

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Universität zu Köln
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. P. Eysel

**Radiologische Evaluation der Anatomie des Sakroiliakgelenks zur
Implementierung möglicher Arthrodesen- und Fixationstechniken**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Tobias Karl-Anton Breiling
aus Trier

promoviert am 23.12.2022

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln
Druckjahr 2022

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Privatdozent Dr. med. S. Förderer
2. Gutachter: Universitätsprofessor Dr. med. D. N. Angelov

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Herrn Privatdozent Dr. med. S. Förderer

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Der dieser Arbeit zugrunde liegende CT Datensatz wurde ohne meine Mitarbeit durch Herrn Dr. med. A. Stölben und Partner der Radiologie Praxis Wittlich zur Verfügung gestellt. Nach entsprechender Anleitung der Nutzung des CT Verarbeitungsprogramms durch Herrn PD Dr. med. S. Förderer wurden die Datenerhebungen und Datenauswertungen von mir selbst ausgeführt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 06.09.2022

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen Dank den nachstehenden Personen entgegenbringen, ohne deren Mithilfe sowohl die Anfertigung als auch die Umsetzung dieser Promotionsarbeit nicht möglich gewesen wäre:

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn PD Dr. med. S. Fürderer für das entgegengebrachte Vertrauen mir diese Arbeit zur Verfügung gestellt zu haben. Ich möchte mich bei ihm für seine überaus engagierte Betreuung und stets kompetente und professionelle Unterstützung in meiner Zeit als Doktorand herzlich bedanken.

Ebenso möchte ich mich bei der Radiologie Praxis Wittlich, insbesondere bei Herrn Dr. med. A. Stölben und Herrn Dr. med. D. Lommel, für die Bereitstellung der CT- Datensätze und Bildmaterialien bedanken.

Zuletzt gehört mein größter Dank schließlich meiner Freundin Tamara, meiner Familie und meinen Freunden für die immerwährende Unterstützung.

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	7
1 ZUSAMMENFASSUNG	8
2 EINLEITUNG	9
2.1 ANATOMIE DES SAKROILIAKALGELENKS	10
2.2 ONTOGENESE DES SAKROILIAKALGELENKS	14
2.3 MORPHOLOGISCHE VARIATIONEN DES SAKROILIAKALGELENKS	15
2.4 CHIRURGISCHE FUSION DES SAKROILIAKALGELENKS ALS THERAPIEANSATZ	18
2.4.1 OFFEN CHIRURGISCHE FIXATIONSTECHNIKEN DES SAKROILIAKALGELENKS	18
2.4.2 MINIMAL INVASIVE ARTHRODESE DES SAKROILIAKALGELENKS	19
2.4.2.1 IFUSE IMPLANTAT® (SI- BONE)	19
2.4.2.2 INTRAARTIKULÄRE DISTRAKTIONS- INTERFERENZ- ARTHRODESE DIANA® (SIGNUS MEDICAL)	21
2.5 ANFORDERUNGEN AN EIN ARTHRODESEIMPLANTAT	22
2.5.1 PRIMÄRSTABILITÄT	22
2.5.2 KNOCHEN IMPLANTAT INTERFACE	22
2.5.3 KNOCHENPARAMETER	23
2.5.3.1 KORTIKALISDICKE	23
2.5.3.2 SPONGIOSADICHTE	23
	4

2.6	ZIELSETZUNG	24
3.	MATERIAL UND METHODEN	25
3.1	ALLGEMEIN	25
3.2	PATIENTENKOLLEKTIV	25
3.3	EIN- UND AUSSCHLUSSKRITERIEN:	26
3.4	MESSVERFAHREN	26
3.4.1	INTRAARTIKULÄRE STRECKE	26
3.4.2	KNOCHENPARAMETER	28
3.4.2.1	KORTIKALISDICKE	28
3.4.2.2	SPONGIOSADICHTE	28
3.4.3	BREITE DES GELENKSPALTS	29
3.5	STATISTISCHE AUSWERTUNG	29
4	ERGEBNISSE	30
4.1	INTRAARTIKULÄRE STRECKE UND BREITE DES GELENKSPALTES	30
4.1.1	GESCHLECHTERVERGLEICH	31
4.1.2	ALTERSVERGLEICH	32
4.2	KORTIKALISDICKE	32
4.2.1	GESCHLECHTERVERGLEICH	33
4.2.2	ALTERSVERGLEICH	33
		5

4.3	SPONGIOSADICHTE	34
4.3.1	GESCHLECHTERVERGLEICH	35
4.3.2	ALTERSVERGLEICH	36
5	DISKUSSION	38
5.1	ERGEBNISDISKUSSION	40
5.1.1	INTRAARTIKULÄRE STRECKE IM SIG UND BREITE DES SIG GELENKSPALTES	40
5.1.2	KORTIKALISDICKE	42
5.1.3	SPONGIOSADICHTE	45
5.2.	METHODENDISKUSSION	48
5.3	SCHLUSSFOLGERUNG	50
6	LITERATURVERZEICHNIS	52
7	ANHANG	57
a	Abbildungsverzeichnis	57
b	Tabellenverzeichnis	57
8	VORABVERÖFFENTLICHUNGEN VON ERGEBNISSEN	59

Abkürzungsverzeichnis

Abb.: Abbildung

BII: Bone-implant-interface (Knochen-Implantat-Interface)

BMD: Bone Mass Density

BMI: Body Mass Index

cm: Zentimeter

CT: Computertomographie

CT- OAM: Computertomographie Osteoabsorptiometrie

HA: Hydroxyalapatite

HU: Hounsfield Units

ISASS: International Society for the Advancement of Spine Surgery

KI: Konfidenzintervall

LBP: Lower back pain

Lig. /Ligg.: Ligament/ Ligamente

L5: 5. Lumbaler Wirbelkörper

LWS: Lendenwirbelsäule

M.: Musculus

MIS: minimal invasive surgery (minimale invasive Chirurgie)

mm: Millimeter

n: Anzahl

N.: Nervus

ROM: range of motion

Pat. : Patient

post.: posterior

PSIS: Spina iliac posterior superior

SWK: Sakraler Wirbelkörper

SIG: Sakroiliakalgelenk

Tab.: Tabelle

sup.: superior

1 Zusammenfassung

Einleitung: Minimalinvasive Operationsmethoden (MIS) finden seit einigen Jahren bei bestehenden SIG Dysfunktionen zunehmend Anwendung. Die Gelenkfusion erfolgt bisher vorwiegend durch Einbringen der Implantate von transiliakal und Fixation orthogonal im SIG. Bisher nutzt keines der minimalinvasiven Wirkungsprinzipien eine Gelenkfusion des SIG mittels dorsaler Einbringung eines Arthrodeseseimplantates, das entlang der gesamten Länge des Gelenkspaltes verankert wird. Um eine allgemeingültige Aussage über die Anforderung und Größe eines solches Arthrodeseseimplantates treffen zu können, werden in dieser radiomorphometrischen Studie Daten evaluiert, die der Entwicklung neuer und der Weiterentwicklung der bisher bestehenden SIG Arthrodesen bzw. Fixationstechniken nutzen sollen.

Methoden: Im Rahmen dieser Studie wurden retrospektiv 100 CT-Datensätze des Beckens mit einer Schichtdicke von 1 mm aus vorhandenen Traumaspiralen ausgewertet. Anhand axialer CT Schnittbilder erfolgte in dem Verarbeitungsprogramm VePro EMR Manager die Messungen der bilateralen SIG. Hierbei wurde die intraartikuläre Strecke mit einem möglichst geraden Verlauf durch das SIG gemessen, die einer optimalen Trajektorie entsprechen sollte. Für die Bestimmung der Knochenqualität wurden zum einen die Kortikalisdicke im anterioren Gelenkanteil und zum anderen die Hounsfield-Units in der paraartikulären Spongiosa jeweils für das Sakrum und Ilium bestimmt. Nach Abschluss der Datenerhebung wurde eine Varianzanalyse erstellt, die die Mittelwerte und Standardabweichungen der vorgenommenen Messungen testete.

Ergebnisse: Insgesamt wurden von 100 erwachsenen Patienten CT- Bilder des Beckens bilateral untersucht, davon 71 männliche und 29 weibliche Patienten. Somit konnten n= 200 SIG untersucht werden. Das Alter der Patienten lag zwischen 17 und 83 Jahren, mit einem Mittelwert von 45,29 Jahren. Die durchschnittliche Gesamtlänge der intraartikulären Strecke entsprach $49,22 \text{ mm} \pm 5,44 \text{ mm}$ (95% KI: 48,46- 49,97 mm). Für die Gelenkspaltweite ergaben sich Werte von $1,96 \pm 0,51 \text{ mm}$. Für die Trajektorie konnte der gerade Verlauf des SIG auf einer Ebene bei n= 77 entlang des SWK 2 und auf Höhe des S2-Foramens und bei n=23 Fällen zwischen der Segmente SWK2 / SWK3 bestimmt werden. Für die Kortikalisdicke wurden Werte für das Sakrum $1,86 \pm 0,49 \text{ mm}$ und das Ilium $1,89 \pm 0,45 \text{ mm}$ (95%-KI: Sakrum 1,79- 1,92 mm, Ilium 1,82- 1,95 mm) gemessen. Die Spongiosadichte (HU) nahm mit progredientem Alter ab. Das Sakrum wies eine geringere Dichte von $105,67 \pm 60,69 \text{ HU}$ im Vergleich zu den erhobenen Werten für das Ilium $214,24 \pm 81,88 \text{ HU}$ auf.

Schlussfolgerung: Die erhobenen Daten der vorliegenden Arbeit ermöglichen Rückschlüsse auf die anatomische Morphologie des SIG und können als Grundlage für eine Implantatentwicklung dienen. Die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse sowie der Vergleich zu früheren Studien legen nahe, dass die dorsale Implantation eines MIS Arthrodeseseimplantates in die kortikale Schichten des sakroiliakalen Gelenkspaltes eine weitere Behandlungsoption ermöglicht. Für die entsprechende Abschätzung der Knochenqualität ist die Verwendung der computertomographischen Hounsfield Messung wie auch die Messung der Kortikalisdicke dienlich. Eine optimale Trajektorie mit einem geraden Verlauf entlang des SIG wird in den axialen CT Bildern auf Höhe von SWK 2 erreicht.

2 Einleitung

Rückenschmerzen gelten als ein weltweit verbreitetes Beschwerdebild des Bewegungsapparates.¹ In Deutschland leiden innerhalb eines Jahres ca. zweidrittel der Gesamtbevölkerung an Rückenschmerzen, wovon 1/5 von chronischen Schmerzen betroffen sind.² Das wiederum bedeutet eine gesundheitsökonomische Belastung, da Rückenschmerz als ein besonders häufiger Grund für die Inanspruchnahme des medizinischen Versorgungssystems gilt und für eine Berufsunfähigkeit ursächlich sein kann.¹⁻⁴ Akute und chronische Schmerzen in der unteren LWS, engl. „Lower back pain“ (LBP) haben hierbei die höchste Prävalenz.^{2,5} Das SIG Syndrom ist eine relevante Differentialdiagnose bei Lumbalgie und ist je nach Literatur für ca. 15% - 30% als Ursache des LBP verantwortlich.⁶⁻⁸ Die Schmerzen bestehen lokal in der tieflumbalen Region und es kann zu einer Schmerzprojektion u.a. in die Leistengegend, die Glutealregion, den Oberschenkel, die Trochanterregion sowie darüber hinaus bis in die Unterschenkel kommen.^{1,5,7,8} Zu den SIG-Dysfunktionen zählen degenerative Gelenkerkrankungen, Traumata und Entzündungsprozesse.^{1,5,7,8} Neben einer altersbedingten degenerativen Veränderung können sich auch pathologische Degenerationen durch Fehlbelastung, wie sie z. B. bei Sportlern insbesondere mit repetitiver oder asymmetrischer Belastung, als auch durch Fehlhaltung wie bspw. eine Beinlängendiskrepanz oder Skoliose entwickeln.^{5,6} Weitere Risikofaktoren für eine SIG Dysfunktion sind Adipositas, Schwangerschaft oder lumbale Spondylodesen.^{5,6,8}

Die Beurteilung des SIG als Schmerzquelle allein, kann sich anhand der Anamnese und der körperlichen Untersuchung als schwierig erweisen, da eine Reihe anderer Pathologien ein ähnliches Erscheinungsbild haben können.^{1,3,6,7} Darüber hinaus zeigt sich bei den verwendeten Tests zur Untersuchung des Gelenks keine allgemeingültige Validität.^{1,6} Somit kann fälschlicherweise eine Kausalität zu bereits bestehenden Hüftgelenkerkrankungen oder Bandscheibenleiden hergeleitet werden.^{1,3,7} Diagnostisch zeigt sich eine gewisse Überlegenheit einer MRT- und einer CT- Untersuchung gegenüber der konventionellen Röntgen-Bildgebung.⁷

Zu den konservativen Behandlungsformen gehören u.a. eine Verbesserung sowie die Förderung der körperlichen Aktivität, die bedarfsadaptierte analgetische Therapie mit z.B. NSAR's, physiotherapeutische Maßnahmen, manuelle Therapie, Infiltrationsbehandlungen und die Radiofrequenzablation.^{5,7,8} Die Indikation für einen operativen Eingriff mittels einer Gelenkarthrodese stellt sich, wenn das konservative Therapiespektrum über einen Zeitraum von mindestens sechs Monaten ausgeschöpft wurde und eine einwandfrei nachgewiesene SIG Pathologie besteht.^{4,7} Hier unterscheiden sich die Operationsmethoden zur Fusion des

SIG in offen chirurgische Arthrodesetechniken und minimal invasive Techniken (MIS).⁸ In den vergangenen Jahren fanden die MIS Verfahrenstechniken vorwiegend auf dem Wirkungsprinzip einer Distraktions-Interferenz Arthrodesese (z.B. das DIANA® Implantat) oder einer transiliakalen Verschraubung (z.B. SI-Fuse® Implantat) Verwendung.

Die vorliegende Arbeit konzentriert sich auf eine radiologische Evaluation der sakroiliakalen Anatomie. Mit Hilfe der CT- Bildgebung werden radiomorphometrische Parameter am SIG erhoben, die der Entwicklung eines minimalinvasiven Implantates, welches entgegen der genannten Wirkungsprinzipien eine direkte Arthrodesese von Ilium und Sakrum mit von dorsal eingebrachten Implantaten gewährleisten soll.

2.1 Anatomie des Sakroiliakgelenks

Das Sakroiliakgelenk (SIG) oder *Articulatio sacroiliaca* stellt eine Amphiarthrose dar.⁹ Dies bedeutet es ist ein Gelenk, welches die Charakteristiken eines frei beweglichen Gelenks (Diarthrose) besitzt, jedoch in seiner Bewegung durch eine straffe Bandverbindungen stark limitiert wird.^{9,10} Sehr häufig wird das SIG aufgrund der gegebenen Eigenschaften eines Synovialgelenks auch als Diarthrose klassifiziert.⁹ In seiner Funktion dient das SIG als ein Verbindungsglied der Kraftübertragung zwischen der Wirbelsäule, dem Beckengürtel und der unteren Extremitäten.^{1,8,10} Die Gelenkverbindung wird durch die jeweiligen Gelenkflächen „*facies auricularis*“ des Os sacrum und Os ilium auf Höhe der sakralen Segmente SWK 1 und SWK 2, als auch, vorwiegend im männlichen Geschlecht vorkommend, in Segment SWK 3 gebildet.¹⁰ Die Gelenkflächen des SIG verlaufen in einem schrägen Winkel im Raum mit einer Abweichung von ca. 12°- 20° von anterior nach posterior zur sagittalen Achse (Deklinationwinkel) und einem Neigungswinkel von 75 - 85° zur Transversalebene (Inklinationwinkel).^{11,12} Ein mit synovialer Gelenkflüssigkeit gefüllter ca. zwei bis vier mm breiter Gelenkspalt trennt die beiden im Durchschnitt 17,5 cm² großen Gelenkflächen, die wiederum von einer komplexen fibrösen Gelenkkapsel umgeben werden.^{8,10,13,14}



Abb. 2. 1 Computertomographische 3D Rekonstruktion des SIG mit Darstellung der Gelenkflächen des Os sacrum (links) und des Os ilium (rechts)

Die knöchernen Anatomie des SIG gestaltet sich variabel hinsichtlich des Aufbaus.^{15,16} Betrachtet man im Seitenvergleich die rechte und linke Gelenkanatomie des SIG, so können deren Konfiguration jeweils unterschiedlich sein.^{15,16} Morphologisch unterteilt sich der Gelenkspalt in zwei verschiedene Anteile.^{9,10} Deutlich wird dies in Anbetracht des Transversalschnittes, in dem sich der Gelenkspalt zwischen dem Os ilium und dem Os sacrum in eine mit Knorpel ausgekleidete synoviale Gelenkfläche im anterioren Bereich und in einen hierzu posterior gelegenen ligamentären Syndesmose Anteil unterteilen.¹⁰ Die beschriebenen Gelenkanteile variieren in ihrer Größe sowie ihrer kraniokaudalen Ausdehnung in Bezug auf die sakrale Segmenthöhe von SWK 1 und SWK 3.^{9,10} In Abbildung 2.2 ist dies schematisch dargestellt.

In einer Studie von Vleeming et al. (2012) wird beschrieben, dass in der Betrachtung von kranial nach kaudal eine Zunahme des synovialen Gelenkanteils zur Lasten des Syndesmose-Anteils zu vermerken ist.^{9,10} Daraus resultiert, dass sich auf der Ebene von SWK 1 der flächenmäßig größte Anteil des Gelenks und auf Höhe des SWK 3 demzufolge der kleinste Anteil befindet.¹⁰ Da in aufrecht stehender Position das Sakrum nach ventral geneigt wird, nimmt Vleeming et al. (2012) ebenfalls eine Einteilung in ventral, medial und dorsal vor.¹⁰



Abb. 2. 2 Schematische axiale Darstellung der Gelenkflächen des SIG mit Unterteilung des Gelenkspaltes in einen synovialen (schwarz schraffiert) und ligamentären (grau) Anteil. Links: Ebene L5, Mitte: Ebene S2, Rechts: Ebene S4. Abb. modifiziert nach Polliot et al, 2019.⁹

In einem Vergleich der artikulierenden Gelenkflächen präsentiert sich die sakrale Seite konkav gewölbt, mit einer L- förmigen Konfiguration der Gelenkfläche, die aufgrund ihrer Konfiguration häufig auch als „aurikulär“ beschrieben wird.⁹⁻¹¹ Demgegenüber stellt sich die Gelenkfläche des Os ilium überwiegend C- förmig mit einer konvexen Wölbung dar.^{10,17} Die beschriebene L- förmige Konfiguration der sakralen Gelenkfläche entsteht durch einen nahezu horizontal verlaufenden ca. 5,4 cm \pm 0,5 cm langen Schenkel von anterior- posterior, der neben einem kürzeren ca. 2,9 cm \pm 0,6 cm langen Schenkel mit kranio- kaudaler Ausrichtung verläuft.¹¹ Die Gelenkmorphologie unterliegt einem altersabhängigen und einem konstitutionellen Einfluss, sodass sich insbesondere postpubertär die Oberflächenbeschaffenheit mit fortschreitendem Alter verändert.^{9,10} Die Oberfläche des Sakrums wird im zeitlichen Verlauf zunehmend unregelmäßig rau und es kommt zu einer Art keilförmigen „Verriegelung“ (interlocking) mit dem Os ilium.^{5,10} Auch die Gelenkspaltbreite unterliegt einer altersbedingten degenerativen Veränderung.^{5,10,18} Die maximale Weite des Gelenkspaltes im synovialen SIG liegt bei ca. zwei bis vier mm und wird mit progredientem Alter zunehmend schmaler.¹⁸ Die Gelenkspaltbreite im ligamentären Gelenkanteil kann in seiner Breite variieren und breiter sein als der hierzu ventral gelegene synoviale Gelenkanteil.¹⁸ Mikroskopisch betrachtet unterscheidet sich die Knorpelschicht der sakralen Seite von der iliakalen Seite durch eine zwei- bis dreifach dickere Schicht, die aus hyalinem Knorpelgewebe gebildet wird.¹⁰ Der iliakale Anteil des Gelenks wird im Gegensatz dazu vorwiegend mit fibrösem Knorpel ausgekleidet.^{5,10}

Über die spezifische und unregelmäßige Gelenkarchitektur des SIG hinaus bedingt ein ausgeprägter Bandapparat eine eingeschränkte Mobilität in allen Ebenen, sodass unter Belastung eine biomechanische Stabilität gewährleistet werden kann.^{9,10}

Der Bandapparat wird einerseits durch die intrinsischen Ligamente wie das vordere Iliosakralband (ASL), das intraossäre Sakralband (ISL), das hintere Iliosakralband (PSL) und das lange hintere Iliosakralband (LPSL) gebildet.^{9,10}

Andererseits bilden das Iliolumbalband (ILL), das sakrotuberale Band (STL) und das sakrospinale Band (SSL) die extrinsisch gelegenen Bänder.^{9,10} Eine anatomische Darstellung der vorherbeschriebenen Bandstrukturen am SIG und dem übrigen Beckenskelett ist der Abbildung 2.3 zu entnehmen.

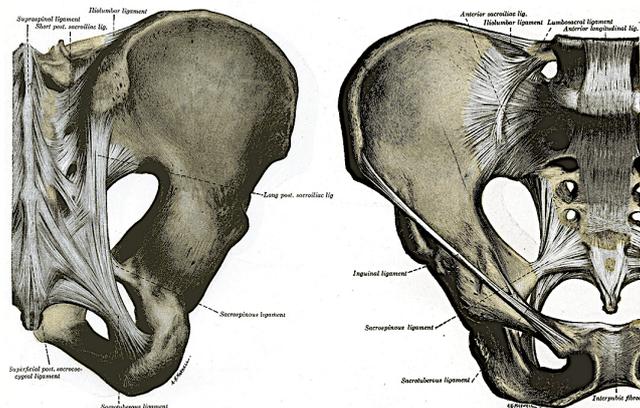


Abb. 2. 3 Ansicht auf das knöcherne Becken mit Bandapparat von dorsal (links) und ventral (rechts), Abbildungen abgeleitet von Gray, H., 1918, *Anatomy of the Human Body*.^{19,20}

Im Allgemeinen ist der Bandapparat bei Frauen deutlich schwächer ausgeprägt.^{5,14} Einhergehend mit den knöchernen anatomischen Gegebenheiten kann diese Eigenschaft u.a. den Geburtsvorgang begünstigen.^{5,10,14} So nimmt während einer Schwangerschaft der Serumwert von Relaxin zu, wodurch es zu einer gesteigerten Mobilität im SIG kommen kann.^{5,8}

Neben der zuvor beschriebenen vorherrschenden Bandführung wird die Gelenkbeweglichkeit auch durch die Einwirkung bestimmter Muskeln beeinträchtigt. Funktionell sind auch einige myofasziale Strukturen mit dem Bandapparat des SIG verbunden, zu denen u.a. der M. latissimus dorsi, M. gluteus maximus, der M. biceps femoris und der M. piriformis gezählt werden.^{1,14} Liegt eine Dysfunktion im SIG vor kann es mitunter zu einer reflektorischen Anspannung mit Verkürzung sowohl in den o.g. Muskeln als auch der Bauchmuskulatur, des M. iliopsoas oder der Hamstringmuskulatur kommen.¹ Insbesondere gegenüber axialer Stauchung und axialer Rotationskräfte ist das SIG empfindlich.¹ Beanspruchen wiederholende unidirektionale Scherkräfte das Gelenk, so wie sie bei Sportlern beispielsweise bei Läufern auftreten, können Dysfunktionen im SIG verursacht werden.¹

Die Innervation des SIG konnte bisher noch nicht ausreichend geklärt werden, sodass sich in der Vergangenheit stets eine gewisse Unsicherheit bzw. Abweichung in diversen Studien fand.⁹ Prinzipiell wird die Innervation des vorderen und des hinteren Gelenkanteils unterschiedlich beschrieben. In übereinstimmenden Publikationen wird vermutet, dass der posteriore Anteil des Gelenks aus den Rami dorsales der nervi spinales L5-S4 innerviert wird⁹. Der vordere Anteil des Gelenks erhält vorwiegend Nervenfasern aus den Segmenten L4-S2, wobei in einigen Studien aber auch das Segment L3, der sakrale Plexus und in einer Studie der N. gluteus superior genannt werden.⁹ Für die Schmerzentstehung bei SIG Dysfunktionen sind Nozizeptoren im periartikulären als auch im intraartikulären Anteil des SIG verantwortlich.⁶

2.2 Ontogenese des Sakroiliakgelenks

Mit Beginn der achten Schwangerschaftswoche entwickelt sich eine dreischichtige Struktur als frühe Form des SIG im Beckenmesenchym, bestehend aus Sakralknorpel, Beckenknorpel sowie der dazwischenliegenden Zone des Mesenchyms.¹⁰ Es stellt eine frühe Form der Gelenkhöhle dar, aus der u.a. die Synovialmembran gebildet wird.¹⁰ Ab der zehnten Schwangerschaftswoche wird das SIG unter embryologischen Gesichtspunkten nachweisbar und ab dem achten Schwangerschaftsmonat erfolgt schließlich die vollständige Ausbildung der Gelenke.¹⁰ Im Verlauf von der Kindheit bis ins Erwachsenenalter hin verändert sich deutlich die Form des Gelenks.^{10,21} Während bis nach der Pubertät die Oberfläche des sakralen Anteils des Gelenkes glatt bleibt, kommt es im fortschreitenden Alterungsprozess und mit zunehmender Beanspruchung im Gelenk zu einer Art Aufrauhung der aurikulären Gelenkflächen des SIG.¹⁰ Diese progrediente alternde Veränderung nimmt im Laufe des dritten und vierten Lebensjahrzehnts weiter zu und manifestiert sich u.a. durch Oberflächenunregelmäßigkeiten und eine Spaltenbildung.^{10,21} Die degenerative Veränderung kann hierbei iliakal stärker ausgeprägt sein.¹⁴ Im sechsten Jahrzehnt kann es zur Ausbildung von Osteophyten kommen und darüber hinaus kann die Mobilität des Gelenks, bedingt durch eine Ankylosierung im Gelenk und Fibrosierung der Gelenkkapsel, deutlich eingeschränkt werden.^{10,14} Im achten Lebensjahrzehnt ist eine fortschreitende Degeneration und das Auftreten größerer Osteophyten und Erosionen obligat.^{10,14,21}

2.3 Morphologische Variationen des Sakroiliakgelenks

Es zeigt sich, dass durch multifaktorielle Einflüsse wie bspw. Alter, Geschlecht, BMI, Schwangerschaft bzw. Geburt, es zu einer Abweichung von der regelrechten Anatomie kommen kann. Dies führt zur Ausbildung und Entstehung morphologischer Varianten.^{13,16,22} Kennzeichnend werden diese im axialen Schnittbild. Entsprechend wurden in CT-Studien u.a. von Prassopoulos et al. (1999) und Demir et al. (2007) sechs Varianten der SIG Morphologie beschrieben. Die vorbenannten Autoren nehmen eine Unterteilung in einen Nebengelenk-Typ (Accessory joint), einen Iliosakral-Komplex (Iliosacral complex), eine zweiteilige Iliosakralknochenplatte (bipartite bony plate), eine halbmondförmige Iliosakralplatte (crescent-like iliac bony plate), einen halbkreisförmigen Defekt auf der Sakral- oder Beckenseite (semicircular defects at the sacral or iliac side) und die sog. Verknöcherungszentren („ossification centers“) vor.^{13,16}

Am Häufigsten konnte in radiomorphologischen Studien die Variante vom Nebengelenk Typus gefunden werden.^{13,16} Es handelt sich hierbei um eine zusätzliche Gelenkfacette innerhalb des ligamentären Gelenkanteils des SIG.⁹ Mit einer Häufigkeit von bis zu 40% kann eine solche Variante auftreten.⁹ Diese zusätzliche Facette liegt im Bereich der hinteren Gelenkfläche auf Höhe des ersten bis zweiten Foramens.^{9,13} Gelegentlich kann bereits bei Geburt eine solche morphologische Abweichung ausgebildet sein, wobei sie sich häufiger durch eine erhöhte gewichtsbedingte Belastung bzw. aufgrund stärkerer Beanspruchung des Gelenks ausbildet.²² Die Prävalenz an Nebengelenken ist dementsprechend größer in der älteren Bevölkerungsgruppe, bei Adipositas oder bei Plurigraviden.^{13,22} Des Weiteren kann es mitunter zu degenerativen Veränderungen wie subchondraler Sklerose, Osteophyten und Ankylosen auf den Gelenkoberflächen kommen.^{13,22}

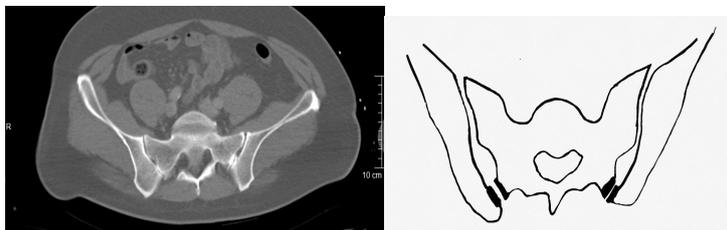


Abb. 2. 4 SIG Variante vom Nebentyp. Links: CT Schnittbild mit Nebengelenk. rechts: schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019.⁹

Als zweithäufigste Variante wird der Iliosakrale Komplex genannt.^{9,13,22} Hier liegt eine Vorwölbung des Os ilium mit einer komplementären Aussparung auf sakraler Seite im hinteren Gelenkanteil vor.²² Ein iliosakraler Komplex kann einseitig oder zweiseitig auftreten.²² Diese Variante findet sich auf der Höhe des ersten bis zweiten sakralen Foramens und betrifft vorwiegend das weibliche Geschlecht.^{9,13,22}

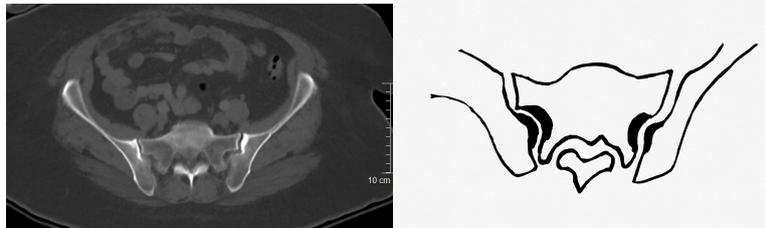


Abb. 2. 5 SIG Variante des iliosakralen Komplexes. Links: CT Schnittbild; rechts: schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019.⁹

Die dritthäufigste Variante ist die sog. zweiteilige Beckenknochenplatte bzw. die zweiteilige iliosakrale Knochenplatte. Eine solche befindet sich in dem hinteren Teil des Gelenkspaltes und tritt unilateral auf.²² Es kommt zu einer Aufteilung der iliakalen Gelenkfläche hierbei vorwiegend im posteroinferioren Kompartiment.^{13,22}

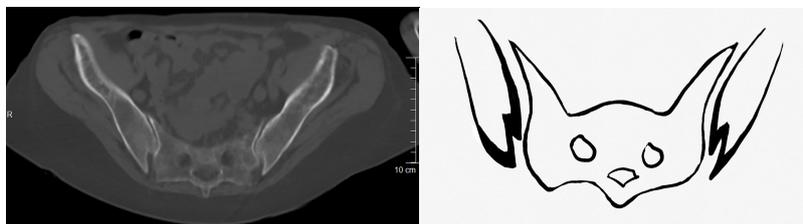


Abb. 2. 6 SIG Variante der zweiteiligen Beckenknochenplatte. Links: CT Schnittbild; rechts: schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019.⁹

Die halbmondartige Beckenknochenplatte bzw. Gelenkfläche kann entweder einseitig oder bilateral vorhanden sein und erstreckt sich auf den Ebenen des ersten und zweiten sakralen Foramens.²² Es zeigt sich im dorsalen Kompartiment eine halbmondförmige, konkav geformte Gelenkfläche des Os iliums mit einem gegenüberliegenden konvex gewölbten sakralen Anteil. Diese morphologische Variante konnte vorwiegend bei Frauen unabhängig vom Alter und bei Probanden über 60 Jahren beobachtet werden.^{9,13,22}

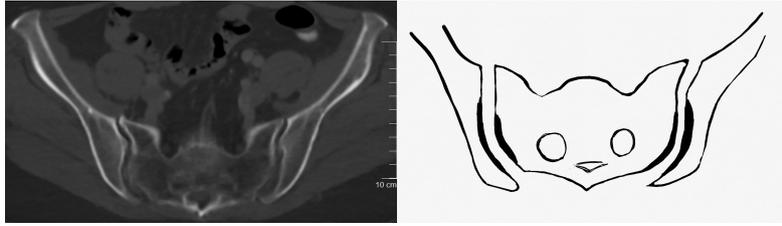


Abb. 2. 7 SIG Variante der halbmondartigen Beckenknochenplatte. Links: CT Schnittbild; rechts: schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019.⁹

Halbkreisförmige Defekte befinden sich auf der Ebene des ersten bis zweiten sakralen Foramens an der jeweiligen sakralen bzw. gegenüberliegenden iliakalen Gelenkfläche des SIG. Diese können einseitig oder bilateral auftreten und befinden sich im hinteren Teil des SIG.²² Dieser Defekt tritt nach Poilliot (2019) bei etwa 4% der Patienten meist bilateral auf und nach Fisher und Bordani (2019) wird ein halbkreisförmiger Defekt häufiger bei Frauen und Patienten über 60 Jahren beobachtet.^{9,13,22}

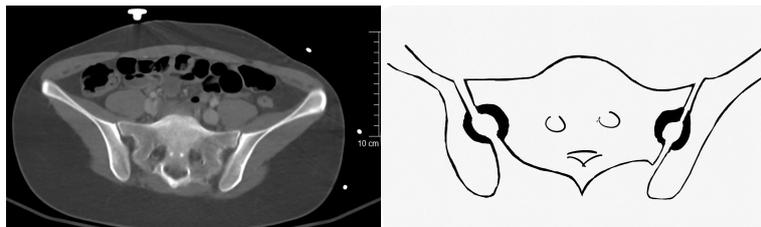


Abb. 2. 8 SIG Variante eines halbkreisförmigen Defektes. Links: CT Schnittbild; rechts: schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019.⁹

Die Verknöcherungszentren sind nach Poilliot et al. (2019) die sechsthäufigste Variante und mit 1% als relativ selten beschrieben.⁹ Sie liegen im vorderen Anteil der Gelenkfläche auf der Ebene des ersten sakralen Foramens.²² Dabei präsentieren sich dreieckige, knöchern ausgebildete Körper innerhalb des Gelenkspaltes vorwiegend auf der sakralen Seite.²² Diese Variante zeigt sich bilateral als auch unilateral.^{9,13,22}



Abb. 2. 9 SIG Variante mit Verknöcherungszentren. Links: CT Schnittbild mit Verknöcherungszentrum; rechts: schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019.⁹

2.4 Chirurgische Fusion des Sakroiliakalgelenks als Therapieansatz

2.4.1 Offen chirurgische Fixationstechniken des Sakroiliakalgelenks

Für die offene chirurgische Fusion des SIG werden in der Literatur Verfahrenstechniken über die Möglichkeiten eines anterioren, posterioren und eines lateralen (transiliakalen) Zugangsweges beschrieben.²³ Historisch betrachtet findet die offene chirurgische Fusion des SIG ihren Ursprung mit Beginn des 20. Jahrhunderts. Der posteriore Zugangsweg wurde 1908 erstmalig erwähnt.^{4,24,25} Die offene chirurgische Fusion über einen lateralen Zugang wurde durch das Verfahren nach Smith-Petersen im Jahre 1921 erstmalig beschrieben.^{26,27} Der Zugang nach Smith-Petersen erfolgt transiliakal über eine Inzision von posterior-superior mit Freilegung des lateralen Iliums und anschließender Modifikation des transiliakalen Knochenfensters in den synovialen Anteil des SIG.^{23,28} Im Jahr 1927 beschrieb Gaenslen eine Arthrodesetechnik, in der der Beckenkamm von posterior gespalten wird, sodass die posterioren Bänder geschützt werden und die umfangreiche gluteale Spaltung, wie beim Vergleich zum Verfahren nach Smith-Petersen, vermieden wird.²³ Seit Mitte der 1980er Jahren werden zur Stabilisierung Schrauben und Platten verwendet, um eine Gelenkfusion zu erzielen.²⁹ Zu erwähnen gilt u.a. das Verfahren nach Rand (1985), das eine Plattenfixierung von ventral beschreibt.²³ Der von Smith-Petersen beschriebene laterale transiliakale Zugang ist der heute am Häufigsten verwendete operative offene Zugang.²⁸ Des Weiteren wird von einigen Autoren auch der posteriore Zugang genannt. Die offene posteriore SIG-Fusion wird häufig als Teil von langstreckigen Spondylodese-Verfahren durchgeführt, die eine pelvine Fixierung z.B. mittels S2-Ala-Iliumschrauben oder iliakalen Schrauben beinhalten.²⁴ Im postoperativen Verlauf mehrsegmentaler Spondylodesen der LWS kann es oftmals zu Dysbalancen im SIG und folglich zu einer Ausbildung eines SIG- Syndroms kommen.⁸ Um eine solche Komplikation zu vermeiden oder eine bereits bestehende SIG Pathologie im Rahmen dieser Spondylodesen mit zu versorgen, besteht die Möglichkeit einer erweiterten pelvine Fixation. Hierbei werden zwischen den Foramina von SWK1 und SWK2 transsakroiliakal in einer direkten Verlängerung des lumbalen Pedikelschrauben-Stab-System z.B. sog. S2-Ala-Iliumschrauben implantiert.³⁰ Die offene chirurgische SIG-Fusion geht nicht nur intraoperativ mit einem erhöhten Komplikationsrisiko, wie beispielsweise einem erhöhten Blutverlust, sondern auch postoperativ mit einem verlängerten Heilungsprozess einher.³¹ Dabei kommt es zum einen zu längeren Krankenhausaufenthalten und Rehabilitationszeiten und zum anderen ist die offene chirurgische SIG-Fusion mit einer schlechten langfristigen Ansprechraten aufgrund einer erhöhten Nonunion-Rate und folglich mit einer geringeren Zufriedenheit verbunden.³¹

2.4.2 Minimal invasive Arthrodesese des Sakroiliakalgelenks

Mit Einführung der minimal invasiven sakroiliakalen Gelenkfusion entstand in den vergangenen Jahren ein immer weiter wachsender Markt. Viele Herstellerfirmen für Medizintechnik entwickelten Arthrodesetechniken, die durch Gelenkkompression eine Versteifung und eine persistierende Stabilität des SIG gewährleisten sollen.^{8,28} In Vergleichsstudien zwischen offenen chirurgischen Fusionsverfahren und MIS-Verfahren zeigte die Verwendung minimalinvasiver Techniken einen deutlichen Vorteil.²⁸ Der intraoperative Nutzen geht mit einer verringerten Operationszeit und zum anderen mit einem erniedrigten Komplikationsrisiko für den Patienten einher. Auch postoperativ fällt die Dauer der Hospitalisierung und die Revisionsrate der MIS-Fusion deutlich geringer aus.^{28,31} Demzufolge lässt sich im Vergleich zur offenen Technik eine höhere Patientenzufriedenheit verzeichnen.²⁸ Für die Fusion des Gelenks dienen oftmals Schrauben (z.B. Interferenzschrauben, Hohlschrauben) oder Cages kombiniert mit oder ohne Einsatz von Knochentransplantationen oder Gelenkdekortikation.^{8,28} Die Implantation erfolgt vorwiegend transiliakal oder über einen posterioren Zugang und stützt sich in der Regel auf die Nutzung einer intraoperativen Röntgen-Bildgebung, wie bspw. der navigierten dreidimensionalen Bildgebung.²⁸ Im Rahmen einer Literaturrecherche von Bornemann et al. (2017) wurden u.a. die Systeme von Silex™ Sacroiliac Joint Fusion System (X-Spine), SiFix Sacroiliac Intraarticular Fusion Allograft (Nu Tech), SambaScrew® System (Orthofix), Arthrodeseschraube/Iliosakralgelenk TriCor™ (Zimmer Spine), iFuse Implant System® (SI-BONE), DIANA® (Signus Medical) in Studien erwähnt.⁸ Das iFuse Implantat nutzt eine Fusion durch Einbringen der Implantate senkrecht zum SIG. Die Distraktions- Interferenz- Arthrodesese DIANA wird im Gegensatz hierzu intraartikulär eingebracht. Diese zwei Implantatsysteme mit ihren unterschiedlichen Wirkungsprinzipien werden im Folgenden detailliert beschrieben.

2.4.2.1 iFuse Implantat® (SI- BONE)

Das 2008 eingeführte iFuse-Implantatsystem der Fa. SI-BONE ist laut Herstellerangaben mit über 30.000 Eingriffen eines der am meisten benutzten Systeme im Bereich der MIS SIG Fusion weltweit.³² Dementsprechend wird es in Studien am umfangreichsten beschrieben. Die hierzu genutzten Implantate besitzen ein trianguläres Profil, das mit einer porösen Titanplasmabeschichtung ausgestattet ist.^{8,33} Nach erfolgter Pressfit-Platzierung des Implantates kann diese vorbeschriebene Oberflächenbeschaffenheit eine biologische Knochenfixierung zwischen Implantat und umgebenden Knochen gewährleisten.^{29,33} Die

Implantate haben eine Länge von 30-70 mm und einem Durchmesser von 4,00-7,00 mm.³³ Das Einbringen von autologen Knochentransplantat oder einer Fixierung mittels zusätzlicher Pedikelschrauben entfällt bei der Verwendung dieser Art der MIS Fusion.^{8,33}



Abb. 2. 10 Postoperatives Röntgen des Becken nach Implantation von iFuse © Implantaten.³⁴

Die Implantation erfolgt transiliakal über einen bis zu ca. 3 cm großen Hautschnitt im lateralen Gesäßbereich.²⁹ Hierüber werden nach der Positionierung von Führungsdrähten unter C-Bogen gesteuerter Röntgenkontrolle die Implantatlager frei präpariert, sodass anschließend die zuvor ausgemessenen Implantate in die Implantatlager übereinander platziert werden

können.^{8,29,33} Im Allgemeinen sollten die Implantate in einer parallelen Anordnung zum Liegen kommen.^{29,33} Das kranial gelegenste Implantat soll innerhalb der sakralen Ala platziert, das zweite Implantat angrenzend oberhalb an das S1 Foramen und das dritte Implantat zwischen Foramen S1 und S2 implantiert werden.^{8,29,32,33} Intraoperativ kann es bei der transiliakalen SIG-Fusion insbesondere aufgrund der räumlichen Nähe zur Verletzung des oberen glutealen neurovaskulären Bündels kommen.³⁵ Eine isolierte Gefäßverletzung kann eine Blutung mit Hämatombildung provozieren, wodurch es zur Kompression von Nervenstrukturen kommen kann.³¹ Diese wiederum kann zu einer vorübergehenden oder gar dauerhaften Nervenschädigung führen. Als weitere Komplikationen werden iliakale Frakturen und eine Implantatfehlage oder -lockerung erwähnt.³¹ Durch eine zu tiefe Implantatlage kann es möglicherweise zur Affektion oder Nervenwurzelläsion von S1- und S2 kommen.³⁵

2.4.2.2 Intraartikuläre Distraktions- Interferenz- Arthrodesis DIANA© (Signus Medical)

Das DIANA-Verfahren wurde in den USA von Dr. John G. Stark entwickelt und findet seit 2010 in Deutschland Anwendung.³⁶ Bei dem Implantat handelt es sich um eine hohle Interferenzschraube aus Titan (Ti6Al4V) mit einer Länge von 30 mm und möglicher Durchmesser von 13 mm, 15 mm, 17 mm oder 19 mm.^{35,37} Kennzeichnend ist ein multifunktionales Gewindeprofil. Dieses verfügt über ein konisch zulaufendes hohles Gewinde an dem einen Ende, sodass es sicher in der gewünschten Position verschraubt werden kann.³⁷ Eine dort angebrachte zentrale Fensterung dient dem knöchernen Durchbau.⁸ Das andere breitere Ende hat ein stärkeres Gewinde und eine breitere Auflagefläche („shoulder“), die ein Einsinken des Implantats in den Knochen des Os iliums verhindern soll.³⁷ Die Stabilisierung des Gelenks durch die Implantation soll durch Distraction gewährleistet werden.^{35,37}



Abb. 2. 11 Links präoperatives Röntgen und rechts postoperatives Röntgen des Beckens nach Implantation eines DIANA Implantats am SIG links.³⁵

Bei diesem Verfahren wird ein Zugang zur Faszie über einen posterioren Mittellinienschnitt von ca. 5 cm Länge verwendet.³⁵ Die hinteren Iliosakralbänder werden über die Aussparung des SIG zwischen den Querprozessen von SWK 1 und SWK 2 des Kreuzbeins freigelegt und reseziert.³⁵ In einem weiteren Schritt werden die intraossären Bänder entfernt und die kortikalen Oberflächen von Ilium und Sakrum mit einem Bohrer eröffnet.³⁵ Mittels eines Führungsdrahtes und unter Verwendung einer Bildwandler-Bildgebung kann die vordefinierte Ebene der Implantation festgelegt werden.³⁵ Im Anschluss wird individuell die Breite der Aussparung und die mögliche Distraction mit einem Distraktionsinstrument erfasst, um die benötigten Implantatdurchmesser der Interferenzschraube zu bestimmen.³⁵ Unter

Aufrechterhaltung der Distraction zwischen Os ilium und Os sacrum wird die Interferenzschraube in die Aussparung eingebracht.³⁵ Die noch verbliebenen Aussparungen um die Schraube herum können im Anschluss mit Knochentransplantat aufgefüllt werden.^{8,35,37} Postoperativ erfolgt die Mobilisation unter Teilbelastung (20 bis 30 kg) der operierten Seite an zwei Unterarmgehstützen für 6 Wochen.³⁶ Neben den allgemeinen Risiken bei operativen Eingriffen kann es aufgrund des Distraktionsverfahrens zu einer nicht ausreichenden notwendigen Gelenkstabilität sowie einer Fehllage der Interferenzschraube kommen, sodass die gewünschte Gelenkfusion ausbleibt.³⁸

2.5 Anforderungen an ein Arthrodeseimplantat

2.5.1 Primärstabilität

Die Primärstabilität eines Implantats beschreibt dessen Festigkeit unmittelbar in der Phase nach Implantation in den Knochen.³⁹ Maßgebend wird die primäre Stabilität von Faktoren wie der Knochenqualität, der Implantationstechnik und des Implantataufbaus, z.B. Länge, Durchmesser, Oberflächenbeschaffenheit beeinflusst.⁴⁰ Eine primäre Stabilität zwischen Implantat und Knochen ohne Mikrobewegungen des Implantats sind für das Erreichen eines guten Langzeitergebnis und die erfolgreiche Osseointegration essenziell.³⁹⁻⁴¹

2.5.2 Knochen Implantat Interface

Die Kontaktfläche zwischen der Implantatoberfläche und des Knochengewebes wird als Knochen Implantat Interface (BII) bezeichnet.³⁹ In diesem Bereich soll ein An- bzw. Einwachsen des Knochens erfolgen.³⁹ Das Einwachsen von Knochen kann definiert werden als die Bildung von Knochengewebe in der porösen Oberfläche eines Implantats^{39,42} Um eine langfristige Stabilität des Implantats zu erhalten, sollte es durch Wachstumsprozesse am Knochengewebe zu einer Osteointegration, d.h. zur knöchernen Einheilung des Implantates und damit zu einer stabilen Verankerung des Implantats im bzw. am Knochen führen.⁴²

2.5.3 Knochenparameter

2.5.3.1 Kortikalisdicke

Mikroskopisch betrachtet setzt sich die Knochensubstanz aus der Substantia compacta (Kortikalis) und der Substantia spongiosa zusammen.⁴³ Die Kortikalis ist die äußere Schicht des Knochens und liegt unterhalb des Knochenperiosts.⁴³ Sie stellt einen wesentlichen Faktor für die Knochenqualität dar.⁴⁴ Für die bereits erwähnte Primärstabilität ist eine entsprechende Knochenqualität für eine gute Implantatfixierung mitentscheidend.^{41,44,45}

2.5.3.2 Spongiosadichte

Die Knochendichte oder Spongiosadichte entspricht dem Verhältnis zwischen mineralisierter Knochensubstanz zu einem definierten Knochenvolumen.⁴⁶ Zur Diagnostik der Osteoporose gilt die Dual- Energy- Röntgenabsorptiometrie (DEXA) als Referenzstandard.⁴⁷ Als eine Alternative zur DEXA Messung konnte in einer Studie von Scheyerer et al. (2019) die Herleitung der Spongiosadichte bzw. der BMD (bone mass density) aus gemessenen Hounsfield Units (HU) aus der klinischen CT- Untersuchung der Wirbelkörper aufgezeigt werden.⁴⁷

In den CT-Bildern wird der Röntgen Absorptionskoeffizient bzw. Schwächungskoeffizient in HU angegeben, um die Gewebearten miteinander vergleichen zu können.⁴⁸ Die Hounsfield Einheiten sind das Maß für die Dichte und errechnen sich aus dem linearen Schwächungskoeffizient μ .⁴⁸

$$HU = \frac{1000 \times \mu(\text{Objekt}) - \mu(\text{Wasser})}{\mu(\text{Wasser})}$$

Als Bezugsgröße gilt Wasser mit 0 HU. Aufgrund der unterschiedlichen Dichte der Gewebearten variieren deren HU. Fett liegt bei -100 HU und bei Knochen liegen die Werte bei bis zu 2000 HU, darunter die Spongiosa bei 300 HU.⁴⁸

2.6 Zielsetzung

In dieser radiomorphometrischen Studie sollen Daten evaluiert werden, die der Entwicklung neuer oder der Weiterentwicklung der bisher bestehenden SIG Arthrodesen bzw. Fixationstechniken nützen sollen. Als Entwicklungsziel sollte demnach ein Implantat entwickelt werden, das nicht transiliakal, sondern minimalinvasiv von dorsal in das SIG implantiert werden kann. Dieses sollte intraartikulär zu liegen kommen und könnte als eine Art Verriegelungsmechanismus eine direkte Arthrodesen von Ilium und Sakrum ermöglichen. Um eine allgemeingültige Aussage über die Anforderungen und Größe einer solchen Arthrodesen treffen zu können, werden im Rahmen dieser Studie die Länge des Gelenkspaltes, als auch dessen Breite bestimmt. Dementsprechend soll ein optimaler, möglichst gerader, intraartikulärer Verlauf bzw. eine Trajektorie des SIG und darüber hinaus die Qualität des Knocheninterfaces definiert werden. Mithilfe der zuvor erwähnten Auswertung soll zudem geklärt werden, ob ein Zusammenhang der Ebenen der Schnittbilder mit einer möglichen Implantationshöhe aufgezeigt werden kann. Außerdem werden die erhobenen Parameter sowohl geschlechtsspezifisch, als auch altersabhängig verglichen.

Folglich wurden in der Zielsetzung der Datenerhebung folgende Punkte berücksichtigt:

1. Eine maximal mögliche intraartikuläre Strecke mit einem möglichst geraden Verlauf durch das SIG, die einer optimalen Trajektorie entsprechen soll
2. Bestimmung der paraartikulären Kortikalisdicke sakral und iliakal
3. Bestimmung der paraartikulär gelegenen Spongiosadichte (in Hounsfield Einheiten) jeweils für das Sakrum und Ilium
4. Die Breite des Gelenkspaltes

3. Material und Methoden

3.1 Allgemein

In der vorliegenden Studie wurden retrospektiv 100 CT-Datensätze des Beckens mit einer Schichtdicke von 1 mm aus den vorhandenen Traumaspiralen der überörtlichen Gemeinschaftspraxis für Radiologie Wittlich/Daun ausgewertet. Diese Datensätze stammten aus dem Jahr 2018 und wurden allesamt mittels einer zufälligen Stichprobe unter Berücksichtigung der u.g. Ausschlusskriterien ausgewählt. Alle hierzu erhobenen Daten und Ergebnisse wurden zu rein wissenschaftlichen Zwecken dieser Dissertation genutzt und unterliegen entsprechend der Schweigepflicht.

3.2 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv ergab sich aus den verwendeten CT-Datensätze, die im Rahmen eines Schockraummanagements routinemäßig ein Ganzkörper-CT erhielten. Hieraus konnten insgesamt 100 erwachsene Patienten untersucht werden, davon 71 männliche und 29 weibliche Patienten. Das Alter der Patienten lag zwischen 17 und 83 Jahren mit einem Mittelwert von 45,29 Jahren. Die Einteilung des Patientenkollektivs erfolgte in zwei Altersgruppen mit der Grenze beim 50. Lebensjahr. Zur Visualisierung der Alters- und Geschlechterverteilung im Patientenkollektiv dient Tabelle 3.1.

			männlich	weiblich	Gesamt
<u>Altersgruppe</u>	≤ 50	Anzahl	35	12	47
		%			
	≥ 51	Anzahl	36	17	53
		%			
			71	29	

Tab. 3. 1 Alters- und Geschlechterverteilung

3.3 Ein- und Ausschlusskriterien:

Um eine möglichst allgemeingültige Aussage für die Datenermittlung des erwachsenen Beckens treffen zu können, wurden die Ein- und Ausschlusskriterien so gewählt, dass sowohl junge Patienten, als auch Patienten mit altersbedingten, degenerativen Veränderungen des Knochens in die Studie miteinbezogen werden konnten. Zu den Ausschlusskriterien zählten Frakturen am Beckenskelett, Operationen an der Wirbelsäule, wie z.B. Spondylodesen, und Tumore im Becken- oder Wirbelsäulenbereich. Des Weiteren wurden CT-Untersuchungen mit einer unscharfen Bildqualität, die das Messverfahren negativ beeinflusst bzw. verfälscht hätten, ausgeschlossen.

3.4 Messverfahren

Die für die Messung genutzten CT- Aufnahmen mit einer Schichtdicke von 1 mm wurden ausschließlich an einem Computertomographen vom Typ Siemens CT SOMATOM Definition Flash durchgeführt. Die Datenerhebung der CT- Bilder wurde mit dem Verarbeitungsprogramm VePro EMR Manager vorgenommen. Zur Definition der intraartikulären Strecke, der Kortikalisdicke, der Spongiosadichte und der Breite des Gelenkspalts wurden diese Parameter im axialen Schnittbild des SIG für beide Körperhälften vermessen. Dazu wurden die CT-Schnittbilder in einem voreingestellten Knochenfenster dargestellt und die Messungen in einem vergrößerten Zoom vorgenommen.

3.4.1 Intraartikuläre Strecke

In den axialen CT- Schnittbildern des Beckens wurden die maximal mögliche intraartikuläre Strecke und deren möglichst gerader Verlauf durch das SIG bestimmt. Die Strecke wurde somit in einem anterior- posterioren Verlauf vermessen. Hierzu wurden in den Schnittbildern zuerst eine optimale vorwiegend gerade verlaufende Trajektorie entlang des Gelenkspaltes aufgesucht. Auf entsprechender axialer Schnittbildebene konnte anschließend beiderseits die intraartikuläre Länge mit Hilfe der Tools des CT Verarbeitungsprogramms (VePro) gemessen und in einer hierfür entsprechend vorgefertigten Exceltabelle festgehalten werden.

Zur Bestimmung der Länge wurde der Cursor entlang des intraartikulären Spaltes, analog der Trajektorie, bewegt. Mit einem erstmaligen Linksklicken der Maus am Startpunkt der Messung und einem erneuten Klicken am Endpunkt konnte die Messlänge festgelegt werden. Die Messung der intraartikulären Strecke zeigt Abb. 3.1.

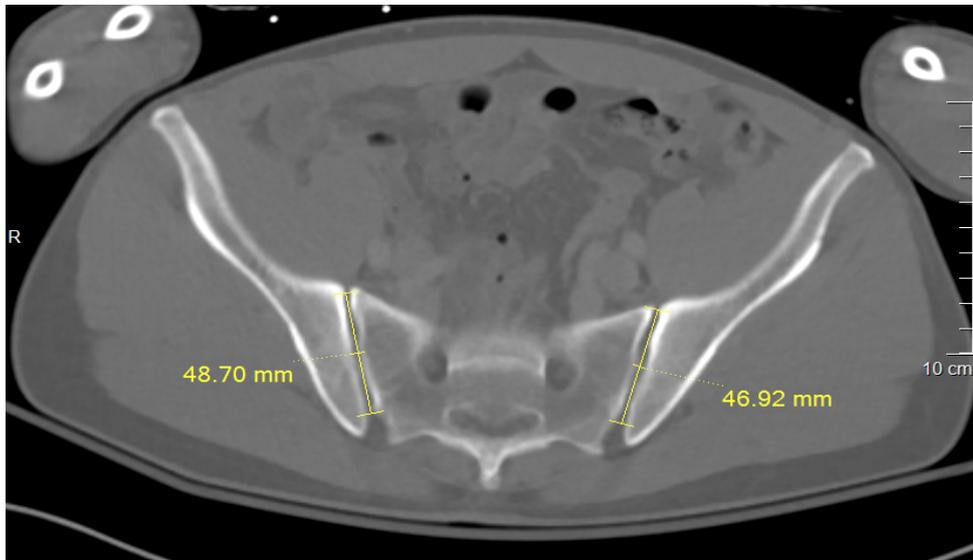


Abb. 3. 1 intraartikuläre Strecke (in mm)

In einem parallel dazu geöffneten sagittalen Schnittbild wurde der Verlauf der Schnittebene aus dem axialen Schnittbild in einem Zusammenhang zu den sakralen Wirbel betrachtet und wiederum entsprechend festgehalten. Dieser soll einem möglichen Eintrittspunkt der Implantation bzw. Trajektorie entsprechen. In Abb. 3.2 ist o.g. Sachverhalt dargestellt. Die farblich markierte horizontalen Linie im sagittalen Schnittbild entspricht der Trajektorie.

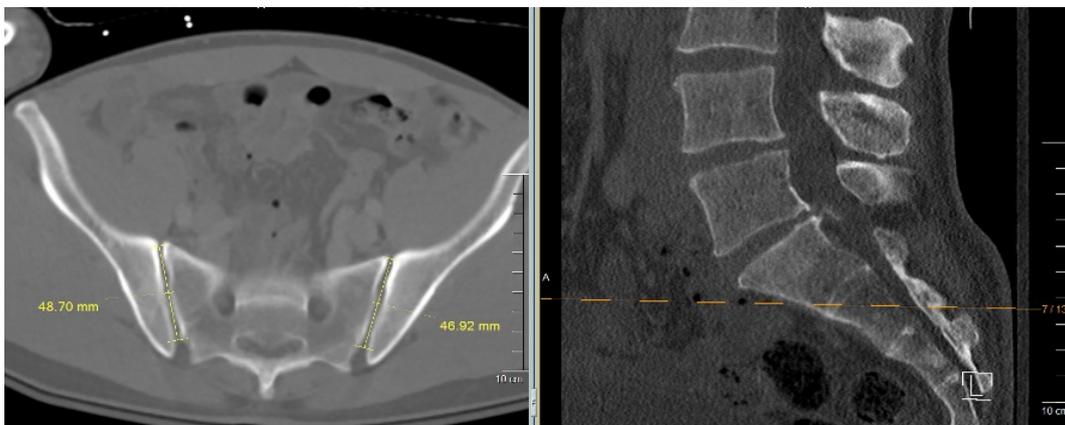


Abb. 3. 2 Verlauf der intraartikulären Strecke im axialen CT Schnittbild (links) und im sagittalen Schnittbild mit Markierung der Schnittebene (rechts)

3.4.2 Knochenparameter

Zur Bestimmung der Qualität des Knocheninterfaces wurde die Kortikalisdicke und die Spongiosadichte im SIG in Hounsfield Einheiten beidseitig gemessen.

3.4.2.1 Kortikalisdicke

Die Kortikalisdicke wurde auf sakraler und iliakaler Seite im vorderen Drittel des SIG Spaltes gemessen. Um den Abstand bzw. die Breite bestimmen zu können, wurde ebenfalls das unter 3.4.1 erwähnte Tool genutzt. In nachfolgender Abbildung 3.3 ist zudem die Messung der Kortikalisdicke abgebildet.

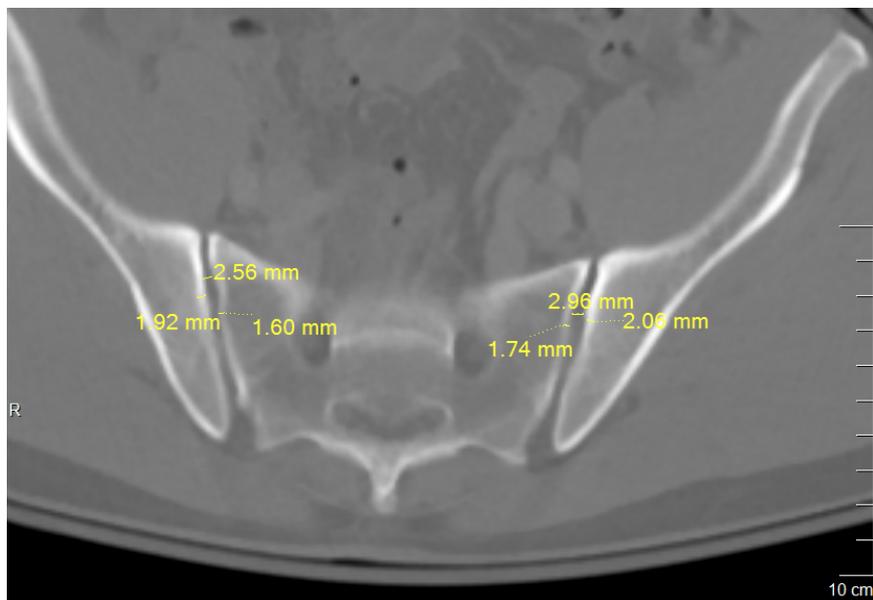


Abb. 3. 3 CT Messung Kortikalisdicke (mm) und Gelenkspaltbreite (mm)

3.4.2.2 Spongiosadichte

Die Spongiosadichte (HU= Hounsfield Units) wurde paraartikulär jeweils für das Sakrum und Ilium bestimmt. Mithilfe eines weiteren Tools des Verarbeitungsprogramms zur Hounsfield Messung konnten diese Werte gemessen werden. In einem definierten Bereich im vorderen Drittel des Gelenks konnte durch Klicken und Ziehen der Maus der Wert festgelegt werden. In

Abbildung 3.4 sind die verschiedenen Messwerte der Spongiosadichte am Os ilium und Os sacrum eines Patienten dargestellt.

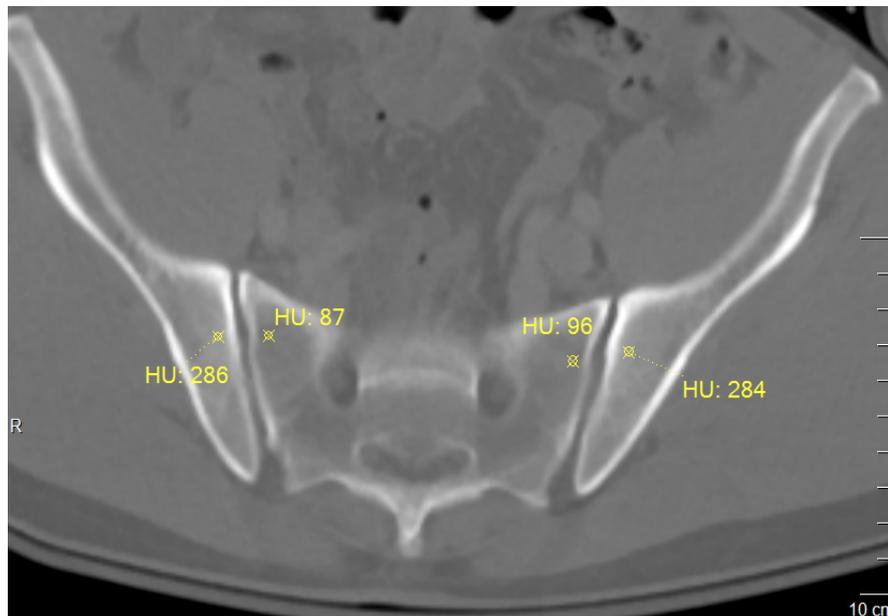


Abb. 3. 4 CT Messung Spongiosadichte (HU)

3.4.3 Breite des Gelenkspaltes

Als letzter Parameter wurde die Breite des Gelenkspaltes gemessen. Die Vorgehensweise dazu ist in Abbildung 3.3 dargestellt. Die Messung der Breite des Gelenkspaltes erfolgte hierzu analog der Verfahrensweise für die Längenmessung, wie bereits unter 3.4.1 beschrieben.

3.5 Statistische Auswertung

Die ermittelten Daten wurden tabellarisch in einer Excel-Datei erfasst und dort nach Abschluss der Messungen statistisch ausgewertet. In der statistischen Auswertung wurde eine Varianzanalyse vorgenommen um den Mittelwert, die Standardabweichung, als auch das Minimum und Maximum für die entsprechenden Messwerte zu bestimmen.

4 Ergebnisse

4.1 Intraartikuläre Strecke und Breite des Gelenkspaltes

In Tabelle 4.1 ist die durchschnittliche Gesamtlänge der intraartikulären Strecke des Patientenkollektivs dargestellt. Unter Einschluss beider vermessenen SIG Seiten der Patienten ergibt sich folglich eine Anzahl $n = 200$. Der maximale Wert entspricht einer Länge von 59,85 mm und die kürzeste gemessene Strecke ist 33,83 mm lang. Das 95% Konfidenzintervall liegt hier bei 48,46- 49,97 mm. Der Median der erhobenen Werte liegt bei 50,31 mm.

n	200
Mittelwert	49,22
Standardabweichung	5,44
Maximum	59,85
Minimum	33,83

Tab. 4.1 Gesamtlänge der SIG Strecke (in mm)

Eine der Trajektorie und somit dem optimalen Verlauf der SIG Strecke im axialen Schnittbild gegenübergestellte Schnitthöhe im sagittalen Schnittbild zeigt bei $n= 77$ einen Verlauf der SIG Strecke entlang des SWK 2 und auf Höhe des S2-Foramens. In $n=23$ Fällen verläuft die Strecke weiter kaudal gelegen auf einer Höhe zwischen SWK2 / SWK3 bzw. in Angrenzung an den SWK 3 und somit auf Höhe des S3-Foramens.

Für die Breite des Gelenkspalt ergeben die Messungen unter $n= 200$ Werte von $1,96 \pm 0,51$ mm für beide Seiten. Die Werte liegen hier zwischen einem Minimum von 1 mm und einem Maximum von 3,49 mm. Das 95% Konfidenzintervall entspricht 1,25 - 2,68 mm für die Gesamtheit der gemessenen Breite des Gelenkspaltes.

4.1.1 Geschlechtervergleich

Eine Unterteilung der Messdaten nach Geschlecht der Patienten ergeben die in Tabelle 4.2 aufgeführten Messergebnisse. Hierbei ergibt sich ein signifikanter Größenunterschied in der Länge der SIG Strecke. Der hier errechnete Mittelwert der optimalen Trajektorie der männlichen Patienten ist um 6,19 mm größer als der Mittelwert der weiblichen Patienten. Der Median liegt bei den männlichen Patienten bei 51,52 mm und bei den weiblichen Patienten bei 43,78 mm. Abbildung 4.1 visualisiert vorbeschriebene Messwerte mit Hilfe einer Boxplot Grafik.

	männlich		weiblich	
	rechts	links	rechts	links
n	71		29	
Mittelwert	51,11	50,91	44,65	45
Standardabweichung	4,4	4,49	5,15	5,04
Maximum	59,85	59,67	53,45	54,11
Minimum	40,95	40,3	35,45	33,83

Tab. 4.2 Geschlechterverteilung der intraartikulären SIG Strecke (in mm)

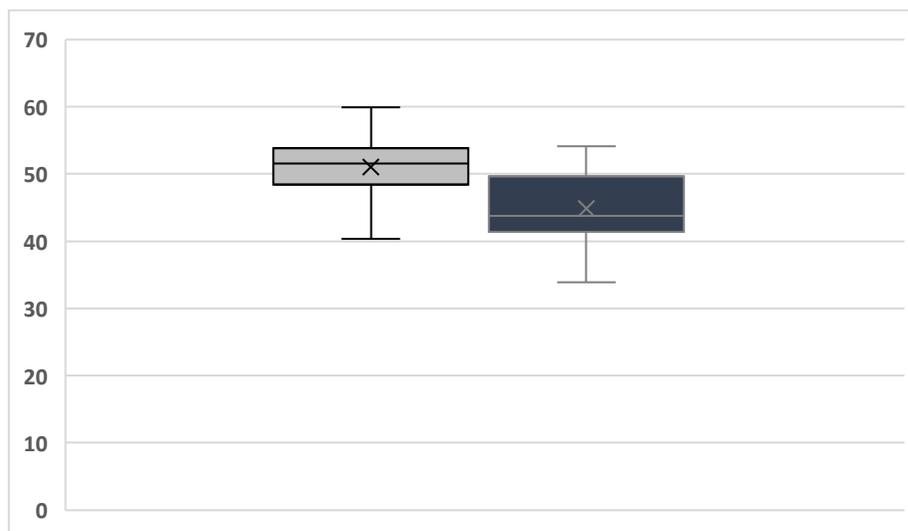


Abb 4. 1 Boxplot Geschlechtervergleich (in mm), Reihe 1 männlich, Reihe 2 weiblich

4.1.2 Altersvergleich

Der Altersvergleich der zwei Gruppen konnte hinsichtlich der Länge der SIG Strecke kein signifikanter Unterschied aufgezeigt werden. Der p-Wert entspricht $p = 0,029$. Dies ist in Tabelle 4.3 dargestellt.

	Altersgruppe	
	≤ 50	≥ 51
n	94	106
Mittelwert	48,44	49,9
Standardabweichung	5,74	5,04
Maximum	59,07	59,85
Minimum	33,83	37,32

Tab. 4.3 Altersverteilung der intraartikulären SIG Strecke (in mm)

4.2 Kortikalisdicke

Die Dicke der Kortikalis in mm wurde auf der sakralen und iliakalen Seite bestimmt. Im Vergleich der gelenkbeteiligten Seiten konnte kein signifikanter Unterschied der Mittelwerte festgestellt werden, wie der Tabelle 4.4 zu entnehmen ist. Die erhobenen Werte lagen zwischen 0,68 mm und 3,22 mm. Das 95% Konfidenzintervall für die Kortikalisdicke entspricht für das Sakrum 1,79- 1,92 mm und für das Ilium 1,82- 1,95 mm.

	iliakal	sakral
n	200	200
Mittelwert	1,89	1,86
Standardabweichung	0,45	0,49
Maximum	3,22	3,24
Minimum	0,84	0,68

Tab. 4.4 Kortikalisdicke auf iliakaler und sakraler Seite (in mm)

4.2.1 Geschlechtervergleich

Der geschlechtsspezifischer Vergleich der Dicke der Kortikalis ergab größere Mittelwerte bei weiblichen Patienten. Das 95%- Konfidenzintervall für die Daten weiblicher Patienten liegt bei 1,97- 2,13 mm für das Ilium und 1,96- 2,12 mm für das Sakrum. Für männliche Patienten liegt das 95% Konfidenzintervall bei 1,61-1,79 mm fürs Ilium und für das Sakrum 1,55- 1,75 mm. Dies wird in folgender Tabelle 4.5 abgebildet.

	weiblich		männlich	
	iliakal	sakral	iliakal	sakral
Anzahl	58	58	71	71
Mittelwert	2,03	1,93	1,83	1,83
Standardabweichung	0,54	0,59	0,4	0,43
Maximum	3,22	2,95	2,84	3,24
Minimum	0,89	0,83	0,84	0,68

Tab. 4.5 Kortikalisdicke auf ilikaler und sakraler Seite im Geschlechtervergleich (in mm)

4.2.2 Altersvergleich

Die Messdaten im Vergleich der Altersgruppen ist in den Tab. 4.6 und Tab. 4.7 aufgeführt. Es zeigen sich jeweils größere Mittelwerte der Kortikalis für das Sakrum und das Ilium in der Personengruppe ≥ 51 Jahre.

<u>iliakal</u>	Altersgruppe	
	≤ 50	≥ 51
n	94	106
Mittelwert	1,72	2,05
Standardabweichung	0,43	0,41
Maximum	2,68	3,22
Minimum	0,84	1,32

Tab. 4.6 Kortikalisdicke auf ilikaler Seite im Altersvergleich (in mm)

sakral	Altersgruppe	
	≤ 50	≥ 51
n	94	106
Mittelwert	1,65	2,04
Standardabweichung	0,48	0,42
Maximum	2,95	3,24
Minimum	0,68	1,18

Tab. 4. 7 Kortikalisdicke auf sakraler Seite im Altersvergleich (in mm)

4.3 Spongiosadichte

Die parartikulär in HU gemessene Spongiosadichte wurde jeweils auf Seite des Sakrums und des Iliums gemessen. Hier fand sich iliakal eine größere Spongiosadichte im Vergleich zu den erhobenen Werten auf der sakralen Gelenkseite. Dies wird in Tab. 4.8 vergleichend gegenübergestellt.

In 9,5% der Fälle liegt iliakal ein Wert <120 HU vor, bei 5 Patienten kommen diese Werte beidseits vor. Sakral liegt in 63 % der Fälle der HU Wert unter 120, davon bei 57 der Patienten beidseits. In 3 Fällen konnten HU Messungen im negativen Bereich festgestellt werden.

	iliakal	sakral
n	200	200
Mittelwert	214,24	105,67
Standardabweichung	81,88	60,69
Maximum	514	328
Minimum	17	-19

Tab. 4. 8 Spongiosadichte auf iliakaler und sakraler Seite (in HU)

4.3.1 Geschlechtervergleich

In Tabelle 4.9 und 4.10 sind die Werte der Spongiosadichte im Geschlechtervergleich aufgelistet, entsprechend für die iliakale und die sakrale Seite. Den Tabellen ist zu entnehmen, dass keine geschlechtsspezifischen Unterschiede in den Messungen vorliegen.

Spongiosadichte (iliakal)	männlich		weiblich	
	rechts	links	rechts	links
n	71		29	
Mittelwert	214,25	214,16	216,31	212,31
Standardabweichung	86,86	78,85	78,99	83,65
Maximum	514	411	451	403
Minimum	18	17	103	88

Tab. 4. 9 Geschlechterverteilung der Spongiosadichte auf iliakaler Seite (in HU)

Spongiosadichte (sakral)	männlich		weiblich	
	rechts	links	rechts	links
n	71		29	
Mittelwert	99,76	101,28	123,44	113,13
Standardabweichung	58,67	59,52	64,57	63,40
Maximum	328	317	238	220
Minimum	11	-19	31	13

Tab. 4. 10 Geschlechterverteilung der Spongiosadichte auf sakraler Seite (in HU)

4.3.2 Altersvergleich

Sowohl auf sakraler als auch auf iliakaler Gelenkseite konnte aufgezeigt werden, dass mit fortschreitendem Alter die Spongiosadichte im Mittel abnimmt. Die entsprechenden Daten sind der Tab. 4.11 und Tab. 4.12 zu entnehmen. Die Boxplot Grafik in Abb. 4.2 visualisiert diese Abnahme der Knochendichte mithilfe des Diagramms graphisch.

<u>iliakal</u>	Altersgruppe	
	≤ 50	≥ 51
n	94	106
Mittelwert	250,21	182,33
Standardabweichung	77,66	71,96
Maximum	514	383
Minimum	101	17

Tab. 4. 11 Altersvergleich der Spongiosadichte auf iliakaler Seite (in HU)

<u>sakral</u>	Altersgruppe	
	≤ 50	≥ 51
n	94	106
Mittelwert	132,08	81
Standardabweichung	61,06	52,5
Maximum	328	223
Minimum	14	-54

Tab. 4. 12 Altersvergleich der Spongiosadichte auf sakraler Seite (in HU)

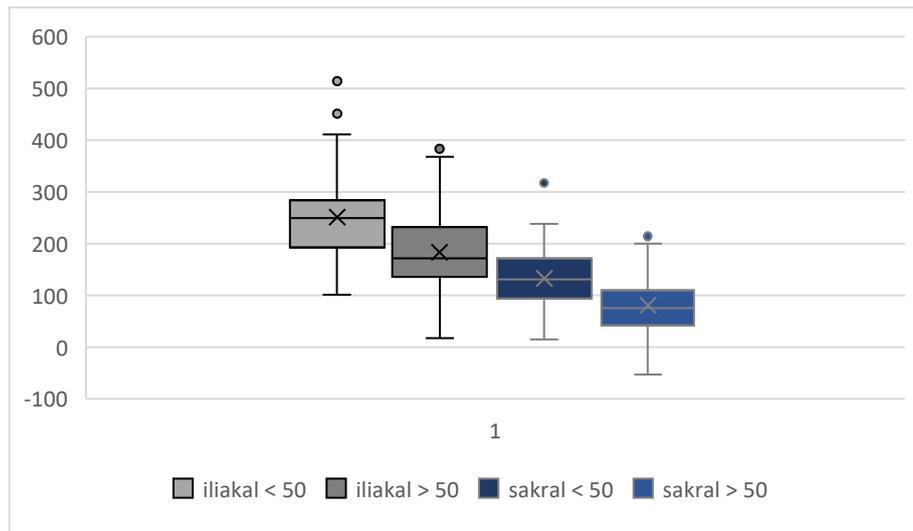


Abb 4. 2 Boxplot Altersvergleich (in HU)

5 Diskussion

Das SIG ist eine komplexe biomechanische Struktur und kann als lasttragendes Gelenk von degenerativen Veränderungen oder Dysfunktionen betroffen sein, was letztendlich mit der Symptomatik von akuten Schmerzen bis hin zu einem chronischen Schmerzsyndrom einhergehen kann. SIG Dysfunktionen sind auf eine abnorme hyper- oder hypomobile Beweglichkeit des SIG zurückzuführen, d.h. eine Abweichung der normwertigen Range of Motion (ROM). Eine normwertige ROM des SIG findet in drei Ebenen statt und beträgt ca. 3° für die Flexion-Extension, 1,5° für die axiale Rotation und am geringsten mit 0,8° für die laterale Beugung.⁴⁹ Klinisch kann sich in der Beurteilung des SIG als Schmerzquelle anhand von Anamnese, der körperlichen Untersuchung sowie der Diagnostik als schwierig erweisen, da mitunter andere pathologische Ursachen ein ähnliches klinisches Erscheinungsbild haben können.⁶ Belastungsabhängig können sich morphologische Variationen vorwiegend auf den Segmentebenen SWK 1 und SWK 2 entwickeln und lassen sich in axialen CT Schnittbildern nachweisen.^{9,13} Insbesondere die Ausbildung der morphologischen Variante vom Nebengelenk Typ ist häufig und sollte in der Diagnostik berücksichtigt werden, da sie ein möglicher schmerzauslösender Ursprung von LBP sein kann.⁹ Die Behandlungsansätze sollten primär konservativ erfolgen. Bei einer einwandfrei nachgewiesenen Ursache einer SIG Dysfunktion sollte erst bei vollständigem Ausbleiben eines therapeutischen Nutzens und bei persistierendem Leidensdruck über einen gewissen Zeitraum hinaus der chirurgische Therapieansatz in Form einer SIG Arthrodesis in Erwägung gezogen werden.⁸ Besonders im vergangenen Jahrzehnt hat die MIS SIG Fusion nach PubMed Recherchen eine erhöhte Erwähnung in Studien gefunden. Die bisherige Studienlage ist jedoch noch nicht ausreichend, um eine eindeutige Wirksamkeit der SIG-Fusion zu beweisen. Dies liegt nach Bina and Hurlbert (2017) vor allem an „ungenauen Diagnosen, einer fehlerhaften Methodik, Voreingenommenheit und begrenzten Follow-up Beobachtungen“.⁵⁰ Daraus resultiert, dass derweilen noch keine Standards für die Diagnostik, Indikationsstellung und Messverfahren bestehen und die Datenlage in Bezug auf den postoperativen Erfolg noch gering ist. Dennoch sind die Weiter- und Neuentwicklungen in einem stetigen Prozess. Zum jetzigen Zeitpunkt existieren bereits diverse operative Verfahrenstechniken und Implantate. So sind laut der US-amerikanischen US Food and Drug Administration (FDA) ca. 25 Instrumentarien für eine SIG Fusion gelistet.²⁴ Auch in Deutschland war in den vergangenen Jahren eine steigende Anwendung der MIS Verfahrenstechniken zu verzeichnen. In den Studien oder Gremien (z.B. ISASS) wird bisher jedoch keines der operativen Verfahren als die allgemeingültige Methode beschrieben, wobei die lateralen MIS Verfahren, insbesondere das iFuse Implantat der Fa. SI- BONE, in einigen Studien deutlich überrepräsentiert sind.^{24,27}

Mit der Erfassung der Implantate im deutschen Wirbelsäulenregister wird eine entsprechende Qualitätssicherung gewährleistet.

In einem Vergleich der operativen Verfahren ist in den veröffentlichten Studien eine gewisse Überlegenheit des MIS Verfahren gegenüber den offenen chirurgischen Verfahren zu entnehmen.^{24,27,28} Speziell die MIS Fusion von lateral wird hier hervorgehoben als ein „sicheres und wirksames Verfahren für Patienten mit anhaltenden Schmerzen aufgrund von SIG Beschwerden mit einer niedrigen Revisionsrate und signifikanter Schmerzreduktion“. ^{4,24} Jede Form einer SIG Fusion bedarf einer langfristigen Implantatfixierung im Wirtsknochen. Für eine erfolgreiche Implantatfixierung sind Faktoren wie die Eigenschaften des Implantatdesigns und der Implantatoberfläche, die Qualität des Wirtsknochens (z.B. BMD, Knochenart kortikaler vs. spongöser Knochen), das Operationsverfahren mit Trajektorie und die gelenkspezifischen Belastungsbedingungen grundvoraussetzend.^{41,44,45,51,52} In Implantatstudien konnte bereits festgestellt werden, dass die Knochendichte und die Kortikalisdicke einen signifikanten Einfluss auf die Stabilität von Implantaten haben kann.^{44,45} Darüber hinaus ist bei Vorliegen einer Osteoporose entsprechend der Kadaverstudie von Thiele et al. (2007) u.a. die BMD und die Dicke des kortikalen Knochens ein guter Prädiktor für die Primärstabilität.⁴⁴ Längere und breitere Implantate erreichen eine höhere Primärstabilität als kürzere und schmalere Implantate.⁵² Unter den bisher etablierten MIS Implantationstechniken nutzt keines dieser Verfahren ein längeres Implantat über den gesamten Gelenkspalt, um eine Arthrodesis des SIG mittels eines dorsalen Zugangs zu gewährleisten. Dieser Tatsache zur Folge wurden in dieser Studie unter radiologischen Gesichtspunkten die anatomischen Gegebenheiten und messbaren Knochenparameter des SIG vermessen, die für eine Trajektorie und dorsale Implantation eines Arthrodesisimplantats über die gesamte Gelenklänge nützlich sein könnten.

5.1 Ergebnisdiskussion

5.1.1 Intraartikuläre Strecke im SIG und Breite des SIG Gelenkspaltes

Für die Implantatgröße der Arthrodesse bzw. dessen Länge, aber auch für die Trajektorie, ist die intraartikuläre Strecke von anterior- posterior von besonderem Interesse. Der in dieser Studie vermessene optimale gerade Verlauf entlang der Gelenkflächen berücksichtigt nicht die o.g. Unterteilung in einen synovialen und ligamentären Gelenkanteil, stattdessen soll hierbei die gesamte Länge des Gelenks für die Implantation genutzt werden. Der gemessene Mittelwert der Stichprobe mit $49,22 \text{ mm} \pm 5,44 \text{ mm}$ (95% Konfidenzintervall: 48,46- 49,97 mm) lässt somit Rückschlüsse für eine Längenbestimmung des Implantats zu. Im Vergleich mit anderen morphometrischen Studien konnten keine gleichwertigen Studienergebnisse über eine optimale Trajektorie und Längenbestimmung gefunden werden. Allerdings lassen die Messungen einer radiomorphometrischen Studie von Rana et al. (2015) eine Näherung zu den erhobenen Werten der SIG Strecke zu.⁵³ In jener Studie wurden dreidimensionale CT-Rekonstruktionen des Beckens genutzt, um bei 50 Patienten Vermessungen der SIG beider Körperhälften vorzunehmen. Eine dieser Messungen bestimmte die horizontale Länge ausgehend von der Spina iliaca posterior superior (PSIS) hin zum anterior gelegenen Rand des SIG. Diese Messung ergab einen Mittelwert von $43,9 \text{ mm} \pm 5,6 \text{ mm}$ Standardabweichung.⁵³ Die PSIS als „bony landmark“ kann in einem Bereich zwischen den Dornfortsätze von SWK 1 und SWK 2 liegen und lässt somit streng genommen keine exakten Rückschlüsse zu einer sakralen Wirbelkörperebene zu.⁵⁴ Ein Vorteil der Studie von Rana et al. (2015) liegt darin, dass durch eine dreidimensionale Rekonstruktion noch genauere Messungen möglich sind. Erwartungsgemäß zeigte sich im Geschlechtervergleich unserer Studie ein geschlechtsspezifischer Unterschied der Messergebnisse. Die Länge des Gelenks ergab bei den männlichen Patienten einen größeren Mittelwert als bei den weiblichen Patienten mit einer Differenz von 6,19 mm. Rana et al. (2015) stellte ebenfalls einen geschlechtsspezifischen Unterschied der gemessenen Werte fest. Deren Messungen, von der PSIS zu der anterior gelegenen Gelenkgrenze, ergaben eine Differenz der Mittelwerte von 3,8 mm.⁵³ Während das Geschlecht einen Einfluss auf die Länge des Gelenkspalt hat, ergaben die erhobenen Daten, dass das Alter keinen Einfluss auf die Länge des Gelenkspaltes hat. Ziel war es, die bestmögliche gerade Trajektorie entlang des SIG herauszufinden. Diese konnte in den CT- Schnittbildern in 77% auf der horizontalen Ebene des SWK 2 und in 23% tiefer gelegen, mit einer Angrenzung an den dritten Sakralwirbelkörper, gefunden werden. In den unter Kapitel 2.3. genannten CT Studien u.a. von Prassopoulos et al. (1999) und Demir et al. (2007) wurden die morphologischen Varianten vorwiegend für die oberen Segmente SWK1-SWK2 beschrieben.^{13,16} Diese Erkenntnis könnte erklären, dass im SWK 1 Segment kein

gerader Verlauf des sakroiliakalen Gelenkspalts im axialen Schnittbild gefunden werden konnte.

Wie bereits erwähnt, gibt Burgener et al. (2013) die Weite des Gelenkspalt in der CT-Bildgebung mit 2-4 mm an, die von Erosionen und Sklerose aufgrund von degenerativen oder entzündlichen Prozessen abhängig ist.¹⁸ Die Messungen in der vorliegenden Arbeit ergeben hierzu eine Weite von $1,96 \pm 0,51$ mm. Der Vergleich mit früheren Studien zeigt eine große Überschneidung der Messwerte. Demir et al. (2007) führten in ihrer radiomorphologischen Studie ebenfalls Messungen der Breite des Gelenkspaltes an CT-Bildern von 400 Patienten durch. Der Mittelwert lag bei $1,72 \pm 0,57$ mm, wobei die Werte im Bereich von 0,77 mm bis 4,39 mm gemessen wurden.¹³ Trotz eines ca. 5 Jahre höheren Altersdurchschnitts von 51,69 Jahren entsprechen die beschriebenen Ergebnisse weitestgehend den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit. Hier wurde ein Höchstwert von 3,39 mm und ein minimaler Wert von 1 mm gemessen. In der Studie von Postacchini (2017) konnte eine Abnahme der Gelenkspaltweite mit progredientem Alter und höherem BMI festgestellt werden.⁵⁵ Solch ein degenerativer Prozess in Bezug auf das Alter und die Belastung mit einer daraus resultierenden Zunahme der Unregelmäßigkeiten im Gelenkspalt wurde bereits in Kapitel 2.2 erwähnt. Die Werte der Studie von Postacchini (2017) entsprechen im axialen Schnittbild auf S2 Ebene $1,82 \pm 0,8$ mm rechts und $1,88 \pm 0,74$ mm links für die Probanden im Alter von 61-82 Jahren und sind der gemessenen Breite des Gelenkspalts in dieser Studie somit ähnlich.⁵⁵ Im Vergleich der Geschlechter und im Vergleich der interindividuellen Seiten konnte kein signifikanter Unterschied der Gelenkspaltbreite wie auch in einem Literatur Review von Poilliot et al. (2019) beobachtet werden.⁹

Auf der Grundlage dieser Daten lässt sich für eine mögliche Implantatentwicklung die Breite und Länge des Implantats ableiten. Die Länge des Implantats könnte hier geschlechtsspezifisch angepasst werden. Um eine bessere Primärstabilität zu gewährleisten, wäre ein breiterer Aufbau des Implantates als der gemessene Gelenkspalt denkbar, damit das Implantat Pressfit verankert werden könnte. Dennoch sollte die Breite eines Implantates und die Primärstabilität nicht allzu groß gewählt werden, da dadurch möglicherweise Knochennekrosen resultieren könnten.^{39,40}

5.1.2 Kortikalisdicke

In Studien konnte bereits festgestellt werden, dass die Kortikalisdicke ein guter Prädiktor für die Implantatfixierung darstellt.^{44,45} Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Arbeit die kortikale Dicke im SIG für den iliakalen und sakralen Gelenkanteil auf einer axialen computertomographischen Ebene des SWK 2 entsprechend der optimalen Trajektorie gemessen. Das 95% Konfidenzintervall und die Mittelwerte zeigen im Vergleich der Gelenkseiten für die sakrale Seite geringere Werte. Dies liegt daran, dass die sakrale subchondrale Knochenplatte dünner ausgebildet ist als auf der iliakalen Seite, da sich die Konfiguration und der Winkel der darunter in die Knochenplatte eindringenden trabekulären Spongiosa für beide Gelenkseiten unterscheiden.^{56,57} Mit Werten für das 95% Konfidenzintervall wurde für das Sakrum 1,79- 1,92 mm und für das Ilium von 1,82- 1,95 mm eine ausreichende Breite der Kortikalis für die Implantatverankerung gemessen. Der Altersvergleich zeigt eine Zunahme der computertomographisch gemessenen kortikalen Dicke mit progredientem Alter. Geringere Werte wurden insbesondere bei jüngeren Probanden gemessen, sodass hierunter auch Werte ≤ 1 mm festgestellt wurden. Hierbei handelt es sich um jüngere Probanden, zwei Männer und eine Frau unter 30 Jahre. Das Vorliegen einer subchondralen Mehrsklerosierung im Rahmen einer bereits bestehenden Gelenkdegeneration oder eines Entzündungsprozesses könnte beispielsweise dieses Phänomen erklären. Aufgrund der biomechanischen Belastung, die v.a. durch eine vertikale Kraftübertragung auf das SIG bedingt wird, kann es mit fortschreitendem Alter zu einer degenerativen Veränderung des Gelenks kommen. Zwar sind die Bewegungsbereiche des SIG infolge der Oberflächenbeschaffenheit der Gelenkflächen und der Stabilisierung durch den ausgeprägten Bandapparat sehr minimal ausgeprägt beschrieben, trotzdem können eine abnormale Beweglichkeit des SIG innerhalb des Beckens mit SIG Dysfunktionen und dementsprechend mit LBP einhergehen.^{10,58,59} Es existiert ein signifikanter Dimorphismus hinsichtlich der Beweglichkeit des SIG zwischen den Geschlechtern.¹⁰ Folglich weist das männliche Geschlecht eine größere, unregelmäßigere Gelenkfläche auf, die mit einer ca. 40% geringeren Beweglichkeit einhergeht.¹⁰ Sowohl die unterschiedlichen Belastungsansprüche als auch die Anforderung des weiblichen Beckens angesichts des Geburtsvorganges können Grund dieser Abweichung sein, sodass Frauen eher anfällig für SIG Dysfunktionen sind.^{10,12} Somit kann die Beweglichkeit des SIG, induziert durch Relaxin, während der Schwangerschaft und bis hin zu einigen Monaten post partum gesteigert sein.^{8,59} Des Weiteren konnte bei Plurigraviden festgestellt werden, dass diese im Vergleich zu Männern oder auch Nulliparen eine signifikant erhöhte intrapelvine Bewegung aufweisen können.¹⁰ Insbesondere ältere Frauen könnten demzufolge wie in unserer Studie festgestellt umso eher von einer SIG Degeneration betroffen sein. Eine Degeneration würde somit durch eine Mehrsklerosierung im CT erkennbar werden.

Insbesondere bei älteren, weiblichen Patienten dieser Studie zeigte sich eine sehr breite hyperdense Darstellung der gelenknahen Knochengrenze.

Nimmt man einen Vergleich der Messergebnisse mit der Literatur vor, so wurde bereits von Richards et al. (2010) und Ebraheim et al. (2000) die Dicke der Kortikalis lediglich für das Sakrum gemessen.^{60,61} Richards et al. (2010) nutzte die CT Bildgebung um post mortem die Knochendichte und die kortikale Dicke an insgesamt 18 Leichen zu messen. Es erfolgte eine Aufteilung zu je sechs Leichen bezugnehmend auf deren normale, osteopore und osteoporotische Knochendichte.⁶⁰ Entgegen unserer Studie erfolgte hierbei nicht die Messung entlang des Gelenkspaltes. Für die laterale sakrale Region ergaben die Mittelwerte für die normale Knochendichte 1,40 mm (95% Konfidenzintervall: 1,30 - 1,50 mm), für die osteopore Knochendichte 1,31 mm (95% Konfidenzintervall: 1,24 - 1,37 mm) und bei der osteoporotischen Knochendichte 1,25 mm (95% Konfidenzintervall 1,14 - 1,36 mm).⁶⁰

Somit stellte die Studie einen Zusammenhang zwischen einer dünner werdenden kortikalen Schicht bei abnehmender Knochendichte her.⁶⁰ Allerdings ist zu erwähnen, dass in dieser Studie eine geringe Anzahl an Probanden vorlag und darüber hinaus nicht genau beschrieben wurde in welchem lateralen sakralen Bereich, auf welcher Wirbelkörperebene oder ob im Bereich der iliosakralen Gelenkfläche die Messung der Kortikalisdicke vorgenommen wurde. Somit widerspricht die Studie von Richards et al. den in der vorliegenden Studie vorgenommenen Werte des Altersvergleichs mit einer Zunahme der kortikalen Dicke für ältere Probanden. Diese Diskrepanz der Messergebnisse für das Sakrum liegt möglicherweise daran, dass in unserer Studie im anterioren Gelenkspalt gemessen wurde und Richards et al. (2010) hierbei den Bereich der lateralen Ala ossis sacri nutzte. Dieser Bereich liegt folglich nicht in Angrenzung an das SIG und damit auch nicht in der Belastungszone, sodass die Messwerte der kortikale Dicke geringer ausgefallen sein könnten.

Eine größere Überschneidung und Ähnlichkeit der Messungen und der Ergebnisse ergibt der Vergleich mit der Studie von Ebraheim et al. (2000). In jener Studie wurde radiomorphometrisch das Sakrum an 40 Kreuzbeinpräparaten, davon 17 männliche und 23 weibliche Probanden im Alter von 61 bis 67 Jahren, ebenfalls post mortem, vermessen. Anhand von CT-Transversalschnitten wurden im Rahmen deren Studie auf mehreren Ebenen, folglich auch entlang der axialen Ebene von SWK 2, u.a. die Kortikalisdicken im Bereich der aurikulären Gelenkoberfläche gemessen.⁶¹ Der errechnete Mittelwert in diesem Bereich entspricht einem Wert von $1,7 \pm 0,4$ mm und ist demzufolge mit den Messergebnissen der Mittelwerten in der vorliegenden Studie von $1,89 \pm 0,45$ mm vergleichbar.⁶¹ Sie stellten ebenfalls fest, dass die Kortikalis von proximal nach distal hin entlang des Sakrums abnimmt, da die Gewichtsbelastung bzw. Kraftübertragung im oberen Sakrum stattfindet.⁶¹

Auch Prassapolous et al. (1999) und Demir et al. (2007) beschreiben eine vorwiegende belastungsabhängige Ausbildung der morphologischen Variationen des SIG im oberen Gelenkanteil von SWK 1 und SWK 2.^{9,13,16} Diese Feststellung bestätigt wiederum die in dieser Arbeit gemessene höheren Werte und die bereits erwähnte Mehrsklerosierung im vorderen Gelenkanteil. Darüber hinaus entspricht der anteriore Gelenkspalt im axialen Schnittbild, aufgrund des Neigungswinkels des Sakrums und der L- förmigen Konfiguration der Gelenkfläche entlang der von uns gemessenen Trajektorie, oftmals dem proximal gelegenen Übergang von SWK 2 auf SWK 1. Somit könnten größere Werte der gemessenen Kortikalis entstanden sein.

Für eine langfristige Implantatfixierung bzw. Osteointegration ist, wie bereits erwähnt, die kortikale Dicke neben der Knochendichte ein wichtiger Parameter.^{44,45} Richards et al. (2010) stellte den Zusammenhang zwischen der Abnahme der Kortikalisschicht bei Osteoporose her. Osteoporose ist eine häufige altersbedingte, metabolische Erkrankung und wird als Risikofaktor für die Osteointegration genannt.^{44,60,62} Es kommt hierbei zu einer mikrostrukturellen Veränderung des Knochens, die sowohl den trabekulären als auch den kortikalen Knochen zugleich betrifft.⁶³ Der erste Prozess führt zu einem Verlust des trabekulären Knochens. Anschließend kommt es zu einer gesteigerten Porosität des kortikalen Knochens und langfristig kommt es infolge des dritten Prozesses zu einer Netto- Resorption an der endokortikalen Oberfläche.⁶³ Bedingt durch eine Verschlechterung der trabekulären Architektur und einer Ausdünnung der Kortikalis erhöht sich dadurch die Wahrscheinlichkeit der Implantatlockerung im osteoporotischen Knochen.⁵¹ Trotz dieser Tatsache konnte aufgezeigt werden, dass eine effektive Osteointegration durch eine Implantation in den kortikalen Knochen genutzt werden kann.⁶⁴ Beim Einsetzen von Implantaten an der Wirbelsäule sollte darauf geachtet werden bei der Implantation die Kortikalis nicht über die Maßen zu verletzen, um eine kortikale Verankerung des Implantates bei osteoporotischer Spongiosa zu ermöglichen.⁵¹ Kortikaler Knochen ermöglicht eine stärkere mechanische Verankerung mit dem Implantat als spongiöser Knochen, sodass es zu geringeren Mikrobewegungen des Implantats in der frühen Phase der Gewebeheilung kommt, was eine erfolgreiche Osteointegration begünstigt.⁴¹ Für die Implantatplatzierung bedarf es folglich einer optimal konzipierten Schraube bzw. Implantat mit ausreichender Länge und einem richtigen Winkel. Eine dorsale Implantation würde sich diese Tatsache zunutze machen, indem das Implantat bikortikal in die kortikalen Schichten jeweils von Sakrum und Ilium verankert wird.

5.1.3 Spongiosadichte

Für die Messung der BMD ist die DEXA Messung der „Goldstandard“, jedoch bietet die Herleitung der BMD anhand der HU eine gute Alternative mit einer validen Korrelation der Ergebnisse.⁴⁷ In dieser Studie wurde die HU Bestimmung in der CT-Bildgebung genutzt, um eine Abschätzung der Knochenqualität im SIG paraartikulär zu ermöglichen. Die gemessenen Daten zeigen geringere HU-Werte für das Sakrum, im Gegensatz zu den erhobenen Werte des Iliums. Diese Feststellung liegt daran, dass hinsichtlich der Knochenqualität das Os illium grundsätzlich eine höhere BMD aufweist und das Os sacrum wesentlich leichter aufgebaut ist.^{65,66}

Mit progredientem Alter kommt es zu einem Verlust der trabekulären Struktur und einer Abnahme der BMD.⁵¹ Dies verdeutlicht auch der vorgenommene Altersvergleich, sodass die gemessenen HU Werte mit zunehmendem Alter, in der Gruppe der Patienten über 51 Jahre, jeweils für das Sakrum und das Ilium abnehmen. Insbesondere in der Gruppe der über 50-jährigen Patienten liegen die Mittelwerte unter 100 HU. Die geringeren und negativen Werte deuten auf einen Verlust des roten Marks mit Ausbildung von großen Hohlräumen in den Trabekeln und ggf. einer Fettinfiltration des Knochens hin.⁶⁷ Wie in Kapitel 2.5.3.2 erwähnt, variieren die HU für unterschiedliches Gewebe, wobei der Referenzwert für Fett mit -100 HU angegeben wird. Insbesondere die Messungen der Spongiosadichte im Sakrum ergaben niedrige Werte und darüber hinaus Werte im negativen HU Messbereich, was auf eine Fettinfiltration oder einen Verlust der Knochensubstanz hindeuten kann.

Nimmt man einen Vergleich mit anderen Studien vor, so zeigen die in der vorliegenden Studie erhobenen Ergebnisse Ähnlichkeiten mit deren Ergebnissen.^{47,67,68} Die Studien veranschaulichen heterogene Verhältnisse der HU im Sakrum. Im lateralen Bereich des Sakrums und der sakralen Ala-Region zeigen sich geringere HU Werte als im Zentrum des sakralen Wirbelkörpers.⁶⁸ Des Weiteren konnte eine geringere Knochendichte auf SWK 2 Ebene als auf SWK 1 Ebene festgestellt werden.⁶⁸ In den Ergebnissen der Arbeit von Flanigan et al. (2020) fanden sich, wie auch in dieser Arbeit festgestellt, höhere HU-Werte für das Ilium als für den lateralen Anteil des Sakrums.⁶⁷ Trotz der in unseren Studien festgestellten tendenziell geringeren HU Werte u.a. für das Sakrum sollte nicht eine Schlussfolgerung oder Diagnose einer Osteoporose erfolgen. Die Verteilung der Knochendichte an den Gelenkflächen des SIG und des darunter liegenden Knochens unterliegt einem Anpassungsprozess in Abhängigkeit der chronischen Belastungsverteilung auf den Wirbelsäulen-Beckengürtel-Komplexes.⁵⁷ Der Anpassungsprozess unterliegt dem Wolff'sche Transformationsgesetz. Es besagt, dass sich der Beckenknochen entsprechend belastungsabhängig umbaut, sodass in Belastungszonen der Knochen eine höhere Knochen

dichte aufweist, während in weniger beanspruchten Knochenbereiche die Knochendichte und die Festigkeit der Knochenqualität abnimmt.⁵⁷ Da die Messungen der vorliegenden Studie in der Spongiosa und nicht direkt in Angrenzung an die subkortikale Schicht und die gelenknahe Belastungszone vorgenommen wurden, können die HU-Werte demzufolge geringer ausfallen. Das Sakrum unterliegt einer großen Heterogenität der BMD und somit der HU Werte. Aufgrund dessen und des Wolffsche Gesetz sollte zur Diagnostik einer Osteoporose die HU Messung im lumbalen Wirbelkörper oder im zentralen SWK 1 aufgrund einer größeren signifikanten Korrelation vorgenommen werden.⁶⁹

In der vorliegenden Arbeit zeigte der Seitenvergleich und der Vergleich der Geschlechter keinen wesentlichen Unterschied der Spongiosadichte. Lediglich für das Sakrum wurden unter den männlichen Probanden geringere Werte in einem Vergleich zu den weiblichen Probanden gemessen. Zu einer gleichen Erkenntnis kommen Poilliot et al. (2021) in deren CT- OAM Untersuchung der subchondralen Knochenplatte.⁶⁶ Sie kommen zu dem Entschluss, dass die Mineralisierung des subchondralen Knochens, gemessen in HU, geschlechts- und seitenunabhängig ist. Allerdings sind jedoch altersbedingte morphomechanische Veränderungen nachgewiesen worden.⁶⁶

Nakamura et al. (2020) untersuchte 100 CT-Schnittbilder des Beckens mittels Messungen der HU der iliosakralen Region für die Ebenen SWK 1 und SWK 2, um eine Abweichung der BMD in den verschiedenen Kompartimenten für die transiliakale Schraubenplatzierung zu evaluieren.⁷⁰ Die dort erhobenen Daten zeigen, dass die BMD der lateralen sakralen Bereiche, sowohl auf Höhe von SWK 1 als auch auf Höhe von SWK 2 signifikant kleiner sind als im zentralen sakralen Wirbelkörper und im Ilium.⁷⁰ Unterschiede zeigen sich darüber hinaus in der Knochendichte des Os iliums, sodass im anterioren Bereich höhere Werte im Mittel erhoben wurden als im posterioren Anteil.⁷⁰ Für die Ala sakralis wurden für die SWK2-Ebene der Mittelwert von 59,62 HU erhoben bei einem gering höheren Altersdurchschnitt von 53,5 Jahren, im Vergleich zu dieser Studie, in der ein Altersdurchschnitt von 45,29 Jahren vorliegt. Die in der vorliegenden Studie gemessenen Mittelwerte wurden in der Pars lateralis im parartikulären sakralen Bereich erhoben und lagen bei 105,67 HU. Somit kann die Knochendichte, wie bereits von Wagner et al. (2016) festgestellt, von der Ala sakralis nach lateral zur SIG Gelenkfläche und der kortikalen Oberfläche wieder ansteigen.⁶⁸ Insbesondere entlang des Gelenkspaltes und entsprechend der Kortikalis zeigen sich höhere HU Werte auf der SWK2 Ebene über 200 HU auch für die osteoporotischen Probanden.⁷¹ Daraus lässt sich schlussfolgern, dass aufgrund der Knochendichte in der sakralen Region, vorwiegend in der Ala sakralis mit einem erhöhten Frakturrisiko und einem erhöhten Risiko für Implantat- und Schraubenlockerungen zu rechnen ist.^{47,68} Für die Primärstabilität eines von dorsal eingebrachten Implantats hätten die erhobenen HU-Werte, insbesondere die geringe BMD im Sakrum, einen negativen Einfluss und könnten eine geringere Stabilität des Implantats direkt

nach Implantation, als auch die Gefahr von Peri-Implantatfrakturen bedeuten. Aufgrund einer gegebenen kortikalen und subkortikalen Festigkeit des Knochens mit entsprechend größeren HU Werten in der Knochendichte könnte hingegen eine intraartikuläre Implantation eine gute Primärstabilität ermöglichen. Für eine langfristige Implantatstabilität bzw. Osteointegration wäre ein entsprechend adaptiertes BII mit Vergrößerung der Implantatoberfläche und Breite des Implantats, als auch eine Oberflächenbeschichtung denkbar, um eine Platzierung vorwiegend im stabileren kortikalen Knochen vorzunehmen. Dementsprechend ist die Genauigkeit der Fixierung und das optimale Implantatdesign hierfür mitentscheidend. Faktoren der Primärstabilität, wie Oberflächenbeschaffenheit des Implantats und die Qualität der Grenzfläche von Knochen-Implantat, beeinflussen zudem die sekundäre Stabilität.^{39,40} Ist die Primärstabilität nach der Operation unzureichend, führt dies zu übermäßigen Mikrobewegungen an den Grenzflächen, was ein erhöhtes Auftreten von Migration und schlussendlich ein Implantatversagen bedingen kann.³⁹ Das Prinzip des DIANA Implantates nutzt z.B. eine verlängerte Phase von 4-6 Wochen für die Primärstabilität, um in dieser Zeit das Einwachsen des Implantats in den Knochen zu gewährleisten.³⁵ Eine postoperative Entlastung der operierten Seite ist hierbei zweckdienlich.³⁵

Zusammenfassend zeigt sich eine Heterogenität der BMD im Sakrum aufgrund von belastungsabhängigen Umbauprozessen des Knochens. Zudem weist das Sakrum eine geringere Knochendichte als das Os ilium auf. Zum Gelenkspalt hin nimmt die Knochendichte zu, was auf eine gute Festigkeit des Knochens rückschließen lässt. Um die grundsätzliche Frage nach einer Implantatstabilität innerhalb des SIG zu bestätigen und ob darüber hinaus eine Gelenkfixierung des SIG bei den gegebenen multiaxialen Kräften gewährleistet werden kann, sind biomechanische Studien notwendig.

5.2. Methodendiskussion

In dieser Studie wurden retrospektiv CT Bilder aus bereits bestehenden Traumaspiralen Datensätzen untersucht. Die CT Bildgebung hat sich als ein leistungsfähiges Instrument zur Bewertung der BMD erwiesen.⁷² Somit konnten frühere Studien zeigen, dass eine computertomographische Bildgebung in der Lage ist, die regionale spongiöse Knochendichte mit einer hohen Korrelation zu DEXA Messungen zu bestimmen.^{47,72}

Anhand der Studie konnte ein optimale Trajektorie für die Implantation einer Gelenkarthrodese ausgehend von SWK 2 gefunden werden mit einem geraden Gelenkverlauf im axialen Schnittbild nach anterior. Es gilt hierbei zu berücksichtigen, dass die CT-Aufnahmen der Traumaspirale auf dem Rücken liegend erfolgten, wohingegen bei einem möglichen operativen Eingriff die Implantation einer SIG Arthrodese jedoch in Bauchlage erfolgen würde.

Insbesondere die Implantationshöhe und der Implantationswinkel könnten unter diesem Aspekt sehr gering beeinflusst werden. Eine lageabhängige Stellung des Gelenks und eine daraus resultierende Nutation/Gegennutation des SIG sind möglich. Allerdings wird in kinematischen Studien lediglich eine geringe Änderung der Gelenkstellung bei Lagewechsel aus der liegenden in die stehende Position beschrieben.⁵⁹ Beispielsweise gibt Ombregt (2013) die Bewegungen um die frontale, horizontale Achse mit Mittelwerten von $2,5^\circ$ und einer Translation von 0,7 mm bei Änderung der Position aus der Rückenlage in die stehende Position an.⁵⁹ Die gemessene Gelenklänge bleibt lageabhängig bei einem Wechsel von der Rücken- in die Bauchlage unverändert. Dies ist zum Beispiel einer Studie von Rana et al. (2015) zu entnehmen, die angibt, dass die vorbeschriebene Lageänderung keinen Einfluss auf die Längenmessung hat.⁵³

Die vorgenommenen Messungen kleiner Abstände wie der Kortikalisdicke oder Gelenkspaltweite stellte eine Limitation dieser Studie dar. Wie bereits in Kapitel 3.4. beschrieben, wurde für die Vermessung mit einem vergrößerten Zoom und der Einstellung eines Knochenfensters gearbeitet. Ein Fenster wird durch seine Weite und seine Lage bestimmt, wobei die Weite den Bildkontrast und die Lage die Helligkeit bestimmt.⁷³ Beim Knochenfenster wählt man demzufolge ein hohes Level (Lage), damit das Bild dunkler erscheint und sich Strukturen hoher Dichte, wie bspw. der Knochen, besser darstellen lassen. Es wird zudem ein weites Fenster gewählt, das zwar eine Kontrastreduktion bewirkt, aber zeitgleich eine verbesserte Auflösung von Strukturen mit stark verschiedenen Hounsfield-Einheiten zulässt.⁷³ Die Kortikalis und die Spongiosa variieren in ihren HU, sodass kortikaler

Knochen größere Werte von 300-1000 HU erreichen kann und sich die Kortikalis und die Spongiosa demzufolge hinreichend voneinander unterscheiden lassen.⁷³ Es lässt sich jedoch

weiter ableiten, dass die gewählte Fenstereinstellung Einfluss auf die Abgrenzbarkeit und folglich auf die Messgenauigkeit haben.⁷³ Bereits bei geringen Abweichungen der Fenstereinstellung können Messfehler entstehen, die zu höheren oder niedrigeren Werten der Kortikalisdicke führen können. Im Rahmen dieser Auswertung wurde zwar ein festeingestelltes Knochenfenster gewählt, das jedoch individuell an jeden Patientensatz angepasst werden musste, sodass auch hier einzelne Abweichungen zu verzeichnen sein können und Messfehler zu berücksichtigen sind. Den zuvor genannten Punkten zufolge sowie anhand von Beobachtungen in weiteren CT-Studien erscheint es möglich, dass der reelle Wert der Kortikalisdicke etwas geringer ausfallen könnte.^{74,75} Eine begrenzte Auflösung und mögliche Überlagerungen in einem Zusammenhang mit der Schichtdicke der CT-Aufnahmen könnten hierfür u.a. verantwortlich sein.^{74,75} Wie bereits zuvor erwähnt könnte der in dieser Studie gemessene diskrepante Wert durch eine belastungsabhängige, subchondrale Mehrsklerosierung im progredienten Alter und fortgeschrittener Degeneration bedingt sein.

In der vorliegenden Studie zeigte sich insbesondere bei älteren Patienten, hierunter vorwiegend Frauen, eine sehr breite hyperdense Darstellung der gelenknahen Knochengrenze. Aufgrund dessen ist eine exakte Abgrenzung zur Kortikalisdicke nicht immer möglich gewesen, sodass die computertomographische gemessene Breite der Kortikalisschicht aufgrund dessen mit größeren Werten ausfallen könnte. Setzt man voraus, dass unter den jüngeren Probanden eine Gelenkdegeneration noch nicht ausreichend ausgeprägt ist, bleibt eine subchondrale Sklerosierung aus und die eigentliche Kortikalis kann dort gemessen werden. Somit scheint es möglich, dass der reelle Wert, insbesondere bei bestehenden Degenerationen oder Entzündungsprozessen, für die kortikale Dicke geringer ausfallen könnte als in der vorliegenden Arbeit.

Im Gegensatz zur Kortikalisdicke stellt die Messung der Spongiosadichte in HU in der CT Bildgebung eine bevorzugte Alternative zur Abschätzung der Knochenqualität dar. Hieraus lässt sich eine gute Aussage über die Knochendichte und demzufolge über eine Implantatverankerung herleiten. Insbesondere die inhomogene Struktur des Os sacrum sollte bei der Messung ebenso wie mögliche Fettinfiltrationen des Knochens und die Adaptation der Knochendichte in Abhängigkeit der Belastung des Knochens Berücksichtigung finden.

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Studiendesign weist ebenfalls Limitationen auf. So nutzten wir eine Stichprobe aus bereits erhobenen CT Datensätze der Traumaspirale. Dazu lagen uns keine weiteren Informationen über Patientenanamnese, relevante Vorerkrankungen wie Osteoporose oder bestehende SIG Dysfunktionen vor. Ebenfalls war die geschlechtsspezifische Aufteilung unausgeglichen. Zu berücksichtigen gilt auch, dass die Untersuchungen von ausschließlich einer Person vorgenommen wurden. Dementsprechend wäre eine Objektivierung der Ergebnisse durch die Beteiligung weiterer Untersucher sinnvoll. Sicherlich ist die Fallzahl in der vorliegenden Arbeit relativ gering, um allgemeingültige Aussagen über das Implantatdesign und Knochenparameter zu treffen, doch die erhobenen Ergebnisse geben Rückschlüsse über die anatomischen Morphologie im SIG, und können als Grundlage für eine Implantatentwicklung dienen. In weiteren zukünftigen, morphometrischen Studien des SIG sind die Faktoren wie Knochenparameter und Trajektorie weiter zu untersuchen, sodass die Ergebnisse ggf. validiert werden könnten. Des Weiteren sind durch weitere Evaluierungen und Studien auch die biomechanische Anforderungen an ein intraartikuläres Implantat als auch dessen Implantatdesign und Material zu klären.

5.3 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie wurden retrospektiv CT Bilder aus bereits bestehenden Traumaspiralen Datensätzen untersucht. Im Rahmen dessen konnte der radiomorphometrische Nachweis einer intraartikulären Strecke mit einem möglichst geraden Verlauf durch das SIG, die einer optimalen Trajektorie entsprechen soll, im axialen CT Schnittbild erbracht werden. Die gefundene Trajektorie für ein von dorsal eingebrachtes Arthrodesimplantats entspricht der Höhe von SWK 2. Darüber hinaus wurde für die Entwicklung eines Implantates eine valide Datenerhebung für die Längenbestimmung ermöglicht. Die Ergebnisse sind ein erster Ansatz, um die Implantatlänge für die Entwicklung eines intraartikuläres Arthrodesimplantats zu definieren. Unter den untersuchten Knochenparametern zeigt sich eine Überlegenheit der Messung der Spongiosadichte in HU gegenüber der computertomographischen Messung der Kortikalisdicke zur Bestimmung der Knochenqualität. Die Messergebnisse der Spongiosadichte für das Sakrum und Ilium sind geschlechts- und seitenunabhängig. Dem gegenüber steht eine altersbedingte Abnahme der HU. Es zeigt sich für die HU Bestimmung insbesondere im Sakrum eine Heterogenität der BMD aufgrund belastungsabhängiger Umbauprozesse des Knochens. Das Os ilium weist eine wesentlich höhere BMD auf als das Os sacrum.

Abschließend kann man resümieren, dass die erhobenen Ergebnisse der vorliegenden Arbeit Rückschlüsse über die anatomischen Morphologie im SIG ermöglichen und als Grundlage für eine Implantatentwicklung dienen können. Des Weiteren legen die vorgenommenen CT Datenerhebungen und der Vergleich zu früheren Studien nahe, dass die dorsale Implantation eines MIS Arthrodeseseimplantates in die kortikale Schichten des sakroiliakalen Gelenkspaltes möglich ist. Trotzdem sind weitere Studien nötig um allgemeingültige Aussagen hinsichtlich der Trajektorie und des Implantadesigns zu entwickeln. Darüber hinaus gilt es biomechanische Anforderungen an ein intraartikuläres Arthrodeseseimplantat zu untersuchen.

6 Literaturverzeichnis

1. Schenker A, Schiltenswolf M, Schwarze M, Pepke W, Hemmer S, Akbar M. Schmerzquelle Iliosakralgelenk. *Der Orthopäde* 2020; **49**(11): 1000-5.
2. von der Lippe E, Krause L, Prost M, et al. Prävalenz von Rücken- und Nackenschmerzen in Deutschland. Ergebnisse der Krankheitslast-Studie BURDEN 2020. 2021; (S3): 1--14.
3. Sembrano JN, Polly DW, Jr. How often is low back pain not coming from the back? *Spine (Phila Pa 1976)* 2009; **34**(1): E27-32.
4. Lorio MP, Rashbaum R. ISASS policy statement - minimally invasive sacroiliac joint fusion. *Int J Spine Surg* 2014; **8**.
5. Gartenberg A, Nessim A, Cho W. Sacroiliac joint dysfunction: pathophysiology, diagnosis, and treatment. *Eur Spine J* 2021; **30**(10): 2936-43.
6. Jung MW, Schellhas K, Johnson B. Use of Diagnostic Injections to Evaluate Sacroiliac Joint Pain. *Int J Spine Surg* 2020; **14**(Suppl 1): 30-4.
7. Janka M, Füssel S, Unterpaintner I, Schuh A. [Sacroiliac joint fusion: indication and results]. *MMW Fortschr Med* 2017; **159**(2): 49-52.
8. Bornemann R, Pflugmacher R, Koch EMW, et al. [Diagnosis of Patients with Painful Sacroiliac Joint Syndrome]. *Z Orthop Unfall* 2017; **155**(3): 281-7.
9. Poilliot AJ, Zwirner J, Doyle T, Hammer N. A Systematic Review of the Normal Sacroiliac Joint Anatomy and Adjacent Tissues for Pain Physicians. *Pain Physician* 2019; **22**(4): E247-e74.
10. Vleeming A, Schuenke MD, Masi AT, Carreiro JE, Danneels L, Willard FH. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *J Anat* 2012; **221**(6): 537-67.
11. Lavignolle B. Sacroiliac Joints. In: Vital JM, Cawley DT, eds. *Spinal Anatomy : Modern Concepts*. Cham: Springer International Publishing; 2020: 243-50.
12. Kiapour A, Joukar A, Elgafy H, Erbulut DU, Agarwal AK, Goel VK. Biomechanics of the Sacroiliac Joint: Anatomy, Function, Biomechanics, Sexual Dimorphism, and Causes of Pain. *Int J Spine Surg* 2020; **14**(Suppl 1): 3-13.
13. Demir M, Mavi A, Gümüşburun E, Bayram M, Gürsoy S, Nishio H. Anatomical variations with joint space measurements on CT. *Kobe J Med Sci* 2007; **53**(5): 209-17.
14. Cohen SP. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesth Analg* 2005; **101**(5): 1440-53.
15. Bakland O, Hansen JH. The "axial sacroiliac joint". *Anat Clin* 1984; **6**(1): 29-36.
16. Prassopoulos PK, Fafila CP, Voloudaki AE, Gourtsoyiannis NC. Sacroiliac joints: anatomical variants on CT. *J Comput Assist Tomogr* 1999; **23**(2): 323-7.
17. Bernard TN, Jr., Kirkaldy-Willis WH. Recognizing specific characteristics of nonspecific low back pain. *Clin Orthop Relat Res* 1987; (217): 266-80.
18. Burgener FA, Herzog C, Meyers S, Zaunbauer W. *Differenzialdiagnosen in der Computertomografie*: Thieme; 2012.
19. contributors WC. "File:Gray319.png," Wikimedia Commons. 2021. https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Gray319.png&oldid=60583199_0 (accessed 04.08.2022).
20. contributors WC. "File:Gray320.png," Wikimedia Commons, the free media repository. 2022 (accessed 04.08.2022).

21. Bowen V, Cassidy JD. Macroscopic and microscopic anatomy of the sacroiliac joint from embryonic life until the eighth decade. *Spine (Phila Pa 1976)* 1981; **6**(6): 620-8.
22. Fisher M, Bordoni B. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Pelvic Joints: StatPearls Publishing, Treasure Island (FL); 2021.
23. Stark JG, Fuentes JA, Fuentes TI, Idemmili C. The history of sacroiliac joint arthrodesis: a critical review and introduction of a new technique. *Current Orthopaedic Practice* 2011; **22**(6): 545-57.
24. Lorio M, Kube R, Araghi A. International Society for the Advancement of Spine Surgery Policy 2020 Update-Minimally Invasive Surgical Sacroiliac Joint Fusion (for Chronic Sacroiliac Joint Pain): Coverage Indications, Limitations, and Medical Necessity. *Int J Spine Surg* 2020; **14**(6): 860-95.
25. PAINTER CF. Excision of the Os Innominatum; Arthrodesis of the Sacro-Iliac Synchrondrosis. *The Boston Medical and Surgical Journal* 1908; **159**(7): 205-8.
26. SMITH-PETERSEN MN. ARTHRODESIS OF THE SACROILIAC JOINT. A NEW METHOD OF APPROACH. *JBS* 1921; **3**(8): 400-5.
27. Tran ZV, Ivashchenko A, Brooks L. Sacroiliac Joint Fusion Methodology - Minimally Invasive Compared to Screw-Type Surgeries: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Pain Physician* 2019; **22**(1): 29-40.
28. Yson SC, Sembrano JN, Polly Jr. DW. Sacroiliac Joint Fusion: Approaches and Recent Outcomes. *PM&R* 2019; **11**(S1): S114-S7.
29. Smith AG, Capobianco R, Cher D, et al. Open versus minimally invasive sacroiliac joint fusion: a multi-center comparison of perioperative measures and clinical outcomes. *Ann Surg Innov Res* 2013; **7**(1): 14.
30. Lattig F, Weckbach S. S2-Ala-Iliumschrauben zur erweiterten pelvinen Fixation mehrsegmentaler lumbaler Spondylodesen. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 2017; **29**(4): 360-72.
31. Shamrock AG, Patel A, Alam M, Shamrock KH, Al Maaieh M. The Safety Profile of Percutaneous Minimally Invasive Sacroiliac Joint Fusion. *Global Spine J* 2019; **9**(8): 874-80.
32. SI-Bone I. iFuse Implant System. 2022. <https://si-bone.de/anwender/ifuse-implant-system/>. (accessed 04.08.2022).
33. Inc. S-B. iFuse Implantat System- Eine Behandlungsmethode für ISG-Dysfunktionen. 2022. [https://si-bone.de/uploads/documents/iFuse Produkt-Broschüre.pdf](https://si-bone.de/uploads/documents/iFuse_Prodkt-Broschüre.pdf) (accessed 04.08.2022).
34. Cummings J, Jr., Capobianco RA. Minimally invasive sacroiliac joint fusion: one-year outcomes in 18 patients. *Ann Surg Innov Res* 2013; **7**(1): 12.
35. Fuchs V, Ruhl B. Distraction arthrodesis of the sacroiliac joint: 2-year results of a descriptive prospective multi-center cohort study in 171 patients. *Eur Spine J* 2018; **27**(1): 194-204.
36. Schaefer M. Zeitschrift für Ambulante Neurochirurgie- Iliosakralgelenksfusion – das DIANA Verfahren. 2015. <https://www.bdnc.de/fileadmin/Media/bdnc/pdf/zeitschrift/zfanch0115online.pdf> (accessed 04.08.2022).
37. GmbH SM. DIANA® Distraction-Interference-Arthrodesis with Neurovascular Anticipation . 2015. <https://thespinemarketgroup.com/wp-content/uploads/2016/04/DIANA-Surgical-Technique.pdf>. (accessed 04.08.2022).

38. Kranenburg A, Garcia-Diaz G, Cook JH, et al. Revision of Failed Sacroiliac Joint Posterior Interpositional Structural Allograft Stabilization with Lateral Porous Titanium Implants: A Multicenter Case Series. *Med Devices (Auckl)* 2022; **15**: 229-39.
39. Gao X, Fraulob M, Haïat G. Biomechanical behaviours of the bone-implant interface: a review. *J R Soc Interface* 2019; **16**(156): 20190259.
40. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc* 2016; **16**(2): 124-30.
41. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2009; **9**(2): 61-71.
42. Shah FA, Thomsen P, Palmquist A. Osseointegration and current interpretations of the bone-implant interface. *Acta Biomater* 2019; **84**: 1-15.
43. Grifka J, Kuster M. Orthopädie und Unfallchirurgie: Springer Berlin Heidelberg; 2011.
44. Thiele OC, Eckhardt C, Linke B, Schneider E, Lill CA. Factors affecting the stability of screws in human cortical osteoporotic bone: a cadaver study. *J Bone Joint Surg Br* 2007; **89**(5): 701-5.
45. Ko FC, Meagher MJ, Mashiatulla M, Ross RD, Viridi AS, Sumner DR. Implant surface alters compartmental-specific contributions to fixation strength in rats. *J Orthop Res* 2020; **38**(6): 1208-15.
46. INSTITUTE N-NC. bone mineral density. <https://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms/def/bone-mineral-density> (accessed 14.08.2022).
47. Scheyerer MJ, Ullrich B, Osterhoff G, Spiegl UA, Schnake KJ, Arbeitsgruppe Osteoporotische Frakturen der Sektion Wirbelsäule der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und U. „Hounsfield units“ als Maß für die Knochendichte – Anwendungsmöglichkeiten in der Wirbelsäulenchirurgie. *Der Unfallchirurg* 2019; **122**(8): 654-61.
48. Debus J, Reiser, M., Kuhn, F.- P. Duale Reihe Radiologie: Thieme; 2017.
49. Joukar A, Elgafy H, Agarwal AK, Duhon B, Goel VK. The Sacroiliac Joint: A Review of Anatomy, Biomechanics, Diagnosis, and Treatment Including Clinical and Biomechanical Studies (In Vitro and In Silico). In: Cheng BC, ed. Handbook of Spine Technology. Cham: Springer International Publishing; 2021: 349-74.
50. Bina RW, Hurlbert RJ. Sacroiliac Fusion: Another "Magic Bullet" Destined for Disrepute. *Neurosurg Clin N Am* 2017; **28**(3): 313-20.
51. Ruffoni D, Wirth AJ, Steiner JA, Parkinson IH, Müller R, van Lenthe GH. The different contributions of cortical and trabecular bone to implant anchorage in a human vertebra. *Bone* 2012; **50**(3): 733-8.
52. Merheb J, Vercruyssen M, Coucke W, Quirynen M. Relationship of implant stability and bone density derived from computerized tomography images. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2018; **20**(1): 50-7.
53. Rana S, Farjoodi P, Haloman S, et al. Anatomic Evaluation of the Sacroiliac Joint: A Radiographic Study with Implications for Procedures. *Pain physician* 2015; **18** **6**: 583-92.
54. Chakraverty R, Pynsent P, Isaacs K. Which spinal levels are identified by palpation of the iliac crests and the posterior superior iliac spines? *Journal of Anatomy* 2007; **210**(2): 232-6.
55. Postacchini R, Trasimeni G, Ripani F, Sessa P, Perotti S, Postacchini F. Morphometric anatomical and CT study of the human adult sacroiliac region. *Surg Radiol Anat* 2017; **39**(1): 85-94.

56. Kampen WU, Tillmann B. Age-related changes in the articular cartilage of human sacroiliac joint. *Anat Embryol (Berl)* 1998; **198**(6): 505-13.
57. Poilliot A, Li KC, Müller-Gerbl M, et al. Subchondral bone strength of the sacroiliac joint-a combined approach using computed tomography osteoabsorptiometry (CT-OAM) imaging and biomechanical validation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020; **111**: 103978.
58. Adhia DB, Milosavljevic S, Tumilty S, Bussey MD. Innominate movement patterns, rotation trends and range of motion in individuals with low back pain of sacroiliac joint origin. *Man Ther* 2016; **21**: 100-8.
59. Ombregt L. Applied anatomy of the sacroiliac joint. In: Ombregt L, ed. *A System of Orthopaedic Medicine (Third Edition)*: Churchill Livingstone; 2013: e233-e8.
60. Richards AM, Coleman NW, Knight TA, Belkoff SM, Mears SC. Bone density and cortical thickness in normal, osteopenic, and osteoporotic sacra. *J Osteoporos* 2010; **2010**.
61. Ebraheim N, Sabry FF, Nadim Y, Xu R, Yeasting RA. Internal architecture of the sacrum in the elderly. An anatomic and radiographic study. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000; **25**(3): 292-7.
62. Grzeskowiak RM, Schumacher J, Dhar MS, Harper DP, Mulon PY, Anderson DE. Bone and Cartilage Interfaces With Orthopedic Implants: A Literature Review. *Front Surg* 2020; **7**: 601244.
63. Chen H, Zhou X, Fujita H, Onozuka M, Kubo KY. Age-related changes in trabecular and cortical bone microstructure. *Int J Endocrinol* 2013; **2013**: 213234.
64. Beppu K, Kido H, Watazu A, Teraoka K, Matsuura M. Peri-implant bone density in senile osteoporosis-changes from implant placement to osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013; **15**(2): 217-26.
65. Payne C, Jaffee S, Swink I, et al. Comparative analysis of the lateral and posterolateral trajectories for fixation of the sacroiliac joint-a cadaveric study. *J Orthop Surg Res* 2020; **15**(1): 489.
66. Poilliot A, Doyle T, Kurosawa D, et al. Computed tomography osteoabsorptiometry-based investigation on subchondral bone plate alterations in sacroiliac joint dysfunction. *Sci Rep* 2021; **11**(1): 8652.
67. Flanigan PM, Mikula AL, Peters PA, et al. Regional improvements in lumbosacropelvic Hounsfield units following teriparatide treatment. *Neurosurg Focus* 2020; **49**(2): E11.
68. Wagner D, Kamer L, Sawaguchi T, Richards RG, Noser H, Rommens PM. Sacral Bone Mass Distribution Assessed by Averaged Three-Dimensional CT Models: Implications for Pathogenesis and Treatment of Fragility Fractures of the Sacrum. *J Bone Joint Surg Am* 2016; **98**(7): 584-90.
69. Zou D, Li W, Deng C, Du G, Xu N. The use of CT Hounsfield unit values to identify the undiagnosed spinal osteoporosis in patients with lumbar degenerative diseases. *European Spine Journal* 2019; **28**(8): 1758-66.
70. Nakamura T, Fredericks DR, Jr, Saxena S, Helgeson MD, Wagner SC. Bone Mineral Density Mapping of Iliosacral Region: The Use of Hounsfield Units to Optimize Transsacral Screw Trajectory. *Military Medicine* 2019; **185**(3-4): 413-7.
71. Thiesen DM, Ntalos D, Berger-Groch J, et al. The three-dimensional bone mass distribution of the posterior pelvic ring and its key role in transsacral screw placement. *Scientific Reports* 2020; **10**(1): 5690.
72. Radley JM, Hill BW, Nicolaou DA, Huebner SB, Napier KB, Salazar DH. Bone density of first and second segments of normal and dysmorphic sacra. *J Orthop Traumatol* 2020; **21**(1): 6.

73. Prokop M, Engelke C. Ganzkörper-Computertomographie: Spiral- und Multislice-CT ; 328 Tabellen: Thieme; 2007.
74. Odeh K, Rosinski A, Leasure J, Kondrashov D. Pedicle Screws Challenged: Lumbar Cortical Density and Thickness Are Greater in the Posterior Elements Than in the Pedicles. *Global Spine J* 2021; **11**(1): 34-43.
75. Goebel O. Optimale Schraubenplatzierung am Os sacrum basierend auf CT-Morphologie, Kortikalisdicke und Lage der präsakralen Gefäße [Dissertation]: Universität zu Köln; 2010.

7 Anhang

a Abbildungsverzeichnis

Abb. 2. 1 Computertomographische 3D Rekonstruktion des SIG mit Darstellung der Gelenkflächen des Os sacrum und des Os ilium	11
Abb. 2. 2 Schematische axiale Darstellung der Gelenkflächen des SIG mit Unterteilung des Gelenkspaltes in einen synovialen und ligamentären Anteil.modifiziert nach Polliot et al, 2019. ⁹	12
Abb. 2. 3 Ansicht auf das knöcherne Becken mit Bandappart, Abbildungen abgeleitet von Gray, H., 1918, Anatomy of the Human Body. ^{19,20}	13
Abb. 2. 4 SIG Variante vom Nebentyp. CT Schnittbild mit Nebengelenk und schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019. ⁹	15
Abb. 2. 5 SIG Variante des iliosakralen Komplexes. CT Schnittbild und schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019. ⁹	16
Abb. 2. 6 SIG Variante der zweiteiligen Beckenknochenplatte. CT Schnittbild und schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019. ⁹	16
Abb. 2. 7 SIG Variante der halbmondartigen Beckenknochenplatte. CT Schnittbild und schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019. ⁹	17
Abb. 2. 8 SIG Variante eines halbkreisförmigen Defektes. CT Schnittbild und schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019. ⁹	17
Abb. 2. 9 SIG Variante mit Verknöcherungszentren. CT Schnittbild mit Verknöcherungszentrum und schematische Darstellung modifiziert nach Poilliot et al., 2019. ⁹	17
Abb. 2. 10 Postoperatives Röntgen des Becken nach Implantation von iFuse ® Implantaten. ³⁵	20
Abb. 2. 11 Prä- und postoperatives Röntgen des Beckens nach Implantation eines DIANA Implantats. ³⁶	21
Abb. 3. 1 intraartikuläre Strecke	27
Abb. 3. 2 Verlauf der intraartikulären Strecke im axialen CT Schnittbild	27
Abb. 3. 3 CT Messung Kortikalisdicke und Gelenkspaltbreite	28
Abb. 3. 4 CT Messung Spongiosadichte	29
Abb 4. 1 Boxplot Geschlechtervergleich	31
Abb 4. 2 Boxplot Altersvergleich	37

b. Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1 Alters- und Geschlechterverteilung.....	26
Tab. 4.1 Gesamtlänge der SIG Strecke	30
Tab. 4.2 Geschlechtervergleich der intraartikulären SIG Strecke.....	31
Tab. 4.3 Altersverteilung der intraartikulären SIG Strecke.....	32
Tab. 4.4 Kortikalisdicke auf ilikaler und sakraler Seite.....	32
Tab. 4.5 Kortikalisdicke auf ilikaler und sakraler Seite im Geschlechtervergleich	33
Tab. 4.6 Kortikalisdicke auf ilikaler Seite im Altersvergleich.....	33
Tab. 4.7 Kortikalisdicke auf sakraler Seite im Altersvergleich.....	34
Tab. 4.8 Spongiosadichte auf ilikaler und sakraler.....	34
Tab. 4.9 Geschlechterverteilung der Spongiosadichte auf iliakaler Seite	35
Tab. 4.10 Geschlechterverteilung der Spongiosadichte auf sakraler Seite	35
Tab. 4.11 Altersvergleich der Spongiosadichte auf iliakaler Seite	36
Tab. 4.12 Altersvergleich der Spongiosadichte auf sakraler Seite.....	3

8 Vorabveröffentlichungen von Ergebnissen

Patient	Geschlecht	Alter	intraart. Länge re. (mm)	intraart. Länge li.(mm)	Spongiosa iliaca re. (HU)	Spongiosa iliaca li. (HU)	Spongiosa sacral re. (HU)	Spongiosa sacral li. (HU)	Kortikalis iliaca re (mm)	Kortikalis iliaca li. (mm)	Kortikalis sacral re. (mm)	Kortikalis sacral li. (mm)	Verlauf im Sagittalschnitt	SIG Spaltweite re.	SIG Spaltweite li.
1	w	78	50,17	49,56	103	88	42	36	2,08	2,12	2,5	2,71	S2	1,85	1,76
2	m	30	58,74	56,36	140	147	55	55	2,03	1,93	1,83	1,83	S2	2,63	2,56
3	m	28	54,35	53,82	377	411	89	106	1,78	1,77	1,58	1,97	S2	1,34	1,47
4	m	61	58,41	56,17	195	178	125	94	2,5	2,25	2,75	2,5	S2	2,2	2,34
5	w	81	48,92	51,95	170	141	38	22	2,88	2,33	2,69	2,03	S3	2,49	2,54
6	m	83	52,81	49,68	119	243	63	36	2,13	2,02	1,85	2,16	S2	1,7	1,89
7	m	53	50,26	50,37	246	240	69	80	1,88	1,96	1,88	2,28	s2	1,99	2,07
8	m	64	59,85	55,65	281	298	145	144	2,81	2,71	3,24	2,71	S2	1,67	1,78
9	w	37	50,93	51,07	191	122	225	132	2,49	2,24	2,27	2,24	S2	1,44	1,59
10	m	21	51,49	51,23	164	149	100	155	2,03	2,29	1,87	1,83	S2	1,42	1,53
11	w	25	38,77	33,83	179	168	232	140	2,18	2,04	1,39	1,16	S2	2,67	2,27
12	m	38	50,05	52,29	253	267	159	161	1,57	1,58	1,92	1,8	S2	2,27	2,38
13	m	47	53,62	53,46	239	281	118	130	2,5	2,34	2,56	1,87	S2	2,97	3,05
14	m	75	55,27	55,49	115	177	81	56	2,05	2,52	2,25	2,18	S2	1,68	1,88
15	m	27	48,93	50,43	252	312	89	104	1,43	1,22	1,69	1,45	S2	2,02	1,93
16	m	48	48,74	45,15	270	249	41	28	1,62	2,11	2,2	2,29	S2	2,82	2,94
17	m	34	54,86	55,08	124	107	128	113	1,99	2,03	1,9	1,33	S2	3,49	3,18
18	w	63	46,77	43,86	132	144	66	34	2,11	2,21	2,11	2,34	S2	3,27	3,29
19	w	52	39,99	43,64	223	320	135	103	2,46	2,03	2,22	1,66	S2/S3	2,32	2,02
20	w	48	41,44	42,85	279	250	143	106	2,16	1,74	2,73	2,71	S2	1,97	1,93
21	w	52	44,56	42,9	213	105	93	101	2,91	2,52	2,13	2,32	S2	2,85	2,74
22	m	51	55,39	53,68	158	148	53	86	1,97	2,31	1,75	1,83	S2	2,12	2,05
23	m	50	43,15	40,3	365	162	94	110	2,26	2,08	1,81	2,04	S2	2,59	2,29
24	m	54	48,43	50,47	316	278	223	186	2,05	1,65	1,48	1,28	S2	2,96	2,99
25	m	53	52,54	53,81	222	155	77	83	1,43	1,59	1,84	1,95	S2/S3	1,95	1,83
26	m	22	50,44	52,54	191	220	172	220	1,4	1,12	0,68	0,73	S2	2,43	2,17
27	w	51	37,77	42,08	195	217	99	119	1,64	1,89	2,27	2,26	S2/S3	2,18	1,91
28	w	66	37,32	39,63	107	160	165	168	2,13	2,14	1,91	1,42	S2	2,11	2,1
29	m	58	49,9	53,9	112	203	35	32	1,8	1,83	2,11	2,11	S2	1,8	1,68
30	m	44	47,64	42,93	156	101	67	27	1,97	1,91	1,44	2,01	S2	1,22	1,27
31	m	62	48,15	48,12	185	276	95	93	2,19	1,68	2,37	2,02	S2	1,89	1,65
32	m	81	49,28	49,52	18	142	40	59	1,55	1,32	1,98	1,67	S2	1,83	2,12
33	m	68	53,37	54,77	187	147	64	107	1,54	1,97	2,09	2,12	S2	2,36	2,1
34	w	67	47,02	44,96	121	180	76	56	2,21	2,81	2,85	2,81	S2/S3	1,95	1,7
35	w	69	50,45	49,96	246	265	167	179	2,29	2,07	1,96	1,6	S2	2,18	2,13
36	m	58	43,68	42,87	274	262	34	46	2,18	2,23	2,03	1,81	S2/S3	1,59	1,52
37	m	29	46,15	45,5	209	224	75	97	0,84	0,92	0,98	0,88	S2	1,59	1,77

38	m	34	52,56	51,5	208	218	125	114	2,21	1,34	1,83	1,33	S2/S3	1,55	1,73
39	w	22	35,45	36,3	208	290	129	148	0,89	0,99	0,89	0,83	S2	1,4	1,48
40	m	37	52,48	52,51	175	187	46	39	1,6	1,79	1,07	1,59	S2	1,93	1,97
41	m	47	50,6	49,26	289	274	43	70	1,99	1,78	1,88	2,02	S2	2,56	2,96
42	w	33	38,7	39,65	231	220	115	100	2,3	1,91	1,34	1,53	S2/S3	1,47	1,28
43	w	64	50,61	51,65	218	130	33	48	1,85	1,85	1,65	2,1	S2	2,21	2,48
44	m	25	49,25	50,2	280	264	134	100	1,63	2,07	2,02	1,82	S2	1,74	2,08
45	m	20	46,29	50,55	193	182	156	158	1,74	1,66	1,74	1,66	S2	1,12	1,37
46	w	72	45,66	47,31	155	168	33	44	2,12	2,52	1,97	2,46	S2/S3	1,82	1,69
47	m	59	46	45,25	234	208	64	100	1,66	1,54	1,96	1,27	S2	1,24	1,12
48	m	79	52,74	53,92	82	60	76	93	2,65	2,84	2,79	2,55	S2	2,08	1,94
49	m	56	50	51,78	152	152	142	118	1,9	2,19	1,88	1,85	S2/S3	1,62	1,77
50	m	17	51,34	52,86	311	299	162	182	1,02	1,07	1,26	1,29	S2	1,32	1,78
51	m	27	50,57	50,03	216	277	121	150	1,4	1,59	1,87	1,84	S2	1,13	1,37
52	m	79	41,72	43,04	83	17	24	-19	1,95	2,37	2,18	1,75	S2/S3	1	1,03
53	m	53	50,78	49,97	283	248	76	110	1,85	1,8	1,95	1,7	S2/S3	1,51	1,22
54	m	67	52,51	51,29	257	249	128	110	1,65	1,85	1,59	1,33	S2	1,91	2,02
55	m	48	48,51	47,28	253	264	65	63	1,81	1,68	1,9	1,82	S2	1,17	1,35
56	w	41	42,93	43,32	236	316	176	220	1,32	1,13	1,19	1,01	S2	1,47	1,54
57	w	33	37,82	37,52	183	179	168	145	1,24	1,22	1,44	1,34	S2	1,76	1,37
58	m	19	49,83	51,39	514	393	328	317	1,14	1,41	1,27	1,27	S2	2,08	2,26
59	m	40	44,39	47,37	156	180	59	60	1,85	1,45	1,53	1,78	S2	1,74	1,77
60	m	75	51,54	48,33	117	129	35	39	1,4	1,58	1,87	1,4	S2/S3	1,74	1,82
61	m	28	53,68	53,34	133	132	93	128	1,53	1,54	1,69	1,43	S2	2,86	2,62
62	m	27	42,48	41,77	382	297	140	183	0,85	1,27	1,17	1,16	S2	2,07	1,92
63	m	61	52,33	50,49	146	136	71	27	2,35	2,15	1,4	1,69	S2	2,04	2,22
64	m	50	56,62	55,97	197	238	103	108	2,06	1,82	1,63	1,6	S2	2,23	2,61
65	m	63	56,89	59,21	159	166	38	47	1,58	1,42	1,37	1,27	S2	1,63	1,97
66	w	58	53,43	52,95	277	231	86	88	1,99	1,67	1,78	1,18	S2	2,48	2,12
67	m	18	44,2	42,2	258	261	201	204	1,3	1,16	1,28	1,17	S2	1,46	1,23
68	m	49	40,95	42,32	230	244	71	100	1,02	1,71	1,49	1,7	S2	1,63	1,31
69	m	45	51,07	52,21	212	243	45	58	2,21	1,62	1,74	2,02	S2	2,33	2,03
70	m	56	53,65	53,64	117	175	39	42	1,63	1,42	2,19	2,12	S2	2,24	2,36
71	m	66	55,52	53,1	158	141	57	107	1,63	1,39	1,59	1,69	S2/S3	1,59	1,69
72	m	60	53,02	52,65	203	197	62	56	2,33	1,74	1,99	1,95	S2/S3	2,58	2,28
73	m	59	48,19	49,06	214	136	78	41	1,51	2,06	1,88	1,84	S2/S3	2,05	2,25
74	m	41	59,07	58,53	266	268	162	168	2,04	1,41	1,46	1,82	S2	1,78	1,69
75	m	75	52,9	53,53	28	69	-54	-52	1,52	1,6	2,2	1,4	S2	2,09	1,84
76	m	59	56,45	44,4	383	329	214	162	2,02	1,71	1,9	1,68	S2/S3	2,24	2,3
77	w	20	43,55	41,99	451	325	212	212	1,06	1,68	1,61	1,79	S2	1,46	1,59
78	w	53	41,02	43,64	219	254	132	147	2,34	2,02	1,79	1,37	S2/S3	1,83	1,57

79	m	66	54,48	52,92	156	124	46	50	2,44	1,76	2,4	2,56	S2	1,17	1,28
80	w	62	53,51	54,11	142	146	43	52	2,62	2,83	2,47	2,51	S2/S3	2,03	2,14
81	w	23	47,38	46,2	228	230	164	172	2,14	2,68	2,74	2,95	S2	1,07	1,08
82	m	61	47,08	48,38	195	203	121	118	2,6	2,42	2,09	2,42	S2/3	2,55	2,81
83	w	40	40,15	41,9	328	336	180	176	1,98	1,73	1,99	1,73	S2/ S3	1,89	2,06
84	m	37	47,28	45,63	240	261	171	174	2,12	1,86	2,92	2,39	S2	2,89	2,69
85	m	76	50,49	52,07	98	101	48	34	1,99	1,67	1,91	1,99	S2	1,38	1,21
86	w	76	44,48	45,76	135	105	31	13	2,33	2,04	1,75	2,62	S2/ S3	2,94	2,87
87	m	52	56,26	57,94	173	159	50	44	2,13	1,52	2,75	2,3	S2	2,33	2,51
88	w	58	43,2	43,38	188	155	74	30	3,22	3,22	2,66	2,57	S2	2,01	2,19
89	m	59	43,62	42,54	261	145	95	61	2,2	1,99	2,44	2,21	S2	2,51	2,31
90	m	17	44,27	46,94	361	370	191	139	2,14	1,98	2	1,84	S2	2,01	1,98
91	m	63	53,94	53,4	131	148	200	216	2,45	2,45	2,45	1,96	S2	2,04	2,1
92	w	16	48,99	48,41	324	336	238	200	1,01	1,62	0,87	1,13	S2	2,34	2,54
93	m	18	54,84	55,74	245	261	164	164	1,69	1,69	0,96	0,96	S2	1,77	1,81
94	m	17	57,22	56,58	239	254	146	154	2,17	1,95	1,74	1,52	S2	1,54	1,7
95	m	37	51,65	53,19	263	256	108	103	2,27	1,99	2,04	2	S2	2,15	2,2
96	m	67	58,02	59,67	310	367	165	144	1,79	1,44	1,99	1,44	S2	1,46	1,37
97	m	65	52,04	53,1	230	274	100	117	2,04	1,88	2,45	2,04	S2	1,88	1,76
98	m	19	54,09	54,23	253	273	18	14	1,94	1,45	1,69	1,45	S2	1,38	1,52
99	w	73	42,7	43,7	224	173	105	82	1,98	2,2	2,2	1,98	S2	2,03	2,18
100	w	18	51,2	50,99	367	403	180	208	1,25	1,25	1,1	1	S2/S3	1,1	1,07
		46	48,83599208	52,52656238	224,9815842	217,7990099	107,6114851	110,3788119	1,826411881	1,722004	1,790295	1,690764		1,804279	1,824861