

Intraoperative endoskopische Registrierung von engen Bohrungen im Mastoid

Intraoperative endoscopic registration of narrow drill holes in mastoid bone

Von der Fakultät für Maschinenbau
der Gottfried Wilhelm Leibniz Universität Hannover
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieur

Dr.-Ing.
genehmigte

Dissertation

von

Dipl.-Ing. Jan Niklas Bergmeier

2023

1. Referent: Prof. Dr.-Ing. Tobias Ortmaier
2. Referent: Prof. Dr.-Ing. Lüder Alexander Kahrs
Weiteres Mitglied: Prof. Dr.-Ing. Roland Lachmayer
Tag der Promotion: 8. November 2022

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Mechatronische Systeme der Gottfried Wilhelm Leibniz Universität Hannover.

Ohne die Unterstützung von Kollegen, Freunden und Familie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Ein besonderer Dank gilt meinen Doktorvater und Institutsleiter Prof. Tobias Ortmaier, für die fachliche Betreuung und das in mich gesetzte Vertrauen. Er hat mich bereits mit seinen Vorlesungen im Studium für die Medizintechnik begeistert, die Medizintechnik an das Institut für Mechatronische Systeme gebracht und diese Arbeit ermöglicht.

Weiterhin danke ich meinem Gruppenleiter Prof. Lüder A. Kahrs, für die inspirierenden Ideen, seine zahlreichen Ratschläge und die fachliche Betreuung dieser Arbeit. An dieser Stelle möchte ich noch einmal herzlich zur Professur gratulieren.

Mein Dank gilt ebenso Prof. Roland Lachmayer als weiteres Mitglied der Prüfungskommission und Prof. Ludgar Overmeyer für die Übernahme des Prüfungsvorsitzes.

Meinen Kolleginnen und Kollegen danke ich für zahlreiche Diskussionen, Ideen, eine ausgezeichnete Arbeitsatmosphäre, viele Espressi und Cappuccini und eine wunderbare Zeit. Eure stets offenen Ohren und Türen haben mir sehr weitergeholfen. Danke.

Viele Studierende haben mit ihren Arbeiten wertvolle Beiträge zu dieser Dissertation geleistet. Insbesondere darf ich Jacob Fast hervorheben, der mit der Konstruktion einer Kegeloptik die Grundlage für viele Versuche in dieser Arbeit geschaffen hat. Weitere wichtige Beiträge wurden von Viktor Schell, Yisha Li, Hannes Benecke, Jochen Voogd, Sven Wagner, Julia Wöhler und Xiao Wang geleistet.

Ich danke meinen Projektpartnern an der Medizinischen Hochschule Hannover, der HNO-Klinik, dem Labor für Biomechanik und Biomaterialien sowie der Anatomie für die Unterstützung in medizinischen Fragestellungen und die Möglichkeit der Forschung in Laborversuchen mit Humanpräparaten. Ohne eure Hilfe wären praxisnahe Versuche nicht möglich gewesen. Der Metallwerkstatt gebührt mein Dank für die Ermöglichung zahlreicher Versuchsaufbauten und der präzisen Fertigung wichtiger Bauteile für diese Arbeit.

Meiner Familie, meiner Freundin und meinen Freunden danke ich für den stetigen Rückhalt und ihre Unterstützung. Ihr habt mich stets auf Neue motiviert und neben der Promotion für die notwendige Ablenkung gesorgt. Ihr alle habt diese Arbeit möglich gemacht. Ihr seid die Besten! Danke!

Kurzfassung

Eine Stichkanalbohrung durch den Mastoid gewährt einen minimalinvasiven Zugang zur Cochlea, verläuft jedoch nahe wichtiger Nervenbahnen im menschlichen Schädel. Gegenüber dem konventionellen Auffräsen von Hand geht dem Chirurgen dabei die unmittelbare Sicht auf Risikostrukturen im Operationsgebiet verloren – der Verlauf der Bohrtrajektorie ist für ihn nicht zu erkennen. Die wichtigen Geschmacks- und Gesichtsnerven werden daher einem erhöhten Verletzungsrisiko ausgesetzt und das Vertrauen von Chirurgen und Patienten in den Eingriff kann beeinträchtigt werden. Eine intraoperative Kontrolle der Bohrtrajektorie ist deshalb wichtig, um einen sicheren Eingriff zu ermöglichen und Vertrauen zu bewahren.

Bekannt Methoden zur intraoperativen Lageprüfung, die auf teuren, gesundheitsschädlichen oder im Operationssaal standardmäßig nicht vorhandenen technischen Einrichtungen basieren, werden in dieser Arbeit durch einen endoskopischen Ansatz ersetzt. Die schwammartige Mastoidknochenstruktur, die ein dreidimensionales Muster bietet, wird als Feld aus Merkmalen für eine Registrierung verwendet. Dafür werden in der minimalinvasiven Bohrung intraoperativ 2D-Endoskopaufnahmen erstellt, die mit präoperativen 3D-CT-Daten verglichen werden. Konkret handelt es sich um eine 2D-3D Bild-zu-Patient-Registrierung durch 2D-2D Bild-zu-Bild-Vergleiche. Einzelne Endoskopaufnahmen werden dazu zu einem Panoramabild zusammengefügt. Vergleichbare 2D-Bilder werden aus den 3D-CT-Daten in vielen verschiedenen Bohrkanallagen extrahiert. Je nach Lage unterscheidet sich die Struktur in den CT-Bildern, sodass über den Vergleich des Musters im Endoskopbild (realer Bohrkanal) zu den CT-Bildern (simulierter Bohrkanal) die größte Übereinstimmung und damit die Lage des Bohrkanals bestimmt werden kann.

Für eine Vielfalt an sichtbaren Merkmalen ist ein Großteil der Bohrkanaloberfläche aufzuzeichnen. Verschiedene Endoskoptypen führen, in Kombination mit Stitching-Techniken, zu Panoramaaufnahmen der Mastoidstruktur an der Bohrkanaloberfläche. Kommerzielle Optiken werden auf ihre Eignung hin untersucht und eine miniaturisierte Rundblickoptik entwickelt. Die Stitching-Methoden werden speziell an die endoskopischen Bilddaten der verschiedenen Optiken angepasst. Das Vorgehen zur Registrierung wird sowohl simulativ als auch in aufeinander aufbauenden Mastoidphantomen untersucht. Erreichbare Genauigkeiten werden ausgewertet, während die beteiligten Parameter Suchraumdichte, Bohrkanaldurchmesser, Größe des endoskopierte Bereichs und die Auflösung der CT-Daten variiert werden, um deren Einflüsse zu ermitteln. Endoskopische Aufnahmen in Humanpräparaten zeigen den Transfer in die Praxis und die Integration in den Verlauf einer minimalinvasiven Cochleaimplantation. Eine Registrierung ermöglicht sowohl die Kontrolle der Bohrkanallage als auch eine intraoperative Korrektur und kann so eine vom gewünschten Pfad abweichende Bohrung berichtigen.

Schlagwörter: Mastoid, Felsenbein, Knochenbohrung, Endoskopie, Kegeloptik, Stitching, Bild-zu-Bild-Registrierung, Bild-zu-Patient-Registrierung, Lagebestimmung, Cochleaimplantation.

Abstract

A branch canal drilling through the mastoid provides a minimally invasive access to the cochlea, but passes nearby important nerve tracts in the human skull. Compared to conventional milling by hand, the surgeon loses the immediate view of high-risk structures in the operating area – the course of the drilling trajectory is not visible to him. The important taste and facial nerves are therefore exposed to an increased risk of injury and the confidence of surgeons and patients in the surgical intervention may be impaired. Intraoperative control of the drilling trajectory is therefore important to enable a safe intervention and to maintain confidence.

Known methods for intraoperative pose verification, which are based on expensive, harmful or by default non-existent technical equipment in the operating room, are replaced by an endoscopic approach in this thesis. The sponge-like mastoid bone structure, providing a three-dimensional pattern, is used as a field of features for registration. For this purpose, 2D endoscopic images are recorded intraoperatively in the minimally invasive drill hole and compared to preoperative 3D CT data. In concrete terms, this is an 2D-3D image-to-patient registration using 2D-2D image-to-image comparisons. Individual endoscopic images are combined to form a panoramic image. Comparable 2D images are extracted from the 3D CT data in many different drill hole poses. Depending on the pose, the pattern in the CT images differs, so that by comparing the pattern in the endoscope image (real drill hole) to the CT images (simulated drill hole), the best match and thus the position of the drill hole can be determined.

For a variety of visible features, a large portion of the drill hole surface must be recorded. Different types of endoscopes in combination with stitching techniques lead to panoramic images of the mastoid structure at the drill hole surface. Commercial optics are investigated for their suitability and a miniaturized panoramic optics is developed. The stitching methods are specially tailored to the endoscopic image data of the different optics. The procedure for the registration is evaluated in simulations as well as in mastoid phantoms that build on one another. Achievable accuracies are evaluated while the parameters involved – search space density, drill hole diameter, size of the area recorded via endoscope and the resolution of the CT data – are varied to determine their influences. Endoscopic recordings in human specimens show the transfer into practice and the integration into the procedure of a minimally invasive cochlear implantation. A registration allows for both, the verification of the drill hole pose as well as an intraoperative correction, and can thus correct a drill hole that deviates from the desired path

Keywords: mastoid, temporal bone, bone drilling, endoscopy, cone optics, stitching, registration, image-to-image registration, image-to-patient registration, pose estimation, cochlear implantation.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	iii
Kurzfassung	iv
Abstract	vi
Nomenklatur	xi
1 Einleitung	1
1.1 Cochleaimplantat-Chirurgie: Vorgehen und minimalinvasives Konzept	2
1.2 Anlegen einer MICI-Bohrung: Einschränkungen und Systemgenauigkeiten	4
1.2.1 Einschränkungen durch die Anatomie	5
1.2.2 Resultierende Abstände bei MICI-Bohrungen	5
1.2.3 Bohrgenauigkeit von MICI-Systemen	7
1.3 Die Mastoidstruktur als Registrierungsmerkmal	8
1.3.1 Die Mastoidstruktur entlang einer MICI-Bohrung	9
1.4 Zielsetzung und Gliederung dieser Arbeit	13
2 Endoskopische Aufnahmeverfahren für die Inspektion von Bohrkanälen	15
2.1 Aufbau von Stablinsenendoskopen	15
2.2 Endoskopoptiken zur Abbildung enger Bohrkanäle	17
2.3 Optische Eigenschaften von Endoskopoptiken	19
2.3.1 Blickfeld der 0°-Optik	20
2.3.2 Blickfeld der 90°-Optik	21
2.4 Bekannte Konzepte der Rundblick- und Panoramaendoskopie	22
2.5 Aufbau einer miniaturisierten Rundblickoptik	23
2.6 Zusammenfassung und Fazit	24
3 Endoskopische Abbildung der Oberfläche enger Bohrkanäle	25
3.1 Abrollen kreisförmiger Endoskopaufnahmen	26
3.2 Abrollen und Zusammenfügen von 0°-Endoskopaufnahmen	27
3.2.1 Abbildungseigenschaften eines 0°-Endoskops im Bohrkanal	29
3.2.2 Abrollen von Kreisringen aus 0°-Endoskopaufnahmen	31
3.2.3 Vorschubbasiertes Zusammenfügen von 0°-Endoskopaufnahmen	32
3.2.4 Minimale Kreisringbreite	36

3.3	Abrollen und Zusammenfügen von Endoskopaufnahmen mit Kegeloptik	39
3.4	Zusammenfügen von 90°-Endoskopaufnahmen	41
3.5	Zusammenfassung	43
4	Registrierung von Bohrkanälen in spongiösen Knochen	45
4.1	Stand der Forschung	47
4.2	Extraktion von 2D-Bohrkanaloberflächen aus Volumenbilddaten	49
4.2.1	Suchraum für die Registrierung	49
4.2.2	Abrollen von Bohrkanaloberflächen	51
4.3	2D-2D-Bildvergleich von Bohrkanaloberflächen	58
4.3.1	Grauwertbasierter Bildvergleich	60
4.3.2	Merkmalsbasierter Bildvergleich	62
4.4	Zusammenfassung und Fazit	66
5	Experimentelle Untersuchung der Registrierungsmethoden	67
5.1	Voraussetzungen und Vorbereitung	67
5.2	Registrierung mit semi-künstlichen Bilddaten	68
5.2.1	Erstellung semi-künstlicher Bilddaten	68
5.2.2	Durchführung der Registrierung	69
5.2.3	Ergebnisse der Registrierung	73
5.2.4	Diskussion und Fazit der Ergebnisse	81
5.3	Registrierung im Mastoidphantom	82
5.3.1	Aufbau und Durchführung der Registrierung	82
5.3.2	Ergebnisse der Registrierung	85
5.3.3	Diskussion und Fazit der Ergebnisse	87
5.4	Parameterstudie im Mastoidphantom	89
5.4.1	Aufbau und Durchführung der Registrierung	89
5.4.2	Vorausgehende Untersuchungen	92
5.4.3	Vergleich der Registrierungen in Phantom 1 und Phantom 2	95
5.4.4	Parameterstudie	96
5.4.5	Ergebnisse der Parameterstudie	97
5.4.6	Diskussion und Fazit der Ergebnisse	103
5.5	Endoskopie im Mastoid	105
5.5.1	Endoskopie im gesinterten Mastoid	105
5.5.2	Endoskopie im humanen Felsenbein	109
5.6	Zusammenfassung und Fazit der Ergebnisse	112
6	Zusammenfassung und Ausblick	117
6.1	Zusammenfassung	117
6.2	Ausblick und weiterführende Arbeiten	118

Literaturverzeichnis	125
A Registrierungsergebnisse der Parameterstudie im Mastoidphantom 2	137

Nomenklatur

Allgemeine Konventionen

Skalar	Kleinbuchstabe (kursiv): a
Vektor	Kleinbuchstabe (fett und kursiv): \mathbf{a}
Punkt	Großbuchstabe: A

Lateinische Buchstaben

$a_{\text{Ch.T}}$	Abstand zwischen Bohrer und Chorda Tympani
a_{ges}	Abstand zwischen Bohrer und angrenzenden Nerven
$a_{\text{ges,min}}$	minimaler Abstand zwischen Bohrer und angrenzenden Nerven
a_{NF}	Abstand zwischen Bohrer und Nervus Facialis
a_t	mittlerer Abstand zwischen <i>wahrer</i> und Sampling-Trajektorie
b	Bildweite
C	Startpunkt der geplanten Bohrtrajektorie (Ortsvektor \mathbf{r}_C)
c	Variationskoeffizient
d	aktuelle Tiefe der Kreisscheibe entlang t
d_c	Länge der geplanten Trajektorie c (bis zum Punkt der Cochleostomie)
d_e	maximale Endoskopietiefe, die für die Registrierung verwendet wird
$d_{e,\text{th}}$	theoretisch sichtbare Länge bei Endoskopie
d_{mm}	axiale Distanz eines Punktes im Bohrkanal zum Endoskop in mm
d_s	geringste Endoskopietiefe, die für die Registrierung verwendet wird
d_{safe}	sichere Bohrtiefe
$d_{\text{safe,max}}$	maximale sichere Bohrtiefe
d_t	Länge einer Abtast-Trajektorie t
$E_{k,\ell}$	Abtast-Endpunkt im Suchraum (Ortsvektor $\mathbf{r}_{E_{k,\ell}}$)
f	Fokuslänge
f_r	Bildwiederholrate der Kamera in Hz
f_s	Abtastrate der Kamerabilder
g	Gegenstandsweite
h	Strecke auf der Bohrkanalwand
h_k	vom Kegel abgebildete Strecke auf der Bohrkanalwand
h_{opt}	minimale Kreisringbreite
h_z	Höhe des endoskopischen Zielbildes

k	Kantenstärke
l_e	endoskopierte Länge, die für die Registrierung verwendet wird
l_{end}	Distanz von Optikzentrum zu distalem Endoskopende
l_{fs}	merkmalsfreie Länge von der Oberfläche im Mastoidphantom
l_{min}	minimaler Abstand eines Objektes zum Endoskop (zur vollständigen Abbildung)
l_{miss}	nicht sichtbare Länge am Ende einer Sacklochbohrung
$l_{\text{s,mm}}$	abgetastete Strecke in mm
$l_{\text{samp,mm}}$	Abtastschrittweite in mm
l_{target}	Abstand zwischen Endoskop und Zielschablone
l_{vis}	sichtbare axiale Länge einer Bohrung (mit dem 90°-Endoskop)
M	Kreismitte der Kreisscheibe in aktueller Tiefe d (Ortsvektor \mathbf{r}_M)
n_A	Anzahl von Winkelschritten im Suchraum
n_R	Anzahl radialer Schritte im Suchraum
$n_{\text{ang,vx}}$	azimutale Abtastschritte
$n_{\text{ang,vx,10}}$	zehnfache azimutale Abtastschritte
$n_{\text{ang,vx,real}}$	real notwendige Abtastschritte in azimutale Richtung
$n_{\text{ang,vx,real,ber}}$	berechnete real notwendige Abtastschritte in azimutale Richtung
$r_{\text{ax/ang}}$	Verhältnis von axialen zu azimutalen Abtastschritten
$n_{\text{ax,vx}}$	axiale Abtastschritte
$n_{\text{ax,vx,10}}$	zehnfache axiale Abtastschritte
$n_{\text{ax,vx,real,ber}}$	berechnete real notwendige Abtastschritte in axiale Richtung
n_s	Anzahl der Suchräume
n_{samp}	Anzahl der Abtastschritte
n_t	Anzahl der Abtast-Trajektorien in einem Suchraum
P	3D-Punkt auf Bohrkanaloberfläche (Ortsvektor \mathbf{r}_P)
R	physikalische Auflösung in px/mm
R_{ax}	axiale physikalische Auflösung in px/mm
R_k	radiale physikalische Auflösung auf dem Kegelspiegel
R_{rad}	radiale physikalische Auflösung von 0°-Endoskopaufnahmen in px/mm
$r_{\text{dh,mm}}$	Bohrkanalradius in mm
$r_{\text{i,px}}$	innerer Kreisradius im Endoskopbild in px
r_k	Kegelradius
$r_{\text{max,px}}$	Radius des maximal sichtbaren Kreises im Endoskopbild in px
$r_{\text{o,px}}$	äußerer Kreisradius im Endoskopbild in px
$r_{\text{q,px}}$	Kreisradius eines Punktes im Quellbild in px
$r_{\text{ref,px}}$	Referenz-Radius in px
r_s	Radius des Suchraums
$S_{i,j}$	Abtast-Startpunkt im Suchraum (Ortsvektor $\mathbf{r}_{S_{i,j}}$)
s_{ang}	Winkelschritte zur Abtastung der Bohrkanaloberfläche

s_{img}	Maßstab im Endoskopbild
s_v	isotrope Voxelgröße
s_x	Pixelgröße des Kamerasensors in mm/px
u	Bildgröße
$u_{\text{dh,mm}}$	Umfang des Bohrlochs
v	Vorschubgeschwindigkeit des Endoskops in mm/s
w_z	Breite des endoskopischen Zielbildes
x_0	Objektgröße
z_{px}	Brennweite in px
\varnothing_{dh}	Bohrdurchmesser
\varnothing_{RF}	Ausdehnung des Recessus Facialis
\mathbf{c}	geplante Bohrtrajektorie
${}^{(B)}\mathbf{c}_0$	Ortsvektor zum Startpunkt von \mathbf{c} im $(\text{KS})_B$
\mathbf{c}_{pert}	verrauschte Trajektorie von \mathbf{c}
${}^{(B)}\mathbf{c}_{x-z}$	x - z -Komponente von \mathbf{c} im $(\text{KS})_B$
${}^{(B)}\mathbf{c}_{y-z}$	y - z -Komponente von \mathbf{c} im $(\text{KS})_B$
\mathbf{t}_{best}	als <i>beste</i> registrierte Trajektorie im Suchraum
$\mathbf{t}_{i,j,k,\ell}$	Abtasttrajektorie im Suchraum

Griechische Buchstaben

α_k	Spitzenwinkel des Kegelspiegels
γ	Winkel auf Bohrkanaloberfläche
Δd	Verfahrweg des Endoskops zwischen zwei Videoframes in mm
$\Delta\tau$	Winkel zwischen \mathbf{c}_{pert} und \mathbf{t}_{best}
δ_x	Verkippung von \mathbf{c} um die x -Achse im $(\text{KS})_B$
δ_y	Verkippung von \mathbf{c} um die y -Achse im $(\text{KS})_B$
ε	Metrikwert
ζ	Anteil der Mastoidzellen an der Bildbreite
η_{NF}	Gewichtungsfaktor des Abstandes zwischen Bohrer und Nervus Facialis
θ	Öffnungswinkel der Endoskopoptik
κ_{pert}	Grad des Verrauschens eines Suchraums
$\mu_{\text{Ch.T}}$	mittlerer Abstand zwischen Bohrermitte und Chorda Tympani
μ_{NF}	mittlerer Abstand zwischen Bohrermitte und Nervus Facialis
μ_{RF}	mittlere Ausdehnung des Recessus Facialis
ξ	Flächenanteil der Mastoidzellen am Gesamtbild
$\xi_{\text{e,th}}$	Flächenanteil der Mastoidzellen bis zu $d_{\text{e,th}}$
ξ_{safe}	Flächenanteil der Mastoidzellen bis zu d_{safe}
σ_{RF}	Standardabweichung der Ausdehnung des Recessus Facialis

φ_q	Winkel eines Punktes auf einem Kreis im Quellbild
χ	dimensionsloses Verhältnis der physikalischen Auflösungen
ψ	Kantenrichtung

Koordinaten

$(c_{x,q}, c_{y,q})^T$	Kreismittelpunkt im Quellbild
$(m_{x,glob,px}, m_{y,glob,px})^T$	geometrisch korrigierte Punktkoordinaten für globales Stitching in px
$(m_{x,px}, m_{y,px})^T$	geometrisch korrigierte Punktkoordinaten im Zielbild in px
$(r_q, \varphi_q)^T$	Polarkoordinaten im Quellbild
$(x_c, y_c)^T$	kartesische Koordinaten des Kreismittelpunktes im Quellbild
$(x_q, y_q)^T$	kartesische Koordinaten im Quellbild
$(x_z, y_z)^T$	kartesische Koordinaten im Zielbild

Trajektorienlagen

<i>beste</i>	Registrierungsergebnis; die als am besten identifizierte Trajektorienlage
<i>geplante</i>	Lage des geplanten Bohrfades
<i>optimale</i>	Trajektorienlage, die im Suchraum der <i>wahren</i> am nächsten ist
<i>wahre</i>	Lage, in der sich der Bohrkanal wirklich befindet

Abkürzungen

CBCT	Cone-Beam Computed Tomography (Digitale Volumentomographie)
Ch. T	Chorda Tympani (Geschmacks- und Speichelnerv, Seitenast des Gesichtsnervs)
CI	Cochleaimplantation
CT	Computertomographie
DVT	Digitale Volumentomographie (synonym für CBCT)
em	elektromagnetisch
FHG	Freiheitsgrad
FL	Feldlinse
KMA	Koordinatenmessarm
MI	Mutual Information
MICI	minimalinvasive Cochleaimplantation
NF	Nervus Facialis (Gesichtsnerv)
OCT	Optische Kohärenztomographie
RF	Recessus Facialis (Engstelle aus Gesichtsnerv und Geschmacksnerv)
RL	Relaislinse
ROI	Region of Interest
TRE	Target Registration Error

1 Einleitung

Menschen, die unter hochgradiger Schwerhörigkeit oder Taubheit leiden, können von einem Cochleaimplantat profitieren. Es handelt sich um die erfolgreichste Neuroprothese [KL15], welche Patienten routinemäßig in Spezialkliniken eingesetzt wird, wenn ein herkömmliches Hörgerät keine Besserung verspricht. Sie verschafft einen Höreindruck, durch den Erwachsene sich weiterhin verbal verständigen können und Kindern eine normale Sprachentwicklung ermöglicht wird. Im gesunden Innenohr werden durch Schallweiterleitung feine Härchen in der Cochlea bewegt und so die Hörnerven angeregt. Akustische Signale werden durch mechanische Bewegung der Härchen in elektrochemische Signale gewandelt. Funktioniert diese Umwandlung in den sensorischen inneren Haarzellen nicht mehr, so kommt es durch die Bewegung der Härchen nicht zur Reizung der Hörnerven [Nob+07]. Mit einer Elektrode können die Hörnerven direkt in der Cochlea durch elektrische Impulse gereizt werden. Dafür werden Schallwellen von einem Mikrofon hinter dem Ohr aufgefangen und in einem Sprachprozessor in elektrische Signale gewandelt. Bild 1.1 zeigt den Aufbau eines solchen Systems sowie die Lage der Komponenten am und im Patientenschädel.

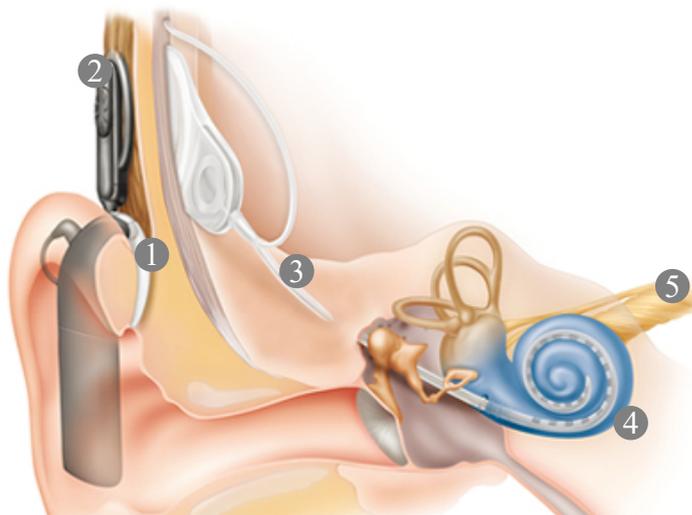


Bild 1.1: Cochleaimplantat im menschlichen Schädel © Cochlear Limited 2022. Alle Rechte vorbehalten [Coc]. Der Sprachprozessor (1) nimmt Audiosignale auf und wandelt sie in elektrische Signale. Eine Sendespule (2) überträgt die Signale kontaktlos an einen Empfänger unter der Haut. Per Kabel (3) werden diese Signale bis in die Cochlea (4) weitergeleitet. Dort stimulieren sie als elektrische Pulse die Hörnerven in der Cochlea und werden über Nervenbahnen (5) an das Gehirn übertragen.

1.1 Cochleaimplantat-Chirurgie: Vorgehen und minimalinvasives Konzept

Bei der Cochleaimplantation (CI) wird im Felsenbein des Patienten ein Freiraum geschaffen, durch den ein Zugang zur Hörschnecke – der Cochlea – ermöglicht wird. Gleichzeitig kann eine Aussparung zur Unterbringung der Empfangsspule ausgefräst werden. Dieser als Mastoidektomie bezeichnete Eingriff erfordert langjährige Erfahrung und viel Training, da ein solcher Zugang zur Cochlea ein Gebiet sensibler Strukturen im menschlichen Felsenbein durchläuft. Es gilt dabei wichtige Nerven wie den Gesichts- (Nervus Facialis, NF) sowie den Geschmacks- und Speichelnerv (Chorda Tympani, Ch. T) und auch die Cochlea selbst zu schützen. Gesichts- und Geschmacksnerv stellen zentrale Funktionen für den Patienten bereit, sodass es bei Verletzung von Ersterem zu einer totalen oder teilweisen Fazialisparese kommt. Dadurch werden die motorischen Fähigkeiten im Gesicht – die Gestik – stark eingeschränkt. Das Verletzen der Chorda Tympani wirkt sich hingegen auf den Geschmackssinn aus. In einigen Fällen wird deren Verletzung in Kauf genommen, um mehr Platz für den Cochleazugang zu schaffen. Die beiden Nerven bilden kurz vor der Cochlea die Engstelle Recessus Facialis (RF). Bild 1.2 vergleicht verschiedene Zugangsmethoden zur Cochlea. Bei der in Bild 1.2 a) gezeigten posterioren Tympanotomie wird durch die Engstelle Recessus Facialis ein Zugang zum Mittelohr geschaffen, über den auch die Elektrode inseriert wird. Ein vorsichtiges Vorgehen eines gut ausgebildeten Mediziners beim Zugang zum Mittelohr ist daher wichtig. Dieser arbeitet sich langsam mit einem Fräser voran und orientiert sich an anatomischen Landmarken, bis die durch den Knochen scheinenden Nerven zu erkennen sind. Eine genaue Kenntnis der Anatomie ist hierfür unabdingbar, weshalb dieser Eingriff nur von Spezialisten durchgeführt werden kann.

Zusätzlich zur langen Operationsdauer wird bei diesem konventionellen Eingriff Mastoidektomie großvolumig abgetragen, der nur sehr langsam oder nicht nachwächst. Eine Reduktion von Trauma, Aufwand und Spezialisierung hat somit großes Potential, die Methode schonender und sicherer zu gestalten sowie sie an mehr Kliniken anbieten zu können. Seit einiger Zeit beschäftigen sich daher zahlreiche Forschergruppen in den USA [Lab+05], in Deutschland [Maj+09], der Schweiz [Web+17] und China [Ke+16] mit der kognitiven und motorischen Vereinfachung des Cochleazugangs für den Chirurgen durch technische Hilfsmittel. Ziel ist es, die Mastoidektomie unter Einhaltung aller erforderlichen Sicherheitsstandards durch eine präoperativ geplante Stichkanalbohrung zu ersetzen. Der Knochenabtrag wird durch diesen minimalinvasiven Zugang reduziert. Aus dem reduzierten Trauma und der damit verbundenen schnelleren Wundheilung resultiert potenziell ein verkürzter Krankenhausaufenthalt. Eine kürzere Operationszeit sowie eine kürzere Ausbildung der Chirurgen reduzieren die Gesamtkosten je Eingriff. Durch die Vereinfachung nimmt die Verbreitung auch außerhalb von Spezialkliniken zu [Cav+19; Maj+09; Nob+07].

Die minimalinvasive Bohrung verläuft von der Schädeloberfläche durch das Mastoid zur basalen Windung der Cochlea und passiert dabei ebenfalls den Recessus Facialis. Bild 1.2 b) zeigt eine geplante Bohrung in Grün die zur Cochlea in Orange verläuft. Der Gesichtsnerv in Violett und die Chorda Tympani in Gelb, sowie Steigbügel in Blau Amboss in Hellblau begrenzen den Zugang

zur Cochlea. Wie in Bild 1.2 b) ersichtlich, muss die Trajektorie durch diesen Engpass verlaufen, um im geeigneten Winkel auf die basale Windung der Cochlea zu treffen. Die Genauigkeit der Bohrung ist entscheidend für das Verletzungsrisiko der Nerven sowie die Machbarkeit einer erfolgreichen Insertion der Cochlea-Elektrode. Da auch diese durch den Bohrkanal geführt wird, sind die Insertionsposition und -orientierung durch die Bohrung unmittelbar vorgegeben.

Diese Anforderungen können durch mechanische oder mechatronische Assistenzsysteme realisiert werden, welche die Belastung und Anforderungen für Mediziner und Patienten reduzieren. Eine Übersicht derartiger Systeme ist in [Kob15] aufgeführt. Zunächst wurde der Zugang von Hand, mit optischem Tracking, erprobt [Lab+05]. Derzeitig werden verschiedene Kinematiken und diverse Navigationslösungen eingesetzt, um eine genaue Bohrung im Patientenschädel anzulegen. Die vielversprechendsten Systeme sind ein speziell entwickelter Roboter, geregelt mit optischem Tracking [Bel+13] (teuer und aufwendig) und eine knochenverankerte Plattform mit einer Bohrschablone. Letztere wurde unter dem Namen Microtable 2009 als erstes System für die minimalinvasive Cochleaimplantation (MICI) vorgestellt [Lab+09] und von einer weiteren Gruppe, in einer Zusammenarbeit aus Medizinischer Hochschule Hannover und Gottfried Wilhelm Leibniz Universität Hannover, erst als RoboJig und dann als OtoJig, weiterentwickelt [Joh+15; Joh+16; Len17]. Die RoboJig-Plattform ist in Bild 1.2 c) gezeigt. Sie wird mit kleinen Schrauben in den Aufsatzpunkten im Patientenschädel verankert. Darauf ist transparent der Jig zu sehen, in den ein Loch zur Aufnahme der Bohrerführungshülse entsprechend der Trajektorie zur Cochlea hin eingebracht wird.

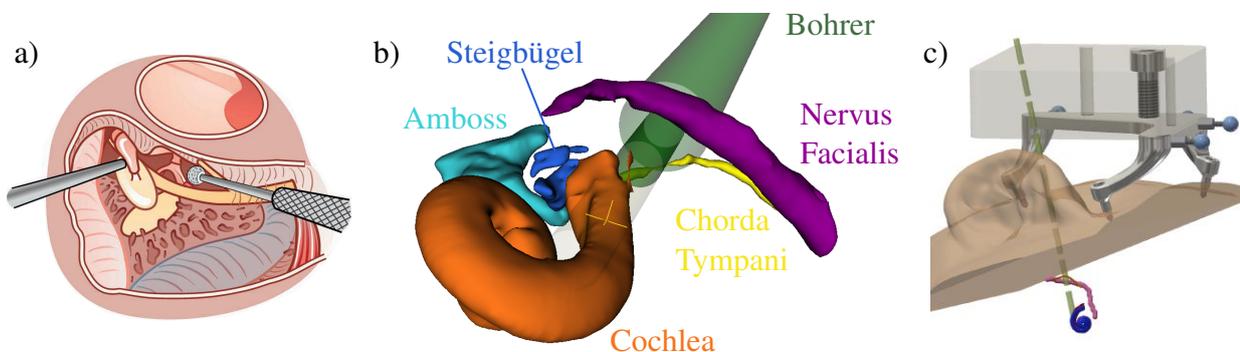


Bild 1.2: Zugang zur Cochlea. a) Posteriore Tympanotomie nach der Mastoidektomie © KARL STORZ [FL12]. Mit dem Fräskopf wird der Knochen zwischen den in Gelb sichtbaren Nerven entfernt. b) Planung eines minimalinvasiven Cochleazugangs. Die begrenzenden Strukturen sind segmentiert in verschiedenen Farben dargestellt. c) Knochenverankerte RoboJig-Plattform zum Übertrag der geplanten Trajektorie als Bohrung ins Felsenbein [Klu+18].

Auch wenn mit speziell entwickelten Robotern und optischem Tracking Bohrgenauigkeiten von $(0,15 \pm 0,08)$ mm an der Cochlea (in vitro) erreicht werden können [Bel+13], muss dennoch eine korrekte Bohrung durch unabhängige Kontrolle sichergestellt werden [Web+17]. Zum einen kann es immer zu Fehlern im System kommen, die zu Abweichungen führen, zum anderen muss den Ärzten und Patienten Vertrauen in die Sicherheit des Systems gegeben werden. Die Entwickler derartiger

Systeme setzen zusätzliche Kontrollen der Bohrkanallage ein, um die Sicherheit des Eingriffs zu garantieren. Hierzu kommen CTs [Lab+14; Maj+09; Rat+19], Neuromonitoring [Ans+16] und axiale Bohrkraftmessungen [Wil+13] zum Einsatz. Caversaccio et al. kehrten in ihren ersten klinischen Studien mit dem robotischen System in zwei von neun Fällen zu einer klassischen CI zurück, weil während der Operation unzureichende Sicherheitsabstände zu den Nerven festgestellt wurden [Cav+19]. Es wird betont, dass durch den minimalinvasiven Zugang zur Cochlea die Sicht auf das Zielgebiet verloren geht, weshalb Sicherheitsmechanismen zur Kontrolle einer korrekten Bohrung wünschenswert sind.

Den neuen Verfahren ist gemein, dass sie dem Chirurgen, der die Verantwortung für den sicheren Verlauf der Operation trägt, die Sicht auf die Risikostrukturen im Operationsgebiet nehmen. Der Chirurg muss daher ohne seine gewohnte Kontrollmöglichkeit durch direkte Sicht auf das Operationsgebiet die Bohrung im Patientenschädel anlegen. In einer Tiefe von etwa 23 mm wird die Engstelle mit einem Ausmaß von ca. 2,4 mm durchbohrt. Dieser Vorgang ersetzt die posteriore Tympanotomie. Präoperativ wird das anatomische Wissen des Chirurgen durch Segmentierung der in Bild 1.2 b) gezeigten Strukturen und eine präoperative Planung vom Arzt auf ein Computersystem übertragen. Intraoperativ wird dann die Bohrkanallage durch ein Registrierungsverfahren ermittelt. Die Lage kann beispielsweise optisch ausgegeben werden, sodass der Arzt seine verlorene Sicht auf das Operationsgebiet zurückerhält. Chirurgen und Patienten wird so Sicherheit und Vertrauen in das Verfahren zurückgegeben. Der Patient wird geschützt und es wird die Möglichkeit geschaffen, intraoperativ auf Abweichungen und Komplikationen zu reagieren. Voraussetzung hierfür ist die Rückkopplung der registrierten Lageinformation des Bohrkanals in die Planungssoftware, der Abgleich mit der geplanten Lage sowie eine erneute Risikoabschätzung der registrierten Lage.

1.2 Anlegen einer MICI-Bohrung: Einschränkungen und Systemgenauigkeiten

Als Nadelöhr auf dem Weg zur Cochlea stellt das Passieren des Recessus Facialis die maßgebliche Herausforderung bei einem minimalinvasiven Cochleazugang dar. Dessen Ausdehnung wurde in verschiedenen Studien bereits untersucht, die in Abschnitt 1.2.1 vorgestellt werden. Für ein Passieren dieser Engstelle resultieren, unter Annahme verschiedener Bohrdurchmesser, Abstände zwischen Bohrer und jeweils dem Gesichtsnerven und der Chorda Tympani. Diese Sicherheitsabstände werden in Abschnitt 1.2.2 bestimmt und dargestellt. Sie dürfen von Abweichungen beim Bohren nicht überschritten werden, da es ansonsten zur mechanischen Verletzung einer der Nervenäste kommt. Es werden die relevanten Größenanforderungen sowie die verfügbare Gesamt toleranz für Abweichungen des Systems deutlich. Aus den Abmessungen und Abständen lassen sich Anforderungen an die Genauigkeit von MICI-Systemen definieren. Diese werden im folgenden Abschnitt 1.2.3 den erreichten Bohrgenauigkeiten gegenübergestellt.

1.2.1 Einschränkungen durch die Anatomie

Volumenbilddaten von Patientenschädeln erlauben einen Einblick in die individuelle Anatomie des Zielgebietes und die Segmentierung wichtiger Strukturen. Durch Vermessen der wichtigen Punkte Recessus Facialis und Cochlea wird der zur Verfügung stehende Platz ermittelt. Basierend auf einer Ex-Vivo-Studie wurden von Majdani et al. Felsenbeine vermessen und daraus von Rau und Kobler et al. ein Modell der maximalen Ausdehnung einer minimalinvasiven Cochleabohrung definiert [Kob15; Maj+09; Rau+13]. Hier liegt die Ausdehnung des RF mit $n = 32$ bei $(2,44 \pm 0,46)$ mm. Weitere Gruppen haben ebenfalls die vorliegenden Abmessungen untersucht. Williamson et al. geben dazu einen Überblick und konnten aus insgesamt 97 Felsenbeinen einen Durchmesser des Recessus Facialis von $(2,54 \pm 0,50)$ mm bestimmen [Wil+17]. Dieser beinhaltet auch die Ergebnisse aus [Rau+13]. Sie stellten dabei Variationen zwischen den Patienten fest, sodass eine patientenspezifische Vermessung und darauf basierende Abschätzung der Erfolgsaussichten empfohlen werden.

1.2.2 Resultierende Abstände bei MICI-Bohrungen

Die mittlere Ausdehnung des Recessus Facialis setzt sich zusammen aus dem mittleren Abstand zwischen der Bohrermitte und dem Nervus Facialis μ_{NF} sowie dem mittleren Abstand zwischen der Bohrermitte und der Chorda Tympani $\mu_{Ch.T}$:

$$\mu_{RF} = \mu_{NF} + \mu_{Ch.T}. \quad (1.1)$$

Der Gesamtwert dieser Ausdehnung ergibt sich aus Mittelwert μ_{RF} und Standardabweichung σ_{RF} :

$$\varnothing_{RF} = \mu_{RF} \pm \sigma_{RF}. \quad (1.2)$$

Zwischen Bohrer und NF liegt der Abstand a_{NF} und zwischen Bohrer und Ch. T der Abstand $a_{Ch.T}$. Zusammen ergeben diese den gesamten verfügbaren Abstand zwischen dem Bohrer und den begrenzenden Nerven:

$$a_{ges} = a_{NF} + a_{Ch.T}. \quad (1.3)$$

Ausgehend vom abgerundeten RF-Durchmesser von $\mu_{RF} \pm \sigma_{RF} = (2,5 \pm 0,5)$ mm aus [Wil+17] und einem Bohrdurchmesser \varnothing_{dh} von 1,4 mm, 1,6 mm und 1,8 mm ergeben sich Abstände zwischen dem Bohrer und den Nerven

$$a_{ges} = \mu_{RF} \pm \sigma_{RF} - \varnothing_{dh} \quad (1.4)$$

von $(1,1 \pm 0,5)$ mm, $(0,9 \pm 0,5)$ mm und $(0,7 \pm 0,5)$ mm. Durch weitere Optimierung von Elektroden- und Insertionstooldesign sind sogar 1 mm-Durchmesser, entsprechend einem a_{ges} von

($1,5 \pm 0,5$) mm, realistisch [Rau+14]. Bei μ und σ handelt es sich um den arithmetischen Mittelwert und die Standardabweichung aus 97 Messwerten. In Bild 1.3 sind die Abmessungen des Recessus Facialis sowie die Abstände zwischen Bohrer und Gesichts- bzw. Geschmacksnerv gezeigt. Entsprechend dem $1\text{-}\sigma$ -Intervall gelten diese Werte für 68,27% der untersuchten Felsenbeine. Dabei ist zu beachten, dass die Kreise von Bohrer und RF-Durchmesser nicht konzentrisch zueinander sind. Durch eine relative Gewichtung der Abstände zu NF und Ch. T können diese ungleich sein. Zudem ist der Verlauf der Bohrtrajektorie durch die Gehörknöchelchen, den äußeren Gehörgang und dem Winkel, in dem der Bohrkanal auf die Cochlea treffen muss, weiter eingeschränkt [Wil+17].

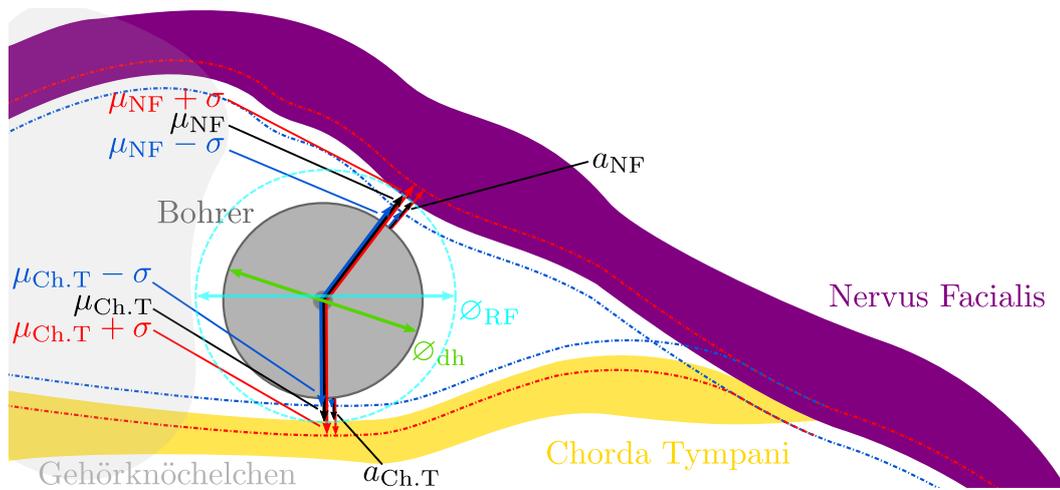


Bild 1.3: Ausdehnung des Recessus Facialis mit den Abständen der Nerven zum Bohrer. Es sind jeweils die Distanzen zwischen den Nerven und der Bohrspitze (Mittelpunkt) sowie die kürzeste Distanz zur Oberfläche des Bohrers eingezeichnet. Abstände zum Nervus Facialis sind mit NF gekennzeichnet, die zur Chorda Tympani mit Ch. T und der Bohrdurchmesser mit \varnothing_{dh} .

Unter der Annahme, dass die Trajektorie mittig durch den RF geplant wird, a_{NF} also $a_{Ch.T}$ gleicht, darf der Bohrer beim Durchbohren des RF maximal um $\frac{a_{ges}}{2}$ von der geplanten Trajektorie abweichen. Während der Planung werden die Abstände zu den Nerven jedoch meist gewichtet, mit einer Priorisierung des NF. Da er die motorischen Funktionen der Gesichtsmuskulatur steuert, wird zu diesem Nerv bei der Planung ein größerer Abstand gewahrt. Die Genauigkeitsanforderung während der Bohrung wird damit reduziert, wenngleich dadurch eine mechanische Verletzung der Chorda Tympani (eher) in Kauf genommen wird. Beispielhafte Gewichtungen η von gemittelt 0,76 für den NF zu 0,24 für die Ch. T finden sich in [Web+17] und [Cav+17].

Aus der Untergrenze der $1\text{-}\sigma$ -Intervalle ergeben sich die minimalen Gesamtabstände zwischen Bohrer und RF:

$$a_{ges,min} = \mu_{RF} - \sigma_{RF} - \varnothing_{dh}. \quad (1.5)$$

Innerhalb dieses Intervalls zeigt sie den verfügbaren Platz bei der kleinsten Ausdehnung des RF. Diese untere Grenze gilt daher als Worst-Case-Abschätzung.

Tabelle 1.1 führt zu jedem Bohrdurchmesser die resultierenden Gesamtabstände sowie minimalen Gesamtabstände auf. Dazu sind jeweils die Abstände für den Fall angegeben, dass der Abstand zum NF mit $\eta_{NF} = 0,76$ des Gesamtabstandes geplant wird.

Tabelle 1.1: Übersicht über die Abstände zwischen Bohrer und angrenzenden Nerven bei verschiedenen Bohrdurchmessern, ausgehend von einem RF-Ausmaß von $(2,5 \pm 0,5)$ mm. Die letzten beiden Spalten geben die Abstände zwischen Bohrer und NF an, wenn dieser 76 % des Gesamtabstandes a_{ges} beträgt.

\varnothing_{dh} in mm	a_{ges} in mm	$a_{ges,min}$ in mm	$\eta_{NF}\overline{a_{ges}}$ in mm	$\eta_{NF}a_{ges,min}$ in mm
1,0	$1,5 \pm 0,5$	1,0	1,1	0,8
1,4	$1,1 \pm 0,5$	0,6	0,8	0,5
1,6	$0,9 \pm 0,5$	0,4	0,7	0,3
1,8	$0,7 \pm 0,5$	0,2	0,5	0,2

Diese Abstände gelten gleichermaßen als Anforderung an die maximale Bohrabweichung und die Registriergenauigkeit.

Für die meisten Patienten gelten weniger strikte Anforderungen als $a_{ges,min}$, weil der Recessus Facialis größere Abmessungen besitzt. Wird zudem die Ch. T geopfert – wenn ein minimalinvasiver Cochleazugang sonst nicht möglich ist – besteht deutlich mehr Platz. Dieses Vorgehen wird als erweiterter Recessus Facialis bezeichnet. Bei der Planung kann die Größe des RF patientenspezifisch ausgewertet werden und ist somit bekannt. Die Erfolgsaussicht kann so für jeden Patienten präoperativ bestimmt werden.

1.2.3 Bohrergenauigkeit von MICI-Systemen

Für eine konventionelle Cochleaimplantation aus Mastoidektomie, posteriorer Tympanotomie und Cochleostomie wurde die zulässige Abweichung an der Cochlea 2004 von Schipper et al. zu maximal 0,5 mm definiert [Sch+04]. Majdani et al. definierten den für minimalinvasive Bohrungen notwendigen Abstand zwischen Bohrer und NF zu mindestens 0,4 mm und korrigierten ihn nach einer Versuchsreihe zu $> 0,5$ mm [Maj+09]. Später wurden von Weber et al. die während einer MICI-Bohrung erzielten lateralen Abstände der Trajektorie von 1 mm zum NF und 0,3 mm zur Ch. T [Web+17] (bzw. 0,9 mm und 0,3 mm [Cav+17]) als ausreichend angesehen. Weitere Anforderungen an eine MICI-Bohrung wurden von dieser Gruppe mit $> 0,3$ mm Distanz zum Gesichtsnerv und $> 0,1$ mm zum Trommelfell definiert [Cav+19].

Erreichbare Bohrergenauigkeiten der vorgestellten Systeme zeigen, ob damit ein sicheres Bohren durch den RF möglich ist. Diese sind in Tabelle 1.2 aufgeführt, wobei Microtable und RoboJig sich ähneln. Beide basieren auf einer Schablone – dem Jig – in die intraoperativ ein Loch zur Ausrichtung der Bohrführung eingebracht wird. Im Gegensatz hierzu wird der passive Hexapod durch Mikrometerschrauben von Hand eingestellt. Der serielle Roboter wird optisch navigiert in seiner Lage geregelt.

Tabelle 1.2: Übersicht der erzielten Bohrergenauigkeiten bekannter Systeme in der MICI.

Arbeitsgruppe	System	Messmethode	Messtiefe	Genauigkeit in mm
Labadie [Lab+09]	Microtable	Phantom	75 mm	$0,37 \pm 0,18$ ($n = 5$)
John [Joh+13]	Microtable	Kadaver	RF	$0,46 \pm 0,18$ ($n = 5$)
Timm [Tim+19]	RoboJig	Kadaver	RF	$0,26 \pm 0,11$ ($n = 10$)
Kobler [Kob+16]	Hexapod	Phantom	35 mm	$0,36 \pm 0,12$ ($n = 9$)
Bell [Bel+13]	Serieller Roboter	Kadaver	Cochlea	$0,15 \pm 0,08$ ($n = 8$)
Cav. [Cav+19]	Serieller Roboter	In vivo	RF	$0,21 \pm 0,09$ ($n = 8$)

Alle Systemgenauigkeiten liegen innerhalb der verfügbaren Abstände zwischen RF und Bohrer aus Tabelle 1.1. Für das Kriterium aus [Sch+04] muss die Genauigkeit an der Cochlea ausgewertet werden, was nur für das System RoboJig [Tim+19] nicht möglich ist, da hier nur Messwerte in Tiefe des RF vorliegen. Für alle weiteren Systeme lassen sich in einer Veröffentlichung Messwerte aus mindestens der Tiefe der Cochlea finden, wobei alle die Anforderung von Schipper erfüllen.

Die Abstände des Bohrlochs zu NF und Ch. T werden in [Cav+17] für den seriellen Roboter in vivo mit $a_{NF} = 0,9$ mm und $a_{Ch.T} = 0,3$ mm ($n = 1$) berichtet. Caversaccio et al. werteten 2019 in weiterführenden Studien nur den Abstand zum NF mit $a_{NF} = (0,55 \pm 0,25)$ mm ($n = 9$) aus [Cav+19]. Die Patientin aus [Cav+17] ist dabei in den Daten von [Cav+19] enthalten. Die Vorgaben aus [Web+17] bzw. [Cav+17] wurden damit eingehalten und für den NF auch die aus [Cav+19]. Für die weiteren Systeme sind die einzelnen Abstände zu NF und Ch. T nicht bekannt. Bei allen Untersuchungen ist die Stichprobengröße zu gering, um zuverlässige Aussagen für die Praxis zu treffen.

Für den seriellen Roboter wurde zudem der Anteil an Patienten bestimmt, der innerhalb eines gewissen Konfidenzintervalls behandelt werden kann. Williamson et al. verwendeten ein $3\text{-}\sigma$ -Level als Anforderung, die mit einem 1,8 mm-Bohrer und einer Bohrergenauigkeit von $(0,15 \pm 0,08)$ mm eine Behandlung von 47 % der Patienten ermöglicht. Mit 1,4 mm Bohrdurchmesser wären es 76 % [Wil+17]. Die Berechnung basiert auf dem zuvor bestimmten Abmaß des RF von $(2,54 \pm 0,50)$ mm und vernachlässigt die einzelnen Abstände zu Gesichtsnerv und Ch. T, wie in [Web+17] gefordert.

Die Autoren in [Wil+17] betonen, dass erhebliche Unterschiede zwischen den Patienten jeweils eine patientenspezifische Abschätzung erfordern. Auch wird darauf hingewiesen, dass einzelne Bohrungen außerhalb der erwarteten Verteilung fallen können. Eine damit verbundene mechanische Nervenschädigung sollte daher durch eine zusätzliche Lagekontrolle der Bohrtrajektorie vermieden werden.

1.3 Die Mastoidstruktur als Registrierungsmerkmal

Der Mastoidknochen enthält zahlreiche einzigartig geformte Lufteinschlüsse und stellt damit ein ortsspezifisches Muster aus Knochen und Luft dar, wie es in Bild 1.4 zu sehen ist. Dieses Muster

Nach Überprüfung der geplanten Trajektorien werden die Bohrkanoberflächen zunächst aus den präoperativen Volumenbilddaten extrahiert. Dazu werden diese auf einen 8 Bit-Grauwertebereich reduziert, wobei auf eine vollständige Abbildung der relevanten Knochenstrukturen geachtet wird. In den extrahierten und abgerollten Bildern der Bohrkanoberflächen werden die Mastoidzellen schwellwertbasiert segmentiert und so vom Knochen separiert. Jede Region bekommt mittels Connected Components-Verfahren ein Label zugewiesen.

Bild 1.5 a) zeigt ein abgerolltes Bild der Bohrkanoberfläche aus CT-Daten und rechts daneben das daraus segmentierte und gelabelte Bild 1.5 b). Jede Farbe entspricht einer Region und damit einer Mastoidzelle. Die größte Region mit einheitlicher Farbe stellt den Knochen dar. Alle segmentierten Mastoidzellen sind die Grundlage für die folgenden Auswertungen.

In Bild 1.5 c) ist der jeweilige Anteil der Mastoidzellen an der gesamten Bildbreite je Bildzeile ζ zu sehen. Dieser ist über die Bildtiefe aufgetragen und umso größer, je größer der Mastoidanteil in einer Bildzeile ist. Daneben ist in Bild 1.5 d) der kumulierte Verlauf gezeigt, der den Anteil der Lochfläche an der gesamten Lochfläche ξ in der entsprechenden Tiefe angibt. Aus diesem lässt sich ablesen, wieviel Prozent der insgesamt zur Verfügung stehenden Mastoidfläche bis zu welcher Tiefe sichtbar ist. Wenn die maximale Aufnahmetiefe anatomisch oder technisch beschränkt ist, kann hieraus ermittelt werden, welcher Anteil der Mastoidstruktur aufgenommen und damit für eine Registrierung verwendet werden kann. Der Teil oberhalb der ersten Knochenschicht und damit außerhalb des Schädels wird bei der Auswertung nicht berücksichtigt. Die Tiefe mit dem größten Luftanteil in einer Zeile $d(\zeta_{\max})$ ist gesondert mit einem Pfeil gekennzeichnet, die sichere Pilotbohrtiefe d_{safe} mit einem Punkt.

Tabelle 1.3 gibt die Längen der geplanten Trajektorien d_c , die sicheren Pilotbohrtiefen d_{safe} sowie die Anteile der bis dahin sichtbaren Mastoidzellen ξ_{safe} und die sichtbaren Anteile $\xi_{e,\text{th}}$ bis zur Tiefe $d_{e,\text{th}}$ an. Die geplante Länge d_c reicht dabei von der Schädeloberfläche bis zum Punkt der Cochleostomie; d_{safe} ist die geplante Bohrlänge bis vor den RF, sodass dieser bei einer Pilotbohrung nicht verletzt wird. Die sichere Bohrtiefe d_{safe} ist patientenspezifisch, wobei sie für die drei Patienten 03, 04 und 16 nicht bekannt ist. Mit einer möglicherweise nicht endoskopierbaren Länge $\ell_{\text{miss}} = 1,9 \text{ mm}$ am Endoskopende ergibt sich die theoretisch sichtbare Länge

$$d_{e,\text{th}} = d_{\text{safe}} - \ell_{\text{miss}} . \quad (1.6)$$

Details hierzu werden in Abschnitt 2.3.2 besprochen. In dieser Tiefe wird $\xi_{e,\text{th}}$ bestimmt. Mit etwas weniger Sicherheit als d_{safe} , aber immer noch ohne mechanische Verletzung der Nerven, kann noch 2 mm tiefer, bis zu $d_{\text{safe,max}}$ gebohrt werden. Ob dieser Spielraum ausgenutzt werden kann, hängt von Bohrsystem ab; insbesondere von der Bohrtiefenregelung. Zur Beurteilung der relativen Streuung der in Tabelle 1.3 betrachteten Parameter wird der Variationskoeffizient

$$c = \frac{s}{\bar{x}} \quad (1.7)$$

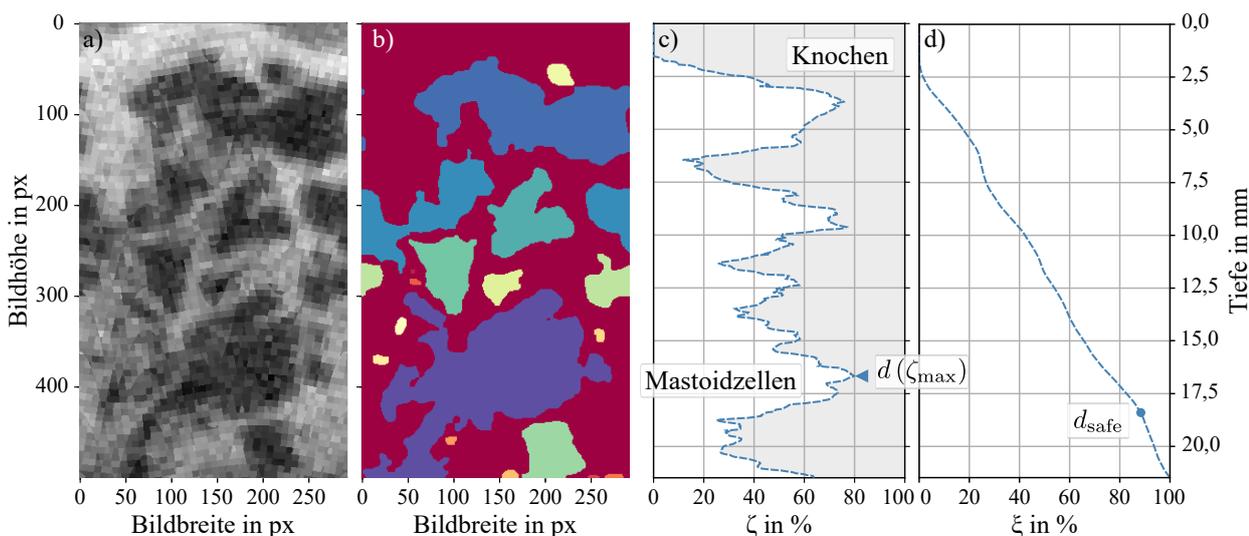


Bild 1.5: Segmentierung der Mastoidzellen im abgerollten Bohrkanalbild und Verlauf der Mastoidanteils in Abhängigkeit der Tiefe entlang der Trajektorie, basierend auf [Li19]. a) Aus CT-Daten des humanen Mastoids extrahiertes und abgerolltes Bohrkanalbild. b) Aus Bild a) segmentierte zusammenhängende Regionen. Die Farben markieren die Regionslabels und sind sortiert nach Regionsgröße. Der größte, dunkelrot markierte Bereich zeigt den segmentierten Knochen, alle weiteren Farben die segmentierten Mastoidzellen. c) Anteil der Mastoidzellen an der Bildbreite je Bildzeile ζ . Der Pfeil markiert die Tiefe mit dem maximalen Mastoidanteil $d(\zeta_{\max})$. d) Kumulierter Verlauf der Mastoidzellenfläche. Integration des Verlaufs aus c). 100 % entspricht der Fläche aller Mastoidzellen im Bild. Der Punkt markiert die sichere Bohrtiefe d_{safe} in diesem Bohrkanal.

als Quotient aus dem empirischen Mittelwert \bar{x} und der empirischen Standardabweichung s bestimmt. Es fällt auf, dass die Längen der Trajektorien sowie die sicheren Bohrtiefen mit Variationskoeffizienten von $c = 8,3\%$ bzw. $7,6\%$ nur wenig schwanken. Der Anteil des sichtbaren Mastoidmusters bis zur sicheren Tiefe ξ_{safe} hingegen streut mit $c = 16,8\%$ deutlich mehr. Bis zur theoretisch endoskopierbaren Tiefe $\xi_{\text{e,th}}$ sind es sogar $20,8\%$. Daraus lässt sich schließen, dass die Distanz der Cochlea zur Schädeloberfläche in den verschiedenen Patienten sehr homogen ist. Das Mastoidmuster, das auf dieser Trajektorie angetroffen wird, ist hingegen sehr inhomogen und patientenspezifisch. Für eine Registrierung basierend auf diesem Muster folgt daraus, dass auch die erreichbare Genauigkeit zwischen den Patienten schwanken wird.

Vergleichend sind die integrierten Verläufe für alle 16 Bohrungen in Bild 1.6 gezeigt. Für jede Bohrung ist die sichere Bohrtiefe d_{safe} für den entsprechenden Patienten mit einem Punkt markiert, die theoretisch sichtbare Länge $d_{\text{e,th}}$ mit einem Kreuz. Der entsprechende Mastoidanteil ξ_{safe} bzw. $\xi_{\text{e,th}}$, der bis zu dieser Tiefe sichtbar ist, kann dazu auf der horizontalen Achse abgelesen werden. Die mittlere sichere Bohrtiefe \bar{d}_{safe} und mittlere maximale sichere Tiefe $\bar{d}_{\text{safe,max}}$ ist mit einer blauen bzw. roten Linie eingezeichnet.

Der sichtbare Mastoidanteil in der jeweils sicheren Tiefe ξ_{safe} liegt zwischen $52,6\%$ und $91,1\%$, wobei die oberen 11 Trajektorien einen Anteil von mindestens $61,4\%$ erreichen. Ein Großteil der Verläufe ist vergleichbar, wobei nur drei Verläufe merklich abweichen. Patient 07 stellt den größten

Tabelle 1.3: Trajektorienlängen bis zum Punkt der Cochleostomie d_c und sichere Pilotbohrtiefen d_{safe} für alle 16 Felsenbeine, basierend auf [Li19]. Der Anteil ξ_{safe} gibt den Anteil des sichtbaren Mastoidmusters bis zur sicheren Tiefe d_{safe} an, $\xi_{e,\text{th}}$ den Anteil bis $d_{e,\text{th}}$.

Datensatz	d_c in mm	d_{safe} in mm	ξ_{safe} in %	$\xi_{e,\text{th}}$ in %
01	25,2	17,0	76,4	62,0
02	25,8	16,5	52,6	46,3
03	24,0	—	—	—
04	25,6	—	—	—
05	21,7	16,4	78,3	63,1
06	20,5	16,8	82,3	75,6
07	24,8	19,9	60,8	41,1
08	21,4	17,7	87,6	80,4
09	24,2	18,1	77,9	74,1
10	22,5	15,4	61,4	49,5
11	21,5	18,4	88,4	75,4
12	22,2	16,2	64,1	51,7
13	19,8	18,6	91,1	74,2
14	22,7	17,4	67,8	59,8
15	22,0	19,6	88,9	76,7
16	25,2	—	—	—
$\bar{x} \pm s$	$23,1 \pm 1,9$	$17,5 \pm 1,3$	$75,2 \pm 12,7$	$63,8 \pm 13,3$
min.	19,8	16,2	52,6	41,1
max.	25,8	19,9	91,1	80,4
c	8,3 %	7,6 %	16,8 %	20,8 %

Ausreißer dar: Hier liegt der theoretisch endoskopierbare Anteil $\xi_{e,\text{th}}$ bei nur 41,1 %, im Vergleich zu 80,4 % im Maximum.

Die Differenzen der sichtbaren Anteile zwischen ξ_{safe} und $\xi_{e,\text{th}}$ fallen groß aus. Die Zunahme des Mastoidmusters ist in den 1,9 mm zwischen $d_{e,\text{th}}$ und d_{safe} besonders groß, sodass hier viele Informationen verloren gehen. Dieser Effekt ist an der jeweiligen Steigung der Plots zwischen dem Kreuz und dem Punkt in Bild 1.6 zu erkennen. 100 % des sichtbaren Mastoids werden in Tiefen von 19,8 mm bis 25,8 mm erreicht.

Die Auswertungen zeigen, dass die minimalinvasiven Bohrungen zur Cochlea durch eine Vielzahl von Mastoidzellen verlaufen, von denen durchschnittlich 63,8 % – fast zwei Drittel – mit einem Endoskop aufgezeichnet werden können. Es sind somit ausreichend Merkmale entlang einer solchen Bohrung vorhanden. Die Entwicklung eines hierauf basierenden Registrierungsverfahrens erscheint sinnvoll und hat hohe Aussichten auf Erfolg.

Die große Zunahme des Anteils zwischen $d_{e,\text{th}}$ und d_{safe} legt nahe, dass durch Reduzierung der nicht sichtbaren Länge ℓ_{miss} die Anzahl der nutzbaren Merkmale erheblich gesteigert werden kann. Durch Verbesserung des Endoskopdesigns kann ℓ_{miss} verkürzt werden. Damit kann dieses

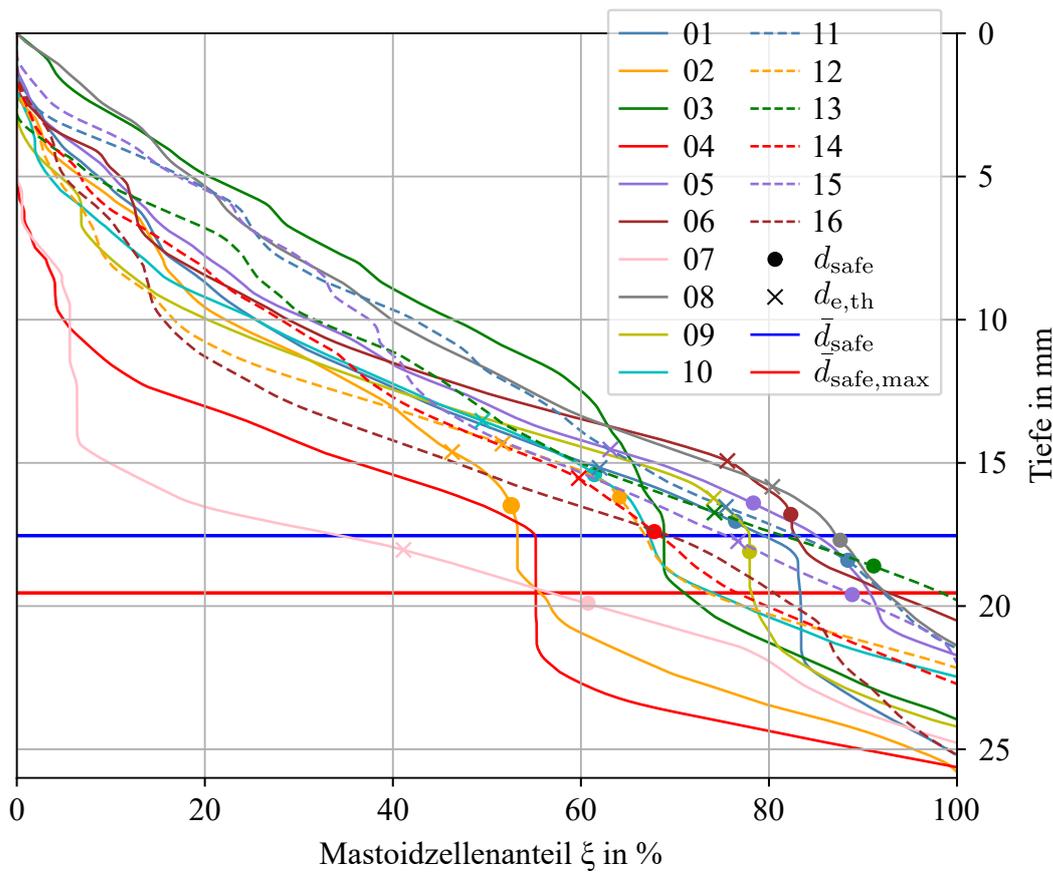


Bild 1.6: Vergleich der Flächenverläufe aller Trajektorien, basierend auf [Li19]. Verläufe wie in Bild 1.5 d) für alle Trajektorien. Punkte markieren die sicheren Bohrtiefen d_{safe} , Kreuze die zu erwartende endoskopierbare Tiefe $d_{e,th}$, die blaue und rote Linie die mittlere sichere Bohrtiefe \bar{d}_{safe} bzw. $\bar{d}_{safe,max}$.

Registrierungsverfahren in mehr und vielleicht auch allen Patienten zum Einsatz kommen. Wird ℓ_{miss} gänzlich eliminiert, so können im Durchschnitt sogar 75,2% und bis zu 91,1% der Mastoidmerkmale verwendet werden. Es folgt, dass die endoskopierbare Länge generell entscheidend ist, deren Relevanz aber auch patientenspezifisch variiert.

1.4 Zielsetzung und Gliederung dieser Arbeit

Aus den hohen Anforderungen an die Sicherheit in der MICI folgt, dass ein Sicherheitskonzept notwendig ist, welches eine verletzungsfreie und präzise Bohrung garantiert [Cav+19; Lab+14]. In dieser Arbeit wird zu diesem Zweck ein neues Verfahren zur Registrierung von Bohrkanälen im Mastoid vorgestellt und untersucht, das auf der Endoskopie der jeweiligen Bohrung basiert. Es wird die Hypothese untersucht:

Die spongiöse Knochenstruktur der Mastoidzellen kann für eine intraoperative Registrierung mittels endoskopischer Exploration verwendet werden.

Das Auffinden der Bohrkanallage geschieht durch endoskopische Exploration der Bohrkanaloberfläche, bei der das Mastoidmuster als natürliches Registrierungsmerkmal aufgenommen wird. In präoperativen Daten der Computertomographie (CT) wird dieses Muster gesucht. Wird es wiedergefunden, so lässt sich daraus die Lage der Bohrung bestimmen. Die präoperative Bildgebung ist Voraussetzung für die Planung des Zugangs und wird in jedem Fall durchgeführt. Auf den Stand der Technik zur Bestimmung der Bohrkanallage wird in Kapitel 4 eingegangen. Die dort vorgestellten Verfahren sind entweder teuer, belastend für die Patienten z. B. durch Strahlung oder so speziell, dass sie nur in Kombination mit einem dedizierten System eingesetzt werden können. In den bisherigen MICI-Studien wird die Lage intraoperativ durch einen oder mehrere zusätzliche CT-Scans überprüft [Cav+19; Lab+14; Maj+09]. Dafür wird ein intraoperatives CT-Gerät benötigt und es kommt zu weiterer Strahlenbelastung für den Patienten und ggf. für das klinische Personal. Durch die hier vorgestellten Methoden wird die intraoperative Bildgebung durch ein wesentlich günstigeres und schonenderes endoskopisches Verfahren ersetzt. Zur Bildaufnahme ist derzeit eine zusätzliche Führung notwendig, die sich mit geringem Aufwand in die in Abschnitt 1.2 beschriebenen Systeme zur Bohrführung integrieren lässt. Der Endoskopdurchmesser ist kleiner als der Bohrdurchmesser und das Endoskop wird durch den Tausch der Bohrer- mit einer Endoskopführung im Jig auf der gleichen linearen Bahn geführt.

Das Anlegen der Bohrung kann unter Einsatz von zwei unterschiedlich dicken Bohrern erfolgen. Ein stabiler Bohrer mit großem Durchmesser erzeugt mit hoher Genauigkeit ein Pilotbohrloch. Es reicht bis vor den Recessus Facialis, der mit diesem Durchmesser nicht verletzungsfrei durchbohrt werden kann. In diesem Pilotbohrloch übernimmt ein Tiefenbohrer die Passage durch den Recessus Facialis und finalisiert die Bahn bis in das Mittelohr. Verschiedene Bohrstrategien mit zwei Bohrern wurden in [Kob+14b] untersucht und die Bohrabweichungen im Mastoidphantom verglichen. Kommerzielle Stablinsenendoskope für den medizinischen Gebrauch besitzen Durchmesser die bis zu 1,9 mm klein werden können [Ber+17a].

Nachfolgend wird in mehreren Schritten das Registrierungsverfahren vorgestellt und untersucht. In Kapitel 2 ist die Aufnahmetechnik erläutert, mit der Abbildungen in Form von Einzelbildern der inneren Bohrkanaloberfläche erstellt werden. Diese Bilddaten werden mit den Methoden in Kapitel 3 zu großflächigen Darstellungen des Bohrkanals zusammengefügt. In Kapitel 4 folgen die Registrierungsverfahren, welche die eben erzeugten Endoskopbilder mit präoperativen Volumenbilddaten vergleichen und so auf die Lage des Bohrkanals schließen. Abschließend werden die Methoden in Kapitel 5 zunächst in einer Simulation, dann an zwei verschiedenen Phantomen erprobt. Ex-Vivo-Aufnahmen in humanen Felsenbeinen zeigen die Integration in den medizinischen Workflow sowie die Praxistauglichkeit der Methoden. Herausforderungen in realen Felsenbeinen werden identifiziert. Ergebnisse werden vorgestellt und diskutiert. Es folgen eine Zusammenfassung der Arbeit sowie ein Ausblick in Kapitel 6.

2 Endoskopische Aufnahmeverfahren für die Inspektion von Bohrkanälen

In der minimalinvasiven HNO-Chirurgie sind Zugangswege häufig begrenzt – Bohrungen in den Schädel besitzen Durchmesser von nur wenigen Millimetern. Ist ein optischer Zugang zu innenliegenden Strukturen erforderlich, so muss der distale Teil einer Optik, angepasst an die Situation, sehr klein sein. Eine solche Miniaturisierung erfolgte bisher vor allem bei starren Optiken, die eine Anordnung aus Stablinsen einsetzen, um ein hochaufgelöstes und lichtstarkes Bild zum Okular zu transportieren. Solche Optiken sind kommerziell mit verschiedenen Blickwinkeln von 0° bis 90° zur optischen Achse erhältlich. Der technische Fortschritt und der optische Aufbau, der solch dünne Endoskope ermöglicht, werden in Abschnitt 2.1 vorgestellt.

Für den speziellen Fall der Betrachtung von Bohrkanaloberflächen ist eine unverzerrte, orthogonal zur Oberfläche erfolgende Abbildung wünschenswert. Nur 90° -Endoskope erfüllen im Bereich des Hauptstrahls diese Anforderungen. Für die Aufnahme von vollen 360° muss das Endoskop während der Aufnahme um seine Längsachse rotiert werden. Damit gehen ein großer Aufwand und eine lange Dauer der Aufnahme einher. Einzelaufnahmen müssen zu Panoramaaufnahmen zusammengesetzt werden. Komfortabler ist der Einsatz von Rundblickoptiken, die in der Lage sind, 360° in einer einzelnen Aufnahme abzubilden. Wegen der Aufnahme von 360° zu einem Zeitpunkt wird hier die Bezeichnung *einzeitige Rundblickendoskopie* eingeführt.

Zunächst stellt Abschnitt 2.2 grundlegend bekannte und verwendete Endoskopoptiken vor. Diese werden in Abschnitt 2.3 hinsichtlich ihrer für diese Arbeit wichtigen optischen Parameter untersucht und evaluiert. Konzepte und endoskopische Prototypen in der Rundblickendoskopie sind bekannt und werden in Abschnitt 2.4 vorgestellt. Jedoch kam es bisher nicht zur Miniaturisierung dieser, sodass Rundblickendoskope mit Durchmessern von wenigen Millimetern nicht zur Verfügung stehen. Im weiteren Verlauf werden in Abschnitt 2.5 daher Entwicklungen vorgestellt und diskutiert, welche als Erweiterung herkömmlicher Endoskope einen endoskopischen Rundblick ermöglichen. Diese sind als einfache und kostengünstige Lösung zum komfortablen und schnellen Abbilden der Bohrkanaloberfläche gedacht. Hier vorkommende Fachbegriffe der Optik können [TN16] entnommen werden.

2.1 Aufbau von Stablinsenendoskopen

Stablinsenendoskope sind in der Lage Bildinformationen optisch, durch einen dünnen, starren Schaft mit nur wenigen Millimetern Durchmesser, zu transportieren. Dazu werden die namensge-

benden Stablinsen in einem dünnwandigen Metallrohr platziert. Sie dienen als Transportmedium für die an der Spitze einfallenden Lichtstrahlen. Am proximalen Ende kann eine Optik montiert werden, deren Ausmaß größer ausfallen darf als der Schaft, da diese nicht in den Arbeitsraum, hier den Bohrkanal, eingeführt wird.

Die Miniaturisierung der Endoskopie wurde zunächst durch ein System aus Relais- und Feldlinsen ermöglicht [Di +14; Hop66; Jue85; Lei13; LWA04], das in Endoskopen wie auch in Teleskopen gleichermaßen zum Einsatz kommt. Bild 2.1 a) zeigt den grundsätzlichen Aufbau eines Teleskops. Lichtstrahlen fallen in das Objektiv ein (objektseitige Linse) und werden direkt auf das Okular (augenseitige Linse) gelenkt. Zwischen diesen beiden Linsen entsteht eine Bildebene, in der jeweils parallel einfallende Strahlen in einem Punkt zusammentreffen. In dieser Ebene wird das Bild umgekehrt und fällt gespiegelt auf das Okular. Dieses parallelisiert die Strahlen und erzeugt so eine afokale Abbildung. Parallel einfallende Lichtstrahlen werden auch parallel wieder ausgegeben, sodass im optischen System keine Fokussierung geschieht. Diese bleibt dem Betrachter oder einer Fokussierungsoptik vorbehalten. Eine Weitergabe des Bildes über weite Distanzen relativ zum Durchmesser der Linsen wird vor allem durch Feldlinsen ermöglicht. Diese werden in die Bildebene von Strahlengängen gesetzt, die sonst das Okular verfehlen würden, wie in Bild 2.1 b) gezeigt. Der Öffnungswinkel der Optik, der wegen des Verhältnisses aus Durchmesser zu Abstand der Linsen sonst klein wäre, wird so vergrößert.

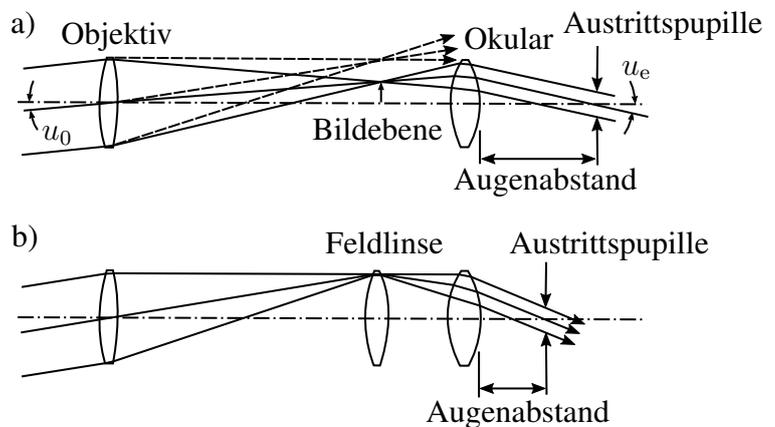
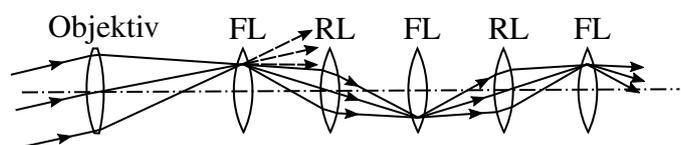


Bild 2.1: Schematische Darstellung eines einfachen Teleskops, basierend auf [LWA04]. a) Objektiv und Okular ohne weitere Linsen. b) Ergänzung durch eine Feldlinse.

In der Feldlinse fokussierte Strahlen werden umgelenkt und auf eine Relaislinse geleitet, welche den Strahlengang umkehrt und die Abbildung in einer weiteren Bildebene bündelt. Auch hier kommt wieder eine Feldlinse zum Einsatz, die den Strahlengang erneut umlenkt. Das Wiederholen dieser Linsencombination ermöglicht eine Weitergabe des Bildes über weite Distanzen in dünner Bauform, zu sehen in Bild 2.2.

Bild 2.2: Linsensystem in einem starren Endoskop, bestehend aus einer Serie von Feld- (FL) und Relaislinsen (RL), basierend auf [LWA04].



Ein Relay-Linsensystem zur einfachen Bildweitergabe, bestehend aus Relay-, Feld- und Relaylinse, kann durch die in Bild 2.3 a) gezeigte Paarung aus Achromaten ersetzt werden. Zwischen einer Achromatenpaarung verlaufen die Strahlen parallel. Vor und hinter der Paarung entsteht jeweils ein Bild, das zwischen den Paarungen jeweils gespiegelt wird.

Es ist hierbei zu beachten, dass mit jedem Übergang von Luft zu Glas und Glas zu Luft Lichtmenge verloren geht und so die Belichtung am Kamerasensor reduziert. Hier sind eine kurze Distanz und damit eine geringe Anzahl an Linsen von Vorteil. Dies steht jedoch der Anforderung an eine gewisse Länge des Endoskops zum Erreichen distal gelegener Gebiete, weit im Körperinneren, entgegen. Abhilfe schaffen stabförmige Linsen mit konvex geschliffenen Enden, mit einem Verhältnis von Länge zu Durchmesser von bis zu 10. Eine solche homogene Stablinse ersetzt jeweils ein Relay-Linsensystem, bzw. eine Achromatenpaarung, wobei die dazwischenliegende Luftstrecke durch Glas ersetzt wird. Beide Systeme werden in Bild 2.3 verglichen. Stablinse besitzen relativ zur Luft eine höhere Dichte und damit eine höhere Brechzahl n . Die äquivalente Luftstrecke in der Stablinse ist um den Kehrwert des Brechungsindex $\frac{1}{n}$ der Stablinse kleiner als die in Luft. Es handelt sich um den Luftweg in Glas, der kürzer ist als der tatsächliche Luftweg [LWA04]. Kürzere Luftwege und eine geringere Anzahl an Luft-Glas-Übergängen sorgen für eine deutliche Verbesserung der Lichtausbeute von Endoskopiesystemen mit Stablinsen. Zusätzlich kann der Vignettierungseffekt – eines der Hauptprobleme in Endoskopen mit geringem Durchmesser – reduziert werden, weil das Hauptstrahlbündel enger um die optische Achse begrenzt werden kann [Lei13]. Des Weiteren sind Stablinsen einfacher in einem Rohr auszurichten, weil sie durch ihre Länge deutlich weniger verkippeln können als herkömmliche Linsen. Es verbleibt die Positionierung in den korrekten Abständen durch dünne Abstandsringe. Durch diese genauere Ausrichtung der Linsen wird eine höhere Abbildungsgüte erzielt.

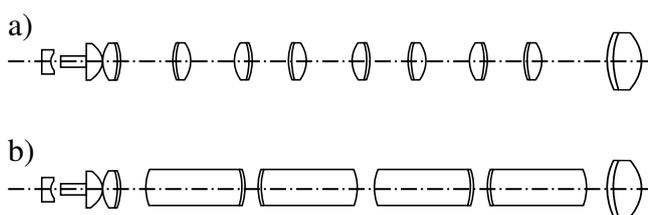


Bild 2.3: Vergleich der Linsenanordnung in einem starren Endoskop, basierend auf [Lei13]. a) Dünne Achromaten, die anfällig für Verkippungen sind und weite Luftstrecken sowie zahlreichen Glas-Luft-Übergänge beinhalten. b) Stablinsen mit kürzeren Luftstrecken und weniger Glas-Luft-Übergängen.

2.2 Endoskopoptiken zur Abbildung enger Bohrkanäle

Die beschriebenen Stablinsenendoskope sind kommerziell mit verschiedenen ausgeführten Objektiven am distalen Endoskopende sowie verschiedenen Optikaufbauten auf Okularseite verfügbar. Durch abschließend schräg verbaute Prismen werden zur Schaftachse geneigte Blickrichtungen realisiert. Neben der in Achsrichtung blickenden 0° -Optik sind Winkel von 30° , 45° und 70° im medizinischen Bereich typisch. Orthogonal zur Seite blickende Endoskope mit einem 90° -Blickwinkel sind primär

im technischen Bereich zu finden. Hier spricht man dann von Boroskopen, die nicht die hohen Anforderungen für Medizinprodukte, wie z. B. Sterilisierbarkeit, erfüllen müssen.

Bild 2.4 zeigt schemenhaft einen Stablinsenoptik-Zusammenbau, mit fokussierender und vergrößernder Optik sowie einer Kamera. Objektiv und Kamera am proximalen Ende sind vergleichsweise groß in ihren Abmaßen, während die Stablinsenoptik am distalen Ende dünn gestaltet ist und so in enge Bohrungen eingeführt werden kann. An einigen Endoskopen ist eine Fokuseinstellung direkt am Endoskop integriert und kann dort zusätzlich fein justiert werden.

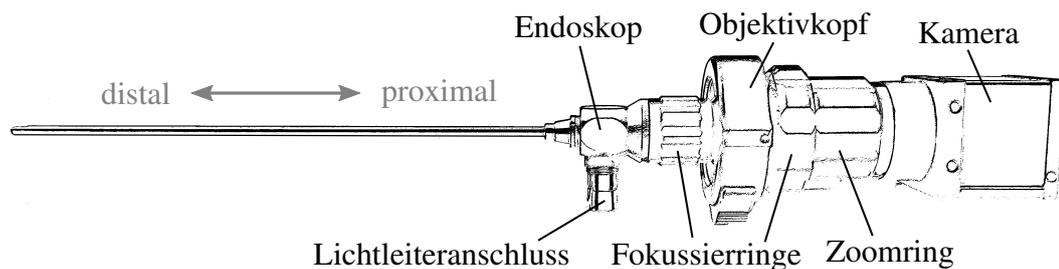


Bild 2.4: Stablinsenendoskop mit Fokussier- und Zoomoptik sowie einer Kamera.

Im Folgenden werden kommerzielle Stablinsenendoskope mit den Blickwinkeln 0° und 90° verglichen und für eine Anwendung in engen Bohrungen ausgewertet. Dem wird das Konzept einer orthogonal blickenden Rundblickoptik, durch Erweiterung einer 0° -Optik mit einem Kegelspiegel, gegenübergestellt. Die drei Endoskoptypen sind mit ihren Sichtfeldern und Endoskopansichten in einer Mastoidbohrung in Bild 2.5 abgebildet. Durch die runde Form der Stablinsen entsteht auf dem Kamerachip ein rundes Bild. Besonders zwischen 0° und 90° wird der Unterschied zwischen dem Tunnelblick in die Bohrung hinein und einer orthogonalen Aufnahme der Bohrkanalwand deutlich. Die Rundblickoptik erzeugt keine intuitiv zu erfassende Abbildung, sondern bildet den Kegel ab, in dem sich die Oberfläche des Bohrkanals spiegelt. Erst nach der in Abschnitt 3.3 beschriebenen Transformation der Pixel entsteht ein entzerrtes und nachvollziehbares Bild der Oberfläche.

In einem Bohrkanal erzeugen 0° -Endoskope einen Tunnelblick. Damit wird eine richtungsabhängige Abbildung erzeugt, die nur einen begrenzt tiefen Einblick in die Mastoidzellen gewährt. Während die Rückwände der Mastoidaushöhlungen in Blickrichtung sichtbar sind, werden in die Gegenrichtung lediglich die Kanten der Hohlräume von der Endoskopkamera aufgezeichnet. Alle weiteren Optiken blicken in verschiedenen Winkeln – auch orthogonal – auf die Bohrkanalwand. Dabei ist ein tiefer Einblick in die Mastoidzellen möglich. Die Rundblickoptik ermöglicht von der Bohrkanalwand nahezu orthogonale einfallende Strahlen vom gesamten Umfang abzubilden. Diese Effekte sind in der Schnittbildansicht durch den Bohrkanal in Bild 2.6 verdeutlicht. Hier zeigt sich besonders, welche Bereiche von den Endoskopen aufgezeichnet werden und welche abgeschattet werden oder nicht sichtbar sind.

Die gewählte Optik ist somit entscheidend für das Sichtfeld, die Perspektive auf und den Einblick in die Mastoidzellen. Bei der Auswahl der Optik sollte vor allem auf die Anforderungen des

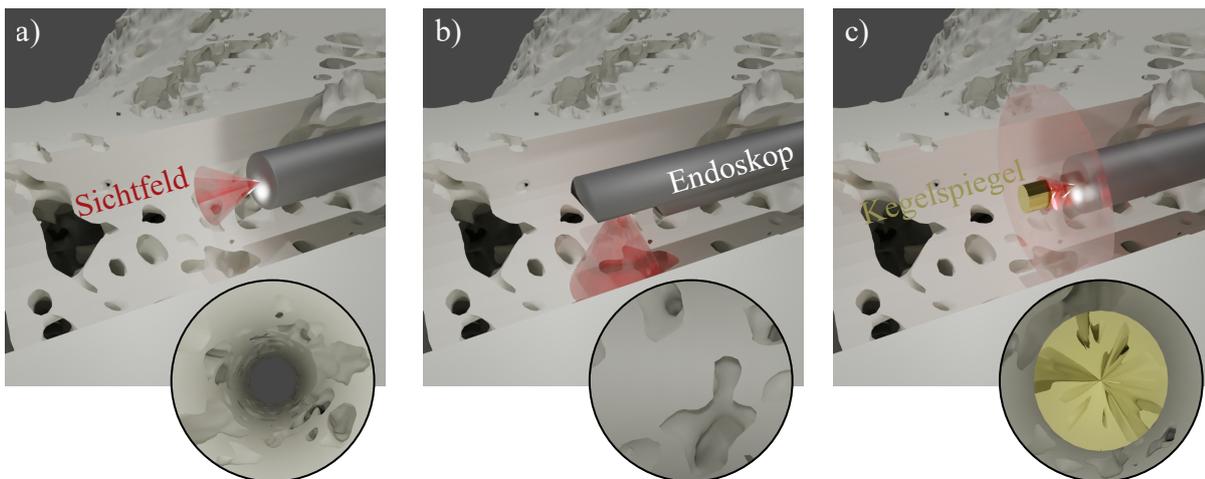


Bild 2.5: Endoskope mit Sichtfeldern in einer Mastoidbohrung und runden Endoskopansichten. Die Sichtfelder in Rot zeigen den von den Endoskopen aufgenommenen Ausschnitt der Mastoidbohrung. Blickrichtung \times Öffnungswinkel: a) $0^\circ \times 60^\circ$. b) $90^\circ \times 70^\circ$. c) Rundblickoptik, $\sim 90^\circ \times 360^\circ$.

Registrierungsverfahren geachtet werden. Verzerrende oder von der Aufnahmeichtung abhängige Aufnahmetechniken sind deshalb zu vermeiden. Eine orthogonale Aufsicht auf die Bohrkanaloberfläche erzeugt eine ideale Ansicht.

2.3 Optische Eigenschaften von Endoskopoptiken

Neben den intrinsischen Parametern des optischen Systems sind weitere optische Parameter, wie der Öffnungswinkel und etwaige fertigungsbedingte Ungenauigkeiten, von zentraler Bedeutung. Diese werden im Folgenden experimentell ermittelt. Dabei wird jeweils das gesamte optische System, bestehend aus Stablinsenendoskop, Objektivkopf und CCD-Kamera, betrachtet. Einige Parameter sind abhängig von der Einstellung des Objektivkopfes. Bei den afokalen medizinischen 0° - und

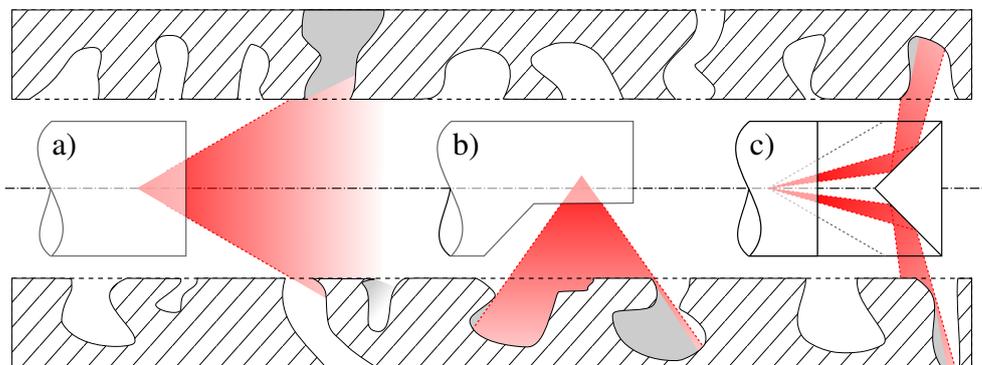


Bild 2.6: Vergleich der Sichtfelder verschiedener Stablinsenoptiken im Bohrkanal mit Kavitäten, basierend auf [Fas16]. Blickrichtung \times Öffnungswinkel: a) $0^\circ \times 60^\circ$. b) $90^\circ \times 70^\circ$. c) Rundblickoptik, $\sim 90^\circ \times 360^\circ$. 0° blickt somit geradeaus, während 90° orthogonal zur Bohrkanaloberfläche blickt.

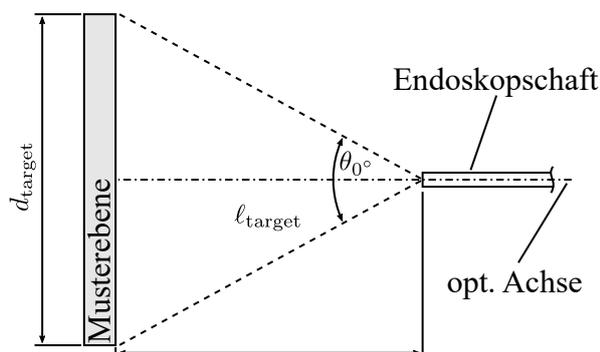
70°-Endoskopoptiken entsteht erst durch den Objektivkopf eine fokussierte Abbildung. Der Fokus der 90°-Optik lässt sich sowohl grob am angesteckten Objektivkopf als auch fein am integrierten Objektiv einstellen. Bei der 90°-Optik ist auch die rotatorische Position des Endoskopokulars im Objektivkopf entscheidend, siehe Bild 2.4. Hier ändert sich die Horizontale im Bild bei Verdrehung relativ zur Schaftachse bzw. Vorschubrichtung und damit relativ zur Kamera. Ebenso ändert sich die auf den Sensor auftreffende Beleuchtungsstärke mit unterschiedlichen Zoomstufen.

2.3.1 Blickfeld der 0°-Optik

Wichtig für die spätere Bestimmung der Abbildungsvorschrift des Endoskops im Bohrkanal und die Erweiterung zu einer Rundblickoptik ist die Kenntnis des genauen Öffnungswinkels der Optik. Dieser wird vom Hersteller zu 54° angegeben und im Folgenden, experimentell nach Fast [Fas16], überprüft. Betrachtet wird das vollständige System, mit aufgestecktem Objektiv und Kamera.

Eine Schablone mit einem Fadenkreuz auf der Musterebene als Ziel wird auf einer Platte befestigt. Sie wird auf einer Linearachse auf einem optischen Tisch vor dem Endoskop montiert. Diese wird anschließend so verfahren, dass sich der Kreis der Schablone genau mit dem kreisförmigen Sichtfeld des Endoskops deckt. Der Aufbau auf einem optischen Tisch stellt die orthogonale Ausrichtung der optischen Achse zur Musterebene sicher. Es entsteht der Aufbau nach Bild 2.7.

Bild 2.7: Bestimmung des Öffnungswinkels θ_{0° eines Endoskops mit 0°-Blickrichtung.



Die Position der Kreismitte sowie das distale Ende des Endoskopschafts werden mit dem Koordinatenmessarm (KMA) GAGE (Faro Technologies Inc., Lake Mary, USA) zur Bestimmung der Länge ℓ_{target} vermessen. Der Durchmesser des Kreises d_{target} ist durch maßstabsgetreuen Druck bekannt. Mit $d_{\text{target}} = 30 \text{ mm}$ und $\ell_{\text{target}} = 25,7 \text{ mm}$ ergibt sich der gesuchte Öffnungswinkel zu

$$\theta_{0^\circ} = 2 \arctan \left(\frac{d_{\text{target}}}{2\ell_{\text{target}}} \right) = 60,5^\circ, \quad 0^\circ \leq \theta_{0^\circ} < 90^\circ. \quad (2.1)$$

Dieser weicht mit $6,5^\circ$ um 12% von der Herstellerangabe ab. Ein Objekt mit der Ausdehnung d_{target} muss entsprechend mindestens im Abstand

$$\ell_{\text{min}} = \frac{d_{\text{target}}}{2} \cot \left(\frac{\theta_{0^\circ}}{2} \right) = 0,86d_{\text{target}} \quad (2.2)$$

positioniert werden, um vollständig abgebildet zu werden.

2.3.2 Blickfeld der 90°-Optik

Der Öffnungswinkel der 90°-Optik wird analog zum Vorgehen aus Abschnitt 2.3.1 bestimmt. Er beträgt 70° und entspricht damit der Herstellerangabe; es gilt $\theta_{90^\circ} = 70^\circ$. Eine genaue Betrachtung der 90°-Optik zeigt eine Einschränkung bei der Aufnahme in einer Sacklochbohrung, wie einem Pilotbohrkanal. Das Optikzentrum befindet sich $\ell_{\text{end}} = 3,3$ mm vor dem distalen Ende des Endoskopschaftes, wie in Bild 2.8 a) vermessen. Mit dem Öffnungswinkel von $\theta_{90^\circ} = 70^\circ$ und Bohrradius $r_{\text{dh}} = 2$ mm berechnet sich die sichtbare axiale Länge der Bohrung zu

$$\ell_{\text{vis}} = 2r_{\text{dh}} \tan \frac{\theta_{90^\circ}}{2} = 2,8 \text{ mm.} \quad (2.3)$$

Die in Bild 2.8 b) gezeigte Länge ℓ_{miss} am Ende des Endoskops, die nicht abgebildet werden kann, beträgt

$$\ell_{\text{miss}} = \ell_{\text{end}} - \frac{\ell_{\text{vis}}}{2} = 1,9 \text{ mm.} \quad (2.4)$$

Dieser Abschnitt kann in einer Sacklochbohrung nicht mit dem vorliegenden Endoskop abgebildet werden und durch weitere Einschränkungen, wie Bohrspäne in der Sacklochbohrung, auch länger ausfallen. Die Distanz ℓ_{miss} muss zusätzlich von der endoskopierbaren Länge d_{safe} bzw. $d_{\text{safe,max}}$ aus Abschnitt 1.3 subtrahiert werden. Problematisch ist dies, da gerade in diesem Bereich markante Mastoidstrukturen als eindeutige Landmarken entlang der Trajektorie auftreten. Werden diese nicht endoskopisch erfasst, so können sie auch nicht für die Registrierung verwendet werden und es muss allein auf die weiter oben liegenden Landmarken vertraut werden.

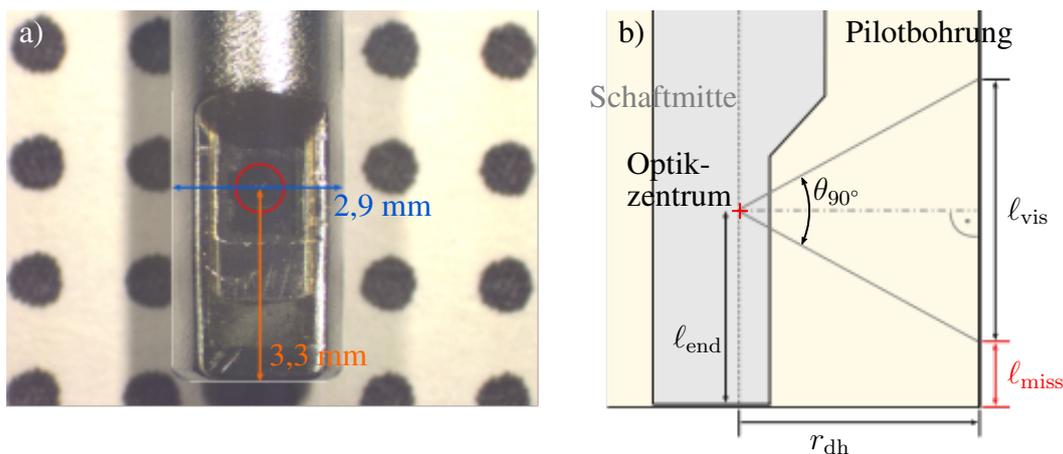


Bild 2.8: Blickfeld in axiale Richtung der 90°-Optik. a) Detailaufnahme vom distalen Ende. Das optische Zentrum ist mit einem roten Kreis markiert. Die Länge zum Endoskopende wird mit dem bekannten Durchmesser von 2,9 mm bestimmt. b) Seitliche Ansicht der Optik zur Berechnung der Fehlstrecke ℓ_{miss} .

2.4 Bekannte Konzepte der Rundblick- und Panoramaendoskopie

Zahlreiche Konzepte, um Aufnahmen mit einem großen Blickfeld zu erstellen, wurden bereits sowohl als Erweiterungen von Endoskopen mit speziellen Optiken [AM06] als auch in Form von Spezialanfertigungen [OJ11; Spa05] entwickelt. Vielfältige Patente zeugen von einer anhaltenden Forschungsaktivität in diesem Bereich [Bär+11; CL15; Hal+14]. Lösungen reichen von Fischaugenoptiken [AM06; Bär+11] über Kamera-Arrays [CL15; FR08] bis hin zu vielen weiteren Ansätzen. In diesem Zusammenhang ist ein Patent, welches 1978 von der Firma Richard Wolf GmbH (Knittlingen, Deutschland) eingereicht wurde, von besonderem Interesse [Ric79]. Es behandelt eine Panoramaoptik, welche aus einem Kegel besteht, der aus einem Glaszylinder herausgeschnitten ist. An der Grenzfläche zwischen Glas und Luft ergibt sich eine totalreflektierende Kegeloberfläche, die einfallende Lichtstrahlen jeweils radial ablenkt. Die Größe des optischen Systems sowie die Fertigungstechniken sind jedoch nicht näher spezifiziert. Ebenso ist dem Autor kein auf diesem Patent basierendes Endoskop bekannt, das im klinischen Einsatz ist.

Ou-Yang et al. haben bereits gezeigt, dass sich Kegelspiegel gut für die radiale Aufnahme tubulärer Strukturen eignen [OJ11]. Sie entwickelten ein Kapselendoskop mit dem Namen Radial Imaging Capsule Endoscope (RICE), welches einen Kegelspiegel einsetzt. Dieser besitzt einen Kegelwinkel von 90° und einen Radius von 3,35 mm. Radial einfallende Lichtstrahlen werden so auf den CCD-Sensor in der Kapselmitte gelenkt. Als Entwicklung für gastroenterologische Applikationen besitzt die Kapsel einen Außendurchmesser von 10 mm. Ein Vorteil dieses Ansatzes im Vergleich zu sphärischen und asphärischen Linsen ist der reduzierte Bildverarbeitungsaufwand zur Erstellung unverzerrter Abbildungen. Nachteilig ist hingegen die große Komplexität bei der Bildrekonstruktion, die durch die Rotation des Systems um alle drei Achsen entsteht, während es unkontrolliert durch den Patienten wandert. Versuche in lebenden Tieren zeigten, dass etablierte Stitchingmethoden zu Fehlausrichtungen zwischen den einzelnen Bildern führen [Ou+12]. Des Weiteren erzeugte die integrierte LED-Beleuchtung Streulichter welche direkt in die Optik reflektiert werden und dort zu Überbelichtungen und z. T. für das Stitching unbrauchbare Bilddaten führen. Die inhomogene Ausleuchtung durch diesen Aufbau wurde von Jeng et al. mittels Ray Tracing adressiert [Jen+11]. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass eine Beschichtung der Außenhülle sowie eine leichte Verkipfung des ringförmigen LED-Arrays zu einer verbesserten Bildqualität führen. Einsatzzweck des Kapselendoskops ist die farbechte Abbildung von schlauchförmigen Kavitäten wie dem Darm, um Ärzte bei der Diagnose zu unterstützen. Es wurde nicht als Teil eines intramodalen Registrierungsverfahrens entwickelt.

Die Dissertation von Kelp aus dem Jahre 2014 beschäftigt sich mit der motorischen Aktuierung von Stablinsenendoskopen, während das Instrument im Patienten verweilt [Kel14]. Dazu wurde das kommerziell erhältliche EndoCAMEleon der Firma Karl Storz (Tuttlingen, Deutschland) so erweitert, dass Blickrichtung, Rotation um die Längsachse sowie Zoom und Fokus motorisch verstellt werden können. In der Standardausführung lässt sich bereits die Blickrichtung an der Spitze

durch einen Bedienring manuell verstellen. Die Erweiterungen setzen vor allem elektromagnetische Antriebe ein, um diesen Ring oder direkt die Komponenten zu verstellen.

In der Medizintechnik sind solche Erweiterungen von Optiken, die sowohl bereits im Einsatz als auch medizinisch zugelassen sind, sinnvoll. Konventionelle Optiken sind Stablinseenendoskope, mit der Hopkins-Optik als bekanntestem Vertreter. Nachfolgend wird eine solche 0° -Optik so erweitert, dass kosteneffizient mit einer hohen Abbildungsgüte eine Panoramaabbildung in engen Bohrlöchern ermöglicht wird. Ein Kegelspiegel oder -prisma, positioniert vor dem distalen Ende des Endoskops, bietet eine rein orthogonale Abbildung der Bohrkanalwand mit geringen Verzerrungen. Die einfache Geometrie des Kegels zum Ablenken von Lichtstrahlen von der Bohrkanalwand in die Endoskopoptik reduziert die Produktionskosten und erstellt gleichzeitig eine einzeitige 360° -Ansicht von einem kleinen axialen Abschnitt des Bohrlochs.

2.5 Aufbau einer miniaturisierten Rundblickoptik

Die intrinsischen Parameter eines konventionellen rigidem 0° Hopkins II Telescope (KARL STORZ GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland) wurden zunächst experimentell, basierend auf dem etablierten Lochkameramodell, bestimmt. Um Licht am distalen Ende des Endoskops bereitzustellen, beinhaltet ein solches Endoskop optische Fasern, die asymmetrisch um die Schaftachse angeordnet sind, siehe Bild 2.9 a). Unter Verwendung eines SteREO Discovery.V8 Stereomikroskops (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Deutschland) wurde eine vergrößerte Aufnahme des distalen Endoskopes erstellt. In dieser konnte die Exzentrizität der Stablinse relativ zur Endoskop-Schaftachse bestimmt werden. Die Messung ergab eine Verschiebung von 0,08 mm, was lediglich 5 % des Endoskopdurchmessers entspricht. Der Öffnungswinkel der Optik von $60,5^\circ$ ist bereits aus Abschnitt 2.3.1 bekannt.

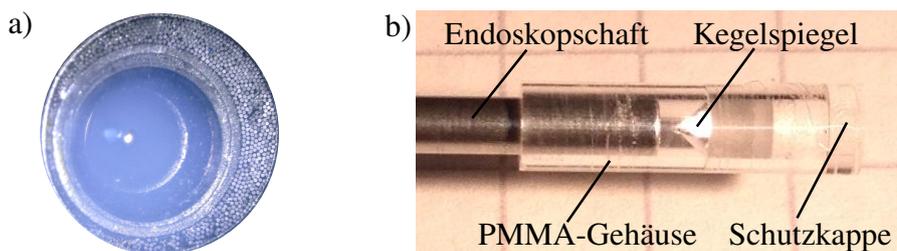


Bild 2.9: a) Detailansicht der leicht asymmetrisch angeordneten Linse im distalen Ende des Stablinseenendoskops. b) Zusammenbau der Rundblickoptik mit dem Endoskop. Der Kegelspiegel ist in ein PMMA-Gehäuse eingefasst, das auf das distale Endoskopende aufgeschoben ist.

Ein mit Aluminium bedampfter Kegelspiegel (Edmund Optics GmbH, Karlsruhe, DE) mit einem Durchmesser von 2 mm und einem Spitzenwinkel von 90° wird in einem Röhrchen aus Polymethylmethacrylat (PMMA, Acrylglas) vor dem Endoskop platziert. Nach Gleichung 2.2 muss der Kegel mindestens im Abstand von 1,7 mm vor der Optik platziert werden. Das transparente

Röhrchen umfasst sowohl den Endoskopschaft als auch den Kegelspiegel und ist durchlässig für die einfallenden Lichtstrahlen. Mit einer Wandstärke von 0,5 mm beträgt der Durchmesser der optischen Aufbaus am distale Endoskopende 3 mm. Das komplette Rundblicksystem mit dem Kegelspiegel im PMMA-Gehäuse ist in Bild 2.9 b) gezeigt.

Der bereits in Bild 2.5 c) gezeigte Blick auf den Kegel erfordert ein Abrollen dieser kreisrunden Aufnahmen, damit sie für den Anwender einfach visuell verständlich sind und mit weiteren, unverzerrten Bilddaten verglichen werden können. Dieses Abrollen und die weitere Verarbeitung der Bilddaten, wie das Zusammenfügen von Einzelbildern zu einem großen Gesamtbild, werden im folgenden Kapitel 3 besprochen.

2.6 Zusammenfassung und Fazit

Stablinsenoptiken ermöglichen es durch ihre guten optischen Eigenschaften trotz geringem Durchmesser hochaufgelöste Abbildungen in engen Bohrungen zu erstellen. Verschiedene Blickrichtungen am distalen Endoskopende erzeugen unterschiedliche Ansichten, die zu verschiedenen Abbildungseffekten führen. Der Vergleich der Endoskoptypen zeigt die Vorteile der Rundblickoptik auf, da mit wenig Aufwand ein großer Teil der Bohrkanalwand mit einer vorteilhaften Sicht aufgezeichnet werden kann. Kommerzielle Optiken erlauben derzeit nur Blickrichtungen nach vorne und zur Seite. Die erwünschte orthogonale 360°-Sicht auf die Bohrkanaloberfläche wird durch eine eigens entwickelte Rundblickoptik ermöglicht. In dieser ersten Entwicklungsstufe ist keine interne Beleuchtung integriert, weshalb eine externe Ausleuchtung des Bohrlochs vonnöten ist. Während es sich hierbei um einen ersten Prototyp handelt, sind 0°- und 90°-Optiken bereits voll ausgereifte Produkte und damit sofort einsatzbereit. Die genauen Stärken und Schwächen der einzelnen Endoskope hinsichtlich des Bearbeitungsaufwandes der Bilddaten, des Aufwandes bei den Aufnahmen sowie der intraoperativen Verwendbarkeit der Bilddaten werden in den folgenden Kapiteln untersucht und diskutiert. Konzeptionell ist die Rundblickoptik für den geplanten Anwendungsfall im Vorteil gegenüber der 90°-Optik.

3 Endoskopische Abbildung der Oberfläche enger Bohrkanäle

Dieses Kapitel behandelt alle wichtigen Methoden, die zu einer möglichst vollständigen, unverzerrten und geometrisch korrekten Abbildung von engen Bohrkanälen führen. Hierzu werden zunächst einzelne Aufnahmen betrachtet. Der Öffnungswinkel der verwendeten, kommerziellen Endoskopoptiken wurde bereits in Kapitel 2 ermittelt. Unter Anwendung des Lochkameramodells werden Zusammenhänge von räumlichen Punkten zu der Abbildung auf dem Kamerachip hergeleitet. Dazu werden zunächst die intrinsische Kameraparameter mit einer Kamerakalibrierung ermittelt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Kalibrieremethode nach Zhang, enthalten in der MATLAB-Toolbox von Jean-Yves Bouguet [Bou15], eingesetzt. Eine Erweiterung von Christian Wengert ersetzt das klassische Schachbrettmuster durch ein Punktmuster [Wen+06]. Kreismittelpunkte sind in Bildern genauer zu detektieren als sich kreuzende Schachbrettlinien, da deren Lage im Bild aus allen Kreispixeln gemittelt werden kann. Durch Interpolation der Bilddaten können Subpixelgenauigkeiten bei der Detektion erzielt werden [Kob+14a].

Das weitere Vorgehen unterscheidet sich je nach eingesetzter Optik. Aufnahmen mit der 0° -Optik werden zunächst nach den in Abschnitt 3.1 beschriebenen Methoden in streifenförmige Darstellungen überführt. Zusammengefügt werden diese dann nach Abschnitt 3.2, wobei die vorherige Methode noch einmal spezialisiert wird. Es wird zusätzlich die radiale Änderung der Auflösung entlang der abgebildeten Bohrkanaloberfläche berücksichtigt. Nach Erläuterung der geometrischen Zusammenhänge im Bohrkanal wird das geometrisch korrekte Abrollen unter Berücksichtigung dieser Zusammenhänge vorgestellt. Um Kanten beim Zusammenfügen sequenziell aufgenommener, abgerollter Einzelbilder zu vermeiden, wurde ein Verfahren entwickelt, welches zunächst die Pixel aus allen Einzelbildern in ein gemeinsames Zielbild transformiert und dann erst – alle Pixel gemeinsam – interpoliert. Anschließend wird die optimale Größe der Region in Form eines Kreisrings bestimmt, die aus dem Quellbild verwendet wird. Der folgende Abschnitt 3.3 stellt das Vorgehen zum Abrollen und Zusammenfügen von Endoskopaufnahmen vor, wenn eine Kegeloptik zum Einsatz kommt. Schrägblickende Optiken hingegen ermöglichen traditionelle Stitching-Verfahren, mit dem Unterschied, dass die sehr kleine Distanz von Optik zu Oberfläche (der Arbeitsabstand) die Anwendung etablierter Verfahren erheblich erschwert bzw. verhindert. In Abschnitt 3.4 ist das Vorgehen für eine 90° -Optik beschrieben, wobei das Abrollen der Einzelbilder aufgrund des direkten Blicks auf die Bohrkanaloberfläche entfällt. Ein spezielles Verfahren für das Zusammenfügen der Einzelaufnahmen in zwei Richtungen wird vorgestellt. Zudem wird eine durch die integrierte Beleuchtung entstehende Vignettierung in den Bilddaten korrigiert.

3.1 Abrollen kreisförmiger Endoskopaufnahmen

Durch die Zylinderform der Stablinsen wird bei diesen Optiken ein kreisförmiges Bild auf dem Kamerachip erzeugt, wie es schematisch in Bild 3.1 dargestellt ist. Um nachfolgend einen Vergleich mit 2D-CT-Bildern zu ermöglichen, müssen auch die Endoskopaufnahmen als rechteckige unverzerrte Bildausschnitte vorliegen. Ein vom Anwender gewählter ringförmiger Bereich soll daher zu einer streifenförmigen Darstellung mit der Breite w_z und der Höhe h_z transformiert werden. Die im Endoskopbild markierten Kreise mit verschiedenen Radien r_q entsprechen den horizontalen Linien mit gleicher Länge im abgerollten Bildstreifen.

Bild 3.1 zeigt die Zusammenhänge zwischen den Koordinaten in Quell- (Index q) und Zielbild (Index z). Der gewählte Ring ist in Grün markiert und durch den äußeren Kreis in Orange sowie den inneren Kreis in Blau begrenzt.

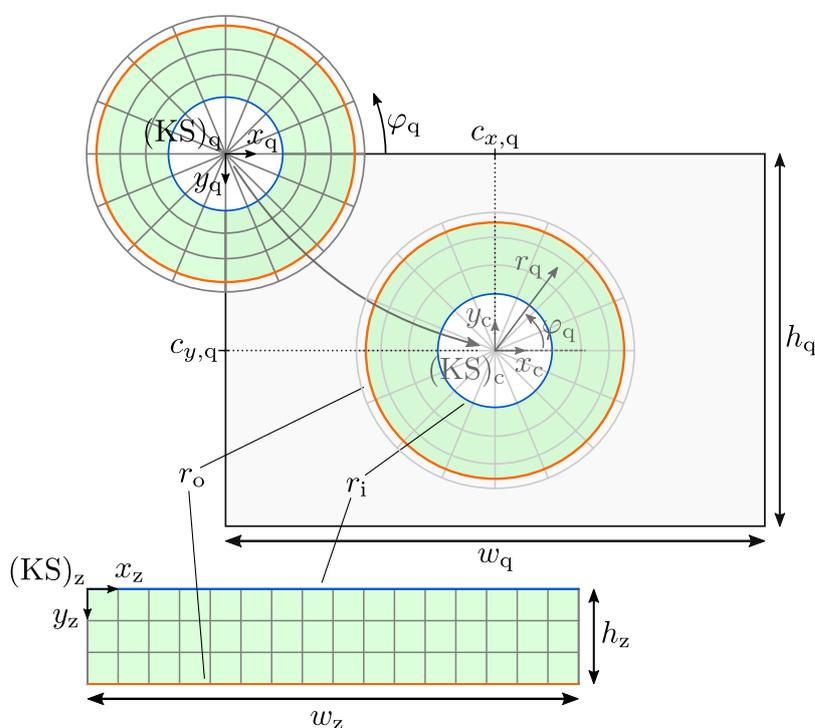


Bild 3.1: Vorgehen zum Abrollen endoskopischer Bilder in streifenförmige Darstellungen und Berechnung der Punktkoordinaten im Quellbild.

Für einen Kreisring, begrenzt durch den äußeren Radius r_o und inneren Radius r_i , lassen sich für alle Punktkoordinaten $(x_z, y_z)^T$ im Zielbild der zugehörige Radius r_q und Winkel φ_q des Kreises im Quellbild bestimmen:

$$r_q = \frac{y_z}{h_z} (r_o - r_i) + r_i, \quad \frac{\delta r_q}{\delta y_z} = \text{konst.} \quad \forall y_z, \quad (3.1)$$

$$\varphi_q = 2\pi \frac{x_z}{w_z}, \quad (3.2)$$

wobei die Änderung von Radius im Quellbild zu y -Koordinate im Zielbild im untersuchten Bereich (r_i, \dots, r_o) hier als konstant angenommen wird. Das Abrollen einzelner Kreise des Endoskopbildes geschieht durch eine Transformation von Polar- in kartesische Koordinaten. Für Punkte im Koordinatensystem des Kreismittelpunktes $(x_c, y_c)^T$ ergibt sich

$$x_c = r_q \cos \varphi_q, \quad (3.3)$$

$$y_c = r_q \sin \varphi_q. \quad (3.4)$$

Eine Transformation von Koordinaten des Kreismittelpunktes $(x_c, y_c)^T$ in Koordinaten des Quellbildes $(x_q, y_q)^T$ erfolgt, mit der Lage des Kreismittelpunktes im Bild $(c_{x,q}, c_{y,q})^T$, durch

$$x_q = c_{x,q} + x_c, \quad (3.5)$$

$$y_q = c_{y,q} - y_c. \quad (3.6)$$

Für alle Polarkoordinaten $(r_q, \varphi_q)^T$ eines Punktes im Quellbild berechnen sich damit die kartesischen Koordinaten $(x_q, y_q)^T$ zu

$$x_q = c_{x,q} + r_q \cos \varphi_q, \quad (3.7)$$

$$y_q = c_{y,q} - r_q \sin \varphi_q. \quad (3.8)$$

Werden alle Punkte, die sich im Quellbild auf einem Kreis befinden, fortlaufend horizontal hintereinander in das Zielbild geschrieben, so ergibt sich eine abgerollte Pixelreihe. Die horizontale Lage der Punkte im Zielbild hängt dabei vom Winkel des Punktes auf dem Kreis $x_z(\varphi_q)$ und die vertikale Lage vom Radius des entsprechenden Kreises im Quellbild $y_z(r_q)$ ab. Durch vertikales Aneinanderreihen der transformierten Kreispunkte ergibt sich die streifenförmige Darstellung. Die Funktionen $x_z(\varphi_q)$ und $y_z(r_q)$ hängen dabei von den jeweiligen Aufnahmeverfahren ab, wobei sich $\frac{\delta r_q}{\delta y_z}$ fortlaufend ändert, und werden deshalb in den entsprechenden Abschnitten behandelt.

3.2 Abrollen und Zusammenfügen von 0°-Endoskopaufnahmen

Der physikalische Abstand, der auf einen Pixel abbildet wird, ist abhängig vom radialen Abstand zur Kreismitte im Bild. Dieses Verhältnis in Pixel pro mm wird folgend *physikalische Auflösung* genannt und beschreibt, durch wie viele Pixel eine physikalische Strecke im Raum des abgebildeten Objektes dargestellt wird. Nicht zu verwechseln ist dies mit der Punktdichte, mit der die Anzahl der Bildpunkte pro Fläche des Bildes beschrieben wird. Ausgehend von der Bohrkanalmitte nimmt die physikalische Auflösung mit steigendem Radius r zu. An der äußeren Kante des abgebildeten Kreises können Ringe mit großem Radius gewählt werden, welche eine hohe Auflösung der Bohrkanaloberfläche bieten, während zur Bildmitte hin diese Ringe immer kleiner werden und somit auch die Auflösung der Ringe abnimmt. Aufgrund der abnehmenden

Auflösung zur Bildmitte hin ist es vorteilhaft, dünne Ringe im äußeren Bereich des Endoskopbildes zur Erstellung von Panoramabildern zu verwenden. Diese weisen zudem einen großen Blickwinkel relativ zur Bohrkanaloberfläche auf und kommen der gewünschten orthogonalen Abbildung am nächsten.

Für die folgenden Berechnungen sind drei Koordinaten- und Größensysteme zu beachten, wie in Bild 3.2 gezeigt. Es sind die Zusammenhänge zwischen den physikalischen Einheiten des Bohrkanals, den Koordinaten des Endoskopbildes und die korrekt skalierten Koordinaten im Zielbild abgebildet. Dreidimensionale Punkte in Bild 3.2 a) ergeben, auf den Kamerasensor in Bild 3.2 b) projiziert, zweidimensionale Punkte $(x_q, y_q)^T$ bzw. $(r_q, \varphi_q)^T$. Durch Abrollen und Aneinanderreihen von Kreisen ergeben sich die Punkte im Zielbild, wie in Bild 3.2 c) gezeigt. Deren Position hängt von der physikalischen Distanz zwischen den abgebildeten Punkten ab und damit von der physikalischen Auflösung. Während die azimutale physikalische Auflösung (entlang des Bohrkanalumfangs) konstant ist, ändert sich die radiale durch die axiale Distanz (parallel zur Endoskopachse) der abgebildeten Punkte zum Endoskop d_{mm} . Für die Bestimmung der vertikalen Koordinaten $m_{y,px}$ im Zielbild ist nur diese Distanz entscheidend. Unter Beachtung der zugrundeliegenden physikalischen Abstände ergeben sich die geometrisch korrekten Koordinaten im Zielbild $(m_{x,px}, m_{y,px})^T$. Es handelt sich um *absolute Pixelkoordinaten*, die zwischen das Pixelgitter fallen können.

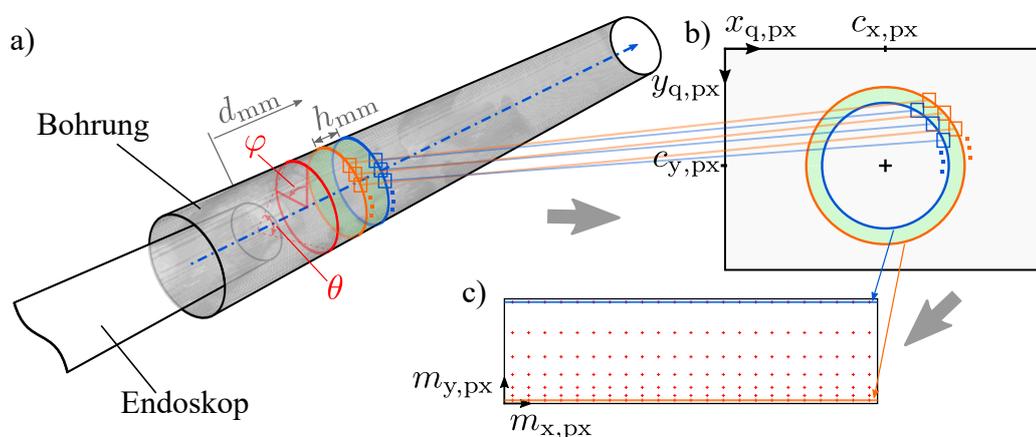


Bild 3.2: Zusammenhänge und Größensysteme zwischen a) der Bohrkanaloberfläche im \mathbb{R}^3 , b) 2D-Aufnahmen und c) absoluten Pixelkoordinaten im 2D-Zielbild. Bei der endoskopischen Aufnahme werden die räumlichen, physikalischen Punkte auf eine zweidimensionale Fläche abgebildet und verlieren dabei ihre Tiefeninformation. Physikalische Koordinaten sind mit dem Index mm und Bildpunkte mit px gekennzeichnet. Geometrisch korrekt skalierte Punkte im Zielbild sind mit $(m_{x,px}, m_{y,px})^T$ bezeichnet.

Bild 3.3 zeigt den Tunnelblick in den Bohrkanal in einem Knochenphantom. Einblendungen markieren den äußersten sichtbaren Kreis mit dem Radius $r_{max,px}$, den äußeren gewählten Kreis mit $r_{o,px}$ sowie den inneren gewählten Kreis mit $r_{i,px}$. Zusätzlich zeigen zwei Kreuze die Bildmitte sowie Kreismitte. Diese können sich unterscheiden, weil der kreisrunde Endoskopausschnitt nicht in jedem Fall in der Bildmitte liegt.

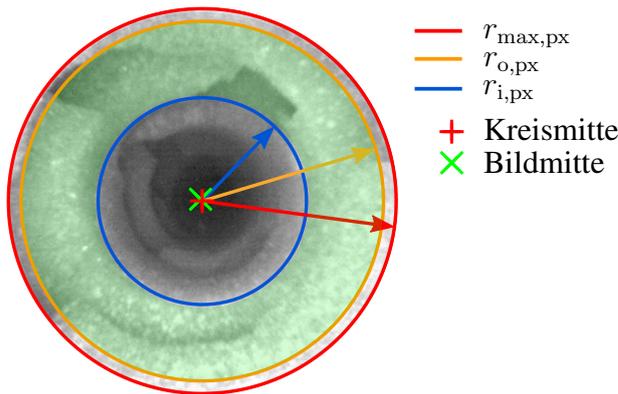


Bild 3.3: Endoskopbild einer Bohrkanaaloberfläche im Knochenersatzmaterial. Die Kreise bestimmen die ringförmige Fläche, die abgerollt und für das Stitching verwendet wird.

3.2.1 Abbildungseigenschaften eines 0°-Endoskops im Bohrkanaal

Aus bekannten und experimentell ermittelten Parametern lassen sich die geometrischen Zusammenhänge einer Endoskopoptik in einem Bohrkanaal mit bekannter Geometrie berechnen. Diese Größen bestimmen die Abbildung des Bohrkanaals im Endoskopbild und finden deshalb im weiteren Verlauf, beim Stitching, Anwendung. Bild 3.4 zeigt diese geometrischen Zusammenhänge, wobei die Abbildungseigenschaften der Endoskopoptik durch das Lochkammermodell [HHC96; HZ04] approximiert werden. Die Kreismitte des Endoskopbildes ist dabei in der Bohrkanaalmitte angenommen, sodass sich Bohrachse und optische Achse überdecken. Fehler, die durch Versatz oder Verkipfung dieser Achsen hervorgerufen werden, werden in dieser Arbeit nicht betrachtet. Abstände von der Optik aus, in den Bohrkanaal hinein, sind mit d markiert. Lichtstrahlen verlaufen vom Bohrkanaal aus durch das optische Zentrum der Kamera und werden so auf die Bildebene projiziert. Ein Kreis auf dem Bohrkanaal im 3D-Raum ergibt einen Kreis in der 2D-Bildebene, ein 3D-Ring einen 2D-Kreisring (siehe auch Bild 3.2). Die Abstände zur optischen Achse r beschreiben hier die Radien der Kreise im 2D-Bild. Der Winkel θ_{0° beschreibt den in Abschnitt 2.3.1 experimentell bestimmten Öffnungswinkel der Endoskopoptik und h_{mm} zeigt die Länge, die ein im Endoskopbild gewählter Kreisring auf dem Bohrkanaal hat (siehe auch Bild 3.2). Die Bildweite b einer Lochkamera ist aus einer Kalibrierung nicht zu bestimmen, da die Brennweite $f \approx b$ und die inverse Pixelgröße nicht unabhängig voneinander ermittelt werden können [HZ04]. Der Zoom ist eine zusätzliche Größe, die im Standard-Lochkammermodell nicht enthalten ist, sich aber auf die Skalierung im Bild auswirkt. Als Ersatz für diese Größen wird daher z_{px} berechnet, was der Brennweite im Lochkammermodell entspricht. Es wird geometrisch aus dem Radius des maximal sichtbaren Kreises im Kamerabild $r_{\text{max,px}}$ und θ_{0° berechnet:

$$z_{\text{px}} = \frac{r_{\text{max,px}}}{\tan \frac{\theta_{0^\circ}}{2}}. \quad (3.9)$$

Mit diesem bekannten Verhältnis lassen sich mit dem Strahlensatz und dem bekannten Bohrkanaalradius $r_{\text{dh,mm}}$ alle weiteren Punkte auf der Bohrkanaaloberfläche in das Endoskopbild projizieren und umgekehrt. Dabei genügt für weitere Berechnungen der axialen Distanz zwischen Endoskop

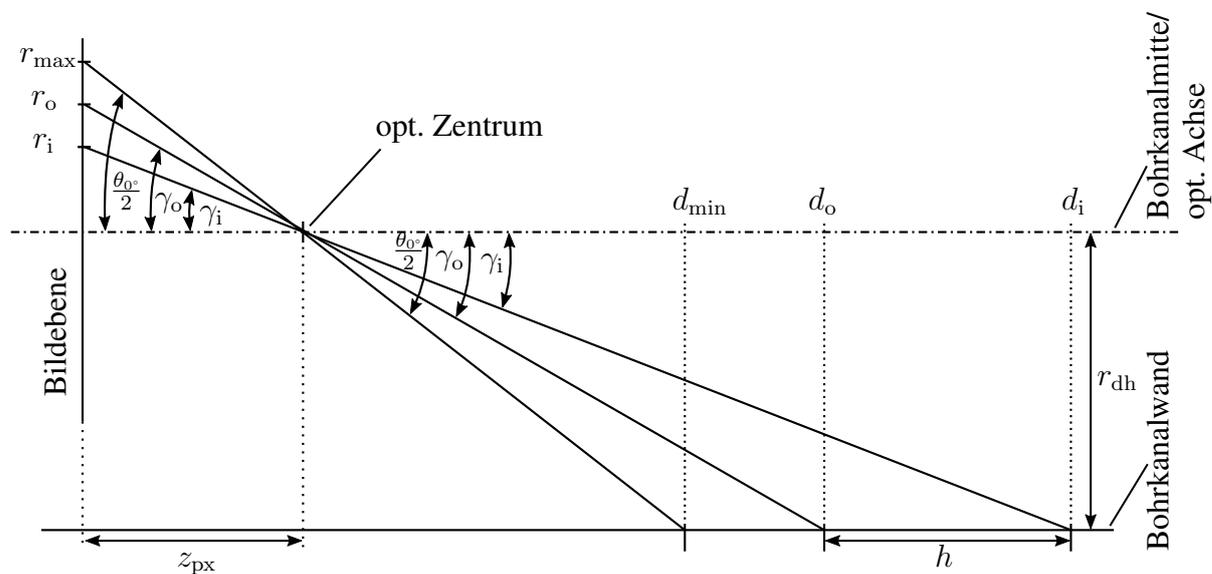


Bild 3.4: Geometrische Zusammenhänge eines Endoskops im Bohrkanal unter Annahme des Lochkamera-modells.

und Punkt auf der Bohrkanaloberfläche d_{mm} die Kenntnis vom Radius des jeweiligen Punktes im Endoskopbild r_{px} (vergl. Bild 3.3, 3.4):

$$\frac{r_{dh,mm}}{d_{mm}} = \frac{r_{px}}{z_{px}} = \tan \frac{\gamma}{2}, \quad (3.10)$$

$$\Leftrightarrow d_{mm} = z_{px} \frac{r_{dh,mm}}{r_{px}}. \quad (3.11)$$

Diese Distanz entspricht der Tiefeninformation, die bei der Projektion des Punktes auf die Sensorfläche verloren geht. Die weiteren Koordinaten dieser Punkte P_q sind durch die Pixellage der Punkte im Kamerabild bekannt, wie in Abschnitt 3.1 beschrieben.

3.2.2 Abrollen von Kreisringen aus 0°-Endoskopaufnahmen

Die Bohrkanalbilder aus 0°-Endoskopaufnahmen werden unter Berücksichtigung der geometrisch korrekten Koordinaten aus Bild 3.2 erstellt. Bei der Berechnung von Pixelkoordinaten im abgerollten Zielbild, den *absoluten Pixelpositionen*, gilt es zwei Richtungen bezüglich der Änderung der physikalischen Auflösung zu beachten: radial sowie axial. Radial bildet jeder Kreis mit verschiedenen Radien r_{px} im Kamerabild immer denselben physikalischen Radius des Bohrkanals $r_{\text{dh,mm}} = \text{konst. ab}$. Somit verändert sich der Quotient aus Pixel pro mm (die radiale Auflösung) fortlaufend mit dem Kreisradius im Endoskopbild und muss auf einen Wert fixiert werden, der den Maßstab im Zielbild definiert.

Für die folgenden Berechnungen wird deshalb zunächst die gewünschte Zielbildgröße gewählt. Diese kann der Anzahl der Pixel auf dem inneren gewählten Kreis als minimale Auflösung oder auch direkt der Größe des Zielbildes aus den CT-Daten entsprechen. Da die Bildbreite genau dem Bohrkanalumfang entspricht, kann durch Wahl des Referenz-Radius $r_{\text{ref,px}}$ die Breite des Zielbildes $w_{z,\text{px}}$, gerundet auf ganze Pixel, festgelegt werden:

$$w_{z,\text{px}} = [2\pi r_{\text{ref,px}}]. \quad (3.12)$$

Mit dieser folgt die radiale physikalische Auflösung der Bildpixel zu

$$R_{\text{rad}} = \frac{w_{z,\text{px}}}{2\pi r_{\text{dh,mm}}} = \frac{[2\pi r_{\text{ref,px}}]}{2\pi r_{\text{dh,mm}}} \stackrel{!}{=} \text{konst.}. \quad (3.13)$$

R_{rad} legt somit den Bildmaßstab und damit die relative Skalierung zum CT-Bild fest. Die Position der Quellpunkte auf der x -Achse im Zielbild $m_{x,\text{px}}$ wird dann in regelmäßigen Winkelschritten s_{ang} mit der Anzahl w_z verteilt:

$$m_{x,\text{px}} = \frac{\varphi_q}{s_{\text{ang}}}, \quad \text{mit} \quad s_{\text{ang}} = \frac{2\pi}{w_{z,\text{px}}} \approx \frac{1}{r_{\text{ref,px}}}. \quad (3.14)$$

Es handelt sich bei $(m_{x,\text{px}}, m_{y,\text{px}})^T$ um Koordinaten im Zielbild, welche die Einheit Pixel besitzen, jedoch nicht ganzzahlig sein müssen. Die Winkelschritte ergeben sich aus der Bildbreite und berücksichtigen somit die physikalische Auflösung. Der Winkel eines Punktes P_q auf einem Kreis im Quellbild ergibt sich aus den kartesischen Koordinaten im Quellbild mit Gleichungen 3.5 und 3.6:

$$\varphi_q = \arctan \frac{y_c}{x_c} = \arctan \frac{c_{y,q} - y_q}{x_q - c_{x,q}}, \quad (3.15)$$

womit sich die x -Koordinate im Zielbild zu

$$m_{x,\text{px}} = r_{\text{ref,px}} \arctan \frac{c_{y,q} - y_q}{x_q - c_{x,q}} \quad (3.16)$$

ergibt. Im Gegensatz zu den x -Koordinaten berechnen sich die Positionen der Quellpunkte auf der y -Achse im Zielbild $m_{y,px}$ aus der Distanz zur Endoskopoptik d_{mm} , die der abzubildende Punkt auf der Bohrkanaloberfläche besitzt. Der aus Abschnitt 2.3.1 bekannte Öffnungswinkel und die Zusammenhänge aus Abschnitt 3.2.1 dienen hier zur Berechnung der jeweiligen Distanz. Für eine verzerrungsfreie Abbildung muss die radiale physikalische Auflösung der axialen entsprechen:

$$R_{rad} = R_{ax} = R. \quad (3.17)$$

Es gilt der Zusammenhang zwischen physikalischer Distanz im Raum Δd_{mm} und vertikaler Distanz im Zielbild $\Delta m_{y,px}$

$$\Delta m_{y,px} = R \Delta d_{mm}. \quad (3.18)$$

Die Position der Quellpunkte auf der y -Achse im Zielbild $m_{y,px}$ ergibt sich demzufolge aus der mit R skalierten Distanz d_{mm} durch Einsetzen von Gleichung 3.11 in 3.18:

$$m_{y,px} = R z_{px} \frac{r_{dh,mm}}{r_{px}}. \quad (3.19)$$

Bild 3.5 a) zeigt schematisch die Verteilung der Punktkoordinaten im Zielbild für alle Pixel in einem gewählten Ring aus dem Quellbild. Durch die regelmäßigen Winkelschritte ergibt sich eine gleichmäßige Verteilung in x -Richtung gemäß der konstanten Skalierung R_{rad} , die sich wiederum aus der gewählten Zielbildbreite w_z ergibt. Bild 3.5 b) zeigt das Überlagern mehrerer Einzelbilder, das im folgenden Abschnitt behandelt wird.

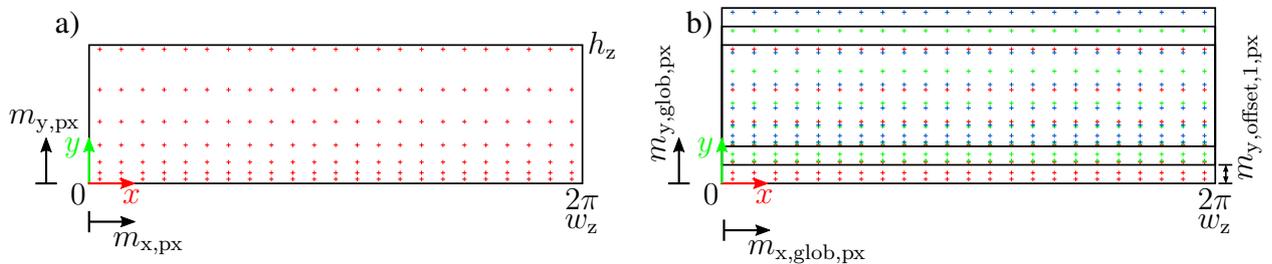


Bild 3.5: Verteilung der Pixel eines ringförmigen Bildausschnittes im abgerollten, streifenförmigen Zielbild. a) Abgerolltes Einzelbild, mit abnehmender Dichte der Punkte in vertikale Richtung. b) Abgerollte Streifen aus fortlaufenden Einzelbildern. Die vertikal abnehmende Dichte wird durch Überlappung kompensiert.

3.2.3 Vorschubbasiertes Zusammenfügen von 0° -Endoskopaufnahmen

Wird ein 0° -Endoskop mit konstanter Vorschubgeschwindigkeit v in axiale Richtung in einen Bohrkanal gefahren, während ein Video mit der Bildrate f_T aufgezeichnet wird, so zeigt sich im Video eine fortlaufende Aufnahme der Bohrkanalinnenseite. Nach dem Abrollen einzelner Ringe aus den Einzelbildern des Videos, wie in Abschnitt 3.2.2 beschrieben, lassen sich diese Bildstreifen aneinanderfügen. Hierbei entsteht eine „harte Kante“ am Übergang zweier Bildstreifen. Eine bekannte Lösung für dieses Problem ist das Überblenden überlappender Bildbereiche. In diesem

Abschnitt wird ein neues Verfahren beschrieben, welches diese Problematik umgeht. Dieses ist in der Lage, alle Bildinformationen zu verwenden, sodass auch mehrere Bilder denselben Bereich überlappen dürfen. Davon ausgehend, dass sich während des Endoskopvorschubs der Blickwinkel auf ein und dieselbe Struktur ändert, mittelt dieses Verfahren die Ansicht und stellt einen mittleren Blickwinkel dar.

Durch Erweiterung der geometrischen Zusammenhänge aus Abschnitt 3.2.1 um die bekannte Bewegung des Endoskops zwischen zwei Einzelbildern kann ein bildübergreifender geometrischer Zusammenhang der Pixel aus verschiedenen Einzelbildern, relativ zur Endoskoplage im ersten Bild, berechnet werden. Bild 3.6 zeigt die geometrischen Zusammenhänge aus Bild 3.4 mit verschiedenen Endoskoplagen. Bei der Fahrt in einen Bohrkanal bewegt sich das Endoskop nur axial. Leichte Verkippungen und Verdrehungen werden vernachlässigt. Die Lagen des Endoskops zu verschiedenen Zeitpunkten sind durch verschiedene Farben gekennzeichnet.

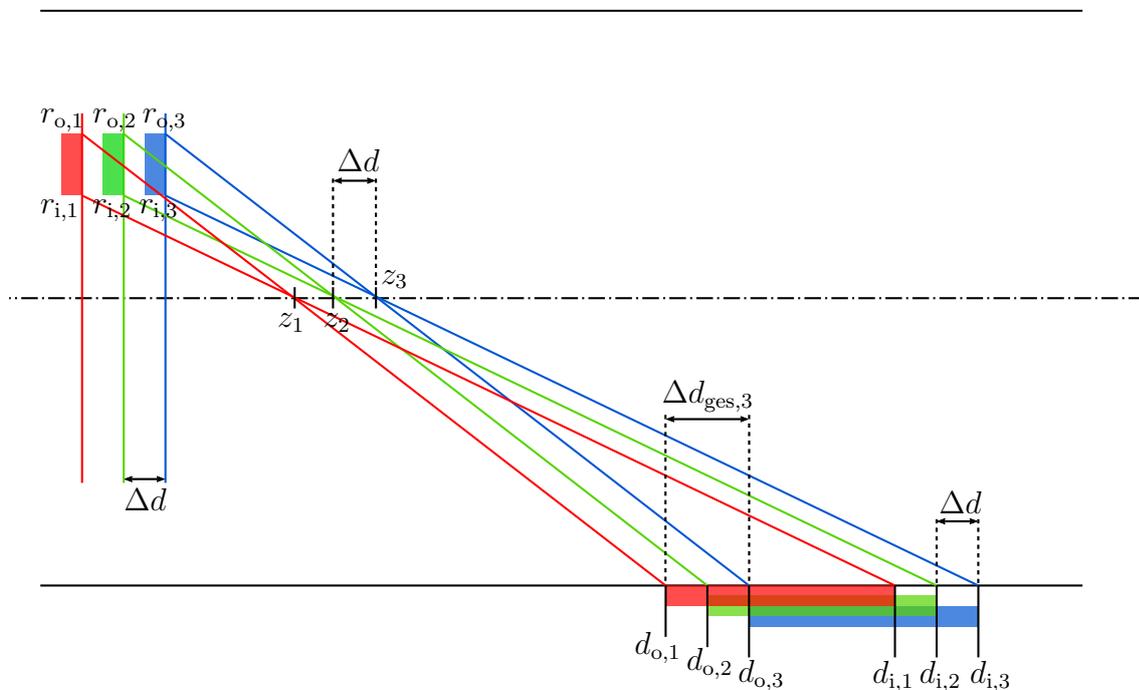


Bild 3.6: Geometrische Zusammenhänge bei Fahrt eines Endoskops in einen Bohrkanal. Erweiterung zu Bild 3.4. Die Kreisradien bestimmen die ringförmigen Flächen, die abgerollt und für das Stitching verwendet werden. Unterschiedliche Farben zeigen die Positionen zu unterschiedlichen Vorschubpunkten.

Die zuvor in Abschnitt 3.2.2 entwickelten Methoden zum Abrollen einzelner Bilder finden hier Anwendung. Prinzipiell können für jedes Einzelbild die Koordinaten der Punkte wie zuvor berechnet werden. Die Koordinaten in x -Richtung $m_{x, \text{glob}, \text{px}}$ (siehe Bild 3.5 b)) ändern sich dabei nicht und berechnen sich weiterhin nach Gleichung 3.14:

$$m_{x, \text{glob}, \text{px}} = m_{x, \text{px}} = \frac{\varphi_q}{s_{\text{ang}}}. \quad (3.20)$$

In y -Richtung hingegen ergibt sich für fortlaufende Einzelbilder je ein Offset $\Delta d_{\text{ges},j}$ in den globalen Koordinaten des Zielbildes:

$$\Delta d_{\text{ges},j} = \sum_{i=1}^{j-1} \Delta d_i, \quad j = \{1, \dots, n_{\text{frames}}\}. \quad (3.21)$$

Dieser Offset $\Delta d_{\text{ges},j}$ nimmt zwischen zwei Bildern mit dem Verfahrensweg Δd zu. Der Verfahrensweg im Bohrkanal, angegeben in Millimetern, muss durch Projektion in das Endoskopbild in eine äquivalente Distanz in Pixel umgewandelt werden. Ausgedrückt als Koordinate wird der Offset für jedes Einzelbild berechnet:

$$m_{y,\text{offset},j,\text{px}} = R \Delta d_{\text{ges},j} = R \frac{v}{f_r} f_s (j - 1), \quad j = \{1, \dots, n_{\text{frames}}\}, \quad (3.22)$$

wobei der Faktor R zur Umrechnung von Millimetern zu Pixeln herangezogen wird (vgl. Gleichung 3.18). Der Offset $m_{y,\text{offset},j,\text{px}}$ ist abhängig von der Vorschubgeschwindigkeit des Endoskops v sowie der Aufnahmefrequenz der Kamera f_r während der Insertion des Endoskops. Wird nicht jedes Bild verwendet, so ist die dimensionslose Abtastrate der Bilder f_s größer als eins. Bild 3.5 b) zeigt diesen Offset sowie die Punktverteilung im globalen Zielbild, wobei die abgerollten Bildstreifen von drei aufeinanderfolgenden Einzelbildern dargestellt sind. Alle Punktkoordinaten werden relativ zum Ursprung vom ersten Einzelbild im Zielbild berechnet. Die erste Bildinformation in vertikaler Richtung steht demnach bei dem Bildpunkt mit der kleinsten y -Koordinate $m_{y,\text{min},\text{px}}$ zur Verfügung. Von allen lokal berechneten Punktkoordinaten $m_{y,j,\text{px}}$ wird die minimale Koordinate subtrahiert und zu allen lokalen Punkten der Offset des jeweiligen Bildstreifens addiert:

$$m_{y,\text{glob},\text{px}} = m_{y,j,\text{px}} - m_{y,\text{min},\text{px}} + m_{y,\text{offset},j,\text{px}}, \quad (3.23)$$

$$\text{mit } m_{y,j,\text{px}} = m_{y,\text{px}} = R z_{\text{px}} \frac{r_{\text{dh},\text{mm}}}{r_{\text{px}}}, \quad (3.24)$$

da sich die lokalen Punktkoordinaten zwischen den Bildern nicht verändern. Im Bild 3.5 b) ist zu erkennen, dass die Pixel der fortlaufenden Streifen die Lücken in vertikale Richtung füllen. Die nach oben hin abnehmende Dichte wird dadurch kompensiert, dass der untere, dichtere Teil des nächsten Bildes hier überlagert. Es entsteht eine insgesamt dichtere Verteilung in y -Richtung. Der Überlappungsgrad kann durch die Wahl der ringförmigen Region gesteuert werden. Je größer die Überlappung durch einen größeren Ring gewählt wird, desto mehr Bildinformationen aus den Einzelbildern werden für das Gesamtbild verwendet. Durch den sich verändernden Blickwinkel auf die Bohrkanaloberfläche verändern sich die Bildinformationen derselben Oberflächenregion in den einzelnen Bildern leicht. Überlappen sich die Ausschnitte mehrfach, so werden die interpolierten Bilddaten daher zunehmend ungenau und verschliffene Kanten sowie Doppel- oder Geisterbilder können entstehen. Der Blickwinkel wird größer, je weiter der gewählte Ausschnitt aus der Bildmitte wandert. Eine größere Ringregion enthält damit einen größeren Blickwinkel auf die Bohrkanaloberfläche. Da eine orthogonale Sicht von 90° optimal ist, sollte der Blickwinkel möglichst groß sein.

Dünne, am äußeren Kreisrand liegende Ringe werden demnach bevorzugt. Die Berechnung der minimalen Region, welche genau keine Überlappung erzeugt, wird in Abschnitt 3.2.4 erläutert.

Zusammengefasst ergibt sich der folgende Ablauf zur Berechnung eines global interpolierten Bildes:

- Festlegen der Breite des Zielbildes w_z .
- Auswählen der ringförmigen Region im Endoskopbild durch r_i und r_o (oder teilautomatisiert berechnen, siehe Abschnitt 3.2.4).
- Verschiebung der Kreismitte in den Ursprung.
- Bestimmung der verschobenen x - und y -Koordinaten aller Punkte im gewählten Ring des Quellbildes $(x_q, y_q)^T$.
- Berechnung der x -Koordinaten $m_{x,px}$ im Zielbild aus dem Winkel φ_q jedes Punktes.
- Berechnung der y -Koordinaten $m_{y,px}$ durch Projektion der Punkte auf die Bohrkanaloberfläche und Bestimmung des axialen Abstandes zur Endoskopoptik d_{mm} .
- Bestimmung der globalen Positionen durch Berechnung von Minimum $m_{y,min,px}$ und Offset $m_{y,offset,j,px}$.
- Interpolation an den Positionen aller Pixel $(m_{x,glob,px}, m_{y,glob,px})^T$ im Zielbild.

Durch Interpolation der berechneten Punktkoordinaten im Zielbild auf ein regelmäßiges Gitter aus Pixeln wird ein Komplettbild der Bohrkanaloberfläche berechnet. Es ergibt sich eine Verteilung der Punkte wie in Bild 3.7. Die roten Kreuze zeigen die berechneten Koordinaten der Punkte im Zielbild, die blauen Punkte das Interpolationsgitter. An den Stellen aller blauen Punkte wird je ein Pixel aus den benachbarten Punkten interpoliert und in das Zielbild geschrieben. Das gezeigte Bild stellt einen kleinen Ausschnitt an der unteren linken Bildecke dar.

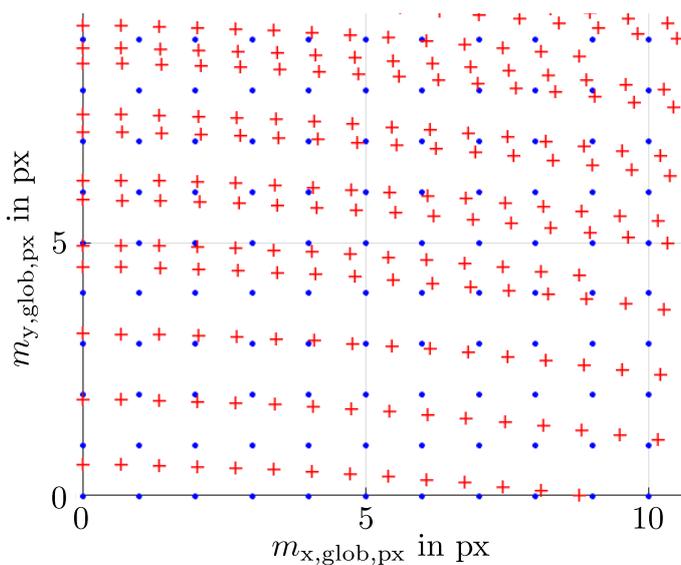


Bild 3.7: Geometrische Verteilung der Punkte aus den Endoskopbildern im abgerollten Zielbild. In Rot: Koordinaten der Punkte aus den Einzelbildern im gemeinsamen Zielbild. In Blau: Pixelpositionen im Zielbild, an denen ein interpolierter Intensitätswert berechnet wird.

3.2.4 Minimale Kreisringbreite

Aus der gewählten kreisförmigen Außenbegrenzung im Endoskopbild kann mit weiteren bekannten Parametern von Endoskop und Bohrung sowie der Vorschubgeschwindigkeit während der Aufnahme eine zum Stitchen erforderliche Mindest-Ringbreite berechnet werden. Die in Bild 3.8 gezeigte minimale Ringbreite h_{opt} entspricht genau dem Verfahrensweg des Endoskops zwischen zwei Videoframes Δd , abgebildet auf dem Kamerasensor. Sie ermöglicht ein überlappungsfreies Stitchen, bei dem alle abgerollten Bilder mit geringem Aufwand direkt vertikal aneinandergereiht werden können. Auch dient sie als Untergrenze, die für ein lückenfreies Zusammenfügen von sequenziellen Aufnahmen notwendig ist. Mit bekanntem Radius des äußeren Kreises $r_{\text{o,px}}$, der vom Anwender interaktiv gewählt wird, folgt ein optimaler Radius des inneren Kreises $r_{\text{i,px}}(h = h_{\text{opt}})$. Wie bereits aus der Einleitung von Abschnitt 3.2 bekannt, wird die Auflösung im Zielbild höher, je größer der äußere Kreis gewählt wird. Bei einer Videoaufnahme während der Insertion bestimmen erneut v und f_r den Parameter h_{opt} . Unter der Verwendung jedes Frames im Video ergibt sich h_{opt} zu

$$h_{\text{opt}} = \Delta d = \frac{v}{f_r} f_s = \frac{v}{f_r}, \quad \text{für } f_s = 1. \quad (3.25)$$

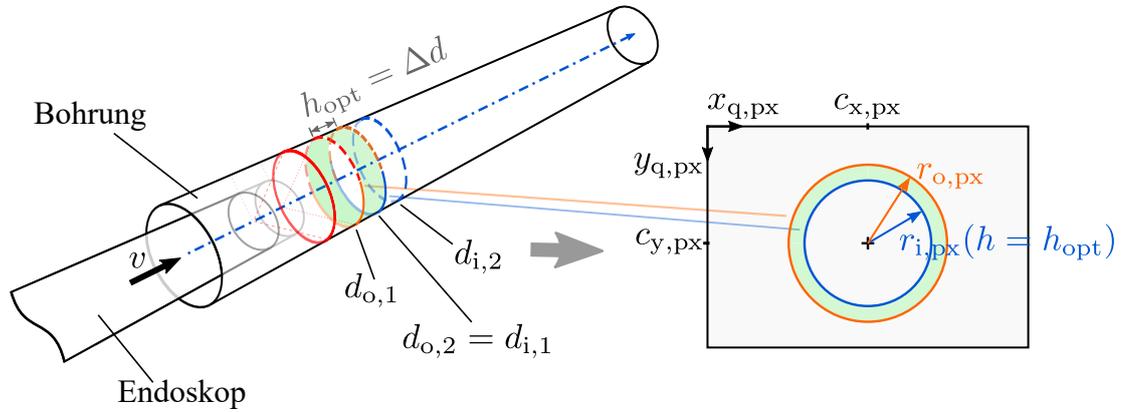


Bild 3.8: Bestimmung der minimalen Kreisringbreite h_{opt} . Die Kreisringbreite zwischen $r_{\text{o,px}}$ und $r_{\text{i,px}}$ entspricht dabei genau dem Verfahrensweg zwischen zwei Videoframes Δd .

Da die Brennweite f , wie bereits erwähnt, nicht einzeln bestimmt werden kann, wird sie aus dem zuvor bestimmten Öffnungswinkel θ_0° und der isotropen Pixelgröße s_x des Kamerasensors (aus Herstellerangaben) berechnet:

$$f_{\text{px}} = \frac{r_{\text{max,px}}}{\tan \frac{\theta_0^\circ}{2}}, \quad (3.26)$$

$$f_{\text{mm}} = f_{\text{px}} s_x = \frac{r_{\text{max,px}}}{\tan \frac{\theta_0^\circ}{2}} s_x. \quad (3.27)$$

Der Abstand zwischen dem äußersten, sichtbaren Radius im Endoskopbild $r_{o,mm}$ und dem Abstand $d_{o,mm}$, in dem dieser Strahl durch das optische Zentrum projiziert auf die Bohrkanalwand trifft, hängt von f_{mm} sowie dem Bohrkanaldurchmesser $r_{dh,mm}$ ab (vgl. Bild 3.4 mit $z = f$):

$$\frac{r_{o,mm}}{f_{mm}} = \tan \gamma_o, \quad (3.28)$$

$$\frac{r_{dh,mm}}{d_{o,mm}} = \tan \gamma_o \quad (3.29)$$

$$\Leftrightarrow \frac{r_{o,mm}}{f_{mm}} = \frac{r_{dh,mm}}{d_{o,mm}} \quad (3.30)$$

$$\Leftrightarrow d_{o,mm} = f_{mm} \frac{r_{dh,mm}}{r_{o,mm}}. \quad (3.31)$$

Mit h_{opt} folgt der ideale Abstand $d_{i,mm}$, in dem der projizierte Strahl des idealen inneren Radius im Endoskopbild $r_{i,mm}$ auf die Bohrkanalwand trifft zu

$$d_{i,mm} - d_{o,mm} = h_{opt,mm} \quad (3.32)$$

$$\Leftrightarrow d_{i,mm} = d_{o,mm} + h_{opt,mm}. \quad (3.33)$$

Aus 3.31 und 3.33 sowie 3.25 folgt

$$d_{i,mm} = f_{mm} \frac{r_{dh,mm}}{r_{o,mm}} + \frac{v}{f_r}, \quad \text{für } f_s = 1. \quad (3.34)$$

Im Endoskopbild ergibt sich $r_{i,mm}$, analog zu Gleichung 3.30, zu

$$\frac{r_{i,mm}}{f_{mm}} = \frac{r_{dh,mm}}{d_{i,mm}} \quad (3.35)$$

$$\Leftrightarrow r_{i,mm} = f_{mm} \frac{r_{dh,mm}}{d_{i,mm}}. \quad (3.36)$$

Aus 3.34 und 3.36 folgt

$$r_{i,mm} = f_{mm} \frac{r_{dh,mm}}{f_{mm} \frac{r_{dh,mm}}{r_{o,mm}} + \frac{v}{f_r}} \quad (3.37)$$

$$\Leftrightarrow r_{i,mm} = \frac{r_{dh,mm}}{\frac{r_{dh,mm}}{r_{o,mm}} + \frac{v}{f_{mm} f_r}} \quad (3.38)$$

$$\Leftrightarrow r_{i,mm} = \frac{1}{\frac{1}{r_{o,mm}} + \frac{v}{f_{mm} f_r r_{dh,mm}}}. \quad (3.39)$$

Die Längen in metrischen Koordinaten und Pixelkoordinaten im Bild sind über s_x verknüpft:

$$r_{o,mm} = r_{o,px} s_x, \quad (3.40)$$

$$r_{i,px} = r_{i,mm} \frac{1}{s_x}. \quad (3.41)$$

Aus 3.39 und 3.40 folgt

$$r_{i,mm} = \frac{1}{\frac{1}{r_{o,px} s_x} + \frac{v}{f_{mm} f_r r_{dh,mm}}}. \quad (3.42)$$

Aus 3.41 und 3.42 folgt

$$r_{i,px} = \frac{1}{\frac{s_x}{r_{o,px} s_x} + \frac{v s_x}{f_{mm} f_r r_{dh,mm}}} \quad (3.43)$$

$$\Leftrightarrow r_{i,px} = \frac{1}{\frac{1}{r_{o,px}} + \frac{v s_x}{f_{mm} f_r r_{dh,mm}}} \quad (3.44)$$

$$\Leftrightarrow r_{i,px} = \left(\frac{1}{r_{o,px}} + \frac{v s_x}{f_{mm} f_r r_{dh,mm}} \right)^{-1}. \quad (3.45)$$

Damit ist der Radius des inneren Kreises für den Fall $h = h_{opt}$ im Kamerabild in Pixelkoordinaten $r_{i,px}(h = h_{opt})$ bekannt.

3.3 Abrollen und Zusammenfügen von Endoskopaufnahmen mit Kegeloptik

Das Abrollen der Aufnahmen mit einem Kegelspiegel verläuft ähnlich zu denen mit einer 0° -Optik in Abschnitt 3.2, wobei hier Mittelpunkt $(c_{x,q}, c_{y,q})^T$ und $r_{\max,px}$, je nach Lage des Kegels im Bild, gewählt werden. Das Vorgehen basiert auf [Fas16]. Auch hier werden die Bildpunkte entlang des Umfangs in äquidistanten Winkelschritten verteilt. Die Bildbreite $w_{z,px}$ ergibt sich analog zu Gleichung 3.12 und dementsprechend die x -Koordinate $m_{x,px}$ nach Gleichung 3.16.

Durch den Einsatz des Kegelspiegels ergeben sich in axialer und radialer Richtung unterschiedliche Auflösungen der Abbildung. Die vom Kegel abgebildete Länge auf der Bohrkanalwand $h_{k,mm}$ entspricht dem Radius des Kegels im Bild $r_{k,px}$. Es folgt die physikalische Auflösung

$$R_k = \frac{r_{k,px}}{h_{k,mm}}. \quad (3.46)$$

Mit einem Spitzenwinkel des Kegels von $\alpha_k = 90^\circ$ folgt $h_{k,mm} = r_{k,mm}$ und damit

$$R_k = \frac{r_{k,px}}{h_{k,mm}} = \frac{r_{k,px}}{r_{k,mm}}, \quad (3.47)$$

wie in Bild 3.9 gezeigt. R_k stellt die axiale Auflösung dar, die sich durch die Größe des Kegels im Endoskopbild ergibt. Dabei werden orthogonale Strahlverläufe von der Bohrkanalwand und ein paralleler Einfall in die Endoskopoptik angenommen. Die Annäherung durch das Lochkammermodell wird hier vernachlässigt und die Abbildung durch einen telezentrischen Strahlengang angenähert.

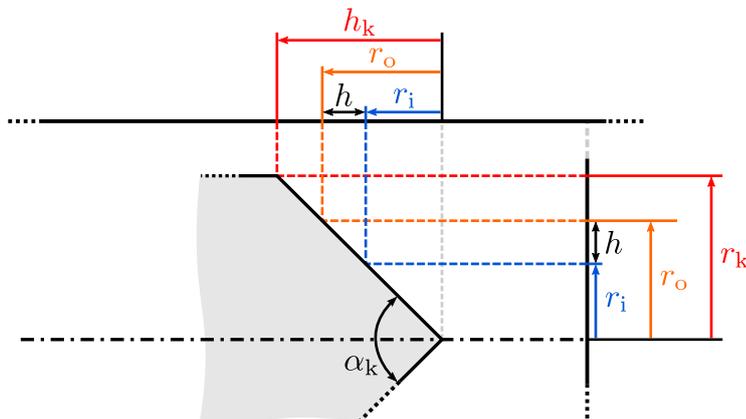


Bild 3.9: Kegelspiegel im Bohrkanal. Ablenkung der Lichtstrahlen und Längenverhältnisse. Der Spitzenwinkel α_k beträgt 90° . Die Endoskopoptik leitet die einfallenden Strahlen weiter an den Bildsensor und erzeugt dort die entsprechenden Größen in Pixeln.

Mit steigendem Radius nimmt auch hier die physikalische Auflösung zu, da eine zunehmende Zahl von Pixeln im Bild den immer gleichen Bohrkanalumfang $2\pi r_{dh,mm}$ abbilden. Es wird erneut ein 2D-Kreisradius im Bild $r_{ref,px}$ als Referenz gewählt, wodurch sich die radiale physikalische Auflösung ergibt:

$$R_{rad} = \frac{r_{ref,px}}{r_{dh,mm}} \stackrel{!}{=} \text{konst.} \quad (3.48)$$

Zwischen diesen beiden physikalischen Auflösungen ergibt sich das dimensionslose Verhältnis

$$\chi = \frac{R_{\text{rad}}}{R_{\text{k}}} = \frac{\frac{r_{\text{ref,px}}}{r_{\text{dh,mm}}}}{\frac{r_{\text{k,px}}}{r_{\text{k,mm}}}} = \frac{r_{\text{ref,px}}}{r_{\text{dh,mm}}} \frac{r_{\text{k,mm}}}{r_{\text{k,px}}}, \quad (3.49)$$

das zum Angleichen der Auflösung in x - und y -Richtung eingesetzt werden kann. Mit diesem berechnet sich die y -Koordinate der Punkte im Zielbild zu

$$m_{y,\text{px}} = \chi r_{\text{px}} = \frac{r_{\text{ref,px}}}{r_{\text{dh,mm}}} \frac{r_{\text{k,mm}}}{r_{\text{k,px}}} r_{\text{px}}. \quad (3.50)$$

Die vorliegende physikalische Auflösung im aufgenommenen Kamerabild ist R_{k} . Dahingegen ist R_{rad} die gewählte physikalische Auflösung im Zielbild, mit der der ausgelesene Radius skaliert wird.

Die abgerollten Einzelbilder werden nahtlos aneinandergereiht. Dafür wird die Anzahl der Zwischenframes bestimmt, die redundante Bildinformationen beinhalten. Erst das nächste Einzelbild mit neuen Bildinformationen wird an das vorherige angehängt. Dazu wird zunächst die Länge h_{mm} bestimmt, die im gewählten Kreisring auf dem Kegel zwischen $r_{\text{o,px}}$ und $r_{\text{i,px}}$ je Aufnahme abgebildet wird. Durch den 90° -Spitzenwinkel des Kegels gleichen sich die Strecken auf Kegelgrundfläche und Bohrkanalwand ($h_{\text{mm}} = r_{\text{k,mm}}$), siehe Bild 3.9. Mit dem bekannten Kegelradius in mm und px kann so die Länge h_{mm} berechnet werden:

$$h_{\text{mm}} = (r_{\text{o,px}} - r_{\text{i,px}}) \frac{1}{R_{\text{k}}} = (r_{\text{o,px}} - r_{\text{i,px}}) \frac{r_{\text{k,mm}}}{r_{\text{k,px}}}. \quad (3.51)$$

Die Strecke h_{mm} wird bei einer Vorschubgeschwindigkeit v in der Zeit t_{h} aufgezeichnet:

$$t_{\text{h}} = \frac{h_{\text{mm}}}{v}. \quad (3.52)$$

Der Wandbereich der Länge h_{mm} ist demnach, gerundet, in

$$n_{\text{h}} = [f_{\text{r}} t_{\text{h}}] = \left[f_{\text{r}} \frac{h_{\text{mm}}}{v} \right] \quad (3.53)$$

Einzelbildern enthalten. Für das Stitching wird jedes n_{h} -te Bild verwendet, bzw. es werden jeweils $n_{\text{h}} - 1$ Einzelbilder verworfen.

3.4 Zusammenfügen von 90°-Endoskopaufnahmen

Die 90°-Optik bietet ein hochaufgelöstes Bild und, bei Verwendung eines mittigen Ausschnitts, einen orthogonalen Winkel zur Bohrkanalwand. Das Sichtfeld, welches im Vergleich zur Kegeloptik in Umfangsrichtung begrenzt ist, wurde in Abschnitt 2.3.2 bestimmt. Wegen dieser Einschränkung muss eine 360°-Aufnahme aus mehreren Aufnahmen mit Rotation um die Schaftachse zusammengesetzt werden.

Der Bohrkanal wird für jeden Winkelschritt axial auf der vollen Bohrkanallänge aufgenommen. Zwischen jeder axialen Aufnahmereihe wird das Endoskop rotiert, um eine vollständige Aufnahme der Bohrkanaloberfläche zu erreichen. Das in Bild 3.10 gezeigte Stitching geschieht ebenso zunächst axial, dann azimuthal. Hierfür wird ein gleichmäßiger, bekannter Vorschub vorausgesetzt. Über den bekannten Öffnungswinkel der Optik θ_{90° , den Bohrkanalradius $r_{dh,mm}$ sowie die Kreisgröße im Endoskopbild $r_{max,px}$ lässt sich die Skalierung im Bild bestimmen. Daraus kann mit dem bekannten Endoskopvorschub der Versatz zwischen zwei Bildern in Pixeln berechnet werden. Vor dem Stitching wird eine rechteckige Region (Region of Interest, ROI) aus dem möglichst unverzerrten Bereich der Bildmitte entnommen. Diese verläuft nahezu über die gesamte Breite

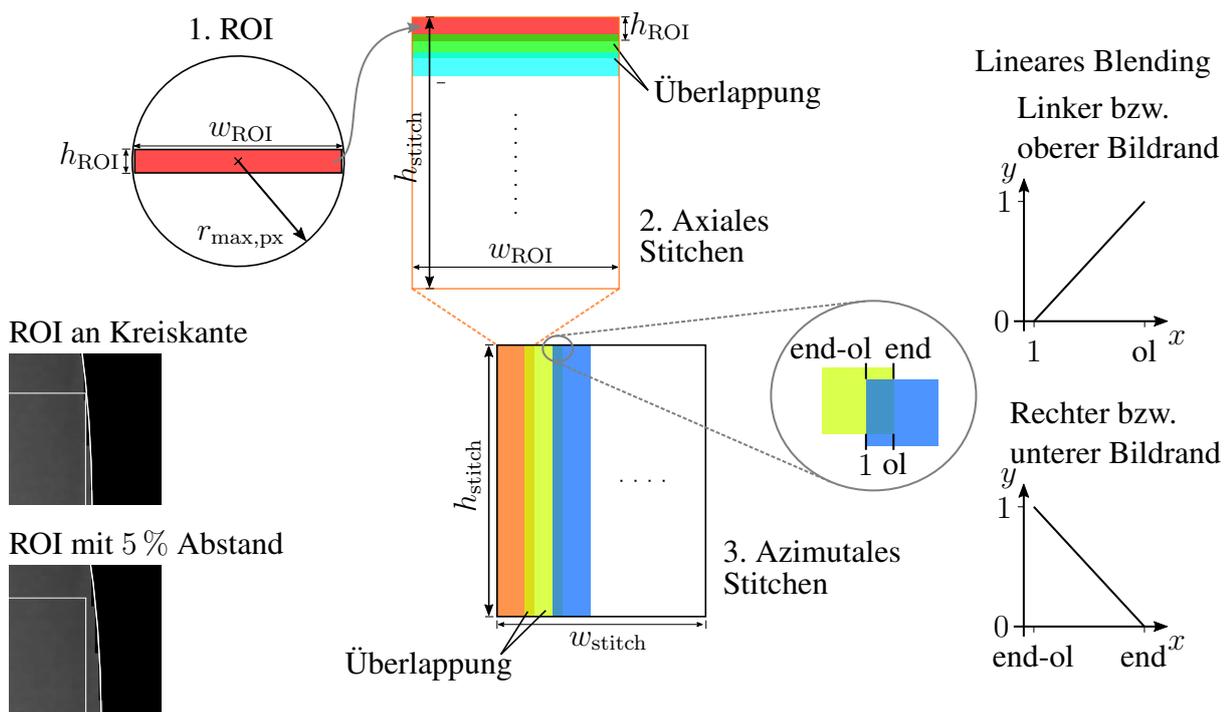


Bild 3.10: Stitching von 90°-Endoskopaufnahmen. Rechteckige Streifen werden ausgeschnitten und zunächst vertikal zusammengesügt. Anschließend werden die entstehenden Streifen horizontal zusammengesügt. Bei Überlappungen kommt jeweils das lineare Blending zum Einsatz. Die Höhe bzw. Breite der überlappenden Region ist mit ol bezeichnet, das Bildende mit end.

und ist in der Höhe beschränkt, um nur Blickrichtungen nahe 90° zu verwenden. An den Rändern wird ein Abstand von 5 % der Bildbreite eingehalten, damit die ROI nicht den Bildrand überraigt.

So extrahierte Streifen mit der Breite w_{ROI} und Höhe h_{ROI} werden zunächst zur vollen Bildhöhe h_{stitch} zusammengefügt. Der Überlappungsbereich dieser Bildstreifen wird mit linear verlaufender Transparenz überlagert. Die linearen Funktionen sind dabei so ausgelegt, dass genau in der Mitte der Überlappung 50 % von jedem der Bilder verwendet wird. Der Vorgang wird für jeden Winkelschritt wiederholt, sodass je ein Bildstreifen mit der Höhe h_{stitch} und der Breite w_{ROI} entsteht. Anschließend werden diese Streifen unter erneutem Einsatz von linearem Blending horizontal zusammengefügt. Es entsteht ein Bild mit der Höhe h_{stitch} und der Breite w_{stitch} .

Die aufgenommenen Bilder zeigen eine Vignettierung durch die integrierte Lichtquelle. Diese befindet sich distal vor der Kamera, und damit im unteren Teil des Bildes. Von dort aus nimmt die Ausleuchtung zu den Rändern hin ab. Weil die Lichtquelle etwas nach links versetzt ist, ist die Abnahme der Helligkeit zum rechten Rand hin stärker. In der ROI ist vor allem die horizontale Helligkeitsänderung interessant, weil die Region nicht sehr hoch, aber breit ist. Zur Korrektur dieser Inhomogenität wird das Vorgehen in Bild 3.11 angewandt. Aus allen Ausschnitten einer Bildspalte (1) wird ein Durchschnittsbild berechnet und mit einem Gauß-Filter geglättet (2). Das Durchschnittsbild zeigt die gemeinsame Inhomogenität bei der Bohrkanalausleuchtung, die in jedem Bild vorhanden ist. Anschließend wird das Bild vertikal gemittelt, sodass ein einzelner horizontaler Bildstreifen entsteht (3). Aus diesem wird wiederum ein Bild zusammengesetzt, das die Höhe des gestitchten Bildes besitzt (4). Nach einer Invertierung der Farben (5) werden beide Bilder, Originalbild und Ausgleichsbild, mit der jeweils halben Intensität überlagert (6). Hierdurch werden die inhomogenen Helligkeitsverteilungen im Bild korrigiert. Abschließend wird der Kontrast im Bild durch eine Histogrammspreizung optimiert (7).

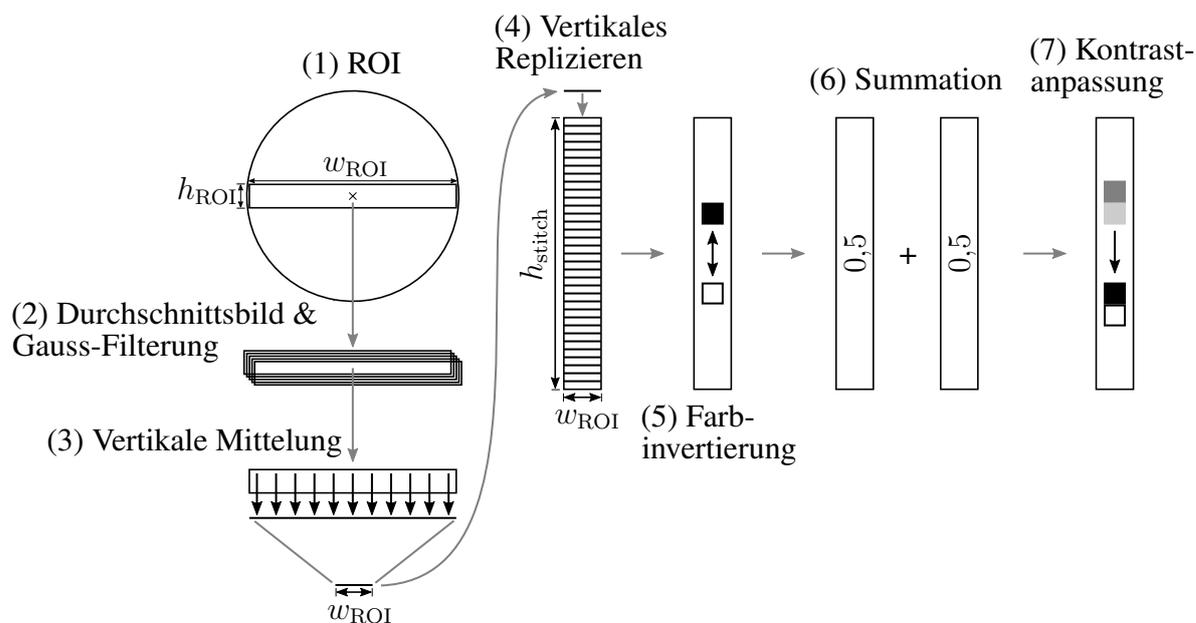


Bild 3.11: Helligkeitshomogenisierung in einem vertikal zusammengeführten Bildstreifen.

3.5 Zusammenfassung

Die Aufnahmen mit den vorgestellten Optiken erzeugen unterschiedliche Ansichten des Bohrkanals. Verschiedene Vorgehensweisen der Bildverarbeitung sind erforderlich, um zusammenhängende Panoramaabbildungen der Bohrkanaloberfläche zu erstellen. Dabei sind jeweils die physikalischen Auflösungen zu beachten, welche die real abgebildeten Strecken je Pixel im Bild beschreiben.

Kreisförmige Endoskopaufnahmen mit der 0° -Optik müssen zunächst in eine streifenförmige Darstellung überführt werden. Dazu wird ein Kreisring im Quellbild gewählt, der in einen Streifen im Zielbild abgerollt wird. Die physikalische Auflösung ändert sich hier mit dem Radius im Bild und je nach Abstand des abgebildeten Punktes zur Optik. Mit Festlegung einer Referenz-Auflösung und unter Einsatz des Strahlensatzes nach dem Lochkammermodell werden die Koordinaten aller Pixel im Zielbild berechnet. Durch Interpolation im Zielbild entsteht eine entzerrte Abbildung der Endoskopaufnahme.

Das Verfahren wurde erweitert, indem die Koordinaten der Pixel aus sequenziellen Aufnahmen mit Endoskopvorschub in einem gemeinsamen Zielbild berechnet wurden. Durch Interpolation in diesem Gesamtbild können Kanten vermieden werden, die gewöhnlich durch Stitching entstehen. Zudem fließen so Bildinformationen aus mehreren Einzelbildern in dieselbe Region des Zielbildes ein.

Hilfreich für das Zusammenfügen von Bildstreifen ist die Kenntnis der minimalen Kreisringbreite, die weder zu Überlappung von zwei Bildern noch zu Lücken zwischen diesen führt. Diese wurde basierend auf dem bekannten Vorschub und dem gewählten äußeren Radius hergeleitet und dient als Untergrenze bei der Auswahl eines Kreisrings im Quellbild. Basierend hierauf kann der Grad der Überlappung gewählt werden. Der Bildinhalt des Kreisrings entspricht dabei dem Verfahrensweg zwischen zwei Einzelbildern.

Bei dem Abrollen von Kegelspiegel-Aufnahmen müssen erneut zwei physikalische Bildauflösungen beachtet werden. Die Änderung der Auflösung mit dem Radius im Endoskopbild ist bereits von der 0° -Optik bekannt. Zusätzlich ändert sich je nach Kegelgröße im Endoskopbild die Länge der abgebildeten axialen Bohrkanalstrecke je Radiusstrecke. Die Größe des Kegels wird durch den Zoom der Optik und durch den Abstand des Kegels zu dieser bestimmt. Da diese Auflösung für eine Einstellung konstant ist, muss sie nicht für jeden Bildpunkt einzeln berechnet werden.

Die 90° -Optiken bilden jeweils nur einen Teil des Bohrkanalumfangs ab, weshalb eine 360° -Abbildung aus mehreren Aufnahmen bei Rotation um die Schaftachse zusammengesetzt wird. Das Zusammenfügen erfolgt zunächst in Vorschubrichtung und dann für die Rotation um die Schaftachse, also erst vertikal und dann horizontal. Dabei wird ein rechteckiger Ausschnitt aus jedem Einzelbild verwendet, der nahezu die gesamte Breite des Bildes besitzt und in der Höhe beschränkt ist. Eine durch die integrierte Beleuchtung entstehende Vignettierung der Bilddaten wird durch ein mehrstufiges Verfahren für alle Einzelbildstreifen korrigiert.

4 Registrierung von Bohrkanälen in spongiösen Knochen

Nach den Methoden der vorherigen Kapitel liegen 2D-Bilder aus Endoskopaufnahmen der Bohrkanaloberflächen im Mastoid vor. Nun werden Methoden vorgestellt, um diese zu präoperativ aufgenommenen Volumenbilddaten derselben Region im Knochen zu registrieren. Das Ziel dieser Arbeit ist eine Bild-zu-Patient-Registrierung der Lage eines Bohrkanals während einer minimalinvasiven Cochleaimplantation. Damit wird intraoperativ die Lage der Bohrtrajektorie im Patientenschädel bestimmt und damit die Abweichung zu der zuvor geplanten Trajektorie.

Die Kernidee der Registrierung ist ein Vergleich der Bohrkanaloberfläche, welche auf der einen Seite endoskopisch aufgenommen und auf der anderen Seite in verschiedenen Bohrkanallagen aus präoperativen Volumenbilddaten, hier CT-Daten, extrahiert wird. Über die größte Ähnlichkeit eines CT-Bildes zum Endoskopbild wird die Bohrkanallage registriert. Bild 4.1 zeigt das Vorgehen der Registrierung. Die endoskopische Bildverarbeitung auf der rechten Seite von Bild 4.1 ist aus den vorherigen Kapiteln bekannt. Weil nach diesen Methoden zweidimensionale Bilder aus der Endoskopie zur Verfügung stehen, werden zur Registrierung vergleichbare Bilder aus den präoperativen CT-Daten berechnet.

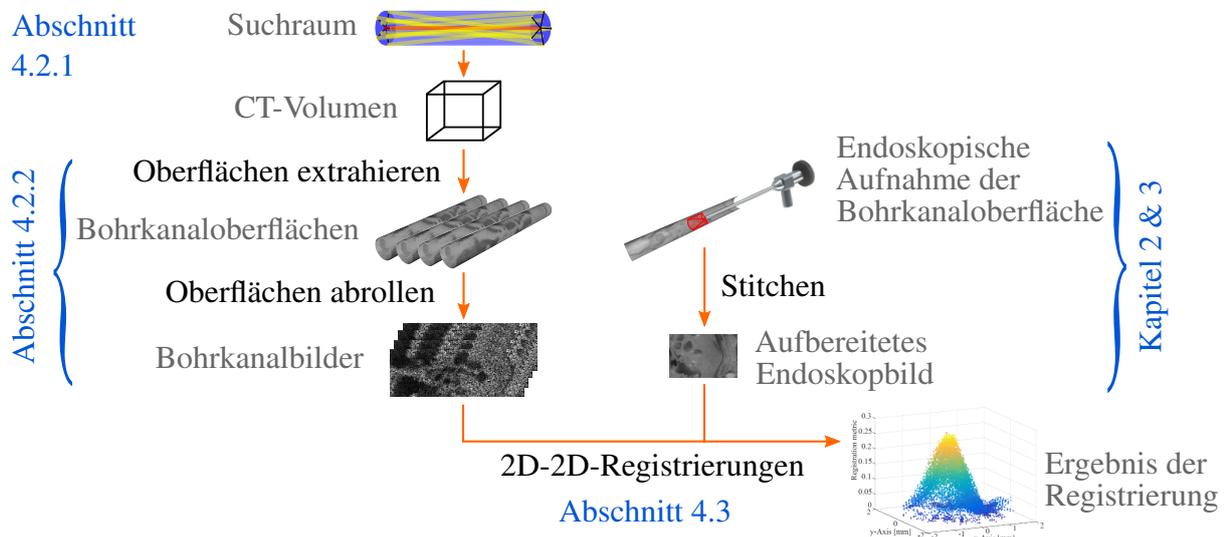


Bild 4.1: Ablauf der Registrierung durch Vergleich von Bohrkanaloberflächen: Eine Schar von Bohrkanalbildern in einem Suchraum, extrahiert aus CT-Daten, wird mit der Endoskopaufnahme der wahren Bohrung verglichen. 2D-2D-Bildvergleiche ermitteln dabei die größte Übereinstimmung zwischen den Bohrkanälen. Die Kapitel und Abschnitte mit den entsprechenden Methoden sind in Blau angegeben.

Im Folgenden werden Methoden vorgestellt, um die CT-Bohrkanalbilder auf der linken Seite in Bild 4.1 präoperativ zu berechnen und zu den intraoperativen Endoskopaufnahmen zu registrieren.

Dazu wird die Oberfläche der Bohrung in einer ein Pixel dicken Schicht aus den CT-Daten extrahiert. Diese Extraktion geschieht innerhalb eines definierten Raumes – dem Suchraum – rund um die geplante Trajektorie. Dessen Größe richtet sich nach der erwarteten Bohrgenauigkeit, je nach gewähltem Bohrsystem aus Abschnitt 1.2.3. Aus dem Suchraum mit definierten Bohrkanallagen wird eine Schar von Bohrkanaloberflächen aus präoperativen CT-Daten berechnet. Jede dieser zylindrischen Oberflächen wird abgerollt und so zu einem ebenen 2D-Bild. Zusammen mit dem 2D-Endoskopbild werden damit 2D-2D-Registrierungen möglich. Das Endoskopbild wird mit den Methoden aus Abschnitt 4.3 auf jedes der CT-Bohrkanalbilder registriert. Hierzu dient ein 2D-2D-Bildvergleich, bei dem die bestmögliche relative Lage beider Bilder bestimmt wird. Das Gütemaß in dieser besten Lage dient als Aussage über die Ähnlichkeit beider Bilder und damit über die Ähnlichkeit der beiden Bohrkanäle, aus denen diese Bilder erstellt wurden. Dem Auffinden der realen Bohrkanallage – der Bild-zu-Patient-Registrierung – unterliegen also viele 2D-2D-Registrierungen, für die Schar aller Bohrkanäle im Suchraum.

Dieses Kapitel befasst sich mit einem Stand der Forschung zum Auffinden von Bohrkanälen, Methoden zur Extraktion der Bohrkanaloberflächen aus Volumenbilddaten sowie der Registrierung der Bohrkanallage durch Bildvergleiche von Endoskopaufnahmen und CT-Daten. Der Stand der Forschung in Abschnitt 4.1 führt alle dem Autor bekannten Verfahren für die intraoperative Registrierung der Bohrkanallage im Felsenbein auf. Als Vergleichsbilder zu den endoskopischen werden aus den Volumenbilddaten die Bohrkanaloberflächen extrahiert, wie in Abschnitt 4.2 beschrieben. Dazu wird die genaue Abtastung des Suchraumes vorgestellt. Dieser ist allgemeingültig und unabhängig vom Verfahren zum Bohrkanalvergleich. Anschließend wird auf die Extraktion und das Abrollen der Oberflächen sowie die Vorverarbeitung der Volumenbilddaten eingegangen. Die Berechnung der Abtastschrittweite für verlustfreies Auslesen der Voxel sowie die optimale Bildauflösung des Zielbildes werden erläutert. Beides ermöglicht eine effiziente Verarbeitung der Bilddaten, bei denen redundantes Bearbeiten von Voxeln vermieden und gleichzeitig die Nutzung aller verwendbaren Informationen sichergestellt werden. Die neuen Methoden in Abschnitt 4.2 ergänzen die im Stand der Forschung vorgestellten Methoden, umgehen deren Nachteile oder ermöglichen weitere Einsatzszenarien. Der darauffolgende Abschnitt 4.3 beinhaltet etablierte Methoden für die 2D-2D-Bildvergleiche. Aus diesen resultiert die Ähnlichkeit für jedes Bildpaar aus Endoskop- und einem CT-Bild. Für verschiedene Anwendungsszenarien werden grauwertbasierte sowie merkmalsbasierte Methoden zum Bildvergleich vorgestellt.

4.1 Stand der Forschung

Der Einsatz von Volumenbildgebung mit CT-Geräten zur intra- oder postoperativen Lageprüfung von Bohrkanälen ist weit verbreitet [Ger+14; Lab+14; Maj+09; Rat+19; Tim+19]. Ein Metallstab wird vor der CT-Aufnahme in die Bohrung eingeführt und anschließend, mit Hilfe seines hohen Kontrastes, in den Bilddaten segmentiert. Anschließend kann die erste Hauptachse des Stabs durch eine Hauptkomponentenanalyse oder ein Least Squares-Verfahren [Ger+14] bestimmt werden. Eine Registrierung von intraoperativen mit präoperativen Aufnahmen ermöglicht zudem einen Abgleich von einer geplanten mit der umgesetzten Bohrung. Punktbasiertes Registrieren, mit z. B. Knochenschrauben als Landmarken, ermöglicht einen Übertrag der Trajektorie in die präoperative Planung und einen Vergleich mit der dort geplanten [Ger+13]. Der Einsatz von CTs ist etabliert und weist eine hohe Genauigkeit auf, jedoch erzeugen sie für Patienten und klinisches Personal eine potenziell schädliche Strahlenbelastung.

Eine weitere Möglichkeit zur Lagemessung im Raum ist der Einsatz von Navigationssystemen. Cho et al. verwendeten optisches Tracking, um ein Warnsystem für das Freihandbohren im Schädel aufzubauen [Cho+13]. Bohrhandstück und Schädelphantom wurden mit optischen Markern versehen und deren Lage gemessen, sodass die relative Lage berechnet werden konnte. Die Genauigkeit wurde zu $(0,66 \pm 0,03)$ mm in Phantomversuchen ($n = 30$) in der hinteren Schädelgrube und zu $(0,77 \pm 0,05)$ mm in vivo ($n = 3$) am runden Fenster bestimmt.

Eilers et al. setzten optisches Tracking zur Überwachung eines autonom bohrenden Roboters ein [Eil+09]. Sowohl die Roboterbasis als auch der Endeffektor samt Bohreinheit und die Felsenbeinpräparate wurden mit Markern versehen und optisch getrackt. Die Lageinformation des Endeffektors relativ zum Präparat wurde in den Regelkreis des seriellen Roboters integriert und dieser so während der Bohrung geregelt. In Kadaverexperimenten wurden Genauigkeiten von $(0,63 \pm 0,47)$ mm am RF und $(0,79 \pm 0,56)$ mm ($n = 5$) an der Cochlea erzielt.

Herausfordernd bei diesem Vorgehen sind die begrenzte Messauflösung des Trackingsystems, eine mögliche Verdeckung der Marker sowie Totzeiten im Regelkreis. Zudem wird hier die Lage des Bohrhandstücks und nicht des Bohrlochs gemessen. Subkutane Ablenkungen des dünnen Bohrers im Schädelknochen bleiben so möglicherweise unbemerkt.

Zur direkten Messung der Bohrkanallage mit optischer Navigation kann ein mit Markern versehener Stab in das Bohrloch eingeführt werden. Eine zusätzliche Registrierung zum Patienten und zu dessen Bilddaten ermöglicht die Anzeige der Bohrkanallage in den Volumenbilddaten des Patienten. Die Registrierung kann merkmalsbasiert geschehen, indem mit einem getrackten Tool anatomische Landmarken oder Knochenoberflächen aufgenommen werden und punkt- oder oberflächenbasiert mit den Volumenbilddaten registriert werden. Neben den Anschaffungskosten für ein Navigationssystem, den zuvor erwähnten Nachteilen und der noch vergleichsweise geringen Verbreitung ist das Verfahren damit als aufwendig anzusehen.

Neben optischem ist auch der Einsatz von elektromagnetischem Tracking denkbar. Dieses wurde von Komune et al. zur Navigation in der lateralen Schädelbasis untersucht [Kom+17], je-

doch nicht zur Registrierung von Bohrkanälen. Zur Bestimmung der intraoperativen Genauigkeit wurden 25 formalin-fixierte Felsenbeine verwendet und darin zwei typische Zugänge angelegt, durch das Innenohr und durch die mittlere Schädelgrube. Titanmarker erlaubten die Registrierung zwischen Patienten- und Bildkoordinaten. CT-Aufnahmen wurden mit einer Voxelgröße von $0,46 \text{ mm} \times 0,46 \text{ mm} \times 0,63 \text{ mm}$ erstellt. An 28 Landmarken wurde eine Zielpunktabweichung von $(0,49 \pm 0,05) \text{ mm}$ gemessen. Mit weniger als $0,5 \text{ mm}$ wurde diese Genauigkeit als ausreichend für Felsenbeinoperationen gewertet. Die Fehler reichten bis etwa $0,7 \text{ mm}$, womit ein Teil der Ergebnisse außerhalb der geforderten Genauigkeit lag. Aufgrund dieser Ausreißer ist die elektromagnetische Navigation für einzelne Punkte bereits als zu ungenau zu bewerten.

Verglichen mit der optischen Navigation bietet die elektromagnetische die Vorteile einer nicht notwendigen Sichtverbindung sowie einer geringen Größe des Feldsensors. Bei optisch getrackten Tools befinden sich die Marker entfernt vom Zielgebiet im Patienten, am distalen Toolende. Messfehler der Markerposition verstärken sich durch die Distanz zwischen Toolende und dem Ziel an der Toolspitze. Kleine Empfangsspulen können dagegen in der Spitze des Tools untergebracht werden, sodass sie sich direkt am Zielpunkt befinden und keine Verstärkung des Fehlers auftritt. Eine häufig geringere räumliche Auflösung der elektromagnetischen Navigation wird so, zumindest teilweise, kompensiert. Nachteilig ist auch die geringe Wiederholrate von 40 Hz elektromagnetisch zu 60 Hz bis 100 Hz optisch. Durch eine Insertion von elektromagnetische Feldsensoren in das Bohrloch ist auch eine direkte Vermessung der Bohrung denkbar.

Ein weiteres Registrierungsverfahren von Williamson et al. wertet den axialen Bohrkraftverlauf aus, der während der Bohrung durch das Mastoid gemessen wird [Wil+13]. Es basiert, wie das Verfahren in dieser Arbeit, auf der Auswertung des spezifischen Mastoidmusters eines Patienten. Je nach Bohrkanallage werden in unterschiedlichen Bohrtiefen entweder Luft oder Knochen angetroffen. Das Dichteprofil des Knochens entlang der Tiefe verändert sich also wiedererkennbar mit der Bohrkanallage. Hierdurch ergibt sich ein charakteristischer eindimensionaler Bohrkraftverlauf. Dieser Verlauf kann präoperativ für ausgewählte Trajektorien aus den präoperativen CT-Daten berechnet und intraoperativ abgeglichen werden. Untersucht wurden 605 Trajektorien in einem Suchraum von $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 30 \text{ mm}$. Dafür wurden Trajektorien lateral in $0,3 \text{ mm}$ -Abständen verteilt und jeweils um $\pm 0,5^\circ$ in zwei Richtungen verkippt, sodass 5 Trajektorien je Abtastschritt entstehen. Ein Registrierungsfehler von $(0,38 \pm 0,16) \text{ mm}$ am Recessus Facialis und von $(0,29 \pm 0,21) \text{ mm}$ am Zielpunkt wurden ermittelt. Zu beachten ist hierbei, dass die Bohrung zum Erreichen dieser Ergebnisse jeweils bis in die entsprechende Tiefe reichen muss. Das heißt der entsprechende Punkt ist bereits erreicht und im Fehlerfall werden Nerven oder die Cochlea angebohrt. Realistisch muss die Bohrkanallage bereits 3 mm vor dem Recessus Facialis genau bekannt sein [Web+17]. Später wurde das Vorgehen etwas angepasst, sodass nun ein Suchraum mit 2000 Trajektorien abgesucht wird, die eine maximale Verkipfung von $2,5^\circ$ aufweisen [Web+17]. Der Registrierungsfehler, nun 3 mm vor dem Gesichtsnerven gemessen, konnte so auf $(0,19 \pm 0,13) \text{ mm}$ reduziert werden. Für die Kraftmessung wurde zwischen Roboterarm und Bohrer eine Kraftmessplattform angebracht.

Diese Erweiterung ist als speziell für roboterbasierte Verfahren anzusehen und nicht einfach in alle bekannten Systeme für minimalinvasive Cochleabohrungen zu integrieren.

CT- und MR-Bildgebung sind heutzutage in der Lage, Mastoidzellen in einem ausreichenden Detailgrad abzubilden. Mehrere Gruppen haben gezeigt, dass beide gut für die volumetrische Bildgebung von Mastoidzellen [Lab+14] und sogar der Spongiosa geeignet sind [Lam+11; NSG11]. Spongiöse oder trabekuläre Strukturen wurden bereits von mehreren Forschergruppen auf die Registrierung angewendet [Blu+07; Mag+09; Raj+09]. Diese Gruppen verwendeten eine trabekuläre Struktur, um die Bild-zu-Bild-Registrierung intramodal, rigide in 2D oder 3D durchzuführen. In dieser Arbeit wird nun die Eignung dieser Bilddaten für eine Bild-zu-Patient-Registrierung zu endoskopischen Bilddaten erforscht und so die Lücke zum aktuellen Stand der Forschung geschlossen.

4.2 Extraktion von 2D-Bohrkanaloberflächen aus Volumenbilddaten

Mit den nachfolgend beschriebenen Methoden zum Auffinden von Bohrkanallagen im humanen Felsenbein wird der Stand der Forschung in Abschnitt 4.1 um eine kostengünstige und nicht-ionisierende Registrierungslösung erweitert. Die hierzu entwickelten Methoden basieren auf dem Vergleich von zweidimensionalen Abbildungen der Bohrkanaloberfläche. Zusätzlich zur Verarbeitung der Endoskopbilddaten in Kapitel 3 erfolgen zwei weitere Schritte: Vergleichbare Oberflächen werden aus den CT-Volumenbilddaten extrahiert (dieser Abschnitt 4.2) und jede dieser Oberflächen wird mit den Endoskopdaten verglichen (folgender Abschnitt 4.3). Zunächst wird in Abschnitt 4.2.1 der Suchraum beschrieben, der die Lagen der Bohrkanäle festlegt, mit denen das Endoskopbild verglichen wird. Anschließend wird in Abschnitt 4.2.2 das Verfahren zum Ausschneiden der Bohrkanaloberflächen und Transformieren dieser zu 2D-Bildern erläutert. Für das Ausschneiden werden die CT-Daten den Endoskopbilddaten angepasst, indem sie von 16 auf 8 Bit reduziert werden, was eine Reduktion der Informationsmenge im Bild bedeutet. Ein Teil des Grauwertspektrums geht dabei verloren oder muss zusammengefasst werden. Um diesen Effekt abzuschwächen, werden die Grauwerte, durch eine Fensterung und ein Mapping auf den 8 Bit-Bereich, auf die relevanten Werte eingeschränkt. Daraufhin wird das Vorgehen zur Extraktion der Oberflächenpixel des Bohrkanals aus den Volumenbilddaten beschrieben. Die Parametrisierung der Zylinderoberfläche wird hergeleitet und beschreibt die Lage der extrahierten Voxel im CT-Volumen. Dabei werden Schrittweiten in axiale und azimutale Richtung gewählt, die bestimmen, in welchen Abständen Voxel ausgelesen werden.

4.2.1 Suchraum für die Registrierung

Bild 4.2 zeigt schematisch die Einteilung eines Suchraums. Rund um den im Voraus *geplanten* Bohrkanal als Mittelachse (roter Zylinder), mit der Richtung c und Länge d_c , wird der Suchraum in Form eines Zylinders (blauer Zylinder) mit dem Radius r_s gebildet. Dieser Suchraum wird durch eine Schar virtueller Trajektorien abgetastet (exemplarisch als gelbe Zylinder dargestellt).

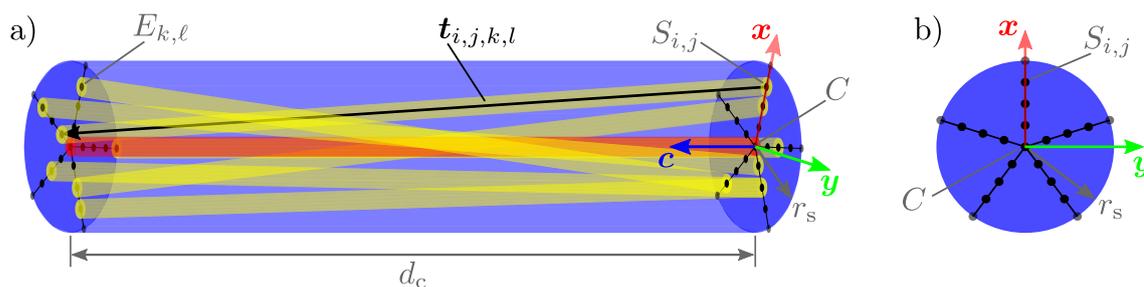


Bild 4.2: Suchraumabtastrum um die geplante Trajektorie c . a) Schematische Ansicht des Suchraumzylinders mit Abtastpunkten und exemplarischen, virtuellen Bohrtrajektorien. b) Aufsicht auf die obere Kreisscheibe mit der Verteilung der Startpunkte $S_{i,j}$.

Die Größe und Abtastdichte des Suchraums wird nach der Systemgenauigkeit aus Abschnitt 1.2 gewählt und kann dem entsprechenden chirurgischen Szenario angepasst werden. Aus diesem ergeben sich die Anforderungen an die Registrierengenauigkeit und die erwartete Ungenauigkeit beim Bohren. Abtastpunkte (in Schwarz) werden auf der oberen und unteren Kreisfläche des Suchraumzylinders verteilt. Die obere Kreisscheibe wird durch den Startpunkt C (Ortsvektor r_C), die Bohrtrajektorie c und zwei hierzu orthogonale, in der Kreisscheibe liegende, Vektoren x und y definiert. Die Vektoren bilden das in Bild 4.2 gezeigte Rechtshandsystem.

Startpunkte $S_{i,j}$ auf der oberen Kreisscheibe werden nach der vom Nutzer gewählten Anzahl an radialen und azimutalen Schritten $n_R \in \mathbb{N}$ und $n_A \in \mathbb{N}$ verteilt:

$$\mathbf{r}_{S_{i,j}} = \mathbf{r}_C + r_s \frac{i}{n_R} \mathbf{x} \cos\left(2\pi \frac{j}{n_A}\right) + r_s \frac{i}{n_R} \mathbf{y} \sin\left(2\pi \frac{j}{n_A}\right), \quad (4.1)$$

mit $j \in \{\mathbb{N}_0 \mid j < n_A\}$,

und $i \in \begin{cases} \mathbb{N}_0 \mid i < n_R, & j = 0 \\ \mathbb{N} \mid i < n_R, & j > 0. \end{cases}$

Der äußerste Abtastpunkt auf dem Radius wird dabei jeweils nicht betrachtet, sodass jeder Start- bzw. Endpunkt maximal $r_s(1 - \frac{1}{n_R})$ vom Mittelpunkt der Kreisscheibe (\mathbf{r}_C bzw. $\mathbf{r}_C + \mathbf{c}d_c$) entfernt liegt. Die Endpunkte $E_{k,l}$ werden analog mit dem Offset d_c in Richtung c berechnet:

$$\mathbf{r}_{E_{k,l}} = \mathbf{r}_C + \mathbf{c}d_c + r_s \frac{k}{n_R} \mathbf{x} \cos\left(2\pi \frac{\ell}{n_A}\right) + r_s \frac{k}{n_R} \mathbf{y} \sin\left(2\pi \frac{\ell}{n_A}\right), \quad (4.2)$$

mit $\ell \in \{\mathbb{N}_0 \mid \ell < n_A\}$,

und $k \in \begin{cases} \mathbb{N}_0 \mid k < n_R, & \ell = 0 \\ \mathbb{N} \mid k < n_R, & \ell > 0. \end{cases}$

Von jedem Start- zu jedem Endpunkt wird dann eine den Suchraum abtastende Sampling-Trajektorie $t_{i,j,k,\ell}$ gebildet:

$$t_{i,j,k,\ell} = r_{E_{k,\ell}} - r_{S_{i,j}} \quad \forall i,j,k,\ell. \quad (4.3)$$

4.2.2 Abrollen von Bohrkanaloberflächen

Die Registrierung der Bohrkanallage erfolgt durch den Vergleich des 2D-Endoskopbildes aus Kapitel 3 mit allen CT-Bohrkanalbildern aus diesem Abschnitt. Dabei wird für jede Lage im Suchraum aus Abschnitt 4.2.1 eine Bohrkanaloberfläche generiert. Das Abrollen dieser Oberflächen in planare Bilder ermöglicht 2D-2D-Bildregistrierungen. Bild 4.3 zeigt die Aufnahme der Bohrkanaloberfläche mit einem Endoskop sowie das Abrollen dieser. Linksseitig in Bild 4.3 a) ist zur Veranschaulichung ein halber Bohrzyylinder gezeigt, in den ein seitlich blickendes Endoskop zur Aufnahme der Oberfläche inseriert ist. Daneben ist die abgerollte Bohrkanaloberfläche gezeigt. In beiden Abbildungen ist ein rotes Rechteck eingezeichnet, welches ein beispielhaftes Blickfeld eines Endoskops markiert. Dieses ist, abhängig vom Blick- und Öffnungswinkel der Optik sowie dem Abstand vom Endoskop zur Oberfläche, begrenzt. In Bild 4.3 b) ist das Abrollen einer Bohrkanaloberfläche in ein ebenes Bild dargestellt.

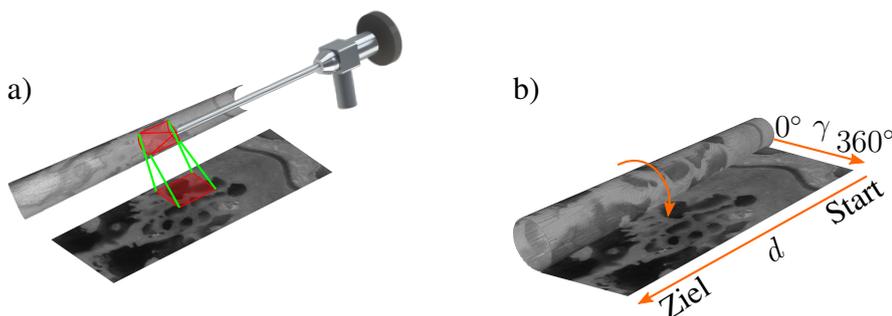


Bild 4.3: Aufnahme- und Abrollverfahren. a) Endoskopinsertion und Aufnahme im Bohrloch in Kombination mit einer abgerollten Zylinderoberfläche. Der rote Bereich markiert beispielhaft das endoskopische Sichtfeld. b) Abrollen der Bohrkanaloberfläche in ein ebenes Bild.

Vorbereitung zum Ausschneiden der Bohrkanäle aus CT-Bilddaten

Die feine Struktur und kleine Größe der Mastoidzellen verlangen nach einer ausreichend hochauflösenden Bildgebung. Computertomographie wird aufgrund der guten Knochen-Luft-Kontraste sowie der hohen möglichen Auflösung eingesetzt. Hinzu kommt, dass präoperative CT-Aufnahmen bereits ein fester Bestandteil vieler medizinischer Eingriffe, insbesondere in der CI, sind. Die MICI-Bohrtrajektorie wird auf Basis dieser Bilddaten durch die Engstelle Recessus Facialis hindurch von einem Experten geplant. Für eine interaktive Segmentierung der begrenzenden Strukturen sowie eine Pfadplanung wurden bereits Programme entwickelt [Fau+19; Gaa+15; Ger+14; Nob+07].

Nutzereingaben grenzen das Gebiet möglicher Startpunkte ein und gewichten die Distanzen zu den kritischen Strukturen. Auf Basis dieser Eingaben wird die Trajektorie im Felsenbein hinsichtlich des Verletzungsrisikos für die kritischen Strukturen optimiert.

Die in 16 Bit-CT-Daten enthaltene Informationsvielfalt ist im Rahmen dieser Arbeit nicht erforderlich. Es genügt Knochen und Luft bzw. Füllmaterial voneinander unterscheiden zu können. Um zudem eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten, sollten neben den Endoskopbildern auch die CT-Daten in 8 Bit-Grauwerten vorliegen. Daher werden sie durch eine Fensterung, nach dem Vorgehen in Bild 4.4, auf 256 Graustufen reduziert. In den Histogrammen kleiner, lediglich Knochen enthaltener Sub-Volumen wird der 16 Bit-Grauwertbereich der Knochen identifiziert und so Schwellwerte für eine lineare Mappingfunktion gewählt. Diese verteilt den gewählten Bereich auf die gewünschten 256 Graustufen. Hierbei kommt es zu einem Informationsverlust, da das gewählte Intervall meist mehr als 256 Graustufen enthält. Zudem stellt dieser Schritt eine Vorsegmentierung der knöchernen Strukturen dar, weil andere Strukturen mit Grauwerten außerhalb des Intervalls bei der Fensterung zu 0 bzw. 255 (untere bzw. obere Grenze) gesetzt werden.

Das Grauwertintervall wird im Rahmen der Versuche mit knochenähnlichen Materialien für jeden Datensatz bestimmt. Die genaue Abschwächung der verwendeten Materialien ist im Vorhinein nicht bekannt und muss deshalb jeweils bestimmt werden. Für die spätere Anwendung in humanem Knochen kann dieser Bereich einmalig anhand mehrerer Datensätze in Hounsfield-Einheiten definiert werden. Eine Kalibrierung der Röntgengeräte auf die Hounsfield-Skala ermöglicht dann eine geräteunabhängige Bereichsauswahl.

Ausschneiden von Bohrkanaloberflächen aus volumetrischen Bilddaten

Die Bohrkanalbilder werden nach dem zuvor definierten Suchraum und der nachfolgend bestimmten Abtastdichte berechnet. Im Weiteren werden diese Bilder als simulierte Bilder bezeichnet, da eine orthogonale Ansicht auf die Bohrkanaloberfläche simuliert wird. Der Radius der Bohrkanäle r_{dh} wird unter Bezug auf den Durchmesser des Bohrers gewählt. Aus geplanter Bohrtrajektorie c bzw. jeder Sampling-Trajektorie $t_{i,j,k,\ell}$ und dem Radius r_{dh} wird eine mathematische Beschreibung einer Zylinder-Mantelfläche im Koordinatensystem der CT-Daten erstellt. Die Unterscheidung von c und t wurde bereits in Bild 4.2 veranschaulicht. Die Zylinderfläche wird zum Schnitt mit den Voxeln der Volumenbilddaten gebracht, woraus Grauwerte für jeden Punkt P der Bohrzyylinderoberfläche resultieren. Das Abrollen der Oberfläche geschieht direkt bei der Extraktion der Grauwerte aus dem Volumen. Jeder Grauwert wird dabei durch eine Transformation von Zylinder- in kartesische Koordinaten in ein 2D-Zielbild übertragen. Bild 4.5 zeigt die mathematische 3D-Zylinderbeschreibung und die Zusammenhänge mit dem 2D-Zielbild. Hierfür wird die Oberfläche des Zylinders lokal als ebene Fläche betrachtet. Nach dem Konzept der Mannigfaltigkeit gleicht die Zylinderoberfläche im \mathbb{R}^3 lokal einer ebenen Fläche im euklidischen Raum \mathbb{R}^2 . Dabei sind die Abstände auf Zylinder und Ebene identisch, so dass es nicht zu Verzerrungen der Oberflächenabbildung kommt.

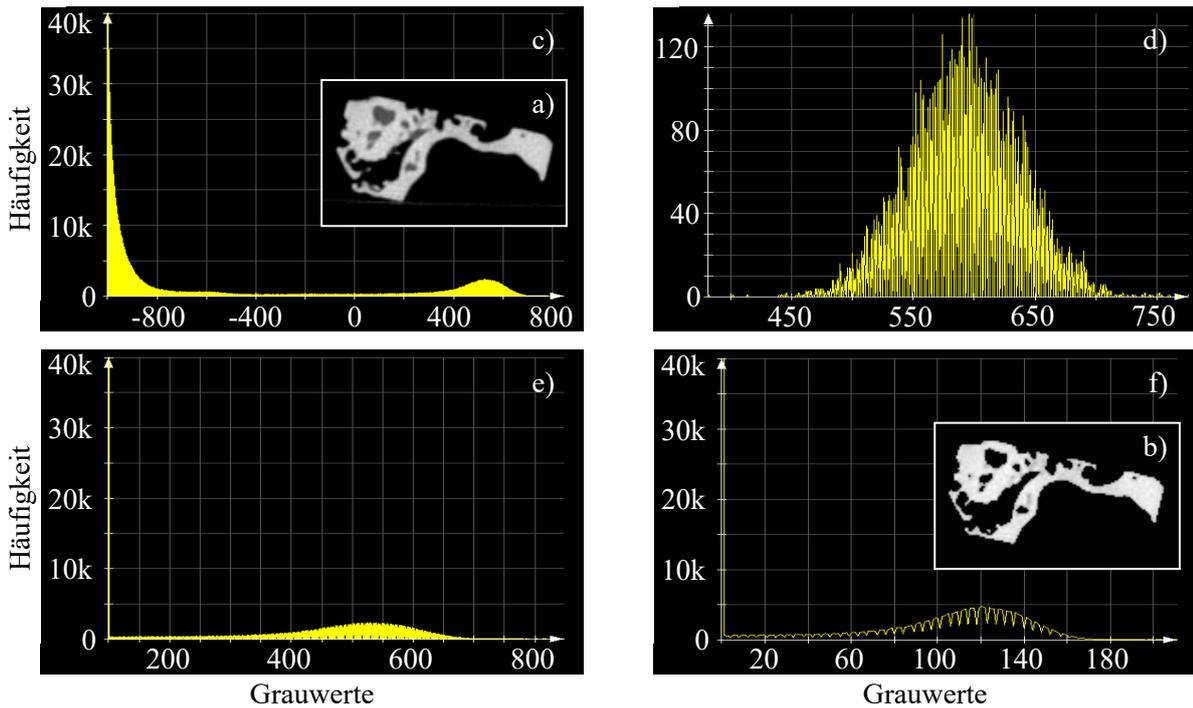


Bild 4.4: Konvertierung der CT-Daten von 16 Bit zu 8 Bit. a) Schnittbild eines Knochenphantoms: Der gesamte 16 Bit-Grauwertbereich wird auf 8 Bit dargestellt. b) Gefensterstes Schnittbild: Der Grauwertbereich der relevanten Strukturen wird in den 16 Bit-Daten gefenstert und auf 8 Bit gemappt. In b) zeigt sich im Vergleich zu a) ein Segmentierungseffekt. Füllmaterial in den Aushöhlungen ist in a) sichtbar und in b) nur noch vereinzelt vorhanden. Der Kontrast an den Strukturgrenzen ist in b) deutlicher, sodass Knochen (hell) und Luft (dunkel) eindeutiger unterscheidbar sind. c) bis f): Histogramme zur Bestimmung der Fensterungsparameter. c) Histogramm des Ausgangsbildes. d) Histogramm einer Region, die nur Knochen enthält. e) Histogramm des segmentierten Intervalls. f) Histogramm des segmentierten, skalierten Intervalls. Die vertikalen Achsen der Histogramme c), e), f) sind für die bessere Darstellung des relevanten Bereichs auf 40.000 Werte beschnitten.

Die Position eines Punktes P auf der Bohrkanaloberfläche wird durch $\mathbf{r}_P(d, \gamma)$ in Zylinderkoordinaten mit der Tiefe d , dem Winkel γ sowie dem konstanten Radius r_{dh} definiert. Das Vorgehen ist in Bild 4.5 a) dargestellt. Alle Zylinderpunkte werden durch einen Kreis orthogonal zur Bohrtrajektorie beschrieben. Für jeden Punkt wird der Kreis vom Beginn des Zylinders zur gewünschten Tiefe d entlang der Bohrtrajektorie \mathbf{t} bewegt. Durch Addition der aktuellen Tiefe d , als Offset entlang der Trajektorie, zum Startpunkt $\mathbf{r}_{S_{i,j}}$ wird die tatsächliche Position der Kreismitte \mathbf{r}_M berechnet:

$$\mathbf{r}_P(d, \gamma) = \mathbf{r}_M(d) + r_{dh} \mathbf{x}' \cos \gamma + r_{dh} \mathbf{y}' \sin \gamma, \quad (4.4)$$

$$\mathbf{r}_M(d) = \mathbf{r}_{S_{i,j}} + d \mathbf{t}_{i,j,k,\ell}. \quad (4.5)$$

Die Vektoren \mathbf{x}' und \mathbf{y}' sind analog zu Abschnitt 4.2.1 definiert. Der Ursprung im abgerollten Bohrkanalbild befindet sich in der oberen linken Ecke des Zielbildes. Wie Bild 4.5 b) zeigt, ist die Koordinate u dabei horizontal und die Koordinate v vertikal orientiert. Während die u -

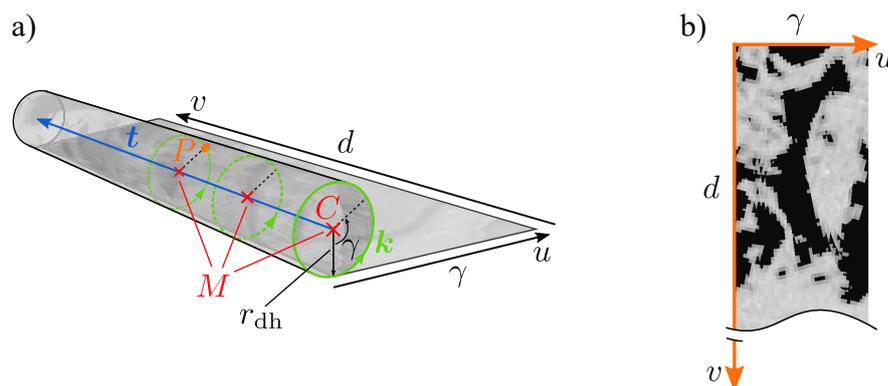


Bild 4.5: Extraktion von Punkten auf der Bohrkanaeloberfläche und Abrollen in ein ebenes 2D-Bild. a) Parametrisierung der Oberfläche und Zusammenhänge der Zylinderkoordinaten γ und d mit der Ebene, die sich lokal gleichen. Kreismittelpunkt $r_M(d = 0) = r_C$ (rot). Kreis in der Tiefe null $k = r_P(d = 0, \gamma = [0^\circ, 360^\circ])$ (grün). Mittellinie der Trajektorie $t = r_M(d = [0, d_{\max}])$ (blau). b) Abgerollte, ebene 2D-Bohrkanaeloberfläche mit den kartesischen Koordinaten u und v .

Richtung einer Iteration entlang des Umfangs entspricht (Winkelschritte), werden in v -Richtung die Grauwerte mit steigender Tiefe geschrieben:

$$u = 2\pi r - r\gamma, \quad (4.6)$$

$$v = d. \quad (4.7)$$

Bestimmung der optimalen Abtastschrittweite

Wichtig für die Extraktion des Bohrkanaels ist die Wahl der Abtastschrittweiten in axiale und azimutale Richtung, abhängig von der Voxelgröße der CT-Daten sowie der Bohrkanaellage. Eine schiefe Lage der Trajektorie im Raum führt zu mehr von der Trajektorie geschnittenen Voxeln als eine Lage parallel zum Voxelgitter. Das beschriebene Verfahren schätzt zunächst die getroffenen Voxel grob ab und misst sie anschließend genau. Darauf basierend wird die genaue Abtastschrittweite berechnet, die zu keinem Informationsverlust bei nur wenigen Redundanzen führt. Redundanzen entstehen durch mehrfaches Auslesen einzelner Voxel. Dies führt nicht zu Fehlern bei der Abbildung, jedoch zu unnötigem Rechenaufwand, und verlängert so die Berechnungszeit.

Jeder Abtastschritt in axiale Richtung t bedeutet einen Pixel in Richtung v und jeder Schritt entlang des Kreises k einen Pixel in Richtung u im Zielbild, siehe Bild 4.5 b). Ein dichteres Abtasten bedeutet dabei mehr oder redundant ausgelesene Voxel aus CT-Daten und ein größeres Zielbild. Das Zielbild soll zum einen möglichst klein sein, um keinen unnötigen Rechenaufwand hervorzurufen. Zum anderen soll die Bohrkanaeloberfläche so dicht abgetastet werden, dass all deren Informationen aus CT-Daten ins Zielbild übertragen werden. Idealerweise wird das Quellbild (CT-Daten) so abgetastet, dass genau alle Informationen der Bohrkanaeloberfläche extrahiert werden.

Die Abtastschrittweite $\ell_{\text{samp,mm}}$ berechnet sich allgemein aus der Länge der abgetasteten Strecke $\ell_{\text{s,mm}}$ sowie der Anzahl an Abtastschritten n_{samp} :

$$\ell_{\text{samp,mm}} = \frac{\ell_{\text{s,mm}}}{n_{\text{samp}}}. \quad (4.8)$$

Dabei kann die abgetastete Strecke $\ell_{\text{s,mm}}$ sowohl die Länge des Bohrlochs $d_{\text{t,mm}}$ als auch dessen Umfang $u_{\text{dh,mm}} = 2\pi r_{\text{dh,mm}}$ sein. Für eine unverzerrte Abbildung ist eine isotrope Abtastung notwendig; das Verhältnis von Bohrkanallänge und Bohrkanalumfang zueinander muss konstant bleiben. Setzt man $\ell_{\text{samp,mm}}$ als konstant für beide Richtungen u und v voraus, so müssen die Abtastschritte in axiale und azimutale Richtung $n_{\text{ax,vx}}$ und $n_{\text{ang,vx}}$ im selben konstanten Verhältnis $r_{\text{ax/ang}}$ stehen:

$$\frac{d_{\text{t,mm}}}{u_{\text{dh,mm}}} = r_{\text{ax/ang}} \stackrel{!}{=} \frac{n_{\text{ax,vx}}}{n_{\text{ang,vx}}} \stackrel{!}{=} \text{konst.}, \quad (4.9)$$

$$d_{\text{t,mm}} = \left\| \mathbf{r}_{\text{E}_{k,l}} - \mathbf{r}_{\text{S}_{i,j}} \right\|_2, \quad (4.10)$$

$$u_{\text{dh,mm}} = \frac{2\pi}{360^\circ} r_{\text{dh,mm}} (\gamma_{\text{max}} - \gamma_{\text{min}}). \quad (4.11)$$

Der Umfangswinkel wird durch γ_{min} und γ_{max} eingeschränkt. Damit lässt sich die Zahl der azimutalen und axialen Abtastschritte aus der jeweils anderen berechnen, wobei die Ergebnisse aufgerundet werden:

$$n_{\text{ang,vx}} = \left\lceil \frac{2\pi}{360^\circ} \frac{r_{\text{dh,mm}} (\gamma_{\text{max}} - \gamma_{\text{min}})}{d_{\text{t,mm}}} n_{\text{ax,vx}} \right\rceil, \quad (4.12)$$

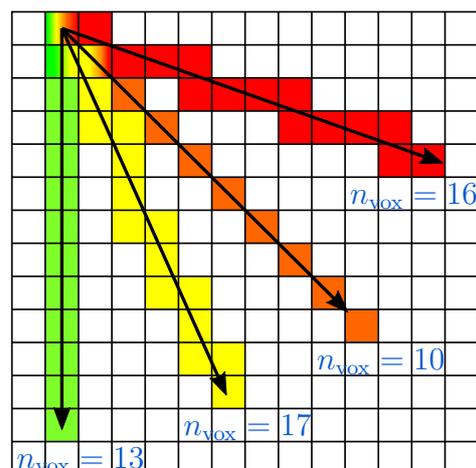
$$n_{\text{ax,vx}} = \left\lceil \frac{360^\circ}{2\pi} \frac{d_{\text{t,mm}}}{r_{\text{dh,mm}} (\gamma_{\text{max}} - \gamma_{\text{min}})} n_{\text{ang,vx}} \right\rceil. \quad (4.13)$$

Die maximal auslesbare Informationsmenge aus den CT-Daten ist die Extraktion sämtlicher Voxel, die von der Bohrkanaloberfläche geschnitten werden. Welche Voxel geschnitten werden, hängt sowohl von der Bohrkanallage und -länge als auch der Voxelgröße $s_{\text{v,mm}}$ ab. Eine Voxelreihe der Länge $d_{\text{t,mm}}$, die gerade entlang einer Achse (achsparell) in den CT-Daten mit der isotropen Voxel-Kantenlänge $s_{\text{v,mm}}$ liegt, besteht aus

$$n_{\text{ax,vx}} = \left\lceil \frac{d_{\text{t,mm}}}{s_{\text{v,mm}}} \right\rceil \quad (4.14)$$

Voxeln. Verglichen mit der allgemeinen Gleichung 4.8 entspricht $d_{\text{t,mm}}$ der abgetasteten Strecke $\ell_{\text{s,mm}}$, $s_{\text{v,mm}}$ der Abtastschrittweite $\ell_{\text{samp,mm}}$ und $n_{\text{ax,vx}}$ der Anzahl an Abtastschritten n_{samp} . Weicht die Trajektorie von einer Achsparellen ab, so ist die Anzahl der geschnittenen Voxel nicht mehr einfach zu berechnen. Bild 4.6 zeigt die Zahl der getroffenen Voxel bei verschiedenen Lagen einer Geraden in einer zweidimensionalen Schnittebene.

Bild 4.6: Schnitt von Vektoren gleicher Länge mit einem Voxelgitter, am Beispiel einer Schnittebene. Unterschiedliche Ausrichtungen erzeugen dabei eine unterschiedliche Anzahl an geschnittenen Voxeln.



Methoden wie der Bresenham-Algorithmus [Bre65] ermöglichen eine Abschätzung der geschnittenen Voxel entlang einer Geraden, Erweiterungen auch die Rasterung von Kreisen. Mit einer Iteration durch die Bohrkanaloberfläche, wie bereits in den Gleichungen 4.4 und 4.5 beschrieben, können die geschnittenen Voxel auch exakt gezählt werden. Zur Vereinfachung des Vorgehens werden die axial geschnittenen Voxel $n_{ax,vx}$ entlang der geplanten Trajektorie c in den Tiefen $d = [0, d_{max}]$ und die azimuthal geschnittenen Voxel entlang des Kreises $n_{ang,vx}$ in der Tiefe null ($\mathbf{k} = \mathbf{r}_P$, $d = 0$, $\gamma = [0^\circ, 360^\circ]$) gezählt, siehe Bild 4.5 a).

Es muss zunächst eine Abtastschrittweite definiert werden, mit der Mittelachse und Kreis jeweils so dicht abgetastet werden, dass mindestens alle Voxel getroffen werden. Dazu werden grob die Schnittvoxelmengen abgeschätzt und diese verzehnfacht, wodurch die Abtastung um eine Dimension dichter gestaltet wird. Die in axiale Richtung notwendigen Abtastschritte werden durch die bei achsparalleler Ausrichtung geschnittenen Voxel, bekannt aus Gleichung 4.14, verzehnfacht berechnet:

$$n_{ax,vx,10} = \lceil 10 \frac{d_{t,mm}}{s_{v,mm}} \rceil. \quad (4.15)$$

Für die Abschätzung der azimuthal geschnittenen Voxel werden die Diagonale der isotropen Voxel sowie die Umfangslänge $u_{dh,mm}$ herangezogen:

$$n_{ang,vx,10} = \lceil 10 \frac{u_{dh,mm}}{\sqrt{2}s_{v,mm}} \rceil = \lceil 10 \frac{2\pi r_{dh,mm}}{\sqrt{2}s_{v,mm}} \rceil. \quad (4.16)$$

Mit diesen Abschätzungen für die Abtastschritte werden anschließend die real geschnittenen Voxel axial $n_{ax,vx,real}$ und azimuthal $n_{ang,vx,real}$ ermittelt. Weil der Quotient dieser Größen nicht immer das korrekte Verhältnis $r_{ax/ang}$ aus Gleichung 4.9 ergibt, wird die dichtere Abtastung der beiden Richtungen ermittelt und die jeweils andere nach Gleichung 4.12 oder 4.13 berechnet.

Aus $n_{\text{ax,vx,real}}$ wird die korrespondierende azimutale Voxelzahl $n_{\text{ang,vx,real,ber}}$ nach Gleichung 4.12 berechnet. Ein Vergleich der azimutalen Voxelzahlen je Strecke, berechnet und real gemessen, ergibt die dichtere Abtastung, welche für das Ausschneiden des Bohrzylinders verwendet wird:

$$n_{\text{ang,vx,real,ber}} > n_{\text{ang,vx,real}}: n_{\text{ax,vx}} = n_{\text{ax,vx,real}}, \quad (4.17)$$

$$n_{\text{ang,vx}} = n_{\text{ang,vx,real,ber}}, \quad \text{nach (4.12)}, \quad (4.18)$$

$$n_{\text{ang,vx,real,ber}} \leq n_{\text{ang,vx,real}}: n_{\text{ax,vx}} = n_{\text{ax,vx,real,ber}}, \quad \text{nach (4.13)}, \quad (4.19)$$

$$n_{\text{ang,vx}} = n_{\text{ang,vx,real}}. \quad (4.20)$$

Es folgen Höhe h_z und Breite w_z des Zielbildes:

$$h_z = n_{\text{ax,vx}}, \quad (4.21)$$

$$w_z = n_{\text{ang,vx}}. \quad (4.22)$$

Zusammengefasst wird folgendes Vorgehen zur Berechnung der optimalen Größe des Zielbildes angewandt:

- Planung von Trajektorie (Richtung c und Länge d_c) und Bohrradius r_{dh} .
- Abschätzung der geschnittenen Voxel entlang der Trajektorie in achsparalleler Lage: $n_{\text{ax,vx}}$ (Gleichung 4.14).
- Bestimmung der tatsächlich geschnittenen Voxel entlang der Trajektorie in den CT-Daten (dazu Abtastung 10-mal höher als nach Schätzung notwendig): $n_{\text{ax,vx,10}} \rightarrow n_{\text{ax,vx,real}}$ (Gleichung 4.15).
- Bestimmung der tatsächlich geschnittenen Voxel entlang des Kreisrings in der Tiefe $d_c = 0$ in den CT-Daten (dazu Abtastung 10-mal höher als nach Schätzung notwendig): $n_{\text{ang,vx,real,10}} \rightarrow n_{\text{ang,vx,real}}$ (Gleichung 4.16).
- Berechnung der azimutalen Schritte aus den real geschnittenen Voxeln in axiale Richtung für eine verzerrungsfreie Abbildung: $n_{\text{ax,vx,real}} \rightarrow n_{\text{ang,vx,real,ber}}$ (Gleichung 4.12).
- Vergleich, nach welchem Vorgehen azimutal dichter abgetastet wird (mehr azimutale Voxel). Die dichtere Abtastung wird gewählt:
 - Fall 1: Die aus den axialen Voxeln berechnete Abtastung ist dichter: $n_{\text{ang,vx,real,ber}} > n_{\text{ang,vx,real}}$ (Gleichungen 4.17, 4.18). Die axialen und berechneten azimutalen Voxelzahlen können direkt verwendet werden.
 - Fall 2: Die real geschnittenen azimutalen Voxel sind mehr und werden verwendet: $n_{\text{ang,vx,real,ber}} \leq n_{\text{ang,vx,real}}$ (Gleichungen 4.19, 4.20). Hieraus wird (invers zu vorher) die Zahl der axialen Schritte für eine unverzerrte Abbildung berechnet: $n_{\text{ang,vx,real}} \rightarrow n_{\text{ax,vx,real,ber}}$ (Gleichung 4.13).

- Axiale und azimutale Voxelzahl werden als Anzahl an Abtastschritten und Zielbildgröße (Höhe h_z und Breite w_z in Pixeln) gesetzt.

4.3 2D-2D-Bildvergleich von Bohrkanaloberflächen

Das zuvor berechnete Endoskopbild wird nun mit jeweils allen CT-Bohrkanalbildern aus der Schar des Suchraums verglichen. Für jedes Bildpaar wird durch einen 2D-2D-Bildvergleich die bestmögliche relative Lage ermittelt, zusammen mit einem Ähnlichkeitsmaß in dieser Lage. Dieses Maß muss vergleichbar mit allen weiteren Bildpaaren sein, sodass daraus die insgesamt beste Übereinstimmung von zwei Bildern bestimmt werden kann. Der mit dem besten Ergebnis korrespondierende Bohrkanal besitzt eine Lage, die als Ergebnis für die Registrierung angenommen wird. So wird der ähnlichste virtuelle Bohrkanal im Suchraum zur realen Bohrung ermittelt.

Dem Bildvergleich liegt eine 2D-2D-Registrierung zu Grunde. Es wird ein jeweils kleinerer Bildausschnitt bestmöglich in einem größeren Bild positioniert, sodass die Übereinstimmung im überlappenden Bereich beider Bilder – der Region of Interest – maximiert wird. Bei der Erzeugung der Bildpaare wird sichergestellt, dass diese gleich skaliert und nicht verdreht sind. Es genügt damit eine Translation in zwei Richtungen bei der Registrierung der Bilder. Die Lage des Ausschnitts wird mit einem gradientenbasierten Verfahren optimiert. Details zur Optimierung sind [NW06] zu entnehmen. Das Ergebnis der 2D-2D-Registrierung in der jeweils besten Lage gilt als Ähnlichkeitsmaß für den Vergleich dieses Bildpaares. Für den Bildvergleich kommen die nachfolgend in den Abschnitten 4.3.1 und 4.3.2 beschriebenen und aus der Literatur bekannten Methoden zum Einsatz. Je nach Vorgehen wird in dieser Arbeit ein grauwert- oder ein merkmalsbasiertes Verfahren verwendet. Im Detail ist deren Applikation in den entsprechenden Abschnitten von Kapitel 5 zu finden.

Die verschiedenen physikalischen Prinzipien der beteiligten Aufnahmeverfahren sorgen für unterschiedliche Abbildungen und damit für eine intermodale Registrierung. In den CT-Aufnahmen ist der Schwächungskoeffizient des durchstrahlten Materials für die Grauwerte der Voxel entscheidend. Bei den Endoskopbildern ist es hingegen die optische Beschaffenheit der Bohrkanaloberfläche. Hinzu kommt die integrierte Endoskopbeleuchtung, die eine inhomogene Ausleuchtung, Reflexionen und Glanzlichter in der Abbildung erzeugt. Bild 4.7 zeigt je ein Beispielbild aus CT- und Endoskopdaten mit Kegeloptik, erstellt aus Aufnahmen desselben Bohrkanalabschnitts in einem Mastoidphantom.

Die abgerollte Oberfläche eines Zylinders aus volumetrischen Bilddaten ist in Bild 4.7 a) gezeigt. Hier ist kein Hintergrund in den Mastoidzellen sichtbar, weil nur eine einzige Schicht der Bohrkanaloberfläche abgerollt wird. Mastoidzellen im verwendeten Phantom sind somit eindeutig vom Polyurethan-Schaum als Knochenersatzmaterial zu unterscheiden. Mit einer isotropen Voxelgröße der zugrundeliegenden Bilddaten von 0,16 mm ist die Auflösung dieser abgerollten Bilder deutlich geringer als die endoskopischer Bilddaten. Die inhomogene Helligkeitsverteilung entsteht durch

inhomogenes Material im Phantom. Bild 4.7 b) zeigt den gleichen Bohrkanalabschnitt, aufgenommen mit dem Kegelspiegelsystem in einem Mastoidphantom. Nach dem Abrollen werden räumlich zusammenhängende Einzelbilder zu einem größeren Bild zusammengefügt. Schmale Streifen werden direkt, ohne Überblenden, aneinandergereiht. Durch die orthogonale Abbildung werden Einblicke in die Kavitäten erreicht. An den Kanten der Mastoidzellen kommt es jedoch zu Inhomogenitäten in der Ausleuchtung durch Reflexionen des bereitgestellten Lichts. Hierdurch erscheinen Bildstreifen in der Nähe der Lochkanten heller.

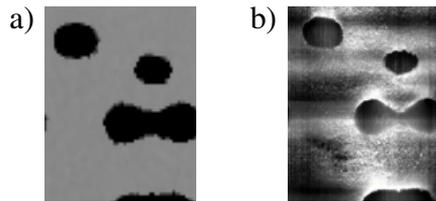


Bild 4.7: Beispiel eines Bohrkanalbildes im Mastoidphantom aus a) CT- und b) Endoskopdaten mit Kegeloptik desselben Bohrkanalabschnitts.

Da eine Zylinderoberfläche ringförmig geschlossen ist, wird sie zum planaren Abrollen längs geöffnet bzw. geschnitten. Bild 4.8 a) zeigt den Ausschnitt einer Bohrkanaloberfläche, wie er von einem Endoskop mit beschränktem Sichtfeld aufgenommen werden könnte. Bild 4.8 b) zeigt hierzu das gesamte abgerollte Bohrkanalbild, überlagert von einer roten Box, welche die Fläche der endoskopischen Aufnahme kennzeichnet. Das Ziel der rigiden 2D-2D-Registrierung ist die korrekte translatorische Ausrichtung des Ausschnitts im Bohrkanalbild. Weil der Ausschnitt in diesem Fall jedoch den Rand überlappt, ist eine konventionelle Registrierung nicht möglich. Es ergeben sich zwei optimale Positionen und damit keine eindeutige Lösung. Eine visuell verständliche Lösung ist das doppelte Abrollen des Bohrkanalbildes, wie es in Bild 4.8 c) dargestellt ist. Die rote Box zeigt erneut den endoskopischen Bildausschnitt. Dieser ist nun vollständig im Zielbild enthalten, was eine konventionelle 2D-2D-Registrierung erlaubt.

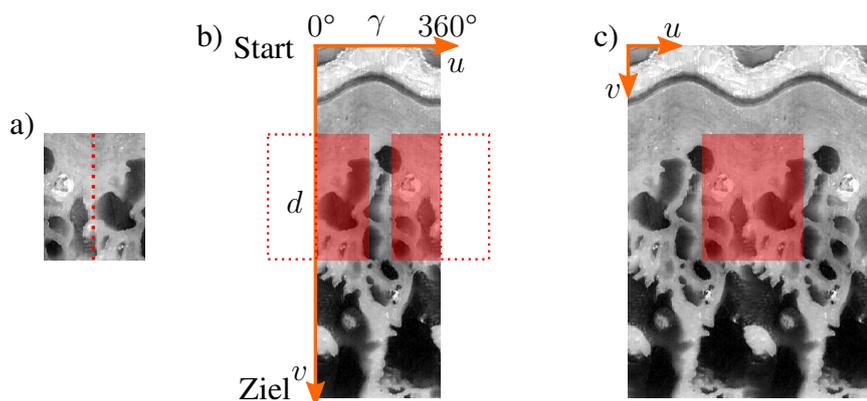


Bild 4.8: Zweifaches Abrollen des Bohrkanalbildes. Die rote Box zeigt den endoskopischen Bildausschnitt. a) Ausschnitt aus dem Bohrkanalbild, der einen vom Endoskop aufgenommenen Bereich zeigt. b) Einfach abgerolltes Bild mit dem Ausschnitt, der aus dem Bildbereich herausragt. c) Doppelt abgerolltes Bild, das den Ausschnitt komplett beinhaltet.

4.3.1 Grauwertbasierter Bildvergleich

Grauwertbasierte Vergleichsmaße arbeiten direkt auf den Intensitätswerten der einzelnen Pixel, ohne notwendige Vorverarbeitung wie einer Segmentierung von Merkmalen im Bild. Sie sind daher einfach anzuwenden, wobei zumeist lange Rechenzeiten in Kauf genommen werden müssen, da jeweils das gesamte Bild ausgewertet wird. Typische Maße sind Sum of Squared Differences, Mean Squares und weitere. Sie lassen sich in die Klassen der intra- und intermodalen Verfahren einteilen. Um Bilder der unterschiedlichen Bildgebungen Endoskop und CT aufeinander zu registrieren, kommen nur intermodale Verfahren in Frage. Als besonders robust gilt die Mutual Information, die im Folgenden genauer erläutert wird.

Mutual Information

Der Bildvergleich mittels Mutual Information (MI) ist ein pixel- bzw. voxelbasiertes Verfahren, welches auf Grundlagen der Informationstheorie basiert. Für eine 2D-2D-Registrierung werden Grauwerte in der ROI ausgewertet und lassen sich multimodal vergleichen. Eine maximale MI korreliert mit der größten Ähnlichkeit beider Bilder [Mae+97; VW97]. Hierzu finden sowohl die Einzelentropien beider Bilder als auch die gemeinsame Entropie Anwendung.

Die Entropie $H(A)$ eines Bildes A gibt die darin enthaltene Informationsmenge an. Je inhomogener die Grauwerte des Bildes sind, desto mehr Informationen enthält das Bild und desto größer ist seine Entropie nach Shannon:

$$H(A) = - \sum_a p_A(a) \log p_A(a). \quad (4.23)$$

Die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten eines Grauwertes a in einem Bild A ist dabei durch $p_A(a)$ gegeben. Praktisch wird die Wahrscheinlichkeitsverteilung aus dem normierten Histogramm des Bildes bestimmt, siehe Bild 4.9 a). Zusätzlich wird für die Mutual Information die gemeinsame Entropie $H(A,B)$ (auch Verbundentropie) berechnet, die sich aus dem gemeinsamen Histogramm zweier Bilder ergibt, siehe Bild 4.9 b):

$$H(A,B) = - \sum_{a,b} p_{AB}(a,b) \log p_{AB}(a,b). \quad (4.24)$$

Im gemeinsamen Histogramm sind die Grauwerte des ersten Bildes über denen des zweiten Bildes aufgetragen. Dazu werden von den jeweils korrespondierenden Punkten in beiden Bildern die Grauwerte ermittelt. Der Grauwert des ersten Bildes ergibt die Position auf der horizontalen, der des zweiten Bildes die auf der vertikalen Achse. Die Stellen der Grauwertkombinationen werden jeweils aufaddiert, sodass die dritte Dimension (hier die Helligkeit im Diagramm) die Häufigkeit dieser Kombinationen darstellt. Die Verteilung der Punkte im gemeinsamen Histogramm kann als Maß für die Ähnlichkeit beider Bilder gesehen werden. Je verstreuter das gemeinsame Histogramm,

desto weniger stimmen die beiden Bilder überein. Die gemeinsame Entropie wird umso kleiner, je ähnlicher sich die beiden Bilder werden.

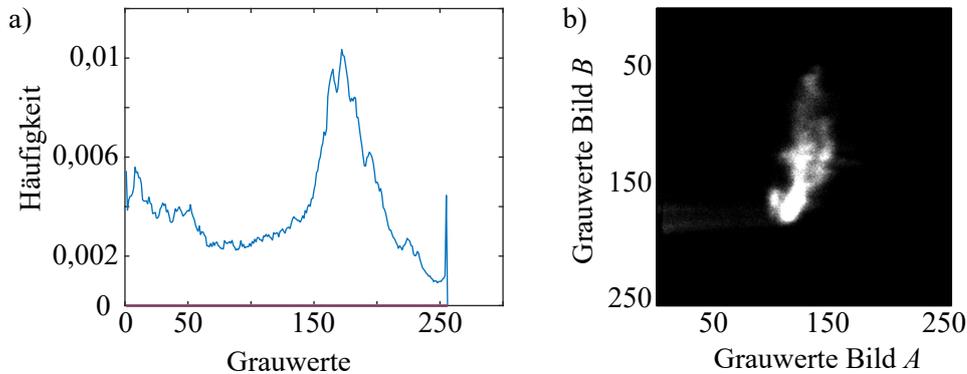


Bild 4.9: Histogrammvergleich. a) Einfaches, normiertes Histogramm, welches die Häufigkeiten aller Grauwerte im Bild zeigt. b) Gemeinsames Histogramm, welches die relativen Häufigkeiten zweier Bilder zeigt. Der Grauwert des Bildes codiert dabei die Häufigkeit der entsprechenden Grauwertkombination in den Einzelbildern.

Eine kleine gemeinsame Entropie deutet also auf eine hohe Übereinstimmung beider Bildbereiche hin. Sie kann jedoch auch durch eine geringe Entropie in einem der beteiligten sehr homogenen Bildbereiche hervorgerufen werden. Um eine Fehlregistrierung zu verhindern, werden daher die Einzelentropien beider Bildbereiche mit der gemeinsamen Entropie kombiniert. Die Summe der Einzelentropien wird größer, je mehr Informationen beide Bildbereiche enthalten. Als Maximierungsproblem wird zur Berechnung der MI die gemeinsame Entropie von der Summe der Einzelentropien subtrahiert:

$$MI = I(A,B) = H(A) + H(B) - H(A,B). \quad (4.25)$$

Negiert führt $H(A,B)$ bei einer guten Übereinstimmung zu positiveren Werten und bei einer schlechten Übereinstimmung negativeren Werten.

Tabelle 4.1 listet den Vergleich dreier Fälle auf. Bei ähnlichen Bildbereichen mit viel Bildinformationen der Einzelbilder ergeben sich die größten Werte für die MI (Fall I). Im zweiten Fall ist die Übereinstimmung gering, sodass sich eine größere gemeinsame Entropie und damit eine kleinere MI als im ersten Fall ergibt. Der ansonsten falsch-positive Fall III wird durch die Mutual Information abgefangen. Hier ist die gemeinsame Entropie durch nur wenige Informationen in Bild A klein, obwohl sich die Bildinhalte unähnlich sind. Da die Einzel-Entropie des Bildes A jedoch kleiner ist als in Fall I, ergibt sich auch die MI kleiner als im ersten Fall.

Betrachtet man die Ergebnisse einer 2D-2D-Registrierung, so weist die Implementierung der Mutual Information nach Maes et al. [Mae+97] ein globales Extremum auf, das deutlich ausgeprägt und nicht zu schmal ist, mit einem sehr glatten Verlauf und kaum lokalen Maxima [ČMW01]. Ein solch eindeutiges Maximum ist einfach durch ein gradientenbasiertes Optimierungsverfahren bestimmbar.

Tabelle 4.1: Tabelle zu den MI-Fällen. Alle Maße sind relativ zu den jeweils anderen Zeilen.

Fall	ROI Ähnlichkeit	$H(A)$	$H(B)$	$(H(A,B))$	$-H(A,B)$	MI
I	ähnlich	groß	groß	(klein)	positiver	groß
II	unähnlich	groß	groß	(groß)	negativer	klein
III	unähnlich	klein	groß	(klein)	positiver	klein

Dieses robuste Registrierungsverfahren arbeitet ohne Vorverarbeitung direkt auf den Bilddaten. Es ist daher ohne großen Aufwand direkt einsetzbar. Durch den pixelweisen Bildvergleich ergeben sich jedoch lange Rechenzeiten, relativ zu anderen Verfahren.

4.3.2 Merkmalsbasierter Bildvergleich

Während die Grauwerte bereits einfache Merkmale im Bild darstellen, werden bei merkmalsbasierten Bildvergleichen bestimmte charakteristische Punkte oder Bereiche segmentiert, die das Bild repräsentativ beschreiben. Die Informationen im Bild werden auf diese besonders aussagekräftigen Bereiche reduziert. So kann der Vergleich zweier Bilder schneller und einfacher erfolgen, da lediglich die segmentierten Merkmale in beiden Bildern verglichen werden müssen.

In den Bildern beider Modalitäten aus Bild 4.7 sind die Kanten an den Bohrkanaloberflächen sehr präsent und dienen damit als zuverlässige Bildmerkmale. Sie entstehen durch Aushöhlungen der Mastoidzellen und erzeugen Intensitätssprünge an deren Rändern. Diese Intensitätssprünge können, als hohe Gradienten in der ersten Ableitung der Intensitätswerte, durch geeignete Filter als Kanten detektiert werden. Damit lassen sich Bilder auf die relevanten Informationen der Lochkanten reduzieren.

Ziel ist es, das Bildpaar mit der größten Übereinstimmung in der bestmöglichen Lage zu finden. Dafür wird im Folgenden ein Vergleich der Kantenbilder durchgeführt, bei dem die Ähnlichkeit der Kanten die Bildähnlichkeit beschreibt. Hierfür wird zunächst das aus der Literatur bekannte Canny-Kantendetektionsverfahren vorgestellt. Anwendung finden diese Kanten in einem Chamfer Matching-Verfahren, welches eine Distanzkarte aus dem Kantenbild einer Modalität berechnet und dieses zum Kantenbild der zweiten Modalität registriert. Durch den Einsatz von Distanzkarten werden auch leichte Missregistrierungen identifiziert und so die Stabilität der Registrierung verbessert. Die Vergleichsoperationen sind dabei wenig rechenintensiv, weil nur die unter den Kanten liegenden Stellen im Bild summiert werden. Damit reduzieren sich die zu verarbeitenden Pixel massiv.

Kantendetektion mittels Canny-Algorithmus

Für eine robuste Kantendetektion sind geeignete Verfahren zu identifizieren, welche die Ränder erkennen und zu geringen Fehldetektionen führen. Die folgenden Ausführungen basieren teilweise

auf [Nis+11]. Bekannte Kantendetektionsverfahren verwenden Filteroperationen zur Berechnung von Bildgradienten. Es folgt eine Umwandlung des entstehenden Gradientenbildes in ein Binärbild durch einen Schwellwertfilter. Unterschiede zwischen den Verfahren bestehen in den Details und der Bildvorverarbeitung, z. B. einer Bildglättung sowie dem Vorgehen zur Auffindung der Kanten im Gradientenbild.

Der Roberts-Operator ist der simpelste, der zwei 2×2 -Matrizen, diagonal besetzt mit positiven und negativen Einsen, als Filterkern G verwendet. Dabei unterscheiden sich die Richtungen in der Matrix und somit die Ausrichtung der detektierten Kanten:

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, \quad G_y = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (4.26)$$

Durch Addition der Beträge werden die Gradienten beider Richtungen im Bild hervorgehoben:

$$k = |G_x| + |G_y|. \quad (4.27)$$

Für den Sobel-Operator wird der Filterkern auf 3×3 und der Wertebereich auf $\{-2, -1, 0, 1, 2\}$ erweitert und horizontal bzw. vertikal besetzt:

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}, \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}. \quad (4.28)$$

Die Kantenstärke k berechnet sich aus dem euklidischen Betrag beider Richtungen, die Kantenrichtung θ aus dem erweiterten Arkustangens mit zwei Argumenten:

$$k = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}, \quad (4.29)$$

$$\psi = \text{atan2}(G_y, G_x). \quad (4.30)$$

Dadurch, dass die mittige Spalte bzw. Zeile nicht besetzt ist, wird jeweils die Differenz zur übernächsten Spalte bzw. Zeile berechnet. Werte nahe der Kernmitte werden dadurch stärker gewichtet als die Randwerte. Es ergibt sich eine Rauschminderung (Glättung) quer zur Kanten- bzw. Gradientenrichtung. Der Sobel-Filter kann als eine Approximation der Ableitung einer 2D-Gaußfunktion gesehen werden. Der richtungsunabhängige Gradient ergibt sich aus der Ableitung in xy -Richtung:

$$\frac{\partial G^2(x, y, \sigma)}{\partial xy} = -\frac{xy}{2\pi\sigma^6} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right). \quad (4.31)$$

Diese Operatoren alleine detektieren keine Kanten, sondern heben sie lediglich im Bild hervor.

Der Canny-Algorithmus verkettet mehrere Verarbeitungsschritte zur Kantenberechnung und fügt zusätzlich zwei weitere Schritte hinzu, die non-maximum suppression und das Hysterese-Schwelwert-Verfahren. Das Eingangsbild wird zunächst unter Einsatz eines Gauß-Filters geglättet. Hochfrequentes Rauschen im Bild wird so unterdrückt. In dem geglätteten Bild werden anschließend die Bildgradienten mit dem Sobel-Filter berechnet.

Es folgt die non-maximum suppression, bei der für jede Kante die lokalen Nicht-Maxima gefiltert werden: Nach Gleichung 4.30 kann die Richtung des Gradienten für jedes Pixel berechnet werden. Entlang dieser Richtung werden jeweils die Pixel vor und nach dem aktuellen im Gradientenbild untersucht. Ist das aktuelle Pixel nicht das Maximum dieser drei, so wird es zu Null gesetzt. Es resultieren 1 Pixel breite Linien.

Im letzten Schritt des Canny-Algorithmus werden mit dem Hysterese-Schwelwert-Verfahren die wirklichen Kanten detektiert. Bild 4.10 zeigt das Vorgehen an einem Gradientenverlauf $g(x)$. Zwei Schwellwerte $T_1 < T_2$ dienen zur Detektion von Kanten im Bild. Gradientenwerte $g(x)$ kleiner T_1 sind keine Kanten (in Grau), Werte größer T_2 sind Kanten (in Grün). Dazwischenliegende Werte sind nur Kanten, wenn sie mit Werten größer T_2 zusammenhängen (in Blau). Ausgehend von diesen werden die Kanten verfolgt, bis sie den kleineren Schwellwert T_1 unterschreiten.

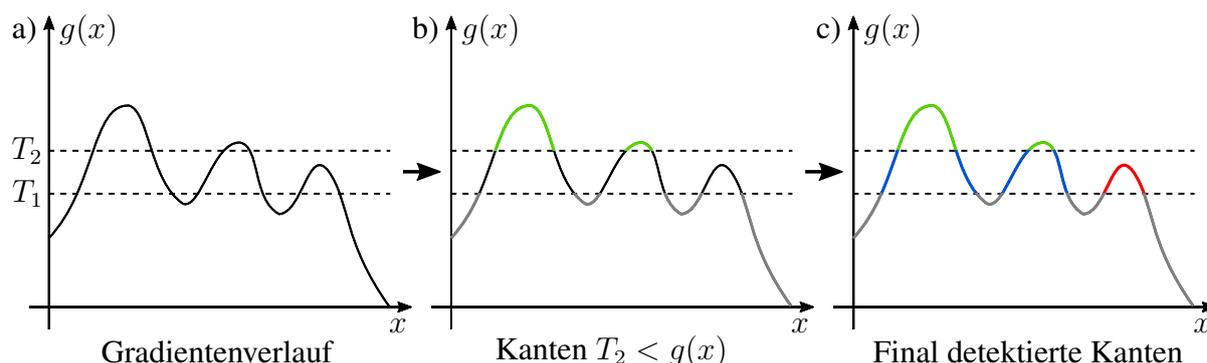


Bild 4.10: Hysterese bei der Kantendetektion mittels Canny-Algorithmus. a) Gradientenverlauf $g(x)$ in Schwarz. b) Kanten $T_2 < g(x)$ in Grün, Nicht-Kanten $g(x) < T_1$ in Grau. c) Durch Hysterese als Kanten detektierte Gradienten $T_1 < g(x) < T_2$ in Blau. Durch Hysterese aussortierte Gradienten $T_1 < g(x) < T_2$ in Rot.

Nach dem Canny-Algorithmus folgt in dieser Arbeit ein weiterer Schritt, in dem die Kanten mit dem Connected Components-Algorithmus [Pfa66] in einzelne zusammenhängende Kantenabschnitte unterteilt werden. Kleine versprengte Linienzüge, die aus nur wenigen Pixeln bestehen, werden gelöscht.

Zusätzlich wird eine Erkennung horizontaler Kanten im Bild nach [Sch19] hinzugefügt. Durch unterschiedliche Reflexionen des eingestrahelten Lichtes entstehen im abgerollten Bild z. T. hohe Intensitätssprünge über die gesamte Bildbreite. Diese werden als horizontale Kanten durch den Canny-Algorithmus detektiert. Da sich deren Gradient kaum von den Kanten der Mastoidzellen unterscheidet, können diese Fehler nicht pauschal eliminiert werden. Mit der Kenntnis, dass

es sich um horizontale Linien über einen Großteil der Bildbreite handelt, lassen diese sich im Nachhinein aus dem Kantenbild eliminieren. Es werden die Kantenpunkte in jeder Bildzeile summiert. Überschreitet die Anzahl der Punkte einen Schwellwert, wird die Bildzeile zu Null gesetzt und die Kante damit gelöscht.

Bildvergleich durch Chamfer Matching

Ein einfaches und schnelles Verfahren zur Registrierung dieser Kantenbilder ist der binäre UND-Vergleich. Hier werden alle übereinanderliegenden Kantenpixel aufsummiert, wobei die Summe dem Gütemaß der Registrierung entspricht. Durch die binäre Operation ist dieses Vorgehen wenig rechenaufwendig, jedoch anfällig für Fehlregistrierungen. Leichte Misslagen führen bereits dazu, dass ein Großteil der Kanten nicht mehr übereinander liegt und es zu einem starken Abfall in der Fehlermetrik kommt. Es ergeben sich starke Gefälle um die Maxima des Gütemaßes. Gegenüber einem flacheren Anstieg zum Optimum hin gestaltet sich dessen Auffinden schwierig. Als Erweiterung bietet sich das Chamfer Matching an, bereits 1977 von Barrow et al. entwickelt [Bar+77] und verbessert bzgl. Genauigkeit und Geschwindigkeit von Liu et al. [Liu+10]. Hier wird von einem der Kantenbilder des Bildpaares eine Distanzkarte berechnet. Darin beschreibt der Wert jedes Pixels die Distanz zur jeweils nächstgelegenen Kante. An den Stellen der Kanten im Kantenbild sind die Einträge der Distanzkarte entsprechend null. Das Vorgehen ist in Bild 4.11 dargestellt. Ein vorzeichenbehafteter Distanzkartenfilter nach Maurer [MR03] wird auf die abgerollten CT-Kantenbilder a) angewandt. Das endoskopische Kantenbild c) wird dann auf die Distanzkarte b) registriert, indem die Intensitätswerte der Distanzkarte an den Stellen der Kanten aufsummiert werden. Die Bilder d) und e) zeigen eine leichte Misslage und eine gute Registrierung.

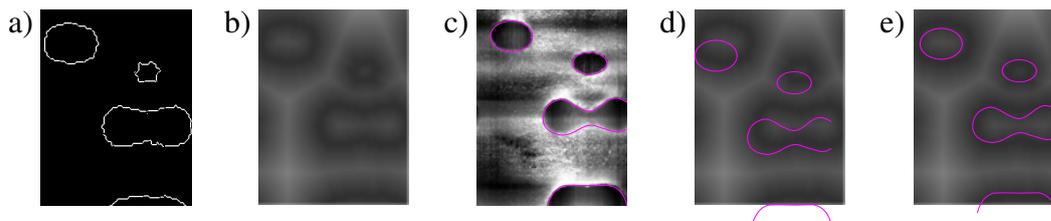


Bild 4.11: Chamfer-Matching Bildvergleich mit Distanzkarte. a) Detektierte Kanten aus CT-Bild 4.7 a). b) Distanzkarte nach Maurer, berechnet aus Bild 4.11 a). Die minimale Distanz zur Kante ist in Schwarz dargestellt. Je heller ein Pixel im Bild ist, desto weiter ist es von der nächstgelegenen Kante entfernt. c) Endoskopbild aus Bild 4.7 b) mit detektierten Kanten in Magenta. d) und e) Überlagerung der Distanzkarte mit den Kanten des Endoskopbildes aus c). d) Leichte Misslage der Kanten. e) Optimale Registrierung der Kanten.

Es wird die Chamfer-Distanz berechnet:

$$d_{\text{CM}}(U, V) = \frac{1}{|U|} \sum_{U_i \in V} \min_{V_j \in V} |U_i - V_j|. \quad (4.32)$$

Dabei entsprechen U und V jeweils den Kantenbildern und U_i und V_j den Punkten in diesen Kantenbildern. Mit zunehmendem Abstand zu den Kanten erhöht sich die Intensität in der Distanzkarte. Somit ergeben sich kleine Werte nahe der Kanten und hohe Werte entfernt davon. Ideal ist demnach eine kleine Chamfer-Distanz, womit sich ein Minimierungsproblem ergibt.

4.4 Zusammenfassung und Fazit

Robust und mit hoher Genauigkeit lassen sich Knochenbohrungen intraoperativ mit einer CT-Aufnahme des Zielgebietes registrieren. Diesen Gold-Standard gilt es zu ersetzen, da CT-Geräte ionisierend, teuer und begrenzt verfügbar sind. Weitere Methoden sind parallel in der Entwicklung, genügen in ihrer Genauigkeit, Integrierbarkeit oder Anwendbarkeit jedoch noch nicht der intraoperativen Praxis. Mit besonderem Blick auf die minimalinvasive Cochleaimplantation wurden in diesem Kapitel Registrierungsverfahren vorgestellt, welche die Mastoidzellen im menschlichen Felsenbein in endoskopischen und CT-Bilddaten vergleichen.

Ausgangspunkt der Suche ist immer die geplante Trajektorie, als Zielpfad für die Bohrung im Felsenbein. Ein Suchraum bietet eine diskrete Abtastung eines definierten Gebietes um den geplanten Bohrfad herum. Die Diskretisierung bietet den Vorteil, dass die simulierten CT-Ansichten bereits präoperativ berechnet werden können. Dahingegen ist die erreichbare Genauigkeit eingeschränkt, weil das bestmögliche Registrierungsergebnis jeweils auf die nächstgelegene Trajektorie im Suchraum zur wahren Bohrung beschränkt ist.

Alle aus CT-Daten extrahierten Trajektorien im Suchraum werden mit dem intraoperativen Endoskopbild verglichen. Dieser Vergleich geschieht jeweils in 2D, wobei die Mutual Information und das Chamfer Matching als grauwert- bzw. merkmalsbasiertes Verfahren vorgestellt wurden. Die Eignung dieser Methoden für die zugrundeliegenden Bilddaten ist nachfolgend zu untersuchen. Unterschiedliche Verfahren ermöglichen eine Auswahl und eine Anpassung auf die Bilddaten. Das Chamfer Matching hat großes Potential, wenn die Lochkanten klar zu erkennen sind, weil nur die Kanten als wichtige Bildinformationen ausgewertet werden. Da nicht wie bei der Mutual Information über alle Pixel der ROI, sondern nur über die Kantenpixel iteriert werden muss, ergibt sich zudem ein großer Geschwindigkeitsvorteil. Sind die Merkmale jedoch nur schwer auszumachen, ist die Mutual Information im Vorteil, da sie einen größeren Teil der Bildinformationen für die Registrierung verwendet.

5 Experimentelle Untersuchung der Registrierungsmethoden

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit der experimentellen Untersuchung der vorgestellten Registrierungsmethodiken. Begonnen wird in Abschnitt 5.1 mit den Voraussetzungen und Vorbereitungen, die für alle Experimente relevant sind. Das Vorgehen wird in Abschnitt 5.2 zunächst simulativ untersucht. Die Funktionalität des Verfahrens wird gezeigt und die generellen Auswertemethoden werden vorgestellt. Eine Studie untersucht den Einfluss verschiedener Parameter wie die Abtastdichte des Suchraums, die Auflösung der CT-Daten und die Größe des endoskopierte Bereichs. Es folgen Untersuchungen mit einem vereinfachten Mastoidphantom aus einem biomechanischen Testblock. Dieser wird in Abschnitt 5.3 mit parallelen Bohrungen versehen, um Mastoidzellen im Knochen zu simulieren. In einer weiteren Bohrung, orthogonal durch dieses Muster, werden erstmals Endoskopaufnahmen vorgenommen und für eine bildbasierte Registrierung der Bohrkanallage verwendet. Erweiternd wird in Abschnitt 5.4 das Muster durch Bohrungen aus verschiedenen Richtungen realistischer gestaltet und so dessen räumliche Variation erhöht. In diesem neuen Phantom wird erneut eine Parameterstudie durchgeführt, um sie mit den Ergebnissen aus Abschnitt 5.2 zu vergleichen und um neue Erkenntnisse zu gewinnen. Abschließend werden in Abschnitt 5.5 reale Mastoidstrukturen behandelt. Es werden sowohl realistische Mastoidphantome als auch Kadaver-Felsenbeine untersucht. Die Modelle werden durch Segmentierung der Mastoidstrukturen in CT-Daten des menschlichen Mastoid erstellt. Sowohl optisch als auch in mechanischen Eigenschaften ähneln sie dem menschlichen Knochen. Die Integration der Methoden in den Operationsablauf und der Einsatz der Optik werden auf den realen Fall übertragen und im Labor erprobt; das Potential der Methoden wird abgeschätzt.

5.1 Voraussetzungen und Vorbereitung

Für folgende Beschreibungen werden zunächst die Begriffe *wahre*, *geplante*, *optimale* und *beste* Trajektorie eingeführt und definiert. Die *wahre* Trajektorie entspricht immer der wirklichen Bohrung, also der Lage, in der sich der Bohrkanal tatsächlich befindet. Sie kann durch Messung, begrenzt durch die Auflösung des Messsystems, bestimmt werden. In der Simulation in Abschnitt 5.2 ist die Lage der *wahren* Trajektorie bekannt, während sie in den Phantomversuchen der folgenden Abschnitte 5.3 und 5.4 gemessen wird und daher fehlerbehaftet sein kann. Die *geplante* ist die Soll-Trajektorie. Gäbe es keine Abweichungen bei der Bohrung, so würde sie der *wahren* Trajektorie entsprechen. Der in Abschnitt 4.2.1 definierte Suchraum wird um die *geplante* Trajektorie aufgespannt, da diese dem erwarteten Bohrfad entspricht. Die *optimale* Trajektorie ist jene, die der *wahren* im Suchraum am nächsten kommt, bezieht sich also auf das Optimum im

Suchraum. Der Registrierungsalgorithmus kann niemals ein besseres Ergebnis als die *optimale* Trajektorie finden. Dies trifft nur bei starren, präoperativ erstellten Suchräumen zu, nicht bei jenen die zur Laufzeit verändert werden. Die *Beste* ist jeweils das Ergebnis der Registrierung, also die als *beste* ermittelte Trajektorie. Eine bestmögliche Registrierung resultiert immer in der *optimalen* Trajektorie (*beste = optimale*), die wiederum im Idealfall der *wahren* Trajektorie entspricht. Diese Begriffe sind zum späteren Nachschlagen in der Nomenklatur aufgeführt.

5.2 Registrierung mit semi-künstlichen Bilddaten

Das Vorgehen der Bohrkanaalregistrierung wird zunächst simulativ untersucht. Die MICI dient dabei als Szenario und Schichtbildaufnahmen des Mastoid als Datengrundlage für die Simulation von Bilddaten. Als Gütemaß für die 2D-2D-Registrierungen wird die Mutual Information verwendet. Ein Vergleich der Ähnlichkeitsmaße Mean Squares, Normalized Correlation, Mutual Information und der ANTS-Metrik (Advanced Normalization Tools) ergab die besten Ergebnisse für die Mutual Information. Zur Interpolation des transformierten Bildes während der Registrierung wurden die lineare, die Nearest-Neighbor- sowie die B-Spline-Interpolation untersucht. Hier ergab die B-Spline-Interpolation die besten Ergebnisse. Ein Optimierungsalgorithmus sorgt für eine bestmögliche Ausrichtung des Endoskopbildes auf dem simulierten Bohrkanaalbild bei geringem Rechenaufwand. Für jedes Paar aus Endoskopbild und simuliertem Bohrkanaalbild ergibt sich so ein Wert für die beste erzielte Ausrichtung.

Abschnitt 5.2.1 zeigt, wie semi-künstliche Bilddaten als Basis erzeugt werden. Es folgt die Durchführung der Registrierung in Abschnitt 5.2.2. Sowohl der genaue Ablauf als auch die Bestimmung der Fehler werden beschrieben. In Abschnitt 5.2.3 werden die Ergebnisse im Detail vorgestellt und in Abschnitt 5.2.4 diskutiert. Die gezeigten Ergebnisse sind in [Ber+16; Ber+15a; Ber+17b] veröffentlicht.

5.2.1 Erstellung semi-künstlicher Bilddaten

Als Basis der künstlichen Bilddaten wird der Visible Ear-Datensatz [Sør+02] verwendet. Er besteht aus schichtweisen Kameraaufnahmen eines Ex-Vivo-Viertelkopfes mit einer isotropen Voxelgröße von $s_v = 0,05$ mm für die verwendeten Schichten von 70 bis 335. Mit einer Bildgröße von 3078×1942 Pixeln resultiert ein Volumen von $153,9$ mm \times $97,1$ mm \times $13,3$ mm, das relativ zu seinen lateralen Abmaßen, durch die geringe Sichtanzahl, flach ist. Diese hohe Auflösung ermöglicht die Simulation sowohl endoskopischer als auch volumetrischer Bilddaten. Durch eine Reduktion der Auflösung und dem Hinzufügen von Gaußschem Rauschen werden CT-Bilddaten simuliert:

$$\mathbf{I}^* = \mathbf{I} + c, \quad c \sim \mathcal{N}(\mu, \sigma^2). \quad (5.1)$$

Es handelt sich um semi-künstliche Bilddaten, da die Basisdaten im realen Mastoid aufgenommen wurden, jedoch verändert werden, um simulierte Endoskop- und Volumenbilddaten zu generieren. Als erreichbare, kleine Voxelgröße eines CT-Scans wird $s_v = 0,2\text{ mm}$ angenommen. Bild 5.1 vergleicht abgerollte Bohrkanalbilder aus dem unveränderten Visible Ear-Datensatz a) und verschiedene Abwandlungen b), c) mit einer vergleichbaren Cone-Beam-CT (CBCT) Aufnahme d). Ein kleiner Ausschnitt aus a), als simuliertes Endoskopbild, ist in Bild 5.1 e) zu sehen. Bild 5.1 f) zeigt die Bohrkanaloberfläche aus einem Ex-Vivo-Felsenbein, zusammengefügt aus einer endoskopischen Videosequenz und skaliert.

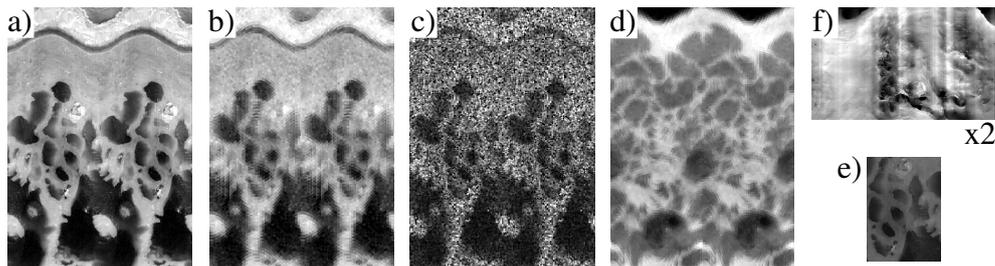


Bild 5.1: Vergleich simulierter und realer Bilddaten, extrahiert aus dem menschlichen Felsenbein. Bilder a)–c) stammen aus dem Visible Ear-Datensatz und sind doppelt abgerollt. a) Daten unverändert b) Auflösung reduziert um Faktor 6 mit kubischer B-Spline-Interpolation, Gaußsches Rauschen mit Varianz $\sigma^2 = 5$. c) Auflösung reduziert um Faktor 4 mit Nearest-Neighbor-Interpolation, additives Gaußsches Rauschen mit Varianz $\sigma^2 = 5$. d) Bohrkanalbild aus einer CBCT-Aufnahme menschlichen Felsenbeins, doppelt abgerollt. e) Simuliertes Endoskopbild. Ausschnitt aus der Bohrkanaloberfläche im unveränderten Volumendatensatz. f) Ausschnitt einer gestitchten Endoskopaufnahme in Ex-Vivo-Felsenbein, relativ zu a)–d) etwa zweifach vergrößert.

5.2.2 Durchführung der Registrierung

Endoskopische Bilddaten werden durch Schneiden des originalen Visible-Ear-Datensatzes mit der Zylinderoberfläche der *geplanten* Bohrtrajektorie simuliert. Die Verwendung unveränderter Bilddaten stellt die maximal mögliche Bildauflösung, vergleichbar zu Endoskopaufnahmen, bereit. Diese Zylinderoberfläche wird in ein planares 2D-Bild abgerollt, wie es in Bild 4.3 b) gezeigt ist. Durch Reduktion auf einen Ausschnitt der Oberfläche wird das eingeschränkte Sichtfeld des Endoskops berücksichtigt, siehe Bild 4.8 a) und 5.1 e). Die Registrierung wird durch Abtasten des Suchraums mit Trajektorien in verschiedenen Lagen durchgeführt. Diese Lagen sind, nach Abschnitt 4.2.1, um die *geplante* Trajektorie herum definiert. Durch Schneiden von Zylinderoberflächen mit den volumetrischen Daten kann das spezifische Knochen-Luft-Muster an der Bohrkanaloberfläche in Form von Grauwerten extrahiert werden. Im Folgenden werden alle Bilder ein zweites Mal abgerollt, wie es in Abschnitt 4.3 beschrieben ist. Der endoskopische Ausschnitt (Quellbild) wird in einer 2D-2D-Registrierung mit jedem der doppelt abgerollten Bohrkanalbilder (Zielbild) verglichen. Aus der jeweils besten Lage des Quellbildes im Zielbild folgt ein Metrikwert ε als Güte. Mutual

Information in der Implementierung nach Mattes et al. (MMI) [Mat+03] wird mit einem Gradientenverfahren als intensitätsbasiertes Ähnlichkeitsmaß eingesetzt. Das transformierte Quellbild wird dabei jeweils linear interpoliert. Jedes *beste* Ergebnis dieser 2D-2D-Registrierung wird als *lokales* Registrierungsergebnis für die nachfolgende Suche nach dem Optimum gespeichert. Dabei kann die Registrierung durch binning von Quell- und Zielbildern beschleunigt werden. Daten werden dazu klassifiziert und durch einen repräsentativen Wert der jeweiligen Klasse ersetzt. Der gesamte Ablauf der Registrierung ist in Bild 5.2 nachzuvollziehen.

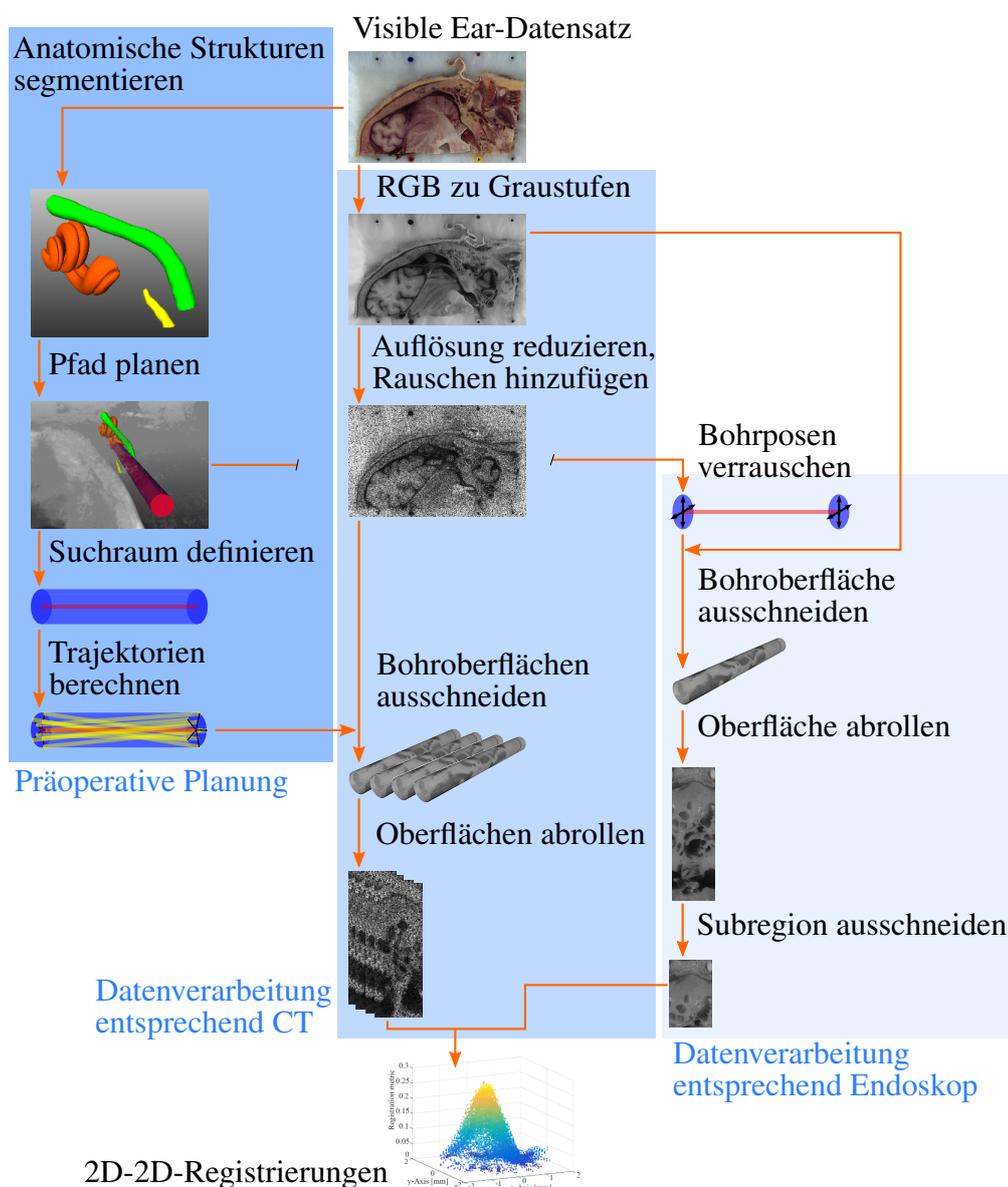


Bild 5.2: Ablauf der simulierten Registrierung. Das Schaubild ist aufgeteilt nach den Arbeitsschritten in einer entsprechenden Operation.

Untersuchung der Genauigkeit von 2D-2D-Registrierungen

Die Ergebnisse aller 2D-2D-Registrierungen werden mit denen der *wahren* Lage im Suchraum verglichen. In diesem Fall entspricht die *geplante* Trajektorie der *wahren* und ist damit im Suchraum, in dessen Mitte, enthalten. Damit gleichen sich *geplante*, *wahre* und *optimale* Trajektorie; das *optimale* Ergebnis entspricht der *geplanten* Trajektorie in der Suchraummitte. Die isotrope Voxelgröße der Volumendaten wird hierfür auf $s_v = 0,2 \text{ mm}$ reduziert und mit additivem Gaußschen Rauschen mit Varianz $\sigma^2 = 5$ beaufschlagt. Es resultieren Bilddaten vergleichbar mit Bild 5.1 c). Ein Suchraum mit variierendem Radius $r_s \in \{1 \text{ mm}, 5 \text{ mm}\}$ wird mit $n_t = 10.201$ Trajektorien abgetastet, um die räumliche Verteilung der 2D-2D-Registrierungsergebnisse zu analysieren. Es wird die Registrierungsgüte bei verschiedenen Abständen zur *wahren* untersucht. Dieses dichte Abtasten zeigt hochaufgelöst Korrelationen zwischen den Metrikwerten und der Bohrkanallage auf. Der Endoskopausschnitt wird hierzu mittig mit 40 % der Größe aus dem Originalbild entnommen.

Untersuchung der Registrierengenauigkeit

Die Registrierengenauigkeit wird an vier kritischen Punkten entlang des Bohrpfadmittels des Target Registration Errors (TRE) [FWM98] bestimmt. Distanzen zwischen *wahrer* und registrierter (*bester*) Trajektorie werden an der Schädeloberfläche, der Pfadmitte, dem Recessus Facialis und der Cochlea berechnet, wie in Bild 5.3 gezeigt. Die Lage der *wahren* Trajektorie ist bekannt und frei von Messfehlern.

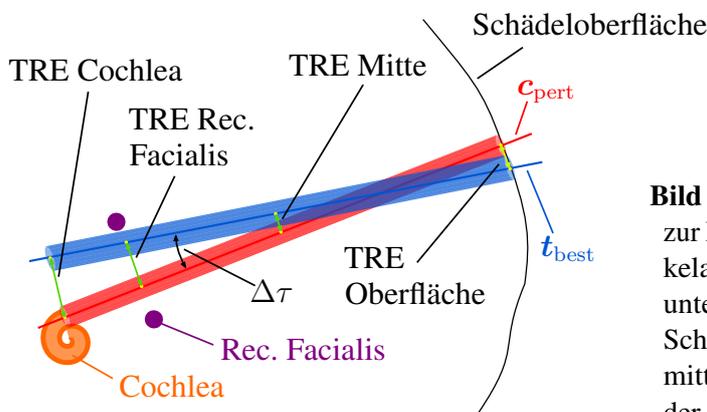


Bild 5.3: Schematische Darstellung zur Berechnung der TREs und Winkelabweichung. Der TRE wird in unterschiedlichen Tiefen an der Schädeloberfläche, der Bohrkanalmitte, dem Recessus Facialis und der Cochlea berechnet.

Als die wichtigsten Punkte, an denen die höchste Genauigkeit gefordert ist, werden Recessus Facialis und Cochlea in den entsprechenden Tiefen von ca. 30 mm und 40 mm angesehen. Die genauen Tiefen werden anhand der Bilddaten und geplanten Trajektorie bestimmt, wobei der Punkt mit der kürzesten Distanz zum RF auf der Trajektorie die entsprechende Tiefe definiert. Aufgrund der hohen erforderlichen Bohrergenauigkeit an diesen Punkten werden diese während der Auswertung am stärksten gewichtet. Die weiteren TREs an der Oberfläche und Bohrkanalmitte werden zur Bestimmung des Fehlerverlaufs entlang der Bohrtrajektorie berechnet. Zusätzlich zu

den TREs wird die Winkelabweichung $\Delta\tau$ zwischen jedem Paar aus verkippter *wahrer* \mathbf{c}_{pert} und *bester* Trajektorie \mathbf{t}_{best} berechnet:

$$\Delta\tau = \arccos\left(\frac{\mathbf{c}_{\text{pert}}^T \mathbf{t}_{\text{best}}}{\|\mathbf{c}_{\text{pert}}\|_2 \|\mathbf{t}_{\text{best}}\|_2}\right). \quad (5.2)$$

Neun Trajektorien \mathbf{c} werden von der Schädeloberfläche zur Cochlea geplant und führen zu neun Suchräumen. Die Lagen dieser *geplanten* Bohrkanäle \mathbf{c} werden verrauscht, um leicht verschobene und verkippte Lagen \mathbf{c}_{pert} zu erhalten. Aus diesen veränderten Lagen werden die endoskopischen Ansichten generiert. Für jede *geplante* Trajektorie \mathbf{c} wurden 10 davon abweichende *wahre* Trajektorien \mathbf{c}_{pert} erstellt, welche die endoskopierte Bohrungen darstellen, sodass 90 *wahre* Trajektorien entstehen. Hierdurch sind die *wahren* Trajektorien nicht mehr im Suchraum enthalten, sodass sie nicht mehr den jeweils *optimalen* entsprechen.

Das Verrauschen geschieht durch zufällige Verschiebung von Start- $\mathbf{r}_{\text{C,S}}$ und Endpunkt $\mathbf{r}_{\text{C,E}}$ der jeweiligen *geplanten* Trajektorie. Da die *geplante* jeweils der zentralen Trajektorie im Suchraum entspricht, wird das Verrauschen durch zufällige Verschiebung des Suchraummittelpunktes \mathbf{C} (siehe Bild 4.2) auf der oberen und unteren Kreisscheibe implementiert. Dabei wird nicht der Suchraum an sich gerändert, sondern die Lage der *wahren* Trajektorie in diesem. Die x - und y -Komponenten in der Kreisscheibe, bekannt aus Abschnitt 4.2, werden jeweils mit einem gleichverteilten Zufallswert $\eta \in \{\mathbb{R} \mid -1 \leq \eta \leq 1\}$ multipliziert und zum Start-, bzw. Endpunkt von \mathbf{c} addiert:

$$\mathbf{r}_{\text{C,S}} = \mathbf{r}_{\text{C}} + \left(\frac{\mathbf{x}}{\|\mathbf{x}\|_2} \eta_{x,\text{S}} + \frac{\mathbf{y}}{\|\mathbf{y}\|_2} \eta_{y,\text{S}} \right) r_s \kappa_{\text{pert}}, \quad (5.3)$$

$$\mathbf{r}_{\text{C,E}} = \mathbf{r}_{\text{C}} + \mathbf{c} d_c + \left(\frac{\mathbf{x}}{\|\mathbf{x}\|_2} \eta_{x,\text{E}} + \frac{\mathbf{y}}{\|\mathbf{y}\|_2} \eta_{y,\text{E}} \right) r_s \kappa_{\text{pert}}, \quad (5.4)$$

$$\mathbf{c}_{\text{pert}} = \mathbf{r}_{\text{C,E}} - \mathbf{r}_{\text{C,S}}. \quad (5.5)$$

Der Grad des Verrauschens κ_{pert} definiert den maximalen Abstand zur ursprünglichen Suchraummitte als Anteil vom Suchraumradius, den ein verrauschter Punkt annehmen kann:

$$\|\mathbf{r}_{\text{C,S}} - \mathbf{r}_{\text{C}}\|_2 \leq r_s \kappa_{\text{pert}}, \quad (5.6)$$

$$\|\mathbf{r}_{\text{C,E}} - \mathbf{r}_{\text{C}} + \mathbf{c} d_c\|_2 \leq r_s \kappa_{\text{pert}}. \quad (5.7)$$

Hier wurde $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$ gewählt, was bei dem Suchraumradius $r_s = 4$ mm zu einer maximalen euklidischen Abweichung von *realem* und *geplantem* Start- oder Zielpunkt von 1 mm resultiert. Da die *wahren* (endoskopischen) Trajektorien \mathbf{c}_{pert} variiert werden, bleibt der Suchraum je *geplanter* Trajektorie gleich und die erneute Berechnung der Suchraumtrajektorien in dieser Simulation entfällt.

Unter Berücksichtigung des MICI-Szenarios variieren Lage und Länge aller Trajektorien patientenspezifisch. Die Länge des endoskopischen Ausschnitts ℓ_e reicht in dieser Studie von 10 mm

bis zu 25 mm. Bild 5.4 zeigt einen Vergleich der Ausschnittslängen und der dadurch sichtbaren Mastoidmuster. Die orangene Fläche markiert, welcher Teil des gesamten Bildes bei einer Länge ℓ_e ausgeschnitten wird. Im Gegensatz zur vorherigen Untersuchung beginnen die Ausschnitte hier immer an der Oberfläche und decken den vollen Umfang von 360° ab.

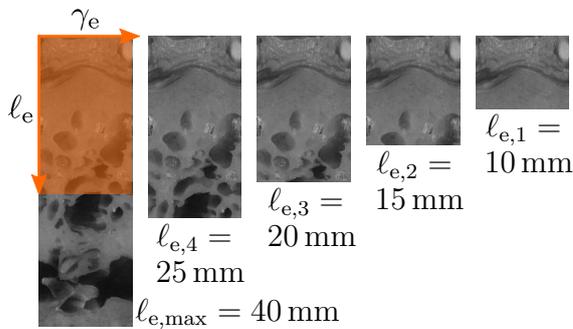


Bild 5.4: Exemplarische Endoskopausschnitte unterschiedlicher Länge ℓ_e . Diese variiert zwischen 10 mm und 25 mm, γ_e beträgt 360° . Die orange markierte Fläche zeigt die Ausschnittsgröße am kompletten Bild bei der Endoskopiellänge ℓ_e .

Grenzen hinsichtlich der Auflösung der CT-Daten werden durch die Registrierung mit verschiedenen isotropen Voxelgrößen $s_v \in \{0,2 \text{ mm}, 0,3 \text{ mm}, 0,4 \text{ mm}\}$ der CT-Daten ausgewertet. Weiterhin wird der Suchraum mit einer variablen Anzahl an Trajektorien $n_t \in \{441, 961, 1849\}$ abgetastet. Die Anzahl der Trajektorien ergibt sich aus Abtastungen mit einer jeweils gleichen Paarung von radialen und azimutalen Schritten $(n_R, n_A) \in \{(5,5), (6,6), (7,7)\}$. Schließlich wird der Radius der endoskopierte Bohrung von $r_{dh} \in \{2 \text{ mm}, 3 \text{ mm}, 4 \text{ mm}\}$ variiert. In einer größeren Bohrung wird eine größere Oberfläche des Mastoids geschnitten, wodurch mehr Landmarken sichtbar werden. Hier soll untersucht werden, ob dieser Zuwachs an Merkmalen auch zu einer Verbesserung der Registrierungsgenauigkeit führt. Die Pilotbohrung besitzt üblicherweise einen Radius von 2 mm. Kleinere Radien wurden nicht untersucht, da die Kegeloptik mit einem Außendurchmesser von 3 mm bei $r_{dh} = 2 \text{ mm}$ bereits nur 0,5 mm von der Bohrkantwand entfernt ist. Radien oberhalb von 4 mm sind unrealistisch, da hier schon ein beträchtlicher Teil des Mastoids entfernt wird. Von $r_{dh} = 2 \text{ mm}$ zu 4 mm vergrößert sich, bei einer Bohrtiefe von 30 mm, das abgetragene Volumen von 377 mm^3 zu 1508 mm^3 . Durch die quadratische Abhängigkeit vom Radius ergibt sich eine Vervierfachung des Volumens bei Verdopplung des Radius. Ein vierfacher Knochenabtrag im Patientenschädel müsste damit in Kauf genommen werden, während sich das sichtbare Muster lediglich verdoppelt.

5.2.3 Ergebnisse der Registrierung

Nachfolgend werden zunächst die Ergebnisse der 2D-2D-Registrierungen vorgestellt. Diese zeigen direkt die Ergebnisse aus den Vergleichen der einzelnen Bildpaare und ermöglichen damit Bewertungen der Methoden zum Bildvergleich. Daraufhin folgen die Ergebnisse zur Registrierungsgenauigkeit, die zeigen, wie genau sich die Lage eines Bohrkanals in einem diskreten Suchraum mit den vorgestellten Methoden in den verwendeten semi-künstlichen Bilddaten bestimmen lässt.

Ergebnisse der 2D-2D-Registrierungen

Bild 5.5 zeigt exemplarische Ergebnisse einer 2D-2D-Registrierung in Form von überlagerten Bildern. Der aus simulierten präoperativen Bilddaten extrahierte endoskopische Ausschnitt wird den doppelt abgerollten Bohrungsoberflächen überlagert. Werte unterhalb der Bilder zeigen den Zusammenhang der Metrik ε zur Ähnlichkeit der Bilder in der entsprechenden Position. Ein höherer Wert bedeutet ein besseres Ergebnis, was sich in der besseren Übereinstimmung von Bild 5.5 a) gegenüber b) zeigt. Die Metrikergebnisse sind nur bei Registrierungen mit gleichem endoskopischem Ausschnitt vergleichbar.

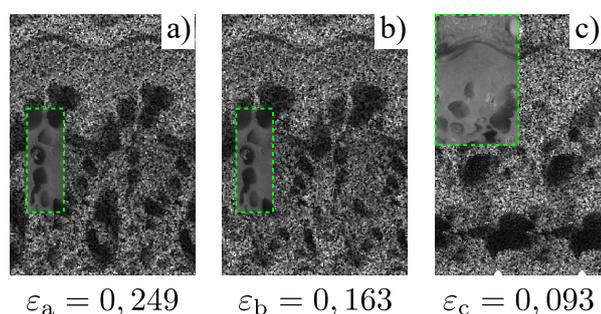


Bild 5.5: Exemplarische Ergebnisse der 2D-2D-Registrierungen. Der endoskopische Ausschnitt ist den doppelt abgerollten Bildern aus simulierten CT-Daten überlagert. Unter den Bildern sind die Werte der Metrik ε gegeben. a) und b) verwenden einen mittigen Ausschnitt mit 40 % Größe. c) zeigt einen Ausschnitt mit Beginn an der Oberfläche und $\ell_e = 20$ mm Länge.

Bild 5.6 a) präsentiert die Ergebnisse der Registrierung mit einem Suchraumradius von $r_s = 5$ mm. Die Ergebnisse werden entsprechend der mittleren Entfernung von Start- und Endpunkt zum jeweils *wahren* Start- bzw. Endpunkt für jede Trajektorie dargestellt, im Folgenden als Abstand a_t bezeichnet. Die *besten* und *optimalen* Registrierungsergebnisse sind mit einem magentafarbenen bzw. grünen Kreuz markiert. Alle Bohrungen mit einem Abstand von 0,75 mm oder mehr sind deutlich vom *optimalen* Registrierungsergebnis zu unterscheiden. Für eine genauere Untersuchung dieser kritischen Zone wird der Suchraum auf einen Radius von 1 mm verkleinert, während die Anzahl der Proben konstant gehalten wird. Die Ergebnisse für diesen kleineren Suchraum sind in Bild 5.6 b) dargestellt. Das *beste* Registrierungsergebnis ist nicht mehr identisch mit dem *optimalen*, d. h. die Registrierung hat nicht die richtige Lösung ermittelt.

Alle Boxplots in dieser Arbeit zeigen das untere und obere Quartil als Box, der Median als Linie teilt die Menge in die untere und obere Hälfte der Werte und die Whisker markieren den Bereich, in dem 75 % aller Werte liegen. Alle Werte außerhalb werden als Ausreißer in Form von Kreuzen dargestellt.

Die Ergebnisse in Bild 5.6 b) zeigen, dass bis zu einem Abstand von etwa $a_t = 0,3$ mm die Bohrtrajektorien durch den Vergleich der Metrikergebnisse nicht von der wahren Trajektorie unterschieden werden können. Weil die mittlere Distanz von Start- und Endpunkten ausgewertet wurde,

folgt daraus keine Aussage über die erreichbare Genauigkeit an einzelnen Punkten entlang der Trajektorie.

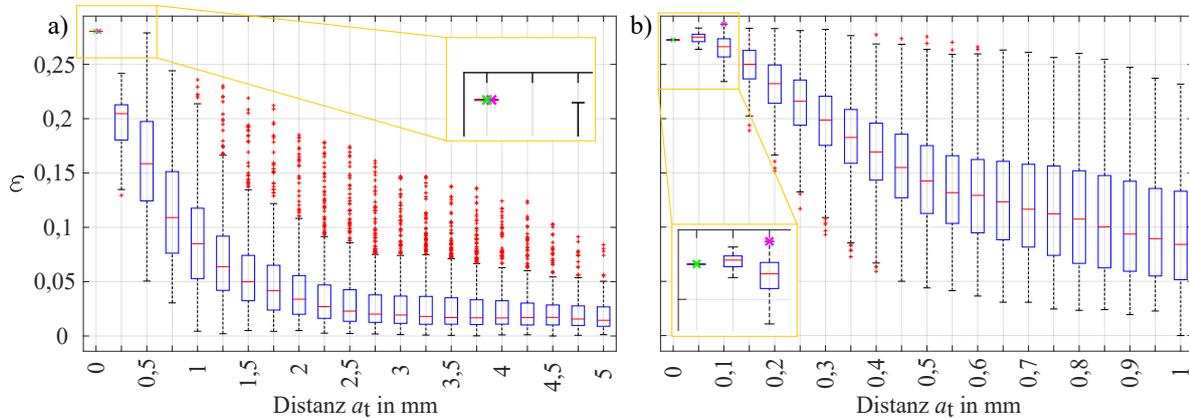


Bild 5.6: Verteilung der Metrikwerte ε nach den 2D-2D-Registrierungen, dargestellt in Bezug auf den Trajektorienabstand a_t zur wahren, optimalen Trajektorie mit a) $r_s = 5$ mm und b) $r_s = 1$ mm.

Um ein besseres Verständnis der räumlichen Verteilung der Ergebnisse im Suchraum zu ermöglichen, ist in Bild 5.7 eine 3D-Darstellung der Registrierungsergebnisse gezeigt. Die zugrunde liegenden Bilddaten sind die gleichen wie bisher, während der Suchraumradius nun 2 mm beträgt. Sowohl die Höhe als auch die Farbcodierung veranschaulichen die Metrikwerte als Ergebnis der 2D-2D-Registrierungen. Die x - und y -Koordinaten entsprechen den Positionen der Trajektorienmittelpunkte im Suchraum.

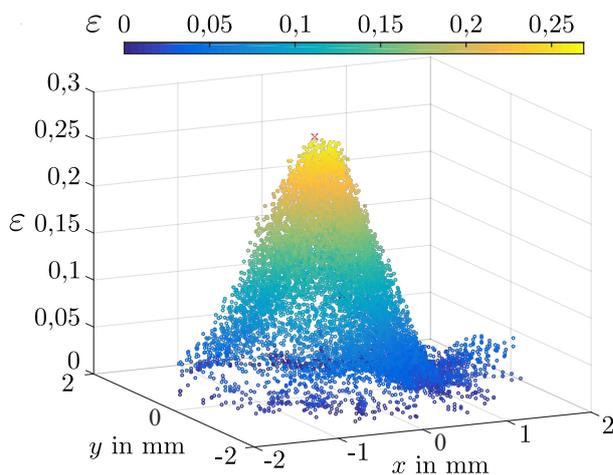


Bild 5.7: 3D-Punktwolke der Ergebnisse der 2D-2D-Registrierungen mit $r_s = 2$ mm. Die Farben markieren die Werte der Registrierungsergebnisse ε . Alle Ergebnisse sind nach den Positionen der entsprechenden Bohrungen im Suchraum (absolute Positionen der Bohrungsmittelpunkte) dargestellt. Das magentafarbene Kreuz markiert das Maximum im Suchraum.

Eine 3D-Punktwolke zeigt die Verteilung der Registrierungsergebnisse mit einer Steigung zur Spitze einer Hüllkurve hin. Die Verwendung dieser Hüllkurve kann helfen Ausreißer und falsch-positive Ergebnisse zu erkennen, während die Spitze der Hüllkurve dem Optimum im Suchraum entspricht.

Ergebnisse der Registriergenauigkeit

Tabelle 5.1 wertet die TRE-Ergebnisse aller 90 Trajektorien (siehe Abschnitt 5.2.2) sowie die Winkelabweichungen aus. Jede Zeile gibt die Mittelwerte für alle zehn Variationen einer Trajektorie an. Ein Suchraum mit einem Radius von $r_s = 4$ mm wird mit $n_t = 961$ Trajektorien abgesucht. Ein endoskopischer Ausschnitt von $\ell_e = 20$ mm Länge wird verwendet; die isotrope CT-Voxelgröße beträgt $s_v = 0,2$ mm. Die Ergebnisse der Tabelle 5.1 finden sich auch im folgenden Bild 5.8.

Tabelle 5.1: TREs in mm an kritischen Punkten entlang von neun Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Jeder Wert ist der Mittelwert von zehn verrauschten Bohrungen ($r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$, $n_t = 961$, $s_v = 0,2$ mm, $\ell_e = 20$ mm).

Trajektorie	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in $^\circ$
1	0,22	0,17	0,23	0,30	1,11
2	0,27	0,17	0,30	0,43	1,49
3	0,38	0,19	0,44	0,69	2,02
4	0,32	0,17	0,38	0,60	1,35
5	0,37	0,17	0,40	0,63	1,42
6	0,30	0,22	0,50	0,71	1,61
7	0,34	0,15	0,36	0,57	1,54
8	0,35	0,12	0,30	0,49	1,26
9	0,30	0,16	0,38	0,56	1,52
$\bar{x} \pm s$	$0,32 \pm 0,15$	$0,17 \pm 0,08$	$0,36 \pm 0,17$	$0,55 \pm 0,26$	$1,48 \pm 0,55$

Der TRE an der Schädeloberfläche beträgt $(0,32 \pm 0,15)$ mm, während in der Trajektorienmitte $(0,17 \pm 0,08)$ mm erreicht wird. In der Nähe des Recessus Facialis und der Cochlea ist der TRE $(0,36 \pm 0,17)$ mm bzw. $(0,55 \pm 0,26)$ mm und die Winkelabweichung $(1,48 \pm 0,55)^\circ$.

An der Cochlea können sowohl die größten mittleren Fehler als auch die größten Standardabweichungen beobachtet werden. Im Mittelpunkt liegt die höchste Genauigkeit der Registrierung. Der Median-TRE an der Schädeloberfläche ist vergleichbar mit demjenigen am Recessus Facialis. Während die Fehler am RF eine höhere Streuung aufweisen, sind an der Schädeloberfläche mehr Ausreißer vorhanden.

Die in der letzten Spalte angegebenen Winkelabweichungen bieten ein Hilfsmittel zur Schätzung des TRE für Ziele fernab der Bohrachse, wie es bei anderen Anwendungen als der Cochleaimplantat-Chirurgie vorkommen kann. Beispielsweise ergibt sich für einen Zielpunkt in 15 mm Entfernung eine zusätzliche Abweichung von $(0,39 \pm 0,14)$ mm durch den Winkelfehler von $(1,48 \pm 0,55)^\circ$.

Ergebnisse zum Vergleich der Ausschnittslänge

Bild 5.8 vergleicht die TRE-Ergebnisse mit variierender Länge ℓ_e des endoskopischen Ausschnitts unter Verwendung von 961 Trajektorien und einer isotropen CT-Voxelgröße von 0,2 mm. Jeder

Boxplot stellt die Ergebnisse aller 90 Trajektorien für ein ℓ_e und einen kritischen Punkt dar. Tabelle 5.2 enthält die Mittelwerte und die Standardabweichung der Ergebnisse sowie die Winkelabweichungen. Jede Zeile in der Tabelle enthält die Mittelwerte für alle zehn Variationen aller neun Trajektorien und somit aller 90 Varianten.

Tabelle 5.2: Vergleich der Registriergenauigkeit bei Variation der endoskopischen Ausschnittslängen ℓ_e von 10 mm bis 25 mm. ($n_t = 961$, $s_v = 0,2$ mm). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 90 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen.

ℓ_e in mm	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in $^\circ$
10	$1,15 \pm 1,14$	$1,26 \pm 0,97$	$1,58 \pm 0,99$	$1,94 \pm 1,09$	$3,00 \pm 1,58$
15	$0,60 \pm 0,92$	$0,49 \pm 0,65$	$0,69 \pm 0,60$	$0,92 \pm 0,67$	$2,10 \pm 1,13$
20	$0,32 \pm 0,15$	$0,17 \pm 0,08$	$0,36 \pm 0,17$	$0,55 \pm 0,26$	$1,48 \pm 0,55$
25	$0,34 \pm 0,31$	$0,18 \pm 0,20$	$0,31 \pm 0,20$ </tr		

An der Schädeloberfläche und dem Mittelpunkt ist ein sehr geringer Unterschied zwischen den TRE-Ergebnissen mit $\ell_e = 25$ mm und 20 mm sichtbar, während bei 15 mm erhebliche Ausreißer vorhanden sind. Besonders der 10 mm Ausschnitt – der einzige, der keine Mastoidmerkmale bietet (vgl. Bild 5.4) – unterscheidet sich durch einen höheren Median und eine deutlich größere Spreizung. Die Fehler scheinen in diesem Fall zufällig im gesamten Suchraum mit 4 mm Radius verteilt zu sein, sodass die Registrierung als fehlgeschlagen anzusehen ist.

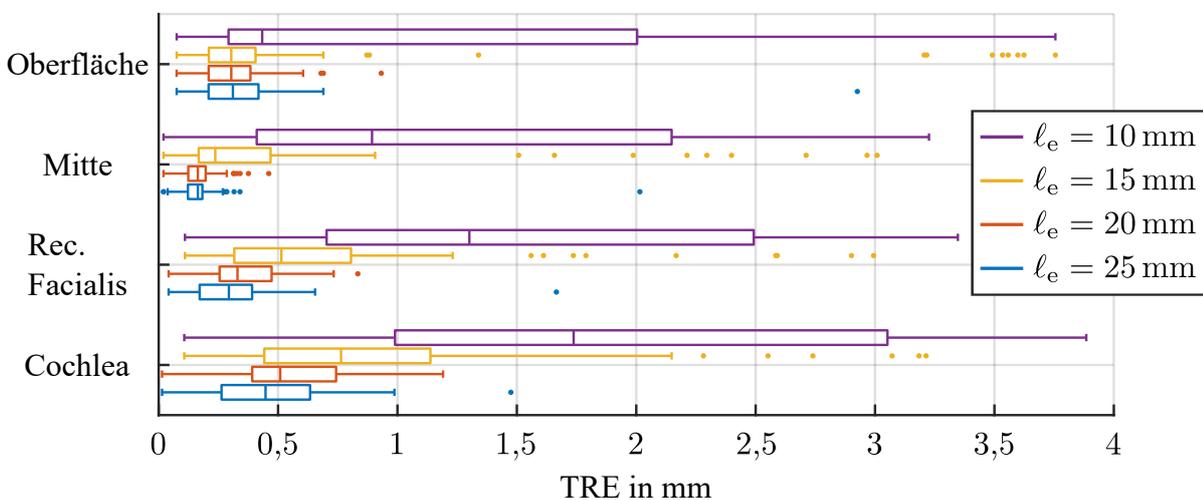


Bild 5.8: Vergleich der Registriergenauigkeit bei Variation der endoskopischen Ausschnittslängen ℓ_e von 10 mm bis 25 mm. ($n_t = 961$, $s_v = 0,2$ mm). Ergebnisse entsprechend Tabelle 5.2.

Die Ergebnisse zeigen die höchste Genauigkeit rund um die Bohrkanaalmitte. Eine höhere Genauigkeit korreliert mit mehr Merkmalen entlang der Bohrtrajektorie mit zunehmender Tiefe. Nahe der Schädeloberfläche bietet die homogene Kortikalis nur wenige Merkmale und führt daher zu schlechten Registrierungsergebnissen. Mit zunehmender Tiefe bietet das Mastoid mehr und mehr Zellen als Registrierungsmerkmale, was zu kleineren Fehlern bei der Registrierung mit steigender

Tiefe führt. Bei einer Ausschnittslänge von nur 10 mm ist die Registrierung in etwa 83 % der Fälle (Fehler $> 0,5$ mm am RF) wegen der fehlenden sichtbaren Merkmale fehlgeschlagen. Ausschnitte mit einer Länge von 15 und 20 mm zeigen eine zunehmende Anzahl von Mastoidzellen, während in allen Fällen die Cochlea und der Gesichtsnerv nicht sichtbar sind. Es folgt daraus, dass die Pilotbohrung für die Genauigkeit dieser Registrierungsmethode so lang wie möglich sein sollte, während die endoskopierte Länge mindestens 20 mm betragen sollte.

Von 20 mm zu 25 mm Länge verschlechtern sich die Ergebnisse an der Oberfläche und in der Mitte leicht, trotz mehr vorhandener Merkmale. Wegen der geringen Höhe des Bilddatenvolumens (siehe Abschnitt 5.2.1) ragen einige Bereiche der Bohrkanäle aus diesem heraus. Da sich diese Bereiche bei der Registrierung nicht einfach ignorieren lassen, gehen sie als Merkmale in den 2D-2D-Bildvergleich mit ein. Wie die Ergebnisse zeigen, können daraus sowohl bessere als auch schlechtere Registrierungsergebnisse resultieren. Die entstehende deutliche Kante des Volumenrandes kann zu falsch-positiven Ergebnissen und damit zu schlechteren Ergebnissen, führen.

Ergebnisse zum Vergleich der Anzahl der Trajektorien

Bild 5.9 und Tabelle 5.3 vergleichen die Registrierungsfehler für verschiedene Anzahlen von Trajektorien $n_t \in \{441, 961, 1849\}$, eine Ausschnittslänge von 20 mm und eine isotrope Voxelgröße von 0,2 mm.

Tabelle 5.3: Vergleich der Registrierengenauigkeit mit einer Trajektorienzahl n_t im Bereich von 441 bis 1849 ($\ell_e = 20$ mm, $s_v = 0,2$ mm). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 90 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. \bar{t}_{reg} gibt die Zeit für n_t Bildvergleiche an, gemittelt über alle 90 Trajektorien.

n_t	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in $^\circ$	\bar{t}_{reg} in min
441	$0,48 \pm 0,32$	$0,24 \pm 0,18$	$0,52 \pm 0,24$	$0,78 \pm 0,36$	$1,81 \pm 0,86$	15,38
961	$0,32 \pm 0,15$	$0,17 \pm 0,08$	$0,36 \pm 0,17$	$0,55 \pm 0,26$	$1,48 \pm 0,55$	30,16
1849	$0,30 \pm 0,38$	$0,17 \pm 0,15$	$0,31 \pm 0,17$	$0,47 \pm 0,27$	$1,33 \pm 0,87$	52,98

Die zunehmende Genauigkeit der Registrierung bei einer größeren Anzahl an Trajektorien n_t ist eindeutig zu erkennen. Median und Streuung sinken mit zunehmender Anzahl von Trajektorien in allen Fällen, während nur wenige große Ausreißer vorliegen. Eine Verwendung von mehr Trajektorien für die Abtastung des Suchraums resultiert in längeren Rechenzeiten und muss daher sorgfältig abgewogen werden. Mindestens sind jedoch $n_t = 961$ Trajektorien zu empfehlen.

Ergebnisse zum Vergleich der Voxelgröße

Bild 5.10 und Tabelle 5.4 zeigen die Registrierungsergebnisse mit unterschiedlichen Voxelgrößen des künstlichen CT-Datensatzes $s_v \in \{0,2 \text{ mm}, 0,3 \text{ mm}, 0,4 \text{ mm}\}$. Der Suchraum wird mit 961 Trajektorien abgetastet und der endoskopische Ausschnitt hat eine Länge von 20 mm.

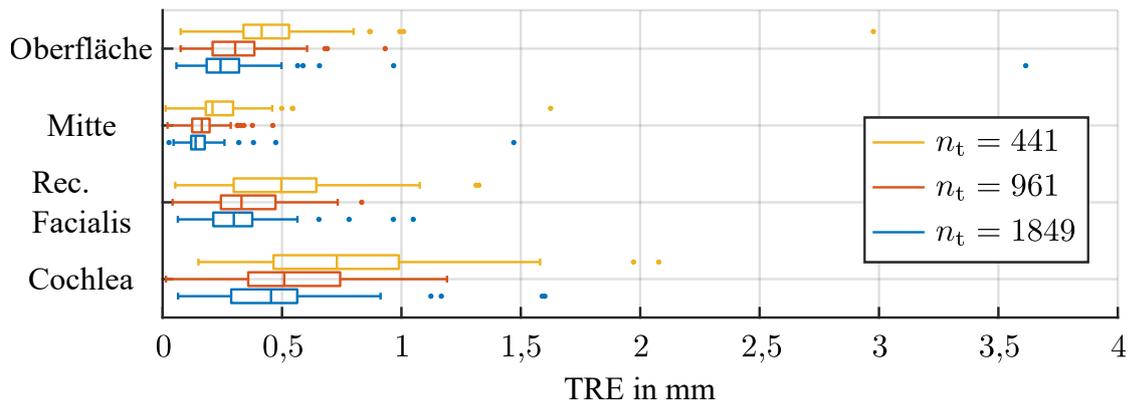


Bild 5.9: Vergleich der Registrierengenauigkeit mit einer Trajektorienzahl n_t im Bereich von 441 bis 1849 ($\ell_e = 20$ mm, $s_v = 0,2$ mm). Ergebnisse entsprechend Tabelle 5.3.

Starke Einflüsse auf die Höhe und Anzahl der Ausreißer der Registrierung sind erkennbar. Mittelwerte, Streuung und Ausreißer sind bei $s_v = 0,2$ mm deutlich geringer als bei größeren Voxelgrößen. Die größte isotrope Voxelgröße von $0,4$ mm liefert die schlechtesten Ergebnisse an allen Punkten. Während die Genauigkeit mit $s_v = 0,3$ mm im Allgemeinen schlechter ist als mit $0,2$ mm, ist der Median an der Cochlea etwas geringer. Nur mit $s_v = 0,3$ mm und $0,4$ mm sind TREs von $1,2$ mm und mehr für einzelne Trajektorien vorhanden.

Tabelle 5.4: Vergleich der Registrierengenauigkeit mit verschiedenen isotropen CT-Voxelgrößen s_v von $0,2$ mm bis $0,4$ mm. ($n_t = 961$, $\ell_e = 20$ mm). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 90 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen.

s_v in mm	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in $^\circ$
0,4	$0,58 \pm 0,75$	$0,41 \pm 0,59$	$0,60 \pm 0,56$	$0,81 \pm 0,61$	$1,70 \pm 0,99$
0,3	$0,60 \pm 0,84$	$0,35 \pm 0,49$	$0,47 \pm 0,39$	$0,64 \pm 0,44$	$1,76 \pm 1,10$
0,2	$0,33 \pm 0,15$	$0,17 \pm 0,08$	$0,35 \pm 0,18$	$0,54 \pm 0,27$	$1,48 \pm 0,55$

Im Allgemeinen führt eine größere Voxelgröße demnach auch zu einem größeren Registrierungsfehler. Betrachtet man die Tiefe des Recessus Facialis als Referenz für die Genauigkeit, so kommt es zu einer leichten Erhöhung der Mittelwerte, die entscheidend für den Erfolg der Registrierung sein kann. Basierend auf diesem Vergleich – in erster Linie der maximalen Fehler sowie der Ausreißer – ist eine isotrope CT-Voxelgröße $\leq 0,2$ mm empfehlenswert. Da $0,2$ mm oder weniger eine typische isotrope Voxelgröße in der CT-Bildgebung ist, ergeben sich keine Schwierigkeiten in der präoperativen Bildgebung für genaue Bohrkanalregistrierungen in Mastoidknochen. Wegen der hohen Auflösung der vorliegenden endoskopischen Bilddaten müssen für diese keine weiteren Anforderungen definiert werden.

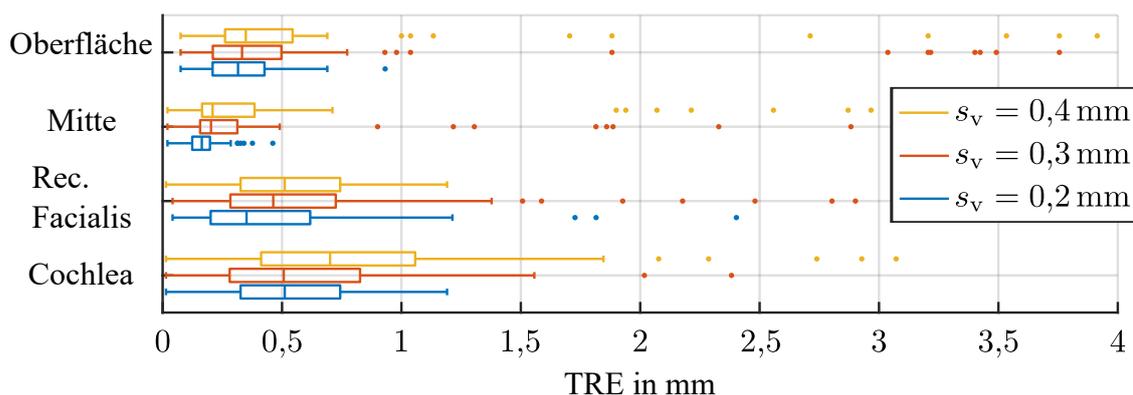


Bild 5.10: Vergleich der Registriergenauigkeit mit isotropen CT-Voxelgrößen s_v von 0,2 mm bis 0,4 mm ($n_t = 961$, $\ell_e = 20$ mm). Ergebnisse entsprechend Tabelle 5.4.

Ergebnisse zum Vergleich des Bohrkanalradius

Bild 5.11 und Tabelle 5.5 zeigen die Ergebnisse bei Variation des Bohrkanalradius zwischen $r_{dh} \in \{2 \text{ mm}, 3 \text{ mm}, 4 \text{ mm}\}$.

Die Ergebnisse sind für alle Radien sehr ähnlich. Besonders beim größten Radius von 4 mm ergeben sich einige deutliche Ausreißer. Zudem sind die minimalen Fehler hier an Recessus Facialis und Cochlea größer. Das insgesamt beste Ergebnis zeigt sich bei $r_{dh} = 2$ mm, also dem kleinsten Radius. Auch hier ist es möglich, dass einzelne Bereiche der Bohrkanäle aus dem Volumen herausragen, wo keine Bilddaten zur Verfügung stehen. Die falsch-positiven Ergebnissen sind in Bild 5.11 zu sehen und machen sich in der Streuung in Tabelle 5.5 bemerkbar, in der die Standardabweichungen mit steigendem Radius zunehmen. Der Effekt wird umso größer, je größer die Bohrkanäle werden, da der herausragende Anteil zunimmt.

Tabelle 5.5: Vergleich der Registriergenauigkeit mit Bohrradien r_{dh} von 2 mm bis 4 mm ($n_t = 961$, $\ell_e = 20$ mm, $s_v = 0,2$ mm). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 90 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen.

r_{dh} in mm	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in °
2	$0,32 \pm 0,15$	$0,17 \pm 0,08$	$0,36 \pm 0,17$	$0,55 \pm 0,26$	$1,48 \pm 0,55$
3	$0,30 \pm 0,15$	$0,17 \pm 0,07$	$0,36 \pm 0,17$	$0,54 \pm 0,27$	$1,35 \pm 0,62$
4	$0,31 \pm 0,17$	$0,18 \pm 0,19$	$0,38 \pm 0,23$	$0,56 \pm 0,29$	$1,39 \pm 0,55$

Wegen der möglichen falsch-positiven Ergebnisse durch Herausragen kann an dieser Stelle keine Empfehlung für den Radius gegeben werden. Da die Ergebnisse mit dem geringsten Bohrradius von $r_{dh} = 2$ mm aber vergleichbar zu denen mit größeren Radien sind und bei diesem das geringste Knochenvolumen abgetragen wird, scheint die Verwendung von diesem sinnvoll.

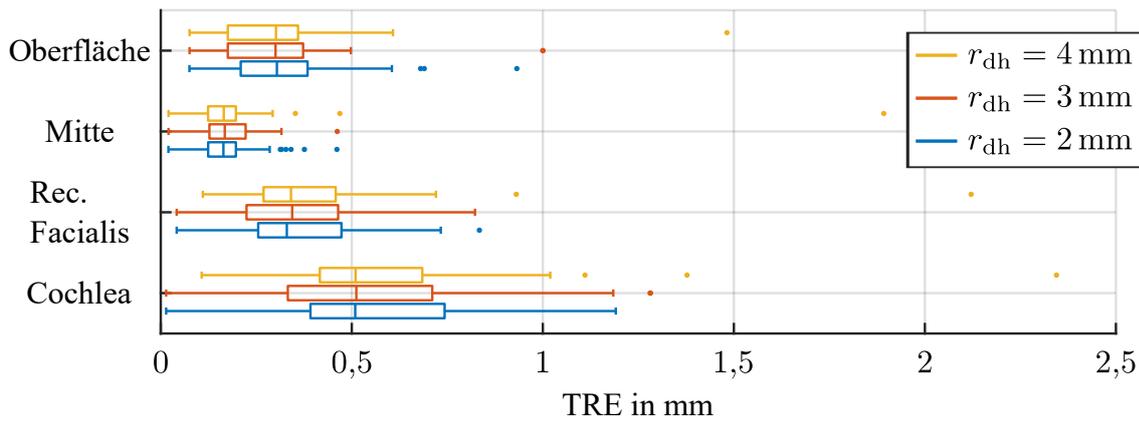


Bild 5.11: Vergleich der Registriergenauigkeit mit Bohrungsradien r_{dh} von 2 mm bis 4 mm ($n_t = 961$, $\ell_e = 20$ mm, $s_v = 0,2$ mm). Ergebnisse entsprechend Tabelle 5.5.

5.2.4 Diskussion und Fazit der Ergebnisse

Die Simulation zeigt erstmalig die Eignung der vorgestellten Methoden für die Registrierung eines Bohrkanals im Mastoid auf Basis von Abbildungen von dessen Knochen-Luft-Struktur. Bei einer Wahl realistischer Parameter konnten im Mittel Genauigkeiten von 0,36 mm am Recessus Facialis und 0,55 mm an der Cochlea erreicht werden. In der Bohrkanalmitte beträgt der mittlere Fehler sogar nur 0,17 mm, maximal nur 0,22 mm. Der geringere Fehler in der Bohrkanalmitte lässt sich an der größten Verfügbarkeit wichtiger Merkmale in diesem Bereich festmachen.

In Abschnitt 1.2.2 wurden für die minimalinvasive Cochleaimplantation Anforderungen an die Registriergenauigkeiten bestimmt, wenn eine relative Gewichtung der Abstände zu den Nerven bei der Planung durchgeführt wird. Minimal gelten damit $\eta_{NF} a_{ges, \min} = 0,5$ mm bei Einsatz eines 1,4 mm-Bohrers, 0,3 mm bei einem 1,6 mm-Bohrer und 0,2 mm mit einem 1,8 mm-Bohrer für ein sicheres Durchbohren des Recessus Facialis. Für die mittleren verfügbaren Abstände $\eta_{NF} \overline{a_{ges}}$ gelten 0,8 mm, 0,7 mm und 0,5 mm.

Die Anforderungen von $\eta_{NF} \overline{a_{ges}}$ werden für alle Bohrerdricken erfüllt, während die Genauigkeit von $\eta_{NF} a_{ges, \min}$ nur für Bohrer bis 1,4 mm unterschritten wird. Für einen 1 mm-Bohrkanal, mit einer geforderten Genauigkeit von 0,8 mm bzw. 1,1 mm, werden die Anforderungen in fast jedem Fall erreicht und nur in sehr extremen Fällen, wie einer Ausschnittlänge von lediglich 10 mm, überschritten. Diese Anforderungen und Bohrdurchmesser gelten für den Tiefenbohrer, mit dem der RF durchbohrt wird. Für die Pilotbohrung, die vor dem RF stoppt, werden Bohrungen mit $r_{dh} \approx 2$ mm angelegt.

Die Einflussanalyse der wichtigen Parameter hat ergeben, dass die Ausschnittlänge ℓ_e mit zunehmender Tiefe den größten Einfluss hat, gefolgt von der Anzahl der Trajektorien im Suchraum n_t . Besonders fällt der Zugewinn ab $\ell_e = 10$ mm Tiefe auf, in der die ersten Mastoidzellen sichtbar werden. Voxelgröße s_v und Bohrungsradius r_{dh} haben einen vergleichsweise geringen Einfluss. Dabei ist die Verbesserung bei der Voxelgröße klar zu erkennen, insbesondere durch eine Abnahme

der Ausreißer. Für den Bohrungsradius ergibt sich kein eindeutiges Ergebnis. Hier könnten Effekte, die durch den flachen Datensatz zustande kommen, die Ergebnisse verfälschen.

Basierend auf den Ergebnissen wird eine Endoskopielänge von mindestens 20 mm bei einem Suchraum mit mindestens 961 Trajektorien und einem Suchraumradius von 4 mm empfohlen. Die isotrope Voxelgröße der Volumendaten sollte 0,2 mm nicht überschreiten.

5.3 Registrierung im Mastoidphantom

Im vorherigen Abschnitt 5.2 wurde die Anwendbarkeit der Registrierung durch Abrollen der Bohrkanoaloberflächen mit 2D-2D-Bildvergleichen gezeigt. Die verbleibenden Registrierungsfehler sind dabei vielversprechend für einen Einsatz des Verfahrens in der MICI. Auf die Simulation folgt nun die erstmalige Erprobung der Methoden mit realen Bilddaten in einem ersten Mastoidphantom. Die Verwendung eines Phantoms bietet vereinfachte und kontrollierte Experimentalbedingungen. Im selben Zuge wurde der 2D-2D-Bildvergleich von endoskopischen und abgerollten CT-Bildern überarbeitet. Anstelle des pixelbasierten Mutual Information-Verfahrens kommt nun der merkmalsbasierte Vergleich mittels Chamfer Matching zum Einsatz. Hierzu werden die Bilddaten zunächst auf die wesentlichen Informationen der Bildmerkmale, nämlich die Übergänge zwischen Knochen und Mastoidzellen, reduziert. Die Methoden und einige der Ergebnisse dieser kantenbasierten Registrierung sind in [Ber+17a] veröffentlicht und basieren z. T. auf Arbeiten aus [Fas16].

Abschnitt 5.3.1 beschreibt den Versuchsaufbau sowie die Durchführung der Versuche. Es folgen die Vorstellung und Beschreibung der Ergebnisse in Abschnitt 5.3.2 sowie deren Diskussion und ein Fazit in Abschnitt 5.3.3.

5.3.1 Aufbau und Durchführung der Registrierung

Die Aufnahme der Lufteinschlüsse sowie die Verarbeitung endoskopischer Bilddaten wurde mit einem biomechanischen Testblock (Sawbones Europe, Malmö, Schweden) als Knochenphantom untersucht. Dieser wurde, ähnlich zu Kobler et al. [Kob+14b], mit künstlichen Mastoidzellen in Form von parallelen Durchgangsbohrungen versehen, die einfach zu fertigen sind. Es handelt sich um einen Block aus dichtem Polyurethan-Schaum von 40 mm Höhe, auf den oberseitig eine etwa 2 mm hohe Kunstharz-Schicht als Kortikalis aufgebracht ist. Bild 5.12 zeigt den Testblock in a) als Gitternetzdarstellung im Detail und in b) im Versuchsaufbau. Ein zufälliges Muster von Durchgangslöchern, orthogonal zur Bohrtrajektorie t (rot gestrichelte Linie), wurde in den Testblock gebohrt. Der Koordinatenursprung $(KS)_B$ dient als Referenz für die Blockposition in allen Abbildungen. Die Mastoid-Bohrlöcher sind in x -Richtung des $(KS)_B$ orientiert. Dieses Phantom wird im Folgenden auch als Phantom 1 bezeichnet.

Das insgesamt 42 mm hohe Mastoidphantom ist auf einem Linearschlitten platziert (MT1-Z8, Thorlabs Inc., Newton, New Jersey, USA), welcher ein präzises lineares Verfahren mit konstantem

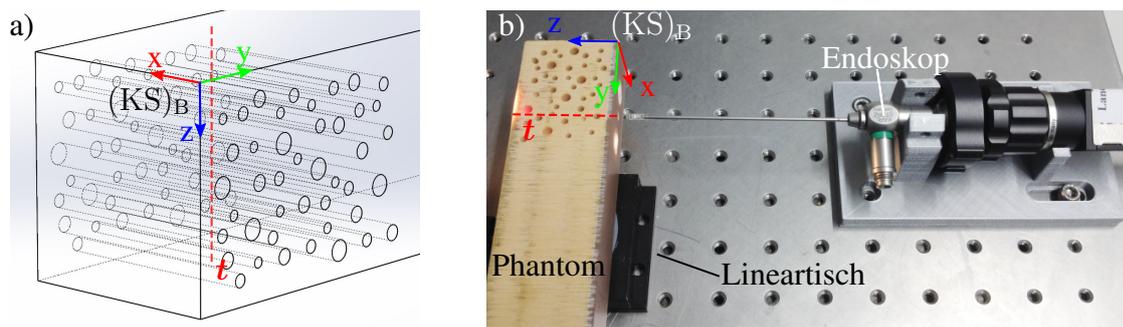


Bild 5.12: Versuchsaufbau mit Phantom 1. a) Die Drahtgitterdarstellung des biomechanischen Testblocks zeigt die künstlichen Mastoidzellen im Inneren des Blocks. b) Endoskopoptik, fixiert auf einem optischen Tisch. Das Knochenphantom wird auf den Linearschlitten platziert und mit konstanter Geschwindigkeit verfahren. Das Koordinatensystem $(KS)_B$ ist jeweils in seiner Lage an der Blockecke und die Trajektorie t rot gestrichelt eingezeichnet.

Vorschub erlaubt. Auf der Gegenseite ist das Endoskop (0° Hopkins II Telescope, KARL STORZ GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland) auf dem optischen Tisch fixiert. Mit dem Okular des Endoskops sind ein Zoomobjektiv (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Deutschland) und eine Kamera mit CCD-Sensor (Pixelgröße $4,4 \mu\text{m}$, Auflösung 1600×1200 Pixel, uEye UI-2250-SE-C-HQ, IDS Imaging Development Systems GmbH, Obersulm, Deutschland) verbunden. Distal ist der Kegelspiegel, bekannt aus Abschnitt 2.5, auf das Endoskop aufgesteckt. Zur homogenen Beleuchtung wird das Bohrloch mit einer externen Lichtquelle, entgegen der z -Richtung, ausgeleuchtet.

Der Ablauf der mechanischen und der Bildverarbeitung sowie die Registrierung im Phantom mittels Chamfer Matching sind in Bild 5.13 gezeigt. Die endoskopische Bildverarbeitung ist bereits aus Abschnitt 3.3 und das Registrierungsverfahren aus Kapitel 4 bekannt. Das kleinere Endoskopbild dient jeweils als das bewegliche Bild, welches während der Registrierung örtlich transformiert wird. Chamfer Matching wurde gewählt, weil intensitätsbasierte Registrierungsverfahren aufgrund der Helligkeitsunterschiede und -sprünge in den Endoskopbildern nicht geeignet sind. Nach dem Anlegen der künstlichen Mastoidzellen durch Bohrungen wird zunächst eine präoperative CBCT-Aufnahme (Accuitomo, Morita Corp., Osaka, Japan) vom Probenblock mit einer isotropen Voxelgröße von $s_v = 0,16 \text{ mm}$ erstellt. Anschließend wird orthogonal zu diesen Bohrungen eine weitere Bohrung entlang c angelegt, die der *wahren* Bohrung t in das Mastoid entspricht. Diese wird mit dem KMA vermessen, der laut Hersteller eine volumetrische Genauigkeit von $0,025 \text{ mm}$ im gesamten Arbeitsraum besitzt. Ein Blockkoordinatensystem $(KS)_B$ wird durch das Einmessen von drei aneinandergrenzenden Ebenen erstellt und in einer Ecke des Blocks platziert. In den Bilddaten wird in derselben Ecke des Blocks ein korrespondierendes Koordinatensystem definiert, indem die Ecke sowie die drei angrenzenden Kanten markiert werden. Der Messfehler der *wahren* Trajektorie setzt sich so aus den Genauigkeiten der Messung des Bohrlochs und der Bestimmung der Koordinatensysteme zusammen. Letztere ist unbekannt, weshalb nicht bekannt ist, wie genau die Lage der *wahren* Trajektorie gemessen wurde.

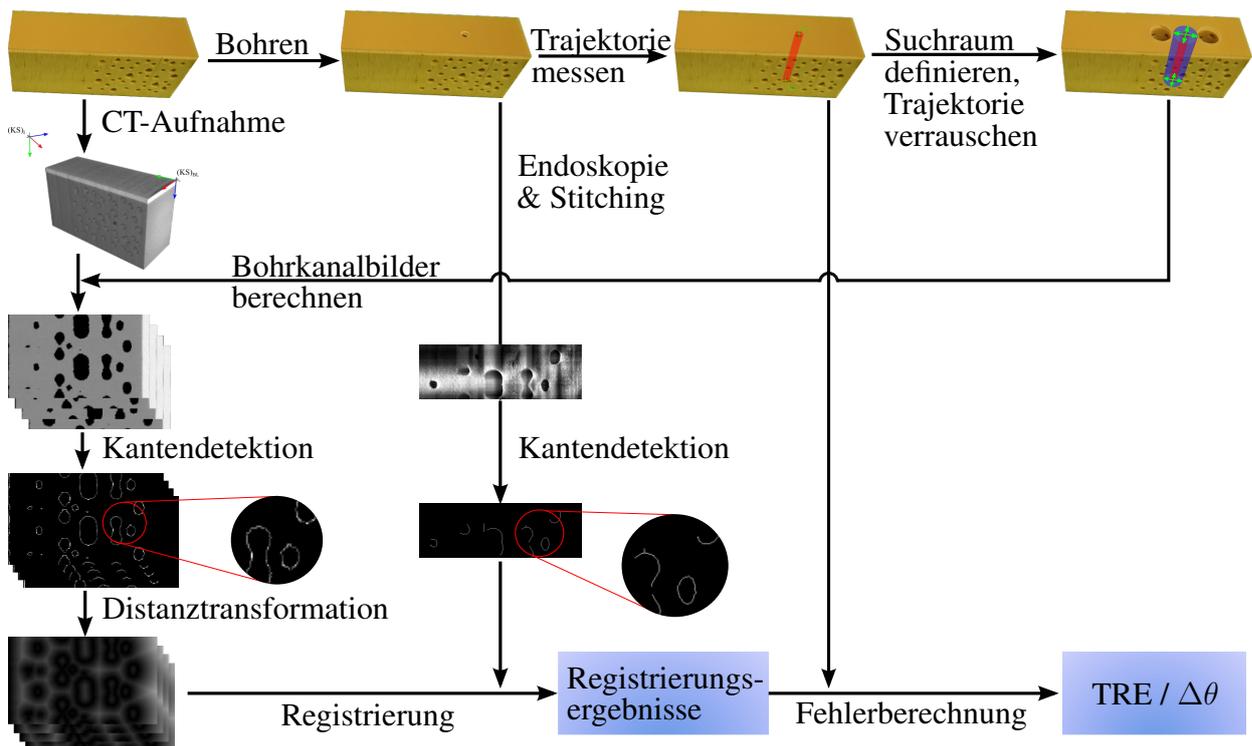


Bild 5.13: Ablauf der Registrierung in Phantom 1 mit Chamfer Matching als 2D-2D-Bildvergleich.

In der Realität weicht die *wahre* von der *geplanten* Trajektorie durch Bohrungenauigkeiten ab. Daher werden Start- und Zielpunkt der gemessenen Trajektorie mit Zufallswerten beaufschlagt und so die *geplanten* Trajektorien erstellt. Hierdurch werden Abweichungen bei der Bohrung simuliert. Das Vorgehen ist bereits aus Abschnitt 5.2.2 bekannt. Es bietet erneut die Möglichkeit, mehrere zufällige relative Lagen von *geplanter* und *wahrer* Trajektorie zu erzeugen. In diesem Versuch entspricht die verrauschte Trajektorie der *geplanten*, mit dem Unterschied, dass diese nicht vorher geplant wurde, sondern im Nachhinein künstlich erzeugt wird. Für jede verrauschte Trajektorie wird ein Suchraum mit einem Radius von $r_s = 4$ mm aufgespannt und mit $n_t = 8281$ Trajektorien abgetastet. Die Bohrkanaloberfläche aller Trajektorien wird aus den CT-Daten extrahiert. Es folgt die Kantendetektion mit dem Canny-Algorithmus nach Abschnitt 4.3.2 und eine Distanzartenberechnung nach Maurer für diese Bilder. In den folgenden Versuchen werden $n_s = 10$ Suchräume durch Verrauschen erstellt.

Bis auf das Anlegen der Bohrung entspricht das Vorgehen bis hierhin dem präoperativen Teil des Verfahrens. Bei Fahrt mit konstantem Vorschub wird die Bohrung endoskopiert und ein Video aufgezeichnet. Dabei wird das Phantom verfahren, da es einfacher auszurichten ist. Die Einzelbilder werden nach Abschnitt 3.3 abgerollt und zu einem Teilbild der Bohrkanaloberfläche zusammengefügt. Zwischen den Aufnahmen wird das Endoskop im Bohrkanal umgesetzt, da der Linearschlitten einen Fahrweg von 12 mm besitzt. Hiervon werden je 1 mm Fahrweg für Beschleunigung und Abbremsen abgezogen, sodass 10 mm endoskopierte Länge pro Fahrt resultieren. Alle Teilbilder werden anschließend von Hand zu einem langen Bild zusammengefügt. Unter Vernachlässigung

einiger Millimeter vertikal im Bild an den Blockkanten entsteht so eine Aufnahmelänge von $\ell_e = 37,2$ mm. Dieser Bereich enthält alle sichtbaren Mastoidzellen des Bohrkanals. In den abgerollten und zusammengefügteten Endoskopbildern wird ebenfalls eine Kantendetektion mit dem Canny-Algorithmus durchgeführt. Nun sind alle notwendigen Bilddaten vorhanden und die Registrierung kann durchgeführt werden. Für jedes Paar aus Endoskopbild und einem CT-Bild ergibt sich ein Ergebnis des Chamfer Matchings in der besten Überlagerung. Alle diese Ergebnisse werden wiederum nach dem globalen Maximum durchsucht, welches eine Schätzung des zum *wahren* Bohrkanal ähnlichsten Bohrkanal ergibt. Diese *beste* Lage dieses registrierten Bohrkanals wird abschließend mit der *wahren* Lage verglichen, indem der TRE als euklidischer Abstand an verschiedenen Zielpunkten sowie die Winkelabweichung berechnet werden. Ausgewertet werden erneut vier Punkte, in den Tiefen 0, 20, 30 und 40 mm, die den Punkten Oberfläche, Mitte, Recessus Facialis und Cochlea bzw. dem Zielpunkt entsprechen.

Untersuchung mit kleinerem Ausschnitt

Es folgt eine weitere Untersuchung mit einem kürzeren endoskopischen Ausschnitt von $\ell_e = 23$ mm Länge sowie einer weniger dichten Abtastung mit $n_t \in \{441, 961, 1849\}$ Trajektorien bei gleichem Radius des Suchraums. Ein Bohrkanal mit ausreichendem Durchmesser zum Endoskopieren kann im menschlichen Mastoid nur bis kurz vor den Recessus Facialis angelegt werden. Deshalb ist eine Endoskopie des gesamten Blocks bis zum Zielpunkt als unrealistisch anzusehen. Der neu gewählte Ausschnitt sowie die Trajektorienzahl sind an die in Abschnitt 5.4 folgende Parameterstudie in einem weiteren Mastoidphantom angepasst. Die Starttiefe wurde so gewählt, dass der Abstand zwischen Oberkante des Ausschnitts und der ersten sichtbaren Mastoidzelle im Bild vergleichbar zu den nachfolgenden Versuchen ist. Damit ergibt sich eine Starttiefe von $d_s = 1,3$ mm und es wird eine maximale Tiefe von $d_e = 24,3$ mm erreicht.

5.3.2 Ergebnisse der Registrierung

Je ein abgerolltes Bild der Bohrkanaloberfläche aus endoskopischen sowie CT-Bilddaten, die für die nachfolgende Registrierung verwendet wurden, sind in Bild 5.14 a) und b) gezeigt. Das Endoskopbild enthält alle verfügbaren Mastoidzellen, die über die gesamte Länge des Bohrlochs sichtbar sind, und entspricht einer Aufnahmelänge von $\ell_e = 37,2$ mm. Am oberen und unteren Ende ist ein Teil der Bohrung nicht abgebildet. Die Schar der CT-Bilder hingegen besitzt jeweils die gesamte Höhe des Testblocks, auf einer Länge von $\ell_e = 42,7$ mm und ist damit etwas länger als das Endoskopbild. Überlagerte Darstellungen der Bild-zu-Bild-Registrierungen sind beispielhaft in Bild 5.14 c) gezeigt. Die detektierten Kanten werden jeweils an der besten registrierten Position gezeigt. Die Konturen der CT-Bilder sind in Grün, die der Endoskopbilder in Magenta dargestellt. Unter den Bildern geben Werte die Ergebnisse der Registrierungsmetrik ε für das Bildpaar an. Die überlappenden Konturen können in Relation zu den Metrikwerten gesetzt werden und bieten somit

eine visuell verständliche Darstellung der Bilder. Es handelt sich hier um ein Minimierungsproblem.

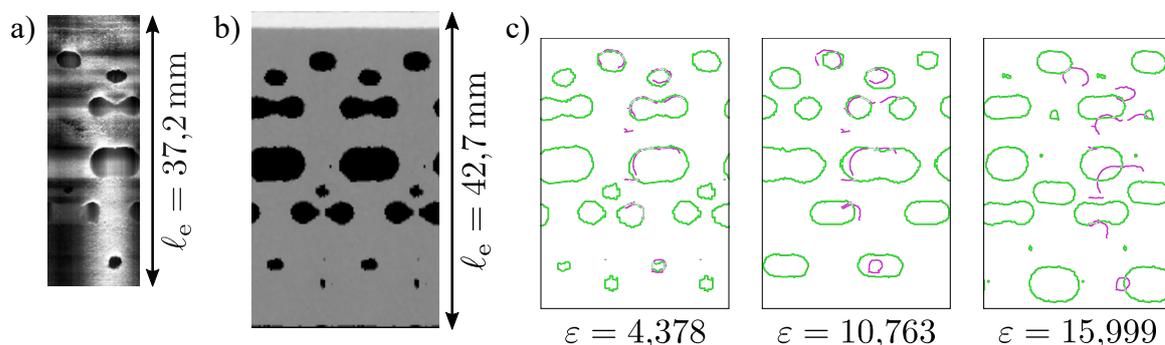


Bild 5.14: Ergebnisse der Bild-zu-Bild-Vergleiche. a) Zusammengefügtes Bild aus endoskopischen Bilddaten. b) Exemplarisches Bild einer doppelt abgerollten Bohrkanaloberfläche aus CT-Bilddaten. c) Vergleich von drei Bild-zu-Bild-Registrierungen als überlagerte Bilder. Die Kanten der Endoskopbilder (magenta) sind denen der CT-Bilder (grün) überlagert. Die korrespondierenden Metrikwerte ε des Chamfer Matchings sind unter den Bildern gegeben. Kleinere Werte entsprechen dabei besseren Ergebnissen.

Tabelle 5.6 zeigt die Ergebnisse der Registrierengenauigkeit für alle zehn verrauschten Suchräume, wie in Abschnitt 5.3.1 beschrieben. Eine Genauigkeit von $(0,5 \pm 0,4)$ mm an der Oberfläche,

Tabelle 5.6: Vergleich der Registrierungsfehler in allen zehn Trajektorien in Phantom 1 mit $n_t = 8281$ und $\ell_e = 37,2$ mm ($s_v = 0,16$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). TREs in mm an kritischen Punkten sowie die Winkelabweichungen. Zudem sind die Fehlerkomponenten in x - und y -Richtung gezeigt. Werte $< 0,5$ mm können aufgrund der Messungenauigkeit nicht von 0,0 mm unterschieden werden.

Trajektorie	TRE Oberfläche			TRE Rec. Facialis			TRE Cochlea			$\Delta\tau$ in $^\circ$
	Ges.	$ \Delta x $	$ \Delta y $	Ges.	$ \Delta x $	$ \Delta y $	Ges.	$ \Delta x $	$ \Delta y $	
1	0,0	0,0	0,0	2,4	2,4	0,1	3,4	3,4	0,1	4,5
2	0,2	0,2	0,0	0,4	0,4	0,2	0,7	0,6	0,2	1,1
3	0,3	0,3	0,0	0,3	0,3	0,1	0,6	0,6	0,1	1,3
4	0,7	0,7	0,1	0,4	0,4	0,0	0,9	0,9	0,0	2,2
5	0,5	0,5	0,0	0,6	0,6	0,0	1,0	1,0	0,0	2,0
6	0,2	0,2	0,0	0,3	0,2	0,0	0,3	0,3	0,1	0,2
7	0,4	0,3	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,3
8	0,1	0,1	0,0	0,3	0,3	0,1	0,4	0,4	0,1	0,4
9	1,5	1,5	0,1	0,9	0,9	0,1	1,9	1,9	0,1	4,6
10	0,9	0,9	0,1	0,4	0,4	0,1	0,2	0,2	0,1	0,9
\bar{x}	0,5	0,5	0,0	0,6	0,6	0,1	1,0	0,9	0,1	1,8
s	0,4	0,4	0,0	0,6	0,6	0,0	0,9	1,0	0,1	1,5
min.	0,0	0,0	0,0	0,2	0,2	0,0	0,1	0,1	0,0	0,2
max.	1,5	1,5	0,1	2,4	2,4	0,2	3,4	3,4	0,2	4,6

$(0,6 \pm 0,6)$ mm am Recessus Facialis und $(1,0 \pm 0,9)$ mm am Zielpunkt werden erreicht. Die

Winkelabweichung liegt bei $(1,8 \pm 1,5)^\circ$. Durch Auswertung der absoluten x - und y -Komponenten $|\Delta x|$ und $|\Delta y|$ fällt auf, dass die Fehler in y -Richtung kaum zum Gesamtfehler beitragen. Am Zielpunkt, dem Punkt mit dem höchsten Fehler, ist die Abweichung in x -Richtung $(0,9 \pm 1,0)$ mm, während sie in y -Richtung $(0,1 \pm 0,1)$ mm beträgt. Die Richtungen der Komponenten in Blockkoordinaten ist in Bild 5.12 a) gezeigt. Die größten Fehler in y -Richtung von 0,2 mm treten an RF und Zielpunkt von Trajektorie 2 auf.

Der Boxplot in Bild 5.15 zeigt ebenfalls die Ergebnisse aus Tabelle 5.6. Die x - und y -Komponenten werden unter den Gesamt-TREs gezeigt. Es sind Ausreißer der Trajektorien 1 und 9 zu beobachten. Ebenso werden die Ähnlichkeiten zwischen dem Gesamt-TRE und der x -Komponente sichtbar, welche den vernachlässigbaren Einfluss der y -Komponente bzw. die hohe Genauigkeit in y -Richtung verdeutlichen.

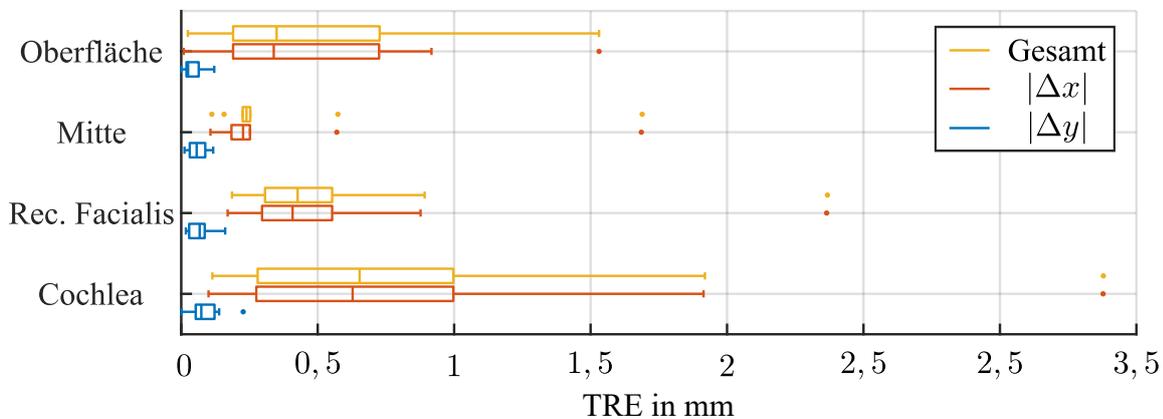


Bild 5.15: Vergleich der Registrierungsfehler aller zehn Trajektorien in Phantom 1 ($n_t = 8281$, $\ell_e = 37,2$ mm, $s_v = 0,16$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). Ergebnisse entsprechend Tabelle 5.6.

Registrierungsergebnisse mit kleinerem Ausschnitt

Die Ergebnisse für die Registrierung mit einem kleineren Ausschnitt sowie geringerer Suchraumab-tastung sind in Tabelle 5.7 gegeben. Jede Zeile gibt die Mittelwerte und Standardabweichungen für die zehn verrauschten Trajektorien an. An allen Punkten sind größere Fehler als zuvor erkennbar. Auch für die Winkel ergeben sich größere Abweichungen, wobei der mittlere Winkelfehler bei $n_t = 961$ mit $4,2^\circ$ trotz dichter Abtastung größer ist als bei $n_t = 441$ mit $2,1^\circ$.

5.3.3 Diskussion und Fazit der Ergebnisse

In den hier durchgeführten Experimenten wurde nach Kenntnis des Autors erstmals die Registrierung eines Bohrkanals mit einer Kegeloptik als Erweiterung eines klassischen 0° -Endoskops durchgeführt. In und von einem Mastoidphantom wurden sowohl endoskopische als auch CT-Bilddaten aufgenommen und zur Registrierung verwendet. Es handelt sich damit um die erste

Tabelle 5.7: Vergleich der Registriergenauigkeit mit einer Trajektorienzahl n_t im Bereich von 441 bis 1849 ($\ell_e = 23$ mm bzw. $d_e = 24,3$ mm, $s_v = 0,16$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller zehn Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen.

n_t		Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in $^\circ$
441	$\bar{x} \pm s$	$1,2 \pm 1,0$	$1,1 \pm 0,3$	$1,1 \pm 0,3$	$1,2 \pm 0,7$	$2,1 \pm 1,5$
	max.	3,2	1,6	1,6	2,4	4,3
961	$\bar{x} \pm s$	$0,7 \pm 0,3$	$1,2 \pm 0,5$	$2,0 \pm 0,6$	$2,7 \pm 0,8$	$4,2 \pm 1,1$
	max.	1,3	1,9	2,6	3,3	5,3
1849	$\bar{x} \pm s$	$0,6 \pm 0,0$	$1,2 \pm 0,5$	$1,6 \pm 0,7$	$2,1 \pm 0,8$	$2,7 \pm 0,9$
	max.	0,6	2,0	2,7	3,4	4,1

dem Autor bekannte Registrierung eines Bohrkanals durch den Bildvergleich von Endoskop- und CT-Bilddaten. Auch wurde gezeigt, dass sich Rundblickoptiken für einzeitige radiale Aufnahmen mit 360° -Sichtfeld auf einen Durchmesser von 3 mm miniaturisieren lassen. Die in Kapitel 3 entwickelten Methoden zum Abrollen und Stitchen wurden auf die Bilddaten angewendet und zur Registrierung nach Kapitel 4 eingesetzt. Registrierungsfehler und Winkelabweichungen wurden bestimmt. Die mittleren TREs in Tabelle 5.6 liegen für alle Punkte entlang der Bohrtrajektorie bei bis zu 1 mm, wobei es Ausreißer gibt. Richtungseinflüsse des Bohrmusters wurden evaluiert, indem die Fehlerkomponenten in Richtung der Durchgangsbohrungen (x -Richtung) und der dazu orthogonalen Richtung (y -Richtung) getrennt betrachtet wurden. Die Fehler in x -Richtung sind dabei deutlich höher als die in y -Richtung. Der Gesamtfehler besteht damit nahezu ausschließlich aus dem Fehler in x -Richtung. Da es sich bei den künstlichen Mastoidzellen um Durchgangsbohrungen handelt, ergeben sich in diese Richtung keine Variationen des Musters. Eine Verschiebung des Bohrkanals in diese Richtung verändert daher das Mastoidmuster an der Bohrkanaloberfläche nicht, woraus die großen Fehler in x -Richtung resultieren. Verkippungen verändern das sichtbare Muster nur geringfügig. Diesen Eindruck bestätigen auch die Fehler von bis zu 3,4 mm in x -Richtung, die bei einem Suchraumradius von 4 mm auf eine zufällige Verteilung hindeuten. Im Gegensatz hierzu sind die Fehler in y -Richtung wesentlich kleiner und zeigen das Potenzial der Methode. In dieser Richtung variiert das Mastoidmuster bei Verschiebung und Verkippung des Bohrkanals, sodass deutlich voneinander unterscheidbare Muster entstehen.

Eine Abnahme der Registriergenauigkeit mit kleinerem endoskopierte Ausschnitt und größerer Suchraumabtastung ist erwartungsgemäß und entsprechend den Simulationsergebnissen aus Abschnitt 5.2. Maximale Abweichungen von bis zu 3,4 mm an der Cochlea stellen eine Gefährdung für den Patienten dar. Der Großteil dieses Fehlers ist auf die fehlende Variation des Mastoidmusters in eine Raumrichtung zurückzuführen, wird aber auch durch die Dichte und Einteilung der Suchraumabtastung beeinflusst.

In den Ergebnissen zeigen sich z. T. größere Fehler bei einer höheren Suchraumdicke. Die Erklärung hierfür liegt im Detail des Suchraumaufbaus. Besonders die Winkelschritte sind hier

entscheidend. Je nach azimuthaler Verteilung der Punkte und deren Winkelabständen liegt die *beste* Trajektorie mehr oder weniger nah an der *wahren*. Bild 5.16 verdeutlicht die Problematik.

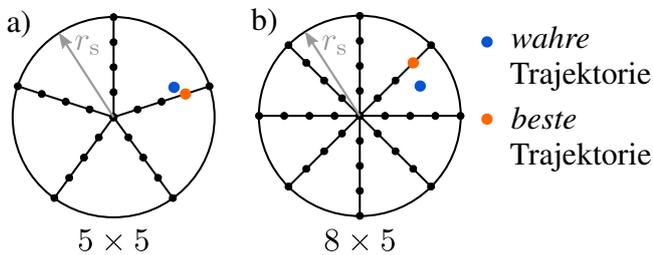


Bild 5.16: Vergleich von einem a) weniger dichten und b) dichteren Suchraumdesign. Die *wahre* Trajektorie (blau) befindet sich in Suchraum a) näher an der *besten* gefundenen (orange), obwohl der Suchraum weniger dicht abgetastet wird. Der Registrierungsfehler ist in a) geringer.

Es zeigt sich, dass die Suchraumeinteilung entscheidend für die erreichbare Registriergenauigkeit sein kann und genauer untersucht werden sollte. Dabei ist auch die Größe der simulierten Bohrungen wichtig. Je weiter die simulierte *wahre* Trajektorie außerhalb der Suchraummitte liegt, je größer ist auch das Risiko für einen großen Registrierungsfehler, da die Trajektoriendichte radial abnimmt.

5.4 Parameterstudie im Mastoidphantom

Die Ergebnisse in Abschnitt 5.3 haben gezeigt, dass hohe Genauigkeiten mit dem vorgeschlagenen Registrierungsverfahren erreichbar sind. Die Richtungsabhängigkeit der Fehlerhöhe lässt den Schluss zu, dass es dem verwendeten Bohrmuster an Variation in einer Raumrichtung fehlt. Nun wird diese Hypothese mit einem verbesserten Mastoidphantom untersucht. In diesem werden die Mastoidzellen erneut mittels Durchgangsbohrungen simuliert, die nun jedoch aus verschiedenen Richtungen und nicht nur parallel in den Block gebohrt werden. Dies führt zu einer Variation der Lochstruktur in alle Raumrichtungen. Gleichzeitig werden weitere Parameter der Registrierung, vergleichbar zu Abschnitt 5.2, untersucht, um ein tieferes Verständnis von deren Einflüssen zu erlangen. Teile der beschriebenen Studie basieren auf Arbeiten aus [Sch19].

Zunächst werden in Abschnitt 5.4.1 das neue Phantom und der veränderte Versuchsaufbau beschrieben. Es folgen vorausgehende Untersuchungen in Abschnitt 5.4.2, welche das am besten geeignete Verfahren zur Kantendetektion ermitteln. In Abschnitt 5.4.3 wird eine Registrierung behandelt, die einen Vergleich des neuen Phantoms zum vorherigen Phantom 1 erlaubt. Anschließend wird in Abschnitt 5.4.4 die Parameterstudie vorgestellt und in Abschnitt 5.4.5 werden deren Ergebnisse beschrieben. Abgeschlossen wird mit der Diskussion der Ergebnisse sowie mit einem Fazit in Abschnitt 5.4.6

5.4.1 Aufbau und Durchführung der Registrierung

Die Durchführung entspricht größtenteils jener in Abschnitt 5.3.1. Erweiternd wird nun eine Vielzahl von Parametern, vergleichbar zu Abschnitt 5.2, untersucht. Wesentliche Änderungen

sind das weiterentwickelte Mastoidphantom mit 3D-variantem Bohrmuster sowie der Einsatz von Knochenankern mit Titankugeln als Landmarken zur Registrierung. An der Oberseite des neuen Phantoms sind weitere Kanten an den Block gefräst, die Bohrungen mit einem Winkel von 45° zur Oberseite erlauben, zu sehen in Bild 5.17. Material und Höhe gleichen dem Block aus Abschnitt 5.3.1. Mastoidbohrungen werden mit Durchmessern von 2 mm bis 4 mm angelegt. Das Phantom wird im Folgenden auch mit Phantom 2 bezeichnet. In der mittigen Bohrung 1 befinden sich auf den ersten etwa $\ell_{fs} = 10$ mm von t , bedingt durch das Vorgehen zum Anlegen des Musters, keine Aushöhlungen im Phantomblock, siehe Bild 5.17 c). Auch im menschlichen Felsenbein befindet sich direkt unter der Schädeloberfläche eine kompakte Schicht ohne Aushöhlungen, oberhalb der ersten Mastoidzellen. Während im gesamten Schädel Knochendicken der Kortikalis von 2,3 mm bis 8,4 mm zu finden sind [Del+15; Gui+13; TPF09], zeigen eigene stichprobenartige Messungen Distanzen von etwa 2 mm bis 4 mm bis zur ersten Mastoidzelle. Weitere eigene Auswertungen ergaben mittlere Tiefen der ersten Mastoidzellen von $(1,9 \pm 1,4)$ mm [Li19]. Diese Werte sind stark abhängig von Patient und Lage des Bohrkanals. Wird die Bohrung schräg zur Oberfläche gesetzt, kann sich die Distanz vergrößern. Auch im hier verwendeten Phantom 2 hängt die Distanz zur ersten Mastoidzelle von der Lage der Bohrung im Phantom ab.

Zusätzlich kommt die speziell konstruierte und gefertigte Mikrometerschraube aus Bild 5.18 a) zum Einsatz, die einen präzisen axialen Vorschub des Endoskops entlang t erlaubt. Eine Vermessung des Schraubenvorschubs in 27 Schritten mit dem KMA ergab eine mittlere Abweichung von $3 \mu\text{m}$ für eine Stellgröße von 1 mm bzw. einer 360° -Umdrehung. Das fünffach wiederholte Stellen von 5 mm Vorschub ergab eine Wiederholgenauigkeit von $7 \mu\text{m}$. Bild 5.18 b) zeigt den Versuchsaufbau mit Mikrometerschraube. Über dem Mastoidphantom ist in einem höhenverstellbaren Halter senkrecht die Mikrometerschraube befestigt. Das 0° -Endoskop mit Kegelspiegel samt Objektiv und Kamera wird von einem Halter mit Negativform des Endoskops mittig in der Mikrometerschraube platziert. Es ist dort mit einem Gleitdeckel und einem Stift gegen Rotation bei Höhenverstellung der Schraube gesichert. Mithilfe der Halterung kann der obere Teil des Aufbaus samt Schraube grob in der Höhe vorpositioniert werden, sodass die Nullhöhe des Endoskops mit der Schraube eingestellt werden kann. Die untere Plattform des Aufbaus ist translatorisch präzise mit zwei kleinen Mikrometerschrauben verschiebbar. Hiermit erfolgt die Feineinstellung der Blockposition relativ zum Endoskop. Wegen des erneuten Einsatzes der Kegeloptik wird die Bohrung wieder von der Gegenseite her beleuchtet. Da aufgrund der Mikrometerschraube das Endoskop nun senkrecht geführt wird, kommt ein Spiegel zum Umlenken des Lichtes in die Bohrung zum Einsatz. Das Phantom wird dazu auf ein Podest mit Spiegel gesetzt, das ein Loch am Zielpunkt der Bohrung besitzt.

In den Block werden fünf Bohrungen mit einem Durchmesser von je 4 mm gebohrt, die senkrecht von der Ober- zur Unterseite des Blocks verlaufen. Jedes der Löcher trifft dabei auf ein unterschiedliches Muster aus künstlichen Mastoidzellen. Während sich die erste Bohrung in der Blockmitte befindet, verlaufen alle weiteren Bohrungen näher zu den Blockkanten. Von diesen fünf Bohrungen aus werden erneut jeweils zehn verrauschte Trajektorien erzeugt, sodass nun

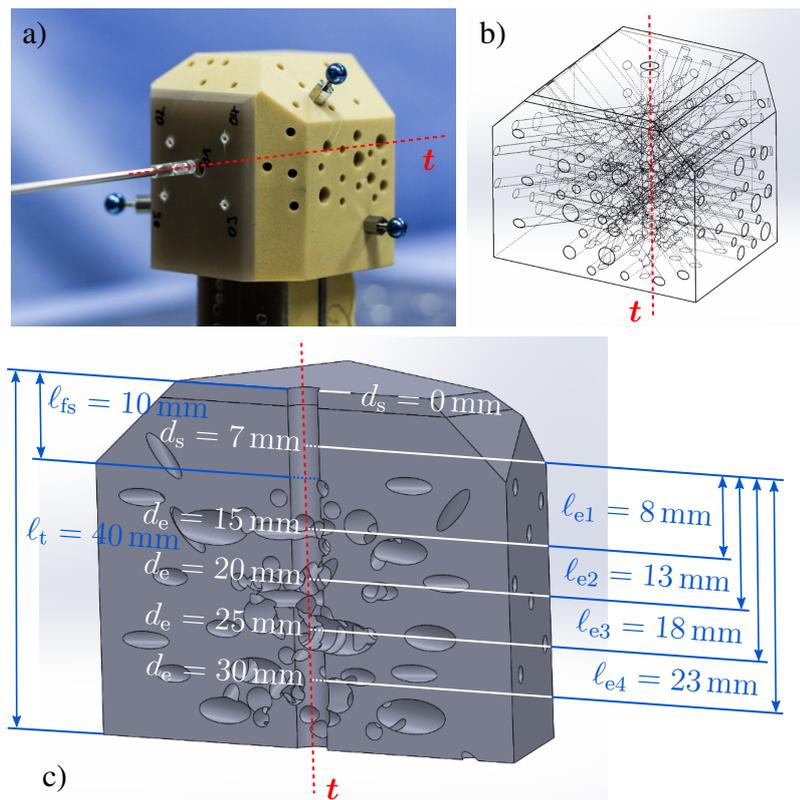


Bild 5.17: Mastoidphantom 2 mit 3D-variantem Muster aus Durchgangsbohrungen. Mittig ist eine Bohrung t , nach der geplanten c , ausgeführt. a) Foto des Blocks mit Knochenankern, Endoskop und Kegeloptik. b) und c) zeigen die dreidimensionale Variation des Mastoidmusters als Gitterdarstellung in b) und Schnittansicht durch die mittlere Bohrung 1 in c). Die verschiedenen Endoskopietiefen d_e und Endoskopielen l_e sind eingezeichnet.

50 Trajektorien untersucht werden. Diese werden als *geplante* Trajektorien zur Erstellung der Suchräume verwendet.

Anstatt der Blockseiten werden nun die Titanmarker mit dem KMA vermessen und in den CT-Daten detektiert. In den CT-Daten wird bei der Detektion der Marker durch Interpolation der Bilddaten Subvoxelgenauigkeit erreicht [Kob+14a]. Die *wahre* Trajektorie t_{post} kann anschließend in einem postoperativen CT-Scan bestimmt oder ebenfalls mit dem KMA vermessen werden. Sie ist erneut mit Messfehlern behaftet. Durch rigide punkt-basierte Registrierung [FHM00] mit ${}^{\text{pre}}T_{\text{post}}$ kann sie in präoperative Bilddaten t_{pre} transformiert werden.

Die Mikrometerschraube besitzt einen maximalen Stellweg von 27 mm. Weil das verwendete 0° -Endoskop relativ zur Schraube sehr kurz ist, steht es bei der Nullhöhe der Mikrometerschraube nicht aus dem Führungsstab heraus. Der Kegelspiegel kann erst ab einem Schraubenvorschub von 4 mm aufgesteckt werden, woraus ein maximaler Stellweg von 23 mm resultiert. Bei einer Blockhöhe von 40 mm besitzt auch die Bohrtrajektorie eine Länge von $l_t = 40 \text{ mm}$. Es folgt, dass nur ein Teil der Trajektorie ohne Umsetzen der Mikrometerschraube endoskopiert werden kann. Ein Umsetzen ist wegen des Verlustes der Höhenreferenz zu vermeiden. Daher wird das

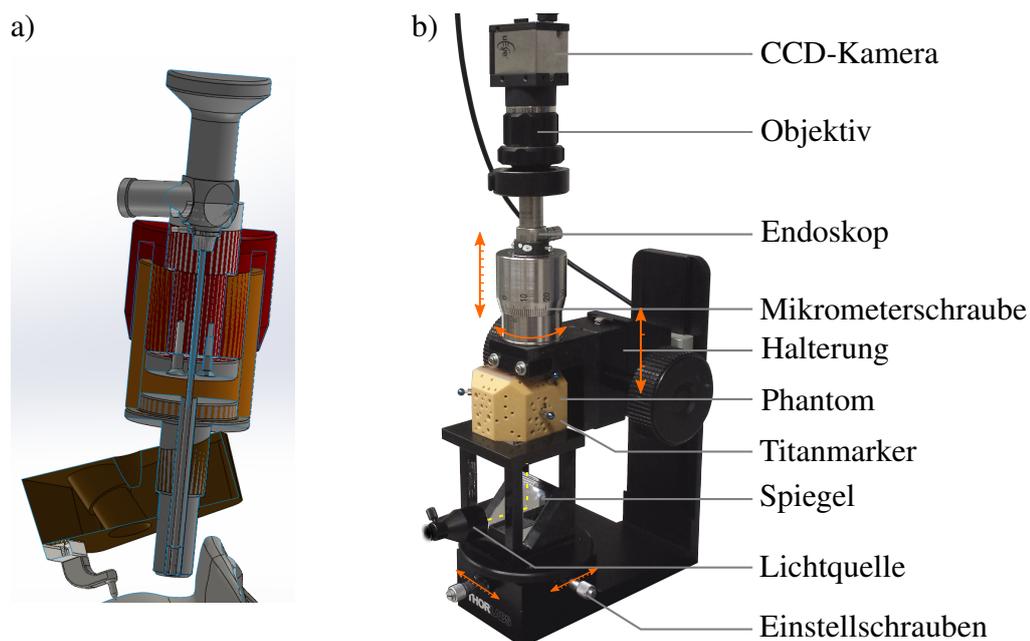


Bild 5.18: Mikrometerschraube zur Endoskopführung. a) Querschnitt durch die Schraube mit Endoskop. b) Versuchsaufbau zur Endoskopie des Mastoidphantoms mit Mikrometerschraube und Kegeloptik, basierend auf [Sch19].

Endoskop zu Beginn 7 mm weit in die Bohrung eingeführt und diese Tiefe als Nullpunkt für die Mikrometerschraube gesetzt. Bei einer initialen Endoskopietiefe von $d_s = 7$ mm, liegen die untersuchten Tiefen im Bohrkanal damit zwischen 7 und 30 mm. Der Vorschub wird immer von der Blockoberkante gemessen, siehe Bild 5.17 c). Die Endtiefe

$$d_e = d_s + \ell_e \quad (5.8)$$

definiert den Punkt des maximalen Vorschubs je Aufnahme und variiert zwischen 15 und 30 mm. Zwischen Start- und Zielpunkt liegt die Endoskopiellänge ℓ_e . In 0,1 mm-Schritten werden Rundblickaufnahmen von der Bohrkanaloberfläche erstellt. Diese werden nach den Methoden in Abschnitt 3.3 abgerollt und zusammengefügt. Während der Aufnahme kommt es zu leicht taumelnden Endoskopbewegungen, da Schaftachse und Drehachse nicht genau aufeinander liegen. Der sichtbare Bildausschnitt des Endoskops folgt dieser taumelnden Bewegung, die durch eine Bildstabilisierung kompensiert wurde.

5.4.2 Vorausgehende Untersuchungen

Die Registrierung basiert, wie bereits in Abschnitt 5.3, auf segmentierten Kanten der Mastoidzellen. Im Vergleich zur vorherigen Registrierung sind diese in den vorliegenden Bildern schwieriger zu erkennen, da mehr Löcher vorliegen und die Lochkanten nicht immer klar von der Umgebung trennbar sind. Zudem sind nun weiter zurückliegende Mastoidzellen ebenso sichtbar. In Vorversuchen

wird daher die Eignung der in Abschnitt 4.3.2 beschriebenen Algorithmen zur Kantendetektion evaluiert [Sch19]. Zum Einsatz kommen die bekannten Operatoren von Roberts und Sobel sowie der Canny-Algorithmus, der ebenfalls einen Sobel-Filterkern verwendet. Für jeden Kantensfilter werden zwei Schwellwerte, bzw. Schwellwertpaare für den Canny-Algorithmus (siehe Abschnitt 4.3.2), definiert – ein kleiner und ein großer. Ein zu hoher Wert führt zur Detektion von wenigen Kanten, wodurch einige Merkmale nicht erkannt werden. Ist der Schwellwert hingegen zu klein, werden zwar die meisten Merkmale erfasst, es kommt jedoch zu Übersegmentierungen, also Fehldetektionen. Ein optimales Ergebnis ist nicht immer möglich, da es gleichzeitig zu Über- und Untersegmentierungen in verschiedenen Bereichen des Bildes kommen kann. Durch die Wahl von zwei Schwellwerten wird zusätzlich geprüft, welcher der geeigneter ist. Als Goldstandard dient ein weiteres Kantenbild, welches manuell von Hand, erstellt wird. Dieses enthält exakt alle im Bild sichtbaren Kanten, ist also weder über- noch untersegmentiert.

Im Suchraum aller fünf Bohrungen ist jeweils die *wahre* Bohrung enthalten. Suchraummitte (*geplante*) und *wahre* und damit auch die *optimale* Bohrung sind also identisch. Es werden alle Trajektorien gezählt, die ein besseres Registrierungsergebnis als die *optimale* Trajektorie aufweisen. Entspricht die *beste* der *optimalen* Trajektorie, so ist das Ergebnis Null. Der Suchraumradius r_s wird zu 4 mm gesetzt, ℓ_e zu 23 mm und n_t variiert von 441 bis 1849. Es werden die Tiefen von 7 bis 30 mm endoskopiert.

Es folgt eine Feineinstellung der Schwellwerte für den besten Kantendetektionsalgorithmus, für jeden Bohrkanal einzeln. Die Auswahl wird so getroffen, dass eine möglichst optimale Kantendetektion erfolgt. Die als optimal ermittelten Schwellwerte sind Bild 5.22 zu entnehmen.

Ergebnisse der Voruntersuchung

Zunächst werden die entstehenden Kantenbilder qualitativ ausgewertet. Besondere Beachtung wird der vollständigen Abbildung der vorhandenen Kanten sowie den fehlerhaft segmentierten Elementen geschenkt. Die entstehenden Kantenbilder sind Bild 5.19 zu entnehmen. Es zeigt sich bereits, dass die mit dem Canny-Algorithmus erstellten Bilder der Referenz von Hand am ähnlichsten sind. Gerade an den unteren Kanten zeigen alle Verfahren Schwächen. Das Canny-Verfahren detektiert jeweils einen längeren Teil der Kanten, ohne zu Überdetektionen zu neigen. Geschlossene Konturen kann keines der Verfahren, bis auf die Referenz von Hand, erkennen.

Der erste Eindruck wird von den quantitativen Ergebnissen in Bild 5.20 bestätigt. Hier sind alle Ergebnisse, nach Methoden sortiert, als Boxplot dargestellt. Zu erkennen ist, dass die Mittelwerte und meist auch die Streuung der Verfahren nach oben im Diagramm, zum Roberts-Verfahren hin, zunehmen. Roberts schneidet dabei deutlich am schlechtesten ab und wird deshalb in den dichter abgetasteten Suchräumen nicht weiter betrachtet. Eine Zunahme der Fehler ist bei den nicht-Canny Verfahren sowie bei einer schlechten Parametrisierung der Schwellwerte klar erkenntlich. Nur der Canny-Algorithmus mit den Schwellwerten $T = 0,2/0,6$ liefert zufriedenstellende und die besten

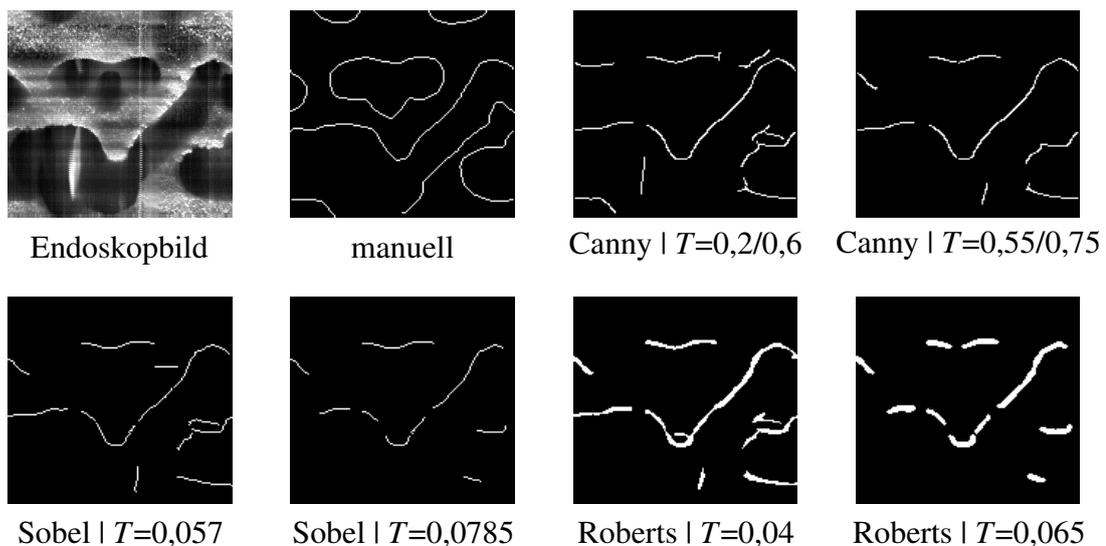


Bild 5.19: Vergleich der Methoden zur Kantendetektion in der unteren Bildhälfte des 2. Bohrkanalbildes.

Ergebnisse. Die Auswahl fällt daher auf die Canny-Kantendetektion, die sich auch in der Literatur als bewährt herausgestellt hat.

Es zeigt sich weiter, dass durch eine zunehmende Verdichtung der Abtastung immer mehr Trajektorien vor der *optimalen* gefunden werden. Dies sagt an dieser Stelle jedoch noch nichts über die Registrierengenauigkeit aus, da die Lage der jeweiligen Trajektorien nicht betrachtet wurde.

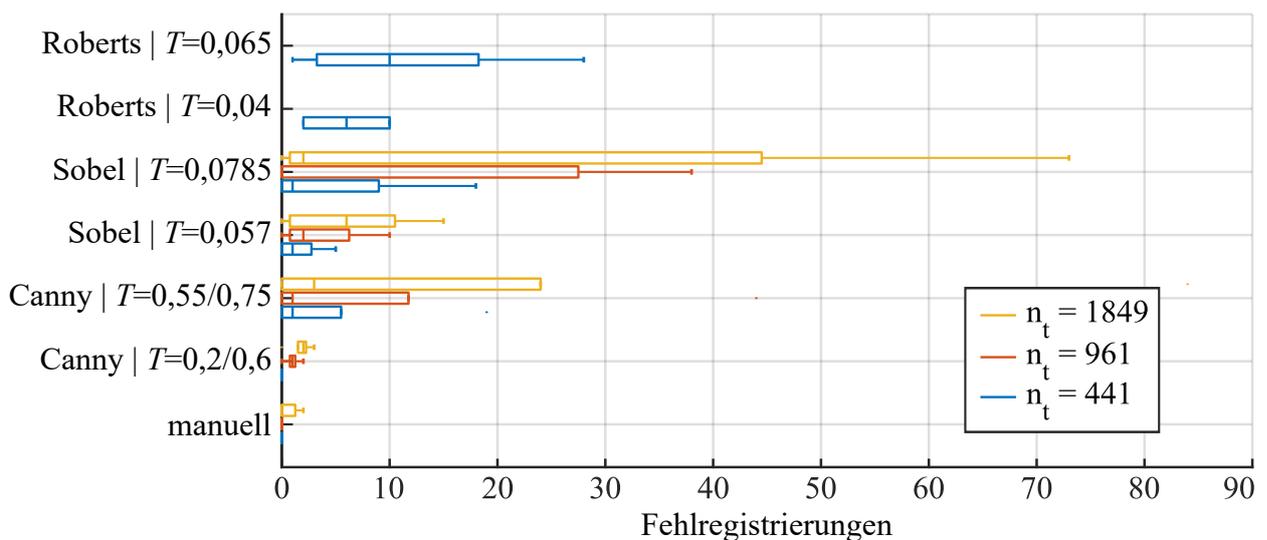


Bild 5.20: Ergebnisse der Voruntersuchung zur Kantendetektion. Die Fehldetektionen geben an, wie viele Trajektorien mit einem besseren Registrierungsergebnis als die *Optimale=Wahre* gefunden wurden.

5.4.3 Vergleich der Registrierungen in Phantom 1 und Phantom 2

Bild 5.21 vergleicht die Registrierungsergebnisse aus dem ersten und dem zweiten Mastoidphantom. Tabelle 5.8 zeigt dazu die Ergebnisse aus Phantom 2 von vergleichbaren Versuchen zu denen in Tabelle 5.7 im ersten Phantom. Bis auf das neue Phantom, die etwas größere isotrope voxelgröße und dem geringfügig anderen Aufnahmebereich gleichen sich die Versuche. Je Bohrkanal wurden zehn verrauschte Suchräume erstellt. Im ersten Phantom wurde nur ein Bohrkanal angelegt. Daher zeigen die Boxen hier die Ergebnisse von zehn Registrierungen. Dagegen wurden im zweiten Phantom fünf Bohrungen angelegt. Mit je zehn Suchräumen zeigen die Plots hier somit die Ergebnisse von 50 Trajektorien.

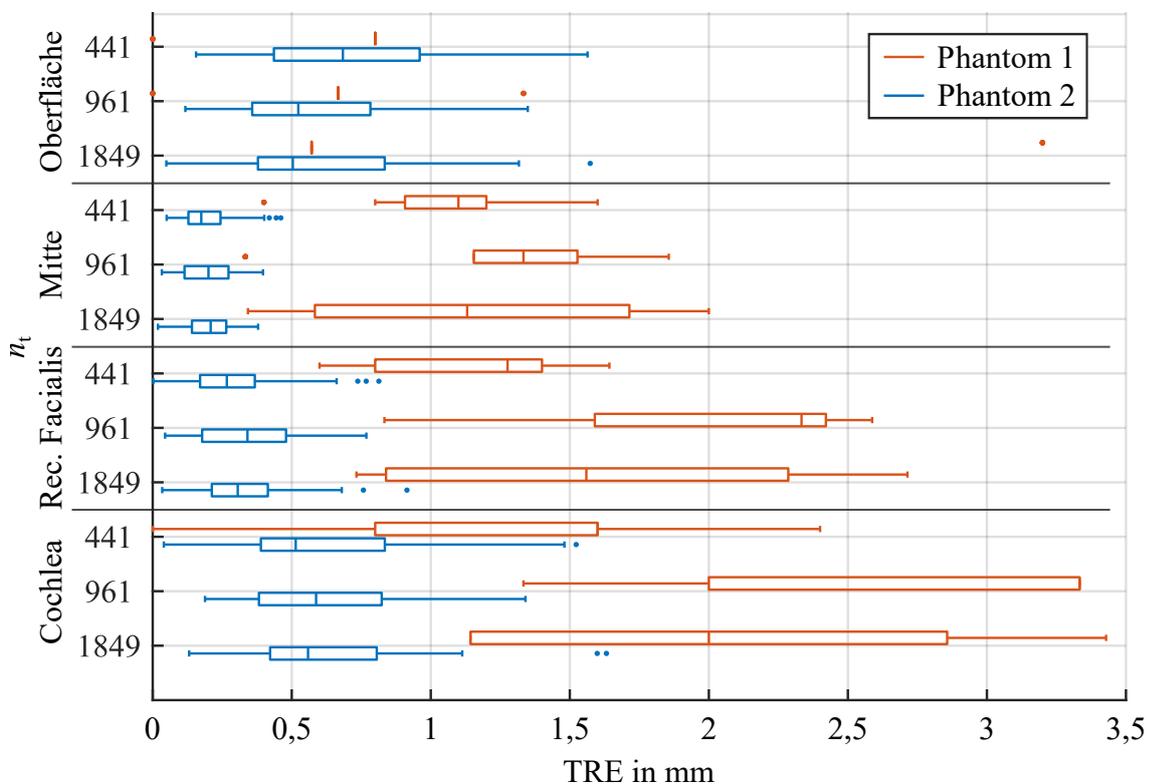


Bild 5.21: Vergleich der Registrierungsfehler in den zwei unterschiedlichen Mastoidphantomen und für unterschiedliche Abtastdichten. Es wurden die folgenden Parameter für Phantom 1: $n_s = 10$, $\ell_e = 23$ mm, $d_e = 28,53$ mm, $s_v = 0,16$ mm und für Phantom 2 (# 1–3): $n_s = 50$, $\ell_e = 23$ mm, $d_e = 30$ mm, $s_v = 0,2$ mm verwendet. $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$. Ergebnisse entsprechend den Tabellen 5.7 und 5.8.

An der Oberfläche in Phantom 1 liegt kaum eine Streuung der Werte vor, weshalb sich die Plots hier auf Median und Ausreißer beschränken. Ein sehr markantes Muster weit oben im Bohrkanal führt hier in nahezu allen Registrierungen zu einem ähnlichen Ergebnis. Es werden in den verschiedenen Suchräumen jedoch nicht die gleichen Trajektorien, sondern Trajektorien in einer ähnlichen Lage als *Beste* registriert. In allen Plots sind deutlich größere Registrierungsfehler für das erste gegenüber dem zweiten Phantom zu beobachten. Ab der Trajektorienmitte sind die Streuung der Werte für das Phantom 2 und die erzielten Maximalwerte deutlich geringer. Diese Ergebnisse werden trotz einer

Tabelle 5.8: Vergleich der Registrierengenauigkeit in Phantom 2 mit einer Trajektorienzahl n_t im Bereich von 441 bis 1849 ($\ell_e = 23$ mm bzw. $d_e = 30$ mm, $s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 50 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Parametersätze 1-3.

#	n_t		Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in $^\circ$
1	441	$\bar{x} \pm s$	$0,70 \pm 0,35$	$0,20 \pm 0,11$	$0,30 \pm 0,19$	$0,61 \pm 0,34$	$1,76 \pm 0,89$
		max.	1,56	0,46	0,81	1,52	3,96
2	961	$\bar{x} \pm s$	$0,58 \pm 0,29$	$0,19 \pm 0,09$	$0,34 \pm 0,18$	$0,63 \pm 0,29$	$1,63 \pm 0,70$
		max.	1,35	0,40	0,77	1,34	3,46
3	1849	$\bar{x} \pm s$	$0,60 \pm 0,34$	$0,20 \pm 0,08$	$0,33 \pm 0,17$	$0,62 \pm 0,31$	$1,61 \pm 0,87$
		max.	1,57	0,38	0,91	1,63	4,41

geringeren Auflösung der Volumenbilddaten im Phantom 2, mit einer isotropen Voxelgröße von $s_v = 0,2$ mm gegenüber $0,16$ mm im Phantom 1, erzielt.

Es zeigt sich damit eindeutig eine erfolgreichere Registrierung, wenn das Mastoidmuster eine höhere räumliche Varianz aufweist. Der Zusammenhang zwischen Mustervariation und Registrierengenauigkeit wird damit als bestätigt angesehen. Mit Mittelwerten von $0,6$ mm an der Cochlea und $0,3$ mm am Recessus Facialis werden für Phantom 2 sogar bessere Werte als in Tabelle 5.6 für das erste Phantom erreicht, wo die Abtastung des Suchraums deutlich dichter war. Die Genauigkeiten an der Cochlea in Phantom 1, mit maximalen Fehlern von mehr als $1,3$ mm, sind noch unzureichend, wobei sie am Recessus Facialis unter 1 mm bleiben.

Die Einflüsse, die sich durch die Variation der Trajektorienzahl n_t ergeben, werden in der folgenden Parameterstudie analysiert. Dort werden auch alle weiteren Parameter variiert und analysiert, die einen möglichen Einfluss auf das Registrierungsergebnis haben.

5.4.4 Parameterstudie

In den Voruntersuchungen wurde die Canny-Kantendetektion als bestes Verfahren identifiziert und kommt hier zum Einsatz. Verglichen werden in dieser Studie der Einfluss der verwendeten Endoskopielänge ℓ_e von 8 bis 23 mm. Ebenso werden die Anzahl der Trajektorien im Suchraum n_t von 441 bis 1849 sowie die Güte der Kantendetektion untersucht. Für Letzteres werden die Registrierungsergebnisse bei einer Kantendetektion mit dem Canny-Algorithmus mit denen einer händischen Segmentierung verglichen. Auch hier werden verschiedene Ausschnittslängen untersucht, um einen gewissen Bereich an Parameterkombinationen abzudecken. Dadurch werden Effekte, die nur bei gewissen Kombinationen auftreten, identifiziert. Zuletzt wird der Einfluss der simulierten Bohrungenauigkeit durch Änderung vom Grad des Verrauschens κ_{pert} untersucht. Dieser beeinflusst die maximale simulierte Abweichung der *geplanten* von der *wahren* Bohrung und wird zwischen $0,125$ und $0,25$ variiert. Die untersuchten Parameter sind in Tabelle 5.9 aufgelistet. Es wird durch Veränderung von jeweils nur einem Parameter der Einfluss von diesem untersucht. Isotrope Voxelgröße $s_v = 0,2$ mm und Suchraumradius $r_s = 4$ mm, wie auch die

Anzahl der Suchräume $n_s = 50$ bleiben konstant. Dafür werden für jede der fünf Bohrungen zehn zufällig verkippte und verschobene Trajektorien generiert. Die untersuchten Trajektorien sind dabei jeweils für ein n_t für alle Parametersätze identisch, bis auf die Änderung zu $\kappa_{\text{pert}} = 0,125$. Für die volumetrischen Aufnahmen kommt ein DVT-Gerät (Digitale Volumentomographie) (xCAT, Xoran Technologies, LLC., Ann Arbor, MI, USA) zum Einsatz.

Tabelle 5.9: Auflistung der untersuchten Parametersätze in Phantom 2. Die isotrope Voxelgröße der CT-Daten beträgt $s_v = 0,2$ mm, der Suchraumradius $r_s = 4$ mm und die Anzahl der Suchräume $n_s = 50$.

Parametersatz #	d_e in mm	ℓ_e in mm	n_t	κ_{pert}	Kantendetektion
1–3	30	23	441–1849	0,25	Canny
4–6	20	13	441–1849	0,25	Canny
7–10	15–30	8–23	961	0,25	Canny
11–14	15–30	8–23	961	0,25	von Hand
15–16	20–30	13–23	961	0,125	Canny

5.4.5 Ergebnisse der Parameterstudie

Die Bilder der Oberflächen aus den fünf Bohrkanälen, die durch Abrollen und Zusammenfügen der Einzelaufnahmen erstellt wurden, sind in Bild 5.22 zu sehen. Sie sind mit den detektierten Kanten in Rot überlagert, welche mit dem Canny-Algorithmus und den angegebenen Schwellwerten segmentiert wurden. Die Gesamthöhe der Bilder entspricht der maximal möglichen Aufnahmelänge von $\ell_{e,\text{max}} = 23$ mm, im Tiefenbereich von $d_s = 7$ mm bis $d_e = 30$ mm.

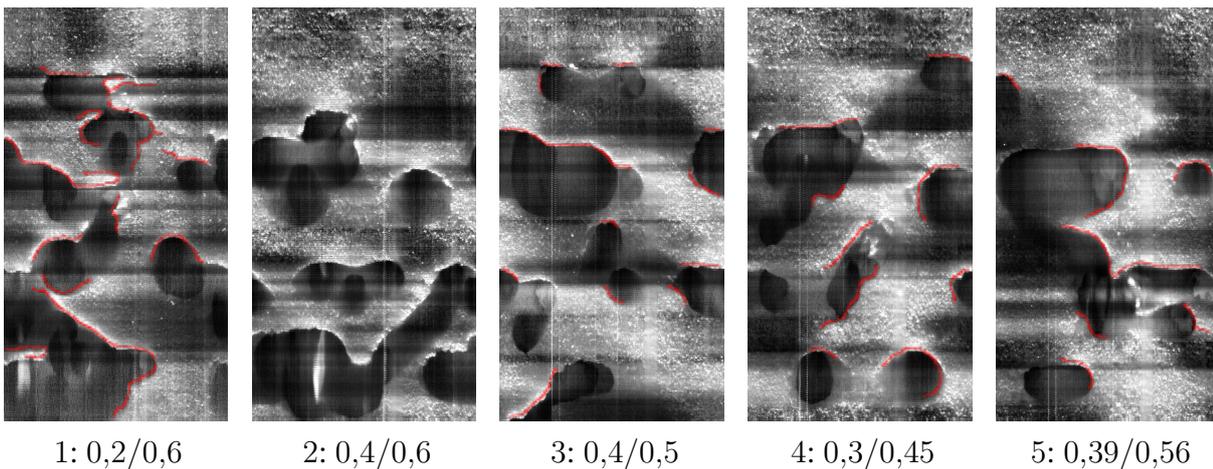


Bild 5.22: Vergleich der fünf abgerollten und zusammengefügt Bohrkanalbilder aus Phantom 2, aufgenommen mit einem 0° -Endoskop und einer Kegeloptik. In Rot überlagern die mit dem Canny-Algorithmus detektierten Kanten die Bilder. Unter den Bildern sind die Bohrungen und die Schwellwerte T_1/T_2 zur Kantendetektion angegeben. In Bohrung 2 sind die Kanten beispielhaft nicht rot markiert, um die Mastoidkanten nicht zu überdecken.

Von der Oberseite aus sind zunächst einige Millimeter ohne Mastoidstruktur zu sehen. Diese Länge ℓ_{fs} variiert je nach Bohrung. Zudem gibt es große Unterschiede in Anzahl, Größe und Ausprägung der Lochstrukturen zwischen den Bohrungen. In allen Bohrungen verlaufen die Muster bis zur Unterkante des Bildes. Während die Unterkanten der Löcher schwer zu erkennen sind, zeichnen sich die Oberkanten sehr prägnant ab. Dies liegt an der Beleuchtung von der Unterseite her, die durch Lichtakzente für hohe Kontraste an den Oberkanten sorgt. Der Effekt ist im Bild zur Bohrung 2 zu beobachten: dort wurde zur Betrachtung der Lochkanten die Überlagerung weggelassen. Bei den segmentierten Kanten fällt erneut auf, dass zumeist nur die Oberkanten segmentiert werden. Dies ist auf die hohen Kontraste an diesen und die niedrigen an den Unterkanten zurückzuführen.

Nachfolgend werden einmalig die Registrierungsergebnisse der fünf Bohrungen einzeln betrachtet. Im weiteren Verlauf werden jeweils die gemittelten Werte über alle fünf Bohrungen bzw. 50 Trajektorien angegeben.

Evaluation der Registriergenauigkeit

Zunächst wird die Registriergenauigkeit mit repräsentativen Parametern für alle fünf Bohrungen evaluiert. Die Anzahl der Trajektorien ist hier zu $n_t = 961$ und der endoskopierte Ausschnitt zu $\ell_e = 23$ mm bzw. $d_e = [7 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ gewählt. Tabelle 5.10 führt dazu die Mittelwerte für alle fünf Bohrungen auf. Gemittelt wurde jeweils über die zehn verrauschten Variationen der *wahren* Trajektorie. Die Ergebnisse für $\ell_e = 13$ mm sind in Tabelle A.1, im Anhang, gezeigt.

Tabelle 5.10: Vergleich der Registrierungsfehler in allen fünf Bohrungen mit $n_t = 961$ und $\ell_e = 23$ mm, $d_e = 30$ mm ($s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). TREs in mm an kritischen Punkten von jeweils zehn verrauschten Varianten der entsprechenden Bohrung sowie die Winkelabweichungen. Parametersatz 2.

Bohrung	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Ziel	$\Delta\tau$ in $^\circ$
1	0,65	0,18	0,26	0,55	1,63
2	0,75	0,25	0,33	0,65	1,88
3	0,51	0,15	0,35	0,63	1,57
4	0,51	0,21	0,43	0,73	1,61
5	0,50	0,19	0,34	0,60	1,48
$\bar{x} \pm s$	$0,58 \pm 0,29$	$0,19 \pm 0,09$	$0,34 \pm 0,18$	$0,63 \pm 0,29$	$1,63 \pm 0,70$
max.	1,35	0,40	0,77	1,34	3,46

Die Mittelwerte aller fünf Bohrungen verbleiben unterhalb von 0,75 mm und erreichen im Maximum aller Einzelwerte 1,35 mm. Besonders große Abweichungen zwischen den Trajektorien zeigen sich nur vereinzelt, weshalb diese als relativ gleichwertig angesehen werden können. Aus Bild 5.22 ist bekannt, dass beispielsweise in Bohrung 1 deutlich mehr Kanten gefunden werden als in Bohrung 3. Die Ergebnisse der Registrierung spiegeln diesen Vorteil nur an den oberen Messpunkten wider. Daher könnte die Lage der detektierten Kanten eine entscheidende Rolle spielen.

Zudem wird vermutet, dass die detektierten Kanten im Zusammenhang mit den zur Verfügung stehenden Kanten, auch im CT-Bild, bewertet werden müssen. Eine Beurteilung der endoskopischen Kantenbilder genügt daher nicht. Weiterhin folgt aus diesen Ergebnissen, dass spätere Ausreißer von einzelnen Trajektorien auf sehr spezielle Effekte zurückzuführen sind und nicht generell einer schlecht registrierbaren Bohrung zugeschrieben werden können.

Einfluss der Abtastdichte im Suchraum

Nun wird die Abtastdichte des Suchraums evaluiert. Je mehr Trajektorien n_t dabei verwendet werden, desto dichter ist die Abtastung. Radiale und azimutale Schritte des sternförmigen Musters aus Abschnitt 4.2.1, n_R und n_A , werden dabei immer gleichförmig erhöht. Eine Abtastung mit $n_t = 961$ Trajektorien ergibt sich aus 6×6 Abtastschritten.

Die Ergebnisse für eine Abtastung des Suchraumes mit $n_t \in \{441, 961, 1849\}$ Trajektorien sind in Bild 5.23 gezeigt. Es werden dabei Trajektorienlängen von $l_e = 13$ mm und $l_e = 23$ mm, entsprechend den Endoskopietiefen $d_e = 20$ mm und $d_e = 30$ mm verglichen. Die Ergebnisse sind ebenfalls in Tabelle 5.8 sowie Tabelle A.2 im Anhang aufgelistet.

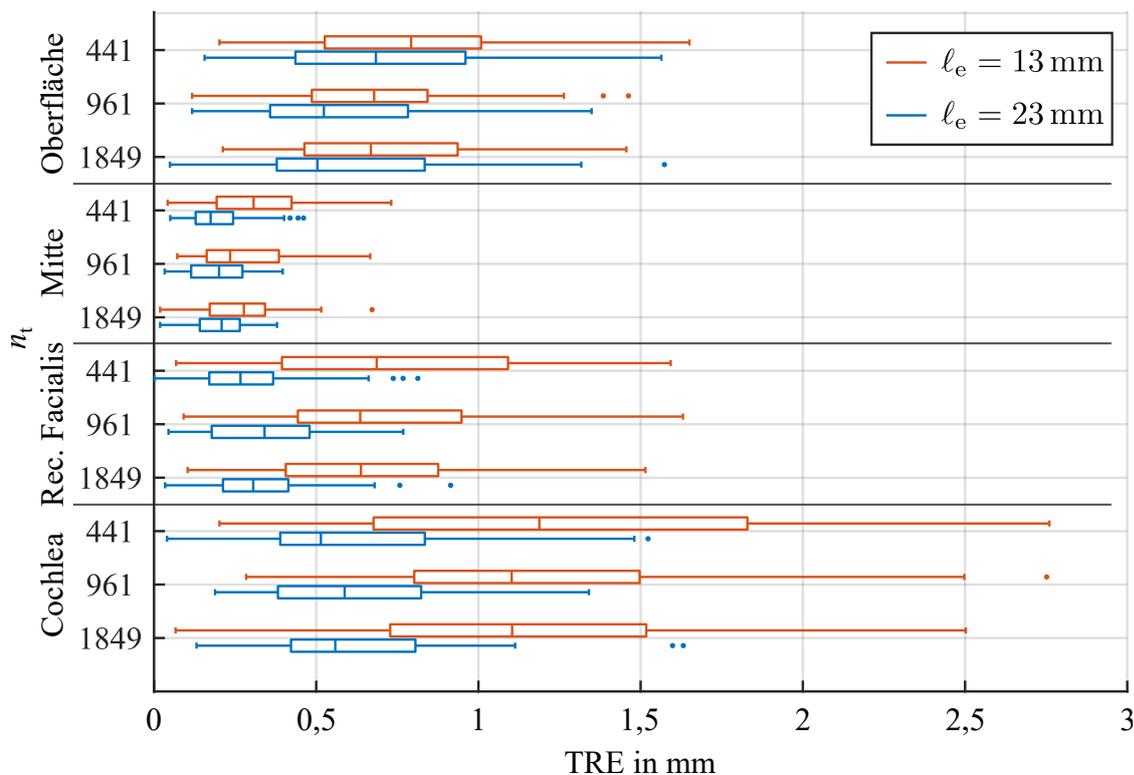


Bild 5.23: Vergleich der Registrierungsfehler bei unterschiedlichen Abtastdichten im Suchraum und Endoskopielängen an vier Stellen entlang der Bohrtrajektorie ($s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). Ergebnisse entsprechend Tabelle 5.8 sowie Tabelle A.2 im Anhang, zu den Parametersätzen 1–6.

Es zeigt sich generell eine Abnahme der Fehler bei einer dichteren Suchraumabtastung. An der Oberfläche kommt es zu Ausnahmen, mit z. T. zunehmenden Fehlern bei dichterer Abtastung. Der Einfluss dieses Parameters ist vergleichsweise gering. Mittelwerte und Streuung verändern sich, insbesondere ab $n_t = 961$ kaum. Zudem ist erneut zu beachten, dass die Maximalwerte auch durch die Lage der *optimalen* Trajektorie im Suchraum beeinflusst werden. Daher sind auch hier teilweise kleinere Maxima bei der geringsten Abtastdichte keine Überraschung.

Einfluss des endoskopierte Bereichs

Die Endoskopiellänge bzw. der endoskopierte Bereich korreliert direkt mit dem sichtbaren Mastoidmuster und somit den zur Verfügung stehenden Merkmalen. In den Bohrkanalbildern in Bild 5.22 ist zu erkennen, dass mit einer zunehmenden Endoskopiellänge mehr Mastoidmuster sichtbar wird. Potenziell kann dieser Parameter also großen Einfluss auf das Registrierungsergebnis haben, was im Folgenden genau untersucht wird.

Bild 5.24 zeigt den Einfluss des endoskopierte Bereichs für zwei Kantendetektionsverfahren, dem Canny-Verfahren sowie der manuellen Detektion. Bis auf das Kantendetektionsverfahren sind beide Versuchsreihen identisch. Die Ergebnisse sind in den Tabellen A.3 und A.4 im Anhang gelistet.

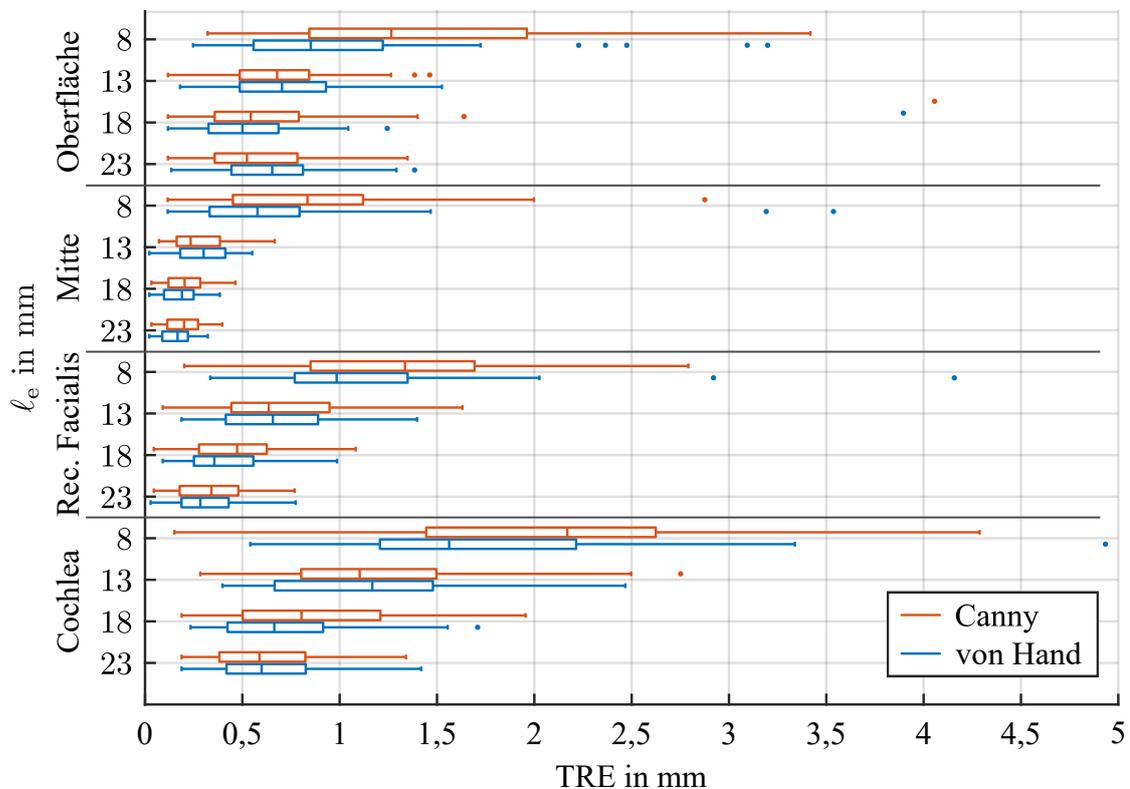


Bild 5.24: Vergleich der Registrierungsfehler bei unterschiedlichen Endoskopiellängen und Kantendetektionsverfahren an vier Stellen entlang der Bohrtrajektorie ($n_t = 961$, $s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). Ergebnisse entsprechend den Tabellen A.3 und A.4, zu den Parametersätzen 7–14.

Mittelwerte und meist auch die Varianz nehmen beim Canny-Verfahren mit zunehmendem Endoskopiebereich ab. Ebenso verringert sich der Winkelfehler. Vergleichbare Ergebnisse zeigen sich bei der manuellen Kantendetektion, wobei die Verbesserung der Genauigkeit geringer ausfällt, da sie insgesamt besser ist. Der Einfluss ist bedeutend größer als bei der Variation der Abtastdichte. Sowohl Mittelwerte als auch die Streuung nehmen zuverlässig, mit wenigen Ausnahmen, ab. Als Beispiel kann der maximale Fehler am Recessus Facialis mit einer Canny-Kantendetektion von 2,79 mm bei $\ell_e = 8$ mm auf 0,77 mm bei $\ell_e = 23$ mm reduziert werden. Bei manueller Kantendetektion ist der Unterschied mit 4,16 mm zu 0,77 mm noch gravierender. Es ist damit bestätigt, dass dieser Parameter entscheidend für das Ergebnis der Registrierung ist.

In Bild 5.24 fällt zudem auf, dass die Fehler in der Mitte am geringsten sind. Wertet man den Zusammenhang des verfügbaren Mastoidmusters in bestimmten Tiefen entlang der Trajektorie aus, so fällt auf, dass gerade im Bereich der Mitte sehr eindeutige Strukturen erkennbar sind. Bild 5.25 zeigt deren Lage in den entsprechenden Tiefen am Beispiel des Kantenbildes von Bohrung 2.

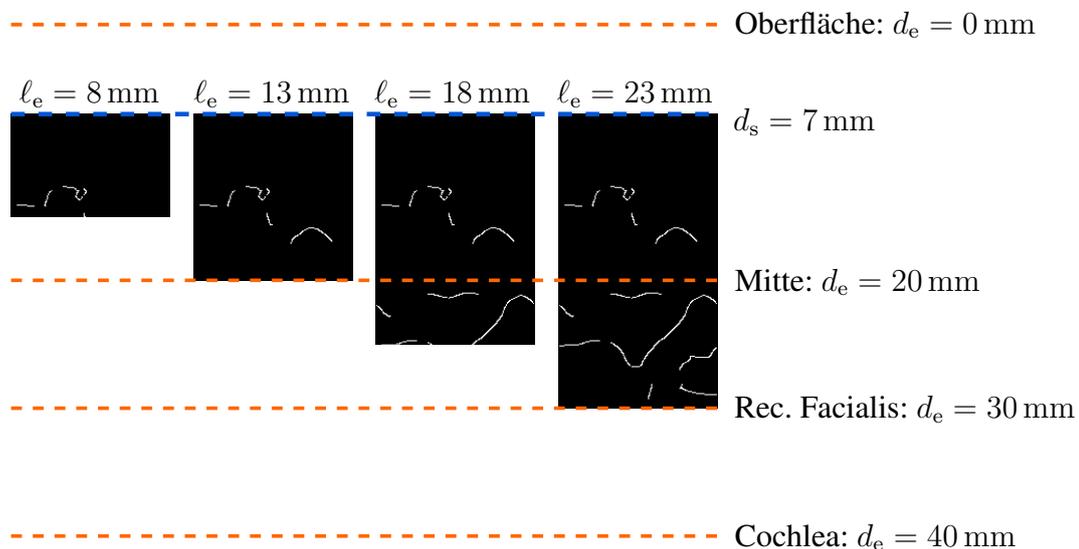


Bild 5.25: Darstellung der Tiefen entlang der Trajektorie am Beispiel des Kantenbildes von Bohrung 2 für die untersuchten Endoskopiellängen $\ell_e = \{8 \text{ mm}, \dots, 23 \text{ mm}\}$.

An der Oberfläche und der Cochlea steht kein Muster zur Verfügung. Der Recessus Facialis liegt an der Unterkante des endoskopierte Bereichs und die Bohrkanalmitte befindet sich etwa zentral im Bereich der detektierten Kanten. Mit abnehmender Endoskopiellänge verringern sich auch die detektierten Mastoidmuster sowie deren Lage entsprechend.

Für eine hohe Genauigkeit in der Mitte ist vor allem der Sprung auf $\ell_e = 13$ mm entscheidend, weil hier das Muster die Tiefe der Mitte $d_e = 20$ mm erreicht. Mit einem längerem Ausschnitt wird das Ergebnis an dieser Stelle daher nur geringfügig besser. Am RF hingegen wird es auch ab $\ell_e = 13$ mm besser, weil dieser in einer Tiefe von 30 mm liegt. An der Oberfläche sind alle Ergebnisse ab $\ell_e = 13$ mm vergleichbar. Es zeigt sich, dass das Muster vor allem nah an den Messpunkt heranreichen sollte. Der endoskopierte Abschnitt reicht in diesem Phantom maximal bis

zum RF in 30 mm Tiefe. Die Cochlea liegt noch 10 mm davon entfernt. Im humanen Felsenbein aus Abschnitt 1.3 sind es nur etwa 3,5 mm zwischen dem Ende des endoskopierte Bereichs und der Cochlea. Die Registrierengenauigkeit an der Cochlea könnte hier also größer sein.

Einfluss der Kantendetektionsgüte

Zur Bestimmung, welchen Einfluss die Güte der Kantendetektion hat, wurde die im Vorfeld als beste identifizierte Canny-Methode mit der Kantendetektion von Hand verglichen. Die Bilder aus der händischen Detektion enthalten genau alle Kantenpixel und dienen somit als Referenz einer idealen Kantendetektion. Bild 5.24 vergleicht auch diese Ergebnisse in Boxplot-Darstellung. Bekannte Tabellen zeigen die Vergleichswerte: Tabelle A.3 für die Canny-Kantendetektion, Tabelle A.4 für die Detektion von Hand.

Es zeigen sich Verbesserungen der Registriergüte in Ausmaß und Streuung durch die Detektion von Hand. Einzelne Ausreißer sind in diesem Verfahren trotzdem vorhanden und z. T. größer als die maximalen Fehler im Canny-Verfahren. Eine verbesserte Kantendetektion führt demnach zu einem besseren Registrierungsergebnis.

Einfluss der simulierten Bohrabweichung

Bild 5.26 sowie Tabelle A.5 vergleichen die Registrierungsfehler von je zwei Parametersätzen für verschiedene Bohrabweichungen. Der untersuchte Parameter ist dabei der Faktor für die maximale Abweichung $\kappa_{\text{pert}} \in \{0,25, 0,125\}$. Bei gleichbleibendem Suchraumradius $r_s = 4$ mm bedeutet eine Reduktion von κ_{pert} auf 0,125 eine maximale Bohrabweichung an Start- bzw. Zielpunkt von 1 mm statt 2 mm. Es wird untersucht, ob sich das Suchraumdesign eher für geringe Bohrabweichungen eignet, da die Suchraummitte, nahe der *geplanten* Bohrung, feiner abgetastet wird. Die Tabellen A.6 und A.7 im Anhang zeigen die Ergebnisse für alle 5 Bohrungen mit $\kappa_{\text{pert}} = 0,125$ im Detail.

Es ist in allen Fällen eine klare Verbesserung der Registrierengenauigkeit bei einer geringeren Bohrabweichung zu sehen. In wenigen Ausnahmen übersteigen die Maximalwerte bei kleinerem κ_{pert} etwas die der entsprechenden Größeren. Nahe der Trajektorienmitte sind die Zugewinne am geringsten, da hier mit den genauesten Ergebnissen das geringste Potential für Verbesserungen vorliegt. Zudem ist die Fehlerabnahme bei einer Endoskopiellänge von 23 mm in fast allen Fällen größer als bei $\ell_e = 13$ mm.

Das Verhältnis von Suchraumgröße zur Bohrabweichung hat demnach auch einen wichtigen Einfluss auf die Registrierengenauigkeit, ist jedoch dem der Endoskopiellänge unterlegen.

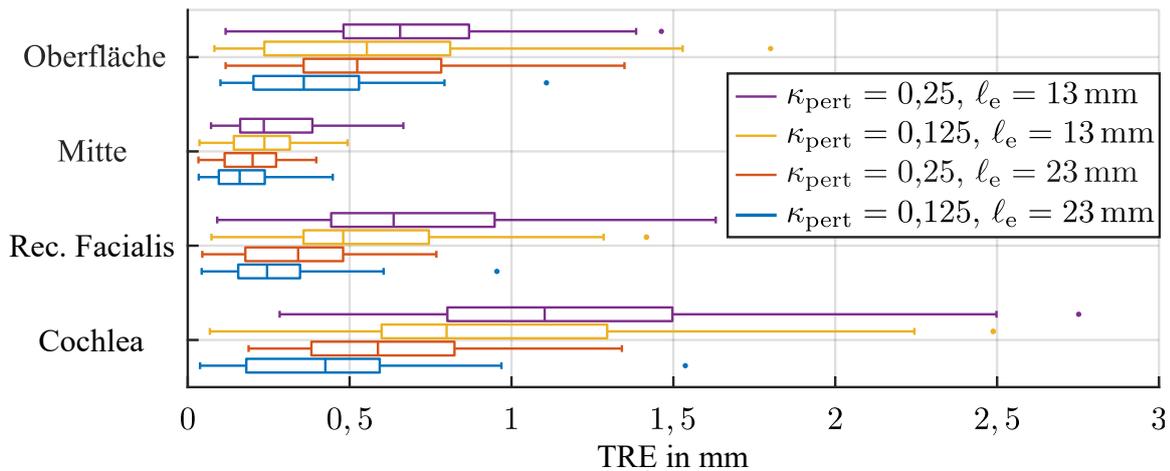


Bild 5.26: Vergleich der Registrierungsfehler bei unterschiedlichen simulierten Bohrabweichungen mit dem Faktor κ_{pert} an vier Stellen entlang der Bohrtrajektorie ($n_t = 961$, $s_v = 0,2 \text{ mm}$, $r_s = 4 \text{ mm}$). Ergebnisse entsprechend Tabelle A.5, zu den Parametersätzen 1, 4, 15 und 16.

5.4.6 Diskussion und Fazit der Ergebnisse

Zu den Ergebnissen im ersten Phantom aus Tabelle 5.6 sind die hier gezeigten nicht direkt vergleichbar, da sich die endoskopierte Bereiche sowie die Dichte der Suchraumabastung unterscheiden. Während zuvor die gesamte Länge durch Umsetzen der Vorschubeinrichtung endoskopierte wurde, ist das Szenario in Abschnitt 5.4 realistischer gestaltet. Dadurch ist die endoskopierte Länge von zuvor $\ell_e = 37,2 \text{ mm}$ zu in diesem Fall maximal $\ell_{e,\text{max}} = 23 \text{ mm}$ deutlich kürzer. Ein fehlendes Umsetzen der Messeinrichtung und der Einsatz der Mikrometerschraube ist jedoch deutlich realistischer, da der hier beschriebene Aufbau prinzipiell so auch während einer Operation eingesetzt werden kann. Weitere Details zum intraoperativen Einsatz finden sich im nächsten Abschnitt. Zudem wurden im ersten Phantom 8281 und in Phantom 2 maximal 1849 Trajektorien zur Abtastung des Suchraums verwendet. Durch die größere Anzahl an Trajektorien war die Abtastung demnach in Phantom 1 dichter.

Trotz dieser Vorteile im ersten Phantom sind die Registrierungsfehler mit dem neuen Mastoidphantom wesentlich geringer. Die zusätzliche räumliche Varianz des Musters führt auch unter ansonsten schlechteren Bedingungen zu besseren Ergebnissen. Im Kern wird in dieser Arbeit die Eignung der Mastoidstruktur für derartige Registrierungen untersucht. Aus diesem Vergleich geht die wichtige Erkenntnis hervor, dass die räumliche Beschaffenheit des Mastoidmusters sehr entscheidend für den Registrierungs Erfolg ist.

Um die Verbesserung quantitativ beurteilen zu können, wurden die vorherigen Experimente in Phantom 1 aus Abschnitt 5.3 mit vergleichbaren Parametern zu den in Abschnitt 5.4 verwendeten wiederholt. Gegenüber den Experimenten in Phantom 1 (Tabelle 5.6) wurden die neuen Ergebnisse in Phantom 2 erwartungsgemäß schlechter (Tabelle 5.7). Dadurch wurde auch der Zugewinn an Genauigkeit durch das neue Phantom 2 nochmals größer (vgl. Bild 5.21). Da sowohl das

Mastoidphantom als auch das Kantendetektionsverfahren optimiert wurden, konnte die Genauigkeit der Registrierung deutlich gesteigert werden.

Die Länge, aber auch der Bereich der Endoskopie, ist sehr entscheidend. In weiteren Untersuchungen zeigte sich, dass der Kreuzungspunkt der Trajektorien sehr genau gefunden wird [Sch19]. Der Kreuzungspunkt ist der Punkt entlang der registrierten (*besten*) Trajektorie, welcher der *wahren* Trajektorie am nächsten kommt. Dieser befindet sich meist nahe der Trajektorienmitte. Wie aus Bild 5.25 bekannt, ist hier das meiste sichtbare Muster entlang der Trajektorie verfügbar. Die Winkelfehler können jedoch mitunter sehr groß werden, was durch fehlende Merkmale im oberen und unteren Trajektorienbereich hervorgerufen wird. Im oberen Bereich befinden sich wenige Merkmale, weil die Mastoidzellen erst in einer gewissen Tiefe von der Bohrkanoaloberfläche entfernt beginnen. Wird zusätzlich nur eine kurze Steckende endoskopiert, so werden die tief liegenden Mastoidzellen nicht aufgenommen. Damit ist das Verfahren auf wenige Merkmale um die Mitte herum begrenzt.

In Abschnitt 1.3 wurden bereits minimalinvasive Cochleazugänge im menschlichen Felsenbein analysiert, die auch mögliche Endoskopielen und die Merkmalsverteilung entlang der Bohrung aufzeigen. In Bohrung 1 in Phantom 2 beginnt die Endoskopie in $d_s = 7$ mm Tiefe und die ersten Mastoidzellen treten in $\ell_{fs} = 10$ mm auf. Daher sind nur die ersten 3 mm endoskopierte Länge ohne Merkmale, während es im humanen Felsenbein durchschnittlich 1,9 mm sind (siehe Abschnitt 5.4.1). Bei einer mittleren sicheren Bohrtiefe $\bar{d}_{safe,max}$ von 19,5 mm verbleiben $19,5 \text{ mm} - 1,9 \text{ mm} = 17,6 \text{ mm}$ mit Merkmalen zum Endoskopieren. Wird die volle Länge von $\ell_e = 23$ mm endoskopierte, ist Phantom 2 im Vorteil, da $\ell_e - 3 \text{ mm} = 20 \text{ mm}$ mit Merkmalen zur Verfügung stehen. Sinnvoller ist der Vergleich mit $\ell_e = 18$ mm (siehe Bild 5.24), bei der 15 mm Länge mit Merkmalen verfügbar sind.

Eine häufig erreichbare CT-Voxelgröße von 0,2 mm ist realistisch. Der Suchraum wird mit der mittleren Abtastung von 961 Trajektorien als guter Kompromiss aus Genauigkeit und Rechenzeit angesehen. Mit diesen Parametern wird bei $\ell_e = 18$ mm in Phantom 2 eine Registrierengenauigkeit von $(0,50 \pm 0,26)$ mm am Recessus Facialis und $(0,88 \pm 0,46)$ mm an der Cochlea erzielt. Mit $\ell_e = 23$ mm werden $(0,34 \pm 0,18)$ mm am Recessus Facialis und $(0,63 \pm 0,29)$ mm an der Cochlea erreicht (siehe Tabelle A.3). Die höhere Genauigkeit am RF erklärt sich durch das vorhandene Muster, dass näher am RF liegt und in Tiefe der Cochlea nicht mehr vorhanden ist (siehe Bild 5.25).

Die Genauigkeitsanforderungen am RF aus Abschnitt 1.2 werden für den minimalen Fall mit $\eta_{NF} a_{ges,min}$, bei $\ell_e = 23$ mm, für den Einsatz eines Bohrers mit einem Durchmesser bis zu 1,4 mm erreicht. Für die mittlere Anforderung mit $\eta_{NF} \bar{a}_{ges}$ werden die Anforderungen für alle Bohrerdicken unterschritten. In einem $1-\sigma$ -Intervall werden am RF maximal 0,5 mm erreicht, was bei einer geforderten minimalen Genauigkeit von 0,3 mm mit einem 1,6 mm-Bohrer nicht ausreicht, jedoch für die geforderte mittlere Genauigkeit von 0,7 mm. Hier ist demnach wieder patientenspezifisch zu ermitteln, ob die Ausdehnung des RF bei der erreichten Registrierengenauigkeit genügt. Für einen 1 mm-Bohrer [Rau+14] mit einer Anforderung von 0,8 mm bzw. 1,1 mm ist die Genauigkeit in

jedem Fall ausreichend. An der Cochlea muss gesondert bewertet werden, ob die Genauigkeit von 0,6 mm ausreicht. Dafür muss zunächst die Anforderung in dieser Tiefe definiert werden.

5.5 Endoskopie im Mastoid

Die Versuche und Auswertungen in diesem Abschnitt stellen den Bezug zur intraoperativen Praxis her. Es wird gezeigt, wie sich die Endoskopie mit technischen Hilfsmitteln in den Ablauf einer minimalinvasiven Cochleaimplantation integrieren lässt. Erste endoskopische Aufnahmen im humanen Felsenbein mit einem 90°-Endoskop werden gezeigt, die in Laborversuchen unter Einsatz einer knochenfixierten Führung erstellt wurden. Endoskopbilder aus diesen CI-Bohrungen werden diskutiert und mit den entsprechenden Bildern derselben Bohrung aus CT-Daten verglichen.

5.5.1 Endoskopie im gesinterten Mastoid

Vorbereitend auf die Versuche im humanen Felsenbein wurde ein drittes Mastoidphantom mittels Lasersinterverfahren erstellt: Phantom 3. Dieses dient der Erprobung von Aufnahmeverfahren in einem realitätsnäheren Phantom als zuvor. Dazu werden die Herstellung gesintertter Mastoidmodelle beschrieben und die endoskopische Aufnahmetechnik vorgestellt. Die Aufnahmen werden analysiert und mit entsprechenden Bildern aus CT-Daten verglichen.

Erstellung von Mastoidphantomen

Experimente in menschlichem Felsenbein sind durch begrenzte Spenderzahlen eingeschränkt. Realistische Mastoidphantome, hergestellt mit vertretbarem Aufwand, erlauben es, eine Vielzahl von Versuchen und Versuchsreihen durchzuführen. Zur Erstellung einer realistischen Mastoidstruktur wurde die Knochenstruktur eines humanen Felsenbeins aus Volumenbilddaten segmentiert und ein Teil aus dieser ausgeschnitten. Hieraus wurde ein Modell erstellt, das anschließend mit einem 3D-Sinterverfahren gefertigt wurde. Als Material kam ein Polyamidpulver mit Glasfaserpartikeln (PA-GF, Materialise NV, Leuven, Belgien) zum Einsatz. Dieses Material wurde in Anlehnung an ein Patent zur Herstellung künstlicher Knochenmodelle gewählt [OS04; Suz+04]. Es wurde von der Firma Phacon erwirkt, die u. a. künstliche Felsenbeine zum Erlernen der Mastoidektomie herstellt. Diese Modelle weisen eine hohe mechanische Ähnlichkeit zum menschlichen Knochen während des Fräsprozesses auf. Hinzu kommt eine gewisse optische Ähnlichkeit, da die gesinterten Teile weißlich, vergleichbar zu humanem Knochen sind. Somit ist dieses Material ideal zum Nachstellen des menschlichen Felsenbeins mit künstlichen Probenkörpern geeignet.

Beim Lasersintern wird ein Pulver schichtweise aufgetragen und die gewünschte Struktur durch Erhitzen der entsprechenden Stellen mit einem Laser gefestigt. Dabei verbleibt Pulver in geschlossenen Hohlräumen, wie sie die Mastoidzellen darstellen. In CT-Aufnahmen sind die verbleibenden

Pulverreste sichtbar. Sie unterscheiden sich im Grauwert jedoch sowohl vom „Knochen“ (dem gefestigten Material), als auch von der umgebenden Luft, vgl. Bild 4.4 a) und b). Durch geeignete Schwellwertwahl können die Pulverreste damit bei einer Fensterung (siehe Abschnitt 4.2.2) zu null gesetzt werden, sodass sie in den Bilddaten nicht mehr enthalten sind. Wird nun durch das gesinterte Phantom gebohrt, so sind die anliegenden Aushöhlungen mit Pulver gefüllt. Dies ist vergleichbar mit Knochenmark im menschlichen Knochen, bzw. mit Bohrstaub und -spänen, welche durch das Bohren in die Mastoidzellen gedrückt werden. In beiden Fällen muss der Bohrkanal deshalb vor der endoskopischen Aufnahme evakuiert werden, damit die Mastoidzellen auch als solche im Endoskopbild erscheinen und nicht verdeckt oder gefüllt sind.

Aufnahme endoskopischer Bilddaten im gesinterten Mastoidphantom

Nach einem präoperativen DVT-Scan wird zunächst der gewünschte Verlauf der Bohrtrajektorie im Knochenphantom festgelegt, wobei Abweichungen beim Bohren hiervon nicht vollständig zu vermeiden sind. Die Planung erfolgt in der Software MeVisLab (MeVis Medical Solutions AG, Bremen, Deutschland). Start- und Zielpunkt werden so gewählt, dass die Trajektorie längs durch den Block verläuft, der Bohrer am Startpunkt sauber aufsetzen kann und nicht mit den Knochenankern kollidiert. An einer Blockecke des Phantoms wird in den DVT-Daten das Koordinatensystem $(KS)_B$ definiert.

In Bild 5.27 a) ist die Planung in den präoperativen Bilddaten gezeigt. Die geplante Trajektorie c weist eine gewisse Verkipfung zur z -Achse vom feststehenden $(KS)_B$ auf, definiert durch die Winkel δ_x und δ_y . Der Winkel der x - z -Komponente der Trajektorie ${}^{(B)}c_{x-z}$ zur z -Achse entspricht der Verkipfung um die y -Achse δ_y und der Winkel zwischen ${}^{(B)}c_{y-z}$ und ${}^{(B)}e_z$ der Verkipfung um die x -Achse δ_x :

$${}^{(B)}e_z = (0,0,1)^T, \quad (5.9)$$

$${}^{(B)}c_{x-z} = (c_x,0,c_z)^T, \quad (5.10)$$

$${}^{(B)}c_{y-z} = (0,c_y,c_z)^T, \quad (5.11)$$

$$\delta_y = \arccos \left(\frac{{}^{(B)}c_{x-z}^T {}^{(B)}e_z}{\|{}^{(B)}c_{x-z}\|_2 \|{}^{(B)}e_z\|_2} \right), \quad (5.12)$$

$$\delta_x = \arccos \left(\frac{{}^{(B)}c_{y-z}^T e_z}{\|{}^{(B)}c_{y-z}\|_2 \|e_z\|_2} \right). \quad (5.13)$$

Bild 5.27 b) zeigt den Aufbau zur Positionierung des Phantoms. Das Phantom wird auf einem in zwei Achsen kippbaren Block befestigt. Praktisch erfolgt im weiteren Verlauf die Ausrichtung des Phantoms zur geplanten Bohrtrajektorie c . Die z -Achse des Phantoms entspricht in der Aus-

gangslage der Hochachse des Tisches und damit der Bohrachse c . Der Startpunkt von c auf der Phantomoberfläche wird durch den Ortsvektor

$${}^{(B)}c_0 = (c_{x,0}, c_{y,0}, 0)^T \quad (5.14)$$

definiert. Im Verlauf des Einstellens wird das Phantom relativ zur Trajektorie c verkippt, deren Lage konstant bleibt.

Der kippbare Block ist wiederum auf einer um c drehbaren Platte, die in zwei Achsen manuell translatorisch verfahrbar ist, montiert. Die Drehung ist von außen feststellbar. Für das Gesamtsystems ergeben sich drei rotatorische und zwei translatorische Freiheitsgrade (FHG). Der letzte translatorische FHG wird schließlich auf der Gegenseite, durch den Bohrer- bzw. Endoskopvorschub, gewährleistet.

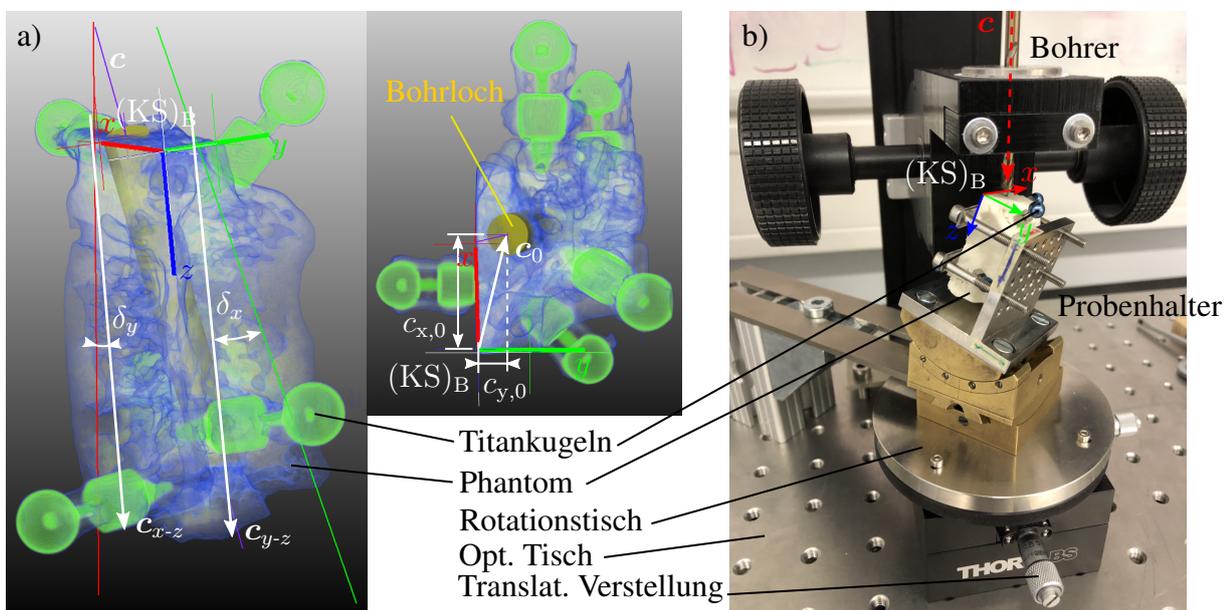


Bild 5.27: Planung und Durchführung einer Bohrung in Phantom 3. a) Planung in den 3D-Volumenbilddaten und Bestimmung der Trajektorie in Blockkoordinaten. b) Versuchsaufbau zum Bohren des gesinterten Mastoidblocks. Der Bohrer wird senkrecht durch eine Bohrhülse geführt. Darunter kann das Phantom in seiner Halterung in 4 FHG positioniert und ausgerichtet werden.

Die Trajektorie wird durch iteratives Einstellen der genannten Freiheiten angenähert. Auf der Phantomoberseite wird zunächst der Startpunkt markiert. Dann werden die beiden Winkel δ_x und δ_y eingestellt, indem die Blockkanten und die Oberfläche des verkippten Tisches mit dem KMA vermessen werden. Dies erfolgt iterativ, bis die geplanten Winkel erreicht sind. Daraufhin wird der Startpunkt translatorisch auf die Bohrerspitze ausgerichtet. Ist dies wegen mechanischer Grenzen nicht möglich, so erfolgt eine Rekonfiguration, z. B. durch eine 180°-Drehung des Blocks.

Nach der Bohrung werden Bohr- und Sinterstaub ausgespült und abgesaugt. Anschließend wird die Bohrführung durch die Endoskopführung getauscht, welche das Endoskop auf der Bohrachse

führt. Zwei Bohrbuchsen im Inneren der Führung gewährleisten jeweils eine mittige und koaxiale Ausrichtung von Bohrer und Endoskop. Die Mikrometerschraube wird auf den Führungsstab aufgeschraubt und zum axial-translatorischen Verfahren des Endoskops verwendet. Bei Einsatz eines 90° Hopkins Boreskops (KARL STORZ GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland) mit 2,9 mm Durchmesser kommt zwischen den Aufnahmen axialer Bildreihen eine Verdrehung um die Schaftachse hinzu.

Alle Aufnahmen werden unter Berücksichtigung der bekannten Endoskopbewegung zu einer Panoramaabbildung der Bohrkanaloberfläche zusammengefügt. Die Abweichungen von der geplanten zur real gebohrten Trajektorie werden in diesem Fall größer als in der späteren Applikation der MICI erwartet, weil die manuelle Ausrichtung der Plattform ungenau ist.

Präoperativ werden kugelförmige Marker aus Titan mit Knochenankern am Phantom angebracht. Im anschließenden präoperativen DVT-Scan wird die Trajektorie geplant und mittels punktbasierter Registrierung [FHM00] in Blockkoordinaten $(KS)_B$ transformiert. Hierzu werden die Titanmarker durch Kugeldetektion in den Bilddaten und durch Einmessen mit dem KMA detektiert. Postoperativ wird die Bohrung mit dem KMA vermessen. Eine erneute Transformation erlaubt den Übertrag in Block- und dann in die Koordinaten der präoperativen Aufnahme $(KS)_{I,pre}$. Dies ermöglicht einen Vergleich von *geplanter* und *real gebohrter* Trajektorie, wobei diese reale Lage im Vergleich zur *wahren* mit einem Messfehler behaftet ist.

Bildvergleich im gesinterten Mastoid

Bild 5.28 zeigt die Bohrkanaloberfläche aus Mastoidphantom 3. Die aus Einzelbildern erstellte Endoskopaufnahme in Bild 5.28 a) wird mit dem abgerollten CT-Bild, in der Lage der gemessenen Trajektorie in Bild 5.28 b) verglichen. In Bild 5.28 c) sind beide Bilder überlagert, wobei das CT-Bild grün eingefärbt ist.

Die Überlagerung der beiden Bilder zeigt, dass an den Mastoidrändern im CT-Bild auch Kanten im Endoskopbild auszumachen sind. Auch die generelle Merkmalsmenge ähnelt sich in beiden Bildern. Einige der in den CT-Daten vorhandenen Löcher sind im Endoskopbild kleiner sichtbar. Herausfordernd zeigt sich vor allem, dass der Hintergrund der Mastoidzellen in den Endoskopbildern zu erkennen ist, in den CT-Bildern jedoch nicht. Die ausgefüllten Mastoidzellen erscheinen in den Endoskopbildern nicht eindeutig als Löcher und sind daher schwer mit den CT-Bildern zu vergleichen. Hinzu kommen Änderungen der Oberflächenbeschaffenheit, die vermutlich beim Bohren entstehen. Die hellen Felder resultieren aus hervorstehenden Materialteilen, die sich nahe der Optik bzw. der Lichtquelle befinden. Knochenreste, die in nicht komplett evakuierten Mastoidzellen verbleiben, sorgen dafür, dass auch diese nicht leer erscheinen und die Intensitätswerte in den Aushöhlungen erhöhen.

Eine gute Vergleichbarkeit der Bilder liegt demnach noch nicht vor. Die endoskopische Aufnahmetechnik muss optimiert werden. Rundblickaufnahmen mit der aus Abschnitt 2.5 bekannten Kegeloptik, erweitert um eine homogene Ausleuchtung durch eine integrierte Lichtquelle, kann

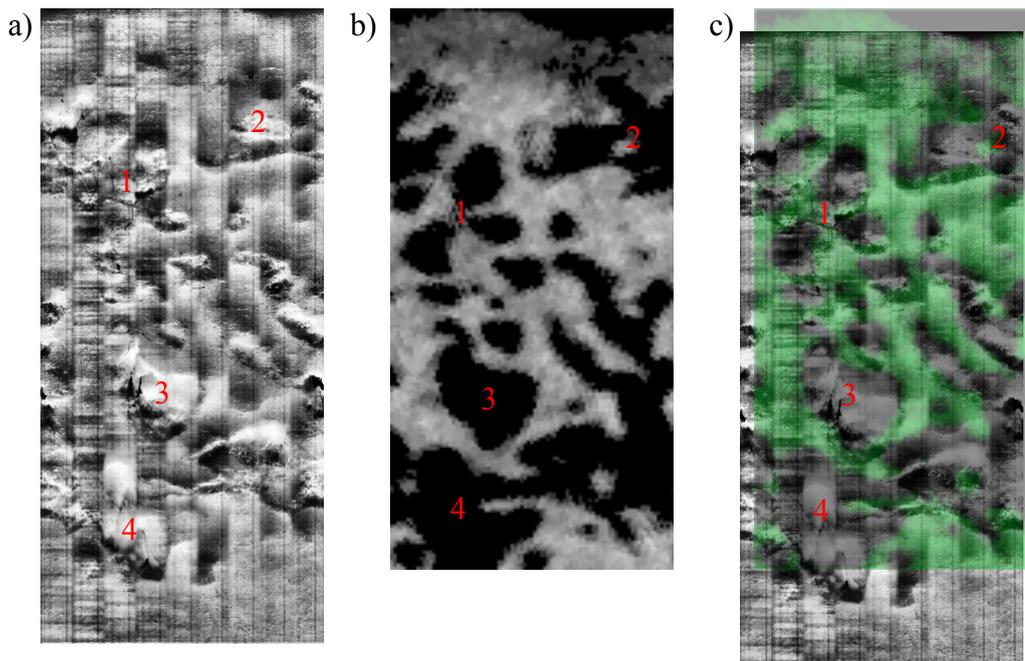


Bild 5.28: Vergleich der a) Endoskopieaufnahme und b) dem entsprechenden CT-Bild für einen Bohrkanal in Phantom 3. c) Überlagerung der beiden Bilder, wobei das CT-Bild grün eingefärbt ist. Die Zahlen markieren gleiche Mastoidzellen in beiden Bildern, die im Endoskopbild nicht durchgängig als Mastoidzellen erscheinen.

die Abbildungsgüte der entstehenden Bilder steigern und die Komplexität der nachfolgenden Bildverarbeitung reduzieren.

5.5.2 Endoskopie im humanen Felsenbein

Nach den Aufnahmen in Mastoidphantomen wird nun gezeigt, wie das System in der klinischen Praxis eingesetzt werden kann. Der Aufbau zur intraoperativen Endoskopie von Felsenbeinen ist in Bild 5.29 gezeigt. In einem Felsenbeinhalter ist eben dieses eingespannt. An dem Felsenbein ist mit drei Schrauben ein knochenfixierter Rahmen der Firma OtoJig (OtoJig GmbH, Hannover, Deutschland) befestigt. Auf diesen Rahmen wird der in Blau erkennbare Rohling – der Jig – aufgeschraubt, in den ein Loch zur Ausrichtung der Bohr- und Endoskopführung eingebracht ist. Dieser Jig kam in den vorherigen Versuchen aus Kostengründen und aufgrund der kleinen Phantomgrößen nicht zum Einsatz. Nach einem präoperativen CT-Scan mit angeschraubtem Rahmen zur Planung der Bohrtrajektorie wird ein Loch entsprechend der Trajektorienlage präzise in den Rohling gebohrt. Da der Rahmen samt Markern in den CT-Daten sichtbar ist, kann der Verlauf einer Trajektorie durch ihn hindurch bestimmt werden. Die Bohrführung wird in das Loch eingesteckt und die Bohrung mit einem Tiefenanschlag ausgeführt. Bis zu diesem Punkt kann das Vorgehen Publikationen von John et al. und Lenarz et al. entnommen werden [Joh+15; Joh+16; Len17]. Nach einer Bohrung bis vor den Recessus Facialis wird die Bohrführung entnommen und die gezeigte Endoskopführung in das

Loch eingesteckt. Auf diese wird wiederum die aus Abschnitt 5.4.1 bekannte Mikrometerschraube aufgeschraubt, die das Endoskop führt.

Bild 5.29: Endoskopie im humanen Felsenbein. Die Mikrometerschraube führt das Endoskop und ist in die OtoJig-Plattform eingesteckt. Diese ist mit einem Rahmen am Felsenbein verschraubt. Eine Rotation ist durch Drehung des Endoskops samt Schraube möglich, ein axialer Vorschub erfolgt durch Verstellung der Mikrometerschraube.

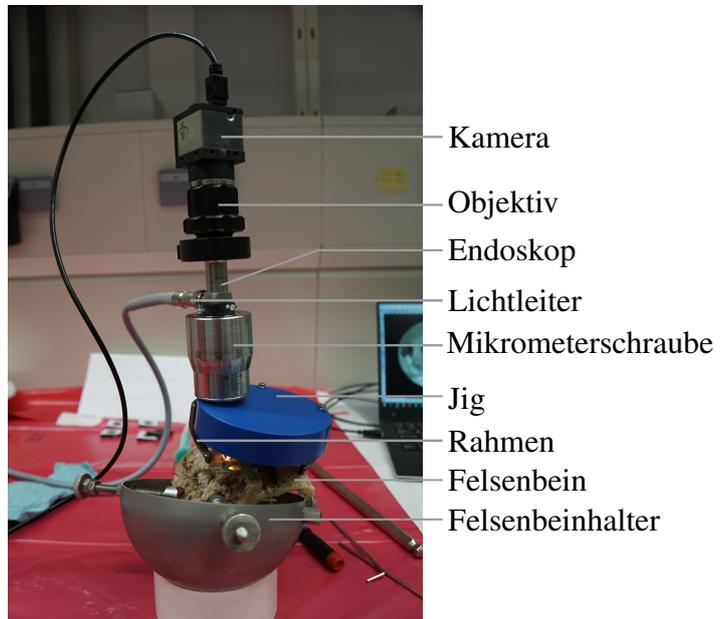


Bild 5.30 zeigt einige Aufnahmen aus einem Ex-Vivo-Felsenbein mit dem 90°-Endoskop. In der ersten Zeile sind evakuierte Bohrungen gezeigt, in der zweiten Zeile nicht evakuierte. Farbige Pfeile markieren beispielhaft die im Folgenden beschriebenen Effekte. Die Bohrungen in den Bildern 5.30 a) sind zum Auftauen des zuvor gefrorenen Felsenbeins mehrfach vollständig mit Wasser gespült worden. Bohrreste samt Wasser wurden abgesaugt, sodass die Mastoidzellen evakuiert werden. Im klinischen Alltag sind Spülen und Absaugen gängige Verfahren. Die freigelegten Aushöhlungen sind deutlich zu erkennen; Knochenränder ergeben klare Kanten im Bild. Wegen der geringen Schärfentiefe des Endoskops erscheint der Hintergrund, je nach Abstand zur Optik, unscharf. Unter- und Überbelichtungen (blaue Pfeile) sind vorhanden und nicht vollständig zu vermeiden, da durch zurückgedrängte und herausstehende Knochenteile die Objektweiten stark variieren. Der Knochen erscheint durch das Absaugen des Spülwassers samt Bohrspänen trocken, sodass Reflexionen nahezu nicht vorkommen. Einige Teile des Knochens sind aufgrund der geringen Dicke transparent. Während die Struktur insgesamt einzigartig ist, ist in diesen Aufnahmen erkenntlich, dass die Distanz der Mastoidkanten zur Optik nur schwer abzuschätzen ist. Die vorgestellten Methoden zur Registrierung basieren auf der Auswertung der Struktur direkt an der Oberfläche. Wenn in diesen Aufnahmen nicht klar ist, welche Kanten sich an der Oberfläche befinden, so ist auch die Extraktion dieser Kanten als Merkmal schwierig. Als Indiz für den Abstand kann die Helligkeit verwendet werden: Je heller eine Struktur im Bild ist, desto näher befindet sie sich an der Optik bzw. Lichtquelle. Da sich die Lichtquelle axial vor der Optik befindet, wird das Bild im unteren Bereich heller ausgeleuchtet als im oberen, was bei dieser Auswertung berücksichtigt werden muss. Eine Struktur im Bild erscheint heller, je weiter unten sie im Bild ist.

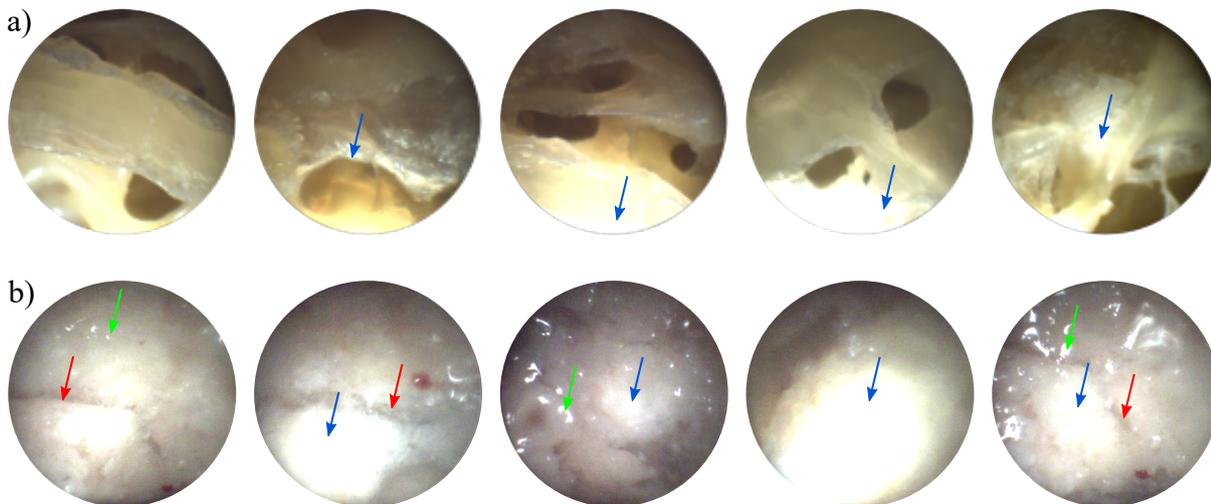


Bild 5.30: Vergleich von Endoskopaufnahmen mit einer 90°-Optik im humanen Ex-Vivo-Felsenbein. a) Gespülter und evakuierter Bohrkanal. Durch das Absaugen reflektiert die Oberfläche wenig und erscheint trocken. Übergänge zwischen den Mastoidzellen und Knochen sind klar erkenntlich. Der Knochen ist z. T. leicht transparent. Durch die unterschiedlichen Distanzen zur Lichtquelle entstehen erhebliche Helligkeitsunterschiede im Bild (blaue Pfeile). b) Die Bohrung wurde zum Auftauen mit Wasser gespült, jedoch nicht evakuiert. Die Mastoidzellen (rote Pfeile) sind mit Bohrstaub und -spänen gefüllt. Das Material in den Mastoidzellen ist z. T. transparent. Die Oberfläche reflektiert durch die Feuchtigkeit stark. Es entstehen totalreflektierende Bereiche (grüne Pfeile).

Nach dem Bohren sammeln sich Bohrstaub und Späne in den Mastoidaushöhlungen, was in den Bildern 5.30 b) gezeigt ist. Auch diese Bohrungen sind mit Wasser gespült, jedoch im Anschluss nicht evakuiert worden. Bohrreste verbleiben daher in den Mastoidaushöhlungen. Diese sind, mit roten Pfeilen markiert, nur ansatzweise zu erkennen. Durch das Spülen ist die Oberfläche feucht und die zugesetzten Löcher erscheinen durch das wenig kompakte Material z. T. transparent. An der wegen der Feuchtigkeit spiegelnden Oberfläche entstehen Reflexionen der integrierten Beleuchtung (grüne Pfeile). Eine leicht variierende Distanz der Optik samt Lichtquelle zur Oberfläche führt zu erkennbaren Helligkeitsunterschieden und Überbelichtungen (blaue Pfeile). Die Beobachtungen zeigen die Wichtigkeit der Bohrkanal-Evakuierung.

Bild 5.31 zeigt eine Aufnahme, die mit dem hier beschriebenen Aufbau erstellt worden ist. Es wurde eine zur Cochlea verlaufende Bohrung mit dem 90°-Endoskop aufgenommen. Dabei wurde die volle Länge der Pilotbohrung ausgenutzt, bis das Endoskop aufsetzt. Zwischen den Aufnahmen der vollen Bohrkanallänge wurde das Endoskop entsprechend den Methoden aus Abschnitt 3.4 rotiert und die Bilddaten mit den dort beschriebenen Methoden zusammengefügt und bearbeitet. Es sind jeweils das CT-Bild und der endoskopierte Ausschnitt überlagert und die Länge beider Ausschnitte angegeben.

Vergleichbare Merkmale sind in beiden Bildern zu finden. Insbesondere die große Aushöhlung in der Bildmitte ist in beiden Bildern sehr ähnlich. Große und deutlich abgegrenzte Mastoidzellen

liefern wertvolle Merkmale für die Bildregistrierung, da deren Kanten sehr sicher und eindeutig in den Bildern beider Modalitäten auszumachen sind.

Die Aufnahmen aus Bild 5.31 stammen aus Patient 01 in Tabelle 1.3. Obwohl für die theoretisch sichtbare Länge $d_{e,th} = 15,1$ mm gilt, konnten nur 11,8 mm aufgenommen werden. Es wurden daher 78 % von $d_{e,th}$ endoskopiert. Durch den Spitzenwinkel der Bohrerschneide des Pilotbohrers und eine eventuell unvollständige Evakuierung des Bohrkanals kann es zu einem verfrühten Aufsetzen des Endoskops im Pilotbohrkanal kommen. Zusammen führen diese Effekte zu einer aufgenommenen Oberfläche auf einer Länge von etwa 47 % der gesamten Trajektorienlänge von der Schädeloberfläche zur Cochlea.

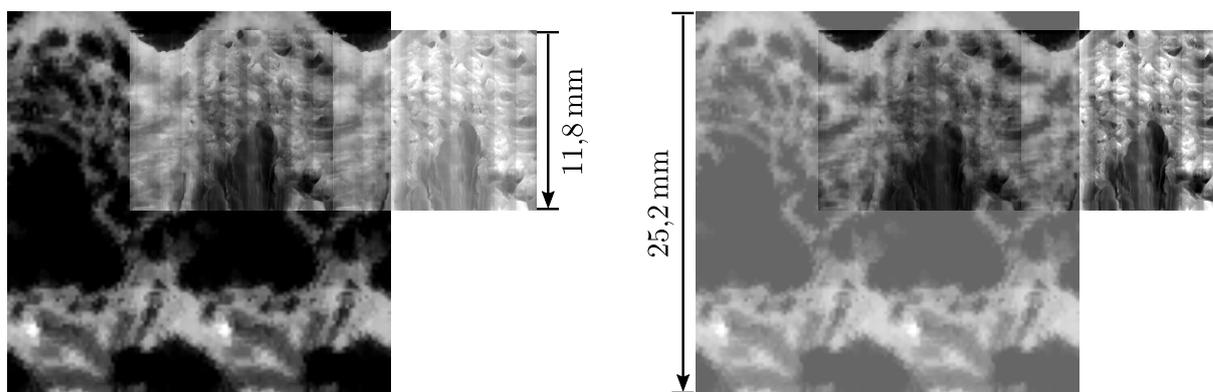


Bild 5.31: Überlagerung eines CT-Bohrkanalbildes mit dem entsprechenden Endoskopbild aus Patient 01. Beide sind zweifach abgerollt und in je einem Bild transparent dargestellt.

5.6 Zusammenfassung und Fazit der Ergebnisse

In diesem Kapitel wurde die Bild-zu-Patient-Registrierung auf Basis der Mastoidstruktur im menschlichen Felsenbein experimentell in mehreren Schritten untersucht. Nach einer Simulation wurden aufeinander aufbauende Phantome entwickelt und die Methoden in jedem Schritt weiter an die Praxis angenähert. Abschließend wurden Endoskopaufnahmen in einem sehr realistischen Phantom und in Kadaverexperimenten im intraoperativen Setting erprobt. Die entstandenen Bilddaten erlauben Abschätzungen über die intraoperative Eignung der Methoden sowie die zukünftigen Problemstellungen, die zu einer funktionierenden Komplettlösung noch zu bearbeiten sind.

Basierend auf semi-künstlichen Bilddaten für CT und Endoskopie, erzeugt aus dem Visible Ear-Datensatz, wurde simulativ die Registrierung erprobt. Unter Einsatz der Mutual Information für die Bildvergleiche konnten die zuvor definierten minimalen Anforderungen an die Genauigkeit für Bohrer bis zu 1,4 mm Durchmesser erfüllt werden. Die mittleren Anforderungen hingegen wurde für alle Bohrdurchmesser eingehalten. Die höchste Registriergenauigkeit konnte in der Bohrkanalmitte bestimmt werden. Am wichtigen Punkt des Recessus Facialis wurden Fehler von $(0,36 \pm 0,17)$ mm erzielt. In einer Parameterstudie wurde der Einfluss der beteiligten Parameter

untersucht. Den größten Einfluss auf die Genauigkeit hat die Länge des endoskopischen Ausschnitts und mit ihm die verfügbaren Merkmale in Form von sichtbaren Mastoidzellen. Es folgen die Voxelgröße der CT-Daten und die Abtastdichte im Suchraum. Dabei zeigte sich, dass eine zu dichte Suchraumabtastung nahe der Mitte nicht sinnvoll ist, da es Grenzen in Auflösung hinsichtlich der Unterscheidbarkeit der Trajektorien gibt. Daher sollte die Trajektorienzahl für Suchräume mit kleinem Radius nicht zu hoch gewählt werden. Der Bohrlochdurchmesser hat kaum einen Einfluss.

Ein erstes Phantom wurde aus Polyurethan-Schaum mit Durchgangslöchern als künstliche Mastoidzellen erstellt. Die Registrierung mit Chamfer Matching basierte auf den segmentierten Kanten der Löcher an der Bohrkanoberfläche. Unter Einsatz einer Kegel-Rundblickoptik wurde so die erste Registrierung eines Bohrkanals basierend auf realen endoskopischen Bilddaten durchgeführt. Auch wurde erstmals eine Kegeloptik für eine quantitative Aufgabe eingesetzt. Die Fehler der Registrierung waren mit mehr als 2 mm an dieser Stelle noch zu groß für den Einsatz in einer MICI, da das Muster in eine Raumrichtung keine Variation aufwies und es in dieser Richtung zu erheblichen Registrierungsfehlern kam.

Im nachfolgenden Mastoidphantom wurde schließlich das Muster realistischer gestaltet, sodass es in alle Raumrichtungen variiert. Hierdurch konnte eine drastische Reduzierung der Fehler erreicht werden. Eine weitere Parameterstudie untersuchte den Einfluss von einer Vielzahl der beteiligten Parameter. Dabei stellte sich heraus, dass vor allem die Länge des endoskopierten Bohrkanalabschnitts sehr entscheidend für die Registrierengenauigkeit ist. Auch die Güte der Kantendetektion und das Verhältnis der Suchraumgröße zur Bohrabweichung haben einen Einfluss. Die Abtastdichte des Suchraums ist den anderen Parametern nachrangig. Nicht quantifiziert wurde die Bedeutung, welche die Lage der *wahren* Trajektorie in der sternförmigen Suchraumeinteilung hat. Aus Bild 5.16 folgt jedoch, dass der kleinstmögliche Registrierungsfehler vom Abstand der *wahren* Trajektorie zur nächstgelegenen, der *optimalen*, im Suchraum abhängt.

Die Auswertung der Bohrlängen ist in [Li19] kurz und von Kobler et al. länger bestimmt worden [Kob+14b; Rau+13]. Aus den Vergleichen in Tabelle 5.11 ist zu erkennen, dass es sich bei den 16 Trajektorien in [Li19] um kurze Varianten handelt. Die eingeschränkte endoskopierbare Länge von 19,5 mm kann also je nach Patient und Planung der Trajektorie auch länger ausfallen. Damit stehen mehr Merkmale zur Verfügung, die zu einer höheren Genauigkeit der Registrierung führen.

Auch die Menge, Art und Tiefe der Merkmale unterscheidet sich zwischen den Phantomen und dem realen Felsenbein. Die erreichten Registrierengenauigkeiten können daher als Anhaltspunkt verstanden werden, jedoch nicht als finales Ergebnis für die erreichbare Genauigkeit im humanen Felsenbein. Was aus den Studien entnommen werden kann, ist der relative Einfluss der Parameter. Es ist wichtig, dass der endoskopierte Ausschnitt und das Mastoidmuster so nahe wie möglich an den Zielpunkt reichen. Endoskopiert werden kann bis kurz von den RF. Mit einer möglichst kurzen Distanz zwischen RF und Cochlea folgt eine möglichst hohe Genauigkeit an der Cochlea. Diese Bedingung ist im humanen Felsenbein eher erfüllt als in Phantom 2, weswegen die Registrierengenauigkeit trotz eines kürzeren endoskopierten Bereichs gut ausfallen kann.

Tabelle 5.11: Vergleich der Tiefen von RF d_{RF} und Cochlea d_c , gemessen von der Schädeloberfläche in verschiedenen Studien und in Versuchen in dieser Arbeit. Die Tiefe des RF in [Li19] ist nicht genau bekannt und mit einem Abstand von 0,5 mm zur maximalen sicheren Bohrtiefe $d_{\text{safe,max}} = d_{\text{safe}} + 2$ mm (vgl. Abschnitt 1.3) angenommen.

Quelle	d_{RF} in mm	d_c in mm	Berechnung d_{RF}
[Kob+14b]	25	< 35	$d_{\text{RF}} = d_c - 10$ mm
[Rau+13]	20,6	27 ± 3 , max. 35	$d_{\text{RF}} = d_c - (6,4 \pm 0,9)$ mm
Simulation	~ 30	~ 40	
Phantom 2	~ 30	~ 40	
[Li19]	~ 20	$23,1 \pm 1,9$	$d_{\text{safe,max}} + 0,5$ mm

Zusammenfassend ergeben sich die folgenden Empfehlungen. Der BohrkanaI bzw. der endoskopier- te Ausschnitt sollte so lang wie möglich sein. Mit den Ergebnissen aus Simulation und Phantom 2 werden mindestens 20 mm empfohlen. Mit einer mittleren Tiefe des RF von 20,6 mm [Rau+13] scheint diese Länge realistisch. In Phantom 2 wurden 23 mm endoskopiert. Aus Gleichung 1.6 in Abschnitt 1.3 und Abschnitt 2.3.2 folgt eine berechnete mittlere Länge des endoskopierbaren Bereichs von

$$\bar{d}_{\text{e,th}} = \bar{d}_{\text{safe,max}} - \ell_{\text{miss}} = 19,5 \text{ mm} - 1,9 \text{ mm} = 17,6 \text{ mm}. \quad (5.15)$$

Im Ex-Vivo-Mastoid in Bild 5.31 konnten 11,8 mm endoskopiert werden ($n = 1$), was 78 % von $d_{\text{e,th}}$ der Bohrung entspricht. Die endoskopierte Länge fällt also abhängig von Pilotbohrung und Endoskopdesign intraoperativ kürzer aus als in der Theorie. Bild 5.31 zeigt jedoch auf nahezu der gesamten Länge Mastoidzellen, sodass eine musterfreie Strecke entfällt und der gesamte Bereich Merkmale für die Registrierung bietet. Aufnahmetechnik und das Endoskopdesign sind damit wichtige offene Punkte, die für einen Erfolg des Verfahrens bearbeitet werden müssen. Ein Endoskopdesign, welches die Bohrung bis zum Ende abbildet, ist realistisch und birgt großes Potential für eine Verbesserung der Registrierengenauigkeit.

Ein Radius der Pilotbohrung von 2 mm wird empfohlen. Es handelt sich um eine übliche Bohrergröße in der MICI-Forschung. Eine Vergrößerung dieses Parameters hat keine eindeutige Verbesserung der Genauigkeit gezeigt. Die Trajektorienzahl von 961 im Suchraum, entsprechend 6 radialen und 6 azimuthalen Abtastschritten, hat sich als ein guter Kompromiss aus Genauigkeit und Rechenzeit erwiesen. Der Suchraumradius betrug dabei konstant 4 mm und wurde als Parameter nicht untersucht. Auch die CT-Daten sollten möglichst hochaufgelöst sein. Die isotrope Voxelgröße sollte hier 0,2 mm nicht überschreiten, was bei modernen CT-Geräten kein Problem darstellt.

Welcher Anteil und welche Mastoidstruktur tatsächlich für eine erfolgreiche Registrierung ausreichen, ist in der Praxis nicht erwiesen. Vermutlich führen prägnante Ränder von Mastoidzellen eher zum Erfolg als ein Feld aus vielen kleinen Zellen. Zudem werden größere Mastoidzellen während der Bohrung weniger verändert. Ein nach Abschnitt 1.3 durchschnittlich sichtbarer Mastoidanteil von 75 bzw. 64 % lässt jedoch eine zuversichtliche Prognose für eine erfolgreiche Registrierung basierend auf dem Mastoidmuster im menschlichen Felsenbein zu.

Mit einem 3D-Sinterverfahren ließen sich aus segmentierten Mastoidmodellen realistische Phantome herstellen, die zukünftig eine Vielzahl an Experimenten ohne Humanspenden ermöglichen. Trotz der großen Ähnlichkeit zu humanem Knochen bietet das verwendete Sintermaterial vergleichbare, aber eben nicht gleiche optische und mechanische Eigenschaften. Das Material ist weißlicher als Knochen und daher in der Lage, mehr Licht zu reflektieren. Zudem kann auch das Verhalten beim Bohren, wie bei dem Umbiegen und Abbrechen von Knochenteilen, unterschiedlich zum menschlichen Mastoid sein.

In einem humanen Felsenbein wurde erstmalig gezeigt, wie die endoskopische Aufnahme in einen operativen Eingriff mit einem OtoJig-System integriert werden kann. Ohne großen Aufwand können die Bohrführung durch eine Führung des Endoskops ersetzt und Aufnahmen kontrolliert erstellt werden. Die endoskopierte Bilddaten zeigen, dass Mastoidzellen und deren Ränder deutlich in der evakuierten Bohrung erkennbar sind. In einem daraus zusammengeführten Panoramabild zeigte sich eine Vergleichbarkeit mit derselben Bohrung in den präoperativen CT-Daten. Auch im humanen Felsenbein existiert damit die Möglichkeit der Bohrkanaalregistrierung, basierend auf dem Vergleich von endoskopischen und CT-Bilddaten, die beide das Mastoidmuster an der Bohrkanaaloberfläche abbilden.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Eine minimalinvasive Cochleaimplantation ist eine patientenschonende Methode zur Behandlung von Innenohrtaubheit. Durch technische Hilfsmittel verkürzt und vereinfacht sich der chirurgische Workflow zur Implantation eines Elektrodenarrays in die Cochlea. Damit ist eine weitreichende Verbreitung dieser Operationsmethode auch außerhalb von Spezialkliniken zu erwarten. Bei einem solchen Zugang in Form einer Stichkanalbohrung geht die direkte Sicht auf chirurgische Merkmale und Risikostrukturen im menschlichen Felsenbein verloren, an denen sich Chirurgen beim konventionellen Auffräsen von Hand orientieren. Um die Sicherheit eines solchen Eingriffs zu gewährleisten, sind Prüfmethode unabhängig, die intraoperativ die Bohrkanallage bestimmen und diese mit der geplanten abgleichen.

6.1 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde erstmalig die Registrierung von Bohrkanallagen unter Auswertung des Mastoidmusters mit einem Endoskop untersucht und durchgeführt. Etablierte Methoden, wie der intraoperative Einsatz von CT-Bildgebung [Ger+14; Rat+19], können dadurch abgelöst werden, da diese ionisierend und meist aufwendig und kostenintensiv sind. Das neu entwickelte Verfahren basiert auf der Auswertung des Mastoidmusters entlang der Oberfläche eines Bohrkanals, welcher von der Schädeloberfläche zur Cochlea hin im Patienten angelegt und mit einem Endoskop aufgenommen wird. Dieses Muster besitzt in jedem Menschen eine einzigartige und ortsspezifische Struktur [Cro15]. Über eine Wiedererkennung von Teilen dieses Musters kann auf die Lage des Bohrkanals geschlossen werden. Als Gegenstück zur Endoskopie dient die präoperative CT-Bildgebung, welche in jedem Fall zur Planung einer Trajektorie durchgeführt wird. Eine Extraktion von Bohrkanälen aus diesen CT-Daten zeigt, wie das Muster entlang verschiedener Bohrkanallagen im Patienten aussehen würde. Verschiedene Lagen von Trajektorien werden in einem Suchraum definiert, der die Zahl der Trajektorien und maximalen Abweichungen festlegt. Aus dieser Schar wird der Bohrkanal mit der größten Übereinstimmung zum Endoskopbild bestimmt.

Intraoperativ wird zunächst der Bohrkanal endoskopisch, mit sequenziellen Einzelbildern, aufgenommen. Daraufhin wird zwischen allen Trajektorien im Suchraum und dem Endoskopbild ein Vergleich durchgeführt. Dieser basiert auf den abgerollten Bohrkanaloberflächen. Aus den 3D-CT-Daten werden die Intensitätswerte der Oberflächenpixel extrahiert, indem sie direkt in 2D-Bilder geschrieben werden. Dahingegen werden die endoskopischen Einzelbilder entzerrt und, wegen des begrenzten Sichtfeldes, zu einem Panorama-Zielbild zusammengefügt.

Für die beiden Bilder aus den unterschiedlichen Modalitäten Endoskopie und Computertomographie wurden verschiedene Registrierungsverfahren angewendet. Zunächst wurde in einer Simulation die Mutual Information (MI) als Gütemaß der Registrierung verwendet. Die nachfolgend in Phantomen aufgenommenen Bilddaten erforderten aufgrund von Inhomogenitäten in der Ausleuchtung des Bohrkanals fortgeschrittene Methoden zur Extraktion der eigentlichen Merkmale aus den Endoskopbildern. So wurden Kanten detektiert und mit einem Chamfer Matching-Verfahren [Bar+77; Liu+10] registriert, welches sich als stabil erwies. Mit sinnvoll gewählten Größen für die Parameter Ausschnittlänge, Abtastdichte (Trajektorienzahl und Suchraumgröße), Voxelgröße und Kantendetektionsverfahren kam es zu nur wenigen Ausreißern bei der Registrierung. Zusätzlich konnte die Verarbeitung gegenüber der Registrierung mit MI damit beschleunigt werden, da der Bildvergleich auf den Vergleich von Kanten reduziert wurde.

Unter Variation der bereits erwähnten Parameter wurden Registrierungen in semi-künstlichen Bilddaten und Mastoidphantomen durchgeführt. Die Bildvergleiche liefern jeweils eine Trajektorie im Suchraum, welche die größte Ähnlichkeit zur *wahren* aufweist. Die Registrierungsergebnisse zeigen, dass unter realistischen Voraussetzungen in der Simulation mittlere Abweichungen von der registrierten zur wahren Bohrkanallage (TRE) von 0,36 mm am Recessus Facialis (RF) und 0,55 mm an der Cochlea erreicht werden können. In den Versuchen mit einem Phantom zeigten sich mittlere TRE von 0,34 mm und 0,63 mm an RF und Cochlea. Mit den initial ermittelten minimalen Anforderungen genügt die erzielte Genauigkeit für Bohrungen mit einem Durchmesser von bis zu 1,4 mm durch den Recessus Facialis. Für die mittleren Anforderungen sind die Genauigkeiten für alle untersuchten Bohrdurchmesser bis 1,8 mm ausreichend. Da die Ausdehnung des RF patientenspezifisch ist muss die Anforderung für jeden Patienten gesondert bestimmt werden. Die Ergebnisse aus Simulation und Phantomversuchen sind vergleichbar und wurden mit ähnlichen Werten für die Parameter Ausschnittlänge, Abtastdichte, Voxelgröße und Bohrdurchmesser erzielt. Daraus folgt, dass die Simulation bereits aussagekräftige Ergebnisse liefert und die Vergleichbarkeit bestärkt insgesamt die erzielten Ergebnisse. Beides zeigt, dass sich eine spongiöse Struktur wie das Mastoid als einzigartiges Muster aus Merkmalen eignet, um erfolgreich und mit ausreichender Genauigkeit die Lage eines Bohrkanals während minimalinvasiver Cochleaimplantationen zu bestimmen.

6.2 Ausblick und weiterführende Arbeiten

Für einen erfolgreichen Einsatz im menschlichen Felsenbein sind einige Fragestellungen zu finalisieren. Abschnitt 5.5 bietet eine Abschätzung über die Realisierbarkeit und den zu erwartenden Erfolg der entwickelten Aufnahme-, Stitching- und Registrierungsverfahren im Ex- und In-Vivo-Einsatz. Die Aufnahmetechnik muss weiterentwickelt werden. Zum einen ist ein Rundblick mit integrierter Beleuchtung unabdingbar, um in akzeptabler Zeit intraoperativ Aufnahmen zu erstellen. Da derartige Optiken kommerziell noch nicht verfügbar sind, ist eine Eigenentwicklung in weiterer Forschung, evtl. auch mit einem industriellen Partner, anzustreben. Weiterhin ist die Führung des Endoskops konstruktiv zu optimieren. Mit einer Rundblickoptik ist eine rein axial-translatorische

Bewegung des Endoskops möglich. Die Mikrometerschraube bietet eine Verstellung von Hand, die zeitaufwendig ist. Schneller wäre eine präzise Aktuierung des Vorschubs. Bei beiden Verfahren ist der Vorschub bekannt und kann in das Stitching der Bilddaten einfließen. Alternativ muss die Bewegung, beispielsweise mit dem merkmalsbasierten Optical-Flow-Verfahren [Ber+09; HS81; Loe+11; RAD08; Rei+16], aus den Bilddaten extrahiert werden. Erste Versuche hierzu wurden bereits durchgeführt, führten aufgrund des geringen Arbeitsabstandes und der dadurch großen Änderung der Bilddaten zwischen den Einzelbildern jedoch nicht zum Erfolg. Die zwischen den Löchern abschnittsweise sehr homogene und damit merkmalsarme Bohrkanoberfläche erschwert die Bewegungsschätzung zusätzlich. Weitere Verfahren sollten daher untersucht und weiterentwickelt werden.

Neben der Aufnahmetechnik und Bildverarbeitung sind intraoperative Herausforderungen zu bewältigen. Die Gesamtlösung muss sterilisierbar und unempfindlich gegenüber Flüssigkeiten sein. Der Bohrkanoal sollte für die endoskopischen Aufnahmen präpariert werden, indem er durch Spülen und Absaugen von Bohrstaub gereinigt wird. Zudem ist auf eine saubere Bohrung zu achten, d. h. der Bohrer sollte die Knochenstruktur an den Rändern möglichst wenig verändern. Knochenteile sollten nicht abgerissen, umgeknickt oder in die Mastoidaushöhlungen gedrückt werden. Das verwendete Bohrverfahren hat hierfür nach eigenen Untersuchungen erheblichen Einfluss [Voo16]. Das Umknicken kann durch kontaktfreies Bohren mit einem Laser vermieden werden. Eigene Vorarbeiten hierzu zeigen ein schrittweises Abtragen mit einem Laser, überwacht mit der schädigungsfreien Bildgebung der optischen Kohärenztomographie (OCT) [Fuc+15]. Das OCT kann dabei einige Millimeter vorausschauen und so Hindernisse und Risikostrukturen frühzeitig identifizieren.

Aus der Untersuchung der Mastoidstruktur folgte, dass die Verfügbarkeit des Mastoidmusters variiert, was zu Variationen in der Registriergenauigkeit führen kann. Neben der präoperativen Risikoabschätzung des Eingriffs kann und sollte eine patientenspezifische Abschätzung der Erfolgsaussichten der Registrierung erfolgen. Nach der präoperativen CT-Bildgebung und der Planung der Trajektorie stehen alle Informationen zur Analyse der Mastoidstruktur und damit zur Bestimmung der Machbarkeit zur Verfügung.

Der Suchraum aus Abschnitt 4.2.1 stellt eine diskrete Abtastung des Raumes um die geplante Bohrtrajektorie durch Sampling-Trajektorien dar. Die Festlegung dieser Trajektorien nach der Planung, jedoch vor dem eigentlichen Eingriff bietet die Möglichkeit, Bohrkanoalansichten präoperativ zu berechnen. Hierdurch verkürzt sich die Rechenzeit pro Sampling-Trajektorie während der Operation, weil nur der Bildvergleich zwischen endoskopischem und CT-Bild durchgeführt werden muss. Die Genauigkeit ist jedoch durch die diskrete Vorgabe der Bohrtrajektorien im Suchraum beschränkt. Es besteht jeweils nur die Möglichkeit, die nächstgelegene diskrete Trajektorie zur *wahren* zu finden. Besonders weit außen im Suchraum, bei großen Bohrgenauigkeiten, wird die Registrierung so zunehmend ungenauer (siehe Abschnitt 5.3.3 bzw. Bild 5.16). Eine Optimierung der Trajektorienlage zur Laufzeit kann hier Abhilfe schaffen. Bei dieser werden mögliche Bohrposen intraoperativ während der Registrierung ermittelt und schrittweise verbessert. Zu beachten ist hier, dass die

Möglichkeit der präoperativen Berechnung von simulierten Endoskopbildern aus CT-Daten entfällt. Jedoch kann sich die Anzahl der zu simulierenden Endoskopbilder durch eine schnelle Konvergenz der Optimierung verringern. In den Versuchen hat der Bildvergleich jeweils erheblich mehr Zeit in Anspruch genommen als die Berechnung der simulierten Bilder. Eine schnelle Konvergenz mit weniger Bildvergleichen sollte sich daher sehr positiv auf die Gesamtrechendauer auswirken.

Als Optimierungsverfahren eignet sich eine Partikelschwarmoptimierung (PSO), bei der jedes Partikel im Schwarm ein Set von Parametern repräsentiert, das eine Bohrkanalpose beschreibt. Diese Partikel werden initial zufällig im Suchraum verteilt. Durch die Lage von Start- und Zielpunkt auf jeweils einer Kreisscheibe, kann eine Bohrkanallage durch vier Parameter – jeweils zwei in einer Ebene – beschrieben werden. Durch die initiale Verteilung der Partikel im Suchraum werden viele Posen gleichzeitig abgetastet, sodass schnell eine grobe Bestimmung der Maxima im Suchraum vorliegt [EK95; SE98]. Bei geeigneter Parametrisierung wird daher eine schnelle Konvergenz trotz lokaler Minima erwartet. Bild 6.1 zeigt das Verfahren anhand einer Aufsicht auf einen Oberflächenplot der Registrierungsergebnisse im Suchraum.

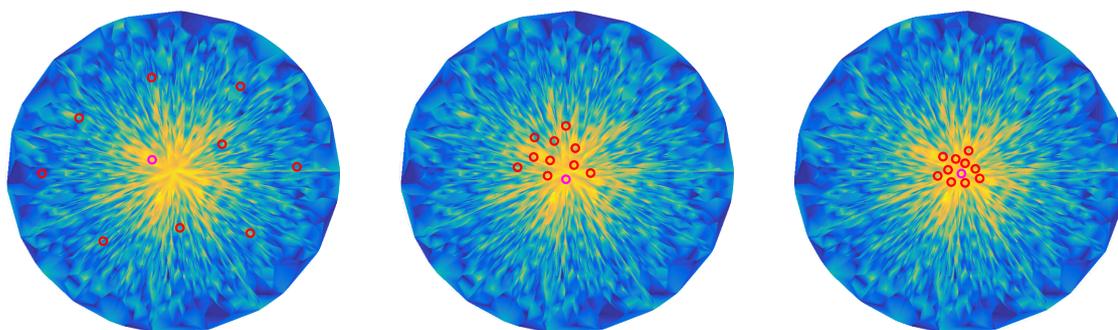


Bild 6.1: Aufsicht auf einen Oberflächenplot der Registrierungsergebnisse im Suchraum der Bohrkanalregistrierung. Es sind beispielhaft drei Schritte der PSO gezeigt. Jeder Kreis entspricht einem Partikel. Das in einem Durchlauf beste Ergebnis ist jeweils in Magenta markiert.

Die Eintrittskante, die meist wellig im oberen Teil der Bohrkanalbilder erscheint, enthält zusätzliche Informationen der Bohrkanallage, die bisher nicht genutzt werden. Die Wellenform ergibt sich durch einen schiefen Eintritt des Bohrkanals in den Schädel und durch die Krümmung der Oberfläche am Bohrkanaleintritt. Je nach Verlauf kann daher auf den Eintrittswinkel der Bohrung in den Schädel geschlossen werden. Durch diese Richtungsschätzung lässt sich die Zahl der Trajektorien im Suchraum reduzieren und die Bestimmung der Bohrkanallage performanter gestalten.

Zur Sicherstellung einer erfolgreichen, hochgenauen Bohrung ist eine intraoperative Korrektur von Bohrabweichungen möglich. Nach einer Pilotbohrung, die in sicherem Abstand vor der Engstelle Recessus Facialis gestoppt wird, ermittelt die entwickelte intraoperative Bohrkanalregistrierung den tatsächlichen Bohrfad. Hieran anschließend können Richtung und Ausmaß der Abweichung berechnet werden. Wenn möglich und nötig, kann damit entgegengesetzt eine Korrektur durchgeführt werden, wie in Bild 6.2 gezeigt. So wird der Bohrfad dennoch sicher zum geplanten Zielpunkt geführt. Dazu wird eine Bohrhülse in die Pilotbohrung eingesetzt, die den Tiefenbohrer

exzentrisch und schief führt. In erster Iteration wurde die Bohrrichtung mit einer Genauigkeit von $(0,5 \pm 0,2)$ mm korrigiert [Wöh18]. Für eine intraoperative Anwendung ist dies noch nicht ausreichend, kann aber durch eine erhöhte Fertigungsgenauigkeit weiter verbessert werden. Diese Ergebnisse basieren auf Messungen mit fünf Bohrhülsen in jeweils fünf Bohrungen.

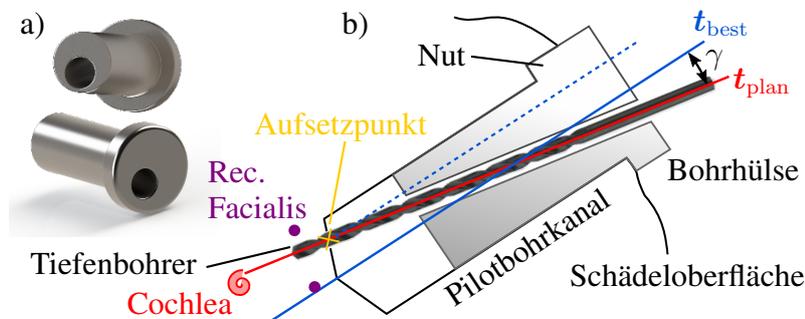


Bild 6.2: Richtungskorrektur in einer minimalinvasiven Bohrung mit einer Bohrhülse. a) Hülsen zur Führung eines Tiefenbohrers. b) Korrektur in Hülse mit berechnetem Winkel γ .

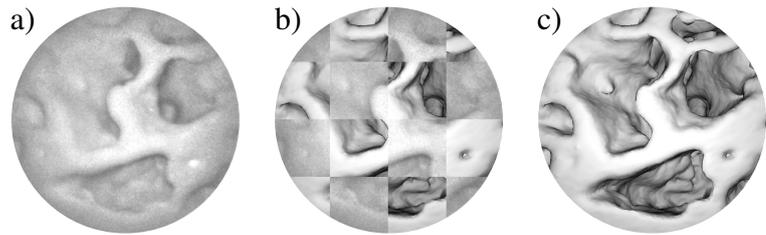
Ist keine Korrektur möglich, so kann die Operation vor dem Verletzen wichtiger Nerven oder einem falschen Eintrittspunkt oder -winkel in die Cochlea abgebrochen werden. Die registrierte Trajektorie kann in die Planungssoftware zurückgekoppelt und dort dem Chirurgen, inklusive Risiko- und Zielstrukturen, Sicherheitsabständen, Genauigkeiten, erwartetem Zielpunkt und Insertionswinkel in die Cochlea, angezeigt werden. Die Bestimmung und Anzeige der tatsächlichen Bohrpose gibt dem Chirurgen die Sicherheit, die er benötigt, um mit Vertrauen in das Vorgehen den Zugang zur Cochlea minimalinvasiv anzulegen. Die Sicht auf das Operationsfeld, die ihm genommen wird, erhält er durch Anzeige auf einem Display zurück.

Neben der Registrierung, welche auf dem Abrollen der Bohrkanaloberfläche basiert, sind weitere Ansätze denkbar. Eine Möglichkeit, die endoskopische Ansicht realistischer nachzubilden, ist es, eine virtuelle Kamera in eine simulierte Bohrung im CT-Datensatz zu positionieren und die dortige Ansicht zu rendern. Die verfügbaren Registrierungsmerkmale werden damit auf eine räumliche Sicht erweitert. Neben der Oberfläche stehen damit auch Ansichten in die Mastoidzellen hinein zur Verfügung. Durch das Setzen von Lichtquellen können Schattenwürfe nachgebildet und perspektivische Effekte, wie bestimmte Blickwinkel und -felder, beachtet werden.

In Voruntersuchungen wurde bereits die Eignung von Volume-Rendering für die Registrierung der Endoskoplage über einer Mastoidschnittfläche untersucht [Wan19]. Während sich qualitativ eine Vergleichbarkeit von gerenderten und echten Endoskopansichten des Mastoids zeigte, liegen noch keine quantitativ belastbaren Daten vor. Die begrenzte Genauigkeit der Hand-Auge-Kalibrierung, die für die Bestimmung der Ground-Truth-Lage des Endokops notwendig ist, limitiert die darauf basierende Trackinggenauigkeit. Bild 6.3 zeigt den Vergleich einer gerenderten Ansicht auf eine Mastoidschnittfläche mit einer endoskopischen Ansicht in derselben Kameralage. Die beiden Bilder weisen hohe Ähnlichkeiten auf, wobei insbesondere die Mastoidkanten an der Schnittfläche präsent sind.

Ein binärer Bildvergleich, folgend auf eine binäre Segmentierung in die Bereiche Knochen und Luft, ist zudem möglich. Bei dem Chamfer Matching in Abschnitt 4.3.2 ist die Bildinformation

Bild 6.3: Vergleich einer a) Endoskopaufnahme mit einer c) gerenderten Aufsicht auf eine Mastoidschnittfläche. In b) sind beide Bilder als Schachbrettmuster überlagert. Basierend auf [Wan19].



bereits auf einen Teil der Lochkanten reduziert. Die Verwendung der gesamten Lochflächen für eine binäre Registrierung kann dem Verfahren mehr Stabilität geben, weil mehr Informationen über die Löcher aus den Bilddaten extrahiert werden. Mit dem Canny-Verfahren wurden zumeist nur die Oberkanten der Mastoidzellen im Endoskopbild detektiert. Anhand der Größe der detektierten Löcher kann eine grobe Vorsortierung möglicher übereinstimmender Bilder getroffen werden. Abschnitt 1.3 hat gezeigt, dass die Mastoidzellen gut in den CT-Bildern detektiert werden können. Aufgrund der inhomogenen Ausleuchtung gestaltet sich die Segmentierung der Mastoidzellen im Endoskopbild schwieriger. Denkbar sind hierfür verschiedene Ansätze wie der Einsatz von maschinellem Lernen und die Einfärbung der Bohrkanaloberfläche. Für das maschinelle Lernen sind eine Vielzahl an Endoskopbildern der Bohrkanaloberfläche notwendig, die in dieser Menge aktuell nicht vorliegen.

Eine Einfärbung der Bohrkanaloberfläche ermöglicht es, diese anhand ihrer Farbe von den tieferliegenden Mastoidstrukturen zu trennen, und vereinfacht so die Segmentierung. Für das Einfärben müssen ein biokompatibler, gut haftender Farbstoff gefunden sowie eine Technik zum Aufbringen von diesem entwickelt werden. Es ist zu beachten, dass die Knochenoberfläche durch das notwendige Ausspülen und das Auftreten von Blut meist feucht ist, und der Farbstoff auf dieser Fläche haften muss. Ein selbstleuchtender, fluoreszierender Farbstoff würde zudem eine Ausleuchtung des Bohrkanals überflüssig machen. Versuche mit fluoreszierender Farbe zeigten jedoch, dass die von der Farbe abgegebene Lichtmenge zu gering ist, um durch die dünne Stablinsenoptik auf dem Kamerachip eine ausreichende Belichtung zu erzeugen. Im Endoskopbild war sie nicht sichtbar.

Die Informationsmenge für die Registrierung kann weiter durch die Verwendung von Volumenbilddaten und 3D-3D-Bildvergleiche erhöht werden. Während diese aus dem CT bereits zur Verfügung stehen, stellt sich die Frage, wie vergleichbare Daten intraoperativ aus dem Patienten gewonnen werden können. Potential hat hierfür das aufstrebende Verfahren der optischen Kohärenztomographie, welches kontakt- und schädigungsfrei Bilddaten wenige Millimeter in den Knochen hinein erstellen kann. In Katheter integrierte Varianten können in eine Bohrung inseriert und in dieser rotiert werden, um 360°-Aufnahmen zu erstellen. Die Kenntnis vom Verlauf der Knochenoberfläche wenige mm unter der ersten Grenzfläche erweitert die Registrierungsinformationen und gibt dem Verfahren so mehr Sicherheit. Auch hier wurden erste Untersuchungen in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische und Intelligente Systeme (MTEC) der Technischen Universität Hamburg unternommen [Lav+19]. Ein kathetergeführtes OCT wurde in das Phantom 2 dieser Arbeit (siehe Abschnitt 5.4) eingeführt. Bei konstantem axialem Vorschub wurde der Katheter kontinuierlich um

die Längsachse rotiert, sodass spiralförmige Aufnahmen entstehen. Die OCT-Volumendaten wurden abgerollt und mit einer abgerollten Schicht der CT-Bohrkanaloberfläche qualitativ verglichen.

Weitere eigene Vorarbeiten zeigen, wie Kamera- und OCT-Bilddaten fusioniert werden können [Ber+15b]. Die Oberflächen aus beiden Modalitäten wurden miteinander registriert, um eine Kalibrierung der beiden optischen Systeme zu erreichen. Eine Berechnung der Objektfläche durch 3D-Triangulation mit der Stereokamera kann ebenso durch kontrolliertes Verfahren der Endoskopkamera erfolgen. Nach einer Kalibrierung von OCT und Endoskop kann durch eine Fusion die Oberfläche in den OCT-Daten identifiziert und auf die Endoskopbilder übertragen werden. Beide Bildgebungen können so simultan zur Segmentierung der Mastoidzellen an der Bohrkanaloberfläche beitragen.

Eine Bearbeitung dieser Punkte kann zu einem genauen und schnellen Registrierungsverfahren führen, welches sich gut in einen MICI-Operationsablauf integriert. Ohne großen Zeitverlust und Aufwand kann dann die Lage des Bohrkanals intraoperativ geprüft werden. Die Rückkopplung der registrierten Lage in das Planungs- und Überwachungssystem schließt, zusammen mit einer möglichen intraoperativen Richtungskorrektur, den Kreis zu einem kontrollierten, präzisen und damit sicheren MICI-Eingriff. Die Maßnahmen geben Chirurg und Patient das notwendige Vertrauen.

Literaturverzeichnis

Während der Arbeit am Institut für Mechatronische Systeme erfolgte die kontinuierliche Publikation einzelner Teilthemen dieser Dissertation. Insgesamt wurden vier internationale Konferenzbeiträge [Ber+16; Ber+15a; Ber+17a; Ber+15b] sowie ein Journalbeitrag [Ber+17b] jeweils als Erstautor veröffentlicht. Obwohl es sich hierbei um eigene Inhalte handelt, sind Verweise auf diese Veröffentlichungen im Text weder weggelassen noch gesondert gekennzeichnet. Gleiches gilt für veröffentlichte Beiträge als Mitautor [Fuc+15; Lav+19] sowie die referenzierten betreuten studentischen Arbeiten [Fas16; Li19; Sch19; Voo16; Wan19; Wöh18]

- [Ans+16] Ansó, J., Dür, C., Gavaghan, K., Rohrbach, H., Gerber, N. et al. “A Neuromonitoring Approach to Facial Nerve Preservation During Image-guided Robotic Cochlear Implantation”. In: *Otology & Neurotology* 37.1 (Jan. 2016), S. 89–98. ISSN: 1531-7129. DOI: 10.1097/MAO.0000000000000914.
- [AM06] Arai, M. und Miyagi, K. *Omnidirectional imaging endoscope apparatus*. EU-Pat. EP 1 348 371 B1. 2006.
- [Bär+11] Bärwinkel, R., Engel, T., Hornung, O. und Maier, K.-H. *Endoskop*. DE-Pat. DE 10 2010 013 413 A1. 2011.
- [Bar+77] Barrow, H. G., Tenenbaum, J. M., Bolles, R. C. und Wolf, H. C. “Parametric Correspondence and Chamfer Matching: Two New Techniques for Image Matching”. In: *Proceedings of the 5th International Joint Conference on Artificial Intelligence - Volume 2. IJCAI’77*. 1977, S. 659–663.
- [Bel+13] Bell, B., Gerber, N., Williamson, T., Gavaghan, K., Wimmer, W. et al. “In Vitro Accuracy Evaluation of Image-Guided Robot System for Direct Cochlear Access”. In: *Otology & Neurotology* 34.7 (2013), S. 1284–1290. ISSN: 1531-7129. DOI: 10.1097/MAO.0b013e31829561b6.
- [Ber+09] Bergen, T., Ruthotto, S., Munzenmayer, C., Rupp, S., Paulus, D. et al. “Feature-based real-time endoscopic mosaicking”. In: *2009 Proceedings of 6th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis* (2009), S. 695–700. ISSN: 1845-5921.

- [Ber+16] Bergmeier, J., Daentzer, D., Majdani, O., Ortmaier, T. und Kahrs, L. A. “Image-to-physical registration based on endoscopy of a drill hole inside bone”. In: *CARS 2016—Computer Assisted Radiology and Surgery Proceedings of the 30th International Congress and Exhibition Heidelberg*. 2016, S. 206–207. DOI: 10.1007/s11548-016-1412-5.
- [Ber+15a] Bergmeier, J., Daentzer, D., Noll, C., Majdani, O., Ortmaier, T. et al. “Towards endoscopic image-to-physical registration of mastoid cells and trabecula”. In: *Tagungsband der 14. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC)*. 2015, S. 43–48. ISBN: 978-3-00-050359-7.
- [Ber+17a] Bergmeier, J., Fast, J. F., Ortmaier, T. und Kahrs, L. A. “Panorama imaging for image-to-physical registration of narrow drill holes inside spongy bones”. In: *Proc. SPIE 10135, Medical Imaging 2017: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*. Bd. 10135. 2017, S. 1013507. DOI: 10.1117/12.2254417.
- [Ber+17b] Bergmeier, J., Fitzpatrick, J. M., Daentzer, D., Majdani, O., Ortmaier, T. et al. “Workflow and simulation of image-to-physical registration of holes inside spongy bone”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 12.8 (2017), S. 1425–1437. ISSN: 1861-6410. DOI: 10.1007/s11548-017-1594-5.
- [Ber+15b] Bergmeier, J., Kundrat, D., Schoob, A., Kahrs, L. A. und Ortmaier, T. “Methods for a fusion of optical coherence tomography and stereo camera image data”. In: *Proc. SPIE 9415, Medical Imaging 2015: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*. Bd. 9415. 2015, S. 94151C. DOI: 10.1117/12.2082511.
- [Blu+07] Blumenfeld, J., Carballido-Gamio, J., Krug, R., Blezek, D. J., Hancu, I. et al. “Automatic prospective registration of high-resolution trabecular bone images of the tibia”. In: *Annals of Biomedical Engineering* 35.11 (2007), S. 1924–1931. ISSN: 00906964. DOI: 10.1007/s10439-007-9365-z.
- [Bou15] Bouguet, J.-Y. *Camera Calibration Toolbox for Matlab*. 2015. URL: http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib%7B%5C_%7Ddoc/ (besucht am 13.12.2019).
- [Bre65] Bresenham, J. E. “Algorithm for computer control of a digital plotter”. In: *IBM Systems Journal* 4.1 (1965), S. 25–30. ISSN: 0018-8670. DOI: 10.1147/sj.41.0025.
- [Can86] Canny, J. “A Computational Approach to Edge Detection”. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* PAMI-8.6 (1986), S. 679–698. ISSN: 0162-8828. DOI: 10.1109/TPAMI.1986.4767851.
- [ČMW01] Čapek, M., Mrož, L. und Wegenkittl, R. “Robust and Fast Medical Registration of 3D-Multi-Modality Data Sets”. In: *Proceedings of the International Federation for Medical and Biological Engineering* 1 (2001), S. 515–518.

- [Cav+17] Caversaccio, M., Gavaghan, K., Wimmer, W., Williamson, T., Ansò, J. et al. “Robotic cochlear implantation: surgical procedure and first clinical experience”. In: *Acta Oto-Laryngologica* 137.4 (2017), S. 447–454. ISSN: 0001-6489. DOI: 10.1080/00016489.2017.1278573.
- [Cav+19] Caversaccio, M., Wimmer, W., Anso, J., Mantokoudis, G., Gerber, N. et al. “Robotic middle ear access for cochlear implantation: First in man”. In: *PLOS ONE* 14.8 (2019), e0220543. ISSN: 1932-6203. DOI: 10.1371/journal.pone.0220543.
- [Cho+13] Cho, B., Oka, M., Matsumoto, N., Ouchida, R., Hong, J. et al. “Warning navigation system using real-time safe region monitoring for otologic surgery”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 8.3 (2013), S. 395–405. ISSN: 18616410. DOI: 10.1007/s11548-012-0797-z.
- [Coc] Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG. *Cochlea-Implantate*. URL: <https://www.cochlear.com/de/startseite/hoeren-und-hoerverlust/hoeren-und-hoerverlust/behandlungsmoeglichkeiten/cochlea-implantate> (besucht am 19. 12. 2019).
- [CL15] Cogal, Ö. und Leblebici, Y. *Large Field of View Multi-Camera Endoscopic Apparatus with Omni-Directional Illumination*. 2015.
- [Cro15] Cros, O. *Image Analysis and Visualization of the Human Mastoid Air Cell System*. Dissertation. Linköping University Electronic Press, 2015. ISBN: 9789176859414. DOI: 10.3384/lic.diva-122179.
- [Del+15] Delye, H., Clijmans, T., Mommaerts, M. Y., Sloten, J. V. und Goffin, J. “Creating a normative database of age-specific 3D geometrical data, bone density, and bone thickness of the developing skull: a pilot study”. In: *Journal of Neurosurgery: Pediatrics* 16.6 (2015), S. 687–702. ISSN: 1933-0707. DOI: 10.3171/2015.4.peds1493.
- [Di +14] Di Leva, A., Tam, M., Tschabitscher, M. und Cusimano, M. D. “A journey into the technical evolution of neuroendoscopy”. In: *World Neurosurgery* 82.6 (2014), E777–E789. ISSN: 18788769. DOI: 10.1016/j.wneu.2014.09.005.
- [EK95] Eberhart, R. und Kennedy, J. “A new optimizer using particle swarm theory”. In: *MHS'95. Proceedings of the Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science*. 1995, S. 39–43. ISBN: 0-7803-2676-8. DOI: 10.1109/MHS.1995.494215.
- [Eil+09] Eilers, H., Baron, S., Ortmaier, T., Heimann, B., Baier, C. et al. “Navigated, robot assisted drilling of a minimally invasive cochlear access”. In: *2009 IEEE International Conference on Mechatronics*. 2009, S. 1–6. ISBN: 978-1-4244-4194-5. DOI: 10.1109/ICMECH.2009.4957213.

- [Fas16] Fast, J. “Entwicklung und Aufbau eines optischen Systems für einzeitige Rundblickaufnahmen in der medizinischen Endoskopie”. Masterarbeit. Institut für Mechatronische Systeme, Leibniz Universität Hannover, 2016.
- [Fau+19] Fauser, J., Stenin, I., Bauer, M., Hsu, W. H., Kristin, J. et al. “Toward an automatic preoperative pipeline for image-guided temporal bone surgery”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 14.6 (2019), S. 967–976. ISSN: 18616429. DOI: 10.1007/s11548-019-01937-x.
- [FL12] Fisch, U. und Linder, T. *Anleitung zur Mikro-Chirurgie des Felsenbeins*. Endo Press GmbH, 2012. ISBN: 9783897562387.
- [FHM00] Fitzpatrick, J. M., Hill, D. L. G. und Maurer, C. R. “Image Registration”. In: *Handbook of Medical Imaging, Volume 2. Medical Image Processing and Analysis*. SPIE Press Book, 2000. Kap. 8, S. 447–513. ISBN: 9780819477606.
- [FWM98] Fitzpatrick, J., West, J. und Maurer, C. “Predicting error in rigid-body point-based registration”. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 17.5 (1998), S. 694–702. ISSN: 02780062. DOI: 10.1109/42.736021.
- [Fuc+15] Fuchs, A., Pengel, S., Bergmeier, J., Kahrs, L. A. und Ortmaier, T. “Fast and automatic depth control of iterative bone ablation based on optical coherence tomography data”. In: *Proc. SPIE 9542, Medical Laser Applications and Laser-Tissue Interactions VII*. Bd. 9542. 2015, 95420P. ISBN: 9781628417074. DOI: 10.1117/12.2183695.
- [FR08] Fürst, J. und Rauch, T. *Messkopf für ein Endoskop und Endoskop*. DE-Pat. DE 10 2007 008 756 A1. 2008.
- [Gaa+15] Gaa, J., Kahrs, L. A., Müller, S., Majdani, O. und Ortmaier, T. “Cochlear shape description and analyzing via medial models”. In: *Proc. SPIE 9413, Medical Imaging 2015: Image Processing*. Bd. 9413. 2015, S. 941345. DOI: 10.1117/12.2082033.
- [Ger+14] Gerber, N., Bell, B., Gavaghan, K., Weisstanner, C., Caversaccio, M. et al. “Surgical planning tool for robotically assisted hearing aid implantation”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 9.1 (2014), S. 11–20. ISSN: 18616410. DOI: 10.1007/s11548-013-0908-5.
- [Ger+13] Gerber, N., Gavaghan, K. A., Bell, B. J., Williamson, T. M., Weisstanner, C. et al. “High-accuracy patient-to-image registration for the facilitation of image-guided robotic microsurgery on the head”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60.4 (2013), S. 960–968. ISSN: 00189294. DOI: 10.1109/TBME.2013.2241063.
- [Gui+13] Guignard, J., Arnold, A., Weisstanner, C., Caversaccio, M. und Stieger, C. “A bone-thickness map as a guide for bone-anchored port implantation surgery in the temporal bone”. In: *Materials* 6.11 (2013), S. 5291–5301. ISSN: 19961944. DOI: 10.3390/ma6115291.

- [Hal+14] Hale, E. L., Schara, N. J., Hoeg, H. D. und Duckett, G. E. *Wide angle flexible endoscope*. US-Pat. US 8,771,177 B2. 2014.
- [HZ04] Hartley, R. und Zisserman, A. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. 2. Aufl. 2004. ISBN: 9780521540513.
- [HS90] Heikkila, J. und Silven, O. “A four-step camera calibration procedure with implicit image correction”. In: *Proceedings of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. 1990, S. 1106–1112. ISBN: 0-8186-7822-4. DOI: 10.1109/CVPR.1997.609468.
- [Hop66] Hopkins, H. H. *Optical system having cylindrical rod-like lenses*. US-Pat. US 3,257,902 A. 1966.
- [HS81] Horn, B. K. und Schunck, B. G. “Determining Optical Flow”. In: *Techniques and Applications of Image Understanding*. Bd. 0281. 1981, S. 319–331. DOI: 10.1117/12.965761.
- [HHC96] Hutchinson, S., Hager, G. und Corke, P. “A tutorial on visual servo control”. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 12.5 (1996), S. 651–670. ISSN: 1042296X. DOI: 10.1109/70.538972.
- [Jen+11] Jeng, W.-D., Mang, O.-Y., Chen, Y.-T. und Wu, Y.-Y. “Design of illumination system in ring field capsule endoscope”. In: *Proc. SPIE 7893, Endoscopic Microscopy VI* 7893 (2011), 78930E–78930E–9. ISSN: 0277786X. DOI: 10.1117/12.874535.
- [Joh+15] John, S., Kluge, M., Kobler, J. P., Lexow, J., Rau, T. et al. “RoboJig–Overview and Design Decisions for a New Integrated, Minimally Invasive CI Surgery Strategy”. In: *3rd Congr. Eur. ORL-HNS, Prague* (2015).
- [Joh+13] John, S., Rau, T. S., Lexow, G. J., Lenarz, T. und Majdani, O. “Target error evaluation of a minimal invasive cochlear implant strategy using a patient specific miniature stereotactical frame”. In: *CEUR Workshop Proceedings* 1477 (2013), S. 148–150. ISSN: 16130073.
- [Joh+16] John, S., Rau, T., Kluge, M., Lexow, J., Gaa, J. et al. “Designkonzept und daraus abgeleitete Prototypen für eine resthörerhaltende, minimal-invasive CI Operationsstrategie RoboJig”. In: *87th Annual Meeting of the German Society of Oto-Rhino-Laryngology, Head and Neck Surgery*. German Society of Oto-Rhino-Laryngology, Head und Neck Surgery, 2016. DOI: 10.3205/16hnod077.
- [Jue85] Juergen, Z. *Endoscope Optical System*. US-Pat. US 4,723,843 A. 1985.
- [Ke+16] Ke, J., Zhang, S., Li, C., Zhu, Y., Hu, L. et al. “Application of bonebed-malleus short process registration in minimally invasive cochlear implantation”. In: *Computer Assisted Surgery* 21 (2016), S. 30–36. ISSN: 2469-9322. DOI: 10.1080/24699322.2016.1240306.

- [Kel14] Kelp, M. *Abhandlungen zum Einsatz elektromechanischer Antriebe bei Endoskopen mit variabler Blickrichtung sowie zu Entwicklungen der 3D-Endoskopie*. Dissertation. Technische Universität Berlin, 2014. DOI: 10.14279/depositonce-4141.
- [Klu+18] Kluge, M., Rau, T., Lexow, J., Lenarz, T. und Majdani, O. “Untersuchung der Genauigkeit des RoboJig für die minimal-invasive Cochlea-Implantat-Chirurgie”. In: *Laryngo-Rhino-Otologie*. Bd. 97. 02. 2018, S. 42–42. DOI: 10.1055/s-0038-1639859.
- [Kob+16] Kobler, J. P., Nuelle, K., Lexow, G. J., Rau, T. S., Majdani, O. et al. “Configuration optimization and experimental accuracy evaluation of a bone-attached, parallel robot for skull surgery”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 11.3 (2016), S. 421–436. ISSN: 18616429. DOI: 10.1007/s11548-015-1300-4.
- [Kob15] Kobler, J.-P. *Ein knochenfixiertes, mechatronisches Assistenzsystem für die minimalinvasive Cochleaimplantat-Chirurgie*. Dissertation. Leibniz Universität Hannover, Berichte aus dem imes, PZH Verlag, 2015. ISBN: 987-3-95900-039-0.
- [Kob+14a] Kobler, J.-P., Díaz Díaz, J., Fitzpatrick, J. M., Lexow, G. J., Majdani, O. et al. “Localization accuracy of sphere fiducials in computed tomography images”. In: *Proc. SPIE 9036, Medical Imaging 2014: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*. 2014, 90360Z. DOI: 10.1117/12.2043472.
- [Kob+14b] Kobler, J.-P., Schoppe, M., Lexow, J. G., Rau, T. S., Majdani, O. et al. “Temporal Bone Borehole Accuracy for Cochlear Implantation Influenced by Drilling Strategy: an In Vitro Study”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (JCARS)* 9 (2014), S. 1033–1043. ISSN: 18616410. DOI: 10.1007/s11548-014-0997-9.
- [Kom+17] Komune, N., Matsushima, K., Matsuo, S., Safavi-Abbasi, S., Matsumoto, N. et al. “The accuracy of an electromagnetic navigation system in lateral skull base approaches”. In: *Laryngoscope* 127.2 (2017), S. 450–459. ISSN: 15314995. DOI: 10.1002/lary.25998.
- [KL15] Kral, A. und Lenarz, T. “Wie das Gehirn hören lernt - Gehörlosigkeit und das bionische Ohr”. In: *Neuroforum* 21.1 (2015), S. 22–29. ISSN: 09470875. DOI: 10.1007/s12269-015-0001-9.
- [Lab+05] Labadie, R. F., Chodhury, P., Cetinkaya, E., Balachandran, R., Haynes, D. S. et al. “Minimally Invasive, Image-Guided, Facial-Recess Approach to the Middle Ear: Demonstration of the Concept of Percutaneous Cochlear Access In Vitro”. In: *Otology & Neurotology* 26.4 (2005), S. 557–562. ISSN: 1531-7129. DOI: 10.1097/01.oto.0000178117.61537.5b.

- [Lab+14] Labadie, R. F., Balachandran, R., Noble, J. H., Blachon, G. S., Mitchell, J. E. et al. “Minimally invasive image-guided cochlear implantation surgery: First report of clinical implementation”. In: *The Laryngoscope* 124.8 (2014), S. 1915–1922. ISSN: 0023852X. DOI: 10.1002/lary.24520.
- [Lab+09] Labadie, R. F., Mitchell, J., Balachandran, R. und Fitzpatrick, J. M. “Customized, rapid-production microstereotactic table for surgical targeting: Description of concept and in vitro validation”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 4.3 (2009), S. 273–280. ISSN: 18616429. DOI: 10.1007/s11548-009-0292-3.
- [Lam+11] Lam, S. C. B., Wald, M. J., Rajapakse, C. S., Liu, Y., Saha, P. K. et al. “Performance of the MRI-based virtual bone biopsy in the distal radius: Serial reproducibility and reliability of structural and mechanical parameters in women representative of osteoporosis study populations”. In: *Bone* 49.4 (2011), S. 895–903. ISSN: 87563282. DOI: 10.1016/j.bone.2011.07.010.
- [Lav+19] Laves, M.-H., Latus, S., Bergmeier, J., Ortmaier, T., Kahrs, L. A. et al. “Endoscopic vs. volumetric OCT imaging of mastoid bone structure for pose estimation in minimally invasive cochlear implant surgery”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 14.S1 (2019), S. 136–137. ISSN: 1861-6410. DOI: 10.1007/s11548-019-01969-3. arXiv: 1901.06490.
- [Lei13] Leiner, D. C. *Miniature Optics in the Hospital Operating Room*. 2013. URL: <https://www.lighthouseoptics.com/tutorial/miniature-optics-in-the-hospital-operating-room/> (besucht am 09.05.2018).
- [Len17] Lenarz, T. “Cochlear Implant – State of the Art”. In: *Laryngo-Rhino-Otologie* 96.S 01 (2017), S. 123–151. ISSN: 0935-8943. DOI: 10.1055/s-0043-101812.
- [Li19] Li, Y. “Analyse der Mastoidstruktur entlang von Bohrtrajektorien zur minimalinvasiven Cochleaimplantation”. Studienarbeit. Institut für Mechatronische Systeme, Leibniz Universität Hannover, 2019.
- [LWA04] Liu, C. Y., Wang, M. Y. und Apuzzo, M. L. “The physics of image formation in the neuroendoscope”. In: *Child’s Nervous System* 20.11-12 (2004), S. 777–782. ISSN: 02567040. DOI: 10.1007/s00381-004-0930-6.
- [Liu+10] Liu, M. Y., Tuzel, O., Veeraraghavan, A. und Chellappa, R. “Fast directional chamfer matching”. In: *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* (2010), S. 1696–1703. ISSN: 10636919. DOI: 10.1109/CVPR.2010.5539837.

- [Loe+11] Loewke, K. E., Camarillo, D. B., Piyawattanametha, W., Mandella, M. J., Contag, C. H. et al. "In vivo micro-image mosaicing". In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58.1 (2011), S. 159–171. ISSN: 00189294. DOI: 10.1109/TBME.2010.2085082.
- [Mae+97] Maes, F., Collignon, a., Vandermeulen, D., Marchal, G. und Suetens, P. "Multi-modality image registration by maximization of mutual information." In: *IEEE transactions on medical imaging* 16.2 (1997), S. 187–198. ISSN: 0278-0062. DOI: 10.1109/42.563664.
- [Mag+09] Magland, J. F., Jones, C. E., Leonard, M. B. und Wehrli, F. W. "Retrospective 3D registration of trabecular bone MR images for longitudinal studies". In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 29.1 (2009), S. 118–126. ISSN: 10531807. DOI: 10.1002/jmri.21551.
- [Maj+09] Majdani, O., Rau, T. S., Baron, S., Eilers, H., Baier, C. et al. "A robot-guided minimally invasive approach for cochlear implant surgery: Preliminary results of a temporal bone study". In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 4.5 (2009), S. 475–486. ISSN: 18616410. DOI: 10.1007/s11548-009-0360-8.
- [Mat+03] Mattes, D., Haynor, D. R., Vesselle, H., Lewellen, T. K. und Eubank, W. "PET-CT image registration in the chest using free-form deformations". In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 22.1 (2003), S. 120–128. ISSN: 02780062. DOI: 10.1109/TMI.2003.809072.
- [MR03] Maurer, C. und Raghavan, V. "A linear time algorithm for computing exact Euclidean distance transforms of binary images in arbitrary dimensions". In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 25.2 (2003), S. 265–270. ISSN: 0162-8828. DOI: 10.1109/TPAMI.2003.1177156.
- [NSG11] Nagaraja, S., Skrinjar, O. und Guldberg, R. E. "Spatial correlations of trabecular bone microdamage with local stresses and strains using rigid image registration." In: *Journal of Biomechanical Engineering* 133.6 (2011), S. 064502. ISSN: 01480731. DOI: 10.1115/1.4004164.
- [Nis+11] Nischwitz, A., Fischer, M., Haberäcker, P. und Socher, G. *Computergrafik und Bildverarbeitung*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 2011. ISBN: 978-3-8348-1712-9. DOI: 10.1007/978-3-8348-8300-1.
- [Nob+07] Noble, J. H., Warren, F. M., Labadie, R. F., Dawant, B. und Fitzpatrick, J. M. "Determination of drill paths for percutaneous cochlear access accounting for target positioning error". In: *Proc. SPIE 6509, Medical Imaging 2007: Visualization and Image-Guided Procedures*. 2007, S. 650925. ISBN: 16057422. DOI: 10.1117/12.709605.

- [NW06] Nocedal, J. und Wright, S. J. *Numerical Optimization*. 2. Aufl. Springer Series in Operations Research and Financial Engineering. Springer New York, 2006. ISBN: 978-0-387-30303-1. DOI: 10.1007/978-0-387-40065-5.
- [OEC18] OECD/EU. “Health at a Glance: Europe 2018: State of Health in the EU”. In: *OECD Publishing*. 2018. ISBN: 9789264303348. DOI: 10.1787/fd41e65f-es.
- [OS04] Ono, H. und Suzuki, M. *Verfahren zur Herstellung eines künstlichen Knochenmodells*. DE-Pat. DE 10 2004 014 240 A1. 2004.
- [Pfa66] Pfaltz, J. L. “Sequential Operations in Digital Picture Processing”. In: *Journal of the ACM* 13.4 (1966), S. 471–494. ISSN: 00045411. DOI: 10.1145/321356.321357.
- [Raj+09] Rajapakse, C. S., Wald, M. J., Magland, J., Zhang, X. H., Liu, X. S. et al. “Fast 3D registration of multimodality tibial images with significant structural mismatch”. In: *Proc. SPIE 7262, Medical Imaging 2009: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging*. Bd. 7262. 2009, 72620O. ISBN: 9780819475138. DOI: 10.1117/12.811753.
- [Rat+19] Rathgeb, C., Wagner, F., Wimmer, W., Gerber, N., Williamson, T. et al. “The accuracy of image-based safety analysis for robotic cochlear implantation”. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 14.1 (2019), S. 83–92. ISSN: 1861-6410. DOI: 10.1007/s11548-018-1834-3.
- [Rau+13] Rau, T., Kluge, M., Prielozny, L., Kobler, J. P., Lenarz, T. et al. “Auf dem Weg zur klinischen Anwendung: Eine Weiterentwicklung des automatisierten Insertionstools für Cochlea-Implantate”. In: *Tagungsband der 12. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC)*. 2013, S. 41–45.
- [Rau+14] Rau, T., Kluge, M., Kobler, J.-P., Lenarz, T. und Majdani, O. “Implantat-Insertionstool-Schnittstelle in der minimal-invasiven Material und Methoden”. In: *Tagungsband der 15. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V. (CURAC)*. 2014, S. 118–121.
- [RAD08] Rebiere, N., Auclair-Fortier, M.-F. und Deschenes, F. “Image Mosaicing using Local Optical Flow Registration”. In: *Proceedings of International conference on Pattern recognition* (2008), S. 1–5. ISSN: 1051-4651. DOI: 10.1109/ICPR.2008.4761522.
- [Rei+16] Reichard, D., Bodenstedt, S., Suwelack, S., Wagner, M., Kenngott, H. et al. “Robust endoscopic pose estimation for intraoperative organ-mosaicking”. In: *Proc. SPIE 9784, Medical Imaging 2016: Image Processing*. Bd. 9784. 2016, 97841Q. DOI: 10.1117/12.2217224.
- [Ric79] Richard Wolf GmbH. *Technoskop mit Rundumausblick*. DE-Pat. 7,834,180. 1979.

- [Rob63] Roberts, L. *Machine Perception of Three-Dimensional Solids*. 1963. ISBN: 0-8240-4427-4.
- [Sch19] Schell, V. “Parameterstudie zur Genauigkeit endoskopischer Registrierungen von Bohrungen in einem Mastoidphantom”. Projektarbeit. Institut für Mechatronische Systeme, Leibniz Universität Hannover, 2019.
- [Sch+04] Schipper, J., Aschendorff, A., Arapakis, I., Klenzner, T., Teszler, C. B. et al. “Navigation as a quality management tool in cochlear implant surgery”. In: *The Journal of Laryngology & Otology* 118.10 (2004), S. 764–770. ISSN: 0022-2151. DOI: 10.1258/0022215042450643.
- [SE98] Shi, Y. und Eberhart, R. “A modified particle swarm optimizer”. In: *1998 IEEE International Conference on Evolutionary Computation Proceedings. IEEE World Congress on Computational Intelligence (Cat. No.98TH8360)*. 1998, S. 69–73. ISBN: 0-7803-4869-9. DOI: 10.1109/ICEC.1998.699146.
- [Sob14] Sobel, I. “An Isotropic 3x3 Image Gradient Operator”. In: *Presentation at Stanford A.I. Project 1968* (2014).
- [Sør+02] Sørensen, M. S., Dobrzeniecki, A. B., Larsen, P., Frisch, T., Sparring, J. et al. “The Visible Ear: A Digital Image Library of the Temporal Bone”. In: *ORL* 64.6 (2002), S. 378–381. ISSN: 0301-1569. DOI: 10.1159/000066089.
- [Spa05] Spacek, L. “A catadioptric sensor with multiple viewpoints”. In: *Robotics and Autonomous Systems* 51.1 (2005), S. 3–15. ISSN: 09218890. DOI: 10.1016/j.robot.2004.08.009.
- [Suz+04] Suzuki, M., Ogawa, Y., Kawano, A., Hagiwara, A., Yamaguchi, H. et al. “Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education.” In: *Acta oto-laryngologica* 124.4 (2004), S. 400–402. ISSN: 0001-6489. DOI: 10.1080/00016480410016478.
- [Tim+19] Timm, M., Stieghorst, J., Kluge, M., John, S., Rau, T. et al. “Auf dem Weg zur minimal-invasiven Cochlea Implantation: Erste Ergebnisse einer Kadaverstudie”. In: *Laryngo-Rhino-Otologie*. Bd. 106. 5. 2019, S. 300. DOI: 10.1055/s-0039-1686295.
- [TPF09] Tretbar, S., Plinkert, P. und Federspil, P. “Accuracy of Ultrasound Measurements for Skull Bone Thickness Using Coded Signals”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 56.3 (2009), S. 733–740. ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/TBME.2008.2011058.
- [Tsa87] Tsai, R. “A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses”. In: *IEEE Journal on Robotics and Automation* 3.4 (1987), S. 323–344. ISSN: 0882-4967. DOI: 10.1109/JRA.1987.1087109.

- [TN16] Tutsch, R. und Nitsche, J. *Technische Optik*. 2016, S. 1–179.
- [VW97] Viola, P. und Wells, W. M. “Alignment by Maximization of Mutual Information”. In: *International Journal of Computer Vision* 24.2 (1997), S. 137–154. ISSN: 09205691. DOI: 10.1023/A:1007958904918.
- [Voo16] Voogd, J. “Untersuchung des Einflusses von Bohrprozessen auf die strukturelle Beschaffenheit der Knochenspongiosa”. Masterarbeit. Institut für Mechatronische Systeme, Leibniz Universität Hannover, 2016.
- [Wan19] Wang, X. “Rendering of endoscopic views for registration to real endoscopic recordings in mastoid phantoms”. Masterarbeit. Institut für Mechatronische Systeme, Leibniz Universität Hannover, 2019.
- [Web+17] Weber, S., Gavaghan, K., Wimmer, W., Williamson, T., Gerber, N. et al. “Instrument flight to the inner ear”. In: *Science Robotics* 2.4 (2017). ISSN: 2470-9476. DOI: 10.1126/scirobotics.aal4916.
- [Wen+06] Wengert, C., Reeff, M., Cattin, P. C. und Székely, G. “Fully Automatic Endoscope Calibration for Intraoperative Use”. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2006*. Bd. 8. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 2006, S. 419–423. ISBN: 3-540-32136-5. DOI: 10.1007/3-540-32137-3_85.
- [Wil+17] Williamson, T., Gavaghan, K., Gerber, N., Weder, S., Anschuetz, L. et al. “Population Statistics Approach for Safety Assessment in Robotic Cochlear Implantation”. In: *Otology and Neurotology* 38.5 (2017), S. 759–764. ISSN: 15374505. DOI: 10.1097/MAO.0000000000001357.
- [Wil+13] Williamson, T. M., Bell, B. J., Gerber, N., Salas, L., Zysset, P. et al. “Estimation of tool pose based on force-density correlation during robotic drilling”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60.4 (2013), S. 969–976. ISSN: 00189294. DOI: 10.1109/TBME.2012.2235439.
- [Wöh18] Wöhler, J. “Änderung der Bohrrichtung in engen Bohrungen”. Studienarbeit. Institut für Mechatronische Systeme, Leibniz Universität Hannover, 2018.
- [OJ11] Ou-Yang, M. und Jeng, W.-D. “Design and analysis of radial imaging capsule endoscope (RICE) system.” In: *Optics express* 19.5 (2011), S. 4369–4383. ISSN: 1094-4087. DOI: 10.1364/OE.19.004369.
- [Ou+12] Ou-Yang, M., Jeng, W.-D., Wu, Y.-Y., Dung, L.-R., Wu, H.-M. et al. “Image stitching and image reconstruction of intestines captured using radial imaging capsule endoscope”. In: *Optical Engineering* 51.5 (2012), S. 057004. ISSN: 00913286. DOI: 10.1117/1.OE.51.5.057004.
- [Zha00] Zhang, Z. “A flexible new technique for camera calibration”. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 22.11 (2000), S. 1330–1334. ISSN: 01628828. DOI: 10.1109/34.888718.

A Registrierungsergebnisse der Parameterstudie im Mastoidphantom 2

Ergänzend zu den in Abschnitt 5.4.5 aufgeführten Ergebnissen der Parameterstudie in Phantom 2 finden sich hier weitere, detaillierte Ergebnisse, die den gezeigten Ergebnisplots entsprechen. Die zugehörigen Parametersätze sind jeweils in der Tabellenbeschreibung angegeben. Parameter, die mit oder in der jeweiligen Tabelle verglichen werden sind unterstrichen.

Tabelle A.1: Vergleich der Registrierungsfehler in allen fünf Bohrungen in Phantom 2 mit $n_t = 961$ und $\ell_e = 13$ mm, $d_e = 20$ mm ($s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 50 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Parametersatz 5.

Bohrung	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Ziel	$\Delta\tau$ in $^\circ$
1	0,82	0,32	0,77	1,34	2,98
2	0,61	0,23	0,61	1,05	2,30
3	0,68	0,21	0,59	1,04	2,38
4	0,66	0,34	0,73	1,22	2,57
5	0,74	0,32	0,78	1,31	2,83
$\bar{x} \pm s$	$0,70 \pm 0,30$	$0,28 \pm 0,16$	$0,69 \pm 0,35$	$1,19 \pm 0,57$	$2,61 \pm 1,17$
max.	1,46	0,67	1,63	2,75	5,87

Tabelle A.2: Vergleich der Registrierengenauigkeit in Phantom 2 bei Variation der Trajektorienzahl n_t von 441 bis 1849 ($\ell_e = 13$ mm bzw. $d_e = 20$ mm, $s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 50 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Parametersätze 4–6.

#	n_t		Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in $^\circ$
4	441	$\bar{x} \pm s$	$0,80 \pm 0,38$	$0,31 \pm 0,16$	$0,73 \pm 0,41$	$1,25 \pm 0,69$	$2,82 \pm 1,45$
		max.	1,65	0,73	1,59	2,76	6,07
5	961	$\bar{x} \pm s$	$0,70 \pm 0,30$	$0,28 \pm 0,16$	$0,69 \pm 0,35$	$1,19 \pm 0,57$	$2,61 \pm 1,17$
		max.	1,46	0,67	1,63	2,75	5,87
6	1849	$\bar{x} \pm s$	$0,72 \pm 0,32$	$0,28 \pm 0,13$	$0,66 \pm 0,32$	$1,14 \pm 0,55$	$2,56 \pm 1,16$
		max.	1,46	0,67	1,52	2,50	5,10

Tabelle A.3: Vergleich der Registriergenauigkeit in Phantom 2 bei Variation der endoskopischen Ausschnittslängen ℓ_e von 8 mm bis 23 mm. ($n_t = 961$, $s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). Kantendetektion mit dem Canny-Verfahren. TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 50 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Parametersätze 7–10.

#	d_e in mm	ℓ_e in mm		Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in °
7	15	8	\bar{x}	1,47	0,85	1,34	2,06	4,52
			s	0,88	0,52	0,57	0,87	1,65
			max.	4,78	2,88	2,79	4,29	8,29
8	20	13	\bar{x}	0,70	0,28	0,69	1,19	2,61
			s	0,30	0,16	0,35	0,57	1,17
			max.	1,46	0,67	1,63	2,75	5,87
9	25	18	\bar{x}	0,63	0,22	0,50	0,88	2,05
			s	0,35	0,11	0,26	0,46	1,07
			max.	1,64	0,47	1,08	1,96	4,55
10	30	23	\bar{x}	0,58	0,19	0,34	0,63	1,63
			s	0,29	0,09	0,18	0,29	0,70
			max.	1,35	0,40	0,77	1,34	3,46

Tabelle A.4: Vergleich der Registriergenauigkeit in Phantom 2 bei Variation der endoskopischen Ausschnittslängen ℓ_e von 8 mm bis 23 mm. ($n_t = 961$, $s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,25$). Kantendetektion von Hand. TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 50 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Parametersätze 11–14.

#	d_e in mm	ℓ_e in mm		Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Cochlea	$\Delta\tau$ in °
11	15	8	\bar{x}	1,06	0,69	1,14	1,74	3,53
			s	0,79	0,63	0,65	0,84	1,47
			max.	3,90	3,54	4,16	4,93	6,93
12	20	13	\bar{x}	0,70	0,30	0,68	1,14	2,51
			s	0,30	0,15	0,31	0,52	1,11
			max.	1,53	0,55	1,40	2,47	5,58
13	25	18	\bar{x}	0,53	0,19	0,41	0,73	1,71
			s	0,26	0,09	0,22	0,37	0,83
			max.	1,24	0,38	0,99	1,71	3,88
14	30	23	\bar{x}	0,65	0,17	0,33	0,66	1,80
			s	0,27	0,08	0,19	0,30	0,69
			max.	1,39	0,32	0,77	1,42	3,35

Tabelle A.5: Vergleich der Registriergenauigkeit in Phantom 2 bei Variation der maximalen simulierten Bohrabweichung κ_{pert} von 0,25 bis 0,125 ($n_t = 961$, $n_s = 50$, $s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 50 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Parametersätze 1,4,15,16.

#	d_e in mm	ℓ_e in mm	κ_{pert}		Oberfl.	Mitte	Rec. Facialis	Ziel	$\Delta\tau$ in $^\circ$
4	20	13	0,25	\bar{x}	0,70	0,28	0,69	1,19	2,61
				s	0,30	0,16	0,35	0,57	1,17
				max.	1,46	0,67	1,63	2,75	5,87
1	30	23	0,25	\bar{x}	0,58	0,19	0,34	0,63	1,63
				s	0,29	0,09	0,18	0,29	0,70
				max.	1,35	0,40	0,77	1,34	3,46
15	20	13	0,125	\bar{x}	0,59	0,24	0,56	0,95	2,11
				s	0,40	0,12	0,33	0,60	1,38
				max.	1,80	0,49	1,42	2,49	5,61
16	30	23	0,125	\bar{x}	0,38	0,18	0,27	0,42	1,03
				s	0,21	0,10	0,16	0,29	0,64
				max.	1,11	0,45	0,96	1,54	3,05

Tabelle A.6: Vergleich der Registrierungsfehler in allen fünf Bohrungen in Phantom 2 mit $n_t = 961$ und $\ell_e = 13$ mm, $d_e = 20$ mm ($s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,125$). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 50 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Parametersatz 15.

Bohrung	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Ziel	$\Delta\tau$ in $^\circ$
1	0,78	0,22	0,63	1,14	2,67
2	0,59	0,28	0,65	1,09	2,31
3	0,29	0,17	0,28	0,42	0,83
4	0,74	0,24	0,55	0,98	2,34
5	0,60	0,31	0,68	1,12	2,35
$\bar{x} \pm s$	$0,60 \pm 0,40$	$0,24 \pm 0,12$	$0,56 \pm 0,33$	$0,95 \pm 0,60$	$2,11 \pm 1,38$
max.	1,80	0,49	1,42	2,49	5,61

Tabelle A.7: Vergleich der Registrierungsfehler in allen fünf Bohrungen in Phantom 2 mit $n_t = 961$ und $\ell_e = 23$ mm, $d_e = 30$ mm ($s_v = 0,2$ mm, $r_s = 4$ mm, $\kappa_{\text{pert}} = 0,125$). TREs in mm an kritischen Punkten entlang aller 50 Bohrtrajektorien sowie die Winkelabweichungen. Parametersatz 16.

Bohrung	Oberfläche	Mitte	Rec. Facialis	Ziel	$\Delta\tau$ in $^\circ$
1	0,51	0,19	0,24	0,38	1,18
2	0,33	0,19	0,25	0,36	0,84
3	0,23	0,12	0,18	0,26	0,60
4	0,36	0,19	0,27	0,42	0,92
5	0,48	0,18	0,41	0,90	1,60
$\bar{x} \pm s$	$0,38 \pm 0,21$	$0,18 \pm 0,09$	$0,27 \pm 0,16$	$0,42 \pm 0,29$	$1,03 \pm 0,64$
max.	1,11	0,45	0,96	1,54	3,05

Lebenslauf

Beruflicher Werdegang

- seit Mär/21 Senior Entwicklungsingenieur für medizinische Navigationsplattformen bei der Stryker Leibinger GmbH & Co. KG, Freiburg im Breisgau
- Mai/14 - Okt/19 Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Mechatronische Systeme, Leibniz Universität Hannover (LUH), Hannover

Studium

- Okt/06 - Apr/14 Diplomstudium Elektrotechnik an der LUH, Hannover
Vertiefung: Automatisierungstechnik,
Abschluss am 29. April 2014: Diplom-Ingenieur,
Diplomarbeit: OCT-basierte Augmented Reality zur
Schnitttiefenmessung für die Laserablation von biologischem Gewebe,
Studienarbeit: Identifikation optischer Zusammenhänge von 3D-OCT
und 2D-Videobildern am Beispiel frühembryonaler Hühnerherzen

Studienbegleitende Tätigkeiten und Praktika

- Feb/13 - Aug/13 Praktikum im Bereich Navigation Electronics bei der Stryker Leibinger GmbH & Co. KG, Freiburg im Breisgau
- Okt/11 - Jun/12 Studentische Hilfskraft im Bereich Softwareentwicklung bei der VISCODA GmbH, Hannover
- Aug/06 - Sep/06 Praktikum bei Faurecia, Stadthagen

Schulbildung

- Aug/99 - Jun/06 Wilhelm-Busch-Gymnasium Stadthagen,
Abschluss am 26. Juni 2006: Abitur