

Jochen Penne, Stefan Soutschek, Michael Stürmer, Christian Schaller, Simon Placht, Johannes Kornhuber und Joachim Hornegger

Touchscreen ohne Touch – Berührungslose 3D Gesten-Interaktion für den Operationssaal

Touchscreen without Touch – Touchless 3D Gesture Interaction for the Operation Room

Time-of-Flight_3D-Gestensteuerung_Mensch-Maschine-Interaktion_Operationssaal

Zusammenfassung. Time-of-Flight-Kameras bieten die Möglichkeit, berührungslos in Echtzeit Distanzen zu messen. Diese technischen Möglichkeiten werden genutzt, um die dreidimensionale Zeigerichtung einer Hand relativ zu einem Monitor zu berechnen. Dadurch kann berechnet werden, wohin der Nutzer auf dem Monitor zeigt und der Mauszeiger an die entsprechende Position gesetzt werden. Durch das Heben und Senken des Daumens wird ein Klick ausgelöst. Somit werden die Basis-Funktionalitäten eines Touchscreens, ohne ihn dabei berühren zu müssen, zur Verfügung gestellt. Das berührungslose Messverfahren der Time-of-Flight-Kameras eignet sich hervorragend für den Einsatz im Operationssaal, da dort unter Sterilitätsbedingungen gearbeitet werden muss. Das vorgeschlagene Interaktionsparadigma ist wegen seiner intuitiven Nutzbarkeit auch gerade für die Nutzung durch Ärzte geeignet, was durch durchgeführte Studien bestätigt wird.

Summary. Time-of-Flight cameras offer the possibility to acquire distance information touchless and in real-time. These technical capabilities are used to compute the 3D pointing direction of a hand relative to a screen. Thus, it can be computed at which region of the screen the user is pointing and the mouse cursor is set to this position. By raising and lowering the thumb a mouse-click is triggered. Thus, the functionalities of a touchscreen are provided without the need to touch it. The touchless measurement principle nicely fits the sterility requirements which are given in an operation room. Additionally, the intuitive usability of the proposed interaction is very well suitable for the usage by surgeons which is verified by accomplished studies.

1. Einleitung

Die Mensch-Maschine-Interaktion (MMI) in einem Operationssaal ist gegenüber einer herkömmlichen, arbeitsplatzorientierten MMI wesentlichen Limitationen und Rahmenbedingungen unterworfen. Dass die intraoperative Nutzung der technischen Geräte in zukünftigen OPs mittels geeigneter Eingabemöglichkeiten ein wesentlicher Punkt ist, wurde u.a. exemplarisch verdeutlicht bei laparoskopisch-endoskopischen Kombinationseingriffen (Feußner, Schneider, Wilhelm, & Frimber-

ger, 2004). Hier wird beispielhaft eine Liste zu bedienender Geräte (prä- und intraoperative Bildgebung, Videodokumentation, OP-Tisch usw.), sowie die Nutzung der zur Verfügung stehenden Eingabegeräte (Sprachsteuerung, Sterilmaus, Touchscreen) durch den Operateur illustriert. Es wird deutlich, dass eine zentrale Kontrolleinheit unabdingbar zur Kontrolle des Operationssaales ist. Ungeklärt bleibt jedoch das Problem der einheitlichen Interaktion mit dieser zentralen Kontrolleinheit. Explizit wird eine einheitliche Bedienphilosophie verlangt. Dies geht einher mit hohen Anforderungen an die intuitive Nutzbarkeit im Sinne von

Hurtienne, Mohs, Meyer, Kindsmüller, Isreal, & Group (2006).

Der hier vorgestellte Beitrag einer berührungslosen Gestensteuerung stellt eine, unter Sterilitätsbedingungen nutzbare, systemunabhängig konzipierte MMI vor, die als Basis für die Umsetzung einer einheitlichen, intraoperativen Bedienphilosophie fungieren kann. Sprachkommandos bieten bei Weitem nicht die notwendige Komplexität der Interaktion. Da die Computermouse das am häufigsten genutzte Gerät ist, mit welchem derzeit komplexere MMI umgesetzt werden, wird in diesem Beitrag eine Gestensteuerung vorgestellt, die das Ziel verfolgt, die

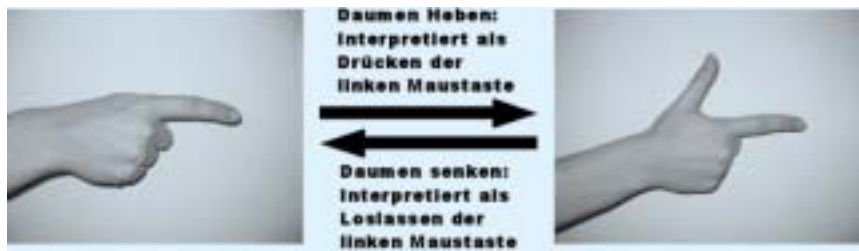


Bild 1: Übersicht über das Interaktionsparadigma. Ein ausgestreckter Zeigefinger ist der Grundzustand: Der Mauszeiger wird an die Position des Monitors gesetzt, auf die der Zeigefinger deutet. Ein gehobener Daumen wird als Drücken der linken Maustaste umgesetzt

Funktionalität einer Computermouse berührungslos bereitzustellen.

Gegenüber anderen Vorarbeiten (Althoff, Lindl, & Walchshaeusl, 2005; Chojecki & Leiner, 2009) wird als bildgebende bzw. messende Modalität eine Lichtlaufzeit-Kamera (engl.: Time-of-Flight; im Folgenden ToF abgekürzt) verwendet. Diese stellt im Gegensatz zu herkömmlichen CCD- oder CMOS-Kameras in jedem Pixel nicht nur einen Intensitätswert, sondern zusätzlich einen Distanzwert bereit, der mit bis zu 1 mm Auflösung angibt, wie weit der wahrgenommene Punkt von der Kamera entfernt ist (Kollorz, Penne, Hornegger, & Kornhuber, 2008). Die Distanzmessung erfolgt in jedem Pixel über das Messen des Phasenversatzes zwischen einem von der Kamera aktiv ausgesandten, amplitudenmodulierten Infrarotsignale und der Reflektion dieses Signales in der Welt. Das berührungslose Messen von Distanzen passt hervorragend zu den Sterilitätsanforderungen, die bei einer Intervention gegeben sind. Sterilisierbare Marker oder Geräte müssen nicht appliziert werden. Das Nicht-Vorhandensein von Markern verbessert die Akzeptanz durch die Operateure bzw. die Chirurgen. Dies ist dadurch belegt, dass sich sogenannte haptische Handschuhe bisher nicht im klinischen Alltag durchsetzen konnten.

Gegenüber stereo-basierten Ansätzen zeichnet sich die ToF-Kameras dadurch aus, dass sie keinerlei Kalibrierungen benötigt, keine möglichst große Stereobasis für die Distanzdatenakquise nötig ist (es handelt sich um eine einzelne mono-okulare Kamera) und die Bestimmung der Tiefeninformation unabhängig vom Vorhandensein markanter Strukturen in den Bildpaaren ist. Ein exemplarisches Beispiel ist die Berechnung von Tiefendaten, wenn eine weiße Wand be-

trachtet wird: Ein stereo-basiertes Verfahren kann hier keine sichere Tiefeninformation berechnen, da keine markanten Strukturen vorliegen; eine ToF-Kamera wird jedoch korrekte Tiefendaten bereitstellen, da das von der Kamera ausgesandte Infrarotsignal natürlich von der weißen Wand reflektiert wird und somit die Distanzbestimmung über den Phasenversatz zwischen ausgesandtem und empfangenem Signal möglich ist.

2. Methoden

2.1 Verwendete Daten

ToF-Kameras (Lange, 2000) werden als bildgebende und gleichzeitig distanzmessende Modalität genutzt. Kurz sollen das Messprinzip und die von einer ToF-Kamera bereitgestellten Daten erläutert werden. ToF-Kameras illuminieren die Welt aktiv mit einem sinusförmig amplitudenmodulierten Infrarotsignal. Dieses Licht wird in der Welt reflektiert. In jedem Pixel wird der Phasenversatz berechnet, mit dem das reflektierte Signal (relativ zum ausgesandten Signal) diesen Pixel erreicht. Dieser Phasenversatz ist direkt proportional zur zurückgelegten Distanz. Momentan sind Auflösungen von bis zu 204x204 Pixel verfügbar bei Bildwiederholraten von bis zu 90 Hz (Ringbeck & Hagebeuter, 2007; PMTec, 2009). Aufgrund der Periodizität der Amplitudenmodulation und der Leuchtkraft der aktiven Beleuchtung ist ein Messbereich von bis zu 7,5 Meter möglich. Damit steht in jedem Pixel die Distanz eines Punktes der Szene in Millimetern zur Verfügung. Eine ToF-Kamera stellt duale Daten bereit: Ein 2D-Grauwert-Bild (die Amplitudendaten) und eine 3D-Punktwolke. Da jeder Grauwert und jeder 3D-Punkt eindeutig einem Pixel zugeordnet sind, kann bei der Entwicklung von

Algorithmen übergangslos zwischen 2D- und 3D-Verfahren gewechselt werden. Beispielsweise kann eine Segmentierung basierend auf den 2D-Amplitudendaten realisiert werden. Allerdings steht dann nicht nur eine segmentierte 2D-Pixelmenge zur Verfügung, sondern gleichzeitig eine, den segmentierten 2D Pixels zugeordnete 3D-Punktwolke.

2.2 Interaktionsparadigma

Die MMI soll folgende Funktionalitäten bieten: Durch Zeigen auf den Monitor mit ausgestrecktem Zeigefinger wird der Mauszeiger auf die Position gesetzt, auf die der Nutzer deutet (siehe Bild 2). Durch Heben des Daumens wird das Drücken, durch das Senken des Daumens das Loslassen der linken Maustaste (siehe Bild 1) ausgelöst. Eine schnelle Abfolge von Heben und Senken führt zu einem Mausklick (genau wie bei einer normalen Computer-Maus). Zeitlich weiter auseinander liegende Hebe- und Senk-Aktionen erlauben die Realisierung einer Drag-and-Drop-Funktionalität (ähnlich einer herkömmlichen Computermouse, mit der man einzelne Fenster auf der Oberfläche hin und her bewegen kann).



Bild 2: Übersicht über die Schritte der Datenverarbeitung. Die Mauszeiger-Position kann anhand der 3D-Position des Monitors (gelbe Linien) und dem Schnittpunkt zwischen 3D-Zeigerichtung der Hand (grüner Pfeil) und Monitor berechnet werden (blauer Kreis): An diese Position wird der Mauszeiger angesetzt

2.3 Monitorposition festlegen und Handsegmentierung

Um die Zeigerichtung des Fingers auf den Monitor korrekt berechnen zu können, muss die Monitorposition im 3D-ToF-Kamera-Koordinatensystem bekannt sein. Dies kann bei einer starren Anordnung von Monitor und ToF-Kamera durch entsprechende CAD-Daten sichergestellt werden bzw. durch manuelle Bereitstel-

lung der vier Ecken des Monitors in den ToF-Kameradaten.

In dem aktuell vorliegenden Datensatz muss als erstes die Hand segmentiert werden. Für eine Grobsegmentierung wird hierzu eine Hintergrundsubtraktion in Kombination mit einem Schwellwertverfahren angewandt. Ein Pixel wird als zur Hand gehörend gekennzeichnet, wenn es in den Amplituden oder den Distanzdaten einen signifikanten Unterschied zu dem vorher aufgenommenen Hintergrundbild (Szene ohne Hand des Benutzers) aufweist und sowohl der Amplitudenschwellwert, als auch der Distanzschwellwert unter- bzw. überschritten wird. Mittels des Distanzschwellwertes kann so sehr elegant ein Arbeitsbereich definiert werden und störende Bewegungen oder Objekte im Hintergrund ausgeblendet werden.

Um die Grobsegmentierung zu verfeinern, wird in dieser nun noch die größte Region segmentiert, die räumlich eine möglichst homogene 3D-Struktur aufweist, d.h., dass die 3D-Koordinaten benachbarter Punkte sich nicht signifikant unterscheiden. Hat ein Pixel noch kein Label, erhält es ein noch nicht benutztes Label und alle 3D-Punkte in der 8-Nachbarschaft erhalten dasselbe Label, wenn sie weniger als 20mm vom aktuellen 3D-Punkt entfernt sind und noch kein Label haben. Das Verfahren wird rekursiv auf alle in diesem Schritt neu mit einem Label versehenen 3D-Punkte angewandt.

Die größte Region mit demselben Label definiert die Feinsegmentierung. Durch die Feinsegmentierung werden kleinere Artefakte oder auch eine zweite Hand, welche sich im Arbeitsbereich befindet, zuverlässig erkannt und werden nicht Bestandteil der Feinsegmentierung.

2.4 Gestenerkennung

In der Feinsegmentierung wird der 3D-Punkt gewählt, der am nächsten an der Ebene des Monitors liegt. Alle Punkte, die weniger als 80 mm von diesem Punkt entfernt liegen, werden als 3D-Punkte annotiert, die zum Zeigefinger gehören. Für Nutzer mit sehr kleinen Händen bzw. kurzen Fingern oder sehr großen Händen bzw. langen Fingern, kann dieser Wert angepasst werden. Anschließend wird eine Best-Fitting-Line durch die 2D-Koordinaten der Finger-Punkte (in den Amplitudendaten) gelegt und alle Punkte, die

über dieser Linie liegen, werden als Punkte annotiert, die zum Daumen gehören. Die restlichen Punkte der Feinsegmentierung werden als Punkte annotiert, die zur Handfläche, den anderen Fingern oder dem Unterarm gehören. Konkret liegen also drei paarweise disjunkte Mengen von 3D-Punkten vor.

Der erhobene Daumen wird über eine Abstandsberechnung auf den Amplitudendaten erkannt. Ist der Abstand eines Pixels des Daumens zur 2D-Best-Fitting-Line durch die Pixel des Zeigefingers größer als ein festgelegter Schwellwert, ist der Daumen erhoben. Ist dieser Abstand niedriger als ein weiterer Schwellwert, ist der Daumen angelegt. Es sollte ein Pufferbereich zwischen den beiden Schwellwerten gewählt werden, um ein oszillierendes Springen zwischen erkannten erhobenen und angelegten Daumen an der Grenze zwischen den beiden Daumenzuständen zu verhindern.

2.5 Mauszeiger-Positionierung

Durch die 3D-Punkte von Zeigefinger und Handfläche/Unterarm wird jeweils eine 3D-Best-Fitting-Line gelegt. Ein gewichtetes Mittel der beiden berechneten Best-Fitting-Lines ergibt die 3D-Gerade, von welcher der Schnittpunkt mit der Monitorebene berechnet wird. Eine schematische Darstellung findet sich in Bild 4. In Bild 3 sind zur Illustration die unverarbeiteten Amplitudendaten gezeigt. Wenn die Pixelauflösung des Monitors bekannt ist, können die 2D-Monitor-Pixelkoordinaten des 3D-Schnittpunktes von 3D-Gerade und Monitorebene berechnet werden. An diese Position wird dann der Mauszeiger gesetzt. Ist der Daumen erhoben und innerhalb der nächsten 0.5 Sekunden wieder gesenkt, wird an der aktuellen Mauszeiger-Position ein Mausklick ausgelöst. Wird der Daumen nicht in dieser Zeitspanne gesenkt, wird das



Bild 3: Originale Amplitudendaten einer Hand, welche mit einer ToF-Kamera aufgenommen wurde

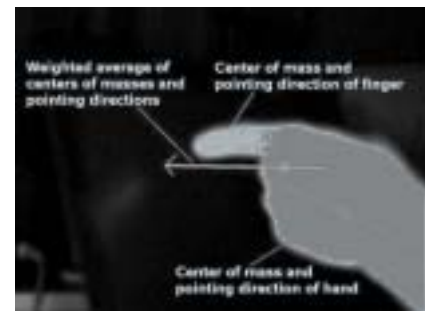


Bild 4: Segmentierung des Zeigefingers (hellgrau) und der Hand (dunkelgrau). Der Daumen ist im Bild nicht sichtbar. Rot und gelb eingezeichnet sind die Best-Fitting-Lines für Hand und Zeigefinger. Das gewichtete Mittel der beiden Best-Fitting-Lines ist grün eingezeichnet

Drücken (aber nicht Loslassen) der linken Maustaste ausgelöst. Das Loslassen der linken Maustaste wird beim Senken des Daumens ausgelöst. Damit ist bspw. eine Drag-and-Drop-Funktionalität realisierbar. Drücken und Loslassen einer Maustaste lassen sich problemlos über betriebssystemspezifische Funktionen virtuell auslösen, ohne dass tatsächlich eine Maus am aktuell benutzten System angeschlossen ist.

3. Experimente und Ergebnisse

Für die Durchführung der Experimente wurde eine ToF-Kamera mit einer Auflösung von 160x120 Pixel in einem ca. 80°-Winkel zu einem Monitor montiert (die ToF-Kamera blickte also sehr flach auf den Monitor). Die Anordnung stellte sicher, dass sowohl der Monitor, als auch ein etwa 60 cm tiefer Bereich vor dem Monitor, von der ToF-Kamera überblickt wurden. Nach einer anfänglichen Spezifikation des Monitors im ToF-Kamera-Koordinatensystem, um die Zeigerichtung der Hand in Pixel-Koordinaten des Monitors umrechnen zu können (siehe 2.3), wurden die Experimente durchgeführt. Wesentlich für die allgemeine Anwendbarkeit der vorgeschlagenen Art der Interaktion ist jedoch, dass nicht vorausgesetzt wird, dass der Monitor im Sichtfeld der ToF-Kamera ist: Vielmehr kommt es nur darauf an, dass die Hand sichtbar ist; die Monitorposition muss lediglich korrekt im ToF-Kamera-Koordinatensystem beschrieben sein. Dies ist ein

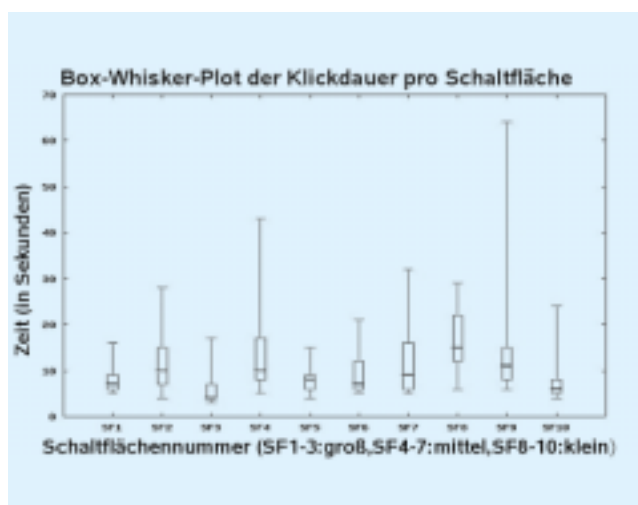


Bild 5: Box-Whisker-Plot der Zeit zum Klicken einer Schaltfläche bei 8 Probanden (groß: 120 x 50 px, mittel: 80 x 30 px, klein: 40 x 20 px; Monitor: 17" mit 1200 x 800 px Auflösung)

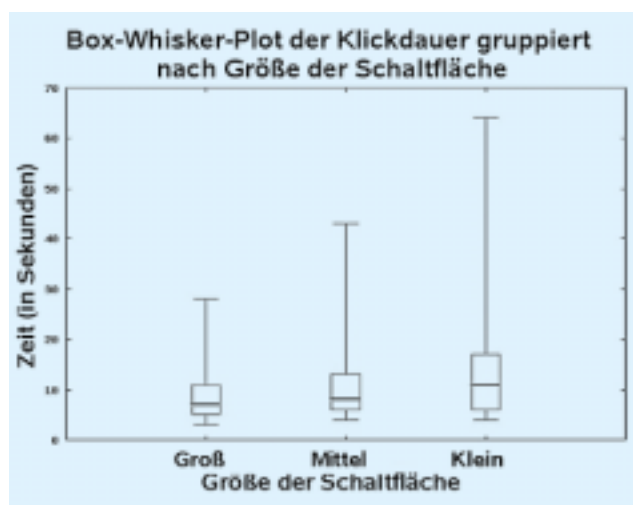


Bild 6: Box-Whisker-Plot der Zeit zum Klicken einer Schaltfläche gruppiert nach der Größe der Schaltfläche

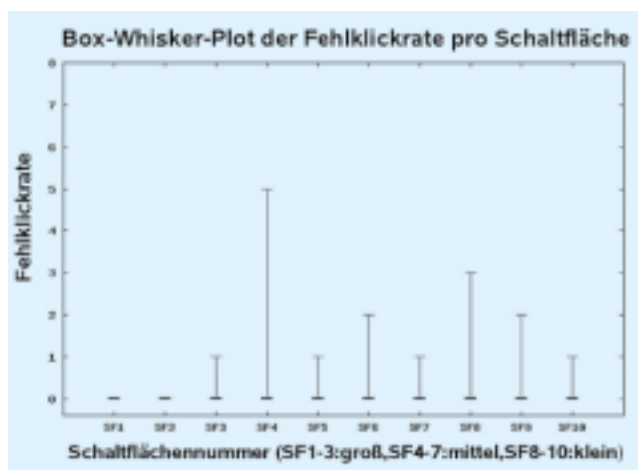


Bild 7: Box-Whisker-Plot der Fehlklickrate pro Schaltfläche bei 8 Probanden (Fehlklickrate=Anzahl Klicks pro Schaltfläche – 1; dadurch ist die beste Klickrate Null, da dann die Schaltfläche beim ersten Mal erfolgreich geklickt wurde)



Bild 8: Box-Whisker-Plot der Fehlklickrate gruppiert nach der Größe der Schaltfläche

wesentlicher Freiheitsgrad für die Nutzung im Operationssaal.

Für die Evaluation wurden acht medizinische Mitarbeiter (vier Fachärzte, vier Studenten im praktischen Jahr des Medizinstudiums) gebeten, mit der ToF-basierten Gestensteuerung einen Test-Parcours zu absolvieren. 21 Schaltflächen in drei verschiedenen Größen waren auf einer graphischen Oberfläche angeordnet. Jeweils eine der Schaltflächen wurde rot eingefärbt. Der Proband hatte die Aufgabe, den Mauszeiger über diese Schaltfläche zu bewegen und einen Klick auf der Schaltfläche auszulösen (schnelles Heben und Senken des Daumens). Insgesamt waren auf diese Weise zehn Schaltflächen anzuklicken: drei große, vier mittlere und drei kleine.

Es wurden jeweils die Zeiten vom letzten erfolgreichen Klick bis zum Auslösen des nächsten erfolgreichen Klicks gemessen (im Folgenden Klickdauer genannt) und die Anzahl der versuchten Klicks bis zum erfolgreichen Klick gezählt (also Klicks, die nicht auf der aktiven Schaltfläche ausgelöst wurden; im Folgenden wird diese Maßzahl als Fehlklickrate bezeichnet). Die bestmögliche Fehlklickrate ist also Null, da dies bedeutet, dass kein fehlerhafter Klick ausgelöst wurde, sondern der erste Klick gleich erfolgreich auf der korrekten Schaltfläche ausgelöst wurde.

Zur Messung der Klickdauer und der Fehlklickrate wurden interne, betriebs-systemspezifische Funktionen des verwendeten Laptops genutzt.

Zur Auswertung wurden die durchschnittlichen Klickdauern und Fehlklickraten pro Schaltfläche (Bild 5 bzw. Bild 7) und pro Schaltflächengröße (Bild 6 bzw. Bild 8) berechnet. Die Tests wurden auf einem 17"-Monitor mit einer Auflösung von 1200x800 Pixeln durchgeführt. Die Schaltflächengrößen waren 120 x 50 Pixel (groß), 80x30 Pixel (mittel) und 40 x 20 Pixel (klein).

Alle Probanden hatten keinerlei Erfahrung mit berührungslosen Interaktionssystemen und benutzten das vorgestellte ToF-basierte Gesteninteraktions-System zum ersten Mal. Daher haben die Ergebnisse einen worst-case-Charakter. Wie bei jedem Interaktionssystem, ist bei wiederholter Nutzung, auch bei der hier vorgestellten ToF-basierten Gesteninterakti-

on, von einer schnelleren und sichereren Handhabung auszugehen. Ein quantitativer Nachweis dieses Postulates ist Bestandteil aktueller Forschungsarbeiten.

Die in den Bildern 5–8 dargestellten Ergebnisse zeigen, dass größere Schaltflächen für die Testpersonen schneller und sicherer anzuklicken waren. Der Trend wird vor allem in der Darstellung von Klickdauer und Fehlklickrate abhängig von der Größe der Schaltfläche deutlich (Bild 6 bzw. 8). Dieser Effekt ist konsistent mit den Ergebnissen der Arbeiten von (Fitts, 1954) und (MacKenzie, 1992). Innerhalb einer Gruppe von Schaltflächen gleicher Größe treten teilweise hohe Schwankungen bei den Mittelwerten von Klickdauer und Fehlklickrate auf (Bild 5 bzw. Bild 7). Diese Schwankungen rühren von einer teilweise noch zu unruhigen Mauszeiger-Positionierung her, die sich unabhängig von der Größe der Schaltfläche in einer stark variierenden Klickdauer und Fehlklickrate niederschlägt. Hier zeigt sich also noch Potential zur Verbesserung der Hand-Segmentierung und Berechnung der Best-Fitting-Lines (siehe 2.4 und 2.5). Dies sind Themen, welche Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten sind.

4. Zusammenfassung und Ausblick

Zusammenfassend sind die wesentlichen Neuheiten des hier vorgestellten Beitrages: Erstens, Abbildung der Funktionalitäten einer Computermouse auf ein berührungsloses Interaktionsparadigma; zweitens, Konzeption eines Systems, welches unter Sterilitätsbedingungen ar-

beiten kann (durch Nutzung von ToF-Kameras); drittens, Implementierung einer robusten MMI, die sich leicht in den OP integrieren lässt (lediglich die Montage einer ToF-Kamera im OP ist nötig; keine Trainingsdatensätze für Klassifikationsaufgaben o.ä. sind nötig).

Weiterführende Tests mit einer größeren Probandenzahl werden aufzeigen, wie stark die Fehlklickrate und die Klickdauer durch wiederholte Nutzung des Systems und Training der Test-Personen noch optimiert werden können, so dass dann valide Schlussfolgerungen für die Anforderungen an eine intraoperative graphische Benutzeroberfläche möglich sind.

Tests in klinischer Umgebung (intraoperativer Einsatz der hier vorgestellten Gestensteuerung) werden Aussagen bezüglich der effizienten Nutzbarkeit und Praxistauglichkeit ergeben: Ein wesentliches Kriterium wird die effiziente Nutzung der Mensch-Maschine-Schnittstelle unter der Stressbelastung eines operierenden Chirurgen sein.

Literatur

- Althoff, F.; Lindl, R.; Walchshaeusl, L.: Robust Multimodal Hand- and Head Gesture Recognition for. *VDI-Tagung: Der Fahrer im 21. Jahrhundert*. Braunschweig, 2005.
- Feußner, H.; Schneider, A.; Wilhelm, D.; Frimberger, E.: Technische Anforderungen an den interventionellen Arbeitsplatz. *Chirurgische Gastroenterologie* **20** (2004) 129–134.
- Hurtienne, J.; Mohs, C.; Meyer, H.; Kindsmüller, M.; Isreal, J.; Group, I. R.: Intuitive Use of User Interfaces – Definition und Herausforderungen. *i-com, Zeitschrift für interaktive und kooperative Medien* **5,3** (2006) 38–41.
- Kollorz, E.; Penne, J.; Hornegger, J.; Kornhuber, J.: Human Machine Interface for Elderly People. *Tagungsband zum 1. deutschen AAL-*

Kongress 2008 (383–386). Berlin: BMBF (Bundesministerium für Bildung und Forschung) and VDE (Verband der Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik e.V.).

Lange, R.: *3D Time-of-flight distance measurement with custom solid-state image sensors in CMOS/CCD technology*. Dissertation, University Siegen, 2000.

PMTec, Homepage der Firma PMTec: www.pmdtec.com (Letzer Zugriff: 14.2.2009).

Ringbeck, T.; Hagebecker, B.: Dreidimensionale Objekterfassung in Echtzeit – PMD Kameras erfassen pro Pixel Distanz und Helligkeit mit Videoframerate, *Allgemeine Vermessungsnachrichten*, Heft **7** (2007).

Soutschek, S.; Penne, J.; Hornegger, J.; Kornhuber, J.: 3-D Gesture-Based Scene Navigation in Medical Imaging Applications Using Time-Of-Flight Cameras. *2008 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. Encourage: Omnipress IEEE Computer Society Conference on Computer Vision.

Chojceki, P.; Leiner U.: Berührungslose Gestik-Interaktion im Operationssaal. *i-com, Zeitschrift für interaktive und kooperative Medien* **8,1** (2009) 13–18.

1 Prof. Joachim Hornegger, Jochen Penne, Michael Stürmer, Christian Schaller und Simon Placht erforschen am Lehrstuhl für Mustererkennung der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg u. a. Einsatzmöglichkeiten von Time-of-Flight-Kameras im Operationssaal. Forschungsschwerpunkte sind dabei intraoperative Benutzerinteraktion, Atmungsdetektion, Patientenpositionierung und Time-of-Flight-basierte 3D-Endoskopie.

2 Prof. Johannes Kornhuber ist Direktor der Psychiatrischen und Psychotherapeutischen Klinik in Erlangen. Prof. Kornhuber und Stefan Soutschek beschäftigen sich im Rahmen des Forschungsverbundes Fit4Age, gefördert durch die Bayerische Forschungsförderung, u. a. mit der Erforschung altersgerechter Interaktionsparadigmen.