

Aus der
Urologischen Klinik und Poliklinik
Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. Christian Stief

**Die rechnergestützte Rekonstruktion des Harnblasenreliefs
anhand von Bilddateien eine Projektstudie mittels der
Structure from Motion (SfM) Fotogrammetrie**

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

vorgelegt von
Simon Georg Eckert

aus
Göttingen

Jahr
2025

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Boris Schlenker
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Peter Schneede
PD Dr. Lukas Hefermehl

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 16.01.2025

Abkürzungsverzeichnis	5
Einleitung	8
1.1 Das Harnblasenkarzinom	8
1.1.1 Epidemiologie	8
1.1.2 Risikofaktoren	9
1.1.3 Tumorgenese	10
1.1.4 Klassifikation	12
1.2 Klinik der Harnblase	15
1.2.1 Diagnostik und Therapie des nicht-muskelinvasiven Harnblasenkarzinoms (NMIBC)	15
1.2.2 Urethrozystoskopie und Transurethrale Resektion (TUR)	17
1.2.3 Prognose	20
1.2.3 Technische Grundlagen	22
1.2.4 Weißlichtzystoskopie (WLC)	24
1.2.5 Photodynamische Diagnostik (PDD)	25
1.2.6 Narrow Band Imaging (NBI)	26
1.2.7 Darstellungsverfahren der gesamten Blasenoberfläche	27
1.3 Zielsetzung und Fragestellung	27
2 Material und Methode	28
2.1 Structure from Motion (SfM) - Fotogrammetrie	28
2.2 Grundelement der räumlichen Umsetzung SIFT	29
2.2.1 Erzeugung von Unschärfe	31
2.2.2 Erstellen der Differenzbilder	33
2.2.3 Auswahl von Interessenpunkten	34
2.2.4 Erzeugung der Hauptorientierung	36
2.2.5 Skalierung und Rotation	38
2.2.6 Erzeugung des SIFT-Deskriptors	39
2.2.7 Filterung der Deskriptoren	41
2.2.8 Transition der SIFT-Deskriptoren	42
2.2.9 Bildung der Punktwolke	43

2.2.10	Flächen, Farben und Plastizität	43
2.3	Fotogrammetrische Umsetzung einer Zystoskopie-Videosequenz	44
2.4	Innenraumdarstellung mittels SfM-Fotogrammetrie	48
2.4.1	Anforderungen an die Versuchsreihen	48
2.4.2	Technik und Datenerhebung	48
2.4.3	Blasenmodelle	49
2.4.4	Screen Endoscope Dual Camera FHD 1080P	50
2.4.5	Teilapparat	52
2.4.6	Stativ	53
2.4.7	Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung	54
3	Ergebnisse	58
3.1	Aufnahmezyklen	58
3.2	Untersuchungen	65
3.3	Analyse	83
3.3.1	Modelle	83
3.3.2	Distanz zum Objekt	83
3.3.3	Distanz zum Zentrum des Hohlraums	84
3.3.4	Unzureichende Bildüberlappung	85
3.3.5	Hüllendeformation	85
3.3.6	Mangel an Licht und Kontrast	86
3.3.7	Vollständige Erfassung	86
3.4	Orthoprojektion und Protokollierung	87
3.5	Tumordiagnostik im Blasenmodell	89
3.6	SHS-Fotogrammetrie und Plastizität	90
3.7	Indizierte Technische Modifizierungen	91
4	Diskussion	93
4.1	Vergleich zu Literaturergebnissen	94
4.2	Schlussfolgerung	96
4.3	Zusammenfassung	99
5	Literaturangaben	101
	Tabellenverzeichnis	117

Tabellenauszüge	118
Hilfsmittel	119
Danksagung	120
Erklärung zur Übereinstimmung	121
Eidesstattliche Versicherung	122

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
A	Fläche
Ca.	circa
AVCHD	Advanced Video Codec High Definition
BCG	Bacillus Calmette-Guérin
BD-Nr. 1301	beruflich bedingtes Harnblasenkarzinom, Merkblatt
BIT	Binary Digit
BYTE	Wortbildung für 8 BIT
BM	Blasen-Modell
CIS	Carcinoma in situ
Cis	Carcinoma in situ
CLE	Konfokale Endo-Mikroskopie (p-CLE)
cm	Zentimeter
C-MOS	Complementary metal-oxide-semiconductor
CT	Computertomographie
CUETO	Club Urológico Español de Tratamiento Oncológico
DoG	Difference of Gaussian
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
Ø	Durchmesser
EAU	European Association of Urology
EORCT	European Organisation for Research and Treatment of Cancer
FAT	File Allocation Table
FGFR	Fibroblast growth factor receptor
FHD	Full High Density
G1-G4	Grade1 – grade4
GB	Gigabyte
GLOH	Gradient Location and Orientation Histogram
HD	High Density
HG	High-grade
HOG	Histogram of Orientated Gradients
ICD-10	International Classification of Diseases (10. Auflage)
IP68	Zertifizierung Wasserschutz
IPS	In-Plane-Switching
LAN	Local Area Network
LED	Light-Emitting Diode
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität München

LG	Low-grade
LoG	Laplace of Gaussian
M	Maßstab
mm	Millimeter
MIBC	Muscle-invasive-bladder-carcinoma
MP4	Moving Picture 4, Video-Containerformat gleich MPEG-4
MRT	Magnetresonanztomographie
NBI	Narrow Band Imaging
nm	Nanometer
NMIBC	non-muscle-invasive-bladder-carcinoma
OCT	Optische Kohärenztomografie
P	Pixel
P53	Protein 53
PC	Personal Computer
PCA-SIFT	Principal Computer Analysis-Scale Invariant Feature Transform
p-CLE	Konfokale Endomikroskopie (siehe: CLE)
PDD	Photodynamische Diagnostik
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
PIXEL	Abkürzung von ‚Picture Cell‘, Punkt eines Rasterbildes
pTa	Schleimhautkarzinom, non-invasiv
pT1	Infiltration unter die Schleimhaut
pT2	Infiltration in die Muscularis propria
PUNLMP	Papilläre-urotheliale Neoplasie niedrig malignen Potenzials
r	Radius
RGB	Rot Grün Blau
rSMI	Real-time multispectral imaging
SD	Secure Digital Memory-card
SfM	Structure from Motion
SHS	Small Hollow Space
SIFT	Scale Invariant Feature Transform
SLAM	Simultaneous Localization And Mapping
Sono	Sonographie
Spacial	Spheric processing for artificial, complex imaging and localisation
SPIES	Storz Professional Image Enhancement System
SURF	Speed Up Robust Features
Ta	Tumor, papillär
TCC	Transitional cell carcinoma
Tis	Tumor in situ

7

TNM	Tumor Node Metastastasis
TUR	Transurethrale Resektion
TURB	Transurethrale Resektion Blase
Σ	Summe
t	Tiefe
UICC	Union internationale contre le cancer Union
WLAN	Wireless Local Aera Network
WHO	World Health Organization
WLC	Weißlicht-Zystoskopie
Z	Zyklus

Einleitung

1.1 Das Harnblasenkarzinom

1.1.1 Epidemiologie

Nach Schätzungen des Robert Koch Institutes erkranken in Deutschland jährlich ca. 30.000 Menschen neu an einem Harnblasentumor, das sind etwa 3 bis 4 % aller Krebserkrankungen [1, 2]. Das Harnblasenkarzinom ist weltweit der siebt häufigste Krebs in der männlichen Bevölkerung und bezieht man beide Geschlechter mit ein, so steht er auf Platz 10 [3].

Im klinischen Alltag der Urologie bildet das Harnblasenkarzinom, nach dem Prostatakarzinom, die zweithäufigste Tumorentität des Urogenitaltraktes [4]. Bei den Tumoren der ableitenden Harnwege werden tumorähnliche Läsionen, Tumorstufen, benigne und maligne epitheliale Neoplasien unterschieden [5]. 95% der primär diagnostizierten Harnblasenkarzinome gehen vom Urothel aus, lediglich 5-6% sind Adeno- und Plattenepithelkarzinome und noch seltener sind mesenchymale Tumoren oder Metastasen in der Harnblase [6, 7].

Das Urothelkarzinom ist ein von der Schleimhaut der ableitenden Harnwege ausgehender maligner Tumor, mit aggressivem Wachstum und hohem Rezidivrisiko. Histologisch nicht invasive Formen machen über die Hälfte der Neuerkrankungen aus [8]. Nicht invasive papilläre Karzinome (Ta), ebenso wie die In-situ-Karzinome (Tis) werden zusammen mit den T1-Tumoren als nicht-muskel-invasive Tumoren zusammengefasst [6, 9]. Laut Angaben der Guidelines der Europäischen Gesellschaft für Urologie beträgt die weltweite Inzidenzrate aller Harnblasentumore für Männer 9,5 und 2,4 für Frauen [10]. Lediglich 5 % der Patienten sind zum Zeitpunkt der Diagnose jünger als 45 Jahre. Harnblasenkarzinome vor dem 20. Lebensjahr sind extrem selten, meist handelt es sich um ein Rhabdomyosarkom zwischen dem 6. und 7. Lebensjahr [9].

Etwa 18 000 Personen erkrankten im Jahr 2018 an einem muskelinvasivem Blasenkarzinom, das heißt an einem nicht auf die Schleimhaut begrenzten Harnblasentumor. In Deutschland ist das invasive Harnblasenkarzinom der 4. häufigste Tumor bei Männern und der 9. häufigste bei Frauen [11]. Die Erkrankungs- und Sterberaten verliefen bei Frauen über Jahre weitgehend konstant, jedoch auf deutlich niedrigerem Niveau als beim Mann. Die altersstandardisierten Sterberaten sind seit Ende der 1990er Jahre in Deutschland rückläufig. Das mediane tumorbedingte Sterbealter wird für die Diagnosejahre 1998-2020 für Männer mit 77,6 und für Frauen mit 80,2 Jahren ermittelt [12]. Frauen weisen zwar ein geringeres Erkrankungsrisiko als Männer auf, haben jedoch im Fall der Erkrankung eine schlechtere Prognose. Bei einer

Erkrankung verlieren die Patienten im Durchschnitt 3 Jahre Lebenserwartung und über alle Stadien betrachtet ist die 5-Jahres-Überlebensrate nur 50 - 60 % [13, 14]. Die Ta/T1 und Cis Patienten weisen im Durchschnitt ein Langzeitüberleben von 7 Jahren auf und zeigen eine deutlich niedrigere karzinomspezifische Mortalitätsrate im Vergleich zu T2-T4-Tumoren [15, 16]. In Anbetracht des demographischen Wandels in Deutschland ist zu sehen, dass zwar seit Ende der 1990er Jahre die altersstandardisierten Sterberaten rückläufig sind, doch das Risiko, neu zu erkranken, steigt mit dem Alter [17, 18].

Im europäischen Vergleich variiert die Neuerkrankungsrate erheblich, wobei Deutschland die niedrigste in der Europäischen Union aufweist. In vielen Europäischen Ländern zeigt sich ein Anstieg der Inzidenzen, jedoch aufgrund der Vorsorgemaßnahmen auch ein starker Rückgang der Sterblichkeitsraten [17, 19]. Der internationale Vergleich von Inzidenz- und Überlebensraten wird durch unterschiedliche Handhabung und Einbeziehung invasiver und nicht invasiver Harnblasenkarzinome in die Datenerhebung erschwert. Daher ist zu bedenken, dass Inzidenz- und Mortalitätsraten zwischen einzelnen Ländern aufgrund der unterschiedlichen Nachweis- und Diagnosemethoden, Risikofaktoren, sowie dem Vorhandensein adäquater Therapieformen stark variieren.

1.1.2 Risikofaktoren

Das Harnblasenkarzinom gilt als ätiologisch gut untersucht [20, 21]. Die auslösenden Faktoren werden nach Art der schädigenden Noxen (Kanzerogene), berufsbedingter Exposition und genetischer Prädisposition unterteilt [17]. Kanzerogene werden über die Lunge, die Haut und den Gastrointestinaltrakt aufgenommen.

Tabakrauch ist der wichtigste und am besten validierte Risikofaktor für die Entstehung eines Harnblasenkarzinoms. Er enthält aromatische Amine und polyzyklische Hydrokarbone, welche renal ausgeschieden werden und kanzerogen auf die ableitenden Harnwege wirken. Wie beim Lungenkrebs ist der Konsum von Zigaretten der wesentliche Risikofaktor für die Entstehung des Urothelkarzinoms, wobei sich das Risiko mit der Dauer des Tabakkonsums und Anzahl der gerauchten Zigaretten erhöht [22 bis 24]. Im Unterschied zum Lungenkrebs ist die Dosis-Wirkungs-Beziehung jedoch weniger eng, so dass starke Raucher lediglich ein 1 bis 5 mal höheres Blasenkrebsrisiko aufweisen als Nichtraucher [25 bis 27].

Nach dem aktiven und passiven Rauchen liegt auf Platz zwei der Risikofaktoren die Exposition mit aromatischen Aminen, polyzyklischen und chlorierten Kohlenwasserstoffen, die vor allem in der industriellen Produktion von Farb-,

Haarfärbe-, Metall- und Petroleumprodukten vorkommen. Harnblasenkarzinome sind eine anerkannte Berufskrankheit [28]. Obwohl die gefährlichsten Arbeitsstoffe in Europa längst aus den Produktionsprozessen der chemischen Industrie, der Gummi-, Textil- und Lederverarbeitung entfernt wurden, treten auch jetzt noch Tumoren aufgrund berufsbedingter Exposition auf [29].

Auch Genussmittel werden als Ursache des Blasenkarzinoms vermutet, jedoch konnte bis jetzt kein gesicherter Risikofaktor ermittelt werden (Kaffee, Süßstoffe, Alkohol, Tee). Aufgrund ihrer Inhaltsstoffe sind auch Haarfärbemittel in Betracht gezogen worden, jedoch lässt sich eine tatsächliche kausale Verbindung zurzeit noch nicht herstellen. Als weitere direkte Ursachen gelten Cyclophosphamid, das Antidiabetikum Pioglitazon, Arsenexposition, Bilharziose, Blasensteine und chronische Entzündungen der Harnblase, insbesondere durch Dauerkatheter [30]. Auch als Nebeneffekt einer vorangegangenen Strahlentherapie im kleinen Becken, kann es nach mehrjähriger Latenzzeit zur Entwicklung eines Harnblasenkarzinoms kommen [31]. Die Untersuchungen zur genetischen Prädisposition lassen erkennen, dass familiäre Häufungen sehr selten sind, jedoch bei positiver Familienanamnese liegt ein zweifach erhöhtes Risiko vor [17, 32].

1.1.3 Tumorgenese

Bei der Pathogenese des Harnblasenkarzinoms geht man von einem Zusammenwirken verschiedener initiiender und promovierender Kanzerogene aus, die ein komplexes und multifaktorielles Geschehen im Sinne einer Plurikanzerogenese bilden [33].

Die Harnblase entsteht aus der vom inneren Keimblatt gebildeten Kloake, einem Teil des Enddarms. Während der embryonalen Entwicklung werden die mesodermalen Zellen vollständig von entodermalen Zellen überwachsen. Die gesamte Schleimhaut der Harnblase entsteht aus dem Endothel des Sinus urogenitalis [34, 35]. Als Speicherorgan muss sich das Harnblasenrelief durch variable Oberflächenausdehnung an unterschiedliche Füllungszustände anpassen. Im entleerten Zustand besteht das mehrreihige Urothel aus etwa fünf bis sieben Zellreihen (Umbrella cells), die alle Kontakt zur Basalmembran haben [36]. Sie sind eine undurchlässige Barriere, die den Harnraum von der darunter liegenden Muskelschicht trennen und vor exogen zugeführten Kanzerogenen und deren Metaboliten schützen.

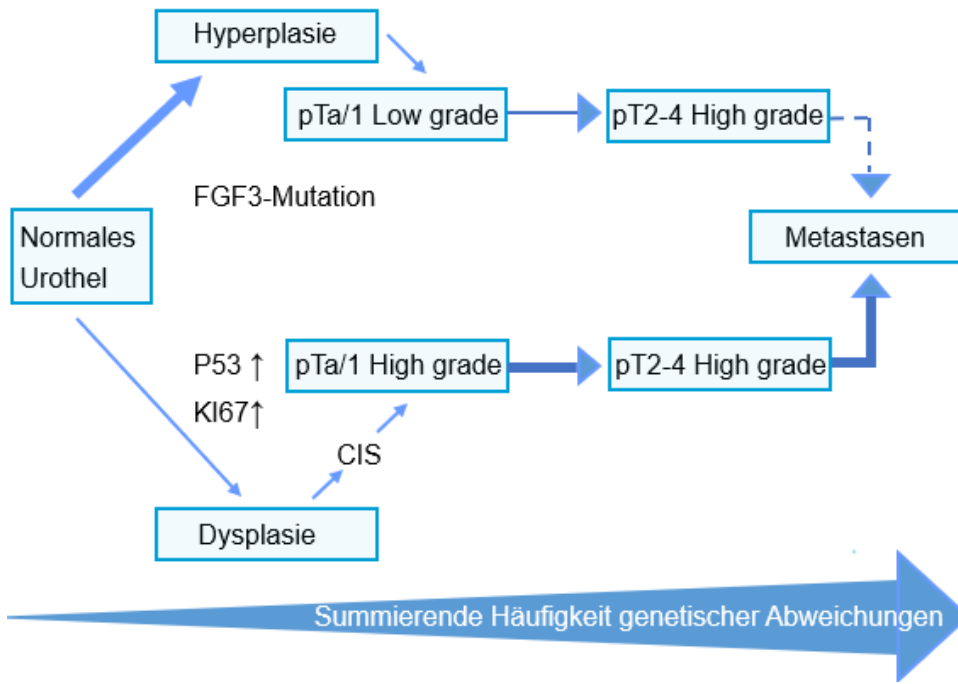
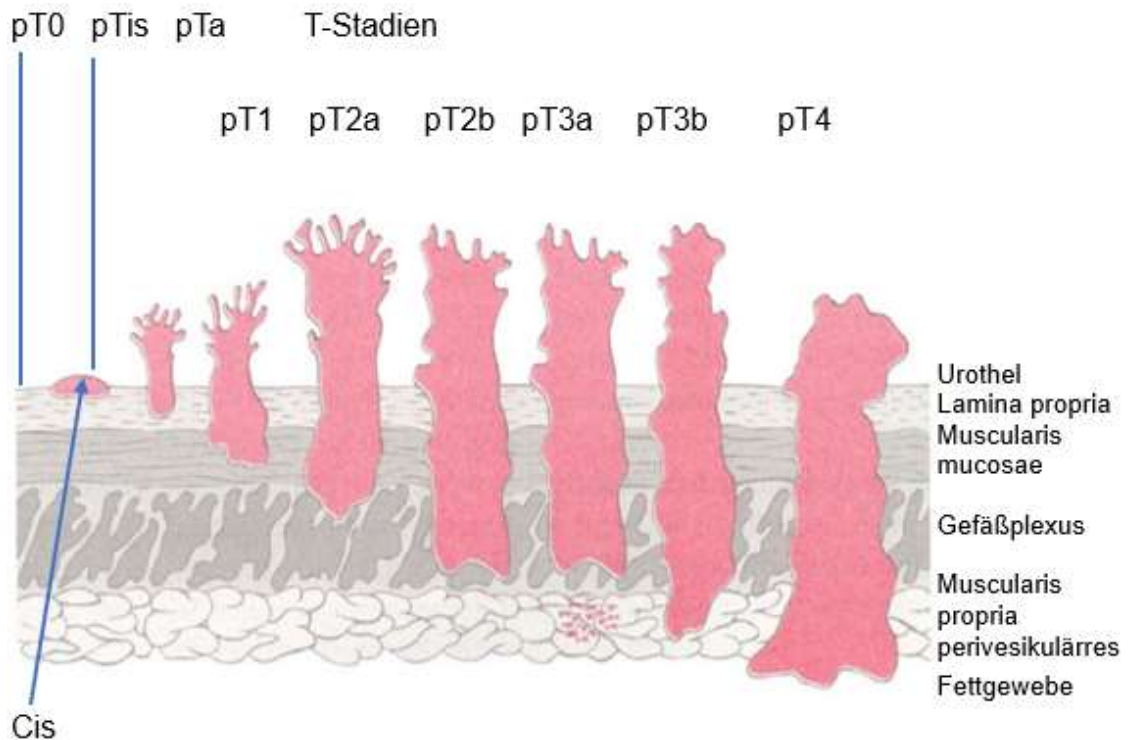


Abb.: 1 Schematische und modifizierte Darstellung, der molekularen und pathologischen Faktoren (Strichdicke entspricht der Häufigkeit) [21, 37 bis 40].



Vorläufer muskelinvasiver Karzinome

Abb.: 2 Pathogenese-Modell des Urothelkarzinoms: histopathologische Tumorgenese Schematische und modifizierte Darstellung des histopathologischen Gradings TNM-Klassifikation des UICC [41].

Zusammen mit den darunterliegenden Muskelschichten bildet das Urothel entsprechend den Volumenschwankungen die Form des Harnblasenreliefs [42]. Kanzerogene wirken auf das gesamte Urothel der ableitenden Harnwege und bilden histologisch phänotypische Urothelkarzinome, die über eine Hyperplasie papillär oder eine Dysplasie zum Carcinoma in situ (Cis) werden können [43]. Die molekularbiologische Tumorgenese ist als stufenweiser Prozess mit sich summierenden genetischen Abweichungen in Abb.: 1 dargestellt. Dabei gibt es mindestens zwei Wege entlang derer sich das Urothelkarzinom entwickelt, die klinisch und genetisch als nahezu distinkte Entitäten bezeichnet werden können. Der Prozess der Urothel-Regeneration wird durch lokale Wachstumsfaktoren bestimmt, die die Reparatur stimulieren. Bei maligner Regulation durch transkriptionelle Mechanismen werden Signalwege der Transformation fehlgesteuert und eine Steigerung maligner Prozesse initiiert [43, 44]. Papilläre Tumoren entwickeln sich aus Hyperplasien und zeigen häufig Alterationen am Chromosom 9. Invasive Formen entwickeln sich aus dem Carcinoma in situ und weisen häufig Mutationen des Gens p53 auf [45]. Ein invasives Urothelkarzinom zeichnet sich durch die Infiltration der Lamina propria aus und ist potenziell metastasierungsfähig. Invasive Formen sind genetisch instabil und wachsen früh in die Muskulatur der Blase ein. Zudem sind sie oftmals multifokal und treten nach Abschilferung mit anschließender Reimplantation an anderer Stelle auf [46 bis 48].

1.1.4 Klassifikation

Um eine einheitliche Beschreibung von Krebsprogression und individueller Prognose zu sichern, wird das TNM-Klassifikationssystem (Tumor-Node-Metastasis) benutzt. Diese Klassifikation bewertet die Infiltrationstiefe des Primärtumors, regionären Lymphknotenbefall und Fernmetastasen, die über die Lymph- und Blutgefäße entstehen (siehe Tab.: 1) [3].

TNM-Klassifikation des Harnblasenkarzinoms

T	Primärtumor		
Tx	Primärtumor kann nicht bewertet werden		
T0	kein Anhalt für Primärtumor		normales Urothel
Ta	nicht muskelinvasives papilläres Karzinom		} NMIBC
Tis	Carcinoma in situ "flache Neoplasie"		
T1	Tumor infiltriert subepitheliales Bindegewebe		
	T1a oberflächliche Invasion der Lamina propria	} Substaging	
	T1b Invasion in die Muscularis mukosa		
	T1c Invasion der Muscularis mukosa nicht bis zur Muscularis propria		
T2	Tumor infiltriert Blasenmuskulatur (Muscularis propria)		
	T2a Tumor infiltriert in die oberflächliche Muskulatur Innere Hälfte (Blasenwandinfiltration)		
	T2b Tumor infiltriert in die tiefe Muskulatur (äußere Hälfte) Tumor infiltriert perivesikales Gewebe		
T3	T3a Mikroskopisch		
	T3b Makroskopisch (Extravesikale Masse)		
T4	Tumor infiltriert Nachbarorgane		
	T4a Tumor dringt ein in Prostatastroma, Samenbläschen, Uterus, Vagina		
	T4b Tumor dringt ein in Beckenwand oder Abdominalwand		
N	Lymphknotenbefall		
NX	Regionäre Lymphknoten können nicht beurteilt werden		
N0	keine regionären Lymphknotenmetastasen		
N1	Metastasen in solitärem Lymphknoten, kleiner 2 cm in größter Ausdehnung		
N2	Metastasen in solitärem Lymphknoten, größer 2cm aber kleiner 5 cm in größter Ausdehnung, bei multiplen Lymphknoten keiner größer als 5 cm Ausdehnung		
N3	Metastasen in Lymphknoten, größer als 5 cm Ausdehnung		

Tab.: 1 TNM-Klassifikation des Harnblasenkarzinoms [17, 49]

Um die Prognose in der Gruppe der sog. oberflächlichen Blasenkarzinome besser zu beurteilen, schlagen die EAU-Guidelines und die S3-Leitlinie eine differenziertere Einteilung des nicht-muskel-invasiven Blasenkarzinoms vor (siehe Tab: 2) [3, 17, 50, 51]. Seit 1973 gilt die WHO-Einteilung mit 3 Differenzierungsgraden. Ab 2004 gibt es eine neue Klassifikation der WHO mit nur noch 2 Graden, *low-grade* und *high-grade*.

Des Weiteren wurde PUNLMP („papillary urothelial neoplasm of low malignant potential“) eingeführt, was besser dem differenzierten Teil der alten TaG1 entspricht (WHO-Klassifikation 1973 und 2004/2016 nach EAU-Guidelines).

WHO Klassifikation 1973 und 2004/2016 des NMIBC			
WHO 2004	WHO 1973		
Normales Urothel	Leichte Dysplasie		
Urotheliale Hyperplasie			
Reaktive Atypie			
Atypie mit unklarer Bedeutung			
Urotheliale Dysplasie IUN LG	Mittlere Dysplasie		
intraurotheliale Neoplasie <i>low grade</i>			
Carcinoma in situ IUN HG	Mittlere Dysplasie		
intraurotheliale Neoplasie <i>high grade</i>	Schwere Dysplasie		
	Carcinoma in situ G1- G3		
Papillom	Papillom		
Papilläre urotheliale Neoplasie	pT aG1	WHO*	WHO*
PUNTMP low malignant potential		1973	2004/2016
pTa <i>low grade</i>	pTaG1	Papillom	Papillom
	pTaG2	Grad 1	PUNLMP
pTa <i>high grade</i>	pTaG2	Grad 2	<i>low-grade-Karzinom</i>
	pTaG3		
pT1-4 <i>low grade</i>	pT1-4G1	Grad 3	<i>high-grade-Karzinom</i>
	pT1-4G2		
pT1-4 <i>high grade</i>	pT1-4G2		
	pT1-4G3		

Tab.: 2 WHO-Klassifikation des NIMIBC, erweiterte und schematisierte Darstellung* [3, 52 bis 55]

Zu den nicht-muskelinvasiven Harnblasentumoren zählen das papilläre, auf die Mukosa begrenzte Karzinom (Ta), das in das subepitheliale Bindegewebe infiltrierende T1 und das Cis. Carcinomata in situ sind flach, oftmals multifokal und als *high-grade* einzustufen.

1.2 Klinik der Harnblase

1.2.1 Diagnostik und Therapie des nicht-muskelinvasiven Harnblasenkarzinoms (NMIBC)

Zur Primärdiagnostik gehören alle diagnostischen Maßnahmen, die zur Sicherung oder dem Ausschluss eines Harnblasenkarzinoms erforderlich sind [17]. Die urologische Diagnostik folgt einem standardisierten Algorithmus, der Anamnese, körperliche Untersuchung, Funktionsdiagnostik, laborchemische, bildgebende und endo-urologische Untersuchungen einschließt [7, 17, 34]. Weitere Symptome sind Schmerz, persistierende Mikrohämaturie, Miktionsstörungen, Ejakulat-Veränderungen, Veränderungen des Genitale und rezidivierende Infektionen der Harnblase [56, 57].

Auch eine zurückliegende Makrohämaturie sollte abgeklärt werden, da sie Hinweis auf einen Blasen-Tumor sein könnte [58]. Ebenso lassen dysurische Miktionsbeschwerden, die nicht auf eine Antibiotika-Therapie ansprechen, einen Blasen-Tumor vermuten, da dies oft der einzige Hinweis auf ein Cis oder auf einen primär intramural wachsenden Tumor ist. Der positive Prognosewert für ein Blasenkarzinom steigt, sollten neben dem Leitsymptom Hämaturie noch weitere Symptome vorliegen [59, 60].

Der körperlichen Untersuchung wird besonders im Anfangsstadium nur eine eingeschränkte Aussagekraft zugeschrieben. Sie ist als Ergänzung zu anderen Verfahren zu sehen, bei welcher die Inspektion und Beurteilung des Phänotypus, die Untersuchung von Nieren, Harnblase, inguinalen Lymphknoten, Penis, Skrotum, Samenstrang und Prostata erfolgen. Ein Tumor im kleinen Becken lässt sich meist erst im fortgeschrittenen Stadium durch bimanuelle Palpation ertasten [61, 62]. Da mehr als 95% aller urothelialen Karzinome primär vom Uroepithel ausgehen, hat die mikroskopische Urinzytologie aufgrund ihrer hohen Treffsicherheit und einfachen Durchführbarkeit großen Stellenwert in der urologischen Diagnostik [63]. Bei negativem Weißlicht-Zystoskopie-Befund ist sie oftmals das einzige Diagnosekriterium für Cis- oder Ta/T1-G3-Tumoren, die sich endoskopisch schlecht identifizieren lassen [3, 33]. Die Untersuchung des Harns auf abgeschilferte Tumorzellen weist eine hohe Sensitivität bei G3 und high-grade Tumoren auf, jedoch eine niedrige Sensitivität bei G1 und low-grade Tumoren. Bei Karzinomen wie Cis oder Ta/T1, G3-Tumoren besitzt die Zytologie eine hohe Spezifität [7, 63, 64].

Für die Primärdiagnostik und Tumornachsorge wurden zahlreiche uringebundene Marker-Systeme entwickelt, die organspezifisch, schnell verfügbar und sicher zu interpretieren sind, und sowohl hohe Sensitivität als auch Spezifität aufweisen. Für das Harnblasenkarzinom gilt jedoch, dass es nach heutiger Datenlage,

keinen geeigneten Marker gibt, der die Zystoskopie bei der Primärdiagnostik ersetzen kann [65 bis 67]. Bildgebende Verfahren zur Visualisierung pathologischer Prozesse lassen sich in invasive und nicht invasive Verfahren unterscheiden. Entsprechend der klinischen Relevanz und Indikation werden verschiedene Untersuchungstechniken eingesetzt. Die Sonographie ist die am häufigsten angewandte bildgebende Primärdiagnostik und erfolgt meistens bei der Abklärung einer Makrohämaturie und eines Harnstaus [68]. Bei Erstdiagnose eines nicht-muskelinvasiven Harnblasenkarzinoms sollte bei einer Tumorlokalisation im Bereich des Trigonums und/oder bei multiplen Tumoren und/oder bei high grade Tumoren eine Bildgebung des oberen Harntrakts erfolgen [17]. Nach der Primärdiagnostik durch die Urethrozystoskopie bzw. Transurethrale Resektion Blase TURB und der Feststellung der Invasionstiefe sind bei fortgeschrittenen Stadien eines Tumors weitere bildgebende Verfahren zur Visualisierung pathologischer Prozesse notwendig. Im Rahmen des Metastasen-Screenings sind diese zur Beurteilung der lymphogenen und hämatogenen Fernmetastasierung im Bereich der Lunge, Leber, Knochen und des zentralen Nervensystems indiziert. Computertomographie (CT), Kernspintomographie (MRT), Positronenemissionstomographie (PET), Röntgenthorax-Untersuchung und die Ganzkörperszintigraphie werden nicht als Routineverfahren angewandt, haben jedoch bei Primärdiagnostik eines muskelinvasiven Tumors absolut klinische Relevanz zum Ausschluss von Metastasen [33, 69, 70].

Patienten mit NMIBC sind keine homogene Gruppe, daher orientiert sich der Therapiealgorithmus des nicht muskelinvasiven Low- bzw. High-risk Harnblasenkarzinoms nach den Risikogruppen des Primärtumors und richtet die Therapie und des Follow-up strikt Stadien-spezifisch aus (siehe Tab.:3) [71]. Um das Kurz- und Langzeitrisiko für Rezidiv und Progression durch eine optimale Behandlung zu senken, ist eine geeignete adjuvante Therapie in Form der intravesikalen Rezidivprophylaxe indiziert [72]. Bei Patienten mit einem hohen Progressionsrisiko, Cis, G3-Tumoren und Rezidiv-Tumoren, die genetisch besonders instabil und häufig progredient sind, ist nach vollständiger transurethraler Resektion (TUR) eine organerhaltende Langzeit-Therapie mittels intravesikaler Bacillus Calmette-Guérin (BCG) Instillationsprophylaxe notwendig, jedoch bei einem Rezidiv (Therapieversagen innerhalb von drei bis sechs Monaten) ist die radikale Zystektomie indiziert [21].

Die wichtigste Maßnahme des Follow-up ist die regelmäßige Kontrolle durch die Zystoskopie, so dass bei Progredienz der Erkrankung die Therapie ausgebaut werden kann, um ein muskelinvasives Wachstum und Metastasen zu vermeiden. Zum Zeitpunkt der Diagnose haben 75% der Patienten ein nicht muskelinvasives Blasenkarzinom, 25% der Patienten weisen bereits eine fortgeschrittene

Erkrankung auf. Ziele des Krankheitsmanagements sind Wiederauftreten und Progression des Tumors zu verhindern und eine radikale Zystektomie zu vermeiden.

Therapie und Follow-up

Risikogruppen	Therapie	Follow-Up
TURB ± PDD ± Histologie		
Low-risk		Surveillance Zystoskopie
Solitäre kleine Tumoren <3 cm low-grade /Ta low-grade G1 Ta ohne Cis	Chemotherapie Frühinstillation Nachsorge Rezidiv	Zystoskopie nach 3 Monaten (unauffälliger Befund) 9 Monaten 1x jährlich, 5 Jahre lang
Intermediate-risk	TURB	
Multiple oder Rezidivierende Tumoren >3cm Low-grade multifokal Ta-1, G1-2	Chemotherapie BCG+ Maintenance*** Rezidiv / Progression	Individuelle Anpassung des Zystoskopie-schemas im Follow-up Kontroll-Zystoskopie*
High-risk	TURB	
Jedes T1 High grade Multifokal oder Mit/ohne Cis	Nachresektion obligat BCG+ Maintenance Rezidiv / Progression	Kontroll-Zystoskopie* alle 3 Monate 2 Jahre lang ab 3. Jahr alle 4 Monate
Radikale Zystektomie**		

* Immer mit Urinzytologie, ** vor Progression, *** Erhaltungstherapie

Tab.: 3 Leitlinie Deutsche Gesellschaft für Urologie (DGU), modifiziert [17, 21]

1.2.2 Urethrozystoskopie und Transurethrale Resektion (TUR)

Die Entwicklung der urologischen Endoskopie ist auf den Arzt Alexander Nitze zurückzuführen, der eine Optik mit Lichtquelle entwickelte, um innere Organe zu untersuchen [73]. Seit Einführung der Stablinsen-Endoskope durch Hopkins ist die Zystoskopie der sog. Goldstandard in der endo-urologischen Diagnostik und kann durch keine nicht-invasive Methode ersetzt werden [48, 74]. Die diagnostische Urethrozystoskopie ist ein optisches Verfahren zur Detektion und zum Ausschluss von Harnblasenpathologien beim Erstbefund und in der Kontrolle.

Als Kontraindikation gilt die Kontamination des Harntraktes durch die Endoskopie, die Gefahr der Traumatisierung, ein aktiver Harnwegsinfekt, eine antibiotische Therapie, eine akute Urethritis, eine Prostatitis und eine Epididymitis [21].

Generell haben bei gleicher Modalität die flexible und die starre Zystoskopie die gleiche diagnostische Aussagekraft [7]. Dabei sollte am besten unter Verwendung eines Blasendiagramms eine Beschreibung und Dokumentation der Tumore erfolgen, die Erscheinung, Lokalisation, Größe, Anzahl, Wachstumstyp und andere Schleimhautabnormitäten beschreibt [6, 10, 75].

Die Blasenspiegelung ist für die Diagnostik unerlässlich und deckt Harnblasentumoren mit einer Sensitivität von 90 % auf [76, 77].

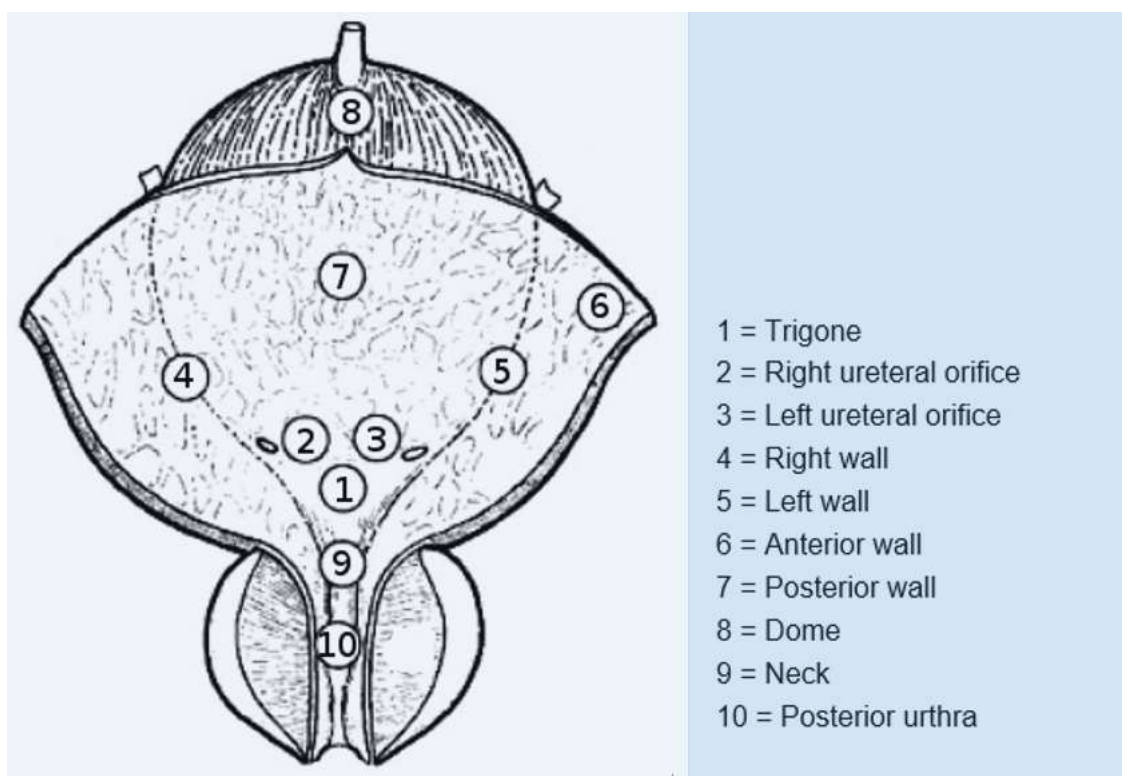


Abb.: 3 Blasendiagramm (grafisch aufbereitet aus EAU Guidelines) [10]



Abb.: 4 Papilläres Blasenkarzinom,
Mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. med. Boris Schlenker,
Großhadern, LMU München

Zur Beurteilung des Schleimhautprofils ist die Differenzierung zwischen benigne und maligne entartetem Urothel entscheidend und erfordert einen streng systematischen Untersuchungsablauf, um zu vermeiden, dass subtile Veränderungen nicht erkannt werden [77 bis 79].

Durch die Weißlicht-Zystoskopie (WLC) ist ein Cis nicht ausreichend zu diagnostizieren und 50 % der flachen Läsionen werden übersehen [80 bis 82]. Bei gleichzeitiger Anwendung der Photodynamischen Diagnostik (PDD) wird eine bessere Kontrastierung zwischen Normalgewebe und Tumor erzeugt, so dass sich flache Läsionen und papilläre Tumoren besser diagnostizieren lassen [83]. Wenn technisch möglich, sollte eine Resektion kleiner Blasentumoren in toto durchgeführt werden [17, 61]. Bei Durchführung einer fraktionierten Resektion von Blasentumoren, sollte diese die Detrusor-Muskulatur einschließen [17, 84]. Zur Kontrolle der vollständigen Entfernung werden Proben am Tumorgrund entnommen und zur sicheren Beurteilung der Infiltrationstiefe einem Pathologen vorgelegt [6, 61, 85].

Neben der diagnostischen Resektion zur histologischen Aufarbeitung und Bestimmung der Tumorausdehnung, der Infiltrationstiefe und Gradeinteilung zur Zuordnung in das TNM-System, kann eine TURB auch unter kurativer oder palliativer Intention erfolgen [33]. Um eine sichere Diagnose zu erlangen, ist bei Primärmanifestation eines Blasentumors die TURB die beste Methode zur Diagnosesicherung durch Materialgewinnung [17, 61].

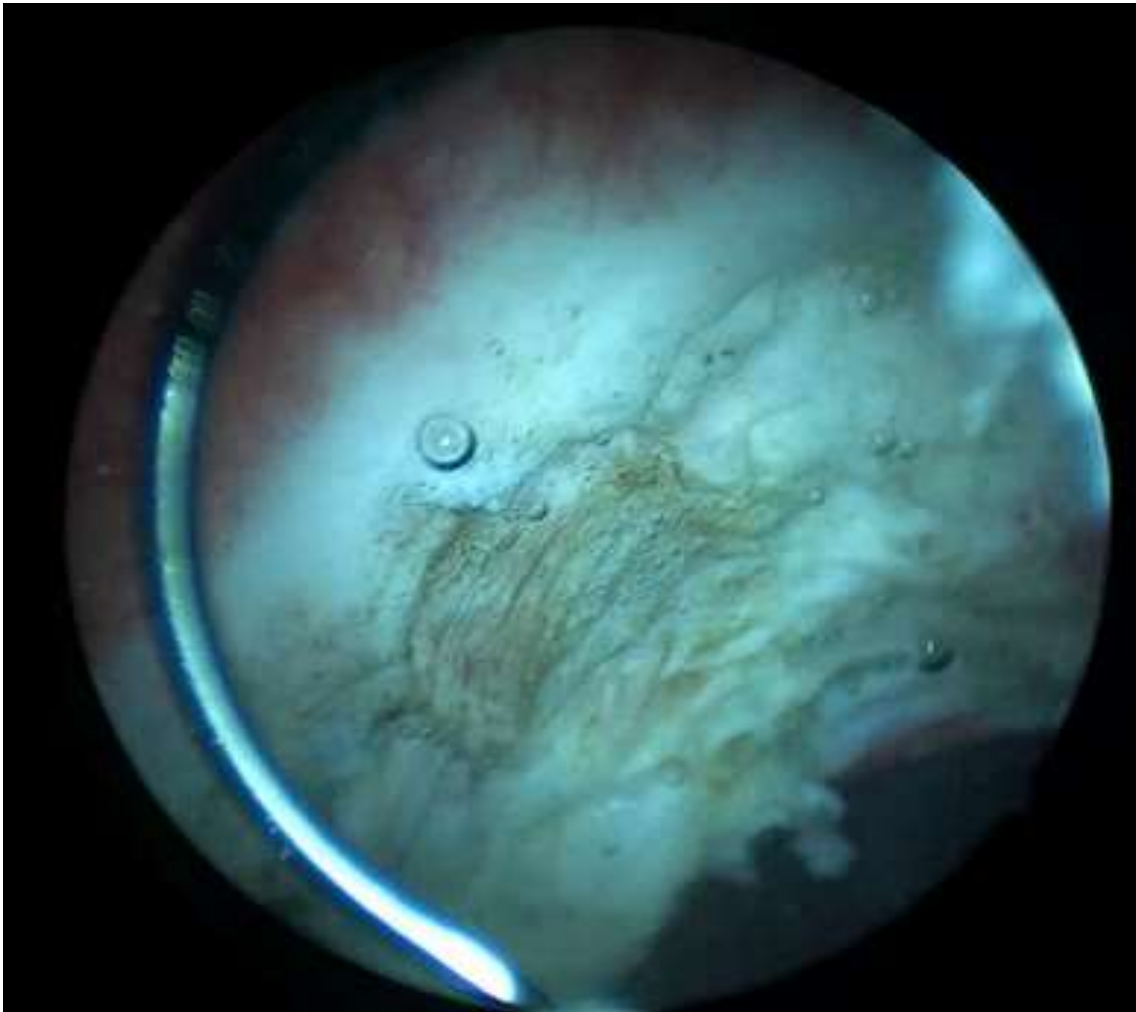


Abb.: 5 TURB
Mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. med. Boris Schlenker,
Großhadern, LMU München

1.2.3 Prognose

Bei der Erstdiagnose sind 80% aller Harnblasentumoren auf die Mukosa begrenzt. (NMIBC: Ta, T1, Cis) [17]. Es besteht jedoch eine hohe Rezidivgefahr, ein starkes Progressionsrisiko und Infiltration ins subepitheliale Bindegewebe mit Metastasierung über Lymph- und Blutbahnen. Es gibt keine klinisch sicheren Symptome zur Früherkennung eines Harnblasenkarzinoms [52].

Um das Kurz- und Langzeitrisiko für Rezidiv und Progression beim NMIBC vorhersagen zu können, hat die Genito-Urinary Cancer Group der European Organisation for Research and Treatment of Cancer (EORTC) anhand einer individual Patient Data Study mit 2596 Patienten und diagnostiziertem Ta/T1-Urothelkarzinom einen Kalkulator entwickelt (siehe Tab.: 4). Mit dem EORTC Bladder Cancer Recurrence and Progression Calculator kann die Wahrscheinlichkeit von Wiederauftreten und Fortschreiten eines NMIBC über ein und fünf Jahre ermittelt werden. Es berücksichtigt sechs prognoserelevante Parameter zur Krankengeschichte des Patienten und dient der Einschätzung von Rezidiv- und Progressionswahrscheinlichkeit und ist Basis geeigneter Behandlungsoptionen [86, 87].

ohne begleitendes Cis		mit begleitenden Cis	
Anzahl der Tumoren	Einzel	Anzahl der Tumoren	Einzel
Tumordurchmesser	< 3cm	Tumordurchmesser	< 3cm
Frühere Rezidivrate	primär	Frühere Rezidivrate	primär
Stadium der Krankheit	Ta	Stadium der Krankheit	T1
Begleitendes Cis	nein	Begleitendes Cis	ja
Tumorgrad	G1	Tumorgrad	G1
Wiederholungspunkte	0	Wiederholungspunkte	1
Rezidivwahrscheinlichkeit		Rezidivwahrscheinlichkeit	
nach 1em Jahr %	15%	nach 1em Jahr %	24%
Rezidivwahrscheinlichkeit		Rezidivwahrscheinlichkeit	
nach 5 Jahren %	31%	nach 5 Jahren %	46%
Progressionspunkte	0	Progressionspunkte	10
Wahrscheinlichkeit einer		Wahrscheinlichkeit einer	
Progression nach 1 Jahr %	0,20%	Progression nach 1 Jahr %	17%
Wahrscheinlichkeit einer		Wahrscheinlichkeit einer	
Progression nach 5 Jahren %	0,80%	Progression nach 5 Jahren %	45%

Tab.: 4 Beispiel einer Datenbankabfrage Ta und T1 mit und ohne begleitendem Cis [88]

Zur Berechnung der Wahrscheinlichkeit von Rezidiv-Verhalten und Progression, werden Anzahl der Tumoren, Tumoren-Durchmesser, frühere Rezidivrate, Stadium der Krankheit, begleitendes Cis, Tumorgrad, Wiederholungspunkte und Rezidiv-Wahrscheinlichkeit nach einem Jahr einbezogen (siehe Tab.: 4) [88]. Das krankheitsspezifische Überleben ist abhängig vom biologischen Tumorpotential und liegt nach 15 Jahren zwischen 62 und 100 % [76]. Bei Ta-,T1- und Cis-Tumoren zeigen sich hinsichtlich Tumorrezidiv und -progression große Unterschiede, da bei mehr als der Hälfte der CIS-Patienten eine Progression in ein muskelinvasives Stadium übergeht [10].

Die Überlebensrate bei nicht-invasiven Tumoren liegt 5 Jahre nach TUR zwischen 81% und 96%. Sie führen in weniger als 1% der Fälle zur Metastasierung [6, 89].

1.2.3 Technische Grundlagen

Zwei Bauarten werden in der Zystoskopie eingesetzt, das starre- und das flexible Zystoskop, die sich entsprechend ihrem Schaft unterscheiden [90]. Neben dem älteren starren Typus entwickelte sich vor einem halben Jahrhundert die neue flexible Technik. Gemeinsam ist ihnen das Handstück mit der Optik des Okulars, mit den Zugangsschleusen und den Bedienelementen. Aus dem Handstück heraus führt der Schaft, der den Zugang durch den Harnleiter in den Blasenraum ermöglicht. Im distalen Kopfende des Schafts befindet sich der optische Austritt, die Beleuchtung und die Pforte des Arbeitskanals. Beide Bauformen haben gleiche diagnostische Aussagekraft, aber differente Einsatzkriterien. Die starre Ausführung gibt dem Urologen die Möglichkeit, Instrumente an pathologischen Stellen einzusetzen, wie zum Beispiel eine Resektionsschlinge. Geschlechtsbedingt ist der flexible Typus für die männliche Harnröhre geeigneter. Technisch unterscheiden sich beide Typen in ihrer optischen Bildübertragung und der Lenkfähigkeit des Schafts. Im starren Typ erfolgt die optische Bildübertragung mit einer Reihung von Stablinsen, beim flexiblen hingegen wird mit geordneter Glasfasertechnik das Bild zum Okular übertragen.

Die jüngste Entwicklung der Zystoskope stellt das Videoskop dar. Sein flexibler Schaft ist im Kopfende gelenkt zu krümmen und gibt dem Behandler die Möglichkeit, die gesuchte Position für den Blick und das Instrumentarium einzunehmen. Am dorsalen Ende des Videoscops ist das Handstück mit der Schleuse zum Arbeitskanal ausgeführt. Die Bedienung der krümmungsfähigen Sektion des Schaftes befindet sich seitlich am Handstück. Auf der oberen Seite sind die Funktionstasten für die Einstellungen von Licht und Bild vorhanden (siehe Abb.: 6).

Im Unterschied zum analogen Typus, der Bild und Licht mit Glasfasern leitet, erfolgt die Übertragung beim digitalen Typus mit Daten-Bus-Leitungen.

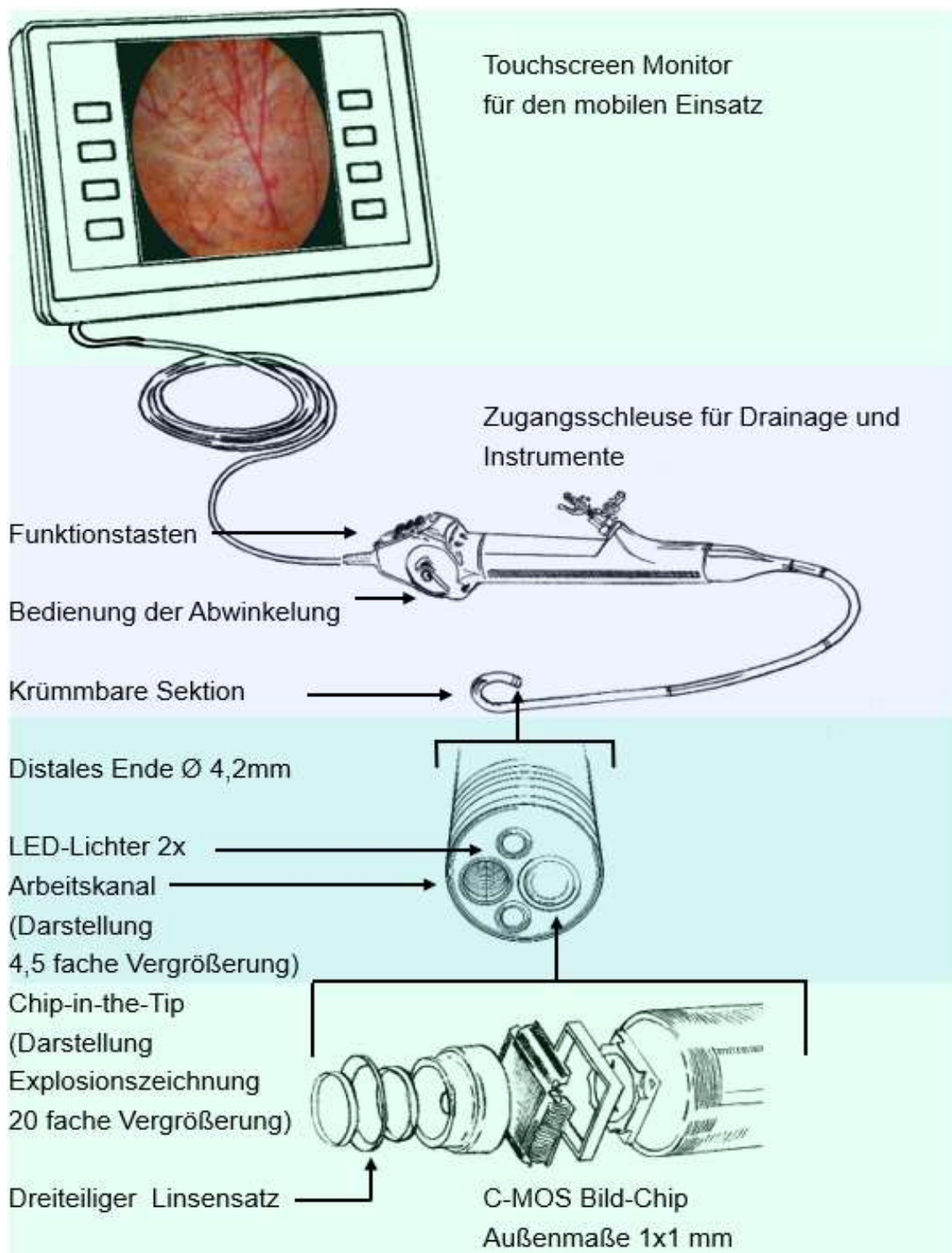


Abb.: 6 Schematisierte Darstellung Video-Zystoskop, kompakte, mobile Einheit; distales Ende und C-MOS Kamera [91 bis 93]

Flexible Bauarten sind mit einer Möglichkeit zur Krümmung am distalen Kopfende ausgestattet, die vom Handstück aus bedient werden. Fast alle Typen verfügen über einen Instrumentenkanal für Schlingen, Lasersonden, Mikroscheren und Zangen. Die Zugänge der Kanäle für Drainagierung und Befüllung mit Spülflüssigkeit führen seitlich aus dem Handstück zu den jeweiligen Adaptionen.

Das distale Ende kann auf einer Schwenkebene von -210° zu 0° und zu 140° ausgerichtet werden.

Mit der Entwicklung miniaturisierter C-MOS-Bild-Chips entstand die Grundlage für eine Chip-in-the-tip Technologie des Video-Zystoskops. Chip-in-the-tip bedeutet, dass dort die gesamte Optik, in Form eines C-MOS-Bild-Chips mit Linsensatz eine komplette Kamera bildet [94].

Die Daten der C-MOS Kamera werden zum Bus-Eingang des operativen Rechners übertragen. Die gesamte C-MOS Kamera ist mit nur einem Millimeter Durchmesser und einer Länge von 4,5 mm miniaturisiert. Sie enthält einen 3- bis 5-teiligen Linsensatz, der einen Schärfenbereich von 3 bis 50 mm abdeckt und einen Blickwinkel von 180° in der Luft und von 80° unter Wasser ermöglicht [93]. Der C-MOS Bild-Chip ist für die Wiedergabe in FULL-HD bis hin zu 4K ausgelegt. In der Kamera projiziert der optische Linsensatz das eingehende Bild auf den C-MOS-Bild-Chip, der vom integrierten Bildprozessor gesteuert wird. Er liefert via Datenleitung ein für den Computer verarbeitbares Datenformat. Verwendet werden hier meist nebst den herstellereigenen Formaten, auch bekannte Formate wie MP4 oder AVCHD.

Die Beleuchtung wird von zwei neutralweißen LED's beidseitig der Kamera erzeugt [91]. In der distalen Spitze enden alle Kanäle, Leitungen und Lenkdrähte. Der Außen-Durchmesser des Schaftendes beträgt ca. 4,2 mm. In diesen mündet auch der Arbeitskanal mit einem Innendurchmesser von 2,3 mm [92]. Die digitale Übertragung des Bild- oder Videomaterials kann von Kompakt Einheiten oder via Datenschnittstellen übertragen werden. Herstellerbedingt wird eine gerätespezifische Software für die Datenerfassung verwendet. Für verfahrensspezifische Assistenzen werden Verfahren der Bildaufbereitung vom Hersteller als Plug-In angeboten [95]. Alle analogen Typen können durch Nachrüstung digitalisiert werden.

1.2.4 Weißlichtzystoskopie (WLC)

Die WLC ist Gold Standard in der Urologie und auf ihr basieren viele neuere Verfahrensvarianten. Weißlicht ist multispektral und enthält hauptsächlich RGB-Lichtfarben, also rote, gelbe und blaue Wellenlängen. Es wird von den Lichtanteilen des nicht sichtbaren Bereichs eingegrenzt und richtet sich am Tageslichtspektrum mit 5777 Kelvin Lichttemperatur aus, um das Untersuchungsfeld auszuleuchten [96, 97]. Da mit dieser Methode kleine und flache Läsionen (z.B. Cis) oftmals übersehen werden können, hat man, um die Sensitivität der Diagnosestellung bei diesen Läsionen zu erhöhen und das Wiederauftreten zu verhindern, neue verbesserte Techniken entwickelt [98].

Die Sensitivität zur Detektion von malignem Gewebe ist bei der Weißlichtzystoskopie eingeschränkt durch den mangelnden Kontrast zum umliegenden Gewebe. Die Zystoskopie detektiert Harnblasentumoren mit einer Sensitivität von über 90%. Ein Cis ist aber durch die WLC nur unzureichend zu diagnostizieren. Ca. 50 % werden übersehen.

1.2.5 Photodynamische Diagnostik (PDD)

Zur Gruppe der Fluoreszenz-Zystoskopie gehört die "Photodynamic Diagnosis" (PDD) oder Blaulicht-Zystoskopie. Sie beruht auf der Interaktion zwischen einem intravesikal instillierten photosensitiven Agens, meist 5-ALA (5-Aminolävulinsäure), oder deren Ester (Hexaminolävulinsäure, Hexvix) [82, 99, 100].

Ala wird von Tumorzellen und Normalurothelien aufgenommen. Es wird Aufgrund des höheren Stoffwechsels in Tumorzellen aber um ein Vielfaches zum photosensitiven Protoporphyrin IX (PPIX) weiter umgebaut, so dass Tumore scheinbar selektiv blauviolett Anregungslicht als Licht roter Farbe wieder zurückstrahlen.

Bei der Blaulichtzystoskopie oder photodynamischen Diagnostik wird mit Fluoreszenzfarbstoff und Blaulicht im 380 - 480 nm Bereich malignes Gewebe hervorgehoben. Schwer zu erkennende Tumoren im Frühstadium können damit gut sichtbar gemacht werden. Die Blase wird eine Stunde vor der Untersuchung mit Hexaminolevulinat gespült. Wechselt dann der Behandler während der Weißlicht Zystoskopie zu Blaulicht, treten die malignen Gewebeareale rot scheinend hervor [101]. Bei der transurethralen Resektion (TUR) führt der Einsatz der ALA - Fluoreszenzdiagnostik zur Reduktion der Rezidivraten bei oberflächlichen Tumoren.

Im Zeitraum Mai 1997 bis August 2000 wurde die Rezidivrate nach einer Weißlicht Zystoskopie (WLC) mit TUR, versus einer 5-ALS induzierten PDD mit TUR, ausgewertet (Klinikum Universität Regensburg) [102]. Bereinigt von Probandenausfällen standen in der Studie 102 WL-Fälle 88 Fällen mit PDD gegenüber. In einem Nachbehandlungszeitraum von 102 Monaten lag bei der WL-Gruppe die Rezidivrate bei 57%. In der PDD-Gruppe hingegen lagen in einem Zeitraum von 98 Monaten die Rezidivraten bei 28%. Die Studie aus Regensburg befand die PDD im Langzeitverlauf der konventionellen WL-TUR statistisch signifikant überlegen [102].

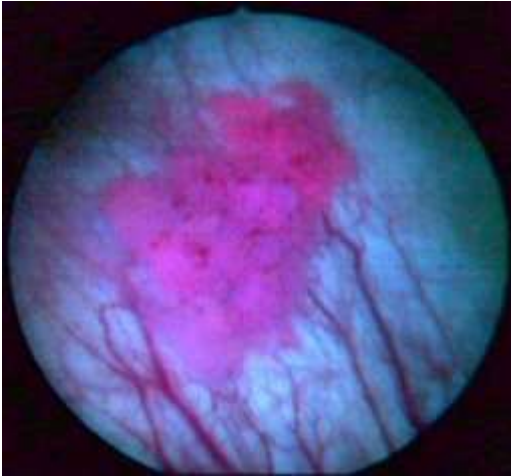


Abb.: 7 PDD-Fluoreszenz-Zystoskopie, Beispiel 1

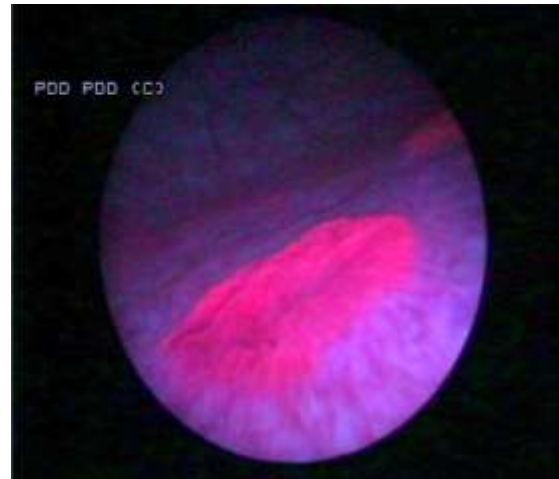


Abb.: 8 PDD-Fluoreszenz-Zystoskopie, Beispiel 2

Mit freundlicher Genehmigung von Prof.Dr. med. D. Zaak, Klinikum Traunstein

1.2.6 Narrow Band Imaging (NBI)

Die NBI unterstützt die Diagnose bei vaskularisierten, also papillären und soliden Tumoren. Die ausgewählten Lichtspektren der NBI werden durch das Hämoglobin besonders stark absorbiert und sind damit die Grundlage besserer Detektionsraten. Sie ermöglichen eine verringerte Rezidivrate bei low-risk Tumoren, jedoch nicht bei Cis und Ta/T1 < 3 cm Tumoren [3, 103].

Mit Blaulicht aus 440 nm bis 460 nm Wellenlänge und hellgrünem Licht von 540 nm bis 560 nm Wellenlänge wird ein scharf begrenzter Spektralbereich für den Absorptionsvorgang erzeugt (siehe Abb.: 8) [104]. Daher wird der Verfahrensname, Narrow Band Imaging, abgeleitet. Insbesondere das Grünlicht wird von den Mukosa-Schichten absorbiert und Blutgefäße lassen sich kontrastreich darstellen [105]. NBI gehört nicht zu den Fluoreszenz-Methoden, da hier auf Fotosensibilisatoren verzichtet wird.

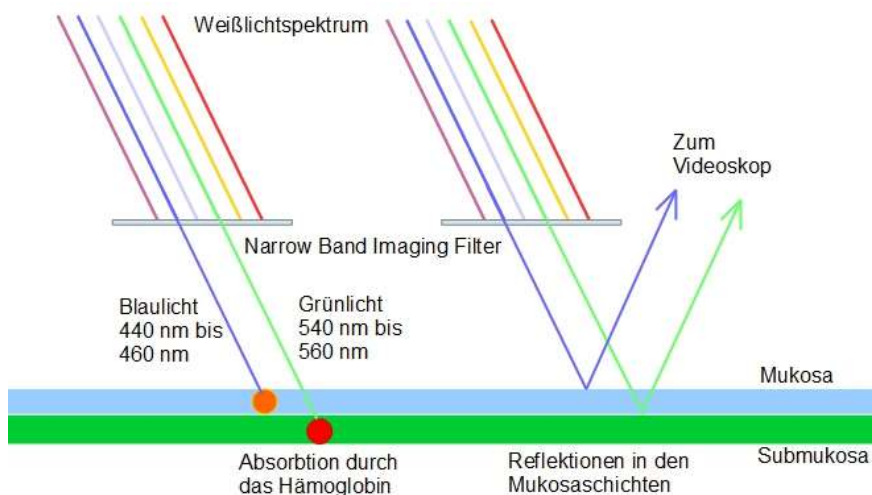


Abb.:9 NBI-Filter, ausgewählte Lichtspektren
Modifizierte Grafik nach Darstellung von Olympia Deutschland [106]

1.2.7 Darstellungsverfahren der gesamten Blasenoberfläche

Es gibt derzeit noch kein standardisiertes Verfahren zur Dokumentation der gesamten Harnblasenoberfläche. Die vollständige Erfassung des Innenraumes der Harnblase ist oberstes Ziel der Zystoskopie. Der Erfassungsprozess basiert auf standardisiert schriftlicher Protokollierung und Aufzeichnung des während der Untersuchung aufgezeichneten Videomaterials.

1.3 Zielsetzung und Fragestellung

Derzeit sind verschiedene Methoden zur Detektion von Harnblasen-Pathologien verfügbar. Die Oberfläche der Harnblase kann als Relief in ihrer Gesamtheit nicht standardisiert erfasst werden, bzw. pathologische Befunde standardisiert dokumentiert werden. Dies wäre jedoch im klinischen Alltag von großer Bedeutung, um beispielsweise eine notwendige Nachresektion gezielt angehen zu können oder eine optische Verlaufskontrolle durchzuführen.

Die vorliegende Arbeit hat zum Ziel, eine eben solche Reliefdarstellung der Harnblasen-Oberfläche zu etablieren.

Im Bereich der Geodäsie (Landschaftsvermessung) werden jedoch bereits seit längerem Landschaftsformationen computergestützt erfasst und dokumentiert.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist der Transfer der etablierten computergestützten Erfassungsmethoden großer Strukturen (z. B. Landschaften) in den Bereich der Endoskopie, insbesondere zur Anwendung im Bereich eines kleinen Hohlorgans, der menschlichen Harnblase.

Dabei wurden folgende Aspekte untersucht:

1. Auswahl eines passenden Aufnahmeverfahrens für eine reproduzierbare Erfassung eines großen Hohlraums
2. Transfer dieser Technik auf ein Hohlorgan zur Erfassung der gesamten Oberfläche mittels einfacher und verfügbarer optischer Systeme
3. Optimierung des Erfassungsverfahrens und Minimierung von Fehlerquellen

2 Material und Methode

2.1 Structure from Motion (SfM) - Fotogrammetrie

Die Fotogrammetrie in ihrer ursprünglichen Form stammt aus der Mitte des neunzehnten Jahrhunderts und entwickelte sich in den letzten 25 Jahren zur digitalen SfM-Fotogrammetrie [107, 108]. Sie setzt digital erstellte Bildserien in dreidimensionale virtuelle Objekte um. Ausgangsmaterial ist die Bilderserie eines Gegenstandes, der zu einer räumlichen Darstellung gewandelt werden soll. Dieses Zielobjekt wird mit einer überlappenden Bilderfolge erfasst. Alle Merkmale seiner Physis müssen in der Bilderserie enthalten sein. Für das geeignete Bildmaterial wird filmend oder fotografierend das Zielobjekt umrundet. Der Fotograf erstellt somit eine Bildermenge, die eine dichte und geschlossene Erfassung bewerkstelligt. Ihre Qualität ist für den SfM-Fotogrammetrie-Prozess von entscheidender Bedeutung. In diesem Bildbearbeitungsprozess werden durch einen Algorithmus markante Punkte gesucht, die sich in Folgebildern wiederholen [109]. Solche Charakteristika in der erzeugten Bilderserie ermöglichen einen fortlaufenden Vergleich markanter Bildpunkte, von einem Bild, zum nächsten. Da die Bilder immer in einer leicht veränderten Aufnahmeposition gefertigt wurden, veränderte sich damit auch ihre Perspektive. Diese Perspektivenveränderung wird für die räumliche Wandlung im Weiteren von entscheidender Bedeutung sein. Die Perspektivenunterschiede werden in Transitionen zu räumlichen Koordinaten gewandelt. Es werden alle charakteristischen Bildpunkte in einen Raum überstellt, in dem sie ihre Positionen einnehmen. In diesem virtuellen Raum ballen sich alle Bildpunkte zu einer Punktwolke, die bereits dem Zielobjekt gleicht. Über diese wird in wenigen letzten Schritten eine Hülle mit lebensechter Kolorierung gespannt [110, 111]. Dem Anwender steht dann eine räumliche Darstellung bereit, die allseitig gedreht werden kann.

Entwickelt wurde die Structure-from-Motion-Fotogrammetrie für die Objekterfassung, wie sie in der Architektur, Archäologie oder der Geodäsie vorkommen, also für große Objekte. Gegenstand dieser Arbeit ist der kleine Raum der menschlichen Harnblase. Zwei große Unbekannte sollen hier untersucht werden. Zum einen die Möglichkeit der SfM-tauglichen Bilderfassung im kleinen Hohlraum, zum anderen die der nach außen gerichteten Blickrichtung. Die meist angewandte Bildaufnahmeweise der SfM-Fotogrammetrie richtet die Blickrichtung der Kamera zum Objekt hin, welches das Zentrum darstellt.

Dies ist damit eine zentralorientierte Richtung. Im Blasenraum aber richtet sich der Blick aus einem Zentrum hin nach außen, dies ist eine zentrifugal orientierte Bilderfassung.

Sie findet bisher keine Anwendung und erhielt bis jetzt keine spezielle Bezeichnung. Sie soll im weiteren Verlauf als ‚Small Hollow Space‘, SHS-Fotogrammetrie bezeichnet werden.

Die endoskopische Zystoskopie als weltweiter Standard stellt hier die Vorgabe für die Grundlage dieser Arbeit. Diese wird üblicherweise in monookularer Kameratechnik durchgeführt. In der letzten Dekade hat sich die volldigitalisierte, Zystoskopie mit ‚Chip in the Tip‘-Technik durchgesetzt. Hier befindet sich die Kamera direkt distal im Kopfende des Zystoskops. Auf dieser Grundlage bietet sich die ‚Structure from Motion‘-Technik für eine virtuell-räumliche Umsetzung an. Mittels dieser Softwareverfahren, die endoskopisch erzeugte Bilder in dreidimensionale Rekonstruktionen der Harnblase wandeln kann, werden neue Analysemethoden und fundierte Dokumentationen denkbar.

Ein wichtiger Bestandteil der SfM-Fotogrammetrie ist ein Algorithmus der als Scale Invariant Feature Transform (SIFT) -Verfahren oder SIFT-Operator bezeichnet wird. Eine Lösung von David G. Lowe an der University of British Columbia wurde 1999 als US-Patent registriert [112]. In vielen Bereichen der sogenannten ‚Computer Vision‘ dient der SIFT-Operator als vorbereitendes Element. Er stellt ein standardisiertes Verfahren dar, das je nach Anwendungsziel ein fundiertes Vorprodukt liefert. SIFT stellt die Grundlage für alle Bereiche der ‚Computer Vision‘ dar.

2.2 Grundelement der räumlichen Umsetzung SIFT

Die digitale Fotogrammetrie benötigt ein aufbereitetes Datenpaket, um die räumliche Wandlung einer objektorientierten Bilderserie aus der zweiten in die dritte Dimension heben zu können.

Der SIFT-Prozess ist die automatisierte digitale Wandlung einer Bilderstrecke zu einem Übergabeprodukt für viele bildverarbeitende Programme. Ein Zielobjekt wird zu diesem Zweck von einem Fotografen bildlich komplett erfasst. In einem Bearbeitungsprozess werden in jedem Einzelbild markante Punkte gesucht. Diese werden mit neu erzeugten Informationen zu einem Übergabeprodukt gewandelt. In dieser Form wird es für viele Zweige der ‚Computer Vision‘ nutzbar. Zu jenen gehört auch die SfM-Fotogrammetrie.

Die ersten Stufen reduzieren die Bildinhalte. Über eine künstliche Unschärfe wird dann die Bilddarstellung zu einer Konturendarstellung reduziert, ähnlich einer Bleistiftskizze. Über einen weiteren reduktiven Schritt werden die Konturen zu markanten Punkten vereinzelt. Für einen nächsten standardisierten Prozess benötigt die Bilderfassung eine korrigierende Angleichung von Bildverdrehung und Größenvarianz. Hierzu werden zunächst alle Punkte mit einem Richtungszeiger versehen, ähnlich einem Uhrzeiger. Dieser wird aus dem

engsten Umfeld jedes Punktes ermittelt. Mit diesen Richtungspfeilen können dann leichte Bildverdrehungen und auch Größenunterschiede in Bilderfolgen ausgeglichen werden. Die nun mit Richtungspfeilen ausgestatteten Punkte werden dann Interessenpunkte genannt.

Im folgenden Schritt wird eine Kennzeichnung der Punkte durchgeführt. Deren Notwendigkeit soll in einem Beispiel, der Bilderstrecke eines Dorfes, verdeutlicht werden. In einem Einzelbild sind beispielsweise eine Kirchturmspitze, eine Straßenkreuzung und ein Fensterkreuz mit einem Interessenpunkt gekennzeichnet worden (siehe Abb.: 10, 11).

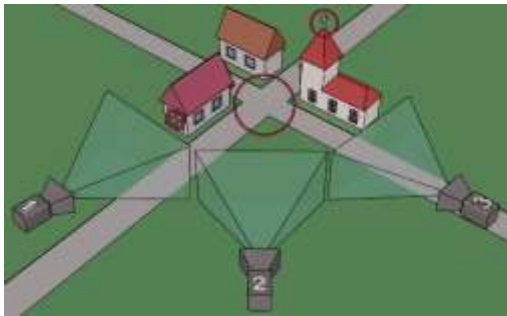


Abb.: 10 Blick auf ein Dorf mit 3 Kamerapositionen



Abb.: 11 Blick der Kamera 1



Blick der Kamera 2



Blick der Kamera 3

Diese sind nur einmal in diesem Bild vorhanden. In einer überlappenden Bilderfolge jedoch werden sie mehrfach erscheinen. Um sie Bild für Bild sicher wiedererkennen zu können, braucht also die Kirchturmspitze, die Straßenkreuzung und das Fensterkreuz eine für sie spezifische Kennzeichnung. Dies geschieht mit einem Zahlencode. Herausgearbeitet wird dieser ebenfalls aus dem engsten Umfeld eines Interessenpunktes. Dieser jetzt individualisierte Interessenpunkt wird weiterhin Deskriptor genannt.

Der SIFT-Operator hat mit der Gesamtmenge aller Deskriptoren einer Bilderstrecke sein Ziel erreicht. Der SfM-Fotogrammetrie-Prozess nimmt dieses Datenpaket auf und transferiert es in eine räumliche Darstellung.

Eine ausführliche Erklärung des SIFT-Operators folgt in 7 Schritten (Kapitel 2.2.1 bis 2.2.7) übergehend in den SfM-Fotogrammetrie-Prozess in weiteren 3 Schritten (Kapitel 2.2.8 bis 2.2.10).

2.2.1 Erzeugung von Unschärfe

Der SIFT-Operator als Bestandteil im SfM-Prozess, Schritt 1:

Für die Wandlung des Eingangsbildes zu einem Differenzbild (Konturenbild) sind zwei Schritte notwendig. Zunächst soll eine Unschärfewandlung durchgeführt werden. Die Unschärfe eines scharfen Bildes wird in diesem Prozess rein digital erzeugt. Ein Digitalbild besteht aus einem Raster von Bildpunkten, Pixel genannt. Bilder im durchschnittlichen Format enthalten ca. 10 Megapixel, das sind 10 Millionen Bildpunkte. Jedes Pixel eines Bildes hat seinen eigenen Helligkeitswert, den Sigma-Wert. Dieser wird für die Unschärfebildung Pixel für Pixel geändert. Der digitale Weg zur Unschärfebildung nennt sich die Gaußsche Unschärfe (Gaussian Blurring) [113, 114]. Diese Sigma-Wertänderung wird durch eine Mittelwertbildung benachbarter Pixel erreicht. Alle um einen Pixel herum angrenzende Pixel gleichen ihren Sigma-Wert (Helligkeitswert) an ihren Nachbarn an, sie bilden einen Sigma-Mischwert [115, 116]. Anstelle der Mittelwertbildung dieses Beispiels wird die Gaußsche Unschärfe kombiniert mit dem Laplace Filter verwendet (LoG, Laplace of Gaussian) [113, 114]. Dieser bezieht ein größeres Umfeld mit ein.

Beispiel einer Unschärfewandlung:

Aus dem Bild eines humanen Craniums wird für diese grafische Erklärung, der sehr kleine Ausschnitt des Schattenwurfs eines Prämolaren, gewählt (siehe Abb: 12).

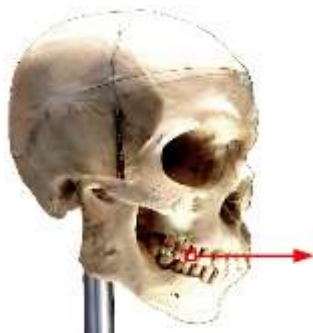


Abb.: 12 Kleiner Detailausschnitt, weißer Zahn mit schwarzen Schatten



Abb.: 13 Scharfe Kante, Ausschnitt stark vergrößert

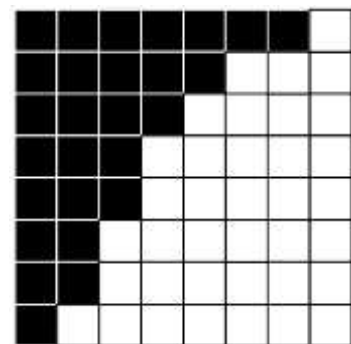


Abb.: 14 Darstellung aufgelöst in Pixel

Der kleine Ausschnitt wird zum Zweck der bildlichen Vermittlung stark vergrößert und als Beispiel dieses Unschärfeprozesses verwendet (siehe Abb.: 13).

0	0	0	0	0	0	0	256
0	0	0	0	0	256	256	256
0	0	0	0	256	256	256	256
0	0	0	256	256	256	256	256
0	0	0	256	256	256	256	256
0	0	256	256	256	256	256	256
0	0	256	256	256	256	256	256
0	256	256	256	256	256	256	256

Abb.: 15 Pixel mit ihren Sigma-Werten
(256 = weiß, 0 = schwarz)

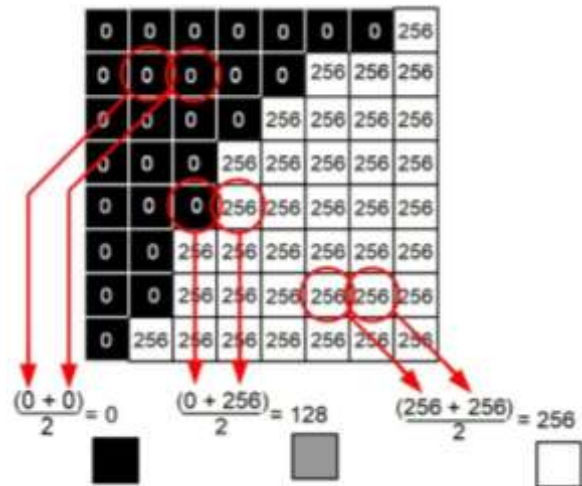


Abb.: 16 Benachbarte Pixel bilden ihren Mittelwert
(128 = grau)

Die Pixel, als elementare Bildpunkte einer digitalen Darstellung, definieren ihre Helligkeit als Sigma-Wert (siehe Abb.: 14, 15). Für die Unschärfewandlung werden Zeile für Zeile aus den benachbarten Pixeln Mittelwerte gebildet (siehe Abb.: 16).

0	0	0	0	0	0	0	128
0	0	0	0	0	128	128	256
0	0	0	0	128	256	256	256
0	0	0	128	256	256	256	256
0	0	0	128	256	256	256	256
0	0	128	256	256	256	256	256
0	0	128	256	256	256	256	256
0	128	256	256	256	256	256	256

Abb.: 17 Mittelwerte an der ehemaligen Kante
Die scharfe Kante wurde unscharf



Abb.: 18 Unschärfewandlung des ganzen Bildes

Die Ergebnisse der Mittelwertbildung treten besonders ausgeprägt an scharfen Kanten auf (siehe Abb.: 17). Hier entsteht deutlich erkennbar eine Zone von Mischwerten. In diesem Bildbeispiel wandelte sich die anfangs scharfe schwarz-weiß Kante zu einem grauen Strich, also zur Unschärfe. Da die größten Sigma-Wertänderungen scharfe Konturen treffen und nicht Flächen, verändert dies ihre Schärfepprägung und sie wirken dadurch verschwommener (siehe Abb.: 18) [115].

Für die anschließenden Prozesse wird ein Stapel mehrerer Unschärfestufen benötigt [114]. Durch mehrfachen Durchlauf dieses Prozesses können skalierte Unschärfestufen erzeugt werden. Diese dienen dann der Gaußschen Differenzdarstellung.

2.2.2 Erstellen der Differenzbilder

Der SIFT-Operator als Bestandteil im SfM-Prozess, Schritt 2:

In diesem Schritt werden die veränderten Partien, die sich vom scharfen zum unscharfen Bild wandelten, extrahiert. Sie stellen sich als verschwommene, breite Silhouetten dar. Für deren Wandlung zu prägnanten Konturen wird ein Subtraktionsverfahren angewandt. Hierbei wird der Sigma-Wert (Helligkeitswert) der Pixel in gleichen Positionen zweier Bildschärfestufen voneinander subtrahiert [114]. Gleiche Sigma-Werte haben bei einer Subtraktion ein Ergebnis von 0, ungleiche hingegen erhalten ihren Differenzwert. Die Sigma-Skala beginnt bei 0 mit Schwarz, erstreckt sich über alle Grautöne bis Weiß mit 256 als Wert (Binäre Zahlen: 8 Bit' enthalten 256 Werte $2^8=256=1\text{Byte}$).

Im Gegensatz hierzu sind die Muster der Bild-Pixel einer strukturierten Stelle stark different. Die Pixelwerte durchliefen hier einen Prozess hoher Wertänderung. Eine Subtraktion von Pixelwerten an solchen Stellen ergibt also höhere Differenzwerte als die einer flächigen Stelle (siehe Abb.: 19) [115]. Die Differenzbilder werden DoG, Difference of Gaussians, genannt [114, 117]. Die Gaußsche Differenzdarstellung arbeitet also die Konturen im Bild heraus.

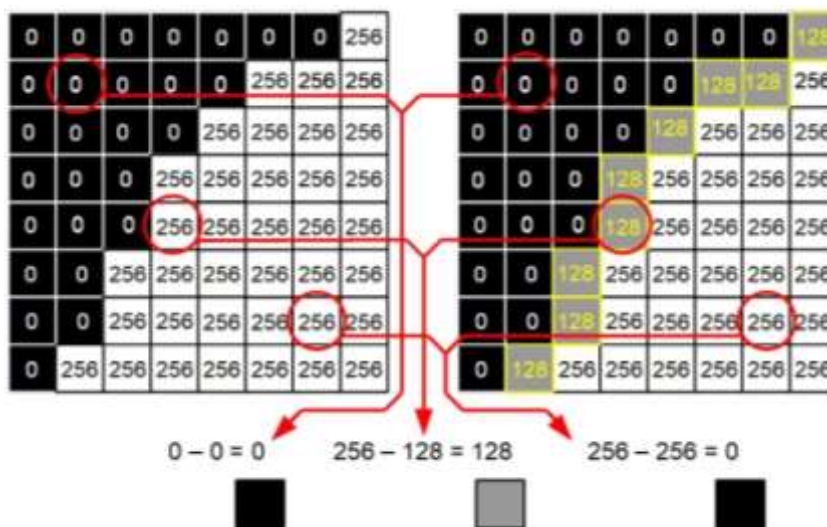


Abb.: 19 Subtraktion der Sigma-Werte von Pixel in gleicher Position.

Konturenbildung (siehe Abb.: 19) Wandlung der scharfen Kante

1. Beispiel: 0 (schwarz) - 0 (schwarz) = 0 (schwarz)
2. Beispiel: 256 (weiß) - 128 (grau) = 128 (grau)
3. Beispiel: 256 (weiß) - 256 (weiß) = 0 (schwarz)

Die erste und die dritte Rechnung stehen repräsentativ für die flächigen Partien eines Bildes. Die zweite Rechnung hingegen tritt nur an Kanten auf.

Das heißt, alle Flächen wandelten sich zu schwarz. Im Gegensatz dazu erbrachten die Positionen an den veränderten Kanten einen höheren Wert und erhielten ihren spezifischen Grauton.

0	0	0	0	0	0	0	128
0	0	0	0	0	128	128	0
0	0	0	0	128	0	0	0
0	0	0	128	0	0	0	0
0	0	0	128	0	0	0	0
0	0	128	0	0	0	0	0
0	0	128	0	0	0	0	0
0	128	0	0	0	0	0	0

Abb.: 20 ausschließlich Konturen blieben bestehen



Abb.: 21 Konturenwandlung am ganzen Bild

Die Kante eines Eingangsbildes wurde in diesem Prozess zu einer Kontur gewandelt (siehe Abb.: 20, 21).

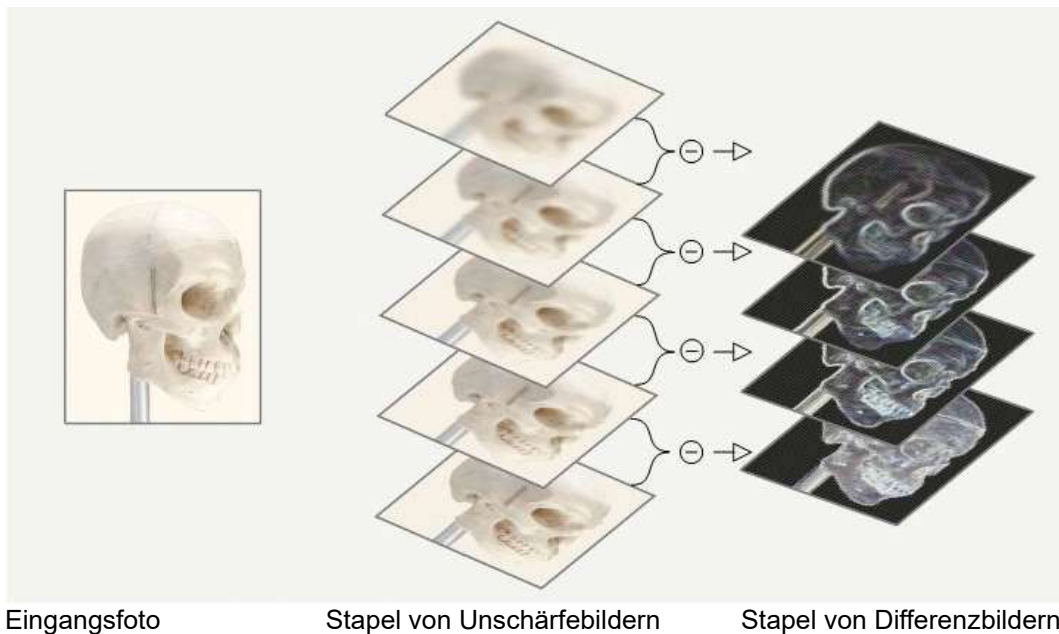


Abb.:22 Schematische Darstellung des Unschärfe- und Konturen-Prozesses (Modifizierte Darstellung nach D. G. Lowe [118, 119])

2.2.3 Auswahl von Interessenpunkten

Der SIFT-Operator als Bestandteil im SfM-Prozess, Schritt 3:

Ein Zwischenschritt des SIFT-Operators ist das Auffinden von Bildpunkten, die später die Grundlage exakt definierter Raumpunkte werden. Diese Bildpunkte werden dann Interessenpunkte (points of interest) genannt [117]. Das

Herausarbeiten von markanten Bildpunkten ist nur ein Zwischenziel im stringenten SIFT-Prozess. Um aus den erarbeiteten Differenzbildern die Bildpunkte zu extrahieren, werden mit Suchwürfeln alle Bilder nach Sigma-Extrema durchsucht. Die Grundlage dieses Prozesses sind die Sigma-Werte jedes einzelnen Pixels in allen gestuften Bildern. Jedes Pixel beinhaltet eine Datenmenge, in der auch die Daten seines Sigma-Wertes enthalten sind. Zunächst werden, bildlich veranschaulicht, alle Stufen der Differenzbilder zu einem Stapel übereinandergelegt (Scale-Space of Gaussians) [116]. Für den mathematisch-programmtechnischen Weg hingegen werden ausschließlich nur die Sigma-Werte aller Pixel zu einem Daten-Quader gestapelt. Dies ist dann ein sogenanntes räumliches Daten-Array, also ein Daten-Quader (siehe Abb.: 23). Die Grundfläche dieses Datenquaders ist so groß wie die Abmessungen des Pixelformates eines Bildes. Die Höhe des Stapels entspricht der Anzahl aller Differenzbilder. Zum Beispiel beinhaltet ein Quader mit einem Daten-Array von einem Stapel aus 4 Bildern mit dem Format 1920 Pixel Länge mal 1080 Pixel Breite eine Fläche von 2.073.600 Pixel. Die Höhe bestimmen die 4 Schichten der Differenzbilder. Das Datenarray, oder der Datenquader beinhaltet somit ein Gesamtdatenvolumen von 8.294.400 Pixel. Im nächsten Zwischenschritt wird dieser Daten-Quader systematisch auf Sigma-Extrema untersucht. Dazu wird der gesamte Daten-Quader in klein gegliederten Arealen untersucht, die als Suchpositionen oder Suchwürfel bezeichnet werden. Jede Suchposition wird die Helligkeits-Extrema detektieren (siehe Abb.: 23) [119]. Solch ein Suchwürfel kann aus $3 \times 3 \times 3$ Pixel bestehen. Eine Variation seiner Größe beeinflusst die Ergebnismenge. Zum Beispiel würde bei einer Vergrößerung des Suchwürfels die Menge der extrahierten Punkte verkleinert. Alle detektierten Extrema sind nun die Vorstufe der sogenannten SIFT-Interessenpunkte (Candidates for SIFT-Features) [119].

Die so gewonnene Pixelmenge ist noch zu groß und undifferenziert für ihre weitere Bestimmung. Auf engem Raum treten noch Reihungen gleichwertiger Pixel auf. Längliche Strukturen verursachen in den Differenzbildern eine Anreihung gleichwertiger Sigma-starker Bildpunkte. Sie werden im anschließenden Vorgang stark vereinzelt. Dazu wird ein Schwellenwertschema benutzt, in dem die Sigma-Werte zu eng beieinander liegenden Punkte eliminiert werden. Es verbleiben die dominanten SIFT-Interessenpunkte [114]. Die so erarbeiteten Interessenpunkte werden auf das Eingangsbild übertragen (siehe Abb.: 24). Die im Eingangsbild platzierten Interessenpunkte sind dann bereit für einen Vorgang, in denen ihr direktes Umfeld mit einbezogen wird.

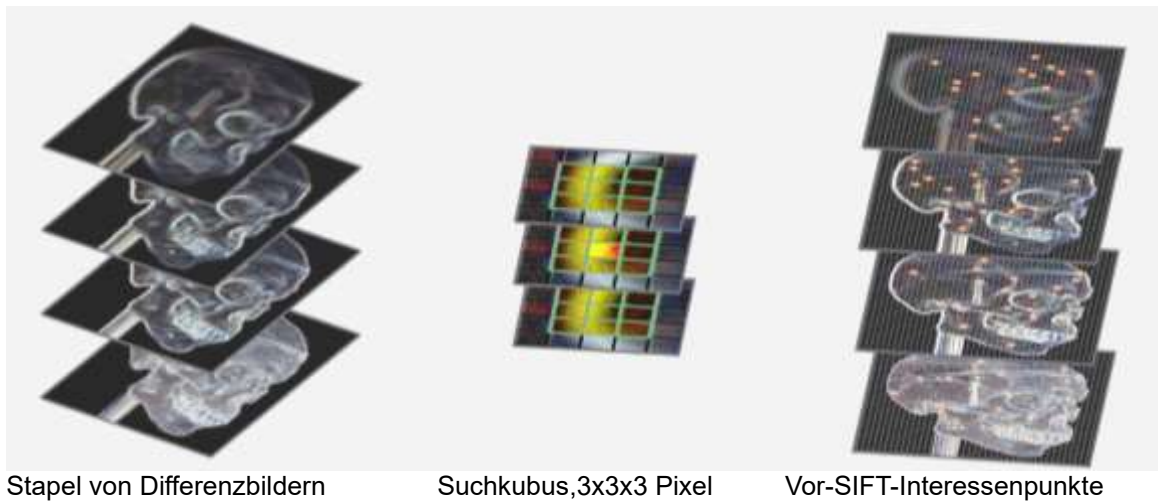


Abb.: 23 Reduktion zu Vor-SIFT-Interessenpunkte
(Modifizierte Darstellung nach D. G. Lowe [118, 119])

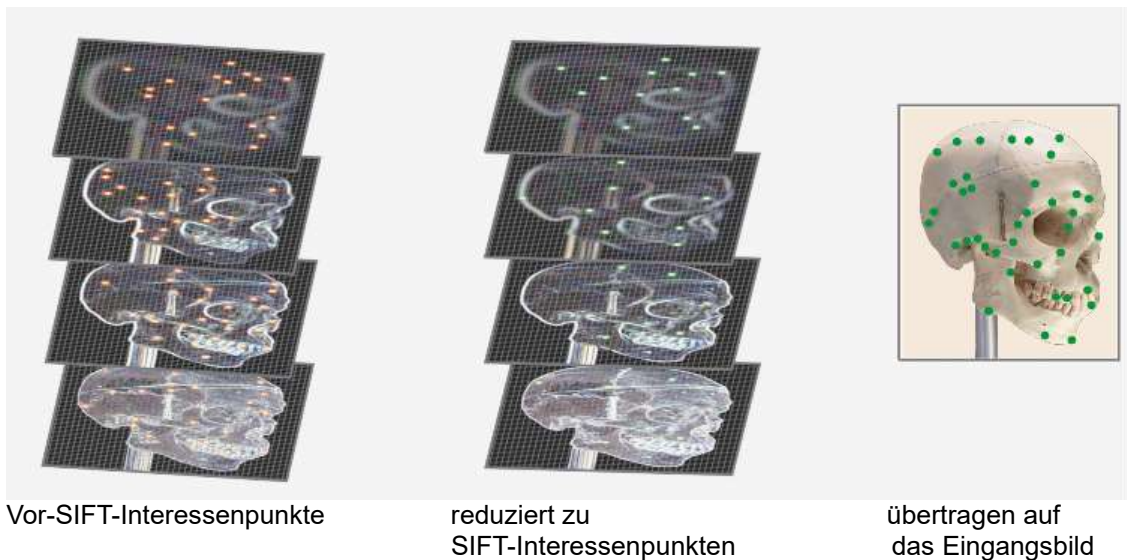


Abb.:24 Reduktion und Übertragung der Interessenpunkte
(Modifizierte Darstellung nach D. G. Lowe [118, 119])

2.2.4 Erzeugung der Hauptorientierung

Der SIFT-Operator als Bestandteil im SfM-Prozess, Schritt 4:

Im weiterlaufenden SIFT-Prozess wird eine Korrektur aller Einzelbilder der Bilderserie notwendig. Die Bilderreihe aus fortschreitenden Aufnahmen weist häufig Größenvariationen auf, da das Bildobjekt nicht immer aus dem gleichen Abstand aufgenommen wurde. Gekippte Aufnahmepositionen treten häufig bei freihändig geführten Bilderstrecken auf. Fehler dieser Art müssen für den fortlaufenden SIFT-Prozess kompensiert werden, das heißt es muss eine neutrale Basis erzeugt werden.

Die Interessenpunkte benötigen für ihre kommenden Aufgaben eine Bestimmung ihres Sigma-Wertes, mit ihrer Orientierung zur nächst hellen Stelle in ihrem

direkten Umfeld. Dazu wird um das Zentrum des Interessenpunktes ein Kreis gezogen, dessen Größe von seinem eigenen Sigma-Wert (Helligkeitswert) bestimmt wird (siehe Abb.: 25) [114, 120]. Die Helligkeit des Interessenpunktes bestimmt die Größe des Kreises, der ihn umgibt. Einem Vorhof gleich bezieht die Kreisfläche den Bildinhalt mit in die weitere Bearbeitung ein. Zunächst wird in diesen Vorhof des Interessenpunktes ein Quadrat platziert gleich zur Größe seiner Fläche (siehe Abb.: 26) [114]. Benötigt wird dies für die Berechnung der Hauptorientierung.

Dieses Quadrat wird in 8×8 Quadrate weiter unterteilt. Alle diese 64 kleinen Quadrate erhalten nun einen Richtungsvektor (Richtungspfeil) dessen Ausrichtung zum nächst Sigma-stärksten Nachbarquadrat zeigt (siehe Abb.: 27) [114]. Jedes Quadrat hat 8 Nachbarquadrate deren Sigma-Intensität Bestimmunggrundlage wird. Der Richtungsvektor dieses Quadrats repräsentiert in seiner Länge die Sigma-Intensität, die aus dieser Richtung eintrifft. Damit enthalten die 64 Quadrate individuelle Bildgradienten (Image Gradients) [114, 120]. Die Richtungsvektoren beinhalten nun Informationen aus Richtung und Intensität zum Sigma-stärksten Nachbarquadrat [116]. Mit diesen Informationen wird dann ein Richtungshistogramm (Balkendiagramm) erstellt (siehe Abb.: 28) [115]. In diesem Histogramm werden alle 8 Richtungen in ihren 8 Balken statistisch wiedergegeben. Jeder Balken repräsentiert die Sigma-Häufigkeit und Intensität der Richtung, aus der auf die 64 Quadrate eingewirkt wurde. So werden alle Vektoren einer Richtung in ihrem jeweiligen Histogramm-Balken summiert dargestellt. Den Anfang bilden alle nach rechts zeigenden Vektorpfeile, gefolgt von den nach rechts-oben weisenden, des Weiteren alle direkt nach oben gerichteten, und so weiter. Gegen den Uhrzeigersinn werden dann alle 8 Richtungen dargestellt.

Der Histogramm-Balken mit der höchsten Summe der Richtungsvektoren wird nun die Ausrichtung der Richtungszuweisung bestimmen (siehe Abb.: 29). Er vertritt damit die Hauptausrichtung dieses Interessenpunktes (siehe Abb.: 29, 30).

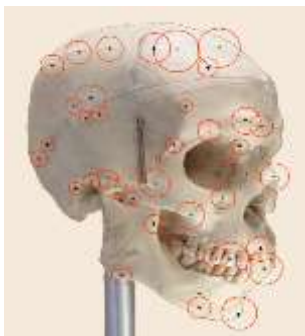


Abb.: 25 Kreisflächen, Größen bestimmt vom Sigma-Wert



Abb.: 26 Einzelner SIFT-Interessenpunkt

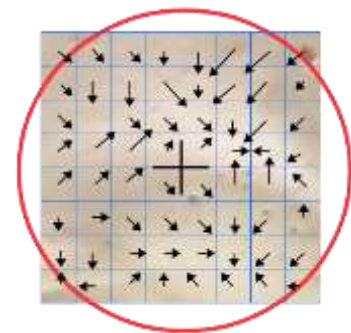


Abb.: 27 Sigma-Richtungen im Raster des Quadrats

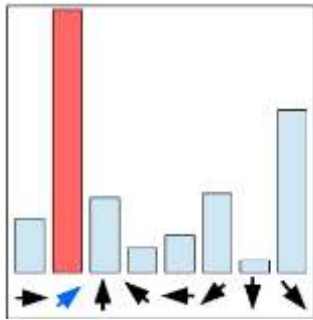


Abb.: 28 Histogramm der Gradientenrichtungen, größte Position ist rot mit blauem Pfeil

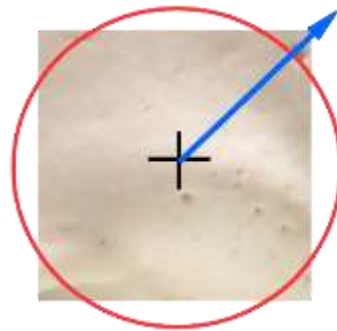


Abb.: 29 Hauptausrichtung des einzelnen Interessenspunktes, Richtung aus dem Histogramm

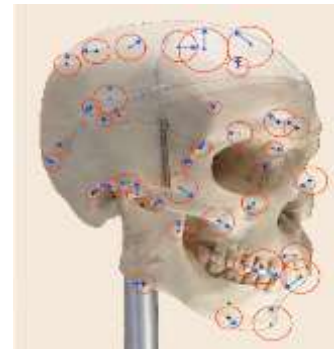


Abb.: 30 Alle SIFT-Interessenspunkte mit ihren Hauptausrichtungen

2.2.5 Skalierung und Rotation

Der SIFT-Operator als Bestandteil im SfM-Prozess, Schritt 5:

Ein Zwischenschritt von SIFT ist es, Maßstabsdifferenzen und Aufnahmerotationen zu eliminieren. Eine leichte Kippung des Fotoapparates während der Aufnahmen kommt sehr häufig vor. Für die notwendige Präzision des gesamten Umsetzungsprozesses, in dem die ganze Bilderstrecke ineinander gegliedert werden muss, ist eine exakte Ausrichtung elementar. Auf Bildern gleichen Inhalts, aber unterschiedlicher Größe werden mit den bisher angewandten Prozessen die gleichen Interessenspunkte erzeugt. In Abhängigkeit von der Größe des Bildes variiert aber deren Maßstab. Dieser Größenunterschied kann durch entsprechende Skalierung angepasst werden. Eine Kippung des Bildhorizonts kann mit den bisher erarbeiteten Mitteln ebenfalls behoben werden, wenn vom Bild zum Folgebild eine maximal 90° Verdrehung der Aufnahme vorliegen sollte. Dazu müssen die jeweiligen Hauptausrichtungen der Schlüsselpunkte überein gebracht werden (siehe Abb.: 31) [114].



Abb.: 31 Kompensation einer Rotation des Bildhorizonts
Modifizierte Darstellung nach D. G. Lowe [119]

2.2.6 Erzeugung des SIFT-Deskriptors

Der SIFT-Operator als Bestandteil im SfM-Prozess, Schritt 6:

Das Ziel dieses Schrittes ist, die Interessenpunkte zu markieren, um sie unverwechselbar zu machen. Jeder Interessenpunkt ist in jedem Einzelbild einmalig, er wiederholt sich jedoch ein paar Mal in den Folgebildern. In diesem Prozess erhält er eine Kennzeichnung und wird dann Deskriptor genannt. Wie in einem vorangegangenen Beispiel (Kapitel 2.2), der Bilderserie eines Dorfes, als Deskriptoren eine Kirchturmspitze, eine Straßenkreuzung und ein Fensterkreuz gewählt wurden, kommen diese im Einzelbild nur einmal vor, in den Folgebildern allerdings wiederholen sie sich noch mehrmals. Der Interessenpunkt ist also ein einzigartig markanter Punkt. Er kann dann in einem Vergleichsverfahren seinen Pendanten in Folgebildern zugeordnet werden. Um später verglichen werden zu können, muss zunächst die Charakteristik des Interessenpunktes herausgearbeitet werden.

In den Kreisflächen der Interessenpunkte wird wieder ein Quadrat gesetzt, ähnlich wie im vorangegangenen Schritt (siehe Abb.:32, 33). Dieses Quadrat orientiert seine Ausrichtung nach dem bereits bestehenden Richtungspfeil, der Hauptausrichtung (siehe Abb.: 34) [114]. Verzerrungen, entstanden aus den verschiedenen Aufnahmeblickrichtungen der Bilder und erzeugen leichte Verdrehungen der Interessenpunkte, daher werden sie mit dieser Ausrichtung kompensiert. Diese Ausrichtungsform gibt allen gleichen Interessenpunkten eine neutrale Basis für den angestrebten Prozess, der Individualkennzeichnung.

Das neu gesetzte Quadrat wird in 4 Quadranten unterteilt und diese wiederum nochmals unterteilt in 4 x 4 Quadrate (siehe Abb.: 33). Es enthält genauso 64 kleine Unterquadrate wie im vorletzten Schritt. Für diesen Vorgang wird nicht die Gesamtfläche des Quadrats betrachtet, sondern die Einzelflächen der vier Quadranten. Auch hier werden wieder die Sigma-Wert-Richtungspfeile statistisch in ein 8-stelliges Balkendiagramm umgesetzt (siehe Abb.: 35). Die 4 Histogramme aus den Quadranten werden aneinander gehängt zu einem Gesamthistogramm mit 32 Balken (siehe Abb.: 36).

Der Sigma-Wert, also die Helligkeitseinwirkung, ist bei der Ausrichtung der Pfeile der Richtungsvektoren in den 64 Unterquadranten zum hellsten Nachbar gerichtet. Die Sigma-Stärke wiederum wird von der Länge des Vektorpfeils repräsentiert. Nach Pfeilrichtungen sortiert werden sie statistisch in die einzelnen Balken des Balkenhistogramms übertragen. Ihrer Ausrichtung nach wird die Häufigkeit in ihrem jeweilig zugeordneten Balken statistisch repräsentiert. Diese statistische Übertragung beginnt mit den nach rechts gerichteten Pfeilen, und setzt sich mit denen gegen den Uhrzeigersinn fort (siehe Abb.: 36) [114, 119].

Eine Besonderheit in dieser statistischen Zuordnung ist, dass nur die Menge der Vektorpfeile in das Histogramm übertragen wird und nicht ihre Sigma-Stärke. In einer Bilderfolge mit plötzlich auftretenden Lichtreflexen, durch Glanz und Spiegelungen, verändert sich die Helligkeitseinwirkung auf die Unterquadrate. Sie beeinflussen die Vektorenlänge und machen den Interessenspunkt unkenntlich. Bei der Übernahme der Richtungen der Vektoren wird also nur die Menge der Richtungen und nicht ihre Länge berücksichtigt [113]. Dies ist eine Art der Filterung überhöhte Sigma-Werte auszuschließen und sorgt so für korrekte Histogramm-Profile gleicher Interessenspunkte.

Eine Aneinanderreihung aller 4 Histogramme enthält nun die 32 Balken des Gesamthistogramms. Dieses ist damit sein Alleinstellungsmerkmal. Es ist in seiner Kontur so unverwechselbar wie das Papillarlinienmuster eines Fingerabdrucks. Programmtechnisch stellt sich dieses Histogramm als ein Datensatz mit 32 Werten dar, die zu einem Bestandteil des Interessenspunktes eingegliedert werden. Solch individualisierte Interessenspunkte werden im weiteren Verlauf Deskriptoren genannt. Dieses Profil tragen dann alle gleichen Interessenspunkte der Bilder, in denen diese enthalten sind.

Der hier beschriebene Prozess ermöglicht erst den Zuordnungsvorgang der Deskriptoren innerhalb einer Bilderstrecke.



Abb.: 32 SIFT-Interessenspunkt mit seiner Hauptausrichtung auf dem Os Frontale

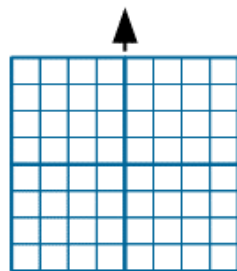


Abb.: 33 4 Quadranten zu 16 Quadrate, mit Richtungs-Pfeil

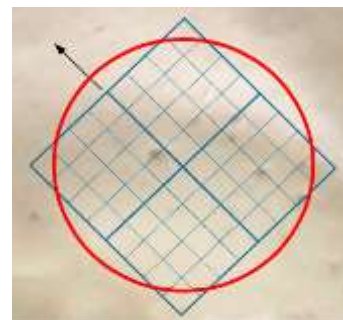


Abb.: 34 Rotation des Quadrats zur Orientierungszuweisung des SIFT-Interessenspunktes

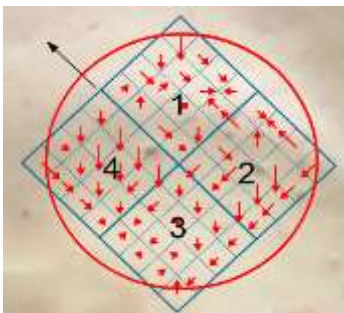


Abb.: 35 Sigma-Richtungs-Vektoren in den 4 Quadranten

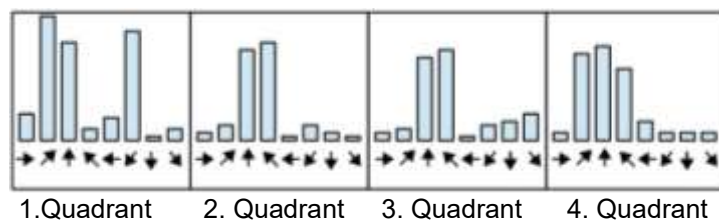


Abb.: 36 SIFT-Deskriptor-Histogramm mit 32 Stellen, aus 4 Quadranten

Die Interessenpunkte wurden zu Deskriptoren, sie bekamen ihre Position im Bild, ihre Größe, ihre Hauptausrichtung und ihre Individualkennzeichnung.

2.2.7 Filterung der Deskriptoren

Der SIFT-Operator als Bestandteil im SfM-Prozess, Schritt 7:

Aus Folgebildern werden zwei oder mehrere gleiche Deskriptoren gesucht. Dabei wird die variierende Perspektive momentan nicht berücksichtigt (siehe Abb.: 37). Die sich im Bilderfluss veränderten Perspektiven wurden durch ihre Unverwechselbarkeit soweit robust gemacht, dass sie als unverwechselbares Einzelbestandteil in jedem Bild wiedererkennbar werden [113, 117].

Einzeldesriptoren leisten in einem anschließenden räumlichen Transitionsprozess keinen Beitrag, sie werden ausgeschlossen. Nur mehrere gleiche Deskriptoren aus Bilderfolgen können zur Räumlichkeit beitragen [116]. Im angewandten Prozess trägt eine kleine Menge, meist zwischen 2-5 Bilder die gleichen Deskriptoren. Über mehrere Folgebilder erstreckend durchläuft der Filterungsvorgang die gesamte Bilderstrecke.

Der SIFT-Operator übergibt in diesem Bearbeitungszustand sein Produkt an andere Anwendungen. Bildverarbeitungen aus dem gesamten Bereich der ‚Computer Vision‘ benutzen SIFT als vorbereitenden Prozess, auch die SfM-Fotogrammetrie.

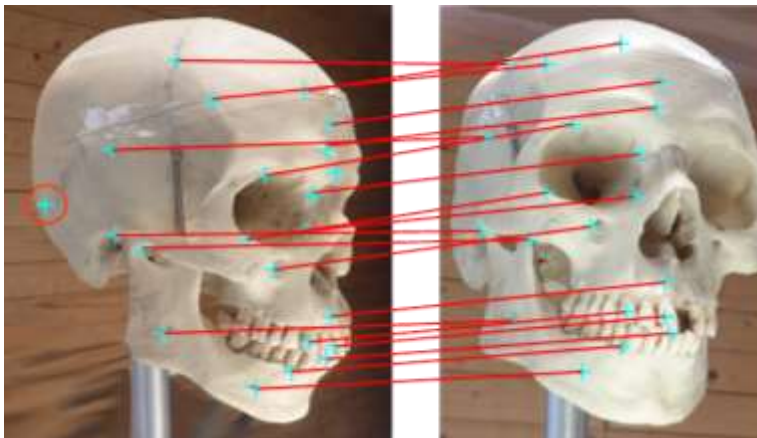


Abb.: 37 Vergleich der SIFT-Deskriptoren, ganz links Punkt ohne Pendant (Os occipitale), eine visuelle Hinterschneidung im rechten Bild liegt vor [113, 117].

2.2.8 Transition der SIFT-Deskriptoren

Überleitung in den SfM-Prozess

Schritt 1 in der SfM-Fotogrammetrie. Gesamt 8. Schritt:

Es sollen aus aufeinander folgenden Bildern räumliche Punkte gefunden werden. Für den folgenden Prozess werden die SIFT-Deskriptoren mehrerer aufeinander folgender Bilder benötigt. Auf jedem Folgebild werden die gleichen SIFT-Deskriptoren veränderter Konstellationen zeigen, da sie aus verschiedenen, also weiter schreitenden Kamerapositionen aufgenommen wurden. So haben die SIFT-Deskriptoren mehrerer Folgebilder keine identischen Positionen. Die sich in den Folgebildern laufend verändernde Perspektive verändert auch ihre Positionen in jedem einzelnen Folgebild. Anschaulich dargestellt werden die SIFT-Interessenpunkte-Bilder von mehreren Projektoren in einen virtuellen Raum projiziert. Die Projektoren-Bilder sollen sich dort an einem entfernten Punkt überschneiden (siehe Abb.: 38) [119, 121]. Durch einen systematischen Positionswechsel der Projektoren kann eine passgenaue Überschneidung aller Projektionen der gleichen SIFT-Deskriptoren erreicht werden. Diese Positionen der Projektoren geben dann genau die Kamerapositionen wieder, in denen die Aufnahmen ursprünglich gemacht wurden. Für die Ermittlung der räumlichen Standorte wird die perspektivische Beziehung zwischen den Kamerapositionen und den Überschneidungspunkten ermittelt. Der tatsächliche Prozess erfolgt in algorithmischen ProgrammROUTINEN. Sie errechnen mittels der Projektionsgleichung die Fluchtlinien der Kamerapositionen und ihre räumlichen Standorte. Die räumlichen Koordinaten der SIFT-Deskriptoren kann dann aufgrund der Konstellation der Kamerapositionen ermittelt werden [121]. Damit entsteht eine Transition aus der zweiten in die dritte Dimension.

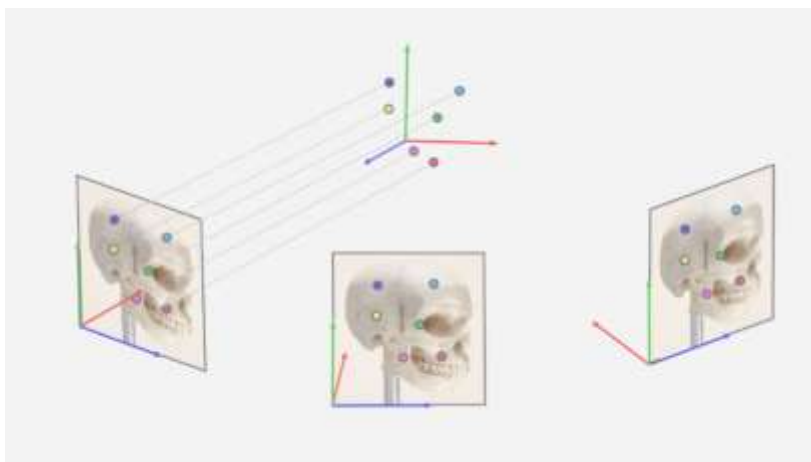


Abb.: 38 Transition von SIFT-Deskriptoren.
Drei Projektionspositionen zu einem virtuellen Zentrum hin ausgerichtet.
Modifizierte Darstellung nach D. G. Lowe [119]

2.2.9 Bildung der Punktwolke

Schritt 2 in der SfM-Fotogrammetrie. Gesamt 9. Schritt:

In einem virtuellen Raum werden jetzt alle mit ihren räumlichen Koordinaten versehenen Raumpunkte positioniert. Aus der Menge der Punkte entsteht eine Ballung im Zentrum des virtuellen Raums, die einer Wolke gleicht. Diese Punktwolke zeigt bereits räumliche Ähnlichkeit mit dem bearbeiteten Objekt (siehe Abb.: 39) [122].



Abb.:39 Punktwolke

2.2.10 Flächen, Farben und Plastizität

Schritt 3 in der SfM-Fotogrammetrie. Gesamt 10. Schritt:

Die Raumpunkte der Punktwolke werden auf ihren kürzesten Distanzen zu flächigen Dreiecken gewandelt, genannt 3D Rendering-Verfahren, die Delaunay-Triangulation (siehe Abb.: 40) [110, 122, 123]. Das entstandene 3D Modell ist zunächst farblos und wird in beiger Oberfläche dargestellt (siehe Abb.41). Für die Kolorierung der Dreiecksflächen werden in diesem Schritt die Farbinformationen der Eingangsbilder angenommen. Danach wird die einem Kamerabild entsprechende Oberfläche über die vorhandene Struktur gelegt. Sie gibt dem jetzt fertigen 3D Modell fotorealistische Qualität (siehe Abb.:42).

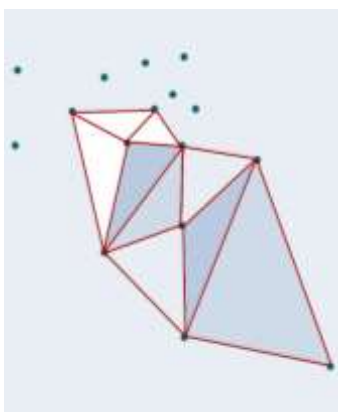


Abb.: 40 Delaunay-
Triangulation

Abb.: 41 Nicht texturiertes,
nicht koloriertes
3D Modell

Abb.: 42 Kolorierung und
Texturierung,
Fotorealistische
Oberfläche

Der gesamte SfM-fotogrammetrische Verfahrensweg ist hier abgeschlossen.

2.3 Fotogrammetrische Umsetzung einer Zystoskopie-Videosequenz

Für erste Versuche zur Umsetzung einer virtuellen Blaseninnenoberfläche, mittels der SfM-Fotogrammetrie, stand Videomaterial aus Zystoskopien des Klinikums der LMU München Großhadern zur Verfügung.

Es galt, Möglichkeiten und auftretende Probleme im SfM-Fotogrammetrie-Umsetzungsprozess zu erkennen und aufzuzeigen. Das Ziel dieser ersten Untersuchungen bestand darin, die Umsetzungsfähigkeit des Bildmaterials der Harnblasenoberfläche durchzuführen, zudem war die Eignung der zur Verfügung stehenden SfM-Programme abzuklären. All diese Programme stehen der Fachwelt und dem Privatnutzer zur Verfügung, um in Computeranimationen dem Betrachter in räumlicher Präsentation ein Objekt anschaulich zu machen. Zur freien Nutzung standen:

‚VisualSfM‘ (<http://ccwu.me/vSfM/>) [124]

‚3df Zephyr‘ (<https://www.3dflow.net/3df-zephyr-photogrammetry-software/>) [125]

‚Agisoft Metashape‘ (<https://www.agisoft.com>) [126]

‚Meshroom‘ (<https://alicevision.org/#meshroom>) [127]

‚RealityCapture‘ (<https://www.capturingreality.com>) [128]

Für ein geeignetes Programm war die Umsetzungsfähigkeit des Bild-Eingangsmaterials das primäre Kriterium. Jedes der getesteten Programme hatte die gleichen Videosequenzen zu verarbeiten. Die Priorität lag bei der Vollständigkeit der Darstellung des Zielobjekts. Lücken, Löcher oder der Abbruch des Umsetzungsvorganges waren ein Ausscheidungskriterium. Ein weiteres Kriterium war die Orientierung des Zielobjekts im Raum.

Die jeweiligen Programme waren stark different in der Orientierung ihrer fertig gestellten Objekte. Das Werkzeug „Orthoprojektion“ erzeugte im Gegensatz zu den Orientierungshilfen wie Messgitter oder Richtungspfeile schnellere und präzisere Informationen. An dritter Stelle wurde die Realitätsnähe gewertet und letztlich die Geschwindigkeit der Umsetzung. Zur Anwenderfreundlichkeit zählt auch die Qualität des Supports eines Programmanbieters. Didaktisch gut aufbereitete Tutorials erleichtern die Einarbeitungszeit und mindern die Rückschläge.

Zu Beginn der Testphase stand die Anwendungsstruktur aller Programme und ihre intuitive Bedienung zur Begutachtung. Die Durchführungsrahmen aller Programme hatten große Ähnlichkeiten. Den Eingangsschritt eröffnet die Einspielung des Bildmaterials in Form von Video, Einzelbild, stereoskopischen Aufnahmen oder Laser-Scans. Danach folgen Einstellungen zur Form der Abarbeitung des Umsetzungsprozesses. Den ersten Ergebnissen der Punktwolke folgt dann der Prozess der Finalisierung, in dem Darstellungsparameter bestimmt werden können. Im Hintergrund, der für den Benutzer nicht sichtbar ist, arbeitet der beschriebene SfM-Fotogrammetrie-Prozess.

Das für diese Arbeit zur Verfügung stehende Bildmaterial wurde mit einem Video-Zystoskop (HD-VIEW Karl Storz) aus fortlaufenden Zystoskopien gefertigt und mit freundlicher Genehmigung der urologischen Klinik der LMU-Großhadern zur Verfügung gestellt. Es war Grundlage für diesen Eignungstest.

Das Programm ‚RealityCapture‘ erzielte vor allen Konkurrenten das mit Abstand beste Umsetzungsergebnis. Diese Fähigkeit schloss alle anderen Programme aus. Des Weiteren bot es eine Möglichkeit mit seiner Orthoprojektion die Orientierung zu gestalten. Die hierzu gestellte Art der Vermessung ermöglichte ein passendes Feature.

Nach dem Austesten der geeigneten Software sollte das vorhandene Bildmaterial analysiert werden. Im ersten Schritt wurden die Abbruchstellen im Zystoskopie-Videomaterial untersucht. In einer Einzelbildanalyse erwies sich die Bewegungsunschärfe als Ursache der Abbrüche. Die Einzelbilder eines Filmvorgangs verwischen abhängig von der Geschwindigkeit des Filmschwenks. Die Toleranzschwelle dieser Störungsart lag unter der mittleren Geschwindigkeit der meisten Schwenks. Das bedeutete eine starke Einschränkung in der Verwendbarkeit der vorhandenen Zystoskopie-Videomaterials. Dieses enthielt teilweise ruckartige Bewegungen, die hierfür eine Nutzung ausschloss. Bewegungsunschärfe (Motion Blur) setzt sich aus einer Kombination von Kamera-Verschlusszeit, Bewegungsgeschwindigkeit und Objektabstand zusammen. Bei einem sehr kleinem Kameraabstand wirken auch langsame Schwenks sehr schnell. Das Filmobjekt zieht im Bild schnell vorüber, das wie beschrieben zu Motion Blur führt.

Ein weiteres Kriterium für die Videobilderverarbeitung war die nötige Dichte der Bildfolge. Wie im SIFT-Prozess erklärt, wird mindestens doppelte Überdeckung des Bildmaterials benötigt. Dies bedeutet, dass ein Minimum an Bildüberdeckung erforderlich ist. Videomaterial hat eine meist enge Aufnahmedichte der Einzelbilder, die eine ausreichende Bildüberlappung gewährleisten.

Ausreichende Bildüberdeckung war in diesem Vorversuch gegeben.

Einige Teilstücke einer Blasenoberfläche konnten umgesetzt werden (siehe Abb.: 43, 44). Präzise gelang in dieser räumlichen Umsetzung die Darstellung feinsten Äderung und sich abbildender Muskelstränge. Aus diesen 21 Bildern, Mitschnitt eines Zystoskopie-Videos, konnte ‚RealityCapture‘ ein kleines Segment einer Harnblasenoberfläche erstellen.

Einzelbilder der Videosequenz mit 2 MB Datenumfang in HD Qualität.

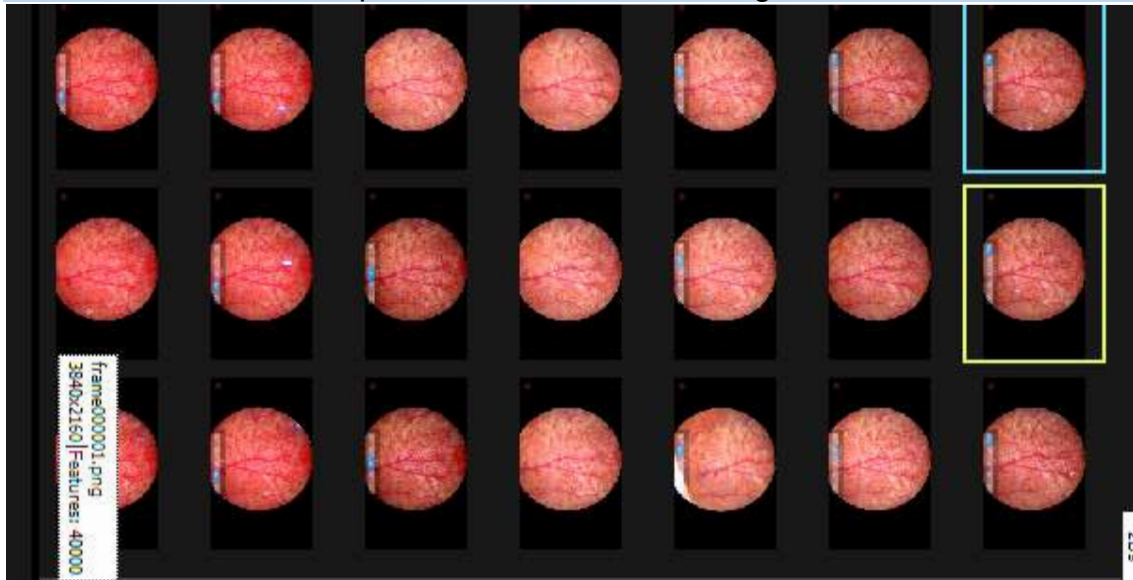


Abb.: 43 Ausschnitt einer Zystoskopie Videosequenz

‘Video-Cystoscop HD-VIEW’ (Karl Storz).

(mit Genehmigung der urologischen Klinik der LMU-Großhadern)

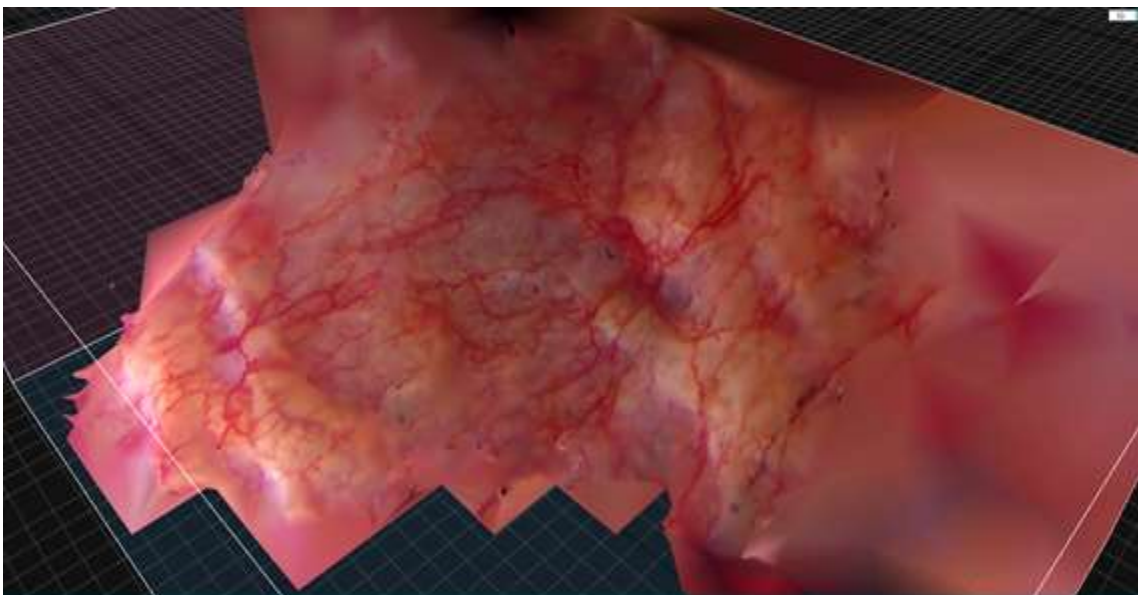


Abb.: 44 ‚RealityCapture‘ Umsetzung der Videosequenz

Das Programm erfasste alle Bilder und konnte mit den Überlappungen die Aneinanderreihung ausführen. Sobald Bilder mit Bewegungsunschärfe in der Reihe folgten, brach der Umsetzungsvorgang ab.

Der bisherige Kenntnisstand legte eine Änderung der Aufnahmetechnik nahe. Eine freihändig geführte Aufnahmetechnik gewährleistet keine Kontinuität in der Verarbeitung des Bilderstroms. Mit dem Zystoskop erfasste Videomitschnitte sind bisher freihandgeführt und können daher alle genannten Störungen im Verarbeitungsprozess enthalten.

Die Lösung dieses Problems stellt eine Einzelbild geführte Bilderstrecke dar. Einzelbilder bieten für die Bildschärfe eine wesentlich bessere Grundlage, denn Motion Blur kann bei unbewegten Bildern nicht auftreten. Der Weg der Kamera erfordert damit eine mechanisiert gesteuerte Führung. Die Linie der Bilderstrecke wird hier nicht mehr fließend geführt, sondern sie wird in intermittierenden Einzelaufnahmepositionen aufgenommen. Für eine Weiterführung der Versuchsreihe wurde aus dem Resümee der vorangegangenen Probleme ein neuer Versuchsweg gewählt. Es kamen nur Modellversuche in Frage. Im statischen Versuch soll eine planmäßige Erfassung des Modells einer humanen Harnblase benutzt werden. Dies versprach eine größere Ergebnissicherheit.

2.4 Innenraumdarstellung mittels SfM-Fotogrammetrie

2.4.1 Anforderungen an die Versuchsreihen

Mit Modellen der humanen Harnblase sollen die Versuche der SfM-Fotogrammetrie weitergeführt werden. In einem Versuchsaufbau, der die Rahmenbedingungen der Zystoskopie berücksichtigt, soll eine vollständige Erschließung des Blaseninnenraums durchgeführt werden. Mit einer Modellblase als Untersuchungsobjekt lassen sich Versuche beliebig oft wiederholen. Entgegen dem natürlichen Zugang der humanen Harnblase wird die Öffnung des Blasenmodells nach oben gelegt. Auf einem Drehteller fixiert wird das Blasenmodell drehbar um die Längsachse eingerichtet. Das Zystoskop wird durch ein preisgünstigeres Industrieendoskop ersetzt, um im Fall einer Beschädigung kostengünstig und schnell Ersatz zu finden (Screen Endoscope Dual Camera FHD 1080P). Alle Parameter ähneln sich, lediglich die Bildauflösung fällt bei dem Industrieendoskop niedriger aus. Des Weiteren ist das Bildformat rechteckig im Gegensatz zum runden klinischen Zystoskop. Im SfM-Fotogrammetrie-Prozess zeigte sich kein Nachteil dieses Formatunterschiedes. Ein dreibeiniges Stativ wird über dem Versuchsaufbau platziert. Die Einführung des Zystoskops in das Modellinnere erfolgt von oben, hängend am unteren Ende der Stativmittelsäule. Diese ist höhenverstellbar und ermöglicht die erforderliche Positionshöhe im Versuchsablauf einzustellen.

Alle notwendigen Bedingungen werden von dieser Versuchsanordnung erfüllt, können aber dank ihres offenen und flexiblen Designs notwendige Modifizierungen zulassen.

2.4.2 Technik und Datenerhebung

Um die Möglichkeiten und Restriktionen der Bildserien in dieser Arbeit zu ermitteln, muss jedes Einzelbild der Aufnahmestrecke reproduzierbar sein. Die Kameraposition muss winkelgenau in der Vertikalen, sowie in der Horizontalen erfasst werden können.

Mehrere Blasenmodelle wurden für die ersten Versuchsreihen aus Pappmaché-Material gefertigt. Die dafür verwendeten, coloriert bedruckten Papierstücke des ersten Modells bildeten bei der späteren Auswertung der Verlaufsbahn die erforderliche Gegenkontrolle. Bei der Kameraführung vom Bild zum Folgebild, wurde die Verschiebung eines markanten Punktes mit den Daten des Protokolls verifizierbar. Anhand seiner ‚Wanderung‘ ließ sich die Bewegungslinie verfolgen, die die Richtung, den Abstand und den Bildanschluss wiedergab. Vollrotationen, Ebenen-Wechsel und Drehrichtungen der Aufnahmereihen waren durch diese

Methode visuell über die Bilderstrecke im Protokoll kontrollierbar und nachvollziehbar. Auf Basis der ersten Bildserien wurde ein zweites und drittes Modell gefertigt, das die Form, Färbung, Gefäßzeichnung und Oberflächenbeschaffenheit einer menschlichen Harnblase imitierte.

Im dritten Blasenmodell wurde in die Innenoberfläche die Abbildung einer Urothel-Läsion hinzugefügt, um deren räumliche Umsetzung darstellen zu können.

2.4.3 Blasenmodelle

Die kontrastreiche Innenoberfläche des ersten Blasenmodells verhinderte Orientierungsfehler und erleichterte die Identifizierung der Bildpartien.

Um eine humane Harnblase darzustellen, wurde ein zweites, kleineres Blasenmodell mit den physiologisch ‚realitätsnahen‘ Merkmalen gefertigt (siehe Abb.: 45). Hierbei waren die SfM-fotogrammetrischen Umsetzungsprozesse durch mangelhaften Kontrast und sein zu kleines Volumen bei der Durchführung stark einschränkend. Daher wurde ein drittes Modell mit stärkerem Kontrast und größerem Volumen angefertigt. Dies ermöglicht eine exaktere Einstellbarkeit der Kamerablickrichtung und erhöhte die Kontrollierbarkeit der Bildpositionen.



Abb. 45 Blasenmodell 1; Blasenmodell 2; Blasenmodell 3

Technische Angaben zu den drei Modellen:

Harnblasenmodell 1: Pappmaché, zwei Lagen, Sphäre leicht unregelmäßig. Maße: Ø 20 cm, Länge 24cm; Maßstab zur humanen Harnblase: M = 2,3:1; bodenseitige Montagevorrichtung: Stahlscheibe (Ø = 48 mm, t = 4 mm)

Harnblasenmodell 2: Pappmaché, hellrotes Papier mit weißer Decklage, zwei Lagen; Sphäre mit stilisierter Gefäßzeichnung.; Maße: Ø 18cm. M = 1,7:1

Harnblasenmodell 3: Pappmaché. Hellrotes Papier, mit weißer Decklage, zwei Lagen. Sphäre mit stilisierter Gefäßzeichnung. Maße: Durchmesser 20 cm. Maßstab zur humanen Harnblase: M = 1,9:1; bodenseitige Montagevorrichtung: Stahlscheibe (Ø = 48 mm, t = 4 mm)



Abb.: 46 Außenansicht des 3. Modells



Abb.: 47 Blick in das Innere des 3. Modells

2.4.4 Screen Endoscope Dual Camera FHD 1080P

Die Auswahlkriterien im Vergleich Videoskop zu Industrieendoskop betrafen die Übereinstimmung der optischen Merkmale, Schaftbeschaffenheit und digitale Grundlagen (Abb.: 48). Die Dual-Camera-Technik des gewählten Modells konnte die optischen Prismen-Vorsätze der Videoskope ersetzen.

Die erforderliche Verstellbarkeit der Kamerablickrichtung war bei beiden Geräten in stark unterschiedlicher Weise vorhanden. Die steuerbare Krümmungsfähigkeit des Zystoskop-Schaftes wird bei Videoskopen von Bowdenzügen zum Schaft übertragen. Vom Handstück aus kann so die Richtung des Schaftkopfes gelenkt werden. Das Industrieendoskop dagegen ist flexibel und starr zugleich. Sein Schaft enthält eine Metallseele aus Kupfer. Damit ist dieser biegsam und behält dann seine angenommene Form stabil bei.

Die kupferstabilisierte Bauweise des Schaftes zeigte sich als Vereinfachung für die Voreinstellung der definierten Kamera Blickrichtungen. Für diese sind die gewählten Einstellungen außerhalb der Modellblase durchführbar und können danach in den Modellinnenraum auf die gewählte Tiefe abgesenkt werden.

Das ‚Screen Endoscope Dual Camera FHD 1080P‘ verfügt in seinem Schaftkopf über zwei Kameras (siehe Abb.: 49). Eine ist axial zum Schaft ausgerichtet, die zweite ist 90° abgewinkelt zur Seite gerichtet (siehe Abb.: 50). Diese Eigenschaft ist für die Kamerablickausrichtung von großem Vorteil. Bei komplizierten Zugängen für Kameraaufnahmepositionen besteht für die zweite Kamera die Möglichkeit eine einfachere Position einnehmen zu können. Das Industrie Endoskop ist mit einem Bildschirm und Bedienfeld für Voreinstellungen ausgestattet (siehe Abb.: 48). Die Datenübertragungsmöglichkeiten zu einem PC sind leider eingeschränkt und eine direkte Datenübertragung durch Kabel oder WLAN ist nicht möglich. Die einzige Möglichkeit der Datenübertragung zum PC ist die SD-Karte.

Der dickere Schaft des Endoskops mit seinem Durchmesser von 6 Millimetern erwies sich als nicht restriktiv, da der Blasenmodellzugang groß genug ausgeführt war.

Bei der Verwendung des ‚Endoscop Dual Camera FHD 1080P‘ zeigten sich während der Versuchsdurchführung keine Probleme.

Technische Angaben zu den Gerätemerkmalen:

Bedienteil mit Bildschirm, Sonde und Sonden-Kopf: halbstarr, biegsam und Formhaltend, Ø 6mm. Sonden-Kopf, Ø 8mm, Länge 40mm, zwei Kameras, eine Axial gerichtet, die andere 90° gewinkelt angeordnet. Axiale Kamera: Beleuchtung, Kranz von acht neutral-weißen LED's. 90° Kamera: Beleuchtung eine neutral-weiße LED. Beide Kameras mit gleichen Daten. Auflösung: 1920 x 1080 P. Horizontale Perspektive/ Winkel: 70°. Fokusbereich: 5 cm – 500 cm. Wasserfest IP68. Optik: Brennweite:35 mm. Bedienteil: Größe:145 x 85 x 18 mm. 4,5-Zoll-IPS-Farbbildschirm. Speichermedium: Mikro SD-Card, maximal 128 GB, Formatierung im FAT 32. Features: Bilderdarstellung als Split Image beider Kameras, oder je Einzelbild. Bildrotation mit 90°. Bilderverwaltung, Auslöser und Beleuchtungsregler. Das Endoskop arbeitet völlig autonom ohne externe Hilfe.



Abb.: 48 Industrieendoskop mit dualer Kamera

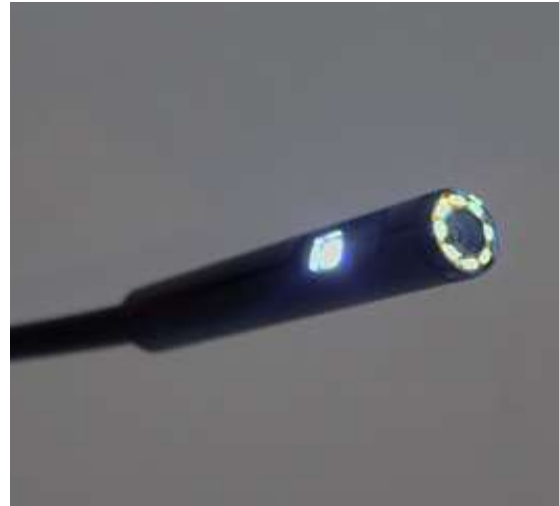


Abb.: 49 Zwei Endoskop Kameras, axial um 90° versetzt

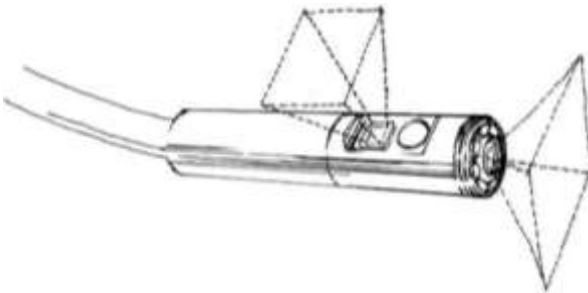


Abb.: 50 Blickrichtung beider Kameras

2.4.5 Teilapparat

Die Bilderfassung des Modellinnenraums benötigt eine horizontale und eine vertikale Ausrichtbarkeit des Kamerablickes. Die horizontale Drehung um die Längsachse des Blasenmodells ist durch Drehen der Modellblase durchführbar, die vertikale durch die Schaftkrümmung (die Kamera steht, das Modell dreht). Die Rotation wird in Einzelpositionen aufgeteilt, jede einzelne stellt eine Bildaufnahmeposition dar. Die 360° einer Vollumdrehung können mit einer errechneten Aufteilung ermittelt werden. Zum Beispiel wird für 18 Bildpositionen in einem Vollkreis eine Einteilung von 20° benötigt (360:18).

Die Hauptkomponenten des Teilapparates (siehe Abb.: 51) bestehen aus einem Sockel mit Drehteller in horizontaler Lage. Die Drehung wird mit einem Stellrad über ein Untersetzungsgetriebe übertragen. Mittels einer genauen Skala kann jede Gradeinstellung, bis zu Winkelsekunden präzise, erreicht werden. Auf diesem Teilapparat wird die Modellblase mit ihrer Zugangsöffnung nach oben fixiert. Die senkrechte Drehachse verläuft damit durch die Zugangsöffnung der Modellblase. Die teilgenaue Drehung wird mit dieser Technik vollkommen erfüllt.

Technische Angaben zu den Gerätemerkmalen:

Maschinenbaugerät für spanabhebende Fertigung auf Fräsmaschinen. Gesamthöhe 45 mm, \varnothing Drehteller: 80 mm; 360° Skala, Teilgenauigkeit 2 Winkelsekunden. Untersetzungsgetriebe Stellrad – Drehteller 36:1. Schwenkbereich des Drehtellers Horizontale zur Vertikalen 90°



Abb.: 51 Teilapparat, Paulimot, Neu-Ulm



Abb.:52 Stativ

2.4.6 Stativ

Der stabile Zugang zum Modell Inneren, wurde mit einem Fotostativ hergestellt (siehe Abb.: 52). Über der bisherigen Anordnung mittig platziert, kann der Endoskop-Schaft angebracht werden. Die Mittelachse eines Statives dient bei vorgesehener Nutzung der Befestigung einer Kamera am oberen Ende. Im Gegensatz dazu wird in dieser Anordnung das untere Ende benutzt. Hier wird der nach unten weisende Schaft des Endoskops fixiert. Der Hub der Mittelachse ermöglicht dann die geforderte Höhenverstellbarkeit. Positionsveränderungen des Statives, während einer Aufnahmen Reihe, wurden mit einer Fixierung durch Polychloropren vermieden.

Technische Angaben zu den Gerätemerkmalen:

Dreibein mit Teleskopauszug der 3 Beine, festgestellt durch Klemmverschlüsse. Mittelsäule höhenverstellbar und skaliert. Bedienung über Handkurbel, Klemmverschluss. Minimale / maximale Bauhöhe ohne Mittelsäule:

87 cm / 120 cm. Hub der Mittelsäule: 30 cm; Maximaler Freiraum, Raum für das Versuchsobjekt, unter der Mittelsäule: Höhe 50 cm.

2.4.7 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Der Versuchsaufbau gliedert sich in vier Komponenten, die Modellblase, den Teilapparat, ein Fotostativ und das Endoskop (siehe Abb.: 53).

Der Teilapparat wurde mit Transfer-Glutinum auf dem Arbeitstisch fixiert. Für das Befestigen und Zentrieren des Blasenmodells wurden 4 kleine Neodym-Magnete um das Drehzentrum des Teilapparatetellers gesetzt, worauf der stählerne Standfuß des Modells zentrisch platziert wurde. Die Zugangsöffnung des Modells wies nach oben, zugänglich für den Kamerakopf des Endoskops. Das Stativ wurde mittig über der Anordnung platziert, die Mittelsäule lotrecht über der Modellöffnung. Fixiert wurden die drei Standbeine mit Polychloropren (Kontaktkleber), um ein Verrutschen während der Aufnahmereihe zu verhindern. Die Höhenverstellbarkeit der Mittelsäule stand für diese Versuchsserie im Fokus, da sich mit ihr nicht nur die endoskopische Kamera in das Innere des Modells absenken ließ, sondern auch die Höhe der Bildkreise der Aufnahmereihen eingestellt werden konnte. Zur Justierung des Modells wurde die Zugangsöffnung durch mehrere Probeumdrehungen und entsprechend geeignetes Verschieben exakt zentriert. Das Justieren des Rotationsanfangs eines Bildkreises begann mit einer Null Grad Ausrichtung des Teilapparates, dessen Skalenringe durch Verdrehen darauf eingestellt werden konnten.

In einer Planungsstudie wurden alle Möglichkeiten der Durchführung des Kameraweges ermittelt. In „Transition der SIFT-Interessenzpunkte“ (Kapitel 2.2.8) wurde festgestellt, dass zwei oder mehr sich gleichende aber perspektivisch differente Interessenzpunkte in den Folgebildern enthalten sein müssen. Der Anteil des Überdeckungsgrades wurde kalkuliert, um die Teilung einer Vollrotation des Modells zu erhalten. Da jeder Interessenzpunkt mindestens zwei Mal vorhanden sein muss, bedarf eine Bilderstrecke einer doppelten Überdeckung des Bildinhalts. Diese können nur erreicht werden, wenn ein Bild aus 50% des vorangegangenen Bildinhalts und 50% neuen Bildinhalts besteht. Da diese Überdeckung die Untergrenze darstellt und eine größere Überdeckung die Transition in das Räumliche positiv unterstützt, wie aus Kapitel 2.2.8 ersichtlich ist, erschien eine 2/3 Bildüberlappung erfolgversprechend.

Die gesamte Bilderstrecke baut sich aus übereinandergestapelten Bilderebenen auf. In horizontal verlaufenden Bilderserien fügt sich ein Aufnahmeweg ringförmig an den anderen. Von Ebene zu Ebene wechselnd wird in dieser Weise der gesamte Blasenmodellinnenraum abgebildet.

Mit Probeaufnahmen konnte für den jeweiligen Aufnahmezyklus die passende Teilung eines Aufnahmevollkreises ermittelt werden. Nahe Kameraabstände zur Innenoberfläche erbrachten mit einer Teilung von 20° eine sichere Überdeckung. Weite Abstände zur gegenüberliegenden Blasenwand dagegen erreichen dies schon mit 30° . Teilt man einen Vollkreis mit seinen 360° durch 20° Schritte, erbringt dies 18 Bildpositionen. Da sich der Übergang von einer zur nächsten Bilderebene als anbindungsschwach herausstellte, ergab eine Wiederholung der Anfangsaufnahme eine sichere Lösung des Problems. Dadurch bestand eine Bildebene, zum Beispiel bestehend aus 18 Bildern, mit der wiederholten Anfangsaufnahme aus 19 Bildern pro Ebene. Nach den orthoradialen Aufnahmereihen wurde die vertikale Position der Ebenen ermittelt. Eine vertikale Probeaufnahmereihe brachte schnellen Einblick über eine ausreichende Bildüberdeckung. Für die gewünschte $2/3$ Bildüberdeckung in der Vertikalen konnte dann die notwendige Staffelung an Aufnahmekeisebenen ermittelt werden, um den Aufnahmen-Zyklus zu starten.

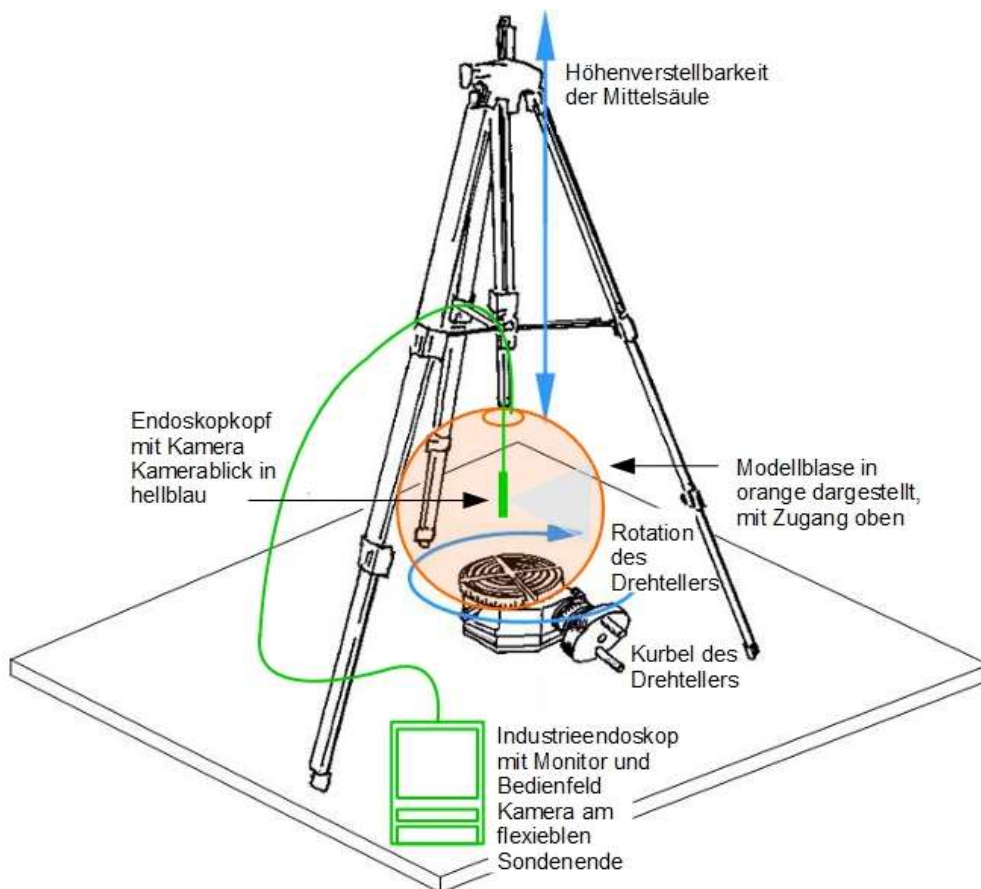


Abb.: 53 Versuchsaufbau:
Drehteller / Teilapparat, Stativ, Industrie-Endoskop, Harnblasenmodell

In Abb.: 53 wird das Blasenmodell orange-transluzent dargestellt, um den Blick auf das Stativ und den Teilapparat nicht zu verstellen. Gut zu erkennen ist auch der Endoskop Kopf mit seiner in 90° abgewinkelten Kamera senkrecht von oben herabhängend. Die Stativmittelsäule mit ihrer Höhenverstellbarkeit bringt die Kamera auf die erforderliche Höhe. Die Rotation des Modells wird mit dem Teilapparat ausgeführt, jede Umdrehung seiner Kurbel dreht den Teller um 5° weiter.



Abb.: 54 Blasenmodell \varnothing 20 cm; Stand-Fuß



Abb.: 55 Fixierung des Modellfußes Teilapparat mit Magneten



Abb.: 56 Blick von oben auf die Anordnung



Abb.: 57 Winkelausrichtung der endoskopischen Kamera



Abb.: 58 Gesamter Versuchsaufbau, fertiggestellt für einen Aufnahmezyklus



Abb.:59 Schematische Darstellung das senkrecht halbierten Blasenmodells. Oben die Zugangsöffnung, schematisch drei Ebenen der Kamerapositionen mit ihren Blickrichtungen (pyramidenförmig)

Ein kompletter fotogrammetrischer Durchgang hatte im Schnitt 121 Einzelbilder und alle Untersuchungen erforderten 54 Durchgänge. Die Gesamtzahl aller Durchgänge mit allen Zyklen in dieser Arbeit betrug 6562 Einzelbilder.

3 Ergebnisse

3.1 Aufnahmezyklen

Ein Aufnahme-Zyklus ist die Anzahl der Aufnahmen eines geschlossenen Bilderkreises multipliziert mit der Zahl der Rotationsebenen. In einer schematisierten Darstellung (siehe Abb.:60) wird beispielhaft das Bildmaterial eines Zyklus dargestellt.

Protokollierung und Bewertung der 54 Aufnahmezyklen.

Beispielhafte Darstellung des Umfangs aller Aufnahmen eines Zyklus

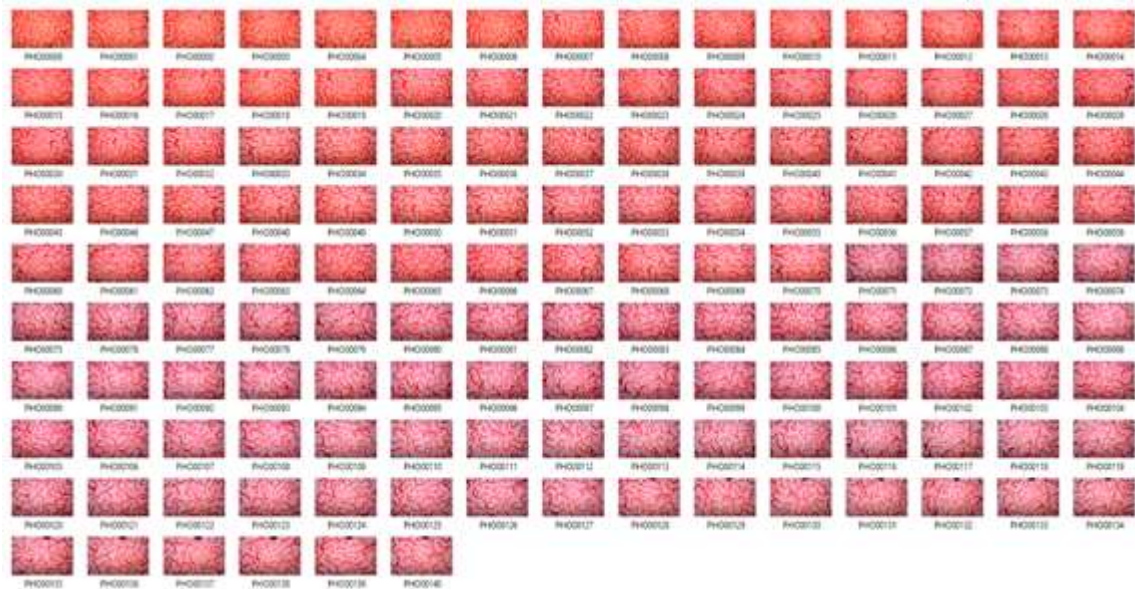


Abb.: 60 Schematische Darstellung eines Aufnahmezyklus. (BM3, Z3) mit 141 Bildern.
(Darstellung ähnlich einem analogen Kontaktabzug)

Anzahl und Abstand jener Bildebenen beziehen sich auf die Positionen entlang der Hochachse (Z-Achse). Der Weg der Kamera durch den Hohlraum der Modellblase stellt immer einen Rotationskörper dar. Dieser kann verschiedenen Grundkörperformen ähneln, zum Beispiel einer Kugel, einem Zylinder oder einem Ellipsoid. Weitere Beschreibungen geben die Positionen der Kamera mit Bezug zur Mittelachse des Modells wieder. Die Drehrichtung einer Aufnahmen-Serie und die Höhenausrichtung beschreiben die Bewegungsrichtung der Kameraschwenks vom Anfangs- bis zum End-Bild. Der Abstand und der Kamerawinkel zur Waagerechten des Versuchsaufbaus gibt Aufschluss zur Ausrichtung des Aufnahmeweges.

Die optische Erscheinung der SfM-fotogrammetrischen Umsetzungen wurde mit drei Punkten dokumentiert. Sie beziehen sich auf den Anteil der Umsetzung, die Lage des umgesetzten Teils und dessen prozentualen Anteils. Mit Hilfe dieser Protokolle und den Ergebnissen der 3D Umsetzungsbilder wurde eine Ergebnisanalyse möglich. Mit acht Musterbeispielen zur Kategorisierung der

typischen Fälle, wurde eine dezidierte Ausarbeitung erzielt, um Fehlertypen zu analysieren. Die Begrenzung auf diese 8 Typen wurde gewählt, da multifaktorielle Fehler meist in 2 oder 3 Ursachen unterschieden werden konnten. Diese wiederum wiederholten sich nur in anderer Konstellation. Die Ursachen und ihre Kombinationen konnten gefiltert auf 8 Typen reduziert werden. Hiermit ließen sich auch Parallelergebnisse analysieren und bewerten, wie ein Beispiel zeigen soll. Das gleiche Ergebnis konnte auf zwei differenten Wegen erreicht werden. Signifikant abweichend waren die äußerst unterschiedlichen Grundparameter bei der Vollständigkeit der 3D-Umsetzung (Protokoll Spalte 13).

Das Blasenmodell 1, Zyklus 20, war mit 170 Bildern zielführend. Nachfolgend im Zyklus 1.21 erzeugten nur 116 Bilder das gleiche Ergebnis. Ein gemeinsames Merkmal ist die vollständige Verarbeitung aller zur Verfügung stehenden Bilder. Dieses Protokoll wurde direkt im Verlauf der Durchführung der einzelnen Zyklen aufgenommen. Während der Protokollierung konnten empirisch Parameter hinzugefügt werden, die für die Wiederholbarkeit der Versuche Voraussetzung wurden. Die Gestaltung der Gliederung, Aufteilung und deren grafische Form ergab sich während der Arbeit.

In einer Legende werden die Protokolle der 54 Aufnahmezyklen spaltenweise erläutert.

Spalte 1:

Nummer des Blasenmodells, dahinter die Zahl des Bildzyklus.

Spalte 2:

Anzahl der Einzelbilder im Bilderzyklus.

Spalte 3:

Anzahl der Bilder einer vollen Umdrehung (360°), und Angabe der sich daraus ergebenden Teilung der ganzen Umdrehung.

Spalte 4:

Anzahl der ganzen Umdrehungen, auch als Bildebene bezeichnet.

Spalte 5:

Abstand der Bildebenen in Millimeter.

Spalte 6:

Silhouette des gesamten Aufnahmezyklus, alle Kamerapositionen zusammen betrachtet formen eine Figur, diese ist immer ein Rotationskörper, sie werden bezeichnet, **ellipsoid-**, **zylindrisch-**, **kugelförmig**, **plateau-** oder **spiralförmig**.

Spalte 7:

Betrachtet man die **Mittelachse** der Kamerapositionen kann die Kamera **vor** ihr, aber auch **hinter** ihr stehen. Zum Beispiel hat die Position hinter der Mittelachse mehr Raum zur Innenwand des Modells.

Spalte 8:

Die Kamerabahn hat einen bestimmten Abstand zur Mittelachse, in Millimetern. Ist die Silhouette ein Ellipsoid oder eine Kugel haben die Bahnen verschiedene Abstände. Mit **oben**, **mittig** und **unten** werden die Extrema angegeben.

Spalte 9:

Betrachtung der Ausgangssituation: Das Objekt (Blasenmodell) steht, die Kamera schwenkt vom ersten Bild ausgehend startet die Reihe entweder nach rechts \rightarrow oder nach links \leftarrow . Nach einer kompletten Runde und der Wiederholung des Anfangsbildes beginnt die nächste Panoramarunde nach oben \uparrow oder nach unten \downarrow versetzt.

Spalte 10:

Die waagerechte Blickrichtung stellt man mit 0° dar. Einen entsprechender Winkel nach oben ist positiv und der nach unten ist negativ.

Spalte 11:

Im Fotogrammetrie-Programm werden die Bilder eines Aufnahmezyklus verarbeitet. Nicht alle Bilder sind dafür nutzbar. Es bleiben die verarbeiteten Bilder.

Spalte 12 und 13:

Vollständigkeitsgrad in Prozent. Bei Teildarstellungen liegt der Hauptteil, oben \uparrow , oder unten \downarrow . Diese Bewertung erfolgte visuell, da sich die Ergebnisse durch ihre einfache Hohlkörperstruktur sehr gut einschätzen ließen.

1 Modell Nr. Zyklus Nr.	2 Bilder- zahl total.	3 Bilder- zahl pro Ebene: Teilung:	4 Anzahl der Ebenen	5 Ab- stand der Ebenen in mm	6 Ellipso Zylind. Kugel Plat. Spiral	7 Posit. von d. Mitte, hinten vor	8 Abstand weg von der Senkrechten oben, mitte, unten in mm	9 Rich- tung ↑ ↓ ↔	10 Kamerablickwinkel zur horizontalen Ebene (Waagrecht = 0° ,nach oben positive Grade, nach unten negative Grade.)														11 Bilder für Foto- gram- metrie	12 Ab- bildung wo? oben ↑ unten ↓	13 %
									1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14			
1 \ 1	55	12\30°	4,6	15	E & S	h	10, 25, 50	← ↓	-45	-20	20	45										48	mittig	75	
1 \ 2	151	24\15°	5,4	30	Z & S	h	20	← ↓	20	10	-10	-20										81	mittig	65	
1 \ 3	48	12\30°	4	40	Z & S	h	20	← ↓	-20	-10	10	20										45	mittig	30	
1 \ 4	45	12\30°	4	40	Z & S	h	20	← ↓	-20	-10	10	20										34	mittig	25	
1 \ 5	50	13\30°	3,8	40	E & S	h	10, 50, 10	← ↓	-50	-15	15	15										50	mittig	75	
1 \ 6	57	13\30°	4,3	40	E & S	h	10, 50, 10	← ↓	-50	-15	15	15										44	mittig	65	
1 \ 7	53	13\30°	4	40	E & S	h	10, 50, 40	← ↓	-15	-5	5	15										49	mittig	50	
1 \ 8	41	13\30°	3,1	40	E & S	h	10, 40, 30	← ↓	-15	-5	5											19	mittig	20	
1 \ 9	72	13\20°	3,8	30	Z & S	h	20	← ↓	-45	-20	20	45										38	mittig	30	
1 \ 10	38	13\20°	2	70	Z & S	h	15	← ↓	-30	30												23	mittig	20	
1 \ 11	73	19\20°	3,8	50	E & S	v	10, 40, 10	← ↓	45	15	-15	-45										73	mittig	75	
1 \ 12	83	24\15°	4,3	40	Z & S	h	15	← ↓	-50	-20	20	50										28	unten	25	
1 \ 13	70	24\15°	2,9	60	Z & S	v	20	← ↓	-20	0	20											32	oben	20	
1 \ 14	144	18\20°	8	20	Z & P	h	5	← ↓	0	0	0	0	0	0								144	mittig	60	
1 \ 15	144	24\15°	6	0	K	h	0	← ↓	-35	-20	-5	5	20	35								144	mittig	25	
1 \ 16	146	24\15°	6	20	Z	h	10	← ↓	-30	-20	-10	10	20	30								104	mittig	65	
1 \ 17	114	19\20°	6	10	E	h	10, 25, 50	← ↓	70	30	10	-10	-30	-70								110	oben	90	
1 \ 18	133	19\20°	7	10	E	h	10, 25, 50	← ↓	70	30	10	-10	-25	-45	-60							133	oben	85	
1 \ 19	115	19\20°	6	20	E	v	50, 25, 10	← ↓	80	70	50	30	20	10	0							111	oben	65	
1 \ 20	170	19\20°	9	5	K	v	5, 50, 5	→ ↑	-80	-50	-30	-10	0	10	30	50	80					170	total	100	
1 \ 21	116	13\30°	9	5	K	v	5, 50, 5	→ ↓	80	50	30	10	0	-10	-30	-50	-80					116	total	100	

Tab.: 5 Ergebnisprotokoll zum 1. Blasenmodell mit 21 Zyklen

1 Modell Nr. Zyklus Nr.	2 Bild- zahl total:	3 Bild- zahl pro Ebene: Teilung:	4 Anzahl der Ebenen	5 Ab- stand der Ebenen in mm	6 Ellipso Zylind. Kugel Plat. Spiral	7 Posit. von d. Mitte, hinter vor	8 Abstand weg von der Senkrechten oben, mitte, unten in mm	9 Rich- tung ↕ ↑ ↓	10 Kamerablickwinkel zur horizontalen Ebene (Waagrecht = 0°, nach oben positive Grade, nach unten negative Grade.)														11 Bilder für Foto- gram- metrie	12 Ab- bildung wo? oben ↑ unten ↓	13 %
									1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14			
311	96	19/20°	5	5	Z	h	80	→ ↑	-45	-20	0	20	45									47	mittig	25	
312	146	13/30°	11	10	K	v	-20,80,-20	→ ↑	90	75	35	15	5	0	-5	-15	-35	-75	-90				104	total	95
313	141	13/30°	10,8	0	K	M	0	→ ↓	-90	-75	-35	-15	-5	0	5	15	35	75	95				117	total	95
314	153	19/20°	8	0	Z	h	0	→ ↑	50	30	15	5	-5	-15	-30	-50							47	unten	40
315	172	13/30°	13,2	0	K	M	0	→ ↓	-55	-45	-35	-25	15	-5	0	5	15	25	35	45	50		58	unten	35
316	19	19/20°	1	0	Z	M	0	→ ↑	-45														19	unten	35
317	127	13/30°	9,7	10	Z	M	0	→ ↓	-50	-40	-30	-20	-10	0	10	20	30	40					51	unten	35
318	121	13/30°	9,3	15	Z	v	10	→ ↑	50	40	30	20	10	0	-10	-20	-30	-35					59	unten	40
319	152	19/20°	8	25	Z	h	20	→ ↓	-50	-35	-15	-5	5	15	35	50							38	unten	25
3110	190	19/20°	10	10	Z	M	0	→ ↓	-50	-40	-30	-20	-10	10	20	30	40	50					96	m. u.	75
3111	152	19/20°	8	10	Z	M	15	→ ↑	-50	-35	-15	-5	5	35	50								6	mittig	5
3112	190	19/20°	10	5	Z	h	10	→ ↓	-60	-45	-30	-20	-10	10	20	30	45	60					12	unten	10
3113	114	19/20°	6	10	Z	M	0	→ ↑	60	45	10	-10	-45	60									12	unten	15
3114	152	19/20°	8	5	Z	M	5,0,5	→ ↑	-75	-45	-25	-5	5	25	45	75							19	unten	15
3115	171	19/20°	9	15	E	v	0,30,0	→ ↑	80	45	25	10	0	-10	-25	-45	80						33	unten	30
3116	171	19/20°	9	20	Z	v	30	→ ↑	85	50	30	10	0	-10	-20	-45	-85						122	u / m	75
3117	152	19/20°	8	0	K	v	0	→ ↑	80	50	30	10	-10	-20	-30	-50	-80						101	u / m	70
3118	153	19/20°	8	25	Z	v	30	→ ↓	-75	-45	-25	-10	10	25	45	75							100	u / m	80
3119	127	19/20°	6,7	15	Z	v	15	→ ↑	70	35	10	0	-10	-40	-35	-70							70	mittig	65
3120	190	19/20°	10	20	Z	v	20	→ ↓	-85	-45	-35	-15	-5	5	15	35	45	85					99	m / o	80
3121	90	13/30°	7	5	Z	h	70	→ ↓	-70	-35	-15	0	15	35	70								25	unten	45

Tab.: 7 Ergebnisprotokoll zum 3. Blasenmodell mit 25 Zyklen Teil: A

3.2 Untersuchungen

Aus den Rahmendaten des Protokolls werden 8 gewählte Umsetzungszyklen analysiert. Die Auswahl dieser 8 Fallbeispiele aus 54 Zyklen war notwendig, um spezifische Charakteristika herausarbeiten zu können (siehe Kapitel 3.3.2 - 3.2.7). In den grafischen Darstellungen wird der Raum der Modellblase mit einem senkrechten Schnitt schematisiert. Die Schnittdarstellung zieht sich entlang der Mittelachse. Diese senkrechte Schnittdarstellung schneidet dabei auch die Bahnen des Kamerawegs. Diese verlaufen in senkrecht übereinander gestapelten Kreisbahnen. Sie unterscheiden sich in allen Zyklen durch Durchmesser und Anzahl. Diese geschnittenen Bildaufnahmeebenen werden dann mit symbolischen Kameradarstellungen wiedergegeben, immer mit der Anfangsposition der ersten Aufnahme eines Bildkreises. Da diese Grafik einen senkrechten Schnitt wiedergibt, wird die Silhouette des Aufnahmezyklus immer nur die Erstaufnahme einer Bilderkreisbahn darstellen. Die Blickrichtung der Kameraeinstellungen wird mit einem blauen Dreieck als Blickwinkel symbolisiert. Die Schnittdarstellung zeigt im Ansatz auch die Form der Spur des Kameraweges. Diese ähnelt immer einem Rotationskörper, der als kugelförmig, zylindrisch oder elliptisch charakterisiert werden kann. Da in dieser Schnittdarstellung nur die Startpositionen der Bilderebene wiedergegeben werden, stellen diese auch nur eine Hälfte des Rotationskörperprofils dar.

Des Weiteren wird der grafischen Darstellung des Schnitts durch den Modellblaseninnenraum die symbolische Darstellung eines Lasermesspunktes hinzugefügt. Zur Gegenkontrolle der Versuchseinstellung wurde hiermit die Maßhaltigkeit überprüft. Ein auf die Außenseite des Modells projizierter Laserpunkt kann auf der Innenseite von der Endoskop-Kamera erkannt werden. Dies ist dann zur Gegenkontrolle der vordefinierten Einstellungen nutzbar.

Dokumentiert werden soll nebst des Kamerawegs, die Punktwolke, gefolgt von der Analyse mittels der Ergebnisdarstellungen. Die Bilder sollen die hohe Qualität der 3 D Umsetzung wiedergeben. Einer Erklärung des Umsetzungsvorgangs folgte die Auswertung der jeweiligen Ergebnisse. Hier wurden die Ursachen von Fehlern analysiert oder die zielführenden Phasen dargestellt. Die Fehleranalyse baute auf die Kenntnisse der Vorgänge in der SfM-Fotogrammetrie und dem darin eingebetteten SIFT-Prozess auf. Durch diese werden dann Prozessfehler oder Fehlerkombinationen erkennbar.

Komplette SfM-Fotogrammetrie-Umsetzungen basieren nicht nur auf einem Zustand von Fehlerfreiheit, sondern auch auf der Kenntnis über Idealzustände. Eine Analyse von 8 typischen Zyklen, von der Vorplanung bis zum räumlichen 3D Objekt, wird im anschließenden Kapitel vorgenommen.

Fotogrammetrie am Blasenmodell 1, Zyklus 11

<u>Aufnahmeparameter</u>	<u>Werte</u>	<u>Beschreibung</u>
Bilderanzahl	73	
Beleuchtungsregelung	100%	
Ebenen des Zyklus	3,8	
Teilung / Umdrehungen	20°	
Justage der Sonde		durch einen Laserpunkt
Spur des Kameraweges		Evolute eines Ellipsoids
Erstaufnahme, Richtung		oben, Folgebilder nach links
Durchmesser-Bilderspur	80 mm	
Blickwinkel der Bahnen		-45°, -20°, 20°, 45°

Tabellenauszug: 1 Blasenmodell 1, Zyklus 11

Querschnitt in der Ansicht des Versuchsaufbaus.

Die dargestellten Kamerapositionen stellen jeweils die erste Aufnahme der ringförmigen Aufnahmeebene dar. Diese kreist jeweils um die senkrechte Achse (strichpunktierte Linie).

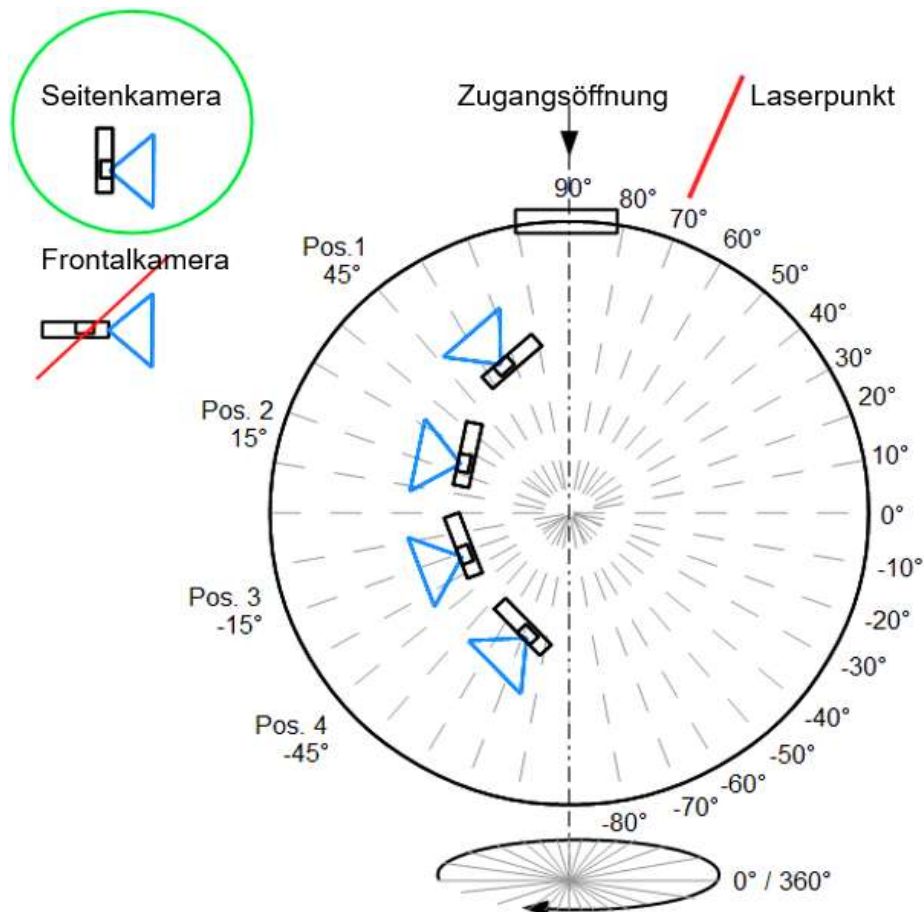


Abb.: 61 Schnitt (BM1, Z11)

Bilder, Kommentar, Auswertung

Die Umsetzung gelang nur zu 75%. Innenoberfläche gleicht Außenoberfläche.

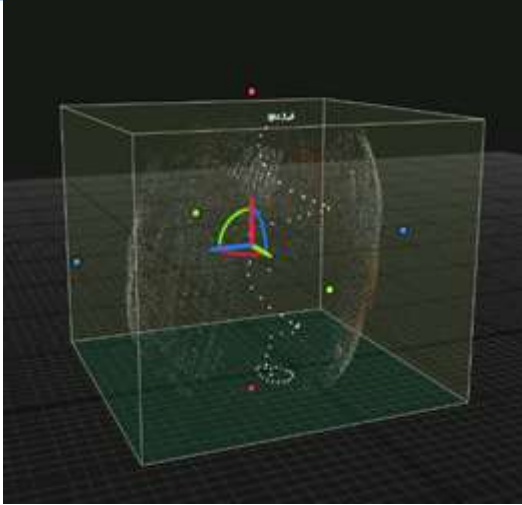


Abb.: 62 Punktwolke, Kamera (BM1, Z11)

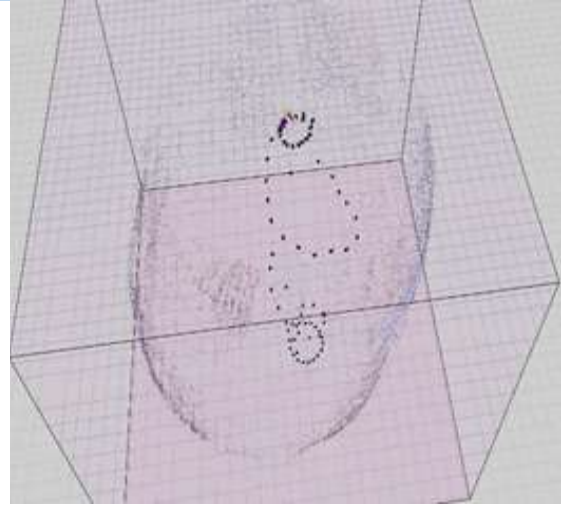


Abb.: 63 Kameraweg, invertiert (BM1, Z11)

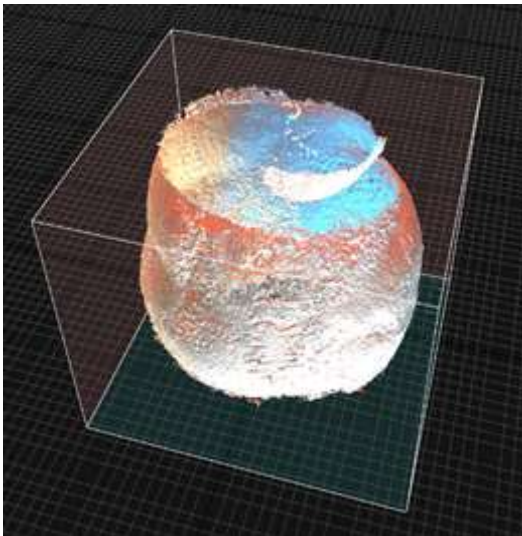


Abb.: 64 Delaunay Triangulation (BM1, Z11)

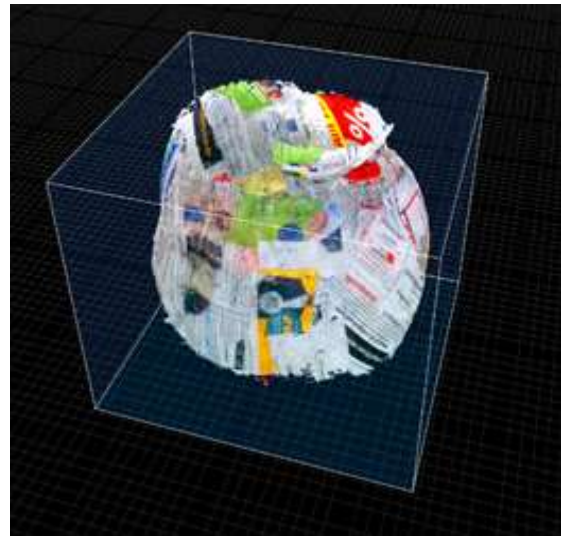


Abb.: 65 Texturiert und koloriert (BM1, Z11)

Die spiralförmige Spur der Kamerapositionen wurde in diesem Zyklus vollständig wiedergegeben. Auf beiden oberen Bildern (rechts invertiert) war die Präzision der Ausführung erkennbar. Im Gegensatz dazu war die Oberflächenwiedergabe selbst unvollständig und stark fehlerhaft. In beiden unteren Bildern war deutlich ein völlig fehlplatziertes Segment erkennbar. Fehlplatzierungen wie diese treten gehäuft bei Kamerapositionen nahe der Zentralachse oder nahe dem Zentrum auf. Hier fehlte dem SIFT-Operator die nötige Differenz der Perspektiven. Siehe Schritte 7 und 8. Die „Filterung der Deskriptoren“ (Kapitel 2.2.7) behinderte die korrekte „Transition der SIFT-Deskriptoren“ (Kapitel 2.2.8). Das Fehlen der beiden Bodenenden beruhte auf dem jeweils zu geringen Kamerawinkel. Dieser Zyklus hatte eine zu geringe Bild- und Ebenen Zahl. (siehe Protokoll)

Fotogrammetrie am Blasenmodell 1, Zyklus 14

<u>Aufnahmeparameter</u>	<u>Werte</u>	<u>Beschreibung</u>
Bilderanzahl	144	
Beleuchtungsregelung	100%	
Ebenen des Zyklus	8	
Teilung / Umdrehungen	30°	
Justage der Sonde		durch einen Laserpunkt
Spur des Kameraweges		Zylinder, 10 mm zur Mittelachse
Erstaufnahme, Richtung		oben, Folgebilder nach links
Durchmesser-Bilderspür	10 mm	
Blickwinkel der Bahnen		alle Bahnen 0°

Tabellenauszug: 2 Blasenmodell 1, Zyklus 14

Querschnitt in der Ansicht des Versuchsaufbaus.

Die dargestellten Kamerapositionen stellen jeweils die erste Aufnahme der ringförmigen Aufnahmeebene dar. Diese kreist jeweils um die senkrechte Achse (strichpunktierte Linie).

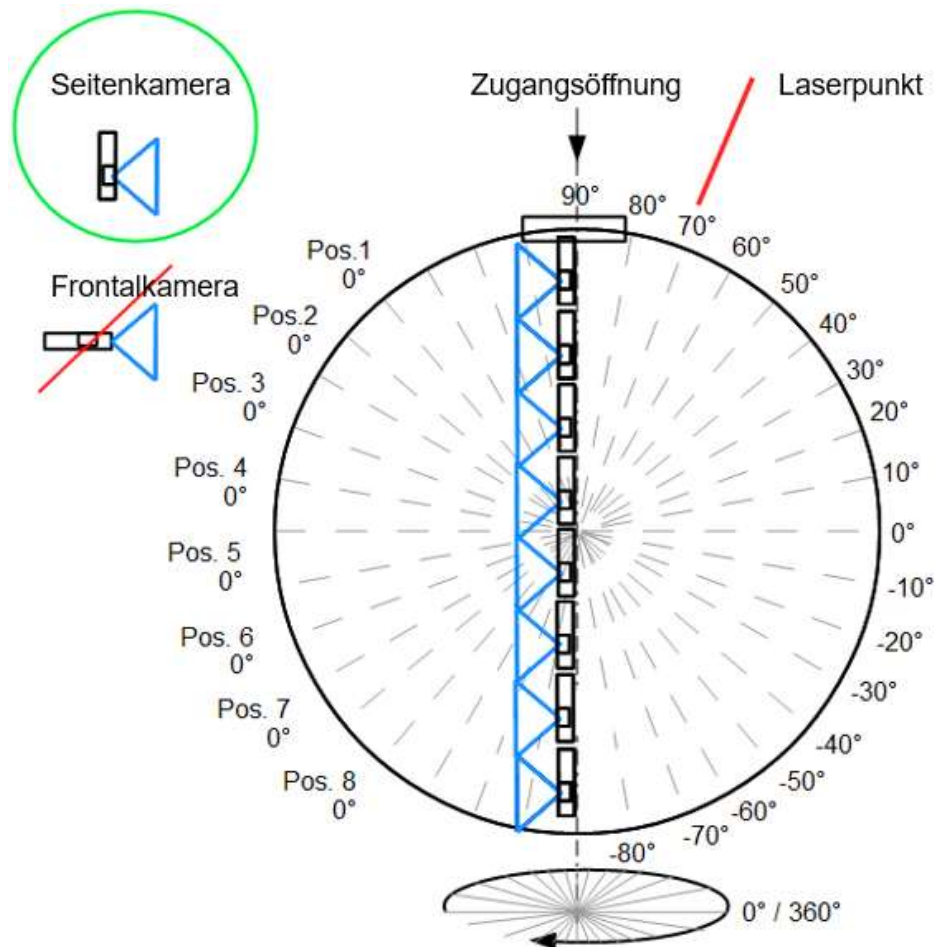


Abb.: 66 Schnitt (BM1, Z14)

Bilder, Kommentar, Auswertung

Die Umsetzung erreichte nur 60%. Innenoberfläche gleicht Außenoberfläche.

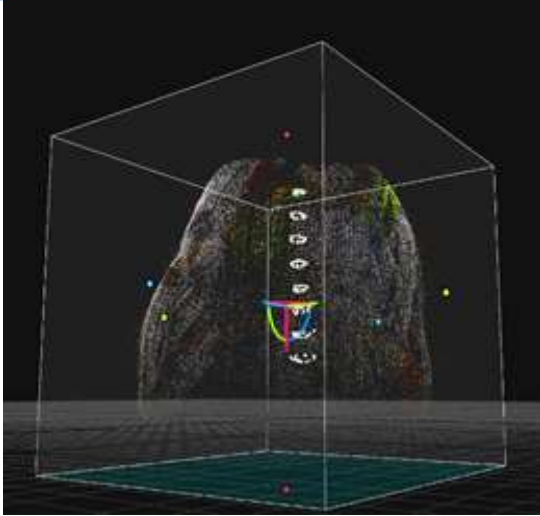


Abb.: 67 Punktwolke mit Kamerapositionen

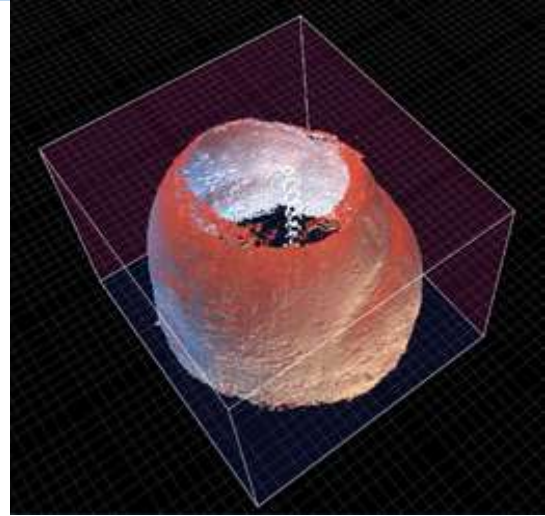


Abb.: 68 3D Rendering

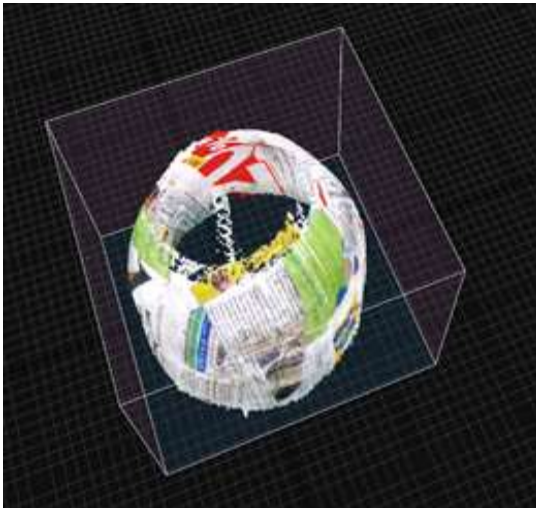


Abb.: 69 3D koloriert und texturiert

Alle 8 Ebenen der Kamerapositionen waren deutlich sichtbar wiedergegeben. Eng an die Mittelsäule gruppieren sich die 18 Positionen pro Zirkel. Ab diesem Zyklus wurde die Kameraführung in Kreisen geführt und nicht mehr in Spiralen. Diese waren, wenn präzise ausgeführt, nur mit erheblich größerem Aufwand durchzuführen, ohne dabei eine bessere Ausgangsposition zu erzielen. Die fehlenden Kappen des Modells beruhen auf dem mangelnden Kameraanstellwinkel in den beiden Endpositionen. Die Bilderüberlappungsdichte im abgebildeten Mittelsegment war weit übererfüllt. Fehlabbildungen und Verzerrungen blieben aus, da die Kameraeinzelpositionen leicht seitlich versetzt waren, hierdurch entstand die für den SIFT-Prozess nötige perspektivische Räumlichkeit.

Fotogrammetrie am Blasenmodell 1, Zyklus 21

<u>Aufnahmeparameter</u>	<u>Werte</u>	<u>Beschreibung</u>
Bilderanzahl	144	
Beleuchtungsregelung	100%	
Ebenen des Zyklus	9	
Teilung / Umdrehungen	20°	
Justage der Sonde		durch einen Laserpunkt
Spur des Kameraweges		Kugel, zentriert
Erstaufnahme, Richtung		oben, Folgebilder nach rechts
Durchmesser-Bilderspur	80mm	
Blickwinkel der Bahnen		80°, 50°, 30°, 10°, 0°, -10°, -30°, -50°, -80°

Tabellenauszug: 3 Blasenmodell 1, Zyklus 21

Querschnitt in der Ansicht des Versuchsaufbaus.

Die dargestellten Kamerapositionen stellen jeweils die erste Aufnahme der ringförmigen Aufnahmeebene dar. Diese kreist jeweils um die senkrechte Achse (strichpunktierte Linie).

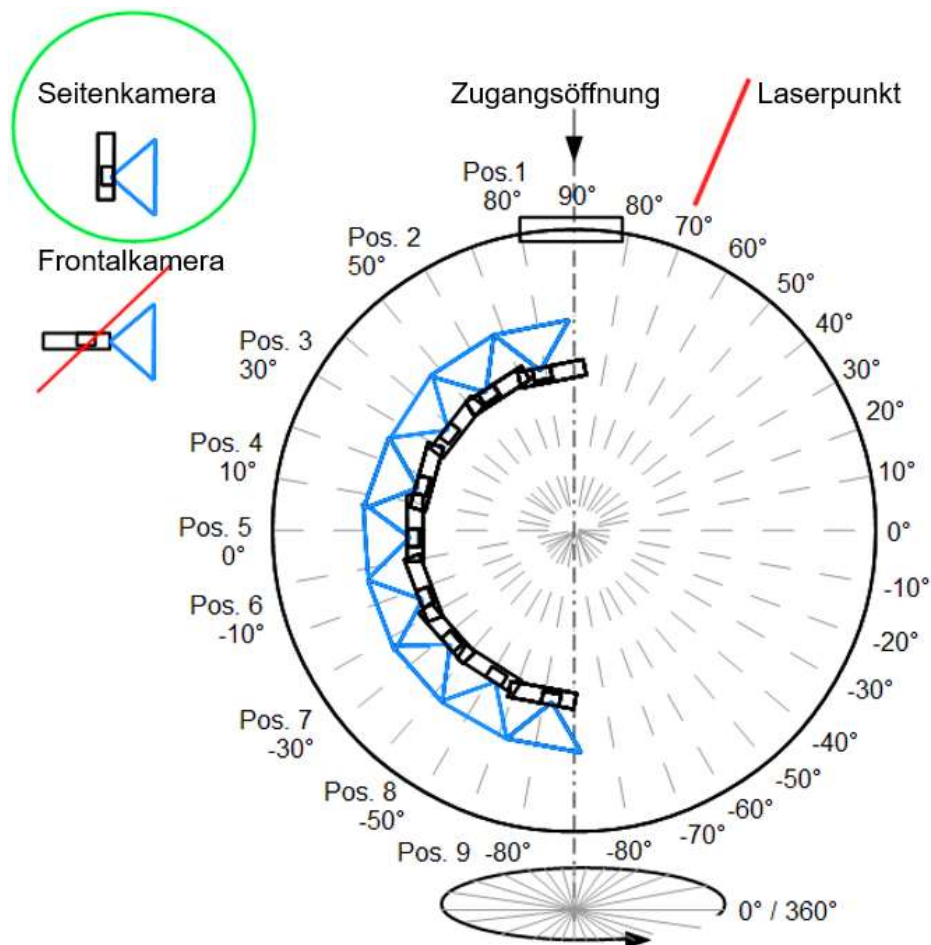


Abb.: 70 Schnitt (BM1, Z21)

Bilder, Kommentar, Auswertung

Die Umsetzung gelang zu 100%, Innenoberfläche gleicht Außenoberfläche.

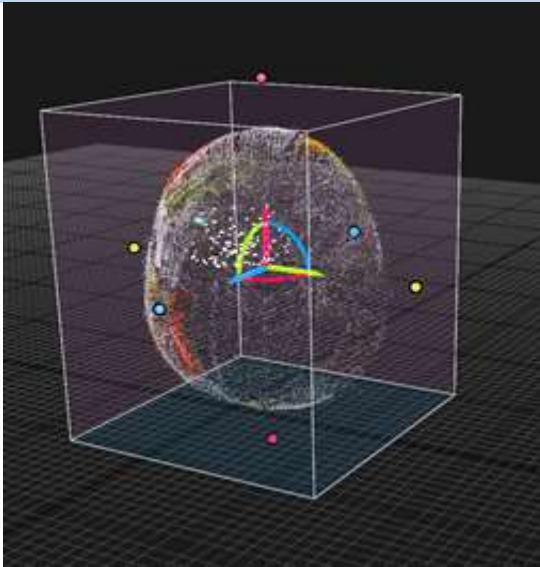


Abb.: 71 Punktwolke

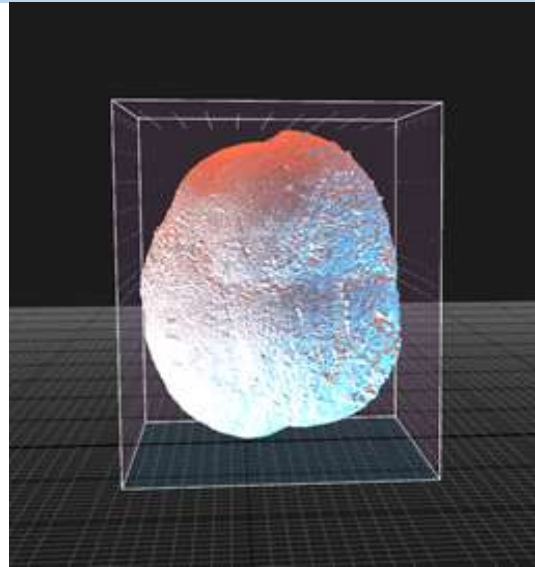


Abb.: 72 3D Delaunay Triangulation

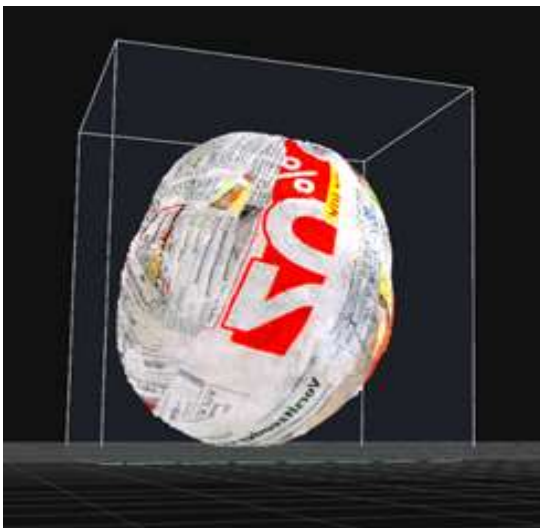


Abb.: 73 3D Darstellung, vollständig

Die Punktwolke zeigte sich sehr dicht, vollständig und fehlerlos ausgebildet. Die Kamerapositionen stimmten nicht mit der Wirklichkeit überein, im Gegensatz dazu die hohe Maßhaltigkeit des Modells. Die insgesamt 9 Ebenen zu 12 radialen Kamerapositionen hatten das nötige Auflösungs-Minimum. Hier trat der Gegensatz zu Zyklus (BM1, Z20) deutlich hervor, das mit einer Radialteilung von 18 Bildern pro Radius, also 20° , das gleiche Ergebnis erreichbar war. Die Bildschärfe erreichte die der Einzelaufnahme. Die detaillierte Wiedergabe des Farbdrucks zeigte die Qualität der Umsetzung. Dieser ist spiegelverkehrt, da er von Innen nach Außen umgekehrt wurde.

Die Wiedergabe des 3D Modells war 100% ausgeführt.

Fotogrammetrie am Blasenmodell 2, Zyklus 6

Aufnahmeparameter	Werte	Beschreibung
Bilderanzahl	99	
Beleuchtungsregelung	100%	
Ebenen des Zyklus	5	
Teilung / Umdrehungen	20°	
Justage der Sonde		durch einen Laserpunkt
Spur des Kameraweges		Kugel, zentriert
Erstaufnahme, Richtung		unten, Folgebilder nach rechts
Durchmesser-Bilderspur	100 mm	
Blickwinkel der Bahnen		-80°, -30°, -10°, 20°, 45°

Tabellenauszug: 4 Blasenmodell 2, Zyklus 6

Querschnitt in der Ansicht des Versuchsaufbaus.

Die dargestellten Kamerapositionen stellen jeweils die erste Aufnahme der ringförmigen Aufnahmeebene dar. Diese kreist jeweils um die senkrechte Achse (strichpunktierte Linie).

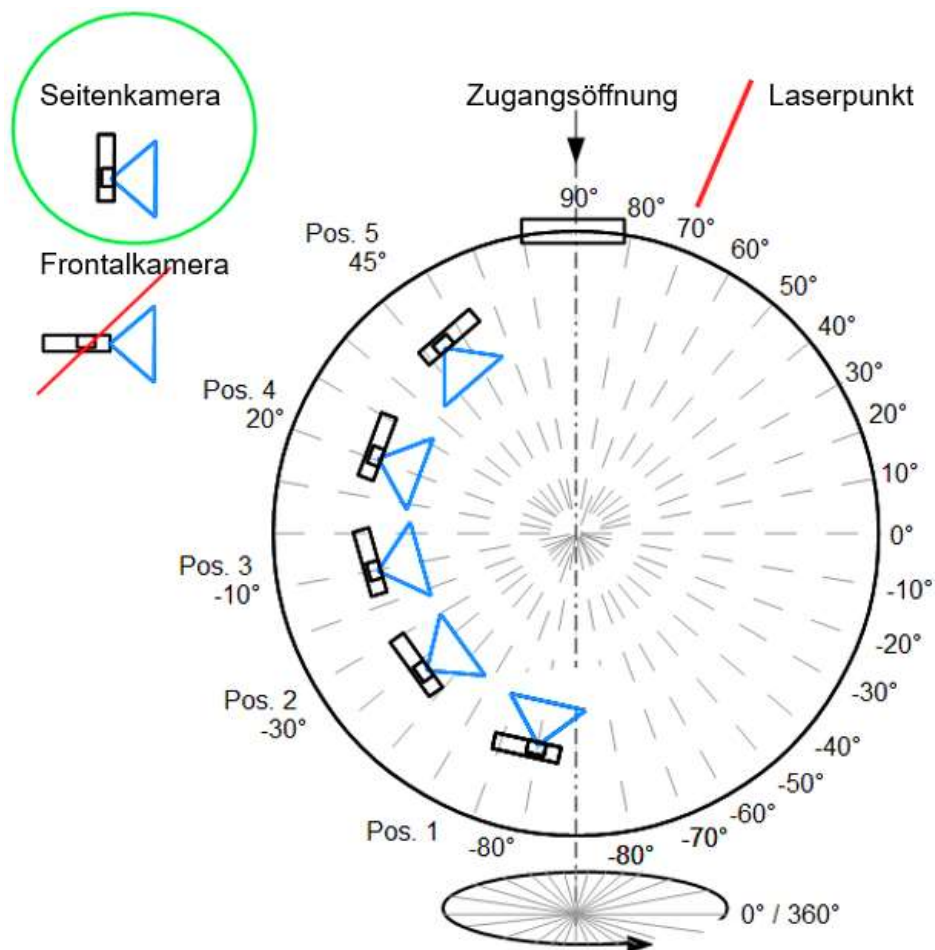


Abb.: 74 Schnitt (BM2, Z6)
Bilder, Kommentar, Auswertung

Die Umsetzung erreichte nur 60%. Innenoberfläche gleicht Außenoberfläche.

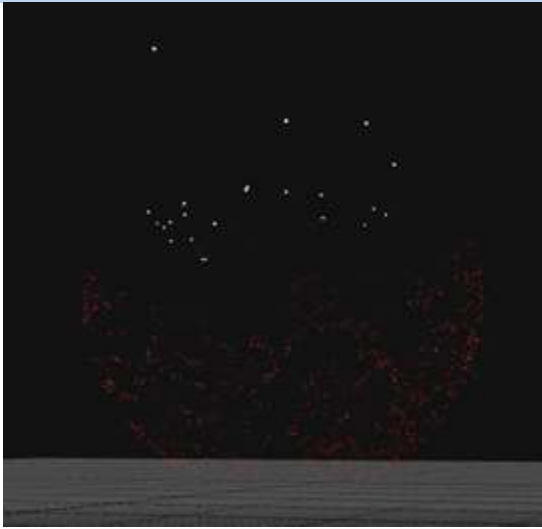


Abb.: 75 Punktwolke

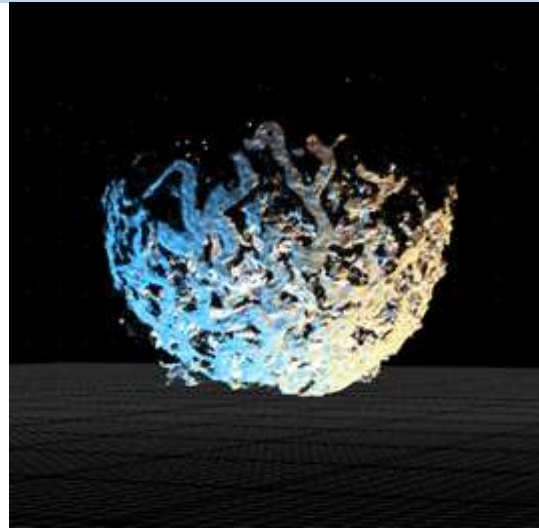


Abb.: 76 Delaunay-Triangulation

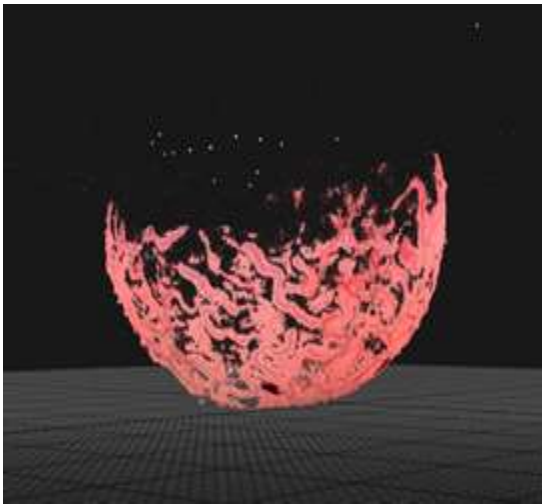


Abb.: 77 Kolorierte Fragmente

Alle Zyklen des 2. Blasenmodells enthielten höchstens 60% der möglichen Umsetzung. Als Beispiel für die Serie wurde diese Umsetzung (BM2, Z6) gewählt. Hierbei konnten jedoch nur fragmentarische Darstellungen erzielt werden. In allen Zyklen des 2. Modells ist ein sehr schwacher Kontrast festzustellen, da die Gefäßzeichnung sehr blass war. Für die SIFT-Umsetzung bedeutete dies einen stark eingeschränkten Umsetzungsprozess in Schritt 3: „Auswahl von Interessenpunkten“ (Kapitel 2.2.3) Mangelhafte Konturen erzeugten kaum Interessenpunkte.

Für den SIFT-Prozess zeigte sich die Anzahl der umsetzbaren Elemente als zu gering. Deutlich erkennbar ist dies an der äußerst schwach ausgebildeten Punktwolke (oben links). Für weitere Serien war ein drittes kontrastreicheres und voluminöseres Modell notwendig.

Fotogrammetrie am Blasenmodell 3, Zyklus 2

<u>Aufnahmeparameter</u>	<u>Werte</u>	<u>Beschreibung</u>
Bilderanzahl	146	
Beleuchtungsregelung	100%	
Ebenen des Zyklus	11	
Teilung / Umdrehungen	30°	
Justage der Sonde		durch einen Laserpunkt
Spur des Kameraweges		Kugel, zentriert
Erstaufnahme, Richtung		oben, Folgebilder nach rechts
Durchmesser-Bilderspur	160 mm	
Blickwinkel der Bahnen		90°, 75°, 35°, 15°, 5°, 0°, -5°, -15°, -35°, -75°, -90°

Tabellenauszug: 5 Blasenmodell 3, Zyklus 2

Querschnitt in der Ansicht des Versuchsaufbaus.

Die dargestellten Kamerapositionen stellen jeweils die erste Aufnahme der ringförmigen Aufnahmeebene dar. Diese kreist jeweils um die senkrechte Achse (strichpunktierte Linie).

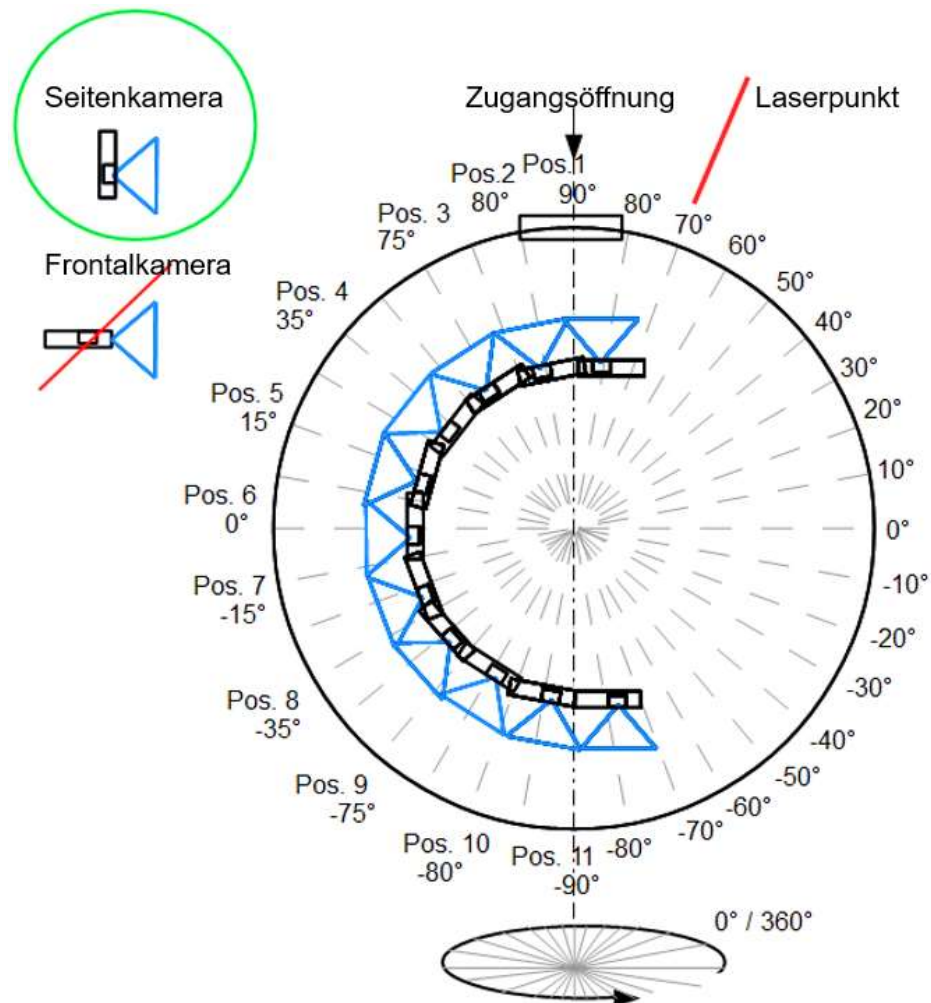


Abb.: 78 Schnitt (BM3, Z2)

Bilder, Kommentar, Auswertung

Die Umsetzung gelang zu 95%. Die Innenoberfläche gleicht der Außenoberfläche.

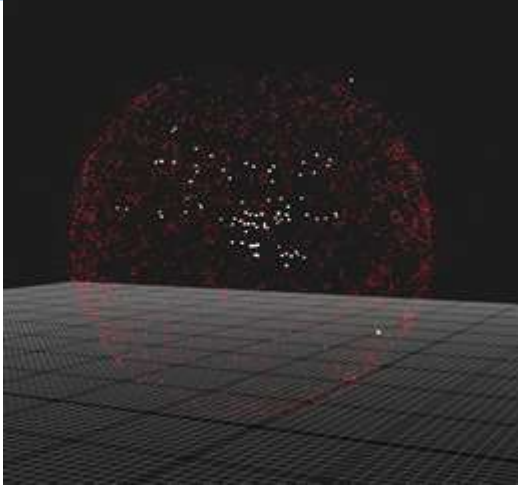


Abb.: 79 Kamerapositionen

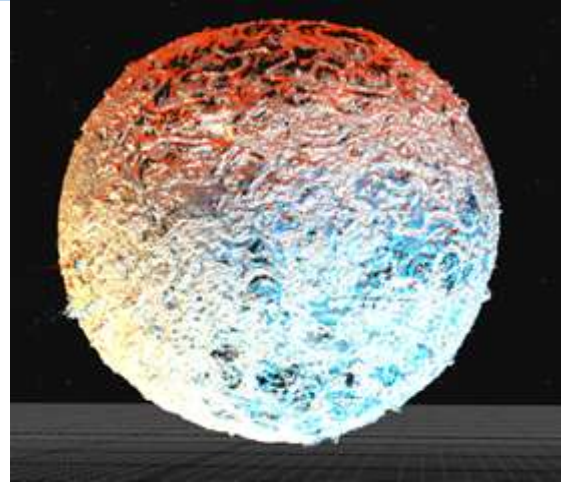


Abb.: 80 Farblose 3D Darstellung

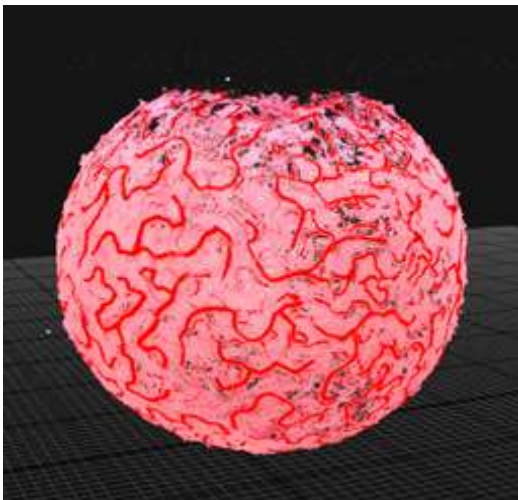


Abb.: 81 Koloriert und texturiert

In der Punktwolke waren die stark fehlplatzierten Kamerapositionen erkennbar. Der fehlende obere Abschluss ist auf einen Umsetzungsfehler der ersten Ebene zurückzuführen. Die 11 Positionen der Aufnahmeebenen befanden sich in einem sehr schmalen Nutzungsbereich der nach außen gerichteten Endoskop-Kamera. Hier wurde die Aufnahmedistanz zur Oberfläche offensichtlich unterschritten und es entstand eine Überdeckungslücke. Die Fehlinterpretationen der Kamerapositionen entstanden aufgrund der sehr kurzen Distanz zur Innenoberfläche. Im Schritt 7 „Filterung der Deskriptoren“ (Kapitel 2.2.7) verblieben zu wenig Deskriptoren. Für eine räumliche Transition war ihre Menge grenzwertig. Das Ergebnis der Umsetzung war nur zu 95% vollständig.

Fotogrammetrie am Blasenmodell 3, Zyklus 14

Aufnahmeparameter	Werte	Beschreibung
Bilderanzahl	152	
Beleuchtungsregelung	100%	
Ebenen des Zyklus	8	
Teilung / Umdrehungen	20°	
Justage der Sonde		durch einen Laserpunkt
Spur des Kameraweges		Kugel, zentriert
Erstaufnahme, Richtung		unten, Folgebilder nach rechts
Durchmesser-Bilderspür	10 mm	
Blickwinkel der Bahnen		-75°, -45°, -25°, -5°, 5°, 25°, 45°, 75°

Tabellenauszug: 6 Blasenmodell 3, Zyklus 14

Querschnitt in der Ansicht des Versuchsaufbaus.

Die dargestellten Kamerapositionen stellen jeweils die erste Aufnahme der ringförmigen Aufnahmeebene dar. Diese kreist jeweils um die senkrechte Achse (strichpunktierte Linie).

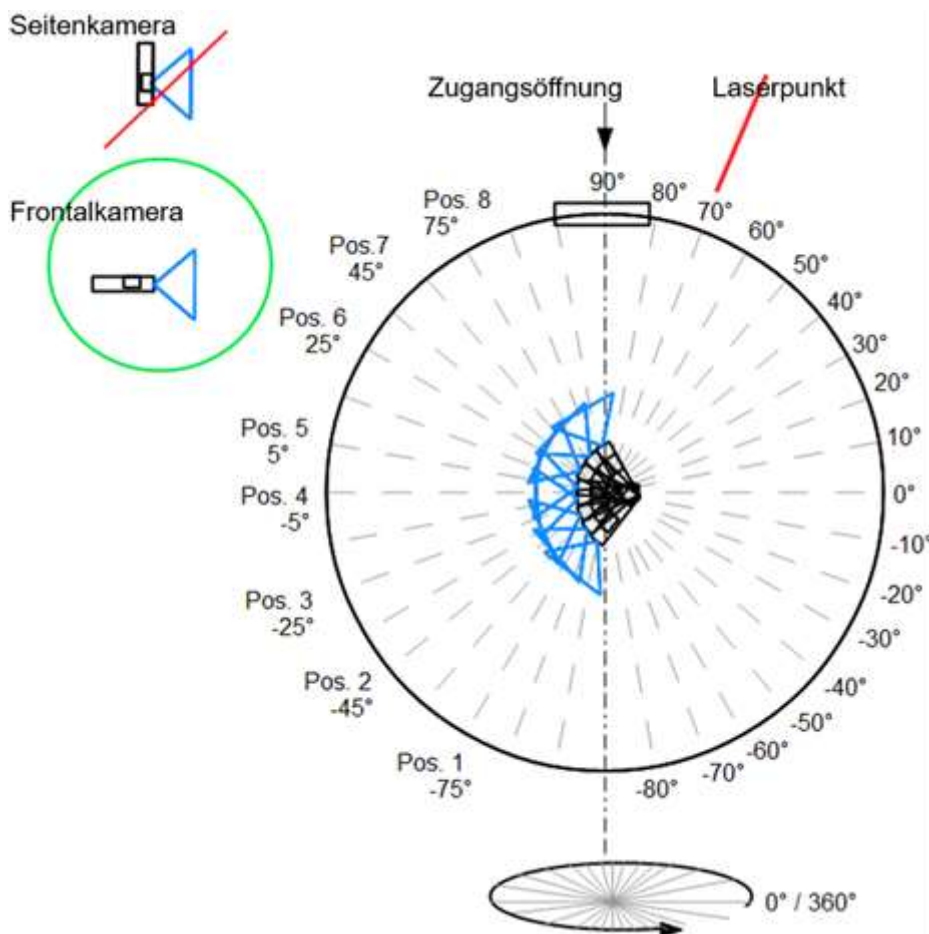


Abb.: 82 Schnitt (BM3, Z14)

Bilder, Kommentar, Auswertung

Additiver Versuch einer Formatdrehung

Drehung des Querformats um 90° zum Hochformat. Die Umsetzung gelang nur zu 15%. Innenoberfläche gleicht Außenoberfläche.

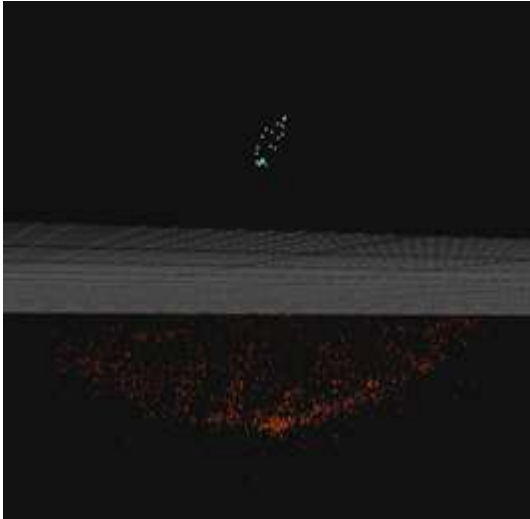


Abb.: 83 Punktwolke, Kameraspur vertikal

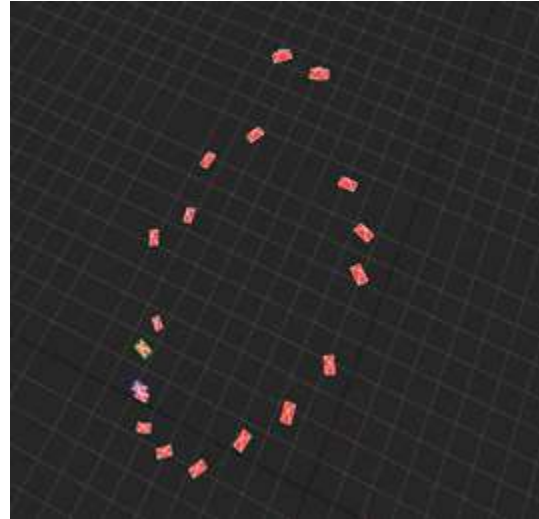


Abb.: 84 Kamerapositionen

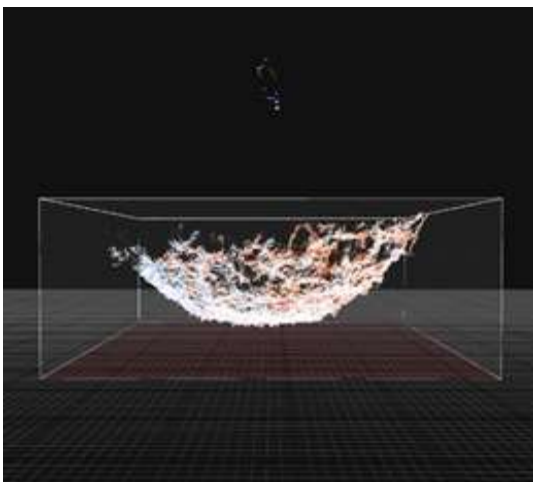


Abb.: 85 3D Umsetzung, rudimentär

Die Ausrichtung dieses Zyklus war die äußerst schlechte Umsetzung des um 90° gekippten Aufnahmen-Formates. Diese Reihe wurde im Hochformat aufgenommen, die Bildfolge nach rechts weiterrückend. Untersucht wurde die Grenze der Bildanbindung in der vertikalen Folge, vorgegeben mit 90° zur Horizontalen. Nur die erste Ebene wurde umgesetzt, jedoch fehlerhaft um eine Viertelumdrehung gekippt. Erkennbar war dies als Bilderring der Kamerapositionen im 75° Winkel zum liegenden Bodenteil des Modells. Benutzt wurde hierfür erstmals die Frontalkamera des Endoskops. Die Bilderzyklen (BM3, Z12 und BM3, Z13) wurden in gleicher Weise erstellt, aber mit schlechteren Ergebnissen.

Fotogrammetrie am Blasenmodell 3, Zyklus 22

<u>Aufnahmeparameter</u>	<u>Werte</u>	<u>Beschreibung</u>
Bilderanzahl	171	
Beleuchtungsregelung	100%	
Ebenen des Zyklus	9	
Teilung / Umdrehungen	20°	
Justage der Sonde		durch einen Laserpunkt
Spur des Kameraweges		Kugel, zentriert
Erstaufnahme, Richtung		oben, Folgebilder nach rechts
Durchmesser-Bilderspur	60 mm	
Blickwinkel der Bahnen		85°, 55°, 35°, 10°, 0° -10°, -35°, -55°, -85°

Tabellenauszug: 7 Blasenmodell 3, Zyklus 22

Querschnitt in der Ansicht des Versuchsaufbaus.

Die dargestellten Kamerapositionen stellen jeweils die erste Aufnahme der ringförmigen Aufnahmeebene dar. Diese kreist jeweils um die senkrechte Achse (strichpunktierte Linie).

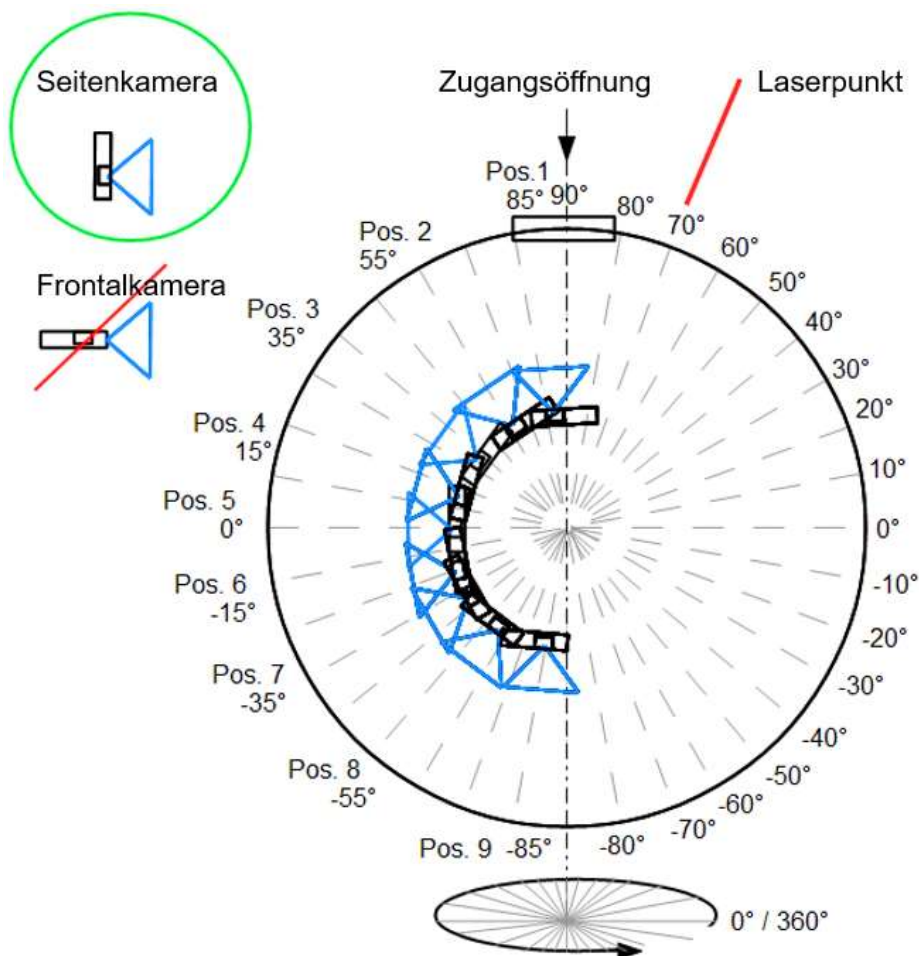


Abb.: 86 Schnitt (BM3, Z22)

Bilder, Kommentar, Auswertung

Die Umsetzung ist fragmentarisch. Innenoberfläche gleicht Außenoberfläche.

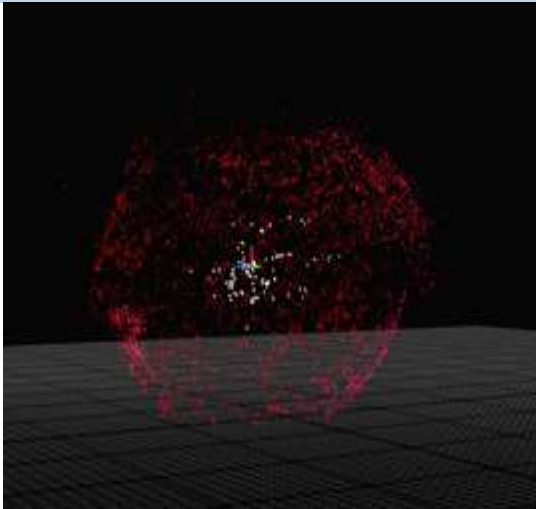


Abb.: 87 Punktwolke, Kamerapositionen

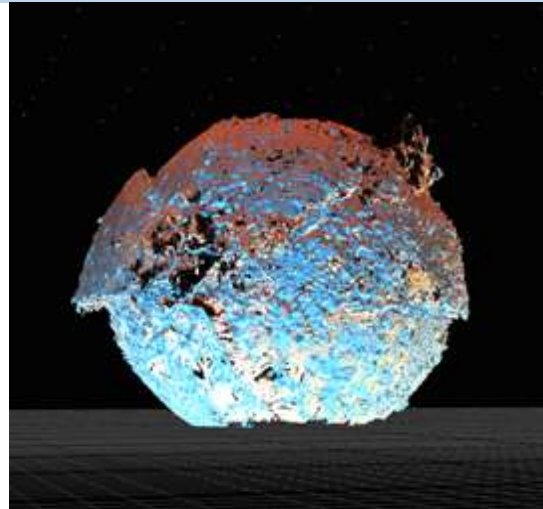


Abb.: 88 Oberflächenmodell, Seitenansicht

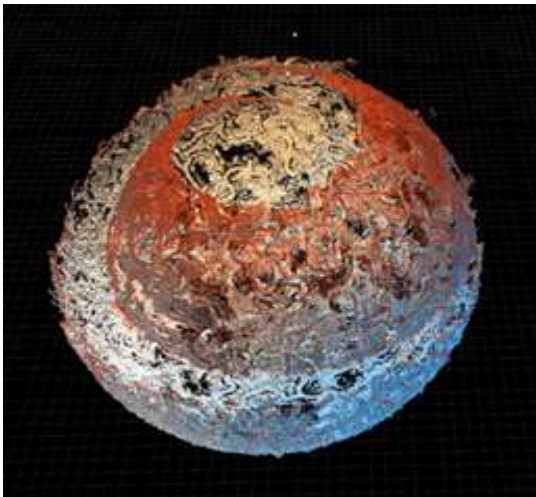


Abb.: 89 Oberflächenmodell, 80°

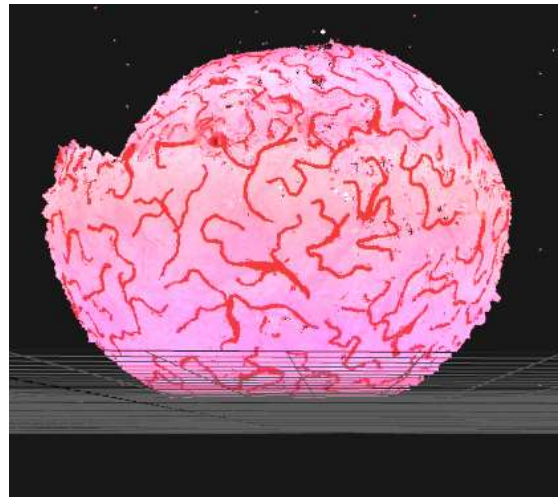


Abb.: 90 3D Modell, koloriert und texturiert

Die spiralförmige Deformation der Hülle und die diffusen Kamerapositionen ließen auf Überlappungs- und Perspektivfehler schließen. Für die „zwiebelartige“ Deformation lag ein Überlappungsfehler vor. Die Kamerabahnen der oberen Ebenen hatten zu wenig Überlappung. Der spiralförmige Aufbau und die ungeordneten Kamerapositionen zeigten diesen Perspektivenfehler. Die mangelhafte Bindung der oberen Ebenen wurde verursacht durch den zu großen Kamerawinkelunterschied in den ersten beiden Ebenen (siehe Protokoll Spalte 10: 85°, 55°, 35°, 10°). Die im Schritt 8 „Transition der Sift-Deskriptoren“ (Kapitel 2.2.8) beschriebene Umsetzung in die räumliche Dimension benötigt eine Mindestmenge an Interessenpunkten. Durch die schwache Anbindung der oberen Ebenen entwickelt der Schritt 8 nur einen Streifen der Oberfläche, der keinen Bezug zum Ganzen hat.

Fotogrammetrie am Blasenmodell 3, Zyklus 25

<u>Aufnahmeparameter</u>	<u>Werte</u>	<u>Beschreibung</u>
Bilderanzahl	104	
Beleuchtungsregelung	100%	
Ebenen des Zyklus	8	
Teilung / Umdrehungen	30°	
Justage der Sonde		durch einen Laserpunkt
Spur des Kameraweges		Kugel, zentriert
Erstaufnahme, Richtung		unten, Folgebilder nach rechts
Durchmesser-Bilderspur	160 mm	
Blickwinkel der Bahnen		-70°, -50°, -30°, -10° 10°, 30°, 50°, 70°

Tabellenauszug: 8 Blasenmodell 3, Zyklus 25

Querschnitt in der Ansicht des Versuchsaufbaus.

Die dargestellten Kamerapositionen stellen jeweils die erste Aufnahme der ringförmigen Aufnahmeebene dar. Diese kreist jeweils um die senkrechte Achse (strichpunktierte Linie).

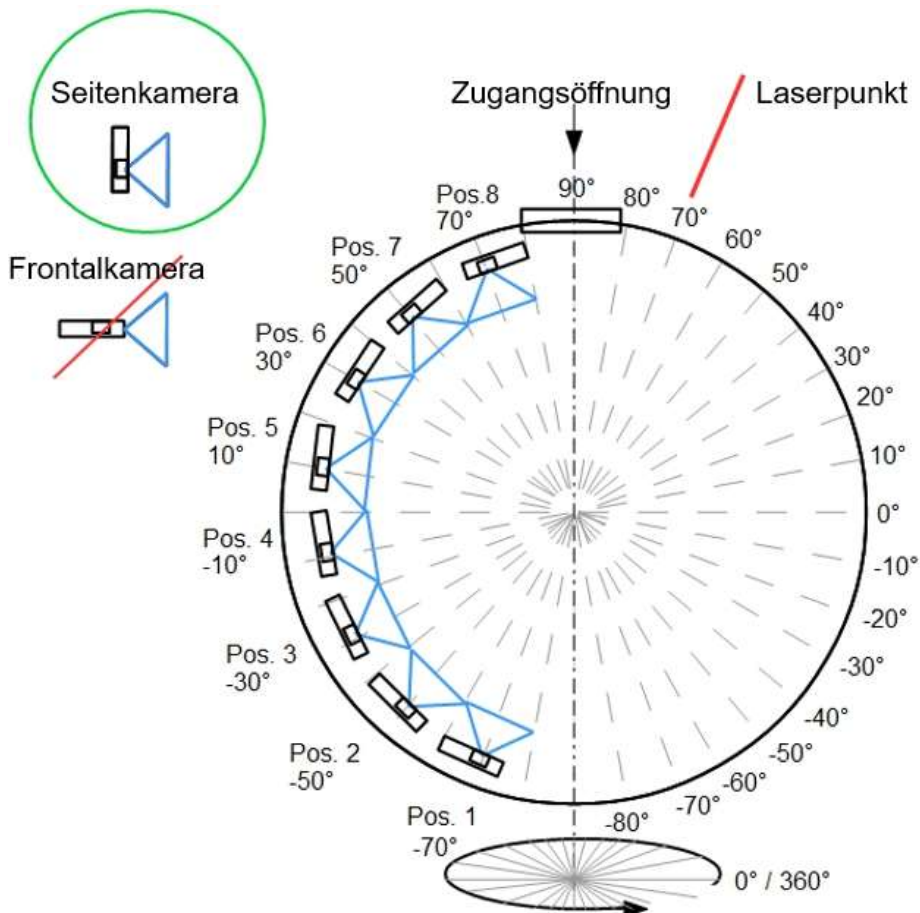


Abb.: 91 Schnitt (BM3, Z25)

Bilder, Kommentar, Auswertung

Die Umsetzung gelang zu 100%, Innenoberfläche gleicht Außenoberfläche.

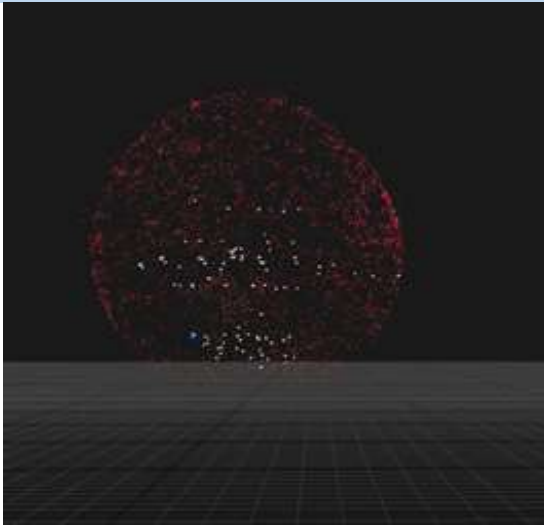


Abb.: 92 kompakte Punktwolke

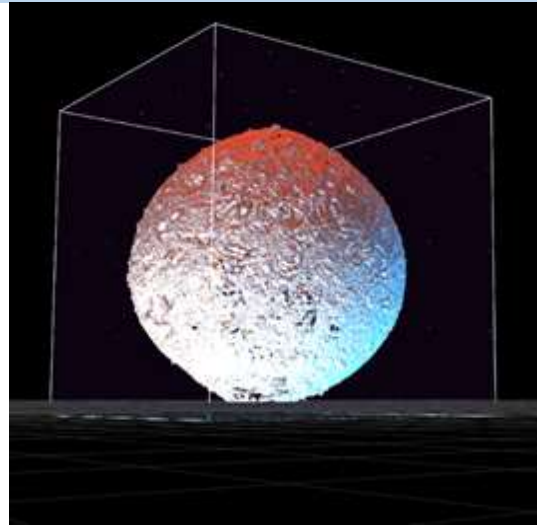


Abb.: 93 Modell aus Triangulationen



Abb.: 94 koloriert

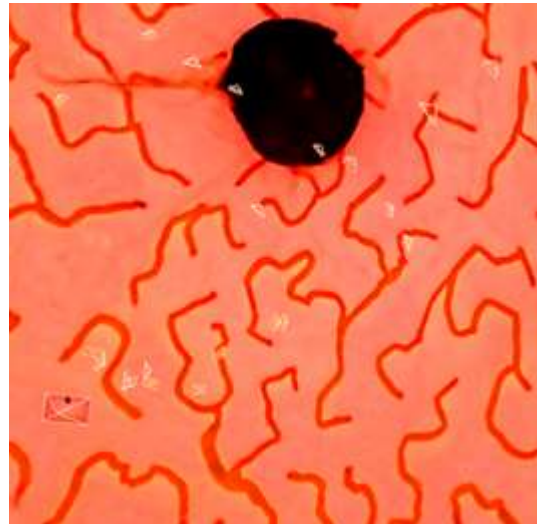


Abb.: 95 Innenansicht

Die Punktwolke war vollständig und fehlerfrei ausgebildet und sehr dicht an allen Stellen. Der Ausschnitt der Innenansicht zeigte hier am Modell die Kamerapositionen. Viele dieser hier dargestellten Kamerapositionen wichen stark von der Realität ab. Dies war für die Oberflächendarstellung folgenlos. Die insgesamt 8 Ebenen, zu je 12 Kamerapositionen waren das notwendige Bilderminimum. Eine Reduzierung um eine Ebene war denkbar, da die Überdeckung im Scheitelpunkt ausreichend groß war. Ein leichter seitlicher Versatz der Kamerapositionen führte zu keiner Störung, sondern trug zu einer Verstärkung nötiger Differenzen der Perspektiven bei. Die Darstellungsschärfe erreichte die Qualität einer Bildeinzelaufnahme, erkennbar an den scharfen Grenzen der Gefäßabbildungen, ebenso exakt war die Zugangsöffnung dargestellt.

Bilder der Totalerfassung des Blasenmodells 3, Zyklus 25

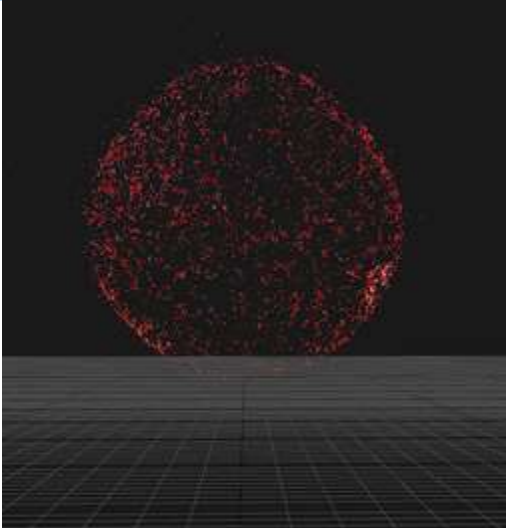


Abb.: 96 Vollständige Punktwolke

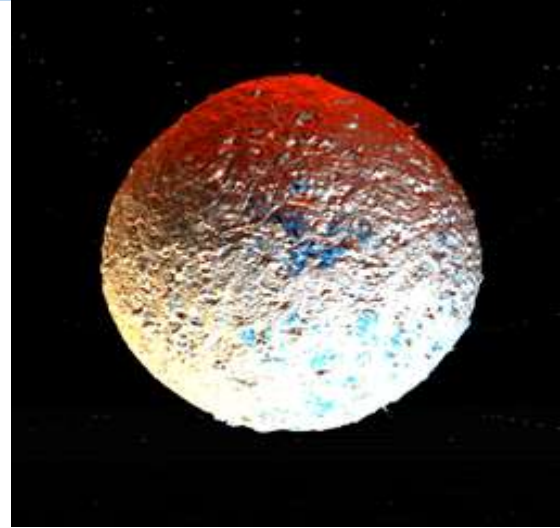


Abb.: 97 farbloses Modell

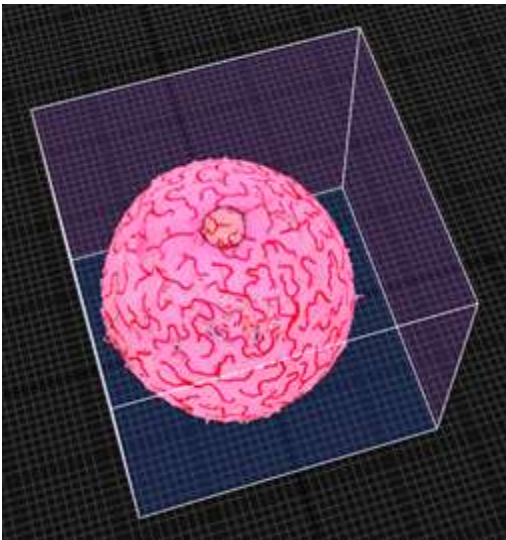


Abb.: 98 Vollständiges Blasenmodell mit sichtbarer Zugangsöffnung

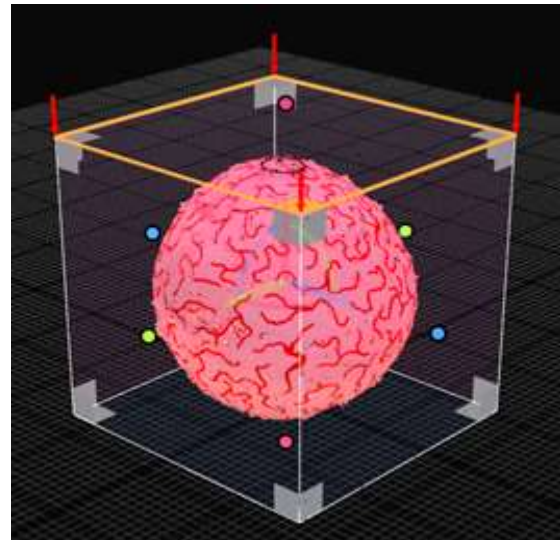


Abb.: 99 Orthoprojektion, Orientierung

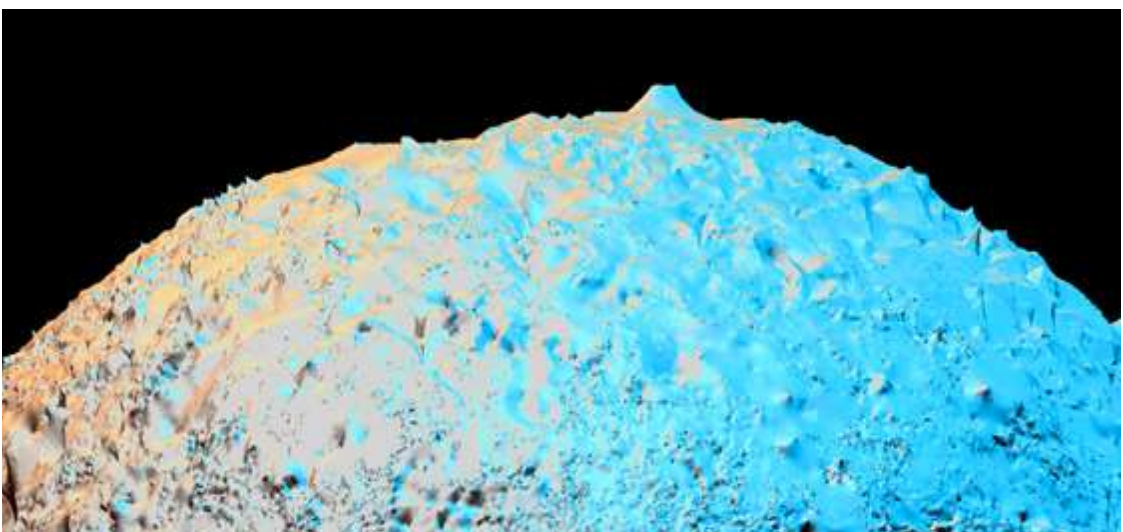


Abb.: 100 Reliefdetail

3.3 Analyse

3.3.1 Modelle

Die Blasenmodelle wurden nach Größe des Innenraums, der bildlichen Darstellung der Innenoberfläche und deren Struktur beurteilt. Für die Versuchsreihen eigneten sich das erste und dritte Modell, da ihr Volumen der Manövrierfähigkeit des Endoskop Kopfes ausreichend Raum boten. Die Kreisbahnen der Bilderfassung hatten für alle Aufnahmekonstellationen ausreichend Platz. Im ersten Modell stellte die strukturierte und bunte Oberfläche des Farbdrucks einen hohen Kontrast dar, der in „Auswahl von Interessenpunkten“ (Kapitel 2.2.3.) dargelegt wurde. Modell drei, mit ihrer physiologisch gestalteten Innenoberfläche, konnte ebenfalls für alle Aufgaben genutzt werden. Das Blasenmodell 2 hingegen hatte einen kleineren Durchmesser und ließ nicht alle Konstellationen der Aufnahmekreisbahnen zu. Auch der Kontrast der Innenoberfläche war zu schwach ausgeprägt. Modell zwei war daher für seine Aufgabe ungeeignet.

3.3.2 Distanz zum Objekt

Eine zu geringe perspektivische Tiefe in Bilderfolgen konnte keine Raumpunkte erzeugen, da die Menge an Deskriptoren differenter Standorte für den Prozess der Transition zu gering war. Es gab zwei Arten von Kreisbahnen der Bilderfassung, die diesen Zustand auslösten. Im ersten Fall hatten die Kamerapositionen zu wenig Distanz zur Innenoberfläche des Blasenmodells. Wenn der Abstand zum Objekt zu gering war, konnte sich in den Bilderfolgen kein perspektivischer Unterschied einstellen.

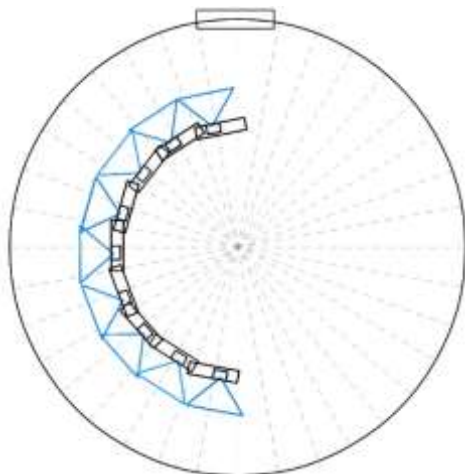


Abb.: 101 Schnitt seitlich. Zu nahe Kamerapositionen (blau, der Kamerablick)

Für den Schritt 8 „Transition der SIFT-Deskriptoren“ (Kapitel 2.2.8) standen zwar ausreichend Deskriptoren zur Verfügung, diese aber hatten meist identische Projektionspositionen. Bei der Berechnung mittels der Projektionsgleichung wird durch die identischen Positionen eine Räumlichkeit unterbunden.

Die zweite Art einer unbrauchbaren Kamerapositionierung war eine zu enge Nähe zum Zentrum.

3.3.3 Distanz zum Zentrum des Hohlraums

Liegen Positionierungen der Kreisbahnen zu nahe zum Zentrum der Sphäre, kann auch hier keine Perspektive gefunden werden, denn die Aufnahmereihe schreitet nicht fort, sie steht auf einem Punkt, dem Zentrum. Das Fortschreiten einer Bilderserie ist eine Schlüsselvoraussetzung der SfM-Fotogrammetrie, sie erzeugt die nötige Perspektive. Aus dem Zentrum heraus erzeugte Bilder, haben keinen gemeinsamen Fluchtpunkt. Die Bedingungen für eine ideale räumliche Umwandlung sind ein entfernt liegender Fluchtpunkt und mehrere Kameraaufnahmepositionen. In diesem Beispiel verhielt es sich umgekehrt, viele Fluchtpunkte und nur ein Kamerastandort. Die Merkmalspunkte zweier Folgebilder tragen dann die gleichen Positionskordinaten. Dies macht es den Schritt 8 „Transition der SIFT-Deskriptoren“ (Kapitel 2.2.8) unmöglich, mittels der Projektionsgleichung die Koordinaten der räumlichen (X, Y und Z) Positionen zu bestimmen.

Am Beispiel der Abbildung 103 wird die Folge dieser Kamerapositionen erkennbar, die Umsetzung erzeugt eine unbrauchbare Ballung (siehe Abb.:103).

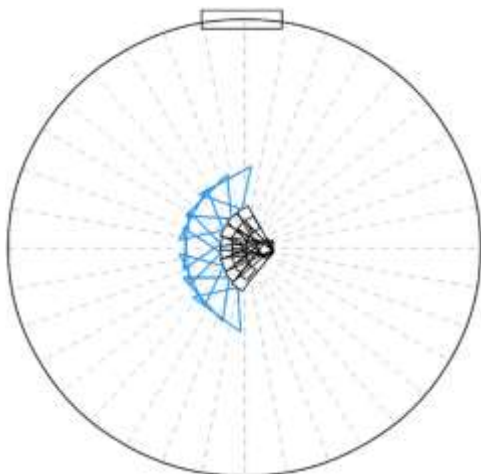


Abb.: 102 Schnitt seitlich, zu zentrale Kameraposition, (blau, der Kamerablick)



Abb.: 103 Darstellung in ‚RealityCapture‘

3.3.4 Unzureichende Bildüberlappung

Eine Bildüberlappung von ca. $\frac{2}{3}$ ist anzustreben, d.h. dass $\frac{2}{3}$ des bereits erfassten Bildinhaltes $\frac{1}{3}$ neuen Inhaltes hinzugefügt wurden (siehe Erklärung 2.4.7). Fehler bei solchen Ausführungen bildeten dann im Grenzbereich der Bildüberdeckung, eine zu kleine Menge an Interessenpunkten. Eine zielführende Planung der Kameraaufnahmepositionen wirkte dem entgegen.

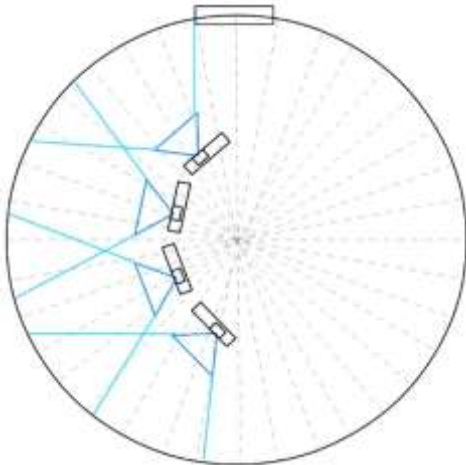


Abb.: 104 Schnitt seitlich, blau der Kamerawinkel

In Abb.: 104 lag die Bildüberdeckung unter dem Minimum von 50 %, daher ist keine Transition möglich. An den Überdeckungen der Kameraaufnahmepositionen entstehen zu wenige SIFT-Interessenpunkte, als Voraussetzung der SIFT-Deskriptoren.

Mangelnde Bildüberdeckung trat auch bei der Hüllendeformation auf.

3.3.5 Hüllendeformation

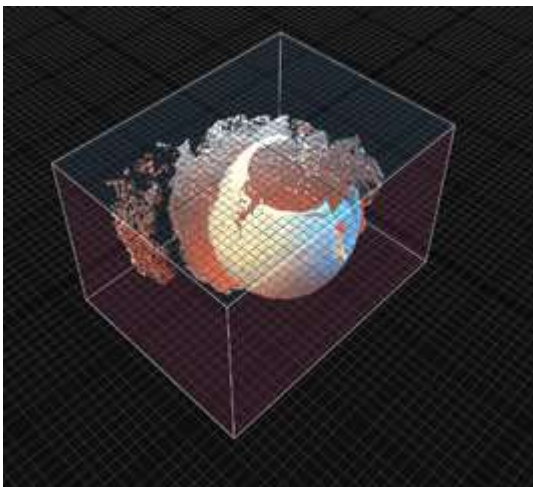


Abb.: 105 Mehrschalige Hülle

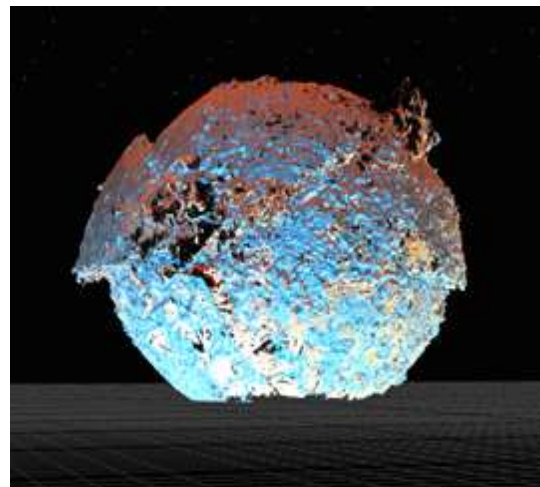


Abb.: 106 Abgelöste Segmente

Eine verdrehte, zerrissene oder mehrschalige, zwiebelartige Hülle ist eine Fehlerkombination. Kleinere Überdeckungsfehler zusammen mit mangelhafter Perspektive in ihren Grenzbereichen waren hierbei die Ursache. Sobald die Umsetzung die Bildanbindungsfähigkeit überschritt, wurde ihr weiteres 'Wachsen' durch eine fehlerhafte Perspektive verfälscht.

3.3.6 Mangel an Licht und Kontrast

Wie in der Serie des Blasenmodells 2 erkennbar war, führte ein zu schwacher Kontrast direkt zum Abbruch. Bedingt kann dies mit Beleuchtung verbessert werden, zum Beispiel kann gelbes Licht den Kontrast verstärken.

Die digitale Fotografie bietet viele Instrumente einer nachträglichen Bearbeitung durch Kontrastverstärkung, Farbsättigung und Filter aller Art an.



Abb.: 107 Originalbild, schwacher Kontrast



Abb.: 108 verstärkter Kontrast

3.3.7 Vollständige Erfassung

Die ideale Lösung, die die vollständige Erfassung der Innenoberfläche ermöglichte, war eine Positionierung der Kamera in kreisförmigen Aufnahmebahnen mit maximaler Distanz zur gegenüberliegenden Oberfläche (Zyklus BM3, Z25). Alle Startpunkte der Kreisbahnen lagen hier in der maximalen Entfernung. Der Kamerablick ging diagonal durch das Zentrum zur gegenüberliegenden Seite. Sie gewährte die maximal mögliche Distanz und eine große perspektivische Tiefe.

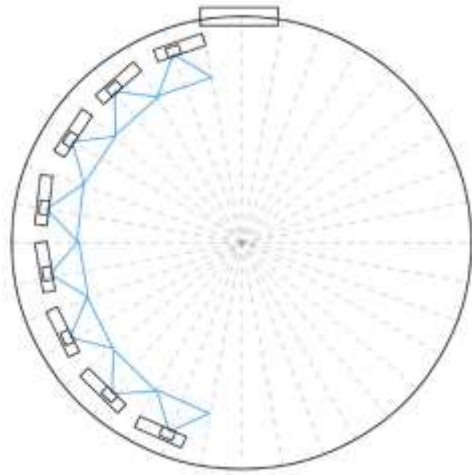


Abb.: 109 Schnitt seitlich: optimale Überdeckung, größtmögliche Distanz

Die oben gezeigte Konstellation der Kamerastartpositionen lässt aufgrund der räumlichen Einschränkung nur eine Idealanordnung zu (siehe Abb.: 109).

3.4 Orthoprojektion und Protokollierung

Um Orientierung, Größenbestimmung und Lokalisierung zu ermöglichen, wurde im Photogrammetrie-Programm ‚RealityCapture‘ mit einem Programmanhang die Orthoprojektion erreicht. Die fertiggestellte gerenderte 3D Darstellung konnte in einen Orthoprojektionskubus gestellt werden. Dieser steht auf einem Messgitter. Die X, Y und Z-Achse wurden farblich markiert, (siehe Abb.: 110). Die virtuell dargestellte Blasenabbildung lässt sich am Bildschirm beliebig drehen und in ihrer Größe variieren. Der Orthoprojektionskubus folgt all diesen Bewegungen, das bedeutet, dass Kubus und Objektdarstellung fest miteinander verbunden sind. Im Umkehrschluss ist es der Betrachter, der seinen Standpunkt verändert. Für den Behandler stellen diese Möglichkeiten einen schnellen Wechsel der Betrachtungsposition dar, er kann rotativ und größenvariabel jeden Ort der Darstellung präzise untersuchen. In einem virtuellen ‚Flug‘ kann der Behandler von der Außenseite durch die Hülle der Sphäre in den Innenraum eintauchen. Diese Beweglichkeit des Betrachters-Standpunktes wird immer von der Orthoprojektion begleitet, die der jeweilig angenommenen Blickposition im virtuellen Raum die Orientierung gibt.

Diese Möglichkeiten sind mit bisher bekannten Methoden nicht zu realisieren.

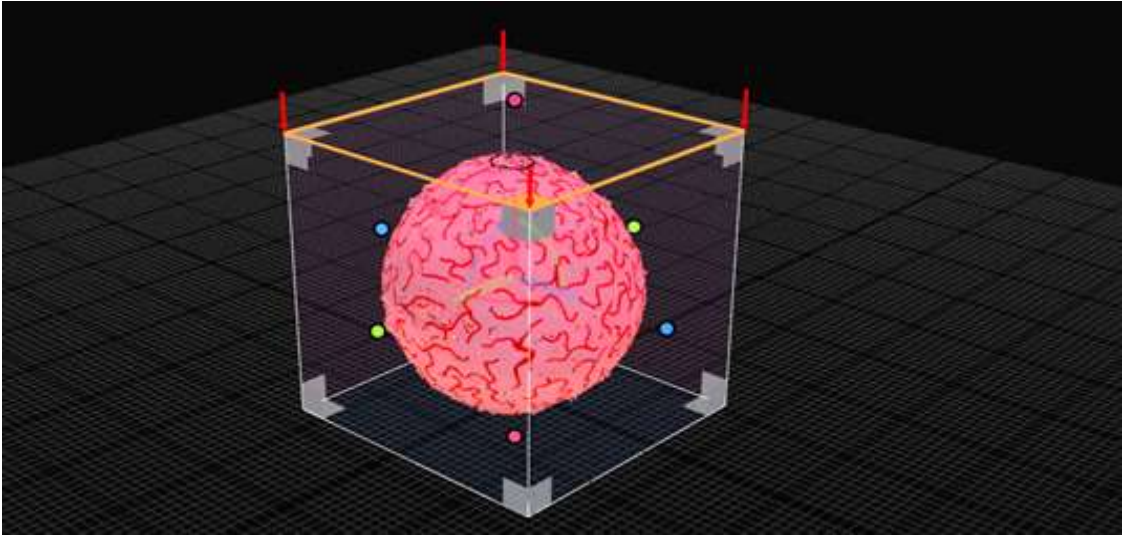


Abb. 110 Orthoprojektion

Für die Protokollierung des Untersuchungsergebnisses kann die schriftliche Form gewählt werden, oder eine neue rein digitale Notation. Künftig ist ein digitaler Protokollrahmen denkbar, bei dem die Lage von Läsionen in einer der Orthoprojektion ausgerichteten Sphäre verzeichnet wird (siehe Abb.: 111). Die Befundung, sowie die Speicherung der SHS-fotogrammetrischen Daten könnte als Anhang an die Patienten-Stammdaten erfolgen. Solch eine befundete Notation könnte als stilisierte Sphäre, ausgerichtet am kartesischen Koordinatensystem, sein. Für den Betrachter jener Sphären-Darstellung mit Notationen stellt sie das erste Bindeglied zum Befund dar. Dabei ist X die Transversal-, Y die Sagittal- und Z die Longitudinal-Achse (siehe Abb.:111).

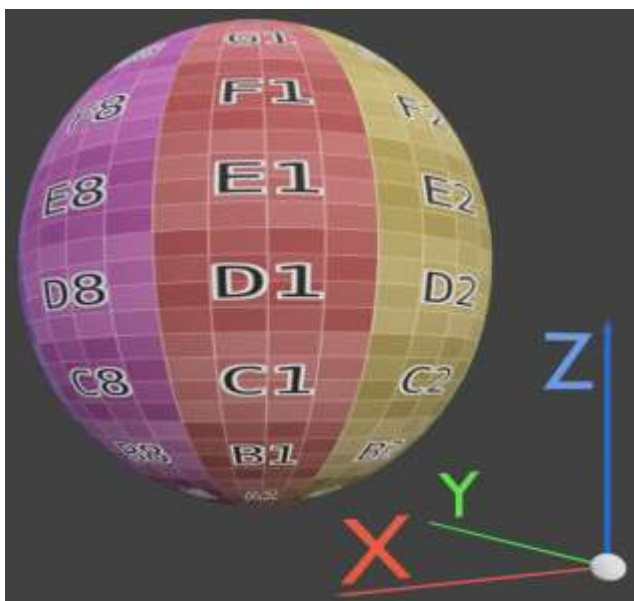


Abb.: 111 Digitale Notation zur Zystoskopie

3.5 Tumordiagnostik im Blasenmodell

Mit Hilfe der in dieser Arbeit ermittelten Möglichkeiten kann die klinische Zystoskopie durch die Digitaltechnik eine spezifische Weiterentwicklung erfahren, die für die Harnblase eine schnellere und sichere Diagnostik bietet: Lokalisierung, Größenbestimmung, Beschaffenheit der Oberfläche, Dokumentation der Verlaufsentwicklung, schnelle punktorientierte Zielfindung im Blasenraum.

In dem SfM-Fotogrammetrie-Programm ‚RealityCapture‘ ist als weiteres Feature die Orthoprojektion als Vermessungsmittel beigefügt worden. Hier wurde das virtuelle Objekt in einen mit Messgittern ausgestatteten Kubus gestellt. Mit Hilfe dieser Einrichtung soll dem Anwender die Möglichkeit zur Größenerfassung seines Zielobjekts ermöglicht werden. Im hier vorgestellten Verfahren konnte die Lokalisation schnell und zielsicher erreicht werden. Mit den üblichen Eingabegeräten wird die Darstellungsgröße der Blase im ersten Schritt auf Maß gewandelt, um einen gewählten Überblick zu erhalten. Vom Überblick zur Detailuntersuchung kann dann ohne Orientierungsverlust gewechselt werden. In einer Nachuntersuchung sind dann bereits bekannte Positionen ohne Zeitverlust wiederauffindbar. Dies ermöglicht einen direkten Tumorgrößenvergleich. Die Plastizität der Tumoroberfläche wurde in der 3D Umsetzung präzise wiedergegeben und die Reliefcharakteristika einer Anomalie konnten durch wechselnde Blickpositionen besser erfasst werden. Diese Möglichkeiten geben dem Behandler die Option, die Untersuchungen ohne Patienten zu jeder Zeit durchführen zu können.

Die Aufzeichnung dieser 3D Darstellungen ermöglicht in einer Historie die Dokumentation des pathologischen Verlaufs zu erfassen. Solche Datensätze der erkrankten Harnblase erlauben dann eine archivierte Diagnostik. Damit lässt sich eine Bilderserie über die Zeit mit identischen Aufnahmepositionen filmartig darstellen. In dieser Art ist das Tumorwachstum in 3D verfolgbar und ermöglicht damit sichere Prognosen.

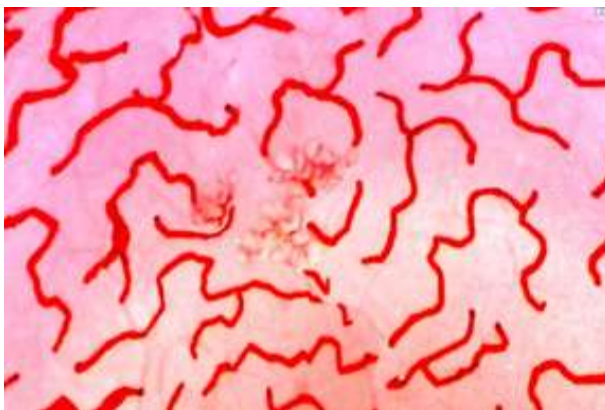


Abb.: 112 Innenansicht am 3D Blasenphantom. Drei Tumore in begrenzten Arealen

Die Kalkulation von Tumorflächen konnte durch Platzieren von Kreisflächen über die pathologischen Stellen ermöglicht werden. Mittels der Orthoprojektion konnte dann ein Maßstab gefunden werden, der die Berechnung der tatsächlichen Fläche ermöglichte.

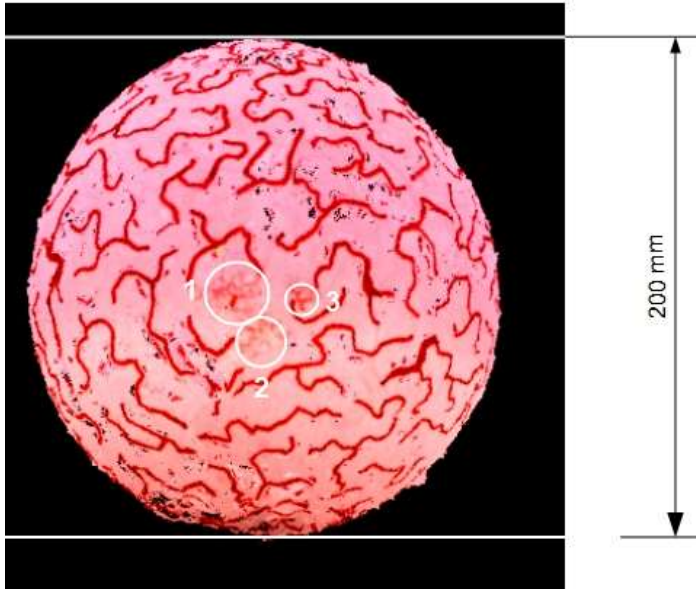


Abb.: 113 Innenwandansicht betrachtet als Außenansicht

Die Bestimmung der Tumorflächen durch einzelne Kreisflächen

Modellgröße: \varnothing 200 mm

1. Tumor	$\varnothing = 27$ mm	Fläche 1 = 573 mm ²
2. Tumor	$\varnothing = 21$ mm	Fläche 2 = 346 mm ²
3. Tumor	$\varnothing = 14$ mm	Fläche 3 = 154 mm ²
		$\Sigma = 1,073$ cm ²

Bezogen auf die männliche Harnblase (Volumen ≤ 750 cm³) ergibt eine Skalierung vom Maßstab des Blasenmodells mit 1,9:1 eine Tumorfläche von 0,603 cm².

3.6 SHS-Fotogrammetrie und Plastizität

Der Begriff ‚SHS-Fotogrammetrie‘ wurde in dieser Arbeit geschaffen, um die verschiedenen Formen der Objekterfassung zu kennzeichnen. In der konventionellen Anwendungsart wird mit einer zum Objektzentrum hin gerichteten Technik der Aufnahme gearbeitet. Die in dieser Studie angewandte Form der Bilderfassung richtet den Blick vom Zentrum nach außen (siehe Kapitel 2.1).

Um in dieser Arbeit auf die spezifischen fotografischen Aufnahmebedingungen hinzuweisen, wurden diese als 'Small hollow Space', SHS-Fotogrammetrie bezeichnet.

Die Technik der fotogrammetrischen 3D-Darstellung des Harnblaseninnenraums ermöglichte es, die Harnblaseninnenseite von innen genauso wie auch von außen zu betrachten. Das 3D Ergebnis ließ sich beidseitig wiedergeben. Die Innenseite konnte auch zur Außenseite werden. Farbgebung, Struktur und Plastizität des fotogrammetrischen 3D-Blasenphantoms waren hierbei von hoher Detailschärfe und Dimensionstreue. Die Untersuchung der Blasenoberfläche bekommt für den Behandler völlig neue Perspektiven. Kleinste Veränderungen sind auf einer Außenhülle viel schneller und zielsicherer auffindbar. Dies ist ein Vorteil gegenüber dem Absuchen einer Sphäreninnenseite mit ihrem sehr eingegengten Sichtfeld und ohne Orientierungsmöglichkeiten. Das bedeutet erheblich besseren Überblick für Diagnose, klinische Verlaufskontrolle und Langzeitdokumentation.

Abb. 114 und Abb.115 zeigt die Unterschiede von Außen- und Innenansicht der Blaseninnenoberfläche. Die sichtbare Außenfläche erschließt ca. die Hälfte der Gesamtfläche, hingegen zeigt die Innenansicht weniger als 5% derselben.

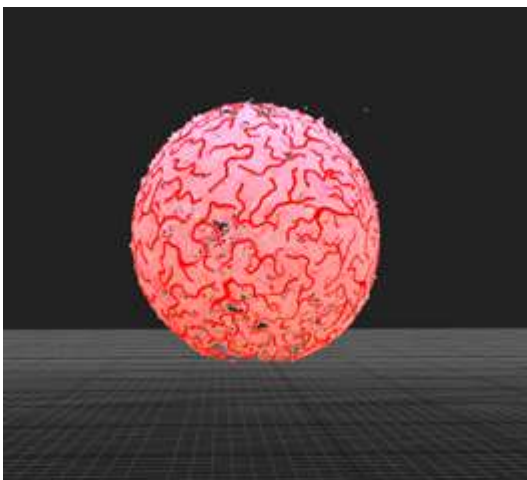


Abb.: 114 Außenansicht

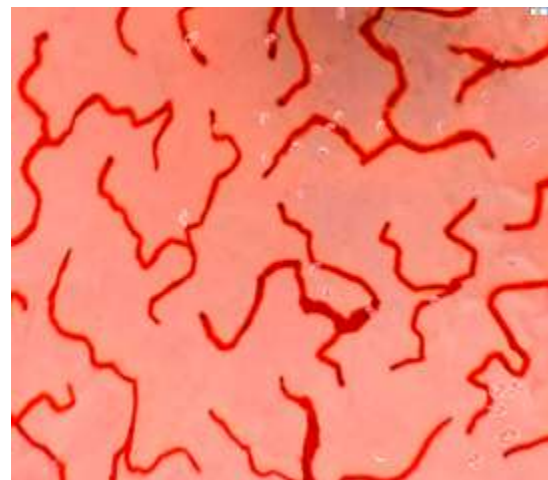


Abb.: 115 Innenansicht

3.7 Indizierte Technische Modifizierungen

Die SHS-Fotogrammetrie am Modell des Blasenraums konnte zeigen, dass die Innenoberfläche gezielt, sicher und schnell erfassbar ist. Für die Zystoskopie am Patienten erfordert die Umsetzung dieses Verfahrens weitere technische Modifikationen. Die für dieses Verfahren erarbeiteten Rahmenbedingungen zur Bilderfassung sind für den Behandler mit manuell geführtem Videoskop nicht durchführbar. Sie müssen durch einen Robotik-geführten Kameraweg abgelöst

werden. Die Lenkbarkeit des Sonden-Kopfes ist bereits Standard, die Bedienung erfolgt am Handstück manuell. Eine rechnergestützte Führung wäre möglich, wenn die manuelle Steuerung durch elektronische Aktuatoren ergänzt würde. Das heißt, dass dann präzise und sehr schnelle Bilderfassungen zur Verfügung stehen. Technisch betrachtet ist ein Servo-Aktuator ein einfaches Bauteil und schnell entwickelbar. Für die elektronische Ansteuerung und Software gilt das Gleiche. Das komplette System konfiguriert sich ohne Probleme und entspricht dem technischen Standard.

Eine künftige Vorgehensweise wäre, dass nach der Platzierung der Zystoskopie-Sonde die Bilderfassung der Rechner übernimmt. Dieser Prozess ist in einer Minute abgeschlossen und die Blaseninnenraumdarstellung erscheint auf dem Monitor und wird automatisch abgespeichert. Möglich sind jetzt schnelle Wechsel der Ansichten von Innen- zur Außenseite. Eine mögliche Verbesserung in der Tumordiagnostik wäre ein automatisierter Datenbankabgleich. Das mit der SHS-Fotogrammetrie erzeugte 3D-Modell kann dann zu einer Grundlage für ein Diagnose-Assistenz-System werden.



Abb.: 116 Mögliche Assistenz

Mittels künstlicher Intelligenz (KI), gestützt auf internationale Dokumentationsplattformen, könnten diese Informationen zu einem unverzichtbaren Diagnosewerkzeug werden. Eine weitere Möglichkeit könnte eine virtuelle Navigation im Blasenraum sein. Kombiniert mit einer rechnergestützten Diagnose-Assistenz (Guidance) kann dann Navigation und Diagnose kombiniert werden (siehe Abb.: 116)

4 Diskussion

Um eine bessere Diagnose des Harnblasenkarzinoms erstellen zu können, wurden Verbesserungsmöglichkeiten für Assistenzsysteme untersucht. Sie sollen künftig sichere und gezieltere Unterstützung bei Diagnose und Therapie ermöglichen. Die weitere Bearbeitung des Themas lieferte Entwicklungsansätze, die mit Hilfe der SHS-Fotogrammetrie, eine bessere Übersichtlichkeit des Blasenraums ermöglicht. Damit könnte eine sichere Orientierung in der Blase, eine präzise Lokalisierung sowie Größenberechnung der Blasentumore möglich werden.

Structure-from-Motion-Software machte in den letzten Jahren schnelle Fortschritte in der 3D-Darstellbarkeit aus Video-Stream- und Einzelbildmaterial. Innere Sphären mit eingeschränkter Übersichtlichkeit, wie die Harnblase, werden jetzt räumlich besser erkundbar. Der Behandler kann jetzt eine virtuelle Fahrt von innen nach außen und zu jedem gewünschten Punkt machen, ohne die Orientierung zu verlieren. Die 3D-Darstellung des Blasenraums als räumliche Projektion ist machbar, wie diese Studie beweist.

Bisher existierte noch kein Terminus für eine 3D-Innenraumdarstellung kleiner Hohlräume vor, so dass der Begriff Small-Hollow-Space (SHS)-Fotogrammetrie eingeführt wurde. Alle bekannten SfM-Fotogrammetrie-Programme waren nicht für die Small-Hollow-Space Bedingungen konzipiert worden. Das Software-Design dieser Programme wurde ursprünglich für die Architektur und Geodäsie entwickelt. Die Anwendung in kleinen Innenräumen erschien zunächst undurchführbar. Die sehr eng beieinander liegenden Kamerapositionen in einem kleinen Hohlraum erzeugen nur kleinste Perspektivwinkel. Benötigt werden jedoch ausreichende Winkeldifferenzen für den Schritt einer räumlichen Umsetzung. In der „Erzeugung der Punktwolke“ (Kapitel 2.2.7), führt dies sonst zu Verzerrungen und Fehlbildungen.

Bei allen durchgeführten Modellversuchen zeigten zwei Versuche, dass dennoch Raum für ausreichende Perspektive gefunden werden konnte, um eine vollständige Bilderfassung durchzuführen („Vollständige Erfassung“ Kapitel 3.3.7).

Durch die in ‚RealityCapture‘ ausführbare Orthoprojektion, bot sich eine neue Orientierungsmöglichkeit für die Blaseninnenraumdarstellung. Die automatische Ausrichtung der X, Y und Z-Achse auf Messgittern ist ein ideales Werkzeug für eine sichere Orientierung. Um eine kompakte Ergebnisanalyse erklären zu können, war eine Verwendung des SIFT-Operators, eingebunden in die SfM-Fotogrammetrie, in zehn Schritten notwendig. Hiermit konnten schlüssige Erklärungen der Ergebnisanalysen gegeben werden. Falltypen reduzierten die Ergebnisanalyse auf acht wesentliche Beispiele. Mit Hilfe eines Analyserahmens

wurde die Darstellung der Modell-Ergebnisse und die Identifizierung eines Idealverfahrens ermöglicht.

4.1 Vergleich zu Literaturergebnissen

In einer Untersuchung von Pentek et al., 2016/17, wird die 3D-Umsetzung der Blaseninnenoberfläche als Machbarkeitsstudie behandelt [129]. Zur Durchführung wurde ein starres Zystoskop und ein Blasenmodell aus transluzentem Papier verwendet. Umgesetzt wurde ein Video-Stream aus dem 1517 Bilder für einen Fotogrammetrie-Prozess selektiert wurden. Die optische Achse bestand bei Pentek et al. aus einem starren Zystoskop, mit einer nachgeschalteten Optik eines Zielfernrohrs, diese wurde dann abgeschlossen von der Kamera. Der gewählte Kameraweg beschrieb eine Spiralbahn mit ca. einem Drittel des Durchmessers seines Blasenmodells. Die Wiedergabe dieser 3D-Darstellung wurde zu ca. 90% erreicht. Weitere Verfahrenserkenntnisse wurden nicht dargestellt.

Diese Studie entspricht in etwa der des Blasenmodells 1, Zyklus 11. Zur 3D-Umsetzung wurde von Pentek et al. 'Visual-SFM' verwendet. Mit der Zwischenschaltung der Optik eines Zielfernrohrs, wurde ein Brennweitenübergang zur Kamera hergestellt. Die rotative Abtastung der optischen Achse mittels des starren Zystoskops ermöglichte die zirkuläre Erfassung des Blasenraums. Schwierig erscheint der gleichmäßige Bilderfluss einer von Hand geführten Rotation des Video-Streams. Dies führt zu starken Schwankungen der Bildüberdeckung und zwangsläufig zu einem Vielfachen der tatsächlich nötigen Bilderzahl. Wie in dieser Studie dargestellt, ist der Bilderweg für jede einzelne Aufnahme vorausgeplant. Im Vergleich entsprechen die 1517 ausgewählten Bilder der Pentek et al.-Studie den 104 Bildern bei hundertprozentiger Erfassung in dieser Arbeit. Fazit ist, dass manuell geführte Bild- oder Videowege erhebliche Defizite in der Bildüberdeckung und Bildermenge aufweisen. Sie erzeugen große Schwankungen des Aufnahmeweges pro Zeiteinheit. Zeitlich nicht geführte Videowege können innerhalb einer Sekunde 1 cm oder auch 10 cm voranschreiten. In Relation gesehen erzeugt 1 Sekunde 60 Frames. Ermittelt wurde in dieser Studie, dass 18 Bilder in einer Vollandrehung 2/3 Überdeckung gewährleisten. Bei einer Drehwinkel-genauen Einzelbilderfassung treten solche Probleme nicht auf. Der gesamte Kameraweg ist durch Segmentierung jeder Umdrehung, Anzahl der Rotationsebenen und errechneten Anstellwinkeln der Kamera bis ins Detail geplant. Nach der Beschreibung von Pentek et al. bedurfte eine entstandene Bildverzerrung, verursacht durch die zwei hintereinandergeschalteten Optiken, einer Entzerrung. Dieser zusätzliche Aufwand verursachte erhebliche

Abbildungsungenauigkeiten, die wiederum korrigiert werden mussten. Die Verwendung eines flexiblen, digitalen Videoskops vereinfacht dies entscheidend. Der wesentliche Vorteil ist die miniaturisierte Digitalkamera direkt am Ende des Zystoskop-Schafts. Sie bedarf keinerlei zusätzlicher Optiken. Die steuerbare Schwenkbarkeit des Zystoskop-Endes bis zu 200° vertikal und 360° horizontal (senkrecht stehend betrachtet) ist für einen geplanten Weg der Kamerapositionierung ideal.

Bei Pentek et al. wurde keine finalisierte Darstellung des Blasenmodells gezeigt [129]. Die Beurteilung von Formtreue, Oberflächenreliefdarstellung und Detailschärfe ist so nicht möglich. Die Arbeit von Pentek et al. ist als zeitgemäßer Lösungsansatz zu bewerten. Die Entwicklung der Hard- und Software der letzten sechs Jahre stellt heute andere Möglichkeiten zur Verfügung.

Lurie et al., 2016, Stanford / Max-Planck-Institut, Saarbrücken [130] zeigten in einer Untersuchung die 3D-Darstellung einer humanen Harnblase mittels Videomaterials aus mehreren Zystoskopien. Der beschriebene Aufwand lässt auf einen weit reichenden und enorm breiten Verfahrensansatz schließen. Im Zentrum der Arbeit steht das Design einer speziell hierfür entwickelten Software. Es wurden Teile aus Open-Source-SfM-Fotogrammetrie-Bibliotheken mit selbst geschriebenem Sketch in den Programmiersprachen ‚C++‘ und ‚Python‘ zu Pipelines (Programmabläufe), verbunden [130]. Sie verwendeten Videomaterial aus kompletten zystoskopischen Untersuchungen. In Ihrer Arbeitsstudie wird mittels dieser Software, aus einem extrahierten Datensatz zunächst ein wannenartiges Profil gerendert, das anschließend über das Gittermodell einer Punktwolke geformt wurde. Die Schritte bis zur Punktwolke, also die der SfM-Fotogrammetrie und der SIFT-Bearbeitung, gleichen größtenteils denen anderer 3D-Programme dieser Art. Dargestellt werden größere Teile von 3D-Blasenrekonstruktionen. Die Detailschärfe entsprach weitgehend dem eines Videoeinzelbildes. Die Qualität der plastischen Oberflächendarstellung war nicht ausgearbeitet [130]. Im eigenen Kapitel „Fotogrammetrische Umsetzung einer Zystoskopie-Videosequenz“ (Kapitel 2.3), wurde ein kleineres Teilstück einer 3D-Umsetzung aus einer Zystoskopie-Videosequenz gezeigt, die mit ‚RealityCapture‘ erzeugt wurde. Die Detailschärfe und die Oberflächenplastizität waren präziser als bei Lurie et al. Darüber hinaus konnten mehrere Teilstücke dieser Art mit ‚Blender‘, einer Freeware, verbunden werden.

Es ist festzustellen, dass freihändig geführte Video-Streams nur Teilstücke erzeugen können und deren Aneinanderreihung keine Formtreue der Blase erreicht. Bei breiteren fehlenden Streifen wurde eine Anbindung an das benachbarte Segment verhindert. Der Anspruch an die Bilderfassung ist, wie bereits ausgeführt, eigentlich so hoch, dass eine ungleichmäßige freihändige Führung der Kamera ausgeschlossen werden muss. Im Statement von Lurie et

al wird darauf hingewiesen, dass die Datenerfassung für den 3D-Prozess aus der laufenden Videoaufzeichnung genommen werden kann. Die von Lurie et al. durchgeführte Untersuchung hatte im Gegensatz zu dieser Arbeit eine differente Zielsetzung. Obwohl Ansatz und Ziel beider Studien unterschiedlich waren, deckte sich jedoch der Verfahrensweg über weite Strecken.

Suarez-Ibarolla et al., 2022, RaVeNNA4pi-Konsortium, stellten eine Dokumentationsplattform für eine postprozedurale 3D-Blasenrekonstruktion vor [131]. Erstellt wurde ein individualisierbares 3D-Blasenmodell aus Zystoskopien. Dieses wurde als Baustein für eine Cloud-basierte Datensammlung angelegt [131].

Basierend auf dem Material von 10 Zystoskopien wurde ein Blasenmodell erstellt, welches als Grundlage einer individualisierbaren Vorlage in der Zystoskopie Anwendung finden sollte. Nur eingeschränkt zu beurteilen ist hier die Qualität, da lediglich eine einzige Punktwolke ohne Triangulation und Rendering vorgestellt wurde [131].

Die zwei genannten Studien greifen jeweils auf große Bildmengen zurück, alle erstellt aus Zystoskopie-Video-Sequenzen. Die Tatsache, dass Videos, wenn manuell geführt, keinen gleichmäßigen Bildfortschritt erzeugen, macht die Grenze zur Bewegungsunschärfe (Motion-Blur) unkontrollierbar. Verwischte Bilder führen, wie bereits erklärt, zum unmittelbaren Prozessabbruch. Dadurch wurden in allen drei Arbeiten nur Teilstücke der angestrebten Blasenraumdarstellung erzielt. Erst durch einen aufwendigen Zusammenfügeprozess konnte eine komplette Darstellung gefertigt werden. Es konnte bei Pentek et al., Suarez-Ibarolla et al. und Lurie et al. kein komplett fertiggestelltes und gerendertes 3D-Modell vorgestellt werden. Gemeinsam ist Lurie et al. und Suarez-Ibarolla et al., dass sie eine Darstellung eines ‚Universal 3D Blasenphantoms‘ zeigen wollten.

4.2 Schlussfolgerung

Ziel dieser Arbeit war es den Innenraum einer Harnblase computer-animiert in eine räumliche Darstellung umzuwandeln, um zu zeigen, dass eine rechnergestützte Rekonstruktion des Harnblasenreliefs anhand von Bilddateien mittels Structure-from-Motion (SfM-Fotogrammetrie) möglich ist.

Obwohl die technischen Voraussetzungen der Hard- und Software vorhanden waren, galt bisher die Umsetzung kleiner Hohlräume zu einer vollständigen 3D-Darstellung als nicht realisierbar. Durch empirische Detektion wurde in dieser Arbeit ein Verfahrensweg zur Machbarkeit herausgearbeitet.

Recherchen zu Untersuchungen von 3D-Umsetzungen im Blasenraum (Kapitel 4.1) zeigten, dass Darstellungen dieser Art nur im Ansatz

„Bruchstücke“ darstellen konnten. Das verwendete Videomaterial wurde aus einem Pool vieler verschiedener Zystoskopien zusammengestellt. Die Fragmente wurden zu einer Universal-Darstellung des Blaseninnenraumes aneinandergesetzt, ohne patienten-spezifischen Bezug, ohne Formtreue oder Plastizität und ohne Orientierung.

Diese Qualitäten konnten in dieser Studie erreicht und planbar herbeigeführt werden. Der hier erarbeitete neue Schlüssel zur Erzeugung geeigneten Bildmaterials stellte den Ansatz für weitere Analysen dar.

Die Abbildung einer individuellen und vollständigen Blasensphäre wird erstmals in dieser Arbeit vorgestellt. Das dargestellte Objekt ist fotorealistisch, plastisch, original groß und eingebettet in ein Orientierungssystem, das vom Betrachter am Bildschirm frei zu drehen und zu wenden ist. Des Weiteren kann der Betrachter den Blickpunkt entsprechend seinen Erfordernissen ändern.

Zum Thema „3D-Umsetzung kleinster Innenräume“ wurde in dieser Arbeit der Begriff ‚Small-Hollow-Space‘, (SHS)-Fotogrammetrie eingeführt.

Zunächst galt es, Verfahrensfehler einer 3D-Umsetzungsprozesses zu analysieren. Das verwendete Videomaterial der Zystoskopien (Urologie LMU-Großhadern) zeigte, dass nur kleine Teilstücke zu brauchbaren, räumlichen Darstellungen durch fotogrammetrische Programme umsetzbar waren. Ruckartige Bewegungen der laufenden Zystoskopie, sowie hohe Bewegungsgeschwindigkeit verursachten unscharfe Bilder, die zum Abbruch führten, da die Bilderserien an diesen Stellen keine kontinuierlichen Bildmerkmale enthielten. Um fehlerfreie und vollständige Bilderstrecken erstellen zu können, musste das Aufnahmeverfahren der freihändig geführten Endoskop-Kamera grundsätzlich verworfen werden. Langwierige Untersuchungen jedes einzelnen Bildes eines Video-Streams deckten die Bewegungsunschärfe (Motion-Blur) und Bildanschlussfehler auf.

Dies erforderte eine garantiert fehlerfreie Aufnahme-Technik durch Einzelbild-Erfassung ähnlich der Herstellung eines Zeichentrickfilms. Das Verfahren musste in eine in Bildebenen geführte Einzelbild-Erfassung abgeändert werden. Im Setting eines Phantomblasenmodells konnten die hierfür erforderlichen Voraussetzungen erarbeitet werden (Modellversuche, Kapitel 2.4.7). Die neue, modifizierte Bild-Erfassung zeigte bereits in ersten Modellversuchen eine 75-prozentig räumliche Umsetzbarkeit des auf Einzelbildern aufgebauten Aufnahme-Zyklus.

Die neue Methodik dieser Bilderfassung stellte den ersten Teilerfolg der Aufgabenstellung dar. Im Folgenden musste der Weg der Aufnahmen-Positionen in der Blasen-Sphäre kalkulierbar gemacht werden.

Der entscheidende softwaretechnische Vorgang des 3D-Umsetzungsprozesses ist das SIFT-Verfahren, Kernstück der SfM-Fotogrammetrie (siehe Kapitel 2.2).

Zur detaillierten Fehleranalyse war es notwendig, den SIFT-Operator in seine einzelnen Prozessschritte zu gliedern. Die Ausarbeitung des komplexen SIFT-Verfahrens wurde entlang der Schwerpunkte aufgegliedert, um Beurteilungskriterien für die Untersuchungen zu finden.

Zur Erfassung der 54 kompletten Versuchszyklen mit allen ihren individuell geplanten und justierten 6562 Einzelbildern, wurde ein 13 Punkte Protokoll zur Fehleranalyse und Dokumentation definiert.

Auf diesen Protokollen basierend wurden Fehler, Fehler-Kombinationen und die Komplett-Darstellungen analysiert (Kapitel 3.2). Im Gegensatz zu den Grundtypen von Fehlern (Kapitel 3.3.2 – 3.3.6) konnten aus komplexen Fehlerkombinationen 4 Typen herausgearbeitet werden.

Die Analysen machten deutlich, dass lediglich eine einzige Aufnahmen-Konstellation (Kapitel 3.3.7) als vollständig fehlerfreie Basis zur Umsetzung im SfM-Fotogrammetrie-Prozess geeignet ist.

Mit dieser Studie konnten hier erstmalig frei bewegliche, komplette Abbildungen eines modelhaften Blaseninnenraums am Bildschirm erzeugt werden. Des Weiteren konnten hier, ebenso erstmalig, alle erforderlichen Faktoren zur 100-prozentigen Planbarkeit des Bilderfassungsweges geklärt werden.

Auf Basis erzielter Ergebnisse kann künftig, unabhängig vom Patienten bei sein, unabhängig vom Standort und unabhängig vom Behandler und zu jeder Zeit eine Diagnose erstellt werden. Durch Zusammenwirken von Einzelbild-Videoskopie und SHS-Fotogrammetrie gelingt es in dieser Arbeit, Blaseninnenräume plastisch in ihrem Relief wiederzugeben. Mit hoher Detailgenauigkeit können kleinste Läsionen ($< 0,05$ mm) aus allen Richtungen untersucht werden.

Die digitalisierte Darstellung des 3D-Ergebnisses liefert auch automatisch die Grundlage für die Dokumentation der Daten. Durch die Anwendbarkeit der Orthoprojektion (Kapitel 3.4), gelingt die Orientierung im Raum und wird eine Tumor-Flächenkalkulation durchführbar.

Die orthoprojektive Darstellung basiert auf dem kartesischen Koordinatensystem und stellt die Grundlage zur Orientierung dar (Kapitel 3.4). Die digitale räumliche Art der Abbildung kann mit einer stilisierten 3D-Sphäre in kürzester Zeit den Betrachter-Standpunkt wiedergeben (siehe Abb.: 111). Als Anhang an die Patientendaten wird damit ein gezielter und schneller Überblick ermöglicht.

Für die künftige, tägliche klinische Praxis könnte dies bedeuten dies, dass nach der Platzierung des Videozystoskops eine automatisierte Blasenraumerfassung erfolgen kann. Die nachfolgende Beurteilung der Harnblase kann dann bei gesicherter Orientierung in der 3D-Darstellung sofort am Monitor durchgeführt werden.

In dieser Arbeit gelang es, mit geringem materiellen Aufwand eine hochkomplexe Fragestellung zu beantworten.

Um Ursachen und Wirkungszusammenhänge in der „kleinen Sphäre“ zu beschreiben, lag der Schwerpunkt dieser Untersuchung auf einem bisher noch nie dargestellten Gebiet der Computer-Vision/ SfM-Fotogrammetrie. Da letztere für die Architektur und Geodäsie entwickelt wurde, galt es diese Bildverarbeitungen auf kleine Hohlräume anzupassen.

Die rechnergestützte Rekonstruktion des Harnblasenreliefs, anhand von Bilddateien, mittels der Structure-from-Motion-(SfM) Fotogrammetrie-Technik, beschreibt einen Verfahrensweg, den man als SPACIAL bezeichnen könnte.

Spheric processing for artificial, complex imaging and localisation

In Zukunft könnte eine optimierte Software den Bilderstrom mit standardisierten Analysen aus Datenbanken vergleichen und mit Hilfe von Diagnose-Assistenzsystemen analysieren. Die Ergebnisse dieser Arbeit stellen einen Ansatz für weitergehende Studien und Entwicklungen bereit. Medizintechnik, Robotik und KI in medizinischer Assistenz könnten als mögliche Forschungsbereiche sich daraus ergeben.

4.3 Zusammenfassung

Die Umsetzbarkeit von Video- oder Bildmaterial zu dreidimensionalen virtuellen Blasenraum-Darstellungen wurde hier erstmalig in ihrer Vollständigkeit gezeigt. Bisherige Ergebnisse solcher Experimente zeigten nur klein-fragmentarische 3D-Darstellungen. Objektbezogenes Bildmaterial kann dem SFM-Fotogrammetrie-Verfahren zu räumlich-digitalen Darstellungen gewandelt werden. Dieses wurde für Architektur und Geodäsie entwickelt und nicht für enge Hohlräume.

Freihändig geführte Zystoskopie-Mitschnitte erwiesen sich als generell ungeeignet. Für kommende Versuche mit Videoskop und Blasenmodell wurde eine in Ebenen geführte Einzelbilder-Strecke gewählt. Diese Methode zeigte schon in den ersten Aufnahmezyklen, eine überraschend große Bilderfassung, es waren bereits 75% umsetzbar.

Das Programm der SFM-Fotogrammetrie enthält in seinem zentralen Algorithmus den sogenannten SIFT-Operator, einen hochkomplexen bildbearbeitenden Vorgang. Basierend auf dessen Struktur wurde die Umsetzbarkeit des Weges der Bildaufnahmen analysiert. Aus 54 kompletten Versuchszyklen konnte ein einziger durchführbarer Pfad der Kamerapositionen herausgearbeitet werden, der vollständige 3D-Abbildungen erzeugte.

Für eine sichere Orientierung im Blasenraum, kann der Untersucher die Orthoprojektion unterstützend nutzen. Diese ermöglicht auch eine gesicherte Tumorflächen-Kalkulation.

Durch die digital-räumliche Darstellung wird erstmalig eine virtuelle Zystoskopie denkbar, die an anderem Ort und zu anderer Zeit und Untersucher-unabhängig durchgeführt werden kann.

Im klinischen Alltag können 3D-geführte Assistenz-Systeme künftig Unterstützung für Diagnose und Therapie bieten.

5 Literaturangaben

- [1] Robert Koch-Institut: Harnblasenkrebs ICD-10 C67. 2021.
https://www.krebsdaten.de/Krebs/DE/Content/Krebsarten/Harnblasenkrebs/harnblasenkrebs_node.html, abgerufen am: 07.08.2024
- [2] Robert Koch-Institut (Hrsg.): Krebs in Deutschland für 2017/2018. Berlin
- [3] Babjuk, M., Burger, M., Compérat, E. M., Gontero, P., Mostafid, A. H., Palou, J., van Rhijn, B. W. G., Rouprêt, M., Shariat, S. F., Sylvester, R., Zigeuner, R., Capoun, O., Cohen, D., Escrig, J. L. D., Hernández, V., Peyronnet, B., Thomas Seisen u. Soukup, V.: European Association of Urology Guidelines on Non-muscle-invasive Bladder Cancer (TaT1 and Carcinoma In Situ) - 2019 Update. *European Urology* 76 (2019) 5, S. 639–657
- [4] Kausch, I. u. Jocham, D. (Hrsg.): Maligne Tumoren der Harnblase. *Spezielle Urologie: XI Tumoren. Praxis der Urologie*. Stuttgart: Thieme 2007
- [5] Höfler, G., Kreipe, H. u. Moch, H. (Hrsg.): *PathologieA. Das Lehrbuch*. Amsterdam, München: Elsevier 2019
- [6] Dorp, F., Eisenhardt, A., Goebell, P.-J., Gschwend, J., Jakse, G., Jäger, T., Jocham, D., Karl, A., Knüchel Clarke, R., Krege, S., Lümmen, G., Ohlmann, C., Olbricht, T., Otto, T., Rettenmeier, A., Rübben, H., Schenck, M., Schmid, K. W., Stief, C. G., Stöckle, M., Tritschler, S. u. Zaak, D.: Harnblasenkarzinom. *Uroonkologie* 2009 (2009) 22, S. 397–476
- [7] Durek, C., Rödel, C. u. Jocham, D.: Klinische Diagnostik und Therapie des oberflächlichen Harnblasenkarzinoms. *Der Onkologe* 8 (2002) 9, S. 929–939
- [8] Hertle, L., Bierer, S., Gschwend, J. E., Tschirdewahn, S., Dorp, F., Rübben, H., Hautmann, S., Hautmann, R., Protzel, C., Hackenberg, O. W., Dieckmann, K. P., Albers, P. u. Graefen, M.: Tumoren. *Onkologie* 2014, S. 169–247
- [9] Kraywinkel, K., Fiebig, J. u. Schulz, G. B.: Epidemiologie des Harnblasenkarzinoms in Deutschland. *Der Onkologe* 24 (2018) 1, S. 6–13
- [10] Babjuk, M., Burger, M., Capoun, O., Cohen, D., Compérat, E. M., Escrig, J. L. D., Gontero, P., Liedberg, F., Masson-Lecomte, A., Mostafid, A. H., Palou, J., van Rhijn, B. W. G., Roupert, M., Shariat, S. F., Seisen, T., Soukup, V. u. Sylvester, R. J.: European Association of Urology Guidelines on Non-muscle-invasive Bladder Cancer (Ta, T1, and Carcinoma in Situ). *Eur Urol* 81 (2022) 1, S. 75–94

- [11] Robert Koch-Institut: Krebsdaten, Harnblase - C67;. Krebs in Deutschland. Zentrum für Krebsregisterdaten. In: Robert Koch-Institut (Hrsg.): Krebs in Deutschland für 2017/2018. Berlin, S. 118–121
- [12] Tumorregister München: Urothelkarzinome, ICD-10 C67, Bayerisches Krebsregister-Regionalzentrum München, Klinikum Großhadern. München 2020. <https://www.tumorregister-muenchen.de/index.php>, abgerufen am: 03.05.2022
- [13] Antoni, S., Ferlay, J., Soerjomataram, I., Znaor, A., Jemal, A. u. Bray, F.: Bladder Cancer Incidence and Mortality: A Global Overview and Recent Trends. *Eur Urol* 71 (2017) 1, S. 96–108
- [14] Becker, N. u. Wahrendorf, J. (Hrsg.): Krebsatlas der Bundesrepublik Deutschland / Atlas of Cancer Mortality in the Federal Republic of Germany 1981–1990. Berlin: Springer Berlin Heidelberg 1998
- [15] Miyazaki, J. u. Nishiyama, H. (Hrsg.): Epidemiology of urothelial carcinoma, Bd. 24. Wiley Online Library 2017
- [16] Witjes, J. A., Bruins, H. M., Cathomas, R., Compérat, E. M., Cowan, N. C., Gakis, G., Hernández, V., Linares E., E., Lorch, A., Neuzillet, Y., Rouanne, M., Thalmann, G. N., Veskimäe, E., Ribal, M. J. u. van der Heijden, A. G.: European Association of Urology Guidelines on Muscle-invasive and Metastatic Bladder Cancer: Summary of the 2020 Guidelines. *European Urology* 79 (2021) 1, S. 82–104
- [17] AWMF: S3-Leitlinie Früherkennung, Diagnose, Therapie und Nachsorge des Harnblasenkarzinoms, Langversion 2.0. Langversion 2.0. 032 - 038OL, 2020. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/032-038OLI_S3_Harnblasenkarzinom_2020-04-verlaengert.pdf, abgerufen am: 08.07.2024
- [18] Ploeg, M., Aben, K. K. H. u. Kiemeneij, L. A.: The present and future burden of urinary bladder cancer in the world. *World journal of urology* 27 (2009) 3, S. 289–293
- [19] Wong, M., Fung, F. D. H., Leung, C., Cheung, W., Goggins, B. u. Ng, C.-F.: The global epidemiology of bladder cancer: A joinpoint regression analysis of its incidence and mortality trends and projection. *Scientific reports* 8 (2018)
- [20] Vögeli, T. A., Eisenhardt, A., Goebell, P. J., Gschwend, J. E., Jäger, T., Jakse, G., Jocham, D., Karl, A., Krege, S., Lümmlen, G., Thomas, O., Rettenmeier, A., Rödel, C., Rübber, H., Schenck, M., Schmid, K. W., Stief, C. G., Stöckle, M. u. Zaak, D. (Hrsg.): Harnblasenkarzinom. Uroonkologie. Berlin: Springer 2014
- [21] Hautmann, R. u. Gschwend, J. (Hrsg.): Urologie, 2014. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg 2014

- [22] Augustine, A., Hebert, J. R., Kabat, G. C. u. Wynder, E. L.: Bladder cancer in relation to cigarette smoking. *Cancer Research* 48 (1988) 15, S. 4405–4408
- [23] Clavel, J., Cordier, S., Boccon-Gibod, L. u. Hemon, D.: Tobacco and bladder cancer in males: Increased risk for inhalers and smokers of black tobacco. *International journal of cancer* 44 (1989) 4, S. 605–610
- [24] Mohseni, M. G., Zand, S. u. Aghamir, S. M. K.: Effect of smoking on prognostic factors of transitional cell carcinoma of the bladder. *UROLOGY JOURNAL* 4 (2004) 4, S. 250–252
- [25] Teoh, J. Y., Huang, J., Ko, W. Y., Lok, V., Choi, P., Ng, C. F., Sengupta, S., Mostafid, H., Kamat, A. M., Black, P. C., Shariat, S., Babjuk, M. u. Wong, M. C.: Global Trends of Bladder Cancer Incidence and Mortality, and Their Associations with Tobacco Use and Gross Domestic Product Per Capita. *Eur Urol* 78 (2020) 6, S. 893–906
- [26] Freedman, N. D., Silverman, D. T., Hollenbeck, A. R., Schatzkin, A. u. Abnet, C. C.: Association between smoking and risk of bladder cancer among men and women. *JAMA* 306 (2011) 7, S. 737–745
- [27] Brennan, P., Bogillot, O., Cordier, S., Greiser, E., Schill, W., Vineis, P., Lopez-Abente, G., Tzonou, A., Chang-Claude, J., Bolm-Audorff, U., Jöckel, K. H., Donato, F., Serra, C., Wahrendorf, J., Hours, M., T'Mannetje, A., Kogevinas, M. u. Boffetta, P.: Cigarette smoking and bladder cancer in men: a pooled analysis of 11 case-control studies. *International journal of cancer* 86 (2000) 2, S. 289–294
- [28] Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Merkblatt zur BK Nr. 1301: Schleimhautveränderungen, Krebs oder andere Neubildungen der Harnwege durch aromatische Amine. Merkblatt zu BK Nr. 1 der Anl. 1 zur 7. BKVO (Bek. des BMA v. 12.6.1963, BArbBI Fachteil Arbeitsschutz 1963, 129f). 2012. <https://www.baua.de/DE/Angebote/Rechtstexte-und-Technische-Regeln/Berufskrankheiten/pdf/Merkblatt-1301.html>, abgerufen am: 11.05.2022
- [29] Jakse, G., Algaba, F., Fossa, S., Stenzl, A. u. Sternberg, C.: Guidelines on bladder cancer, Muscle invasive and metastatic. *Muscle-Invasive and metastatic bladder Cancer. European Association of Urology* (2006), S. 9–14
- [30] Burger, M., Catto, J. W. F., Dalbagni, G., Grossman, H. B., Herr, H., Karakiewicz, P., Kassouf, W., Kiemeny, L. A., La Vecchia, C., Shariat, S. u. Lotan, Y.: Epidemiology and Risk Factors of Urothelial Bladder Cancer. *European Urology* 63 (2013) 2, S. 234–241

- [31] Vacha, P., Büttner, H., Böhle, A. u. Feyerabend, T.: Strahlentherapie von Urothelkarzinomen der Harnblase. *Der Urologe A* 40 (2001) 5, S. 376–379
- [32] Schneider, R., Fürst, A. u. Möslein, G.: Gender-specific aspects of Lynch syndrome--an update. *Zeitschrift für Gastroenterologie* 53 (2015) 8, S. 789–793
- [33] Jocham, D., Miller, K., Burger, M. u. Schrader, M. (Hrsg.): Praxis der Urologie. *Praxis der Urologie*, Bd. 1. Stuttgart: Thieme 2007
- [34] Moore, K., Persaud, T. V. N., Torchia, M. G. u. Viebahn, C. (Hrsg.): Embryologie. Entwicklungsstadien - Frühentwicklung - Organogenese - Klinik. Elsevier Health Sciences Germany 2013
- [35] Frohneberg, D.: Embryologie-Entwicklung des Urogenitalsystems. In: Hautmann, R. u. Gschwend, J. (Hrsg.): *Urologie*, 2014. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg 2014, S. 1–11
- [36] Hoppe, J.-D. u. Röttger, P.: Das nichtneoplastische Übergangsepithel der ableitenden Harnwege. In: Rathert, P. u. Roth, S. (Hrsg.): *Urinzytologie: Praxis und Atlas*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg 1991, S. 15–21
- [37] Lindemann-Docter, K. u. Knüchel-Clarke, R.: Histopathologie des Harnblasenkarzinoms. *Der Urologe* 47 (2008) 5, S. 627–638
- [38] Höfler, G., Kreipe, H. u. Moch, H. (Hrsg.): Pathologie. Ableitende Harnwege. *Das Lehrbuch*. München: Elsevier 2019
- [39] Stoehr, R. u. Hartmann, A.: Histopathologie und Molekulargenetik des Harnblasenkarzinoms. *Der Onkologe* (2007) 12, S. 1058–1066
- [40] Lindemann-Docter, K. u. Knüchel, R.: Update on urothelial carcinoma histopathology. *Der Pathologe* 29 (2008) 5, S. 331–338
- [41] Hertle, L., Bierer, S., Gschwend, J. E., Dorp, F. v., Hautmann, S., Hautmann, R., Rübber, H., Börgermann, G., Dieckmann, K.-P., Huland, H., Graefen, M. u. Petriconi & M. Meilinger, R. de: Tumoren. In: *Urologie* 2010, S. 189–267
- [42] Grundmann, E.: Einführung in die Allgemeine Pathologie. München: Urban & Fischer 1989
- [43] Dorp, F., Kausch, I. u. Jocham, D.: Diagnostik und Therapie des nichtinvasiven Harnblasenkarzinoms. *Diagnosis and Treatment of Non-Muscle-Invasive Urothelial Carcinomas*. Teil 2 der Serie zum Harnblasenkarzinom. *Deutsches Ärzteblatt* 104 (2007) 12
- [44] Balsara, Z. R. u. Li, X.: Sleeping beauty: awakening urothelium from its slumber. *American journal of physiology. Renal physiology* 312 (2017) 4, 732-743

- [45] Knowles, M. A. u. Hurst, C. D.: Molecular biology of bladder cancer: new insights into pathogenesis and clinical diversity. *Nature Reviews Cancer* 15 (2015) 1, S. 25–41
- [46] Hertle, L., Bierer, S., Gschwerd, J. E., Tschirdewahn, S., Dorp F. v., Rübben, H., Hautmann, S., Hautmann, R., Protzel, C., Hackenberg, O. W., Dieckmann, K. P., Albers, P. u. Graefen, M.: Tumoren. In: *Urologie* 2014, S. 169–247
- [47] Schulz, G. B., Stief, C. G., Saar, M., Vögeli, T. A., Todenhöfer, T., Knüchel, R. u. Gaisa, N. T.: Molekulare Diagnostik des Harnblasenkarzinoms – praktische Auswirkungen. *Der Urologe* 60 (2021) 10, S. 1349–1358
- [48] Kausch, I.: Diagnostik und Therapie des nicht muskelinvasiven Harnblasenkarzinoms – State of the Art. *Diagnosis of and Therapy for Non-Muscle-Invasive Bladder Cancer – State of the Art. Aktuelle Urologie* 41 (2010) 5, 307-315
- [49] Hiddemann, W. u. Bartram, C. R.: *Die Onkologie. (eBook). Urologie.* Berlin, Heidelberg: Springer 2010
- [50] van Rhijn, B. W. G., van der Kwast, T. H., Alkhateeb, S. S., Fleshner, N.-E., van Leenders, G. J. L. H., Bostrom, P.-J., van der Aa, M. N. M., Kakiashvili, D. M., Bangma, C. H., Jewett, M. A. S. u. Zlotta, A. R.: A new and highly prognostic system to discern T1 bladder cancer substage. *Eur Urol* 61 (2012) 2, S. 378–384
- [51] Jong, F. C. de, Hoedemaeker, R. F., Kvikstad, V., Mensink, J. T. M., Jong, J. J. de, Boevé, E. R., van der Schoot, D. K. E., Zwarthoff, E. C., Boormans, J. L. u. Zuiverloon, T. C. M.: T1 Substaging of Nonmuscle Invasive Bladder Cancer is Associated with bacillus Calmette-Guérin Failure and Improves Patient Stratification at Diagnosis. *American Urological Association. Journal of Urology* 205 (2021) 3, S. 701–708
- [52] Orsola, A., Trias, I., Raventós, C. X., Español, I., Cecchini, L., Búcar, S., Salinas, D. u. Orsola, I.: Initial High-Grade T1 Urothelial Cell Carcinoma: Feasibility and Prognostic Significance of Lamina Propria Invasion Microstaging (T1a/b/c) in BCG-Treated and BCG-Non-Treated Patients. *European Urology* 48 (2005) 2, S. 231–238
- [53] Sobin, L. H., Gospodarowicz, M. K. u. Wittekind, C.: *TNM classification of malignant tumours.* John Wiley & Sons 2011
- [54] Otto, W., Denzinger, S., Fritsche, H.-M., Burger, M., Wieland, W. F., Hofstädter, F., Hartmann, A. u. Bertz, S.: The WHO classification of 1973 is more suitable than the WHO classification of 2004 for predicting survival in pT1 urothelial bladder cancer. *BJU International* 107 (2011) 3, S. 404–408

- [55] Choi, W., Porten, S., Kim, S., Willis, D., Plimack, E. R., Hoffman-Censits, J., Roth, B., Cheng, T., Tran, M., Lee, I.-L., Melquist, J., Bondaruk, J., Majewski, T., Zhang, S., Pretzsch, S., Baggerly, K., Siefker-Radtke, A., Czerniak, B., Dinney, C. P. N. u. McConkey, D. J.: Identification of distinct basal and luminal subtypes of muscle-invasive bladder cancer with different sensitivities to frontline chemotherapy. *Cancer cell* 25 (2014) 2, S. 152–165
- [56] Ngo, B., Perera, M., Papa, N., Bolton, D. u. Sengupta, S.: Factors affecting the timeliness and adequacy of haematuria assessment in bladder cancer: a systematic review. *BJU International* 119 Suppl 5 (2017), S. 10–18
- [57] Hofstetter, A. G. u. Eisenberger, F. (Hrsg.): *Urologie für die Praxis. Tumoren der Urogenitalorgane. Tumoren der Urogenitalorgane.* Berlin, Heidelberg: Springer Link 1996
- [58] Hurle, R., Pasini, L., Lazzeri, M., Colombo, P., Buffi, N.-M., Lughezzani, G., Casale, P., Morengi, E., Peschechera, R., Zandegiacomo, S., Benetti, A., Saita, A., Cardone, P. u. Guazzoni, G.: Aktive Überwachung für nicht muskelinvasiven Blasenkrebs mit geringem Risiko: Halbzeitergebnisse des Blasenkrebs-Projekts Italian Active Surveillance (BIAS). *BJU International* 118 (2016), S. 935–939
- [59] Schmidt-Hansen, M., Berendse, S. u. Hamilton, W.: The association between symptoms and bladder or renal tract cancer in primary care: a systematic review. *The British journal of general practice : the journal of the Royal College of General Practitioners* 65 (2015) 640, e769-75
- [60] Ramirez, D., Gupta, A., Canter, D., Harrow, B., Dobbs, R. W., Kucherov, V., Mueller, E., Streeper, N., Uhlman, M. A., Svatek, R. S., Messing, E. M. u. Lotan, Y.: Microscopic haematuria at time of diagnosis is associated with lower disease stage in patients with newly diagnosed bladder cancer. *BJU International* 117 (2016) 5, S. 783–786
- [61] Witjes, A. J., Lebet, T., Compérat, E. M., Cowan, N. C., Santis, M. de, Bruins, H. M., Hernández, V., Espinós, E. L., Dunn, J., Rouanne, M., Neuzillet, Y., Veskimäe, E., Heijden, A. G. van der., Gakis, G. u. Ribal, M. J.: Updated 2016 EAU Guidelines on Muscle-invasive and Metastatic Bladder Cancer. *European Urology* 71 (2017) 3, S. 462–475
- [62] Mehrsai, A., Mansoori, D., Taheri Mahmoudi, M., Sina, A., Seraji, A. u. Pourmand, G. H.: A comparison between clinical and pathologic staging in patients with bladder cancer. *UROLOGY JOURNAL* 1 (2004) 2, S. 85–89
- [63] Têtu, B.: Diagnosis of urothelial carcinoma from urine. *Modern Pathology* 22 (2009) 2, S53-S59

- [64] Yafi, F. A., Brimo, F., Steinberg, J., Aprikian, A. G., Tanguay, S. u. Kassouf, W.: Prospective analysis of sensitivity and specificity of urinary cytology and other urinary biomarkers for bladder cancer. *Urologic Oncology: Seminars and Original Investigations* 33 (2015) 2, 66.e25-66.e31
- [65] Raitanen, M.-P., Aine, R., Rintala, E., Kallio, J., Rajala, P., Juusela, H. u. Tammela, T. L. J.: Differences between local and review urinary cytology in diagnosis of bladder cancer. An interobserver multicenter analysis. *Eur Urol* 41 (2002) 3, S. 284–289
- [66] Flezar, M. S.: Urine and bladder washing cytology for detection of urothelial carcinoma: standard test with new possibilities. *Radiology and Oncology* 44 (2010) 4, S. 207–214
- [67] van Rhijn, Bas W G, van der Poel, Henk G u. van der Kwast, Theo H: Urine markers for bladder cancer surveillance: a systematic review. *Eur Urol* 47 (2005) 6, S. 736–748
- [68] Hallscheidt, P. u. Haferkamp, A. (Hrsg.): *Urogenitale Bildgebung*. Springer Link 2011
- [69] Totaro, A., Pinto, F., Brescia, A., Racioppi, M., Cappa, E., D'Agostino, D., Volpe, A., Sacco, E., Palermo, G., Valentini, A. u. Bassi, P.: Imaging in bladder cancer: present role and future perspectives. *Urologia internationalis* 85 (2010) 4, S. 373–380
- [70] Bagheri, M. H., Ahlman, M. A., Lindenberg, L., Turkbey, B., Lin, J., Cahid C., A., Malayeri, A. A., Agarwal, P. K., Choyke, P. L., Folio, L. R. u. Apolo, A. B.: Advances in medical imaging for the diagnosis and management of common genitourinary cancers. *Urologic Oncology: Seminars and Original Investigations* 35 (2017) 7, S. 473–491
- [71] Gschwend, J. E.: Harnblasenkarzinom: Standards der Therapie – Update: 2014. Zertifizierte Fortbildung für Ärztinnen und Ärzte. Klinik und Poliklinik für Urologie, Technische Universität München. In: *arzt CME*
- [72] Golka, K., Goebell, P. u. Rettenmeier, A.: Ätiologie und Prävention des Harnblasenkarzinoms. *Deutsches Ärzteblatt* 104 (2007), A719
- [73] Runkel, F. G.: Meilensteine der Urologie: Die Erfindung des Endoskops – der Urknall der modernen Urologie. *UroForum* (2007), S. 162
- [74] Karl, A., Zaak, D. u. Burger, M.: Diagnostik des Harnblasenkarzinoms. Zertifizierte Fortbildung. *Der Urorloge* 2008 47, S. 357–368
- [75] Mariappan, P., Zachou, A. u. Grigor, K. M.: Detrusor muscle in the first, apparently complete transurethral resection of bladder tumour specimen is a surrogate marker of resection quality, predicts risk of early recurrence, and is dependent on operator experience. *Eur Urol* 57 (2010) 5, S. 843–849

- [76] Herr, H. W., Donat, S. M. u. Dalbagni, G.: Correlation of cystoscopy with histology of recurrent papillary tumors of the bladder. *The Journal of urology* 168 (2002) 3, S. 978–980
- [77] Zaak, D., Karl, A., Stepp, H., Tritschler, S., Tilki, D., Burger, M., Knuechel, R. u. Stief, C.: Die Fluoreszenzzystoskopie beim Harnblasenkarzinom. *Der Urologe* 46 (2007) 11, S. 1519–1527
- [78] Jesser, C. A., Boppart, S. A., Pitris, C., Stamper, D. L., Nielsen, G. P., Brezinski, M. E. u. Fujimoto, J. G.: High resolution imaging of transitional cell carcinoma with optical coherence tomography: feasibility for the evaluation of bladder pathology. *The British journal of radiology* 72 (1999) 864, S. 1170–1176
- [79] Hungerhuber, E., Stepp, H., Kriegmair, M., Stief, C., Hofstetter, A., Hartmann, A., Knuechel, R., Karl, A., Tritschler, S. u. Zaak, D.: Seven years' experience with 5-aminolevulinic acid in detection of transitional cell carcinoma of the bladder. *Urology* 69 (2007) 2, S. 260–264
- [80] Zaak, D., Ohlmann, C. u. Stenzl, A.: Current and established diagnostic modalities for bladder cancer. *Der Urologe A* 57 (2018), S. 657–664
- [81] Karl, A., Stief, C. u. Zaak, D.: Die photodynamische Diagnostik der Harnblase. *Der Urologe A* 52 (2013) 4, S. 504
- [82] Zaak, D., Hungerhuber, E., Schneede, P., Stepp, H., Frimberger, D., Corvin, S., Schmeller, N., Kriegmair, M., Hofstetter, A. u. Knüchel-Clarke, R.: Role of 5-aminolevulinic acid in the detection of urothelial premalignant lesions. *Cancer* 95 (2002) 6, S. 1234–1238
- [83] Jocham, D. u. Miller, K. (Hrsg.): *Praxis der Urologie*. Praxis der Urologie, Bd. 2. Stuttgart: Thieme 2007
- [84] Karl, A., Grimmm, T., Jokisch, F., Gaisa, N. T. u. Stief, C. G.: Nichtmuskelinvasives Harnblasekarzinom 2016 (2016) 9
- [85] Dorp F. v., Eisenhardt, A., Goebell, P.-J., Gschwend, J., Jakse, G., Jäger, T., Jocham, D., Karl, A., Knüchel Clarke, R., Krege, S., Lümmer, G., Ohlmann, C., Olbricht, T., Otto, T., Rettenmeier, A., Rübber, H., Schenck, M., Schmid, K. W., Stief, C. G., Stöckle, M., Tritschler, S. u. Zaak, D.: Harnblasenkarzinom, Kapitel 22. In: *Uroonkologie*, Springer
- [86] Sylvester, R. J., van der Meijden, A. P. M., Oosterlinck, W., Witjes, J. A., Bouffouix, C., Denis, L., Newling, D. W. W. u. Kurth, K.: Predicting recurrence and progression in individual patients with stage Ta T1 bladder cancer using EORTC risk tables: a combined analysis of 2596 patients from seven EORTC trials. *Eur Urol* 49 (2006) 3, 466-5; discussion 475-7
- [87] Białek, Ł. u. Czernia, D.: EORTC Bladder Cancer Recurrence and Progression Calculator, 2022.

- <https://www.omnicalculator.com/health/eortc-bladder-cancer#bladder-cancer-recurrence-and-progression-probability-calculator>, abgerufen am: 08.07.2024
- [88] European Organisation for Research and Treatment of Cancer: EORTC Risk Tables for Predicting Recurrence and Progression in Individual Patients with Stage Ta T1 Bladder Cancer.
<https://www.eortc.be/tools/bladdercalculator/>, abgerufen am: 16.05.2022
- [89] Lenz, E. u. Theuring, F.: Prognoserelevante Faktoren beim Harnblasenkarzinom: Eine retrospektive Studie an einem umfangreichen Obduktionsgut. Aktuelle Urologie 18 (1987) 05, S. 251–254
- [90] Bühs, F.: Entwicklung eines Endoskops mit flexibler Endoskopspitze für die minimal-invasive Chirurgie, Technische Universität Berlin Dissertation 2011
- [91] Karl Storz-Endoskope, Industrial Group: Gebrauchsanweisung Videoscope, Walsdorf. <https://www.manualslib.de/manual/408325/Karl-Storz-Videoscope.html>, abgerufen am: 10.05.2022
- [92] Karl Storz-Endoskope: Video-Cysto-Urthroskope. Urologie Nr. 10, Walsdorf 2015.
https://www.karlstorz.com/cps/rde/xbcr/karlstorz_assets/ASSETS/3331220.pdf, abgerufen am: 08.07.2024
- [93] Merkle, R.: Aktuelles zur Instrumenten- und Endoskopaufbereitung rund um die ZSVA, Klinikum Garmisch-Prtenkirchen 2015.
https://www.drweigert.com/de/uploads/tx_product_manager/messages/news/2015-10-29_Endoskopaufbau%20und%20Handhabung_Garmisch_01.pdf, abgerufen am: 08.07.2024
- [94] Schölly Excellence Inside: 2D- und 3D- Chip-in-Tip-Systeme. Chip-in-Tip (CIT) Endoskope im 1 mm Durchmesserbereich, Denzlingen 2019.
[https://www.schoelly.de/de/medical-endoscopy/technology/2d-und-3d-chip-tip-systeme/#:~:text=Chip%2Din%2DTip%20\(CIT,Visualisierungssysteme%20mit%20innovativen%20Produkteigenschaften%20entstehen.,](https://www.schoelly.de/de/medical-endoscopy/technology/2d-und-3d-chip-tip-systeme/#:~:text=Chip%2Din%2DTip%20(CIT,Visualisierungssysteme%20mit%20innovativen%20Produkteigenschaften%20entstehen.,) abgerufen am: 08.07.2024
- [95] Karl Storz-Endoskope: Highlights Anästhesie und Notfallmedizin, Walsdorf 2020. <https://www.karlstorz.com/de/de/highlights-tp.htm>, abgerufen am: 10.05.2022
- [96] Iqbal, M.: An Introduction to Solar Radiation, Bd. 1. Ontario: Academic Press 1983

- [97] Kieser, C. W.: Die Einführung des Kaltlichts in die Endoskopie. Introduction of Cold Light to Endoscopy. Aktuelle Urologie 39 (2008) 2, S. 130–134
- [98] Kriegmair, M. C., Ritter, M., Michel, M. S. u. Bolenz, C.: Moderne endoskopische Bildgebungsverfahren für das Urothelkarzinom der Harnblase 48 (2017) 4, S. 296–305
- [99] Kriegmair, M., Zaak, D., Rothenberger, K.-H., Rassweiler, J., Jocham, D., Eisenberger, F., Tauber, R., Stenzl, A. u. Hofstetter, A.: Transurethral resection for bladder cancer using 5-aminolevulinic acid induced fluorescence endoscopy versus white light endoscopy. The Journal of urology 168 (2002) 2, S. 475–478
- [100] Mowatt, G., N'Dow, J., Vale, L., Nabi, G., Boachie, C., Cook, J. A., Fraser, C. u. Griffiths, T. R. L.: Photodynamic diagnosis of bladder cancer compared with white light cystoscopy: Systematic review and meta-analysis. International journal of technology assessment in health care 27 (2011) 1, S. 3–10
- [101] Zaak, D., Karl, A., Knüchel Clarke, R., Stepp, H., Hartmann, A., Reich, O., Bachmann, A., Siebels, M., Popken, G. u. Stief, C. G.: Diagnosis of urothelial carcinoma of the bladder using fluorescence endoscopy. BJU International 96 (2005) 2, S. 217–222
- [102] Otto, W., Fritsche, H.-M., Burger, M., Rössler, W., Wieland, W. F. u. Denzinger, S.: Photodynamische Diagnostik des pTa/pT1/pTis-Harnblasenkarzinoms: eine onkologische Bilanz. Journal für Urologie und Urogynäkologie in Klinik und Praxis 2009 (2009) 2, S. 35–39
- [103] Rose, T. L. u. Lotan, Y.: Advancements in optical techniques and imaging in the diagnosis and management of bladder cancer. Urologic Oncology: Seminars and Original Investigations 36 (2018) 3, S. 97–102
- [104] Olympus: Narrow Band Imaging in der Urologie. Auswertung der klinischen Studien für NMIBC. NBI-Study-Overview_brochure_EN_20131031.pdf, Hamburg. https://www.olympus.at/medical/rmt/media/de/Content/Content-MSD/Documents/Brochures/NBI-Study-Overview_brochure_EN_20131031.pdf, abgerufen am: 08.07.2024
- [105] Hirner, L., Stagge, E., Rübben, H., Schenck, M. u. Eisenhardt, A.: „Narrow-band-imaging-assistierte“ Zystoskopie in der Blasentumornachsorge. Sind mehr Tumoren erkennbar? Der Urorologe 3 (2016)
- [106] Olympus Europa: Schmalbandbildgebung: Die Welt der Endoskopie verändern, Hamburg 2022. <https://olympus->

- europa.com/medical/en/stories-detail/2022-04-11/Narrow-Band-Imaging-Transforming-the-World-of-Endoscopy.html, abgerufen am: 08.07.2024
- [107] Luhmann, T.: Nahbereichsphotogrammetrie. Grundlagen, Methoden und Anwendung
- [108] McGlone, J. C., Mikhail, E. M., Bethel, J. S. u. Mullen, R.: Manual of Photogrammetrie. The Imaging & Geospatial Information Society. Bethesda 1979
- [109] Kraus, K.: Photogrammetrie. Geometrische Informationen aus Photographien und Laserscanneraufnahmen. Berlin: De Gruyter 2004
- [110] Berg, M. de, van Kreveld, M., Overmars, M. u. Schwarzkopf, O. C. (Hrsg.): Delaunay Triangulations, Computational Geometry: Algorithms and Applications. Berlin Heidelberg: Springer Link 2000
- [111] Fries, K.: Objekterkennung mit SIFT-Merkmalen, Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg Studienarbeit. Hamburg 2010
- [112] Lowe, D. G.: Method and apparatus for identifying scale invariant features in an image and use of same for lokation an objekt in an image US6711293B1, 1999. https://patents-google.com/translate/goog/patent/US6711293B1/en?_x_tr_sl=en&_x_tr_tl=de&_x_tr_hl=de&_x_tr_pto=sc, abgerufen am: 08.07.2024
- [113] Nayar, S. K.: SIFT Descriptor. Vorlesungsaufzeichnung. Topic: SIFT Detector,Module: Features. First Principles of Computer Vision, New York, NY 10027 2021. https://www.youtube.com/watch?v=IBcsS8_gPzE, abgerufen am: 08.07.2024
- [114] Nayar, S. K.: SIFT Detector. Vorlesungsaufzeichnung. Topic: SIFT Detector,Module: Features. First Principles of Computer Vision, New York, NY 10027 2021. <https://www.youtube.com/watch?v=ram-jbLJfFg>, abgerufen am: 08.07.2024
- [115] Rajwade, A.: Scale Invariant Feature Transform (SIFT), Indian Institute of Technology Bombay Vorlesung. Bombay
- [116] Strauss, C.: Merkmalsbasierte Bildregistrierung mit SIFT. Feature-Based Image Registration with SIFT, Universität zu Lübeck Batchlerarbeit. Lübeck 2013
- [117] Stachniss, C.: Photogrammetry II - 10 - SIFT Features and RANSAC (2015/16). Vorlesungsaufzeichnung. Photogrammetry II ; Keypoint detection and Feature; Keypoint Descriptor; Popular Features; Keypont Task; Keypoint Done; Sift Matching, Bonn 2016. https://www.youtube.com/watch?v=oT9c_LIFBqs, abgerufen am: 08.07.2024
- [118] Lowe, D. G.: Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints, Vancouver BC Canada 2004.

<https://www.cs.ubc.ca/~lowe/papers/ijcv04.pdf>, abgerufen am: 08.07.2024

- [119] Lowe, D. G.: Sift-the scale invariant feature transform. SIFT: Scale Invariant Feature Transform by David Lowe. International Journal of Computer Vision 2 (2004) 91-110, S. 11–33
- [120] Stachniss, C.: Visual Features: Descriptors (SIFT, BRIEF, and ORB), Universität Bonn. Bonn 2019
- [121] Nayar, S. K.: Structure from Motion Problem. Vorlesungsaufzeichnung. Topic: Structure from Motion, Module: Rekonstruktion II, New York, NY 10027 2021. <https://www.youtube.com/watch?v=JIOzyyhk1v0>, abgerufen am: 08.07.2024
- [122] Brostow, G., B., Shotton, J., Fauqueur, J. u. Cipolla, R.: Segmentation and recognition using structure from motion point clouds. European Conference on Computer Vision (2008), S. 1–6
- [123] Ottmann, T.: Delaunay Triangulation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg. Freiburg im Breisgau
- [124] Changchang Wu: VisualSFM
- [125] 3df Zephyr. 3DFlow
- [126] Metashape. Agisoft
- [127] Meshroom. AliceVision
- [128] RealityCapture. Epic Games
- [129] Péntek, Q., Hein, S., Miernik, A. u. Reiterer, A.: Image-based 3D surface approximation of the bladder using structure-from-motion for enhanced cystoscopy based on phantom data. Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik 63 (2018) 4, S. 461–466
- [130] Lurie, K. L., Angst, R., Zlatev, D. V., Liao, J. C. u. Ellerbee B., A. K.: 3D reconstruction of cystoscopy videos for comprehensive bladder records. Biomedical Optics Express 8 (2017) 4, S. 2106–2123
- [131] Suarez-Ibarrola, R., Kriegmair, M., Waldbillig, F., Grüne, B., Negassi, M., Parupalli, U., Schmitt, A., Reiterer, A., Müller, C., Scheurer, A., Baur, S., Klein, K., Fallert, J. A., Mündermann, L., Yoganathan, J., Probst, M., Ihle, P., Bobic, N., Schumm, T., Rehn, H., Betke, A., Graurock, M., Forrer, M., Gratzke, C., Miernik, A. u. Hein, S.: Ein neuartiges Endoimaging-System für die endoskopische 3D-Rekonstruktion bei Patienten mit Blasenkrebs. Minimally invasive therapy & allied technologies : MITAT : official journal of the Society for Minimally Invasive Therapy 31 (2022) 1, S. 34–41

Abbildungsverzeichnis

- Abb.: 1 Schematische und modifizierte Darstellung, der molekularen und pathologischen Faktoren
- Abb.: 2 Pathogenese-Modell des Urothelkarzinoms histopathologische Tumorgenese
- Abb.: 3 Blasendiagramm (grafisch aufbereitet aus EAU-Guidelines)
- Abb.: 4 Blasenkarzinom, Prof. Dr. Boris Schlenker, Großhadern, LMU München
- Abb.: 5 TURB, Prof. Dr. Boris Schlenker, Großhadern, LMU München
- Abb.: 6 Schematisierte Darstellung Video-Zystoskop, kompakte, mobile Einheit; Distales Ende und C-MOS Kamera
- Abb.: 7 PDD-Fluoreszenz-Zystoskopie, Beispiel 1
- Abb.: 8 PDD-Fluoreszenz-Zystoskopie, Beispiel 2
- Abb.: 9 NBI-Filter, ausgewählte Lichtspektren
- Abb.: 10 Blick auf ein Dorf, mit 3 Kamerapositionen
- Abb.: 11 Blick der Kamera 1, 2, 3
- Abb.: 12 Kleiner Detailausschnitt, weißer Zahn mit schwarzem Schatten
- Abb.: 13 Scharfe Kante, Ausschnitt stark vergrößert
- Abb.: 14 Darstellung aufgelöst in Pixel
- Abb.: 15 Pixel mit ihren Sigma-Werten
(256 = weiß, 0 = schwarz)
- Abb.: 16 Benachbarte Pixel bilden ihren Mittelwert, (128 0 grau)
- Abb.: 17 Mittelwerte an der ehemaligen Kante
Die scharfe Kante wurde unscharf
- Abb.: 18 Unschärfewandlung des ganzen Bildes
- Abb.: 19 Subtraktion der Sigma-Werte in gleicher Position
- Abb.: 20 Ausschließlich Konturen bleiben bestehen
- Abb.: 21 Konturenwandlung am ganzen Bild
- Abb.: 22 Schematische Darstellung des Unschärfe- und Konturen-Prozesses
- Abb.: 23 Reduktion zu Vor-SIFT-Interessenpunkte
- Abb.: 24 Reduktion und Übertragung der Interessenpunkte
- Abb.: 25 Kreisflächen, Größen bestimmt vom Sigma-Wert
- Abb.: 26 Einzelner SIFT-Interessenpunkt
- Abb.: 27 Sigma-Richtungen im Raster des Quadrats
- Abb.: 28 Histogramm der Gradienten-Richtungen
- Abb.: 29 Hauptausrichtung des einzelnen Interessenpunktes
- Abb.: 30 Alle SIFT-Interessenpunkte mit ihren Hauptausrichtungen
- Abb.: 31 Kompensation einer Rotation des Bildhorizonts

- Abb.: 32 SIFT-Interessenpunkt mit seiner Hauptausrichtung auf dem Os-Frontale
- Abb.: 33 4 Quadranten zu 16 Quadrate, mit Richtungspfeil
- Abb.: 34 Rotation des Quadrats zur Orientierungszuweisung des SIFT-Interessenpunktes
- Abb.: 35 Sigma-Richtungs-Vektoren in den 4 Quadranten
- Abb.: 36 SIFT-Deskriptor-Histogramm mit 32 Stellen, in 4 Quadranten
- Abb.: 37 Vergleich der SIFT-Interessenpunkte
- Abb.: 38 Transition von SIFT-Interessenpunkten
- Abb.: 39 Punktwolke
- Abb.: 40 Delaunay-Triangulation
- Abb.: 41 Untexturiertes, unkoloriertes 3D Modell
- Abb.: 42 Kolorierung und Texturierung, Fotorealistische Oberfläche
- Abb.: 43 Ausschnitt einer Videosequenz
- Abb.: 44 ‚RealityCapture‘ Umsetzung der Videosequenz
- Abb.: 45 Blasenmodell 1; Blasenmodell 2; Blasenmodell 3
- Abb.: 46 Außenansicht des Modells
- Abb.: 47 Blick in das Innere des Modells
- Abb.: 48 Industrieendoskop mit Dualer Kamera
- Abb.: 49 Zwei Endoskop Kameras axial um 90° versetzt
- Abb.: 50 Blickrichtung beider Kameras
- Abb.: 51 Teilapparat, Paulimot, Neu-Ulm
- Abb.: 52 Stativ
- Abb.: 53 Versuchsaufbau: Drehteller, Teilapparat, Stativ, Industrie-Endoskop, Harnblasenmodell
- Abb.: 54 Blasenmodell Ø 20cm, Standfuß
- Abb.: 55 Fixierung des Modellfußes, Teilapparat mit Magneten zur6Verbindung
- Abb.: 56 Blick von oben auf die Anordnung
- Abb.: 57 Winkelausrichtung der endoskopischen Kamera
- Abb.: 58 Gesamter Versuchsaufbau, fertiggestellt für einen Aufnahmezyklus
- Abb.: 59 Schematische Darstellung des senkrecht halbierten Blasenmodells
- Abb.: 60 Schematische Darstellung eines Aufnahmezyklus (BM3, Z3) mit 141 Bildern
- Abb.: 61 Schnitt (BM1, Z11)
- Abb.: 62 Punktwolke, Kamera (BM1, Z11)
- Abb.: 63 Kameraweg, invertiert (BM1, Z11)
- Abb.: 64 Delaunay Triangulation (BM1, Z11)
- Abb.: 65 Texturiert und koloriert (BM1, Z11)

- Abb.: 66 Schnitt (BM1, Z14)
- Abb.: 67 Punktwolke mit Kamerapositionen
- Abb.: 68 3D Rendering
- Abb.: 69 3D koloriert und texturiert
- Abb.: 70 Schnitt (BM1, Z21)
- Abb.: 71 Punktwolke
- Abb.: 72 3D Delaunay Triangulation
- Abb.: 73 3D Darstellung, vollständig
- Abb.: 74 Schnitt (BM2, Z6)
- Abb.: 75 Punktwolke
- Abb.: 76 Delaunay Triangulation
- Abb.: 77 Kolorierte Fragmente
- Abb.: 78 Schnitt (BM3, Z2)
- Abb.: 79 Kamerapositionen
- Abb.: 80 Farblose 3D Darstellung
- Abb.: 81 Koloriert und texturiert
- Abb.: 82 Schnitt (BM3, Z14)
- Abb.: 83 Punktwolke, Kameraspur vertikal
- Abb.: 84 Kamerapositionen
- Abb.: 85 3D Umsetzung, rudimentär
- Abb.: 86 Schnitt (BM3, Z22)
- Abb.: 87 Punktwolke, Kameraposition
- Abb.: 88 Oberflächenmodell, Seitenansicht
- Abb.: 89 Oberflächenmodell, 80°Grad
- Abb.: 90 3D Modell, koloriert und texturiert
- Abb.: 91 Schnitt (BM3, Z25)
- Abb.: 92 kompakte Punktwolke
- Abb.: 93 Modell aus Triangulation
- Abb.: 94 koloriert
- Abb.: 95 Innenansicht
- Abb.: 96 vollständige Punktwolke
- Abb.: 97 farbloses Modell
- Abb.: 98 Vollständiges Blasenmodell mit präzise sichtbarer Zugangsöffnung
- Abb.: 99 Orthoprojektion mit Orientierungen
- Abb.: 100 Reliefdetail
- Abb.: 101 Schnitt seitlich. Zu nahe Kamerapositionen (blau, der Kamerablick)
- Abb.: 102 Schnitt seitlich. Zu zentrale Kamerapositionen (blau, der Kamerablick)
- Abb.: 103 Darstellung in ‚RealityCapture‘

- Abb.: 104 Schnitt seitlich, blau der Kamerawinkel
- Abb.: 105 Mehrschalige Hülle
- Abb.: 106 Abgelöste Segmente
- Abb.: 107 Originalbild, schwacher Kontrast
- Abb.: 108 verstärkter Kontrast
- Abb.: 109 Schnitt seitlich: optimale Überdeckung, größtmögliche Distanz
- Abb.: 110 Orthoprojektion
- Abb.: 111 Digitale Notation zur Zystoskopie
- Abb.: 112 Innenansicht am 3D Blasenphantom. Drei Tumore in begrenzten Arealen
- Abb.: 113 Innenwandansicht gewendet zur Außenansicht
- Abb.: 114 Außenansicht
- Abb.: 115 Innenansicht
- Abb.: 116 mögliche Assistenz

Tabellenverzeichnis

Tab.: 1	TNM Klassifikation des Harnblasenkarzinoms
Tab.: 2	WHO Klassifikation des NIMIBC, erweiterte und schematisierte Darstellung
Tab.: 3	Leitlinie Deutsche Gesellschaft für Urologie (DGU), modifiziert
Tab.: 4	Datenbankabfrage Ta und T1 mit begleitendem Cis (Beispiel)
Tab.: 5	Ergebnisprotokoll zum 1. Blasenmodell mit 21 Zyklen
Tab.: 6	Ergebnisprotokoll zum 2. Blasenmodell mit 9 Zyklen
Tab.: 7	Ergebnisprotokoll zum 3. Blasenmodell mit 25 Zyklen Teil: A
Tab.: 8	Ergebnisprotokoll zum 3. Blasenmodell mit 25 Zyklen Teil: B

Tabellenauszüge

- Tabellenauszug: 1 Blasenmodell 1, Zyklus 11
- Tabellenauszug: 2 Blasenmodell 1, Zyklus 14
- Tabellenauszug: 3 Blasenmodell 1, Zyklus 21
- Tabellenauszug: 4 Blasenmodell 2, Zyklus 6
- Tabellenauszug: 5 Blasenmodell 3, Zyklus 2
- Tabellenauszug: 6 Blasenmodell 3, Zyklus 14
- Tabellenauszug: 7 Blasenmodell 3, Zyklus 22
- Tabellenauszug: 8 Blasenmodell 3, Zyklus 25

Hilfsmittel

Fotoapparat:	Olympus Digital Kamera Model Nr.: TG-4 – Zoom 4,5-18,0 mm; 1:2.0-4.9
Endoskop:	Screen Endoscope Dual Camera FHD 1080P
Teilapparat:	Paulimot, Neu-Ulm
Stativ:	Linhof
Software:	Microsoft Word 365 MSO
Fotogrammetrie:	„RealityCapture“
Grafik:	OpenOffice 4 Draw Apache
Foto:	Gimp 2.8 GNU

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich betreut und motiviert haben. Mein besonderer Dank gilt jenen, die mir im Bereich ‚Computer Vision‘ unterstützend beigestanden haben.

Erklärung zur Übereinstimmung der gebundenen Ausgabe der Dissertation mit der elektronischen Fassung

Hiermit erkläre ich, dass die elektronische Version der eingereichten Dissertation mit dem Titel: Die rechnergestützte Rekonstruktion des Harnblasenreliefs anhand von Bilddateien eine Projektstudie mittels der Structure from Motion (SfM) Fotogrammetrie in Inhalt und Formatierung mit den gedruckten und gebundenen Exemplaren übereinstimmt.

Geretsried, 18.01.2025

Simon Georg Eckert

Ort, Datum

Unterschrift

Eidesstattliche Versicherung

Hiermit erkläre ich, Simon Georg Eckert, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Titel „Die rechnergestützte Rekonstruktion des Harnblasenreliefs anhand von Bilddateien eine Projektstudie mittels der Structure from Motion (SfM) Fotogrammetrie“ selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

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

Geretsried, 18.01.2025

Simon Georg Eckert

Ort, Datum

Unterschrift