

Sachbericht (Teil II)

Technische Universität Dresden

Professur für Virtuelle Produktentwicklung (VPE)

Vorhabensbezeichnung

Verbundvorhaben

Multispektrale dreidimensionale Erfassung von Objekten für die forensische Befunderhebung (MultiForensic3D)

Teilvorhaben

Algorithmengestützte und messtechnische Integration multispektraler Daten

Laufzeit des Vorhabens

01.02.2023 – 31.01.2025 (Verlängert bis 31.07.2025)

FKZ

13N16589

1. Erzielte Ergebnisse und Verwendung der Zuwendung

AP 2: Prozessbeschreibung zum Ablauf forensischer Untersuchungen

AP 2.4: Schnittstellendefinition

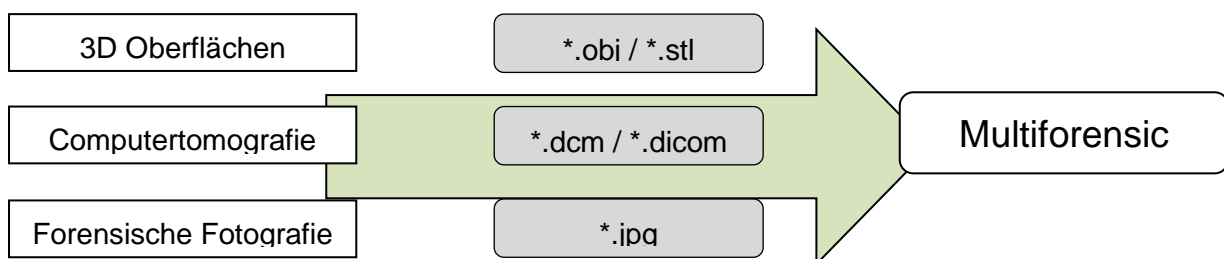
Das Ziel des Teilarbeitspakets bestand in der Einordnung und Beschreibung datenspezifischer Schnittstellen, die als Grundlage für den späteren Datenaustausch der in nachfolgenden Arbeitspaketen eingesetzten Methoden dienen. Im Rahmen dieser Aufgabe wurde gemeinsam mit den Projektpartnern ein Ablaufdiagramm für den Gesamtprozess der adressierten Vermessungen erstellt. Darin sind sämtliche verwendeten Erfassungstechniken sowie die jeweils auftretenden Datenformate dokumentiert.

Im Bereich der Fotogrammetrie wurden hauptsächlich Bilddaten verarbeitet. Diese liegen üblicherweise als Rastergrafiken im *.jpeg-Format vor, wie sie direkt durch die Kameras erzeugt werden. Alternativ einsetzbare Formate (z. B. *.png) können ebenfalls genutzt werden, sofern sie eine äquivalente Bildrasterung aufweisen. Die verwendeten Bilder besitzen eine Farbtiefe von 24 Bit, also 8 Bit pro Farbkanal (Rot, Grün, Blau). Die Auflösung der Bildmatrix beträgt bei der eingesetzten Canon EOS beispielhaft 6720 x 4480 Pixel.

Für die 3D-Oberflächenerfassung kamen berührungslos arbeitende Triangulationssensoren mit aktiver Beleuchtung (Musterprojektion) zum Einsatz, unter anderem die Geräte Artec EVA und Artec Leo. Ergänzend wurden auch passive Aufnahmeverfahren, wie etwa Structure from Motion, erprobt. Die aufgenommenen Messpunkte werden durch die systemeigene Software zu Oberflächennetzen trianguliert; anschließend können Farbe oder Texturen den Dreiecksflächen zugeordnet werden. Dieser Verarbeitungsschritt wird vollständig durch die Software der jeweiligen Systemhersteller vorgenommen.

Zur projektinternen Weiterverarbeitung werden die resultierenden Netze in offenen Datenformaten gespeichert, insbesondere im *.obj- oder *.stl-Format. Das *.stl-Format ist quelloffen und weit verbreitet, ermöglicht also eine breite Softwarekompatibilität. Allerdings ist es hinsichtlich der Speichereffizienz ungünstig und enthält ausschließlich Geometrieinformationen, ohne Farb- oder Texturzuweisungen. Das *.obj-Format hingegen speichert neben den Eckpunktkoordinaten und der Netzstruktur auch Farb- und Texturinformationen; durch die ASCII-Schreibweise fällt der Speicherbedarf jedoch vergleichsweise hoch aus.

Im Bereich der Computertomographie kommt das standardisierte DICOM-Format zum Einsatz. Dieses in der Medizin etablierte Format umfasst einen Datencontainer, der sowohl die Bilddaten als auch umfassende Metadaten enthält. Alle Bilder sind darüber hinaus räumlich referenziert, was eine eindeutige Zuordnung innerhalb des Volumendatensatzes ermöglicht.



Für die Benennung der erhobenen Daten wurde eine systematische Nummerierung in Kombination mit einer tabellarischen Übersicht eingeführt. Hintergrund dieser Struktur ist die geplante Überführbarkeit der Daten in ein späteres Datenbanksystem. Als einheitliches Benennungsschema diente im Projekt die Struktur *MF3D_0000*, während die zugehörigen Metainformationen

in einer Excel-Tabelle hinterlegt wurden.

Die erfassten Metadaten umfassten das Erfassungsdatum, die Fallnummer, das jeweilige Aufnahmeobjekt, das verwendete Aufnahmesetting sowie das eingesetzte Aufnahmesystem. Ergänzend wurden erläuternde Informationen dokumentiert. Das Metadaten-system ist modular aufgebaut und kann bei Bedarf flexibel erweitert werden. Die fortlaufende Nummerierung ist organisatorisch gebunden und kann zukünftig durch ein zentrales Datenbanksystem automatisiert bereitgestellt werden.

Für die Ablage und Verwaltung der Daten wurde innerhalb des Projektes ein Fileserver der TU Dresden genutzt.

AP 3: Entwicklung einer photogrammetrischen Methode zur Texturierung von 3D Daten

AP 3.1: Kameraparameterbestimmung

Das Ziel des APS war die Etablierung von Methoden zur Kamerakalibrierung und zur Projektion von Bilddaten ausgehend von einer eindeutigen äußeren Orientierung (engl. Exterieur Orientation, EOR) zum Messobjekt sein. Die grundsätzliche Herangehensweise ist, dass alle unterschiedlichen forensischen Lichtquellen verwendbar sind und keine zusätzlichen technischen Einschränkungen im Verfahrensablauf eingebracht werden.

Die Verknüpfung forensischer multispektraler Fotografien mit einer gescannten 3D-Geometrie in Form von diskreten Tessellationen erfolgt mit einem geeigneten zentralperspektivischen Kameramodell (siehe Abbildung 1), dass ein breites Kameraspektrum mit klassischen Weitwinkel- und Teleobjektiven abdecken kann.

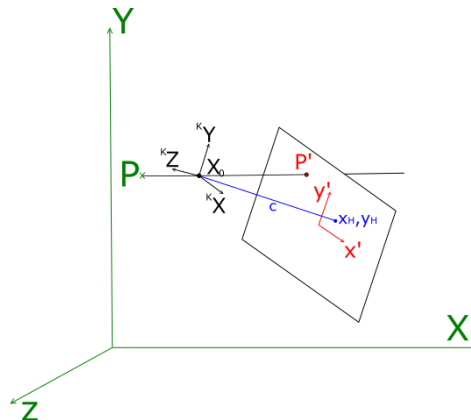


Abbildung 1: Zentralperspektivische Abbildung

Die gewählte zentralperspektivische Abbildung beschreibt hierbei die Projektion eines Punktes P vom Objektraum in den Bildraum. Zur Bildaufnahme eignen sich sowohl handelsübliche Verbraucher-kameras wie Spiegelreflexkameras, als auch spiegellose Kameras und Kompaktkameras. Insbesondere Fischaugenobjektive sind aber von dem Ansatz ausgeschlossen, weil sie einer anderen Abbildungsgeometrie folgen. Je nach verwendeter Aufnahmehardware und Kalibrierungsansatz kann mit einer variablen oder statischen Fokussierung, Blende und Belichtungszeit gearbeitet werden. Dennoch sollte vorteilhaft ein Festbrennweitenobjektiv Anwendung finden, dass im Vergleich zu Zoomobjektiven eine höhere Prozessstabilität der Kalibrierung mit höherer Lichtintensität ermöglicht. Im jeweiligen Anwendungsfall multispektraler Aufnahmen am Tatort und in der Rechtsmedizin sind anspruchsvolle Lichtverhältnisse zu erwarten, die ein lichtstarkes Objektiv und einen Kamerasensor mit einem hohen Kontrastumfang erfordern.

Im Folgenden soll kurz auf die mathematischen Grundlagen des Photogrammetrieprozesses eingegangen werden:

Der Ursprung des Kamerakoordinatensystems ist definiert durch das Projektionszentrum der Kamera (\mathbf{X}_0). Die KX - KY -Ebene liegt parallel zur Bildebene. Die Transformation von Objektkoordinaten (X, Y, Z) in Kamerakoordinaten (${}^KX, {}^KY, {}^KZ$) lässt sich durch eine Rotation \mathbf{R} und eine Translation \mathbf{X}_0 beschreiben:

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} {}^KX_P \\ {}^KY_P \\ {}^KZ_P \end{bmatrix} &= \mathbf{R} \cdot (\mathbf{P} - \mathbf{X}_0) \\ \begin{bmatrix} {}^KX_P \\ {}^KY_P \\ {}^KZ_P \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} X_P - X_0 \\ Y_P - Y_0 \\ Z_P - Z_0 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (1)$$

Rotation und Translation bilden zusammen die äußere Orientierung der Kamera. Da die Transformationen beide räumlich sind, kann die äußere Orientierung mit 6 Parametern beschrieben werden: Die Rotationsmatrix enthält 3 Winkel und der Translationsvektor 3 Verschiebungen. Die Projektion von P vom Kamerakoordinatensystem (${}^KX, {}^KY, {}^KZ$) in das Bildkoordinatensystem (x', y') folgt dem Strahlensatz und kann durch Gleichung (2) beschrieben werden:

$$\begin{aligned} x'_P &= x'_H + c \cdot \frac{{}^KX_P}{{}^KZ_P} + \Delta x' \\ y'_P &= y'_H + c \cdot \frac{{}^KY_P}{{}^KZ_P} + \Delta y' \end{aligned} \quad (2)$$

Gleichung (2) beinhaltet die Parameter der inneren Orientierung (engl. Interior Orientation, IOR). Die Koordinate x'_H, y'_H repräsentiert die Lage des Lotfußpunkts des Projektionszentrums auf der Bildebene der auch als Bildhauptpunkt bezeichnet wird. Die Kamerakonstante c gibt den lotrechten Abstand zwischen Projektionszentrum und Bildebene an. $\Delta x'$ und $\Delta y'$ beinhalten die Parameter der Objektivverzeichnung. Nach Brown können z.B. radialsymmetrische und tangentielle Verzeichnungen, Affinität und Scherung modelliert werden. Welche Parameter für die Modellierung der Objektivverzeichnung für die Anwendung am Objekt benötigt werden, wird im Verlauf des Projekts evaluiert. Die Parameter der inneren Orientierung (mindestens 3: c, x'_H, y'_H) werden durch Kalibrieraufnahmen eines Testfelds vor oder nach der Bildmessung bestimmt oder in einer Simultankalibrierung ermittelt.

Die Transformationen aus (1) und (2) können zu den sogenannten Kollinearitätsgleichungen (3) kombiniert werden:

$$\begin{aligned} x' &= x'_H + c \frac{r_{11}(X - X_0) + r_{21}(Y - Y_0) + r_{31}(Z - Z_0)}{r_{31}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} + \Delta x' \\ y' &= y'_H + c \frac{r_{12}(X - X_0) + r_{22}(Y - Y_0) + r_{32}(Z - Z_0)}{r_{31}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} + \Delta y' \end{aligned} \quad (3)$$

Ist die IOR der Kamera ($c, x'_H, y'_H, \Delta x', \Delta y'$) bereits kalibriert und bekannt, bleiben sechs Parameter der EOR ($R(\omega, \phi, \kappa), X_0, Y_0, Z_0$). Um diese aus dem Messbild ableiten zu können, werden

mindestens vier Passpunkte benötigt, deren Objektkoordinaten im Objektkoordinatensystem bekannt sind und die im Bild gemessen werden können. Die Lösung des überbestimmten und nicht linearen Gleichungssystems bestehend aus den Kollinearitätsgleichungen (1) für alle Passpunkte wird als räumlicher Rückwärtsschnitt bezeichnet. Dabei werden die gesuchten Parameter in einer iterativen Ausgleichung geschätzt. Da die Elemente der Rotationsmatrix $R_{3 \times 3}$ trigonometrische Funktionen der Rotationswinkel sind, sind die Gleichungen nicht linear von den gesuchten Parametern abhängig. Daher werden zur Lösung des Gleichungssystems Näherungswerte für die Parameter benötigt. Diese werden mit einer linearen Version des Rückwärtsschnitts mit drei Punkten berechnet. Wenn mehr als die für die äußere Orientierung benötigten Eckpunkte im Bild gemessen werden können, können gleichzeitig auch Parameter der inneren Orientierung mitgeschätzt werden. Dafür werden ebenfalls Näherungswerte benötigt. Die Kamerakonstante c kann durch die Brennweite des Objektivs angenähert werden. Die Lage des Hauptpunkts x'_H, y'_H und die Verzeichnungsparameter $\Delta x, \Delta y$ können mit dem Wert 0 angenähert werden. Liegt keine Kalibrierung der inneren Orientierung vor und kann auch für die Kamerakonstante kein geeigneter Näherungswert beschafft werden, ist es ebenfalls möglich Näherungswerte für die äußere und Teile der inneren Orientierung gemeinsam in einer direkten linearen Transformation zu berechnen. Die Objektivverzeichnung $\Delta x, \Delta y$ wird nach Brown durch drei Parameter für die radial-symmetrische Verzeichnung (A_1, A_2, A_3), zwei Parameter für die tangential-asymmetrische Verzeichnung (B_1, B_2) und zwei Parametern für Affinität und Scherung (C_1, C_2) beschrieben. Je nach gesuchten EOR und IOR Parametern werden zwischen 4 Passpunkte ($X_0, Y_0, Z_0, \omega, \phi, \kappa$), 6 Passpunkte ($X_0, Y_0, Z_0, \omega, \phi, \kappa, c, x'_H, y'_H$) und 8 Passpunkte ($X_0, Y_0, Z_0, \omega, \phi, \kappa, c, x'_H, y'_H, A_1, A_2, A_3, B_1, B_2, C_1, C_2$) benötigt um die entsprechenden Parameter bestimmen zu können. Bei ungünstiger Aufnahmegeometrie kann es passieren, dass auch bei gemessener Mindestanzahl an Passpunkten keine korrekte Orientierungslösung gefunden wird. Eine höhere Anzahl Passpunkte kann deswegen helfen die Lösung zu stabilisieren.

Weitergehend wird eine manuelle Vermessung der einzelnen Passpunkte als sehr fehleranfällig eingeschätzt, sodass oftmals die Passpunktverteilung im Bildraum als nicht optimal anzusehen ist. Deswegen wird für eine zuverlässige und genaue Bestimmung der Orientierungsparameter im gesamten Bildbereich ein separater Kalibrierungsprozess mit einem Testfeld durchgeführt (siehe Abbildung 2).

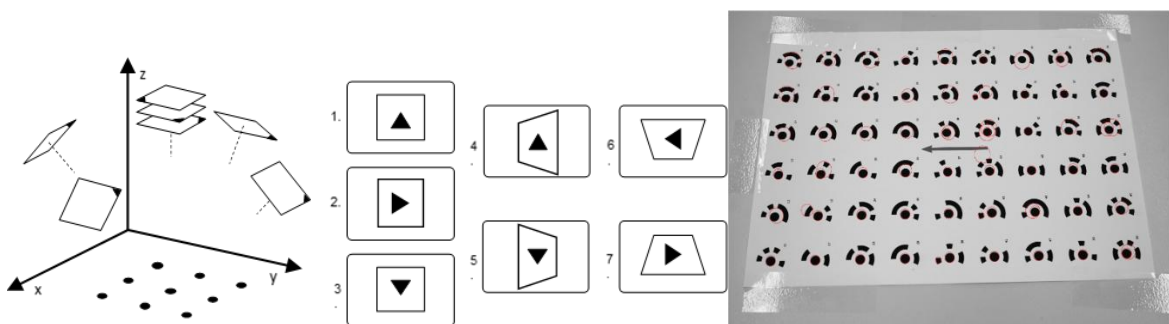


Abbildung 2: Separater Kalibrierungsprozess mit Testfeld

Auf dem Testfeld befinden sich Gray-Code-Kreismarken, die sich im Bildraum perspektivisch als Ellipsen abbilden. Deren Mittelpunkte werden in einer subpixelgenauen Ellipsendetektion- und fitting mit Hilfe eines Sternoperators und in einem weiteren Schritt mit einem Zhou-Operators bestimmt. Die Evaluierung Ellipsenmessung ergab bei 10.000 zufälligen Startpunkten eine Genauigkeit von 99.68% aller gefitteten Ellipsenparameter, die weniger als 0.1 Pixel von dem idealen Ellipsenmittelpunkt abweichen. Die Zuordnung zu den bekannten Objektpunktkoordinaten erfolgte über den Code-Ring der Gray-Code-Passpunkte, wodurch automatisch und stabil eine äußere Orientierung jedes Bildes festgestellt werden kann. Die Aufnahme des Testfelds aus

unterschiedlichem Blickwinkel ergibt im Folgenden mehrere Observierungen des gleichen Objektpunkts, sodass in einem sogenannten Bündelblockausgleich die gemeinsamen IOR-Parameter aller Testfeldaufnahmen bestimmt werden und ebenfalls die Soll-Objektkoordinaten ausgeglichen werden. Empfohlen sind mindestens sieben Aufnahmen aus unterschiedlichen Blickrichtungen, bei unterschiedlicher Positionierung zum Testfeld (Abbildung 2). Unschärfebereiche innerhalb der Aufnahme sind aufgrund der statischen Kamerakonstanten nicht zu vermeiden. Ebenfalls können weitere Aufnahmen mit Blickrichtung zu den Kantendiagonalen zum stabileren Approximieren der Verzeichnungsparameter führen.

Ergänzend zur Testfeldkalibrierung wurde eine Simultankalibrierung implementiert, die den photogrammetrischen Verfahrensablauf der Nahbereichsaufnahmen vereinfachen soll und eine Zeit- und Arbeitersparnis durch den Entfall vorheriger Kalibrierungsaufnahmen darstellt bzw. wenn benötigt ergänzt. Dabei werden die jeweiligen IOR-Parameter direkt während der eigentlichen Datenaufnahme mitbestimmt. Der Ansatz, der auch als Einzelbildkalibrierung bekannt ist, basiert auf dem räumlichen Rückwärtsschritt mit reduziertem IOR-Parametersatz. Diese Parameterreduzierung wurde im Zuge einer Signifikanzanalyse ermittelt. Grundbedingung ist wieder ein bekannter Zusammenhang von Objekt- und Bildraum in Form von Punktkorrespondenz auf die im AP3.2 eingegangen wird. Üblicherweise ist zwar eine vollständige Abdeckung im Bild mit Passpunkten notwendig um jeden Bereich des Einzelbilds zu kalibrieren, im hier vorliegenden forensischen Anwendungsfall ist aber eine strategische Positionierung der Passpunkte um die Messstellen (Hämatom etc.) ausreichend. Die Objektpunkte können auf Grund des reduzierten Observierungsbereichs nicht ausgeglichen werden. Benötigte initiale IOR-Parameter können entweder vorgegeben oder durch eine direkte lineare Transformation automatisch bestimmt werden. Ausgegeben werden neben der Standardabweichung der ermittelten Parameter auch die Korrelation zwischen Parametern und den Residuen aller Beobachtungen.

Für eine Genauigkeitsbeurteilung der Simultankalibrierung wurden prototypische Messbildaufnahmen ausgeführt, die neben der eigentlichen Passpunktkorrespondenzen zusätzliche Messpunkte enthielten, die ausschließlich zur Validierung verwendet wurden. Diese unterscheiden sich zwar in der finalen Ausgestaltung der verwendeten Passpunktkonstellationen der Referenzmarken (siehe AP3.2) jedoch stimmt die grundsätzliche Punktverteilung im Bildraum überein. Nach der Festlegung der äußeren Orientierung mit der eigentlichen Simultankalibrierung werden die Bildkoordinaten der zusätzlichen Messpunkte in den Objektraum auf das Messobjekt projiziert und mit diesem geschnitten um die Abweichung der Ist-Koordinaten in Millimeter zu den vorliegenden Soll-Objektpunkten zu erhalten.

Die Übersicht über die erreichten Kalibriergenauigkeiten aus unterschiedlichen Blickwinkeln und mit unterschiedlichen Kameramodellen zeigt, dass die Reduktion des zu approximierenden IOR-Parametersatzes entscheidend ist (siehe Abbildung 3). So nimmt die Erfolgswahrscheinlichkeit bei Verwendung komplexerer Kameramodelle, also mit Berücksichtigung der radialsymmetrischen Verzeichnungsparameter wie Dezentrierung, Affinität und Scherung, wesentlich ab. Gleichzeitig ist die Anzahl an Punktkorrespondenzen die in die Simultankalibrierung einfließen entscheidend. Bei reduzierten IOR-Parametersatz und einer Mindestanzahl an (>20) Punktkorrespondenzen können 95,2% aller Aufnahmen kalibriert werden. Sollen jedoch alle Verzeichnungsparameter approximiert werden, und liegen nur <20 Punktkorrespondenzen vor, sind nur 33,9% aller Kalibrierungsversuche erfolgreich.

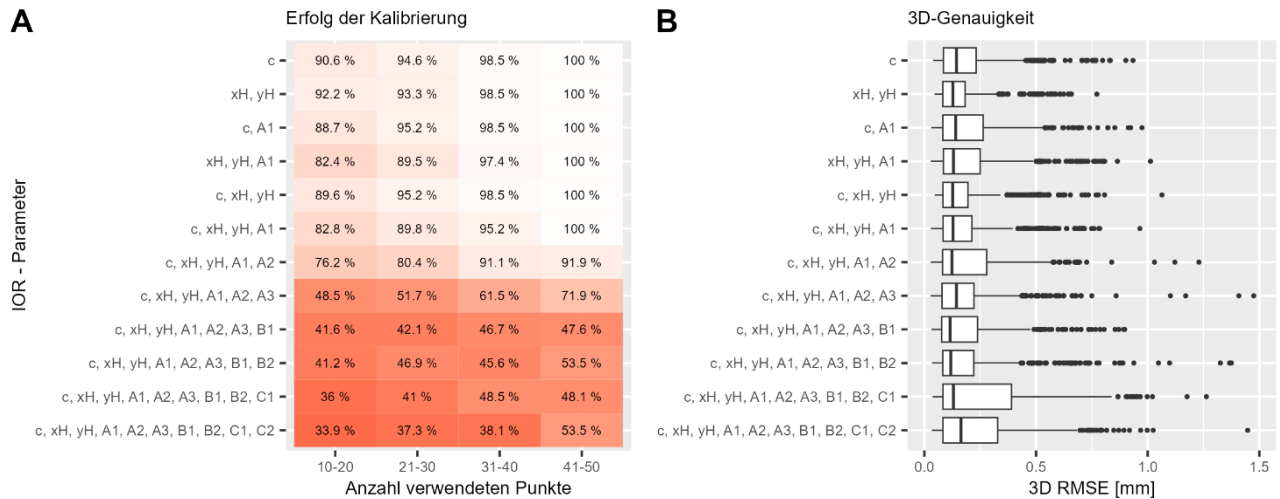


Abbildung 3: A) Erfolgswahrscheinlichkeiten und B) Signifikanzanalyse: 3-D-Genauigkeit (RMSE: Root Mean Squared Error) einer erfolgreichen Simultankalibrierung in Abhängigkeit des verwendeten IOR-Parametersatzes.

Im Ergebnis kann festgestellt werden, dass ein komplexeres Kameramodell keine wesentlichen Unterschiede in den erzielten Genauigkeiten bewirkt. Somit wird sich im weiteren Projektverlauf ausschließlich auf die Angleichung der Kamerakonstante c und dem Bildhauptpunkt x_H, y_H festgelegt und die Anwendung der Simultankalibrierung als die favorisierte photogrammetrische Ansatz gegenüber der Testfeldkalibrierung behandelt, um dem Forensiker die Verwendung unterschiedlicher Fokussierung, Blende und Belichtungszeit bei unterschiedlichen Messnahmen des gleichen Objekts zu ermöglichen. Dennoch kann die Testfeldkalibrierung ergänzend je nach Anwendungsfall hinzugezogen werden.

AP 3.2: Forensische Texturierung

Ausgehend von den etablierten Methoden der Photogrammetrie, sollen weitergehende Texturierungsansätze umgesetzt werden, die schwerpunktmäßig eine für den Forensiker einfache Punktkorrespondenzfindung erlauben. Damit soll insbesondere eine unkomplizierte Datenauswertung begünstigt werden.

Dazu wurde für eine Automatisierung des Messablaufs der Punktkorrespondenzfindung durch eine vollständige maschinelle Markenerkennung ergänzt. Hierdurch kann die äußere Orientierung in der Simultankalibrierung automatisch ermittelt werden. Unabhängig von der Kameraorientierung zum Messobjekt müssen die aus dem Ellipsendetektionsalgorithmus stammenden ungeordneten Bildpunktlisten den jeweiligen Objektpunkten zugeordnet werden. Deswegen wurde von einer Verwendung von Gray-Code-Codierungen oder quadratischen Referenzmarkenmustern, die ähnlich der QR-Codes funktionieren, Abstand genommen. Diese liefern entweder zu wenige oder gar keine nutzbaren Punktkorrespondenzen, wenn sie in einen kompakten Referenzkörper integriert sind, der simpel in der Messszene neben dem Messobjekt platziert werden kann.

Ausgehend von einem monochromatischen 2x2 Kreisgitter wurde eine codierte Referenzmarke definiert. Durch ihre fünf kreisförmigen Markenbestandteile werden fünf Punktkorrespondenz bereitgestellt und in ausreichender Weise eine Vorausrichtung in der Szene ermöglicht.

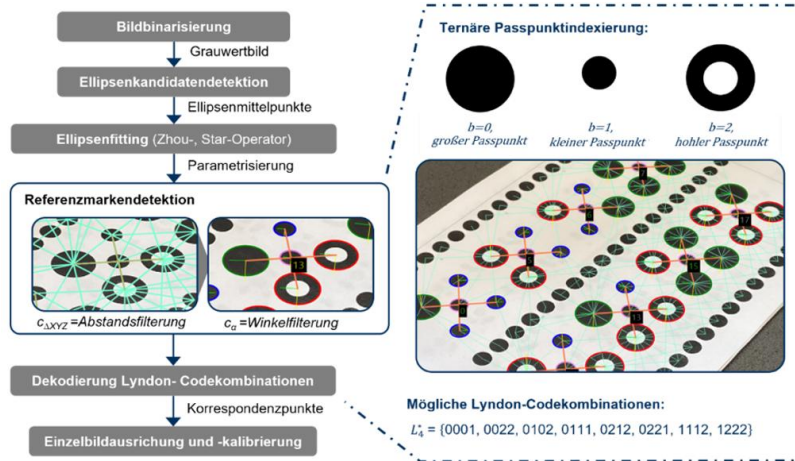


Abbildung 4: Verfahrensablauf der Ternären-Lyndon-Kreisgitterreferenzmarkendetektion

Die Anordnung des Kreisgitters um einen zentralen Hauptpasspunkt erlaubt simple geometrische Filterschritte, sodass mit Abstands- und Axialitätsbedingungen die einzelnen Referenzmarkerkandidaten gefiltert und sortiert werden können. Um geometrische Ausreißer direkt auszusortieren durchlaufen alle Ellipsenkandidaten eine dichte basierte räumliche Clusteranalyse mit Rauschen (Density-Based Spatial Clustering of Applications with Noise, DBSCAN). Hierdurch können fehlerhafte Ellipsendetektionen direkt aussortiert werden, wenn die jeweiligen Ellipsenparameter entweder keinem Cluster zugewiesen werden können oder die Punktabstände einen Schwellwert überschreiten. Die Indexierung einer Passmarke erfolgt durch eine ternäre Kodierung der einzelnen Passpunkte in drei verschiedene Zustände (0 = kleiner Passpunkt, 1 = großer Passpunkt, 2 = konzentrischer hohler Passpunkt [9]). Diese Kodierung erzeugt eine eindeutige Codekombination auf der Grundlage einer sog. Lyndon-Faktorisierung. Dabei wurde ein Hamming-Abstand von zwei gewährleistet, um eine ausreichende Unterscheidung und Fehlertoleranz zu sichern, sodass selbst bei einem falsch erkannten Passpunktindex die jeweilige Zeichenkette auf eine der acht rotationssymmetrischen und im Uhrzeigersinn angeordneten Codekombinationen zurückgeführt werden kann.

Zur Anwendung im Messablauf werden jeweils zwei sog. Ternäre-Lyndon-Marken auf einer Oberseite des Referenzkörpers platziert und die restlichen Teilflächen mit einfach Umgebungspassmarken versehen, welche die zusätzlichen Punktkorrespondenzen für die Simultankalibrierung liefern.

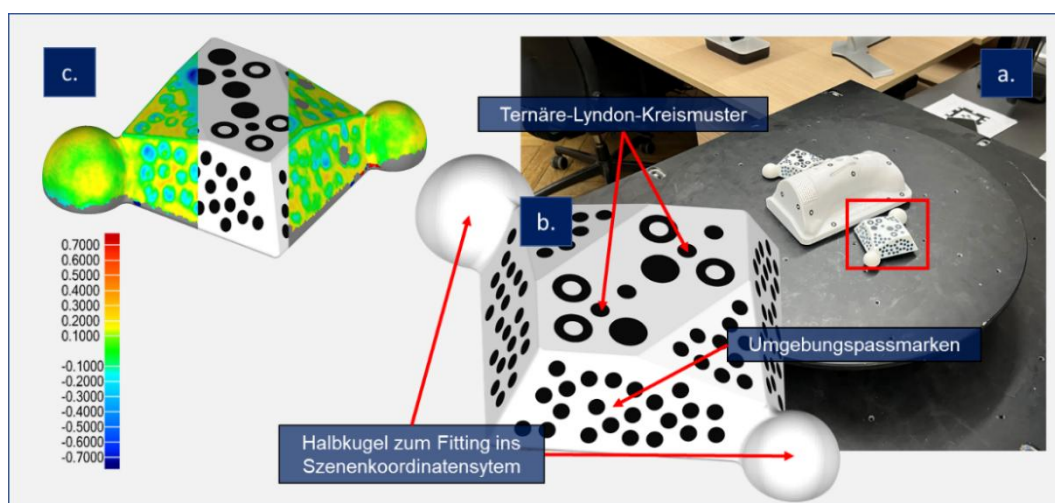


Abbildung 5: Referenzkörper mit Ternäre-Lyndon-Kreismustern a) in einer Szene, b) Einzelheiten der Konstruktion, c)

Fitting auf 3D-Scan

Der Referenzkörper dient somit als Träger aller benötigten Punktreferenzen während der Bildaufnahme und legt den Maßstab zwischen Bild- und Objektraum fest. Zusätzlich ist der Referenzkörper mit zwei unterschiedlichen Halbkugelgeometrien versehen, die eine Einpassung und ein Fitting der Objekt- und Markenpunktkoordinaten in das Szenenkoordinatensystem ermöglichen. In der Szene dürfen nur mit unterschiedlichen Codekombinationen versehene Referenzkörper eingebracht werden, da es ansonsten zu Mehrdeutigkeiten kommen kann. Ist der geometrische Zusammenhang zwischen forensischem Messbild und Messobjekt ermittelt, kann über die Kollinearitätsgleichungen jeder 3D-Punkt in den Bildraum projiziert und die jeweiligen RGB-Farbwerte bzw. UV-Koordinaten im Messbild ausgelesen werden, sodass diese als Textur genutzt werden können.

AP 4: Forensische Dokumentation und Vermessung

AP 4.5: Datenintegration

Ziel des APs war die softwareseitige Integration der im Projekt verwendeten Daten. Dazu sind Aussagen getroffen worden, in wieweit eine Datenreduktion zur besseren Verarbeitung, bei geringem Verlust der Genauigkeit, möglich ist. Im ersten Schritt wurden alle Daten anhand von Testaufnahmen im Bereich der Rechtsmedizin aufgenommen und zentral abgelegt. In einem Softwaretool lassen sich alle Arten von Daten lesen und verarbeiten. Im Bereich der 3D Visualisierung wurde ein Demonstrator aufgesetzt. Als Datenstrukturen für Bilder werden zeigerbasierte byte-Arrays genutzt. Gleiches erfolgt auch für CT-Daten, nur das dabei einzelne Bilder mit der entsprechenden räumlichen Referenzierung (Positionsmatrix) ergänzt wurden. Die 3D Daten werden knotenbasiert gespeichert. Die Topologie-Informationen werden durch index-basierte Zuordnungen zu den Eckpunkten gespeichert, die Zuordnung zu Texturen erfolgt über sog. Texturkoordinaten (Zuordnung zu entsprechender Bildposition der Textur). Abbildung 6 zeigt am Beispiel eines Armes die Möglichkeiten der Darstellung mittels wechselnder Textur. Die Sicherung der Daten erfolgt im standardisierten *.obj Format, da somit eine Ablage inklusive Textur möglich ist.



Abbildung 6: 3D-Rendering eines im Projekt aufgenommenen Armes inklusive verschiedener Texturierung

Für die Untersuchung zur Reduktion der Datenmengen wurden vor allem die Möglichkeiten der Scanner-Software Artec Studio genutzt. Diese dient allen Systemen von Artec (Spider, Leo 2022 und Leo) als Bedienungs- und Finalisierungssoftware. In ihr werden die Roh-Daten der Scanner in nutzbare Dreiecksnetze umgerechnet. Neben der Entfernung von nicht interessierenden Bereichen im Scan, der Texturierung usw. kann anhand von Parametern und Schwellwerten die Netzauflösung und Netzqualität (Faktor Fehlerschwelle) beeinflusst werden. Abbildung 7 zeigt Anhand einer Aufnahme des Artec Leo 2022 verschiedene Ergebnisse. Es lässt sich festhalten, dass hohe Auflösungen (beim Artec Leo 2022 von 0.2 mm) zu einer besseren Abbildung führen. Damit steigt jedoch auch der Speicherbedarf von 2 Megabyte (Auflösung 0.5 mm) auf 16 Megabyte für den gezeigten Testkörper.

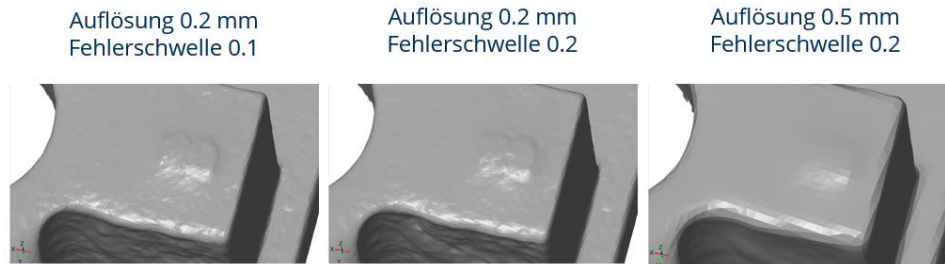


Abbildung 7: Ausschnitt einer Aufnahme, welche mit einem Scanner aufgenommen, jedoch mit verschiedenen Parametern verrechnet wurde

Die Reduktion der Daten führt zu einer schlechteren Abbildung von stark gekrümmten Bereichen und kleinen Features. Damit sind zum Beispiel an Kantenbereichen größere Abweichungen vorhanden. Abbildung 8 zeigt das beispielhaft am Testkörper für Radien. Zu sehen ist, dass insbesondere an Eckpunkten und Kanten eine Untermaßigkeit (Kanten erscheinen nicht so scharf, sondern sind mehr verrundet) auftritt.

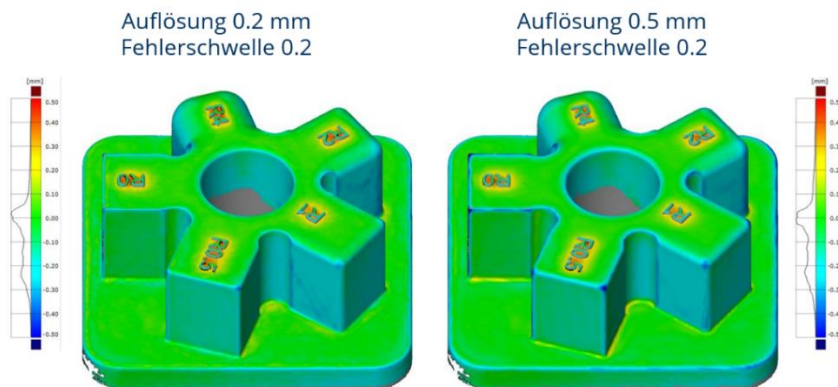


Abbildung 8: Abweichungsanalyse bei gleicher Fehlerschwelle, aber unterschiedlicher Auflösung

Ebenfalls wurden Computertomografiedaten in den Workflow integriert. Dazu wurden die in der Radiologie aufgenommenen Datensätze eines Dummies verwendet. Zusammen mit dem Radiologen sowie der Rechtsmedizin wurde ein gemeinsames Referenzkoordinatensystem definiert. Dies ist notwendig, um ein gemeinsames Koordinatensystem aller aufgenommenen 3D Daten einer Aufnahmesituation zu erhalten. Das Basis-Koordinatensystem ist das vom CT-Datensatz vorgegebene System. Sollte dieses nicht vorliegen, wird ein Übersichtsscan (bspw. Artec Leo) als Referenz genutzt. Die CT-Daten werden als 3D-Bildstapel interpretiert wobei zu jedem Bild eine Positionsmatrix die Lage im Raum definiert. Die Auflösung des genutzten Systems beträgt ca. 1mm x 1mm in der Bildebene, der Schichtbildabstand beträgt 0.5mm. Die komplette Aufnahme wird mit ca. 3700 Bildern beschrieben. Rendertechnisch wird ein Ray-Casting-verfahren

in einem OpenGL-basierten Visualisierungstool genutzt. Abbildung 9 zeigt den aufgenommenen Dummy als Oberflächenscan (Artec Leo 2022) und als CT-Datensatz in einem gemeinsamen Koordinatensystem.

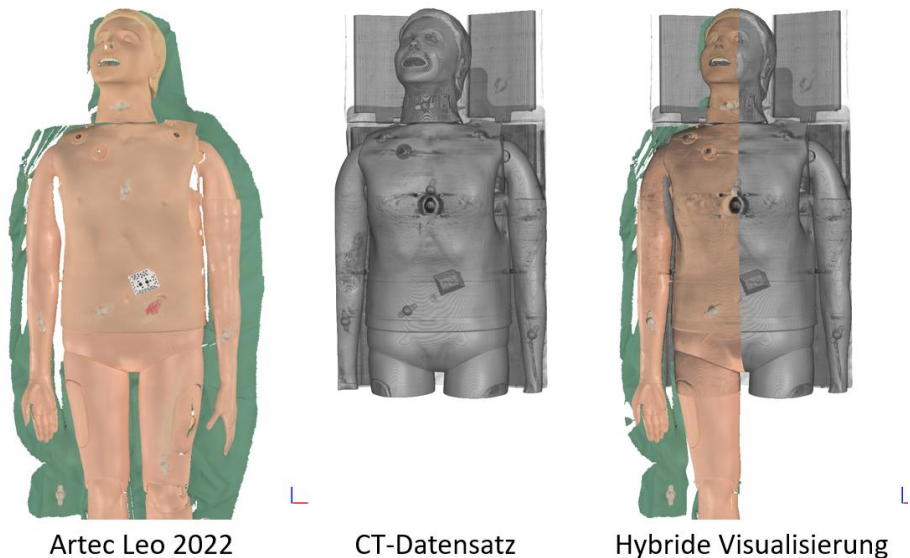


Abbildung 9: Integration von CT Daten in eine gemeinsame Datenumgebung

AP 5: Evaluierung im Labormaßstab

AP 5.3: Referenzmessung

Das Ziel des Arbeitspaketes war es, einen geometrischen Vergleich von Testkörpern unter Labor-Bedingungen herzustellen. Für die Abschätzung der Genauigkeit, als auch für Untersuchungen zur Datenintegration (AP 4.5) der 3D-Aufnahmen wurden verschiedene Testgeometrien (Abbildung 10) additiv hergestellt und mit allen, im Projekt zur Verfügung stehenden Aufnahmesystemen erfasst (vorzugsweise Artec Leo 2022, Artec Leo und Artec Spider). In den Testkörpern wurden verschiedene geometrische Merkmale abgebildet. So wurden geprüft, ob schmale Spalt- und Bohrungs-Geometrien oder Kantenradien abbildbar sind. Auch wurde getestet, in wie weit die Scanner dünne Wände und freistehende Zylinder abbilden. Als Referenz zum Abgleich dient die Vermessung mittels, einem nach Industriestandard arbeitenden, Streifenprojektionssensor ATOS Q von Zeiss mit einer Kameraauflösung von 12MP und einem Messfeld von 100x100mm². Gemäß Herstellerspezifikation sind damit Punktabstände von bis zu 30µm und Genauigkeiten bis zu 10µm erreichbar. Die CAD-Geometrie der Testkörper wurde nicht zum direkten Vergleich verwendet, da durch die additive Fertigung ein leichter Verzug aufgetreten ist.

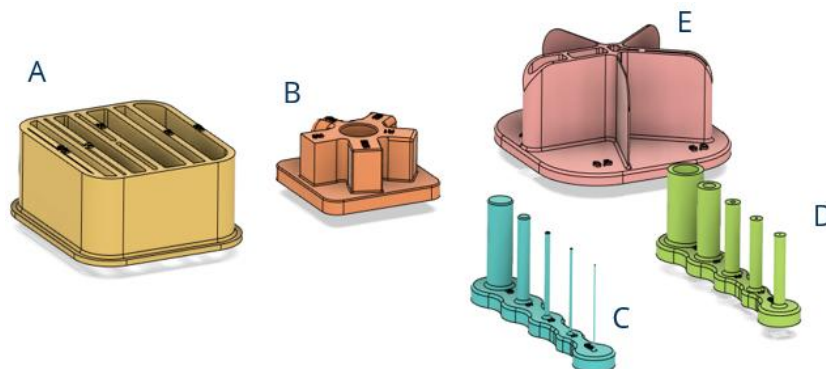


Abbildung 10: Testgeometrien zur Bestimmung der möglichen geometrischen Abbildungstreue, A Spalt, B Kanten, C Außenzylinder, D Bohrungen, E Wandstrukturen

Anhand der erfassten Daten wurde eine Gegenüberstellung erarbeitet, um die Möglichkeiten der Aufnahmesysteme bezüglich definierter Features zu Vergleichen. Nachfolgende Abbildung (Abbildung 11) zeigt die visuelle Ergebnis-Matrix bezogen auf die Features Kantenradius, Spalt, Wand, Außenzylinder und Bohrung entsprechend zugeordnet zu den Erfassungssystemen Referenz Atos Q, Artec Spider, Artec Leo 2022 sowie Artec Leo. Auch wurden Aufnahmen mit der neuesten iPhone-Generation (iPhone 14 Pro) aufgenommen. Jedoch sind diese Aufnahmen aufgrund der zu geringen Punktdichte auf den Objekten nicht nutzbar. Vielmehr dienen diese Aufnahmen als Übersichtsscans.

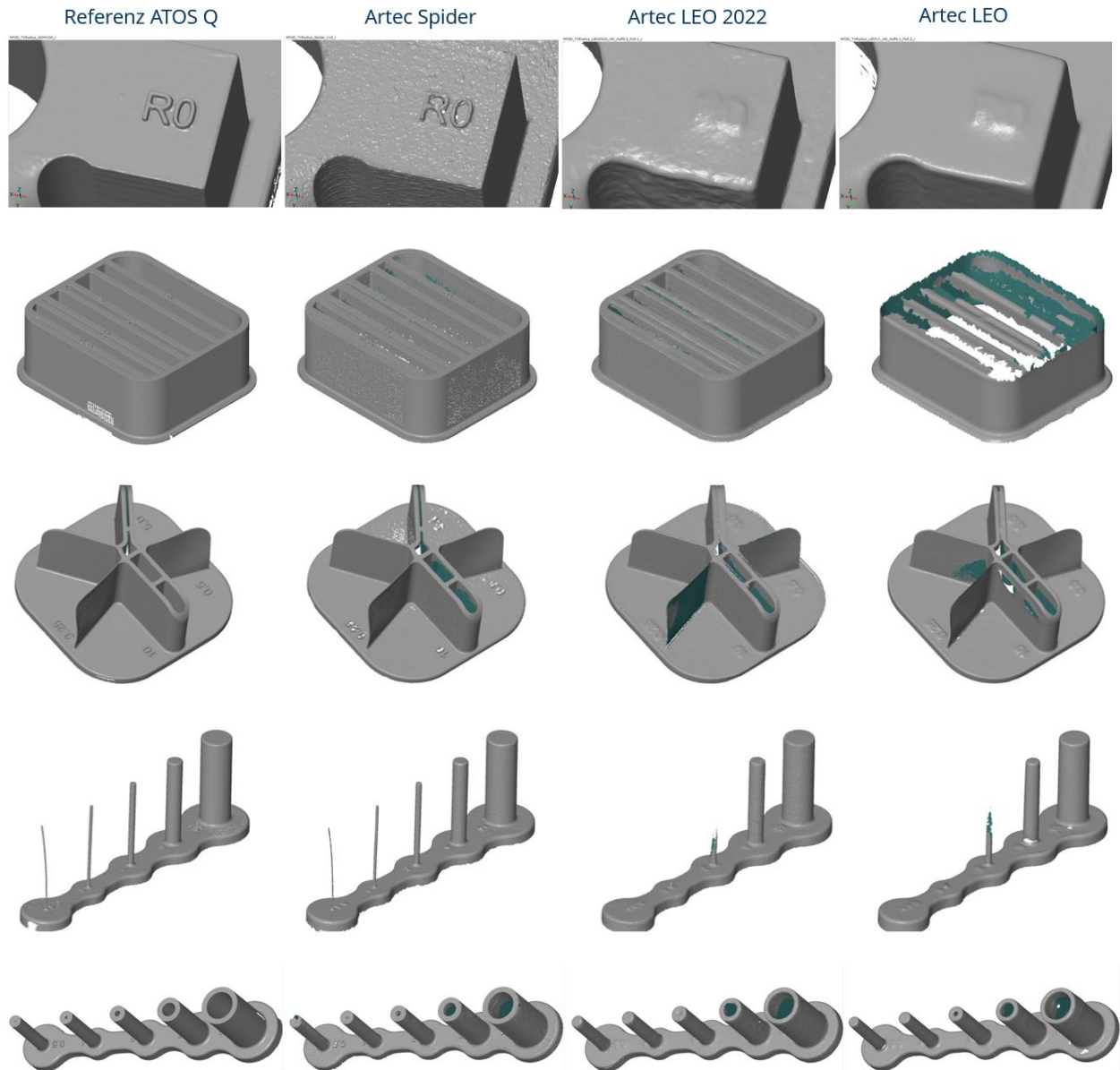


Abbildung 11: Ergebnisse der Aufnahmen zu den erstellten Testgeometrien

Alle Daten wurden hinsichtlich der Abbildungstreue der Features untersucht (Software Zeiss Inspect Pro). Die Ergebnisse sind zusammengefasst in Tabelle 1 aufgeführt. Zu erkennen ist, dass insbesondere der Artec Spider als auch das Referenzsystem Atos Q die Features erfassen können. Zu sehen ist das am Beispiel der Buchstaben (Reihe oben). Bei Features, welche hohe Ortsauflösungen erfordern, sind diese mit den Scansystemen Artec Leo 2022 und Artec Leo

nicht mehr abbildbar. Interessanterweise ist die aktuelle Version des Artec Leo (2022) bei der Erfassung von kleinen Features augenscheinlich nicht so leistungsfähig. Es ist anzunehmen, dass es softwareseitige Änderungen innerhalb des Scanners gab, bei dem Daten anders gefiltert und damit gelöscht wurden.

Tabelle 1: Übersicht zur Abbildungstreue der einzelnen Aufnahmesysteme bezüglich der Features (Grün = gute Darstellung; gelb = Abbildung unvollständig, Rot = keine Abbildung)

	Radius	Spalt	Wand	Zylinder	Bohrung
ATOS Q
Artec Spider
Artec LEO 2022
Artec LEO

Ergänzend zu den genannten Ergebnissen wurde auch die photogrammetrische Aufnahme anhand eines Labor-Setups untersucht. Zur Durchführung dieser Evaluierung wurde ein Testaufbau konzipiert, der grundlegend mit der angestrebten Anwendung im rechtsmedizinischen Kontext (Dokumentation und Vermessung von Hämatomen) übereinstimmt. Es wurde ein Messbereich von etwa der Größe eines A4-Blattes festgelegt. In den Ecken dieses Bereichs wurden die eigens entwickelten Ternary-Lyndon-Referenzkörper (kurz TLRK, AP 3) platziert (Abbildung 12). Die Marker sind entsprechend ihres Codes benannt (TLID 0,5, TLID 6,7, TLID 12,13, TLID 15,17).

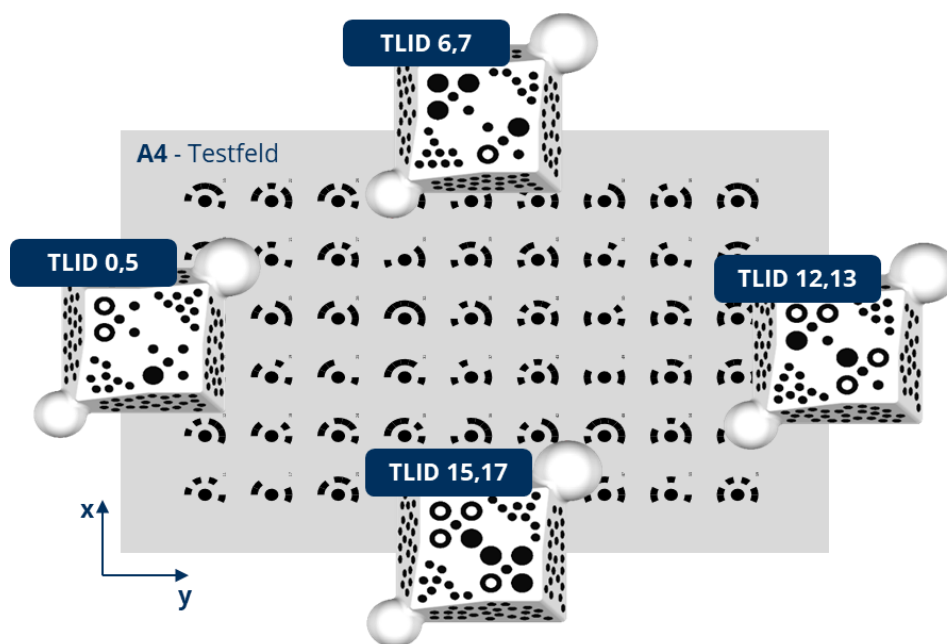


Abbildung 12: Positionen der Referenzkörper im Testfeld

Diese TLRK dienen neben codierten Referenzmarkern für die Bilddetektion auch als markante geometrische Merkmale für die spätere Registrierung im 3D-Raum. Sie verfügen über eine binäre Codierung zur eindeutigen Indexierung und zusätzlich über uncodierte Umgebungspasspunkte für eine ausreichende Anzahl von Korrespondenzpunkten (>10), welche für die Simultankalibrierung notwendig sind. Die TLRK wurden mittels Mehrfarben-3D-Druck gefertigt und 3D vermessen (Scanner ATOS Q von Zeiss, Messfeld 100x100), wobei die Abweichung zum CAD-Modell unter 0.05 mm liegt. Das Testsetup umfasste zudem 14bit-codierte Gray-Code-Ringreferenzmarken, die in der Analyse als Kontrollpunkte für einen Soll-Ist-Vergleich dienen.

Für die hochgenaue Referenzmessung und die Bestimmung der Soll-Lage der Gray-Code-Referenzmarken im 3D-Raum, wurde der Testaufbau vorab mit einem Zeiss ATOS Q (Messfeld 100x100) exakt eingemessen. Dieses optische Messsystem, basierend auf Streifenprojektion, erreicht Genauigkeiten von unter 10 µm pro Messpunkt und eine Ortsauflösung von bis zu 20 µm. Die damit gewonnenen 3D-Daten dienen als hochpräzise Referenzdaten (Abbildung 13).



Abbildung 13: Labor-Aufnahmesetup mit Testmuster und (TLRK)-Referenzkörper
(Links: 3D Scanner Atos Q und Testset, Rechts: Aufnahme mit forensischer Beleuchtung)

Anschließend wurde die im Projekt entwickelte Methode angewendet, bestehend aus 3D-Scan, multimodaler Fotografie und photogrammetrischer Texturierung. Ein 3D-Scan des Testsettings wurde mittels des Scanners Artec LEO erstellt, welcher laut Herstellerangaben eine Punktgenauigkeit von unter 0.1 mm und eine Ortsauflösung von ca. 0.2 mm erreicht. Zusätzlich wurden multispektrale Aufnahmen des Messbereichs unter verschiedenen Beleuchtungs- und Filterkonfigurationen angefertigt (IR: Infrarot, Laser: forensischer Laser, VIS: sichtbares Licht, UV: ultraviolett).

Für diese Aufnahmen wurde eine Nikon Z7II Kamera mit einem Nikkor Z 50mm F1.2S Objektiv verwendet. Ein wesentlicher Teil der Methode ist die Simultankalibrierung des Aufnahmesystems, bei der die intrinsischen und extrinsischen Kameraparameter direkt während der Datenaufnahme berechnet werden, basierend auf den Referenzmarkern (Vgl. AP3). Dies ermöglicht die Zuordnung von 3D-Punkten auf der Oberfläche zu den entsprechenden Punkten im Kamerabild.

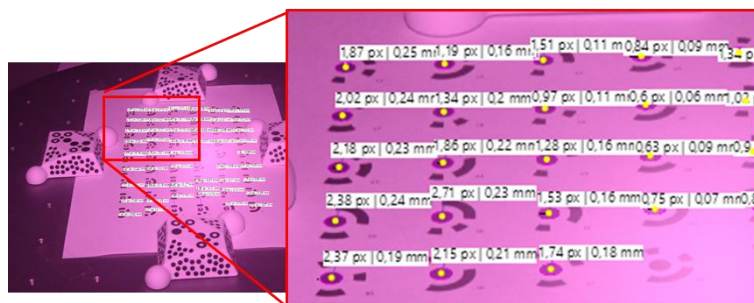


Abbildung 14: Abweichungsanalyse der Testpunkte, welche über das Referenz-Scansystem Atos Q erfasst wurden

Darauf aufbauend erfolgte die photogrammetrische Texturierung, bei der Bildausschnitte mithilfe von Texturkoordinaten (u, v) auf das Dreiecksnetz des digitalen 3D-Modells projiziert werden (Texturierung). Die Genauigkeitsbeurteilung der Texturierung erfolgte anhand der Distanzen (Abbildung 15) zwischen den, per Software ermittelten, 3D-Ist-Koordinaten (durch Projektion der

detektierten Bildpunkte des Testfelds auf den 3D-Scan) und den eingemessenen 3D-Soll-Koordinaten der Gray-Code-Referenzmarken (*Abbildung 14*). Die Ergebnisse werden als RMSE (Root Mean Square Error) in Millimetern für die 3D-Genauigkeit und in Pixeln für die 2D-Genauigkeit dargestellt (*Abbildung 16*).

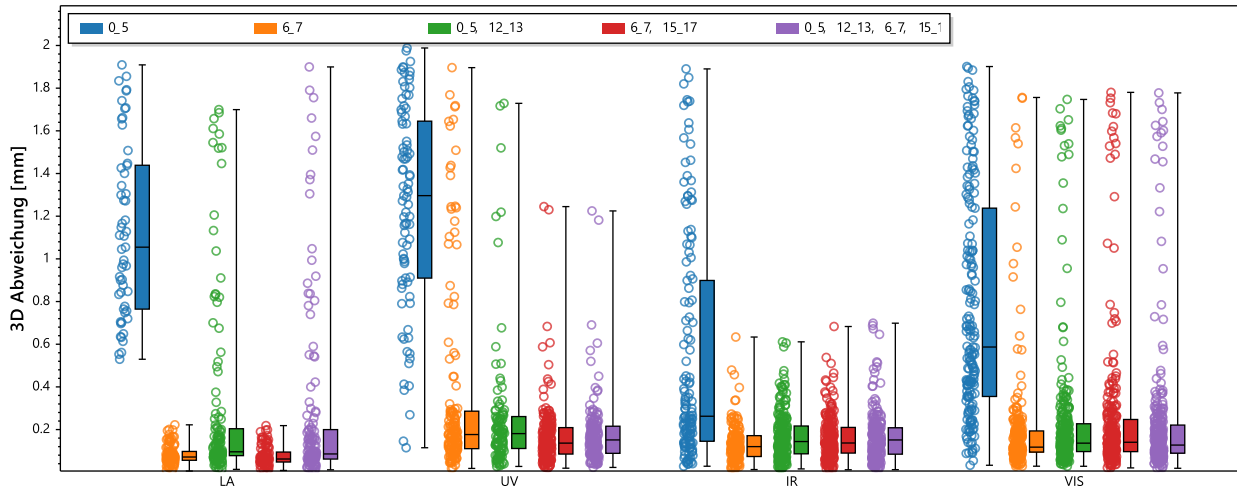


Abbildung 15: Ergebnisse der Abweichungsanalyse mit absoluten Abweichungen aller Testpunkte über den verwendet Wellenlängen. Farblich sind die TLRK-Paarungen hervorgehoben.

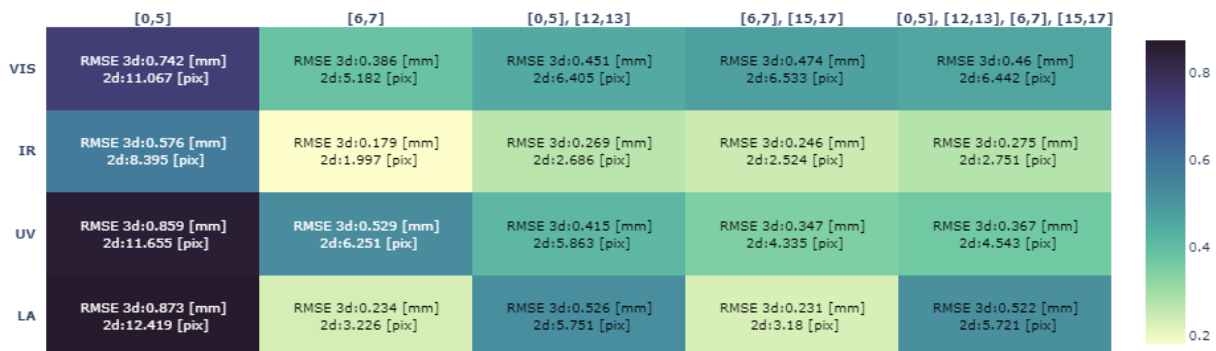


Abbildung 16: Ergebnisse der Abweichungsanalyse als absolute Abweichungen

Die Untersuchung betrachtete dabei den Einfluss der Positionierung der TLRK (alle 4, gegenüberliegend, einzeln) auf die Genauigkeit unter verschiedenen Wellenspektren (IR, UV, VIS, Laser). Die wichtigsten Ergebnisse sind:

- Die erreichbare 3D-RMSE liegt zwischen 0.239 mm und 0.714 mm, abhängig von der Konfiguration der Referenzkörper und dem verwendeten Wellenspektrum
- Bei Verwendung aller vier TLRK liegt die 3D-RMSE zwischen 0.239 mm (IR) und 0.416 mm (UV)
- Bei Verwendung gegenüberliegender TLRK liegt die 3D-RMSE zwischen 0.242 mm (IR) und 0.532 mm (UV)
- Bei Verwendung eines einzelnen TLRK liegt die 3D-RMSE zwischen 0.340 mm (IR) und 0.714 mm (UV) und ist damit am größten. Die Abweichung steigt mit zunehmender Entfernung zum Marker

Es zeigte sich, dass mehr Referenzkörper und eine regelmäßigerere Verteilung um das Messobjekt zu besseren Genauigkeiten führen. Die maximale Abweichung von 0.714 mm, die bei Verwendung eines einzelnen TLRK im UV-Spektrum auftrat, wird im Bereich der forensischen Spurendokumentation als ausreichend klein angesehen, muss aber in jedem Verfahren individuell beurteilt werden. Hinsichtlich der unterschiedlichen Wellenspektren zeigen die meisten Frequenzen (VIS, UV, Laser) über die verschiedenen TLRK-Kombinationen hinweg ähnliche Abweichungscharakteristika. Hervorzuheben ist das IR-Spektrum, welches mit einer maximalen RMSE von ca. 0.340 mm (bei einzelnen TLRK) bzw. 0.255 mm (bei mindestens zwei TLRK) eine sehr geringe Abweichungsstreuung aufweist. Eine eindeutige Korrelation zwischen Abweichung und Wellenlänge konnte jedoch nicht festgestellt werden.

Diese Ergebnisse des Arbeitspaketes liefern somit konkrete, zahlenmäßige Aussagen zur messtechnischen Genauigkeit der entwickelten photogrammetrischen Methode zur Texturierung von 3D-Scans mit multispektralen forensischen Bilddaten. Sie bestätigen die prinzipielle Machbarkeit und die erreichbaren Genauigkeiten unter verschiedenen Aufnahmebedingungen und mit unterschiedlicher Anzahl von Referenzmarkern, was essentiell für die gerichtsfeste Verwertbarkeit der erzeugten Daten ist. Damit wurden die wissenschaftlichen und technischen Arbeitsziele des Teil-AP 5.3 erfüllt. Die erfolgreiche messtechnische Evaluierung der erreichbaren Genauigkeiten bei der multispektralen 3D-Beschreibung stellt auch einen wichtigen Übergabepunkt (Übergabepunkt VPE 2, Monat 15) im Projekt dar.

AP 6: Integration von CT-Daten in die 3D-Beschreibung

AP 6.3: Referenzierung

Das Ziel des APs war die Zuordnung (Registrierung oder auch Referenzierung genannt) der Aufnahme-Koordinatensysteme in ein gemeinsames Koordinatensystem. Es sind mehrere Koordinatensysteme zu beachten: die jeweiligen Oberflächenscans (meist wurden die Scanner Artec EVA und Artec Spider genutzt) sowie die Aufnahmen der Computertopographie. Grundlage für eine Koordinatentransformation sind sog. homogene Koordinaten (Vektoren im Raum) welche durch Multiplizieren mit einer 4x4 Transformationsmatrix entsprechend bewegt werden. Als Bewegung sind Translationen und Rotationen möglich (6 Freiheitsgrade).



Abbildung 17: CT-Referenzkörper (50mm Länge, Durchmesser des Kugelsegmentes 20mm)

Grundlage zur Transformation sind geometrisch bestimmte Referenzmarker (Abbildung 17), welche im 3D-Oberflächenscan als auch im CT-Datensatz sichtbar sind. Die Form, insbesondere das Kugelsegment ermöglicht perspektivisch auch eine automatische Detektion (nicht innerhalb des Projektes). Die Marker werden auf dem Körper positioniert. Es erfolgt die Aufnahme (3D-Scan und CT) ohne diese Marker zu bewegen. *Abbildung 18* zeigt den Marker anhand des Referenz-CT-Datensatzes. Diese Marker sind für die Referenzierung in ein gemeinsames Koordinatensystem (Oberflächenscan zu CT) notwendig und übernehmen die Funktion von Landmarken.

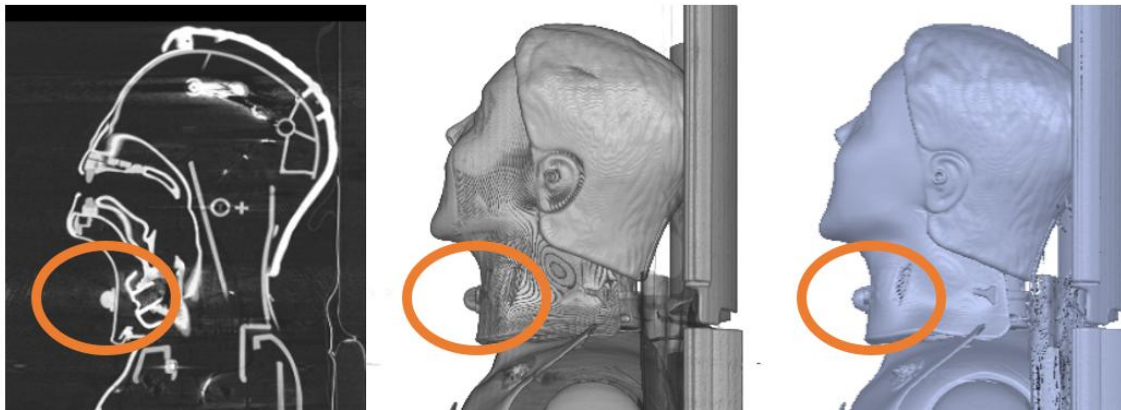


Abbildung 18: Sichtbarkeit des Markers in der der CT-Aufnahme (Orange Markierung)

Für die Referenzierung wird durch geeignete Schwellwertwahl ein Oberflächenmodell (bspw. Haut) aus dem CT-Datensatz extrahiert. Dieser Schwellwert basiert auf der Röntgendurchlässigkeit und ist in der Regel korrespondierend mit der Dichte der Objekte – es werden folglich alle Bereiche zur Modellerstellung genutzt, welche deutlich dichter als Luft sind. Dazu kommt ein sog. Marching Cubes Algorithmus zum Einsatz. Es entsteht ein Dreiecksnetz, welches die Hautoberfläche der Person dargestellt. Ebenfalls sichtbar sind die Referenzmarker aufgrund seiner größeren Materialdichte. Damit wird, nach bereits etablierten Methoden (initiale Ausrichtung über korrespondierende Punktepaare, Feinausrichtung über Iterative Closed Point Fitting - ICP), eine Ausrichtung beider Datensätze vorgenommen.

Es ist festzustellen, dass eine Ausrichtung über mehrere Marker, gut verteilt über den Messausschnitt, eine Ausrichtung beider Datensätze erlauben. Die erreichten Abweichungen liegen zwischen 0,5 mm und 1 mm (Abbildung 19) und damit im Auflösungs- und Genauigkeitsbereich der Messsystem (hier CT- Voxelgröße von $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$). Größere Abweichung treten bei Bereichen auf, welche durch die Scans nicht gut abgebildet wurden (Scharfe Kanten, kleine Objekte, etc.). Ergänzend können auch alle anderen, nicht veränderte Oberflächen (Haut) zur Ausrichtung genutzt werden.

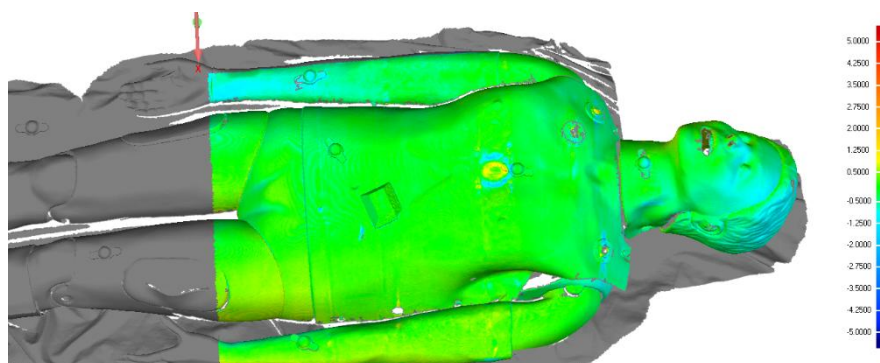


Abbildung 19: Abweichungsanalyse zwischen CT-Oberflächenmodell und 3D-Oberflächenscan

Das gemeinsame Koordinatensystem ist nach Absprache das des CT-Systems. Jedoch ist zu sagen, dass ein einfacher Koordinatenwechsel bei bekannten Transformationsmatrizen durch Invertierung selbiger ohne Aufwand möglich ist.

AP 7: Rechtsmedizinische Befunderhebung und -Beurteilung

AP 7.6: Messtechnische Bewertung

Das Ziel des APs war es, eine Möglichkeit zur messtechnischen Bewertung der Aufnahmen zu ermöglichen. Dazu wurden im ersten Schritt alle im Projekt aufgenommenen Daten gesichtet

und anschließend mit dem erarbeiteten Prozess Texturiert. Es handelt sich um 78 Hämatom-Bereiche (*Abbildung 20*, insg. 100 einzelne Hämatome) verschiedener Verstorbener zu jeweils 3 - 8 Aufnahmen mit unterschiedlichen Wellenlängen.

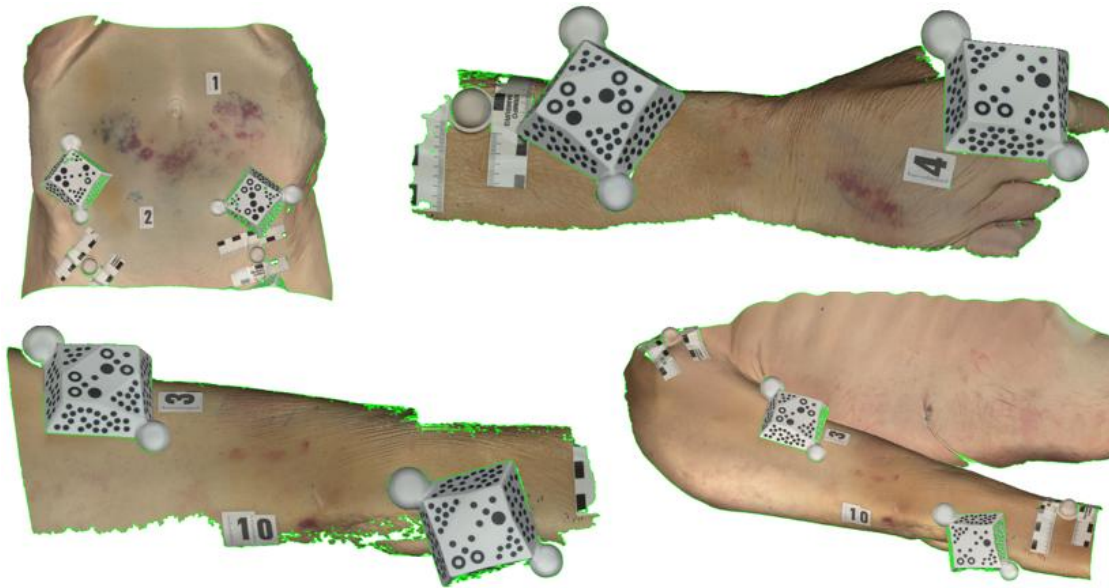


Abbildung 20: Auswahl einzelner Hämatom-Bereiche welche unter verschiedenen forensischen Lichtquellen (Sichtbares Licht, IR, UV und Laser) aufgenommen wurden.

In Summe sind also 291 texturierte Datensätze erzeugt worden. Zu nennen sind auch mehrere Realfälle. Alle Daten wurden in einem quelloffenen Datenformat exportiert und dem Auswerteprozess zur Verfügung gestellt werden. Zu beachten ist, dass dabei enorme Datenmengen auftreten. Ein 3D-Datensatz des Bereiches ist zwischen 50 und 100 Mb groß. Die jeweiligen Fotos eines Bereiches erreichen aufgrund der sehr großen Auflösung (8256 x 5504 Pixel) Dateigrößen bis zu 25 Mb. Die Texturierung erfolgte in den meisten Fällen mit jeweils zwei TLRK.

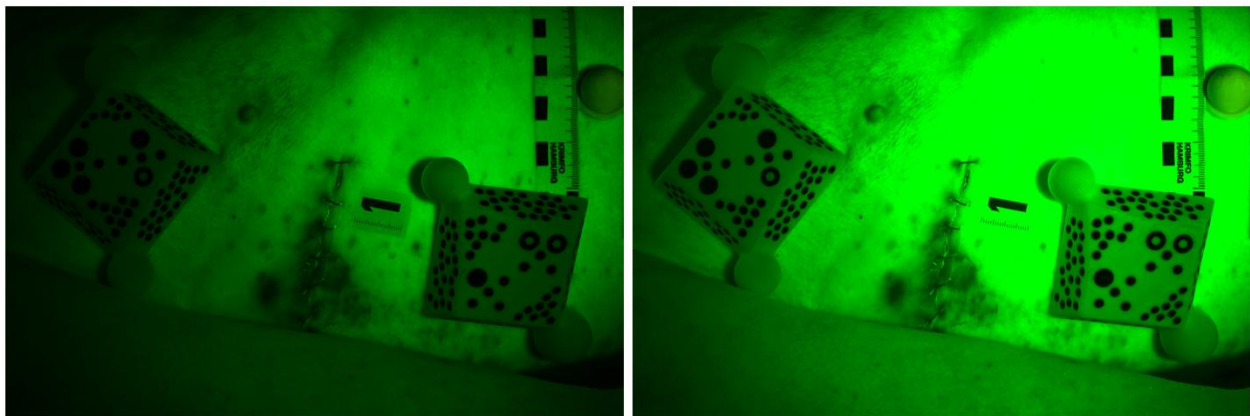


Abbildung 21: Abbruch der Texturierung aufgrund unzureichenden Kontrastes des forensischen Bildes (Links). Damit ist die Codierung des TLRK im linken Bereich nicht möglich. Durch Aufhellen (Rechts) des Bildes konnte ein ausreichender Kontrast hergestellt werden.

Dabei konnte bei einzelnen Datensätzen unter Beleuchtung mit Laser keine Texturierung berechnet werden. Grund war die nicht ausreichende Abbildung der codierten TLRK-Marker (*Abbildung 21*). Hier genügte ein einmaliges Aufhellen des Bildes zur Kontrastverstärkung. Auch gab es aufnahmebedingte Artefakte (starkes Rauschen aufgrund falscher eingestellter ISO-Werte an der Kamera-Optik), welche eine Auswertung nicht möglich machten.

Das weitere Ziel, das spurenverursachende Objekt zu bestimmen, konnte anhand eines Real-Falls aufgezeigt werden (Vgl. Berichte LKA, *Abbildung 22*). Konkret konnte eine markante Stelle eines Schuhs nachgewiesen werden.

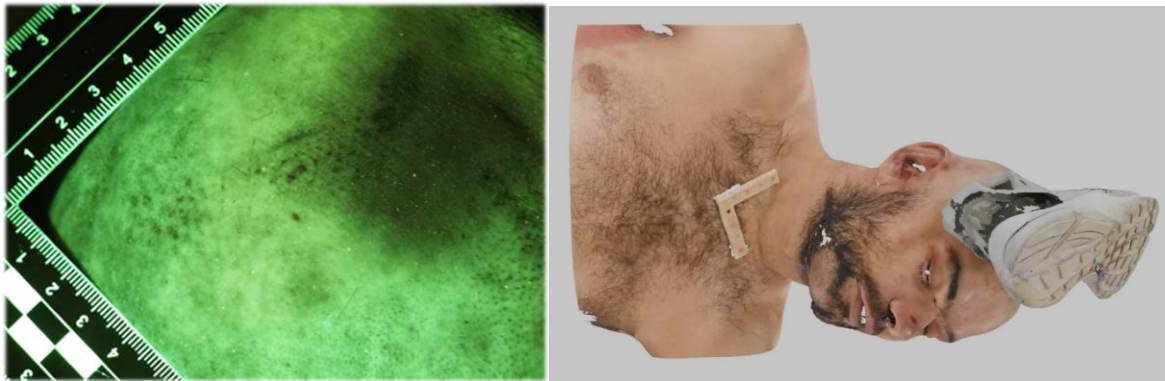


Abbildung 22: (Links) In Form eines Hämatoms dargestellte Formspur unter forensischer Beleuchtung (Laser) und das damit identifizierte verursachende Objekt (Rechts)

AP 8: Entwicklung einer Visualisierungsumgebung für die virtuelle Befunddarstellung

AP 8.1: Methodenträger

Das Ziel des APs war es, einen Methodenträger zur Texturierung bereitzustellen. Dieser soll die entsprechenden Funktionalitäten zur Verfügung stellen. In einem ersten Schritt wurden alle Methoden zur Texturierung in einem ersten Tool zusammengefasst (*Abbildung 23*). Dieses dient der eigentlichen Entwicklung des Prozesses und weist eine Vielzahl von Funktionen und Einstellmöglichkeiten auf, die vorrangig zum Testen und Parametrieren der Algorithmen dienen.

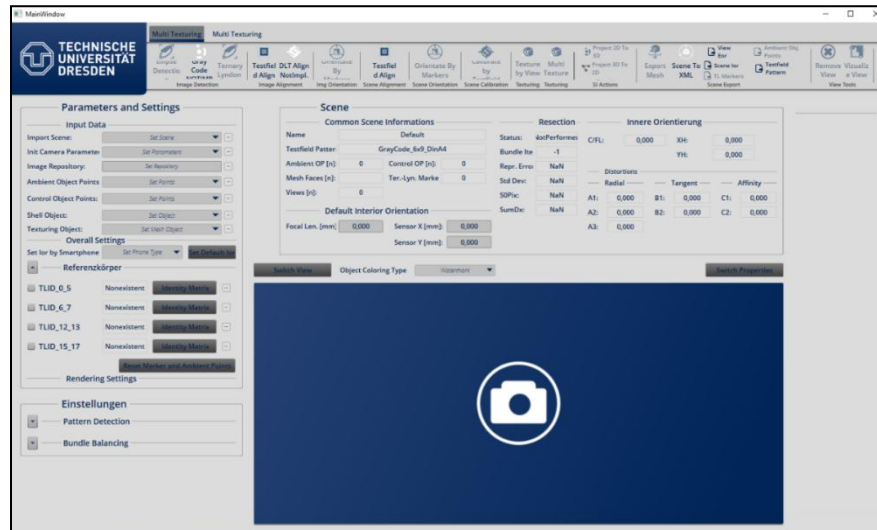


Abbildung 23: Erster Methodenträger zur Entwicklungsunterstützung des Texturierungsprozesses

Für die Texturierung innerhalb des Projektes wurde ein zweiter, reduzierter Methodenträger umgesetzt. Er basiert auf einem an der Professur für Virtuelle Produktentwicklung vorhandenem Konzept aus dem Computational Design. Grundlage ist das Abbilden einzelner Methoden in einzelnen Funktions-Knoten, welche anschließend zu einem Workflow zusammengeschlossen werden können (*Abbildung 24*). Damit entfallen aufwendige Nutzereingaben und die große Anzahl an Daten kann deutlich schneller verarbeitet werden.

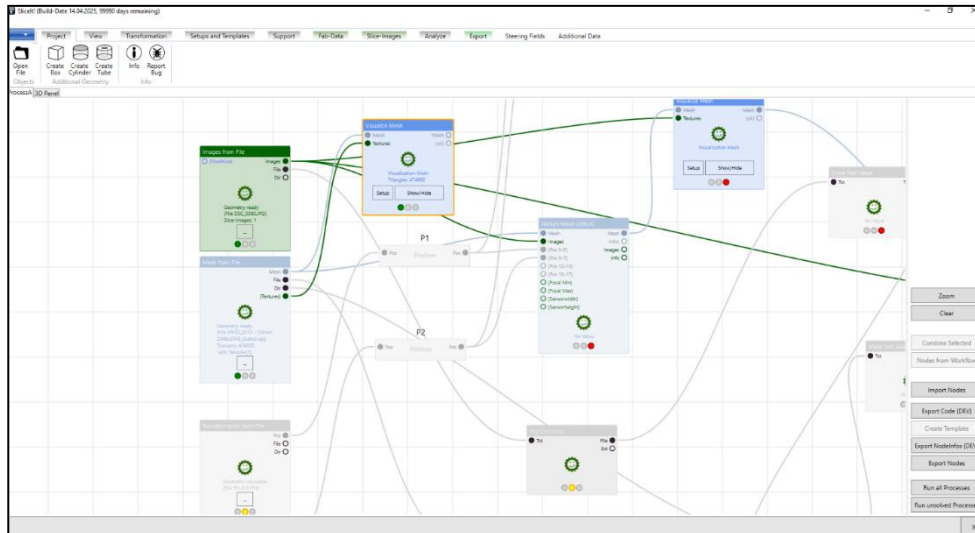


Abbildung 24: zweiter Methodenträger zur Nutzereingriff-reduzierten Texturierung der im Projekt anfallenden Daten

Grundsätzlich sind damit die für das Projekt notwendigen Methoden abgebildet. In allen Methodenträgern nicht abgebildet ist die Ausrichtung der TLRK in das Aufnahmekoordinatensystem. Dies ist für die Korrespondenz der 3D- und Bildpunkte notwendig, ist aber mit bereits vorhandener Software (bspw. Geomagic Wrap, Artec Studio) umsetzbar. Die Positionsmatrizen werden dem Methodenträger in Form von *.tfm Dateien übergeben. Darin ist die Transformation in Form einer 4x4-Matrix gespeichert (Homogene Koordinatenbeschreibung).

Des Weiteren wurde der Methodenträger (Vgl. AP4) um die Möglichkeit erweitert, 3D-Oberflächen und CT-Daten gemeinsam zu visualisieren. Die voxelbasierten CT-Daten werden dabei mittels Ray-Casting dargestellt, während die Oberflächenscans parallel über sogenannte Vertex Buffer Objects (VBO) gerendert werden. Die Daten basieren auf den, im Projekt entwickelten Methoden (CT-Registrierung, forensische Texturierung) und sind in Abbildung 25 dargestellt.

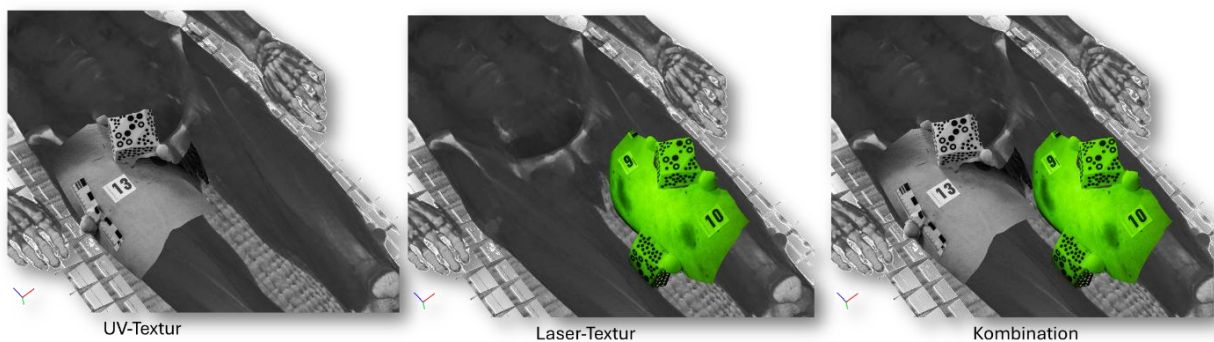


Abbildung 25: gemeinsame Visualisierung von CT- und Oberflächenscandaten mit forensischer Textur

AP 9: Evaluierung und Dissemination

AP 9.5: Schulungsunterlagen Aufnahme

Das Ziel des APs ist es, entsprechende Unterlagen zur forensischen Aufnahme zu erstellen. Die Aufnahmen wurden seitens der Tatortgruppe des LKA bereits in mehreren Versuchen durchgeführt. Die Aufnahmebedingungen und entsprechende Handlungsweisen haben sich dabei etabliert (siehe AP 7.6) und sind dokumentiert.

2. Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises

Zu den wesentlichen Kostenfaktoren an der TU Dresden zählte die Beschäftigung von wissenschaftlichen Mitarbeitern im Umfang von insgesamt einer Stelle für die Bearbeitung und Koordination des Projektes und der Einsatz studentischer Hilfskräfte zur Unterstützung bei der Bearbeitung. Die über die gesamte Projektlaufzeit angefallenen Kosten sind dem Verwendungsnachweis zu entnehmen.

3. Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit

Die Bundesförderung diente der Finanzierung der F&E-Tätigkeiten zur Erreichung der anspruchsvollen Projekt- und Entwicklungsziele. Die damit verbundenen Entwicklungsarbeiten waren mit wirtschaftlichen sowie wissenschaftlich-technischen Risiken verbunden, die von den Antragstellern nicht eigenständig getragen werden konnten. Bereits in der Projektplanungsphase wurde die Notwendigkeit und Angemessenheit der vorgesehenen Arbeiten geprüft; sämtliche durchgeführten Maßnahmen waren aus wissenschaftlich-technischer Sicht erforderlich und in ihrem Umfang angemessen. Die Realisierung des Arbeitsumfangs war ausschließlich durch die bewilligte öffentliche Förderung möglich. Der Austausch der erzielten Ergebnisse erfolgte entsprechend den Fördervorgaben regelmäßig während der Projektlaufzeit, unter anderem in Projekttreffen, durch konsortialinterne Berichte, Zwischenberichte sowie den vorliegenden Abschlussbericht, und extern über Veröffentlichungen sowie Fachvorträge auf Konferenzen und Workshops.

4. Verwertbarkeit der Ergebnisse im Sinne des fortgeschriebenen Verwertungsplanes

Das Projekt verfolgte keine direkten wirtschaftlichen Verwertungsziele, da alle Partner kein wirtschaftliches Interesse an einer kommerziellen Nutzung hatten und keine Zusammenarbeit mit Industriepartnern geplant war. Der Fokus lag auf der wissenschaftlich-technischen Verwertung und der Etablierung der entwickelten Methoden in der forensischen und rechtsmedizinischen Praxis.

Mit Projektabschluss wurden die entwickelten Methoden und Prozesse erfolgreich in die praktische Arbeit der Verbundpartner überführt. Die Tatortgruppe des LKA setzt sowohl die Technik als auch die Prozesse bei der Aufnahme des objektiven Tatortbefundes ein und erhebt Daten in Zusammenarbeit mit der Rechtsmedizin Dresden.

Die erarbeiteten Methoden zur Definition des Aufnahmesettings bildeten die Grundlage für die Verarbeitung multispektraler Daten in eine virtuelle, dreidimensionale Beschreibung. Der zum Projektende entwickelte Demonstrator fasst die Methoden zur 3D-Texturierung und CT-Integration in einer Anwendung zusammen und ermöglicht eine messtechnische Auswertung multispektraler forensischer 3D-Aufnahmen. Dieser Softwareprototyp bietet Potenzial für weitere Funktionserweiterungen, wobei zusätzliche Validierungs- und Testmaßnahmen erforderlich sind.

Die Ergebnisse des Vorhabens wurden in verschiedenen, wissenschaftlichen wie anwendungsbezogenen, Publikationen aufbereitet. Die Erkenntnisse werden in Lehrveranstaltungen an der Professur, insb. der Vorlesung Reverse Engineering) integriert und sind Basis zukünftiger Forschungsfelder. Eine wirtschaftliche Verwertung der Ergebnisse durch die TU Dresden war im Projekt nicht vorgesehen. Aus dem Projekt heraus wurden seitens TU Dresden keine Patente angemeldet und keine weiteren Investitionen getätigt.

5. Bekannt gewordener Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen während des Vorhabens

Die forensische Wissenschaft erlebte in den letzten Jahren bedeutende Fortschritte, insbesondere in der Integration von dreidimensionalen metrologischen Verfahren mit spektraler Analyse, um die gerichtliche Verwertbarkeit und Genauigkeit der Beweissicherung zu erhöhen.

Ein zentraler Fortschritt in der algorithmischen forensischen Analyse ist das SpectralGaussians-Framework (ArXiv 2024), das auf der Methode des 3D Gaussian Splatting (3DGS) basiert. Dieses System wurde entwickelt, um eine verbesserte spektrale Szenenrepräsentation zu ermöglichen. Durch die Implementierung einer physikbasierten Darstellung schätzt das Framework die Reflektanz und Beleuchtung pro Spektrum, wodurch Beleuchtungseffekte und Materialeigenschaften digital voneinander entkoppelt werden.

Im Bereich des Neuroimaging wurde im Mai 2024 die hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit des 3D-Infrarot-Scannings zur räumlichen Registrierung von Sonden (z. B. Optoden und Elektroden) auf der Kopfhaut validiert [Bálint]. Verglichen mit MRT-Datensätzen erreichte diese Technik eine hohe Genauigkeit mit einer durchschnittlichen Abweichung von nur 5,69 mm und eine Wiederholbarkeit von 3,43 mm, was eine signifikante Verbesserung gegenüber der herkömmlichen Kappenfixierung (bis zu 43 mm Abweichung) darstellt.

Für die schnelle 3D-Dokumentation von Tatorten oder Unfallstellen wurde im Dezember 2022 die Anwendbarkeit der LiDAR-Technologie des iPhone 13 Pro in Kombination mit der Recon-3D App untersucht. Die Datenerfassung dauerte im Durchschnitt weniger als 2 Minuten, wobei gemessene Distanzen einen mittleren absoluten Fehler von 0,22 cm aufwiesen [Maiese].

Die forensische Photogrammetrie erhielt im April 2023 durch die Veröffentlichung der „OSAC 2021-S-0037 Standard Guide for Forensic Photogrammetry“ eine wichtige Standardisierung, welche die grundlegenden Prinzipien und Methoden für forensische Messungen festlegt.

Für die Beleuchtung von Fingerprints an Tatorten auf reflektierenden Oberflächen (wie Metall oder Kunststoff) wurde 2024 ein tragbares und kostengünstiges 3D-gedrucktes koaxiales Beleuchtungsgerät (pECI) entwickelt, das dieselben oder mehr Details erfassen konnte als herkömmliche diffuse Reflexionsfotografie [Williams].

Die virtuelle Autopsie [SimpleForensic, Grunert], die in ihren Grundlagen auf CT-Scans, MRT und 3D-Oberflächenscans basiert, wurde bis 2025 als nicht-invasives Verfahren weiterhin als wichtiges Werkzeug für forensische Untersuchungen und in Fällen mit kulturellen oder religiösen Vorbehalten angesehen, wobei sie bei Traumata eine Genauigkeit von etwa 84 % zur Bestimmung der Todesursache zeigte.

[Bálint] Bálint, András; Rummel, Christian; Caversaccio, Marco; Weder, Stefan: Three-dimensional infrared scanning: an enhanced approach for spatial registration of probes for neuroimaging; 2024: doi: 10.1117/1.NPh.11.2.024309

[Maiese] Maiese, Aniello; Manetti, Alice Chiara; Ciallella, Costantino; Fineschi, Vittorio: The Introduction of a New Diagnostic Tool in Forensic Pathology: LiDAR Sensor for 3D Autopsy Documentation: 2022: doi: 10.3390/bios12020132

[Williams] Zacchary Williams, Val Spikmans, Robert Ebeyan, Brenden Riley: A 3D-printed portable episcopic coaxial illumination device for fingerprint enhancement at crime scenes: 2024: Journal of Forensic Identification

[SimpleForensic] <https://simplyforensic.com/virtual-autopsy-the-hidden-science-behind-digital-post-mortem-analysis/>: Website: Stand 20.01.2026

[Grunert] PD Dr. Ronny Grunert; Prof. Dr. Dirk Winkler; Dr. Mark Benecke: Berührungslose 3D-Scan-Technologie und Datenbrille: 2023: Der Kriminalist

6. Erfolge und geplante Veröffentlichungen der Ergebnisse

Im Rahmen des Projektes wurden folgende Veröffentlichungen erstellt:

- 06/2023 Vortrag Multiforensic3D in „Gemeinsame Tagung der Institute für Rechtsmedizin und des LKA Sachsen in Dresden“
- 09/2023 Poster in „Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Rechtsmedizin (DGRM)“
- 11/2024 Paper „3D-Integration multispektraler Bilddaten bei der kriminaltechnischen Spurenaufnahme“ in 3D-iSA
- 03/2025 Vortrag bei AG Forschung & Entwicklung (alle LKÄ, BKA, Zoll) in Dresden
- 03/2025 „Gemeinsame Tagung der Institute für Rechtsmedizin und des LKA Sachsen in Dresden“
- 04/2025 Vorstellung des Projektes auf der Messe/Fachtagung General Police Equipment Exhibition & Conference®
- 05/2025 Vorstellung der Ergebnisse beim Forensisches Institut Zürich, 3D Zentrum
- 09/2025 Vortrag auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Rechtsmedizin 2025 in Graz
- 09/2026 Vortrag an der Södertörns Högskola Stockholm (Polizeihochschule) Schweden
- Einbindung in den Kompetenzaufbau Kriminaltechnik (Qualifikationsniveau C) im Freistaat Sachsen