

# Verbesserung der Genauigkeit der kamerabasierten Navigationschirurgie durch optimale Messziele

## Wissenschaftlicher Beitrag für die 11. CURAC Jahrestagung 2012

E. Garcia<sup>1</sup>, T. Hausotte<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Germany

Kontakt: elmar.garcia@fmt.fau.de

### Abstract:

Es wird ein Verfahren zur Berechnung und kostengünstigen Herstellung von optimalen Messzielen (tracking targets) für die Navigationschirurgie, bestehend aus verschiedenartigen Messelementen in optimaler Anordnung zu einander, beschrieben. Die Optimalität der Messziele bezieht sich auf deren Geometrie und räumliche Anordnung, so dass die metrologische Genauigkeit und Zuverlässigkeit des Mess- und Verfolgungsprozesses der Raumlage von markierten Objekten größtmöglich verbessert wird. Das zugrundeliegende Problem wird als nichtlineare Optimierungsaufgabe formuliert und gelöst.

Für die kostengünstige Herstellung der Messziele wird ein Verfahren unter Verwendung von retroreflektierenden Kunststofffolien beschrieben. Die Messziele werden entweder aus abdeckenden Schichten (z. B. Folien, Papier, Farbe o.ä.) mit ausgesparten Messelementen oder aus Messelementen, die direkt aus diesen Folien gefertigt sind, hergestellt. Die Konfiguration der Messelemente ist das Ergebnis des zuvor gelösten Optimierungsproblems.

**Schlüsselworte:** Navigationschirurgie, Marker-basiertes Kameratracking, Tracking target design, Nichtlineare Optimierung, photogrammetrische Koordinatenmesstechnik, Objektverfolgung

## 1 Problem

In der computer- und roboterassistierten Chirurgie werden aufgrund ihrer Flexibilität und Genauigkeit häufig optische Navigationssysteme eingesetzt. Hierbei handelt es sich um Kameramesssysteme die an Patienten und OP-Instrumentarium angebrachte retroreflektierende Marker messen und verfolgen sowie Lokalisationsaufgaben navigierter chirurgischer Eingriffe lösen [1]. Die erzielbare Messgenauigkeit und die Betriebskosten der optischen Navigationschirurgie werden wesentlich durch die verwendeten Marker und deren Konfiguration zu Messzielen (tracking targets) bestimmt. In der klinischen Praxis werden normalerweise sphärische, retroreflektierende, nicht-autoklavierbare Einwegmarker für die Lokalisierung und Verfolgung von Patient und OP-Instrumentarium verwendet. Diese Marker besitzen keine, die optischen Reflexionseigenschaften negativ beeinflussenden, Schutzabdeckungen und sind daher metrologisch genauer erfassbare und kostengünstigere Messmittel als autoklavierbare Markerkonstruktionen.

Die Anordnung mehrerer Marker bildet ein Messziel. Ein Messziel besteht aus mehreren Messelementen mit bekannter Konfiguration, d.h. mit bekannter Geometrie und in bekannter räumlicher Anordnung zueinander. Für diese Messzielkonfigurationen existieren für einfache räumliche Anordnungen (z.B kreuzförmige Anordnungen) Gestaltungshinweise [2-3]. Beliebige Anordnungen werden jedoch meist aus Erfahrungswissen dahingehend gestaltet, dass sie eine blickwinkelunabhängige und eindeutige Erfassung der Messelemente ermöglichen. Allerdings weist ein derartiger Entwurfsprozess mehrere Defizite auf und ist verbesserungsfähig.

1. Der Entwurf von Messzielen ist schwierig und komplex. Es existieren keine Gestaltungsrichtlinien oder Heuristiken für die Entwicklung aufgabenspezifisch optimaler Konfigurationen. Für die Anordnung der Messelemente im Raum existieren unzählige Konfigurationsmöglichkeiten. Die einzige Beschränkung liegt, aufgrund der mathematischen Gesetze der Triangulationsrechnung die bei optischen markierungsbasierten Messsystemen zur Koordinatenbestimmung verwendet wird, in der Forderung einer Mindestanzahl von 3 Messelementen. Dieser große Gestaltungsspielraum führt dazu, dass für die meisten Anwendungen suboptimale Messziele entwickelt und gefertigt werden. Die erzielbare metrologische Genauigkeit und Zuverlässigkeit (Robustheit) des Mess- und Verfolgungsprozesses wird dadurch reduziert.
2. Die Kalibrierung dreidimensionaler Messziele ist zeitaufwendig und kostenintensiv. Für die Bestimmung der räumlichen Geometrie der Messziele müssen die Punktkoordinaten der Messelemente mit Hilfe von rückgeführten Messgeräten ermittelt werden. Dies kann in Abhängigkeit der Komplexität (Anzahl und Anordnung) der Messelemente zeit- und kostenintensiv ausfallen.

3. Die Fertigung dreidimensionaler Messziele ist teuer. Hohe Anforderungen an die Materialeigenschaften (z. B. Reflexionseigenschaften, Gewicht, Temperatur- und Langzeitstabilität, Biokompatibilität u.a.), Fertigungsqualität und Handhabbarkeit führen zu hohen Fertigungskosten. Im Falle aktiver Marker (z. B. Infrarotleuchtdioden) entstehen zusätzliche Kosten durch Stromversorgungs- und Kabelmanagementlösungen.

Zur Lösung der oben genannten Nachteile wird in dieser Arbeit ein planares Messziel mit passiven Markern als Einwegprodukt spezifiziert. Für eine besonders kostengünstige Herstellung der Messziele – bei gleichzeitig besseren optischen Eigenschaften als dreidimensionale Standardkugelmarder - wird ein Verfahren unter Verwendung von retroreflektierenden Kunststofffolien beschrieben. Die aufgabenspezifische Ausgestaltung messtechnisch optimaler Messziele wird als Optimierungsproblem formuliert und ein Lösungsalgorithmus angegeben.

## 2 Methoden

Im Folgenden wird unter Marker ein zweidimensionales, optisch gut erkennbares, geometrisches Element (z. B. Kreis, Viereck etc.) verstanden. Ein Messziel (tracking target) besteht aus  $N \geq 3$  retroreflektierenden Markern, welche in einer nichtreflektierenden rechteckigen Ebene angeordnet sind.

Für die Verbesserung der Genauigkeit und Zuverlässigkeit des kamerabasierten Mess- und Verfolgungsprozesses der Raumlage von markierten Objekten sowie zur signifikanten Reduzierung der Herstellungskosten wird ein planares Messziel bestehend aus mehreren Schichten selbstklebender Kunststofffolien aus Polyvinylchlorid (PVC) empfohlen. Zunächst wird eine schwarze Folie auf einen mechanisch stabilen Untergrund (z. B. eine Stahlplatte) aufgebracht. Dadurch werden mechanische Deformationen vermieden und sowohl eine gute Planarität als auch Handhabung der Messziele gewährleistet. Als nächstes werden Markerelemente aus retroreflektierender Kunststofffolie gefertigt und auf die schwarze Grundfolie aufgetragen. Hierbei können zahlreiche Fertigungsverfahren wie plotten, schneiden, stanzen, bohren, bedrucken, erodieren u.v.m. zur Anwendung gelangen. Alle Folien sind als genormte Industrieprodukte (u.a. DIN 4102-1, DIN EN ISO 527, DIN 50021, DIN 67520:2008-11, DIN EN 471, ASTM E810-03:2008) erhältlich. Sie sind mit besonders geringen Fertigungstoleranzen und festen mechanischen und optischen Eigenschaften (Reflexionseigenschaften, Temperatur-, Form- und Chemikalienbeständigkeit, Haltbarkeit etc.) in großen Stückzahlen und äußerst preiswert erhältlich (ab 9 EUR/m<sup>2</sup>). Dies ermöglicht die überaus günstige Fertigung von Einwegmesszielen mit konstanten Eigenschaften. Die retroreflektierenden Kunststofffolien bestehen aus Mikroprismen oder Mikroglaskugeln (siehe Abb. 1) und erfüllen alle photometrischen Mindestanforderungen und spezifischen Rückstrahlwerte nach DIN 67520:2008-11 und ASTM E810-03:2008.

Für bestmögliche Reflektions- und Kontrasteigenschaften sollten die Marker aus retroreflektierenden Folien gefertigt und auf schwarzem Untergrund aufgebracht werden. Eine Fertigung durch Aufbringung einer abdeckenden Schicht mit ausgesparten Markerelementen ist aber ebenfalls möglich. Jedoch kommt es hier je nach Stärke der abdeckenden Schicht und in Abhängigkeit des Sichtwinkels zu Abschattungseffekten der Marker. Prinzipiell kann auch Papier bedruckt werden. Allerdings reduzieren die, bei bedrucktem Papier, fehlende Retroreflektion und das geringe Kontrastverhältnis von Marker und Hintergrund deutlich die erzielbare Messgenauigkeit. Der Aufbau von zwei Messzielen nebst Lichtstrahlengang ist in Abbildung Abb. 1 dargestellt.

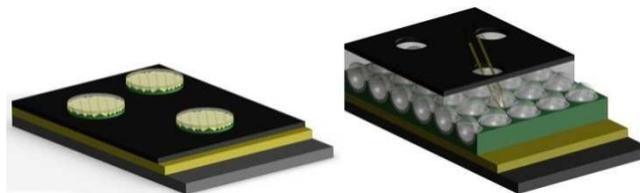


Abb. 1: Gestaltung planarer Messziele: Aus retroreflektierender Folie gefertigte Markerelemente auf schwarzem Untergrund (links) und abdeckende Schicht mit ausgesparten Markerelementen auf retroreflektierender Folie (rechts)

Die Raumlage von Patient und chirurgischen Instrumenten werden unter Anwendung der Verfahren der Epipolargeometrie und des photogrammetrischen Bündelblockausgleiches aus den Positionen der Marker in den Kamerabilddaten berechnet [4]. Daraus ergeben sich mehrere metrologische Anforderungen und Beschränkungen, die die Markerkonfiguration auf Messzielen erfüllen muss.

1. Alle Markerabstände müssen eindeutig und maximal verschieden gestaltet sein. Anderenfalls können die Gleichungen der Epipolargeometrie nicht gelöst und folglich die Raumlage der Messziele nicht bestimmt werden.
2. Der Kontrast zwischen Marker und Hintergrund sollte größtmöglich sein. Dies erhöht wesentlich die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Bilderkennungsalgorithmen des maschinellen Sehens.
3. Die Retroreflektion der Marker sollte ideal sein und keine diffuse Streustrahlung entstehen. Alle geometrischen Ableitungen des maschinellen Sehens basieren auf der Annahme der idealen Lichtreflektion zurück zur Strahlungsquelle.

Die letzten beiden Anforderungen sind durch den konstruktiven Aufbau der vorgeschlagenen planaren Messziele erfüllt. Für die Realisierung der ersten Anforderung, wird diese als nichtlineares Optimierungsproblem mit Nebenbedingungen

formuliert und gelöst. Die berechnete Lösung beschreibt die optimale Markerkonfiguration, d.h. die bestmöglichen Positionen aller Marker in einer begrenzten Ebene, welche die Gleichungsbedingungen  $h(\mathbf{x}) = 0$  und die Ungleichungsbedingungen  $g(\mathbf{x}) \leq 0$  erfüllen. Gegeben seien  $N \geq 3$  verschiedene Punkte  $\mathbf{p}_1 = (x_1, y_1), \dots, \mathbf{p}_N = (x_N, y_N)$ , welche die Mittelpunktskoordinaten des kleinsten umfassenden Kreises von  $N$  Markern in der euklidischen Ebene beschreiben. Zu finden ist eine Lösung  $\mathbf{x}^* = [\mathbf{p}_1^*, \dots, \mathbf{p}_N^*]$  des Optimierungsproblems

$$\begin{aligned} & \text{Maximiere } f(\mathbf{x}) := \min \|\mathbf{p}_i - \mathbf{p}_j\|_2, \quad \forall i, j = 1, \dots, N, \quad i \neq j, \\ & \text{in } M := \{\mathbf{x} \in \mathbb{R}^N : g(\mathbf{x}) \leq 0, h(\mathbf{x}) = 0\} \quad \text{so, dass} \\ & \|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\|_2 \geq 1,5 \cdot d, \quad A_{\Delta} \geq c, \quad x_1 \leq x_2 \leq \dots \leq x_N, \quad l_b \leq \mathbf{x} \leq u_b, \end{aligned}$$

wobei  $\|\cdot\|_2$  die euklidische Norm in  $\mathbb{R}^2$  (Distanz in der Ebene) beschreibt sowie  $l_b$  und  $u_b$  die untere bzw. obere Grenze möglicher Koordinaten der Marker in der Grundfläche des Messziels definiert. Zur Vermeidung von Überlappungen einzelner Marker ist ein minimaler Abstand zwischen den Markern erforderlich. Dieser frei wählbare Abstand wurde hier auf  $1,5 \cdot d$  festgelegt, wobei  $d$  der Durchmesser des kleinsten umfassenden Kreises eines Markers ist. Die Spezifizierung eines frei wählbaren, minimalen Dreiecksflächeninhalts<sup>1</sup>  $A_{\Delta} \geq c$  sowie die Forderung nach unterschiedlichen  $x$ -Koordinaten der Marker  $x_1 \leq x_2 \leq \dots \leq x_N$  unterbindet messtechnisch ungeeignete Konfigurationen der Marker, wie z. B. linienhafte Anordnungen (vgl. Abb. 2). Diese Beschränkungen werden als Nebenbedingungen in den Gleichungsbedingungen  $h(\mathbf{x}) = 0$  und Ungleichungsbedingungen  $g(\mathbf{x}) \leq 0$  des Optimierungsproblems formuliert. Ohne diese Beschränkung können Markerpositionen berechnet werden die annähernd auf einer Linie liegen und bis an den Rand der Grundfläche der Messziele heranreichen. Beides ist nachteilig. Werden die linienhaft angeordneten Marker von den Kameras mit geringem Elevationswinkel erfasst, fallen alle Marker im Kamerabild annähernd in einem Punkt zusammen und können nicht mehr separiert und infolgedessen nicht gemessen werden. Die Platzierung der Marker an den Rand der Grundfläche der Messziele ist aus fertigungstechnischen Gründen zu vermeiden. Mittels gradientenbasierter, genetischer oder Branch-and-Reduce Optimierungsalgorithmen kann das nichtlineare Optimierungsproblem gelöst werden [5,6]. Beispielhafte Lösungen für verschiedene Grundflächen und Markerelemente werden in Abbildung Abb. 3 gegeben.

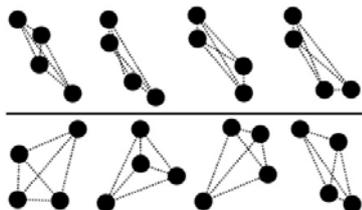


Abb. 2: Schlechte und gute Konfigurationen von vier Messelementen eines planaren Messziels (oben bzw. unten). Konfigurationen mit kleinen Dreiecksflächen führen zu hohen Werten des Gütefunktional. Aus messtechnischer Sicht sind sie jedoch ungünstig und müssen durch entsprechende Nebenbedingungen im Optimierungsproblem vermieden werden.

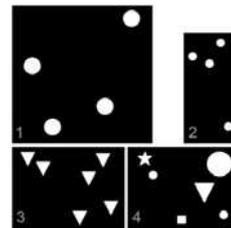


Abb. 3: Vier Messziele bestehend aus unterschiedlichen Markerelementen in verschiedenartigen Konfigurationen

### 3 Ergebnisse

Für die Validierung der erzielbaren Messgenauigkeit wurde die Längenmessabweichung nach ISO 10360 und VDI 2634-1 der entwickelten Messziele und medizinisch zugelassener Kugelmarker der Firma Atesos medical AG ermittelt (vgl. Abb. 4). Sie ist die von Herstellern am häufigsten verwendete Genauigkeitskenngröße für bildgebende Systeme mit punktförmiger Antastung, wie optische Navigationssysteme. Die Längenmessabweichung ist definiert als Differenz zwischen gemessenem und kalibriertem Abstand zweier Punkte:  $\Delta l = l_m - l_k$ .

Die Messungen wurden in einem Feinmessraum<sup>2</sup> mit dem medizinisch zugelassenen Navigationssystem CamBar B1 der Firma Axios 3D® Services GmbH durchgeführt. Es besteht aus zwei charge-coupled device (CCD) Kameras mit Infrarotbeleuchtung. Beide Kameras verwenden Infrarot-Bandpassfilter mit einer Mittenfrequenz  $f_0 = 810$  nm und spektralen Bandbreite  $B = 35$  nm. Das Multisensor-Koordinatenmessgerät VideoCheck® UA 400 der Firma Werth Messtechnik GmbH, mit maximal zulässiger Längenmessabweichung von  $E_3 = (0,75 + L/500)$   $\mu\text{m}$ , mit Messlänge  $L$  in mm, nach ISO 10360 und VDI/VDE 2617 wurde zur Kalibrierung der Messzielmerkmale: Position, Durchmesser und Rund-

<sup>1</sup> Aller möglichen Dreiecksflächen, welche bei  $N \geq 3$  Markerelementen gebildet werden können.

<sup>2</sup> Schwingungskompensierter Messraum der Klasse A nach VDI/VDE 2627-1 mit Reinraumklasse B und Luftreinheitsklasse 6, zeitlicher und räumlicher Temperaturkonstanz von  $20$   $^{\circ}\text{C} \pm 0,1$  K, Luftfeuchtigkeit  $45\% \pm 10\%$  rel. Feuchte

heit der Marker sowie Ebenheit im Falle der kreisförmigen Marker, verwendet. Die Kugelmarker wurden taktil (Renishaw TP-200 low force) und die Planarmarker optisch (10-fach telezentrisches Objektiv) kalibriert. Als Prüfkörper wurden für die Messungen Stahlschienen mit 5 in einer Messlinie aufgetragenen Kugelmarkern bzw. kreisförmigen Messmarkern verwendet. Es wurden im gesamten Messvolumen 5 Testlängen je Messlinie in unterschiedlichen Orientierungen gemessen, wobei die größte Streckenlänge  $l_{max} = 122,65$  mm betrug. Die Längenmessabweichungen wurden für insgesamt zwei verschiedene Messanordnungen ermittelt und sind in Tabelle 1 dargestellt.

Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Verringerung der resultierenden Längenmessabweichung der Planarmarker mit  $\Delta l = 50 \mu\text{m}$  gegenüber konventionellen retroreflektierenden Kugelmarkern mit  $\Delta l = 250 \mu\text{m}$ . Die entworfenen Planarmarker erzielen somit eine Verbesserung der Genauigkeit um 500%.

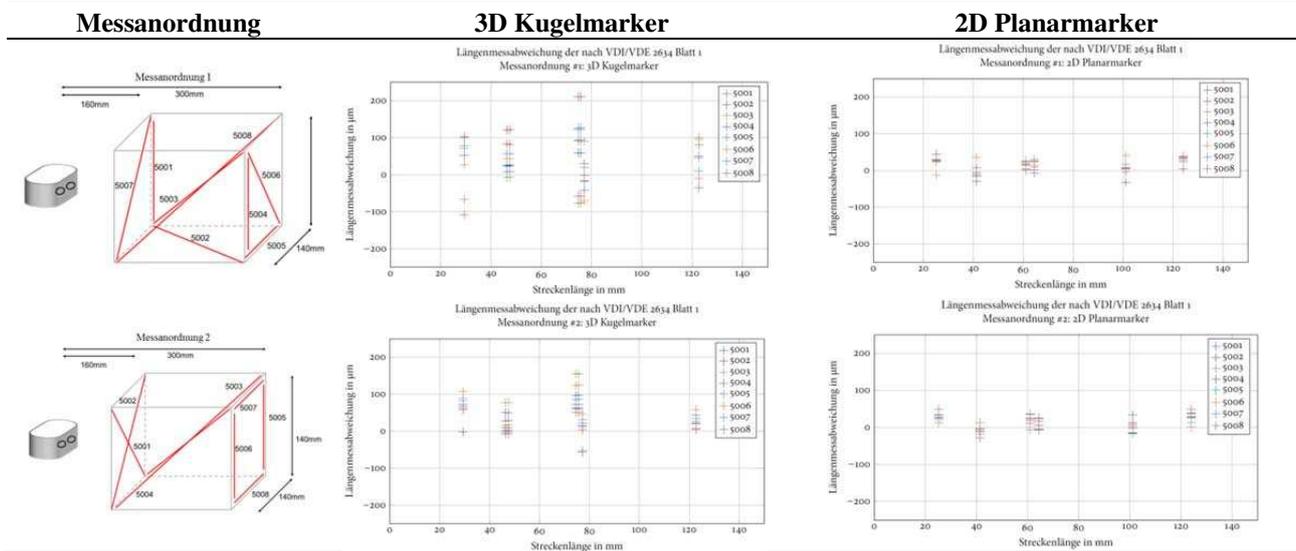


Tabelle 1: Längenmessabweichung von dreidimensionalen Kugelmarkern und zweidimensionalen Planarmarkern für zwei verschiedene Anordnungen von Messlinien nach ISO 10360 und VDI 2634

## 4 Diskussion

Es wurde ein Verfahren für den einfachen Entwurf und die kostengünstige Herstellung von optimalen passiven planaren Messzielen als Einwegprodukte präsentiert. Durch den geometrischen Aufbau und die verwendeten Materialien sind die so entworfenen Messziele genauer, günstiger und einfacher zu kalibrieren als konventionelle passive Kugelmarker. Mit Planarmarkern konnte eine Verbesserung der Messgenauigkeit des Stereokameramesssystems um 500% erzielt werden. Ein Nachteil der Planarmarker ist deren begrenzter Blickwinkel im Vergleich zu Standardkugelmarkern. In Erweiterung zu [7] ergaben Untersuchungen hierzu, dass die hier vorgestellten Planarmarker bis zu einem Neigungswinkel von  $50^\circ$  ein besseres Rückstrahlverhalten und Kontrastverhältnis besitzen und zu besseren Messergebnissen führen als Standardkugelmarker (siehe Abb. 4).

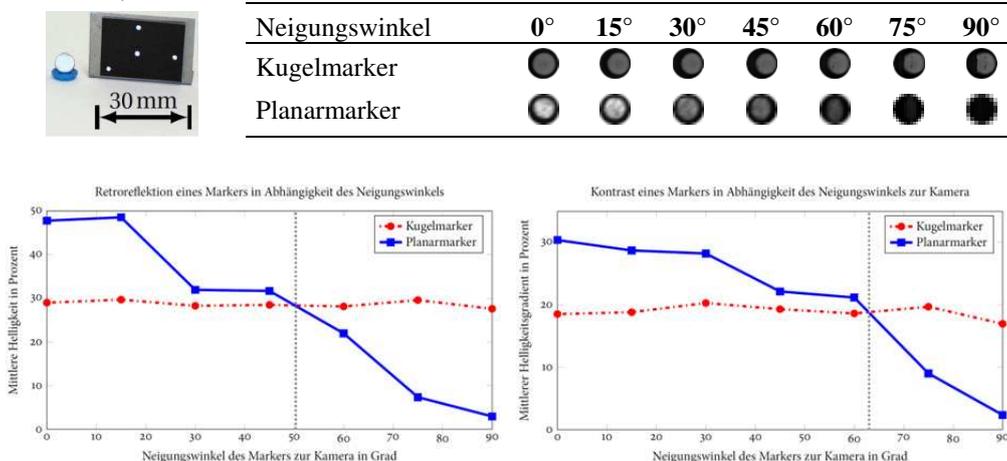


Abb. 4: Planares Messziel und Standardkugelmarker (oben links). Grauwertkamerabilddaten der von  $0^\circ$  (d.h. Frontalan-sicht in Normalenrichtung) bis  $90^\circ$  (d.h. Seitenansicht) gedrehten Marker (oben rechts). Messergebnisse für Retroreflektion und Kontrast in Abhängigkeit des Drehwinkels (unten links bzw. rechts).

## 5 Danksagung

Wir danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die finanzielle Unterstützung dieser Untersuchung, die im Rahmen des DFG-Projektes WE 918/34-1 entstand.

## 6 Referenzen

- [1] Schramm, A.; Gellrich, N.-C.; Schmelzeisen, R.: Navigational Surgery of the Facial Skeleton. Springer, 2007.
- [2] West, J. B. ; Maurer, C.R., J.: Designing optically tracked instruments for image-guided surgery. In: IEEE Transactions on Medical Imaging vol. 23 (2004), Nr. 5, pp. 533 –545
- [3] Wiles, A. D., Peters, T. M.: Real-Time Estimation of FLE Statistics for 3-D Tracking With Point-Based Registration. In: Medical Imaging, IEEE Transactions on vol. 28 (2009), Nr. 9, pp. 1384–1398
- [4] Luhmann, T.; Robson, S.; Kyle, S.; Harley, I.: Close Range Photogrammetry: Principles, Techniques and Applications. Wiley, 2007.
- [5] Hendrix, E. M. T.; G.-Tóth, B.: Introduction to Nonlinear and Global Optimization. Springer, 2010.
- [6] Brusco, M. J.; Stahl, S.: Branch-and-Bound Applications in Combinatorial Data Analysis. Springer, 2005.
- [7] Garcia, E. ; Hausotte, T.: Optimal design of tracking targets for surgical navigation. In: Lemke, H. ; Inamura, K. ; Doi, K. ; Vannier, M. W. ; Farman, A. G. ; Cleary, K. ; Jannin, P. ; Caramella, D. (eds.) CARS 2012: Computer Assisted Radiology and Surgery — Proceedings of the 26th International Congress and Exhibition Pisa, Italy, June 27–30, 2012. vol. 7 : Springer Heidelberg, 2012. – International Journal Of Computer Assisted Radiology And Surgery ISSN 1861-6410 (printed version) ISSN 1861-6429 (electronic version) 2011 Impact Factor 1.481, pp. 441–443