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

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

Touchscreen without touch – Touchless 3D gesture interaction for the operation room

Time-of-Flight, 3D-Gestensteuerung, Mensch-Maschine-Interaktion, Operationsraum

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. Damit werden die Basis-Funktionalitäten einer Computer-Maus zur berührungslos zur Verfügung gestellt. Die Funktionalität eines Touchscreens steht also zur Verfügung, ohne dass man dan Monitor berühren muss. Das berührunglose Messverfahren der Time-of-Flight-Kameras eignet sich hervorragend für den Einsatz im Operationsraum, 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 tocuhless 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 basic functionalities of a computer mouse are provided. As a result, the capabilities of a touchscreen are provided without the need to touch the screen. The touchless measurement principle nicely fits the sterility requirements which are given in an operation toom. Additionally, the intuitive usability of the proposed interaction is very well suitable for the usage by surgeons which is verified by accomplished studies.

Einleitung

Die intraoperative Mensch-Maschine-Interaktion (engl. Human-Machine-Interaction, im Folgenden kurz MMI) in einem Operationsraum ist gegenüber einer herkömmlichen, arbeitsplatzorientierten MMI wesentlichen Limitationen und Rahmenbedingungen unterworfen.

1. Die kognitiven, perzeptiven und zeitlichen Ressourcen, die der Chirurg/Operateur auf die MMI verwenden kann, sind außerordentlich gering. Diese Rahmenbedingungen sind unabhängig von dem benutzten Interaktionsgerät (Tastatur, Fuß-Pedal, etc.) und müssen beim Design der Mensch-Maschine-Schnittstelle (MMS) unbedingt berücksichtigt werden.
2. Die im Operationsraum für die Umsetzung einer MMI verfügbaren Eingabe-Geräte sind außerordentlich limitiert. Fast alle berührungsbasierten Modalitäten (Knöpfe, Taster, etc.) müssen sterilisierbar sein. Dies trifft vor allem auf Eingabe-Modalitäten, die mit den Händen berührt werden zu (Tastatur, Computer-Maus, Joystick, ...).
3. In einem Operationsraum sind mehrere Menschen (bei den meisten Operationen mehr als vier) anwesend, die natürlich miteinander, zumeist verbal, kommunizieren. Zudem bewegen sich die anwesenden Menschen und es stehen technische

Geräte im Operationsraum bzw. diese werden auch bei der Operation bewegt. Dies bedeutet, dass sowohl akustisch als auch optisch der Operationsraum während einer Intervention naturgemäß ein extrem unruhiges und dynamisches Hintergrundrauschen aufweist. Dies impliziert für datengetriebene MMS eine außerordentlich hohe Anforderung hinsichtlich Robustheit und Genauigkeit, da (als einfache Beispiele) bei der Auswertung von Audio-Signalen nicht von einem stillen Hintergrund und bei der Auswertung bildbasierter Information nicht von einem unbewegten Hintergrund ausgegangen werden kann.

Trotz der erwähnten Hürden ist der Operationsraum der Zukunft durch eine hohe Dichte an verschiedenen technischen Geräten charakterisiert (Feußner, 2003). Vorrangig werden jedoch viele vielversprechende Ansätze zur Visualisierung relevanter Daten entwickelt (Navab, Traub, Sielhorst, Feuerstein, & Bichlmeier, 2007), die technischen Möglichkeiten zur intraoperativen Darstellung dieser Daten erweitert (Traub, Sielhorst, Heining, & Navab, 2008), entsprechende Software-Plattformen entwickelt (Birkfellner, et al., 2000) oder systemspezifische Lösungen entwickelt (Fischer, Bartz, & Straßer, 2005). Vor dem Hintergrund der Möglichkeiten immer mehr Daten intraoperativ dar- bzw. bereitzustellen, tritt jedoch die Frage nach der Interaktion mit diesen Daten immer mehr in den Vordergrund . Das die intraoperative Nutzung der technischen Geräte in zukünftigen OPs mittels geeigneter Eingabemöglichkeiten ein wesentlicher Punkt ist, wurde u.a. exemplarisch detailliert verdeutlicht bei laparoskopisch/endoskopischen Kombinationseingriffen (Feußner, Schneider, Wilhelm, & Frimberger, 2004). Hier wird beispielhaft eine Liste zu bedienender Geräte (prä- und intraoperative Bildgebung, Videodokumentation, OP-Tisch, usw.) und auch 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 Operationsraumes ist. Ungelöst 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 Sterilbedingungen nutzbare und systemunabhängig konzipierte MMS vor, die als Basis für die Umsetzung einer einheitlichen, intraoperativen Bedienphilosophie fungieren kann. Da die Computermaus das Gerät ist mit dem derzeit die komplexeren MMS umgesetzt werden (Sprachkommandos bieten bei Weitem nicht die notwendige Komplexität der Interaktion), wird in diesem Beitrag eine Gestensteuerung vorgestellt, die das Ziel hat die Funktionalität einer Computermaus auf eine berührungslose Art und Weise bereitzustellen.

Gegenüber anderen Vorarbeiten (Althoff, Lindl, & Walchshaeusl, 2005) 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 Infrarotsignales 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.

Methoden

1.1 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) dieses Pixel erreicht.

Dieser Phasenversatz ist direkt proportional zur zurückgelegten Distanz. Momentan sind Auflösungen von bis zu 204x204 Pixel verfügbar und Bildwiederholraten von bis zu 50 Hz. Aufgrund der Periodizität der Amplituden-Modulation 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. Zusätzlich wird noch eine dimensionsloser Wert, der sogenannte Amplitudenwert, in jedem Pixel berechnet: Dieser Wert quantifiziert grob wie viel des aktiv ausgesandten Infrarotsignales das Pixel erreicht hat. Dieser Anteil hängt im Wesentlichen von der Entfernung des Objektes und seinen Reflektionseigenschaften ab. In Bild 1 und 2 ist eine kommerziell verfügbare ToF-Kamera sowie eine beispielhafte 3D-Darstellung der akquirierten Daten dargestellt. Eine ToF-Kamera stellt duale Daten bereit: Ein 2D-Grauwert-Bild (die Amplitudendaten) und eine 3D-Punktwolke. Da jeder Grauwert und jeder 3D-Punkt eineindeutig 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 3D-Punktwolke, bestehend aus den den segmentierten Pixeln zugeordneten 3D-Punkten.

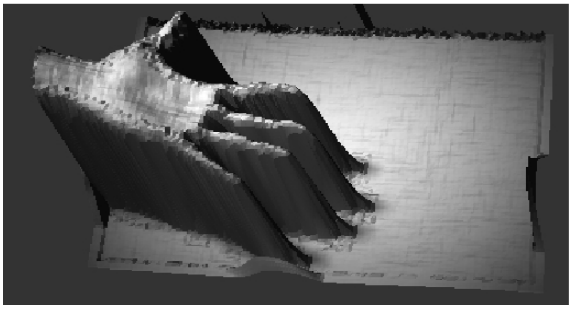

Bild 1: 3D-Punktwolke einer Hand, die mit einer ToF-Kamera (Auflösung:120x160 Pixel) aufgenommen wurde. Die Amplitudendaten wurden als Textur verwendet.

Bild 2: ToF-Kamera des Typs PMD[vision]19-k. Links und rechts des Objektives sind die Infrarot-LEDs für die aktive Beleuchtung der Szene zu erkennen.

1.2 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 4). Durch Heben des Daumens wird das Drücken der linken Maustaste, durch das Senken des Daumens das Loslassen der linken Maustaste (siehe Bild 3) ausgelöst. Eine schnelle Abfolge von Press und Release führt zu einem Mausklick (genau wie bei einer normalen Computer-Maus). Zeitlich weiter auseinander liegende Press- und Release-Aktionen erlauben Drag-and-Drop-Aktionen (ähnlich einer herkömmlichen Computermaus, mit der man einzelne Fenster auf der Oberfläche hin und her bewegen kann).

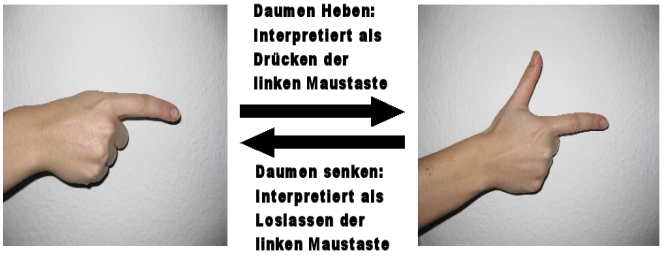

Bild 3: Übersicht über das Interaktionsparadigma. Ein ausgestreckter Zeigefinger ist der Grundzustand: Der Mauscursor wird an die Position des Monitors gesetzt, auf die der Zeigefinger deutet. Ein gehobener Daumen wird als Drücken der linken Maustaste umgesetzt.

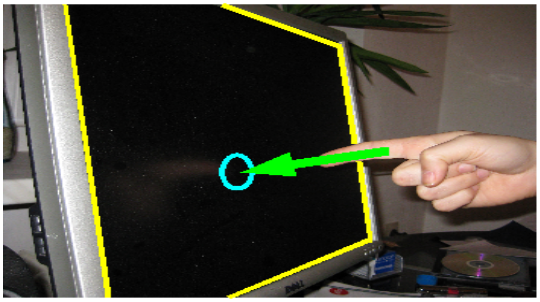

Bild 4: Übersicht über die Schritte der Datenverarbeitung. Die Cursor-Position kann anhand der 3D-Position des Monitors (gelbe Linien) und dem Schnittpunkt zwischen 3D-Zeigerichtung der Hand (grüner Pfeil) und Monitor berechnet werden (blauer Kreis): An diese Position wird der Mauscursor gesetzt.

1.3 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. können auch in einem anfänglichen Kalibrierungsschritt die vier Ecken des Monitors manuell in den von der ToF-Kamera bereitgestellten gekennzeichnet werden.

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 der Amplitudenschwellwert und 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. 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.

1.4 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. Dann 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 3 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.

1.5 Mauscursor-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 6. In Bild 5 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 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.

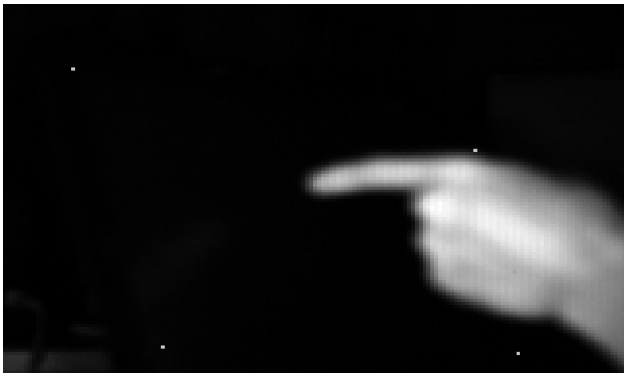

Bild 5: Originale Amplitudendaten einer Hand, welche mit einer ToF-Kamera aufgenommen wurde.

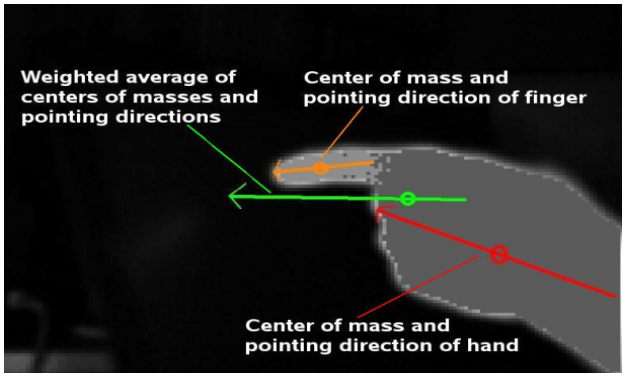

Bild 6: Segmentierung des Zeigefingers (hellgrau) und der Hand (dunkelgrau). Der Daumen ist im Bild nicht sichtbar. Rot und gelb eingezeichnet sind die Best-Fitting-Lines für Hand und Zeigefinger. Das gewichtete Mittel der beiden Best-Fitting-Lines ist grün eingezeichnet.

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 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 wesentlicher Freiheitsgrad für die Nutzung im Operationsraum.

Für die Evaluation wurden 8 medizinische Mitarbeiter (4 Fachärzte, 4 Studenten im praktischen Jahr des Medizinstudiums) gebeten mit der ToF-basierten Gestensteuerung einen Test-Parcour zu absolvieren. 21 Schaltflächen in drei verschiedenen Größen waren auf einer graphischen Oberfläche angeordnet. Jeweils eine der Schaltflächen wurde rot eingefärbt. Der Proband hatte jeweils die Aufgabe den Mauszeiger über die Schaltfläche zu bewegen und einen Klick auf dieser 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 (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) gemessen. 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, betriebssystemspezifische Funktionen des für die Tests benutzen Laptops genutzt.
Zur Auswertung wurden die durchschnittlichen Klickdauern und Fehlklickraten pro Schaltfläche (Bild 7 bzw. Bild 9) und pro Schaltflächengröße (Bild 8 bzw. Bild 10) berechnet. Die Tests wurden auf einem 17''-Monitor mit einer Auflösung von 1200x800 Pixeln durchgeführt. Die Schaltflächengrößen waren 120x50 Pixel (groß), 80x30 Pixel (mittel) und 40x20 Pixel (klein).
Alle Probanden hatten keinerlei Erfahrung mit nicht-haptischen 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 Gesteninteraktion von einer schnelleren und sichereren Handhabung auszugehen ist. Ein quantitativer Nachweis dieses Postulates ist Bestandteil aktueller Forschungsarbeiten.
Die in den Bildern 7-10 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 8 bzw. 10). Innerhalb einer Gruppe von Schaltflächen gleicher Größe treten teilweise hohe Schwankungen bei den Mittelwerten von Klickdauer und Fehlklickrate auf (Bild 7 bzw. Bild 9): Diese Schwankungen rühren von einer teilweise noch zu unruhigen Maus-Cursor-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 Computermaus auf ein berührungsloses Interaktionsparadigma; Zweitens, Konzeption eines Systems, welches unter Sterilbedingungen arbeiten kann (durch Nutzung der ToF-Kameras); Drittens, Implementierung einer robusten MMS, 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 intraoperativen graphischen Benutzeroberfläche möglich sind.
Tests in klinischer Umgebung (intraoperativer Einsatz der hier vorgestellten Gestensteuerung) werden Aussagen bezüglich der effizienten Nutzbarkeit und Praxistauglichkeit ergeben: Ein wesentlicher Kriterium wird die effiziente Nutzung der Mensch-Maschine-Schnittstelle unter der Stressbelastung eines operierenden Chirurgen sein.

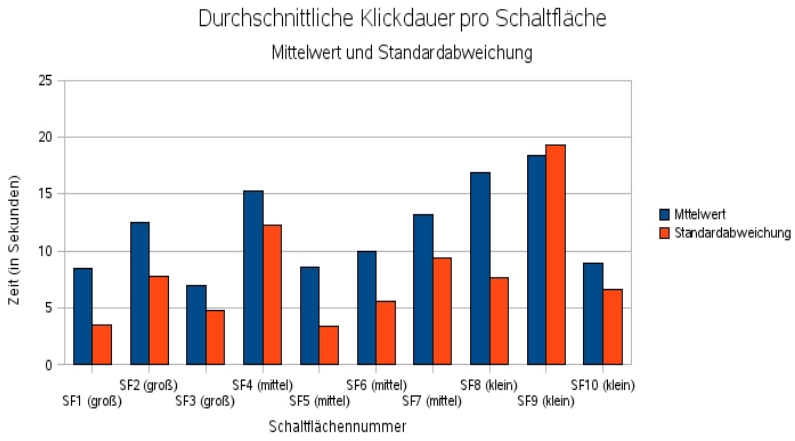

Bild 7: Durchschnittliche Zeit zum Klicken einer Schaltfläche (groß: 120x50 px, mittel: 80x30 px, klein: 40x20 px; Monitor: 17" mit 1200x800 px Auflösung). Mittelwert berechnet über 8 Probanden.

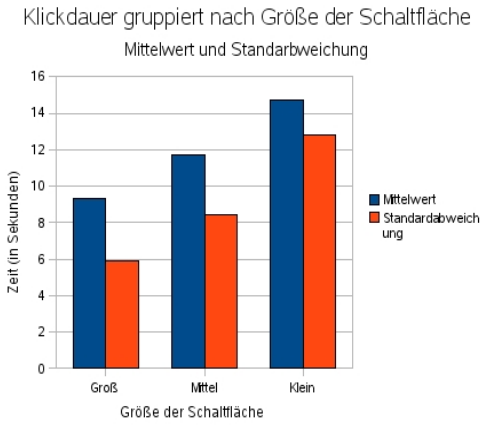

Bild 8: Durchschnittliche Zeit zum Klicken einer Schaltfläche gruppiert nach der Größe der Schaltfläche. Mittelwert berechnet über 8 Probanden und alle Schaltflächen derselben Größe.

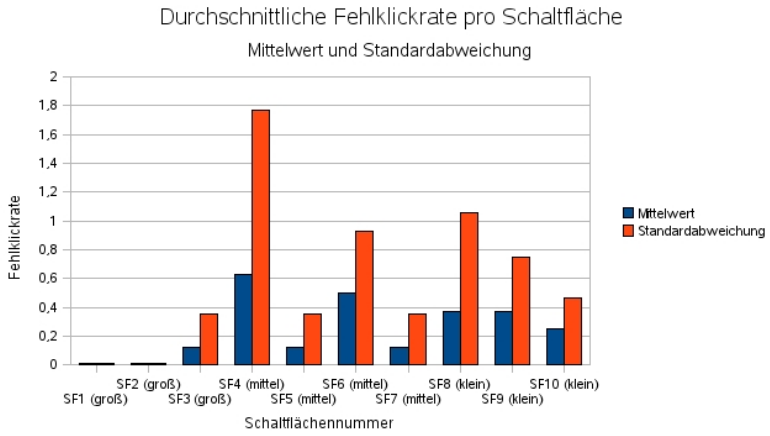

Bild 9: Durchschnittliche Fehlklickrate pro Schaltfläche (Fehlklickrate=Anzahl Klicks pro Schaltfläche -1; dadurch ist die beste Klickrate Null, da dann die Schaltfläche beim ersten Mal erfolgreich geklickt wurde). Mittelwert berechnet über 8 Probanden.

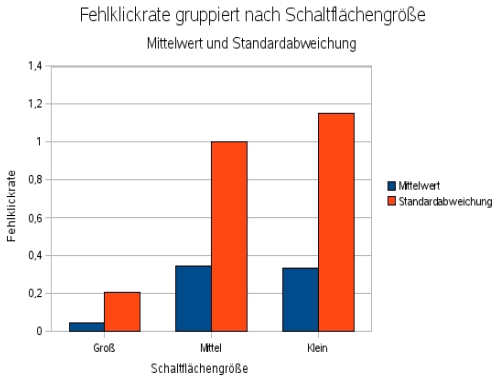

Bild 10: Durchschnittliche Fehlklickrate gruppiert nach der Größe der Schaltfläche. Mittelwert berechnet über 8 Probanden und alle Schaltflächen derselben Größe.

Kurzbiographien der Autoren

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 Operationsraum. Forschungsschwerpunkte sind dabei intraoperative Benutzerinteraktion, Atmungsdetektion, Patientenpositionierung und Time-of-Flight-basierte 3D-Endoskopie.

Prof. Johannes Kornhuber ist Direktor der Psychiatrischen und Psychotherapeutischen Klinik in Erlangen. Prof. Kornhuber und Stefan Soutschek beschäftigen sich u.a. mit der Erforschung altersgerechter Interaktionsparadigmen.

Referenzen

Althoff, F., Lindl, R., & Walchshaeusl, L. (2005). Robust Multimodal Hand- and Head Gesture Recognition for. *VDI-Tagung: Der Fahrer im 21. Jahrhundert*, (S. --). Braunschweig.

Birkfellner, W., Huber, K., Larson, A., Hanson, D., Diemling, M., Homolka, P., et al. (2000). A Modular Software System for Computer-Aided Surgery and Its First Application in Oral Implantology. *IEEE Transactions on MedicalImaging , 19* (6), 616-621.

Feußner, H. (2003). The Operating Room of the Future: A View From Europe. *Surgical Innovation , 10* (3), 149-156.

Feußner, H., Schneider, A., Wilhelm, D., & Frimberger, E. (2004). Technische Anforderungen an den interventionellen Arbeitsplatz. *Chirurgische Gastroenterologie , 20*, 129-134.

Fischer, J., Bartz, D., & Straßer, W. (2005). Intuitive and Lightweight User Interaction for Augmented Reality. *Proc. of Vision, Modeling, and Visualization* (S. 375-382). Erlangen, Germany: Akademische Verlagsgesellschaft Aka.

Hurtienne, J., Mohs, C., Meyer, H., Kindsmüller, M., Isreal, J., & Group, I. R. (2006). Intuitive Use of User Interfaces - Definition und Herausforderungen. *i-Com, Zeitschrift für interaktive und kooperative Medien , 3*, 38--41.

Kollorz, E., Penne, J., Hornegger, J., & Kornhuber, J. (2008). Human Machine Interface for Elderly People. *Tagungsband zum 1. deutschen AAL-Kongress* (S. 383-386). Berlin: BMBF (Bundesministerium für Bildung und Forschung) and VDE (Verband der Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik e.V.

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

Navab, N., Traub, J., Sielhorst, T., Feuerstein, M., & Bichlmeier, C. (2007). Action- and Workflow-Driven Augmented Realityfor Computer-Aided Medical Procedures. *IEEE Computer Graphics and Applications , 27* (5), 10-14.

Soutschek, S., Penne, J., Hornegger, J., & Kornhuber, J. (2008). 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* (S. --). Ancourage: Omnipress IEEE Computer Society Conference on Computer Vision.

Traub, J., Sielhorst, T., Heining, S., & Navab, N. (2008). Advanced Display and Visualization Concepts for Image Guided Surgery. *IEEE/OSA Journal of Display Technology, Special Issue on Medical Displays , 4* (4), 438-490.