,002	-0,463	-0,024	0,118	0,120	0,000	0,100	0,100	0,020
142	-0,015	-0,360	-0,037	0,221	0,224	0,000	0,201	0,201	0,023
145	-0,019	-0,256	-0,041	0,325	0,328	0,000	0,301	0,301	0,027
148	-0,025	-0,161	-0,047	0,420	0,423	0,000	0,402	0,402	0,021
151	-0,023	-0,060	-0,045	0,521	0,523	0,000	0,501	0,501	0,022
154	0,012	0,167	-0,010	0,748	0,748	0,000	0,700	0,700	0,048
157	-0,016	0,239	-0,038	0,820	0,821	0,000	0,802	0,802	0,019
160	0,029	0,355	0,007	0,936	0,936	0,000	0,902	0,902	0,034
163	0,040	0,468	0,018	1,049	1,049	0,000	1,000	1,000	0,049

Tabelle A.7.: Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: medio-kraniale FHP in Beckenaufnahmen – Bild 186 beinhaltet die Ausgangsposition und stellt somit die Referenz für die weiteren Messungen dar

Bild	Messungen [mm]					Grundwahrheiten [mm]			Messfehler FHP [mm]
	Δ medial	Δ kraniale	Versatz Δ medial	Versatz Δ kraniale	FHP	Versatz Δ medial	Versatz Δ kraniale	FHP	
186	0,030	-0,576							
189	0,045	-0,552	0,015	0,024	0,028	0,010	0,010	0,014	0,014
192	0,039	-0,550	0,009	0,026	0,028	0,020	0,020	0,028	0,000
195	0,057	-0,533	0,027	0,043	0,051	0,030	0,030	0,042	0,009
198	0,070	-0,507	0,040	0,069	0,080	0,040	0,040	0,057	0,023
201	0,056	-0,515	0,026	0,061	0,066	0,051	0,051	0,072	-0,006
204	0,115	-0,452	0,085	0,124	0,150	0,100	0,100	0,141	0,009
207	0,215	-0,338	0,185	0,238	0,301	0,201	0,201	0,284	0,017
210	0,302	-0,246	0,272	0,330	0,428	0,301	0,301	0,426	0,002
213	0,407	-0,140	0,377	0,436	0,576	0,402	0,402	0,569	0,007
216	0,525	-0,022	0,495	0,554	0,743	0,501	0,501	0,709	0,034
219	0,755	0,197	0,725	0,773	1,060	0,700	0,700	0,990	0,070
222	0,847	0,276	0,817	0,852	1,180	0,802	0,802	1,134	0,046
225	0,956	0,374	0,926	0,950	1,327	0,900	0,900	1,273	0,054
228	1,062	0,473	1,032	1,049	1,472	1,000	1,000	1,414	0,058

Tabelle A.8.: Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: RA und RI in Hüftgelenksaufnahmen

Bild	Messungen [°]		Grundwahrheiten [°]		Messfehler [°]	
	RI	RA	RI	RA	RI	RA
10	30,22	10,75	30,00	11,10	0,22	-0,35
11	40,34	10,74	40,00	11,10	0,34	-0,36
12	50,23	10,73	50,00	11,20	0,23	-0,47
24	40,47	21,03	40,00	21,30	0,47	-0,27
25	30,45	21,11	30,00	21,30	0,45	-0,19
26	50,36	21,10	50,00	21,30	0,36	-0,20
39	30,78	31,65	30,00	31,40	0,78	0,25
40	40,96	31,57	40,00	31,20	0,96	0,37
41	50,62	31,50	50,00	31,40	0,62	0,10
50	29,81	40,09	30,00	40,30	-0,19	-0,21
51	39,81	40,48	40,00	40,30	-0,19	0,18
52	49,90	41,05	50,00	41,20	-0,10	-0,15

Tabelle A.9.: Messwerte und Grundwahrheiten der In-Vitro Validierung: RA und RI in Beckenaufnahmen

Bild	Messungen [°]		Grundwahrheiten [°]		Messfehler [°]	
	RI	RA	RI	RA	RI	RA
1	30,23	20,61	30,00	20,60	0,23	0,01
2	40,25	20,62	40,00	20,60	0,25	0,02
3	50,23	20,69	50,00	20,60	0,23	0,09
4	30,01	10,46	30,00	10,20	0,01	0,26
5	40,02	10,54	40,00	10,20	0,02	0,34
6	50,04	10,34	50,00	10,20	0,04	0,14
7	29,77	40,57	30,00	40,40	-0,23	0,17
8	39,79	40,57	40,00	40,40	-0,21	0,17
9	49,78	40,62	50,00	40,40	-0,22	0,22
10	29,56	30,67	30,00	30,80	-0,44	-0,13
11	39,53	30,63	40,00	30,80	-0,47	-0,17
12	49,57	30,64	50,00	30,80	-0,43	-0,16

A.3. Evaluation – In-Vivo Präzision

In diesem Abschnitt werden die Messergebnisse der In-Vivo Evaluation der Messpräzision aus Abschnitt 5.2 ab Seite 121 präsentiert. In Tabelle A.10 sind die Einzelergebnisse der Messungen der HTEP-Parameter in den 20 Röntgenbildern der 10 Patienten aufgeführt.

Tabelle A.10.: Messdaten der In-Vivo Validierung – Neben den bekannten Parametern kommen t_x^g und t_y^g der Pfanne hinzu, welche die medio-laterale bzw. kranio-kaudale Position der Implantate in der Frontalebene im globalen Koordinatensystem beschreiben.

Patient	Pfanne	Kopf	Körperseite	Bild	Aufnahme	Δ medial [mm]	Δ kranial [mm]	RI [°]	RA [°]	t_x^g Pfanne [mm]	t_y^g Pfanne [mm]
1	ImplanTec Hybrid 60-48	32M	rechts	10	Hüfte	0,204	0,158	44,438	20,341	1,434	-116,756
				11	Becken	0,253	0,229	45,046	19,060	-102,925	-112,014
7	ImplanTec Alpha 56-48	32M	rechts	70	Hüfte	0,326	0,359	46,811	26,979	20,542	-80,675
				71	Becken	0,366	0,401	46,601	26,981	-97,304	-38,650
11	ImplanTec Alpha 56-48	32M	rechts	110	Hüfte	0,185	0,352	46,040	15,862	27,530	-45,557
				111	Becken	0,263	0,370	48,931	16,165	-108,994	-70,157
30	ImplanTec Alpha 56-48	32L	links	300	Hüfte	0,201	0,282	34,037	26,393	-30,123	-92,124
				301	Becken	0,187	0,293	33,764	26,507	97,239	-99,304
33	ImplanTec Alpha 56-48	32L	links	330	Hüfte	0,418	0,474	45,922	8,786	1,539	-29,188
				331	Becken	0,376	0,409	46,226	8,444	115,444	-26,608
47	ImplanTec Alpha 56-48	32M	links	470	Hüfte	0,191	0,300	47,724	21,186	-6,383	-39,039
				471	Becken	0,262	0,354	47,078	23,729	104,554	-47,077
65	ImplanTec Alpha 56-48	32S	links	650	Hüfte	0,072	0,229	36,833	28,630	-18,752	-19,583
				651	Becken	0,108	0,250	36,737	29,020	98,478	-41,234
80	ImplanTec Alpha 56-48	32S	rechts	800	Hüfte	N/A ¹	N/A ¹	51,864	26,738	23,389	-66,972
				801	Becken	N/A ¹	N/A ¹	52,384	26,910	-96,390	-51,427
97	ImplanTec Hybrid 60-48	N/A	rechts	970	Hüfte	N/A ²	N/A ²	49,313	16,073	30,922	-104,419
				971	Becken	N/A ²	N/A ²	49,860	15,382	-72,792	-43,900
148	ImplanTec Hybrid 60-48	32M	rechts	1480	Hüfte	0,220	0,211	48,227	16,339	23,735	-75,663
				1481	Becken	0,210	0,236	46,911	15,282	-95,697	23,848

¹ Die Bildqualität verhindert eine korrekte Registrierung des Implantatkopfs und macht eine Messung somit unmöglich.

² Das zugehörige CAD-Modell des Implantatkopfs ist nicht verfügbar und somit keine Messung durchführbar.

Ehrenerklärung

„Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters habe ich nicht in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Verwendete fremde und eigene Quellen sind als solche kenntlich gemacht.

Ich habe insbesondere nicht wissentlich:

- Ergebnisse erfunden oder widersprüchliche Ergebnisse verschwiegen,
- statistische Verfahren absichtlich missbraucht, um Daten in ungerechtfertigter Weise zu interpretieren,
- fremde Ergebnisse oder Veröffentlichungen plagiiert,
- fremde Forschungsergebnisse verzerrt wiedergegeben

Mir ist bekannt, dass Verstöße gegen das Urheberrecht Unterlassungs- und Schadensersatzansprüche des Urhebers sowie eine strafrechtliche Ahndung durch die Strafverfolgungsbehörden begründen kann.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass die Dissertation ggf. mit Mitteln der elektronischen Datenverarbeitung auf Plagiate überprüft werden kann.

Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form als Dissertation eingereicht und ist als Ganzes auch noch nicht veröffentlicht.“

Magdeburg, den 29. September 2020

Stefan Klebingat