



Fakultät II – Informatik, Wirtschafts- und Rechtswissenschaften
Department für Informatik

Eine vibrotaktile Mensch-Maschine-Schnittstelle für chirurgische Applikationen

Dissertation zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Ingenieurwissenschaften

von

Dipl.-Inform. Melina Brell

Gutachter:

Prof. Dr. Ing. Andreas Hein
Prof. Dr. rer. nat. Dr. med. Birger Kollmeier

Tag der Disputation: 07. Juli 2009

Danksagung

Diese Arbeit zur Entwicklung einer vibrotaktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle für chirurgische Applikationen ist im Rahmen eines Promotionsstipendiums im internationalen Graduiertenkolleg 591 „Neurosensory science, systems and applications“ entstanden. Die Arbeit wurde in der Abteilung von Prof. Dr.-Ing. Andreas Hein „Automatisierungs- und Messtechnik“, Department für Informatik der Universität Oldenburg durchgeführt.

Prof. Dr.-Ing. Andreas Hein danke ich sehr herzlich für die Möglichkeit, die Arbeit in der Abteilung „Automatisierungs- und Messtechnik“ durchzuführen, für die wissenschaftliche Betreuung während dieser Zeit und die Durchsicht und wichtigen Hinweise zu dieser Arbeit. Ohne die Unterstützung und die Ausstattung der Abteilung wäre diese Arbeit nicht durchzuführen gewesen.

Bei Prof. Dr. rer. nat. Dr. med. Birger Kollmeier (Sprecher des Graduiertenkolles, Abteilung medizinische Physik, Universität Oldenburg) bedanke ich mich für die Eingliederung in das Graduiertenkolleg und damit für die Möglichkeit des interdisziplinären Austausches mit den anderen Teilnehmern des Kollegs. Weiter gilt ihm mein Dank für die Übernahme des Zweitgutachtens sowie für die Durchsicht und Hinweise zu dieser Arbeit.

Meinen Kollegen und Kolleginnen des Graduiertenkollegs möchte ich für den interdisziplinären Austausch, die Anregungen und Unterstützung sowohl fachlicher als auch mentaler Art danken. Besonderer Dank gilt dabei Stefan Strahl, Astrid Klinge, Rainer Beutelmann sowie Rike Steenken. Ihr danke ich besonders für die vielen Gespräche und Gedanken zur menschlichen Wahrnehmung und dem Aufbau von Experimenten zur Verhaltensanalyse.

Bei meinen Freunden Knut Hindersmann, Sina Böhling und Ulrich Denecke bedanke ich mich sehr herzlich für die Durchsicht der Arbeit, für die Hinweise und nicht zuletzt für die Unterstützung und aufbauenden Worte während der ganzen Zeit.

Meinem ehemaligen Kollegen Uwe Kirschstein danke ich sehr für die vielen fachlichen Diskussionen und Anmerkungen zur Arbeit.

Danken möchte ich auch allen weiteren Personen, die mich im Zusammenhang mit dieser Arbeit unterstützt, inspiriert und weitergebracht haben, insbesondere den Studenten, studentischen Hilfskräften und Mitarbeitern der Abteilung „Automatisierungs- und Messtechnik“ Henning Hoffmann, Melvin Isken, Dirk Walzog, Dirk Roßkamp und Lars Flitter.

Melina Brell

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Motivation und Problemstellung	3
3	Stand der Technik	10
3.1	Navigationssysteme	11
3.1.1	Klassifizierung anhand der Positionsmessung	12
3.1.2	Klassifizierung anhand der Bildaufnahme	14
3.1.3	Diskussion und Kritik chirurgischer Assistenzsysteme	16
3.2	Navigated Control	18
3.2.1	Kritik Navigated Control	19
3.3	Robotersysteme für chirurgische Assistenz	19
3.3.1	Kritik Robotersysteme	22
3.4	Alternativen zur visuellen Datenpräsentation	24
3.5	Taktile Displays	25
3.5.1	Somato-viszerale Sensibilität	25
3.5.2	Aufbau, Funktion und Einsatz von taktilen Displays	29
3.6	Diskussion	32
4	Ansatz: Entwurfparameter für eine multimodale Navigationslösung	34
4.1	Gesamtkonzept der taktil ergänzten Navigation	34
4.1.1	Konzept der taktilen Informationsrepräsentation	34
4.1.2	Präoperative Bilddaten	35
4.1.3	Eingriffsplanung	35
4.1.4	Registrierung und Kalibrierung	36
4.1.5	Transformation zwischen den Koordinatensystemen	36
4.1.6	Taktile Regelung und taktiler Stimulus	37
4.1.7	Rückkopplung	37
4.2	Originäre Ansätze	37
4.3	Abgrenzung	40
5	Realisierung	41
5.1	Taktile Schnittstelle	42
5.1.1	Aktoren	42
5.1.2	Signalzusammensetzung und Informationstransport	46
5.2	Bewegungsanalyse	47
5.2.1	Determinismus - Richtung	48
5.2.2	Determinismus - Dynamik	57
5.2.3	Fusion	61
5.3	Regelung	74

5.3.1	Zweipunktregler	75
5.3.2	Kalibrierung des taktilen Displays	78
5.3.3	P-Regler	88
5.3.4	PID-Regler	90
5.3.5	Positionierungsversuche	100
5.4	Adaption	109
5.4.1	Interindividuelle Unterschiede	109
5.4.2	Zeitvarianz	112
5.5	Navigation	114
5.5.1	Übersicht - Navigationssystem	114
5.5.2	Regelung	119
5.5.3	Taktor-Schnittstelle und Signalerzeugung	120
6	Pilotexperiment zur Realisierbarkeit des Systems	122
6.1	Methoden und Aufbau	123
6.1.1	Visuelle Unterstützung	126
6.1.2	Taktile Unterstützung	126
6.2	Auswertung	127
6.2.1	Software zur Bildauswertung	127
6.2.2	Fehlereinflüsse	129
6.3	Ergebnisse	130
6.4	Probandenbefragung	132
6.5	Diskussion	133
7	Zusammenfassung	135
8	Ausblick	137
	Anhang	138
	Literaturverzeichnis	142

1 Einleitung

Computer gestützte Chirurgie (computer aided surgery, kurz CAS) hat sich seit Ende des zwanzigsten Jahrhunderts weit verbreitet und ist ein gut akzeptiertes Konzept, um den Chirurg während komplexer operativer Eingriffe zu unterstützen. In erste Linie war die fortschreitende Entwicklung der bildgebenden Verfahren wie die Computertomographie (CT) oder die Magnetresonanztomographie (MRT) verantwortlich für die Aufnahme von Computer gestützter Chirurgie in den klinischen Alltag. Bildgebende Verfahren an sich bringen bereits viele Vorteile mit sich. Mit Hilfe der Bilddaten ist die Konstruktion eines dreidimensionalen Patientenmodells und damit die präoperative Planung von chirurgischen Eingriffen möglich. Da der Patient während des Eingriffs nicht die gleiche Lage im Raum hat wie zum Zeitpunkt der Bildaufnahme, fehlt die Korrelation zwischen dem Patientenmodell, den präoperativen Planungsdaten und dem realen Körper des Patienten im Operationssaal. Das Auffinden einer bestimmten, im Bilddatensatz vordefinierten Position am oder im Patienten ist somit nicht genau möglich und die Umsetzung der Planung von der Erfahrung und dem Geschick des Chirurgen abhängig.

In der Computer gestützten Chirurgie finden so genannte Navigationssysteme Einsatz. Sie sind in der Lage mit Hilfe von integrierten Positionsmesssystemen die Stellung des realen Patientenkörpers im Raum zu vermessen und somit die fehlende Korrelation zwischen in den präoperativ aufgenommenen Bilddaten und dem Patientenkörper herzustellen. Gleichzeitig werden die Stellungen der chirurgischen Instrumente im Raum vermessen, so dass sie lagerichtig im dreidimensionalen Bilddatensatz des Patienten auf einem Bildschirm angezeigt werden können. Die relative Lage des Instruments zum Patient wird angezeigt und die Umsetzung der präoperativ erstellten Planung unterstützt. Durch den Einsatz von Navigationssystemen kann eine höhere Genauigkeit bei der Manipulation von feinen Strukturen erzielt werden. Weiter bieten sie Unterstützung, wenn die Sicht auf das Operationsgebiet aufgrund von Körperflüssigkeiten oder einem sehr schmalen Zugang maßgeblich beeinflusst ist. Das System ist in der Lage, auch bei nicht optimalen oder unzureichenden Sichtverhältnissen auf das Operationsgebiet das Verhältnis zwischen chirurgischen Instrumenten und dem Patienten virtuell anzuzeigen.

Derzeitige kommerzielle Navigationssysteme in der Chirurgie stellen ihre Informationen mit Hilfe eines Bildschirms dar. Damit ist die Darstellung der Informationen auf den visuellen Kanal limitiert. Während chirurgischer Eingriffe ist der Blick des Chirurgen auf das Operationsgebiet gerichtet. Um die Navigationsinformationen vom System aufzunehmen, ist der Chirurg gezwungen, seinen Blick vom Operationsfeld abzuwenden, wobei seine Konzentration gestört werden kann. Weiter entspricht die Perspektive der dargestellten Patienten-Szene auf dem Monitor nicht automatisch der Perspektive des Chirurgen. Der Chirurg muss eine Transformation der Informationen durchführen.

Im Rahmen dieser Arbeit wird eine vibrotaktile Mensch-Maschine-Schnittstelle für ein Navigationssystem mit multimodaler Übertragung der Navigationsinformationen für die Computer gestützte Chirurgie vorgestellt. Das Konzept basiert auf der Annahme, dass durch taktile Signale, die an definierten Positionen auf der Hautoberfläche erzeugt wer-

de, eine Beeinflussung der dreidimensionalen Position der Hand des Benutzers erfolgen kann. Die Positionen der taktilen Signale stimmen dabei mit der zu übermittelnden Richtungsinformation überein. Um die Annahme zu stützen, werden Bewegungsanalysen zur Erfassung von deterministischem und dynamischem Verhalten und damit zur Identifikation des Menschen vorgestellt. Dabei werden fundamentale Fragestellungen

- zur Lage eines körpereigenen Koordinatensystems relativ zum Körper und der Umgebung und eventuellen Unterschieden zwischen einem internen und einem extern vorgegebenen Koordinatensystem,
- zum Schwellwert und dynamischen Bereich von Vibrationssignalen als Funktion von Position, Vibrationsfrequenz und Entstehungsort des Stimuli,
- zur Kodierung von Richtungs- und Entfernungsinformationen,
- zum Lernverhalten unterschiedlicher Benutzer,
- zur optimalen Verteilung der Vibrationsmotoren auf der Hautoberfläche

behandelt. Die Ergebnisse fließen in Entwurf und Implementierung einer an die interindividuellen Unterschiede verschiedener Benutzer anpassbare Reglerstruktur ein, welche vorgestellt wird. Um eine konstante Signalübertragung zu erhalten, wurde eine vibrotaktile Mensch-Maschine-Schnittstelle entworfen, die Vibrationsmotoren auf der Handrückseite anordnet. Damit wird die für den Chirurgen wichtige taktile Empfindung an den Fingerspitzen des Chirurgen nicht gestört. Verschiedene Designansätze werden betrachtet. Die Regelung und Entwicklung der taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle wird abschließend anhand von navigierten Fräsversuchen evaluiert und diskutiert.

2 Motivation und Problemstellung

Im Lauf der letzten Jahre hat der Bereich der Medizintechnik zunehmend an Bedeutung sowohl für die Versorgung der Bevölkerung als auch für die Wirtschaft gewonnen. Sowohl die Weltbevölkerung als auch die zu erwartende Lebensdauer des Menschen steigt. Diese Entwicklung schlägt sich in einer steigenden Nachfrage an qualitativ hochwertiger medizinischer Versorgung mit geringen Folgekosten und verkürzter Therapiezeit nieder. Innovationen im Bereich der Medizintechnik ermöglichen es, die Lebensqualität zu steigern und die Behandlungsrisiken und -kosten zu senken [1]. Chirurgische Assistenz macht einen wesentlichen Teilbereich der heutigen Medizintechnik aus. Im folgenden Kapitel werden die bildgebenden Verfahren als Basis der chirurgischen Assistenz vorgestellt. Daran anschließend werden die sich eröffnenden Möglichkeiten und Problematiken von bildgebenden Systemen erläutert, aufgrund derer der Einsatz eines Assistenzsystems, insbesondere eines Navigationssystems mit taktiler Mensch-Maschine-Schnittstelle, in der Chirurgie notwendig und sinnvoll erscheint.

Grundlagen der Navigation: 3D-bildgebende Verfahren

Grundlage chirurgischer Navigation sind individuelle Patientenmodelle. Deren Basis zur Modellerzeugung sind wiederum medizinische Bilddaten. Anhand der Technologie lassen sich die folgenden, am häufigsten verwendeten bildgebenden Verfahren unterscheiden:

- Röntgenbilder (C-Bogen)
Röntgenbilder bieten den Vorteil einer hohen Auflösung und liefern damit eine große Detailtreue. Nachteilig ist, dass es gerade bei älteren Systemen bei der Bildaufnahme zu räumlichen Verzerrungen kommen kann. Dreidimensionale Ansichten müssen aus den Bildern rekonstruiert werden und können nicht direkt von den Geräten geliefert werden. Neuere Geräte können jedoch mit einer Rekonstruktionskomponente ausgestattet sein. Dazu ist es notwendig aus verschiedenen Orientierungen Bilder aufzunehmen, um anschließend eine dreidimensionale Ansicht berechnen zu können. Dem gegenüber stehen die Vorteile der verhältnismäßig geringen Kosten und hohen Verfügbarkeit der Geräte. Ein typischer mobiler C-Bogen ist in Abbildung 2.1(a) auf der nächsten Seite dargestellt.
- Computertomographie (CT)
Bilder, die mit Hilfe des Computertomographen entstehen, können derzeit eine isotrope räumliche Auflösung von bis zu 0,24 mm erreichen (z.B. Siemens SOMATOM Reihe). Die Rotationsgeschwindigkeit für eine volle Umdrehung von Röntgenquelle und Detektor liegt bei ca. 0,33 s. Durch die gängige Technologie des Spiral-CTs ist eine beliebige Rekonstruktion der Bildebene möglich. Die räumliche Verzerrung ist sehr gering. Abbildung 2.1(b) auf der nächsten Seite zeigt einen Computertomographen aus der Siemens SOMATOM Reihe.

- **Magnetresonanztomographie (MRT)**
Magnetresonanztomographen erzeugen Bilder mit Hilfe von Magnetfeldern. Geräte in der klinischen Praxis arbeiten dabei meist mit 1,5 bis 3 Tesla. Die erzeugten Bilder haben eine minimale Auflösung von 0,33 mm in der x-y-Bildebene und einen minimalen Schichtabstand von 1 mm [2]. Ebenso wie beim CT kommt es nur zu einer geringen räumlichen Verzerrung, sofern sich keine Metalle im Umkreis des Gerätes befinden. Bei der leider nicht vollständig vermeidbaren Anwesenheit von ferro-magnetischen Metallen kommt es jedoch zu sehr starken räumlichen Verzerrungen der Bilder sowie Artefakten. Wie beim Spiral-CT ist die Orientierung der Bildebene beliebig.
- **Ultraschall**
Ultraschallbilder haben eine axiale (lat. *axialis*, in Richtung der Strahlachse) Auflösung von 0,8 mm und eine laterale (lat. *lateral*: seitlich, senkrecht zur Achse) Auflösung von 3 mm bei einer Senderfrequenz von 2 MHz. In Abhängigkeit der Frequenz kann die Auflösung bis zu 0,15 mm verbessert werden, wobei sich jedoch die Eindringtiefe ins Gewebe verringert [3]. Die Bilder sind räumlich verzerrt und unterliegen einem starken Rauschen. Ebenfalls können die Bilder durch Umgebungsgeräusche beeinflusst werden. Die Geräte haben jedoch eine vorteilhaft kleine Größe und können daher fast beliebig platziert werden, wie in Abbildung 2.1(c) zusehen ist.



Abbildung 2.1: Beispielhafte bildgebende Systeme der Firma Siemens: a) Mobiler C-Bogen, b) Computertomograph und c) Ultraschallgerät © 2008 Siemens

Durch die (3D-)bildgebenden Verfahren ergeben sich verschiedene Vorteile für die Chirurgie:

- **Erstellung eines individuellen Patientenmodells**
Patientenmodelle sind die virtuelle Repräsentation des realen Patienten im System. Aufgrund der starken individuellen Unterschiede der einzelnen Patienten ist es notwendig, zu jedem Patienten ein eigenes Modell zu erzeugen. Das Modell dient der Diagnose und hilft anschließend eine Behandlung abzuleiten. Grundlage zur Modellerzeugung sind medizinische Bilddaten. Es ergeben sich damit neue Anforderungen an die bisher eher qualitative Verarbeitung von medizinischen Bilddaten. Um Grundlage zur Patientenmodellierung zu sein und im System verarbeitet werden zu können, müssen nun auch quantitative Aspekte der medizinischen Bilddaten stärker berücksichtigt werden.

-
- **Quantitative Analysemöglichkeiten**
Medizinische Bilddaten können zur quantitativen Analyse, wie zum Beispiel dem Vermessen von anatomischen Strukturen und Abständen eingesetzt werden. Sie ergänzen die Möglichkeiten zur Diagnoseerstellung.
 - **Präoperative Planung**
Ein wesentlicher Punkt bei der präoperativen Planung ist, dass Position und Orientierung des Patienten sowie die Position potentieller Hindernisse weder von vornherein als bekannt noch als konstant angesehen werden können. Die Planung, das heißt die Festlegung von für die Operation relevanten Punkten und Pfaden, erfolgt daher meist im Koordinatensystem des erstellten Patientenmodells. Der Übergang zwischen den Koordinatensystemen des Patientenmodells und der realen Umgebung beziehungsweise einer taktilen Schnittstelle kann erst intraoperativ über einen Registrierungsschritt erfolgen. Die Umrechnung der geplanten Punkte beziehungsweise Trajektorien in das Koordinatensystem der taktilen Schnittstelle geschieht während der Operation. Typische offline Analysen, wie z.B. die Bestimmung von Trajektorien zu Zielpunkten sind nicht anwendbar beziehungsweise müssen während der Laufzeit durchgeführt werden.

Neben den oben genannten Vorteilen resultieren aus den 3D-bildgebenden Verfahren folgende Problemstellungen:

- **Korrelation zwischen Bilddaten und realen Objekten**
Der Übergang zwischen den Koordinatensystemen des Patientenmodells (der Bilddaten) und der realen Objekte ist per se nicht vorhanden. Die Korrelation zwischen den Koordinatensystemen muss erst rechnerisch geschaffen werden, was ohne weitere technische Hilfsmittel wie Positionsmesssysteme nicht möglich ist. Mittels eines Positionsmesssystems kann die reale Position von z.B. dem Patienten ermittelt und die Korrelation zwischen virtuellem Modell und realem Objekt berechnet werden.
- **Umsetzung der Planung**
Ohne eine Korrelation zwischen der virtuellen und realen Patientenwelt ist auch die Umsetzung der Planung nur von der Erfahrung des Chirurgen abhängig. Er muss die Planungsdaten korrekt interpretieren und kann sich bei der Umsetzung allein an anatomischen Landmarken orientieren.

Motivation der chirurgischen Navigation

Basierend auf 3D-bildgebenden Verfahren lässt sich die Problemstellung, aus der sich die Notwendigkeit der chirurgischen Navigation motiviert, aus zwei Blickwinkeln betrachten: Zum einen aus der Sicht eines Chirurgen, zum anderen aus der technischen Sicht.

Problemstellung aus chirurgischer Sicht:

Präzision: Der Einsatz von Navigationssystemen in der Chirurgie ist primär an die Hoffnung geknüpft, die Genauigkeit des Eingriffs maßgeblich zu verbessern. Gemeint ist die Verbesserung der Präzision in Position und Orientierung während eines chirurgischen Eingriffs. Es ist für den Chirurgen nicht möglich, manuell auf wenige

Millimeter beziehungsweise Grad genau zu arbeiten. Durch den Einsatz von Assistenzsystemen soll der Chirurg dahingehend unterstützt werden, dass chirurgische Instrumente, Knochenfragmente oder Implantate genauer positioniert und orientiert werden können. Bei der Positions- und Orientierungsgenauigkeit kann man folgende Arten der Genauigkeit unterscheiden:

- **Absolute Genauigkeit**
Die absolute Genauigkeit wird beim Auffinden von absoluten Positionen oder dem Einstellen von absoluten Orientierungen gefordert. Die präoperativ gewonnenen Bilddaten bilden dabei das Referenzkoordinatensystem, in dem die Position des Instruments beziehungsweise die Orientierung angegeben wird. Assistenzsysteme können die absolute Genauigkeit erhöhen, indem sie sowohl die aktuellen Positionen und Orientierungen der Instrumente als auch die Zielpositionen anzeigen und somit einen Abgleich erleichtern können. Sie ist z.B. bei der Biopsie notwendig.
- **Relative Genauigkeit**
Genauigkeit, die bei relativer Positionierung und Orientierung z.B. beim Setzen von Implantaten gefordert wird. Gerade beim Setzen von Implantaten, bei denen relative Positionen von Implantaten zueinander und der Implantate zum Knochen entscheidend für die Passform sind, hat die relative Position unter Umständen Vorrang gegenüber der absoluten Position. Eine gute Passform ist ein wesentlicher Faktor beim Heilungsprozess. Durch den Einsatz der präoperativ erstellten Bilddaten gekoppelt mit der Registrierung mit realen Objekten ist sowohl eine quantitative Analyse der anatomischen Strukturen als auch die Berechnung der relativen Genauigkeit möglich.
- **Schlechte Sichtverhältnisse**
Die Sicht auf das Operationsfeld kann durch unterschiedliche Faktoren eingeschränkt sein. Körperflüssigkeiten wie Blut oder Zell- und Gewebsflüssigkeit können die Sicht beeinträchtigen und sich so negativ auf die Genauigkeit auswirken. Einschränkungen der Zugangswege bei minimal invasiven Eingriffen erschweren ein genaues Arbeiten zusätzlich. Durch die Darstellung des gewonnenen Patientenmodells und der Instrumente über ein Assistenzsystem kann diese fehlende Sichtbarkeit ausgeglichen werden.

Planbarkeit: Die präoperativ aufgenommenen Bilddaten unterstützen nicht nur den Formalisierungsprozess sondern dienen auch der präoperativen Planung von chirurgischen Eingriffen. Aufgrund der Bilddaten können Eingriffe qualitativ und quantitativ wie z.B. Länge, Tiefe und Ausrichtung von Schnitten geplant werden. An die Planung lässt sich zumeist eine Simulation zur Abschätzung von postoperativen Ergebnissen anschließen, so dass die Resultate der Eingriffe abschätzbarer werden. Besonders in der Implantologie wird die präoperative Herstellung von individuellen Implantaten möglich gemacht.

Anschluss an diagnostische Verfahren und Umsetzung der Planung: Die Bilddaten werden nicht nur zu diagnostischen Zwecken sondern auch direkt zur Verbesserung der Behandlung und / oder Umsetzung der Planung genutzt. Wie oben beschrieben sind sie ein wesentlicher Faktor zur Gewährleistung von absoluter Genauigkeit, so

dass sie bei der Umsetzung der Planung, wie dem Auffinden von Positionen oder der Ausrichtung von Instrumenten, vom Assistenzsystem verwendet werden. Bestimmte Strukturen können nur wenige Millimeter groß sein. Die Manipulation von diesen kleinen und / oder sensiblen Strukturen wird unterstützt.

Wiederholbarkeit: Durch einen quantifizierten Plan ist eine Wiederholung der Operation möglich. Absolute Positionen können in den Bilddaten ebenso wie Ausrichtungen von Instrumenten neben dem Ablaufplan des Eingriffs gespeichert und jederzeit wieder aufgerufen werden. Dies ist besonders bei mehrmaligen Behandlungen, wie z.B. bei der Radiotherapie oder Hyperthermie, bei der ein Tumor möglichst gleichmäßig behandelt werden soll, wünschenswert. Schwierige Operationen, die nur von Spezialisten beherrscht werden, können aufgezeichnet und zu Schulungszwecken an Phantomkörpern wiederholt werden.

Dokumentierbarkeit: Dokumentation ist ein wesentlicher Faktor bei einer optimalen Behandlung, besonders wenn die Behandlung parallel von mehreren Medizинern vorgenommen wird oder zwischen den einzelnen Operationen lange Zeitperioden liegen. Bei der Behandlung, bei der ein Assistenzsystem zum Einsatz kommt, können zusätzlich zur Dokumentation durch prä- und postoperative Bilddaten und Berichte während der Behandlung Daten über relevante Positionen, Schnitte oder andere Daten aufgezeichnet werden, wie zum Beispiel Stellen von Gewebeentnahmen, Verschiebung oder Fixierung von Knochenfragmenten.

Sicherheit: Der Arbeitsraum des Eingriffs kann im Planungsschritt festgesetzt werden, so dass das System beim Verlassen des Arbeitsraums den Chirurgen warnt und eine Verletzung von gesundem Gewebe verhindert. Weiter unterstützt das System beim Einhalten von definierten Bahnen. Besonders mit Hilfe von taktilen Schnittstellen lassen sich Grenzen sehr plastisch darstellen. Auch können applizierte Kräfte oder eine Lageänderung von Knochen oder Organen überwacht werden, so dass die Reaktionsdauer auf Änderungen verkürzt werden kann.

Bedienbarkeit: Die Bedienung eines Assistenzsystems muss an die im Operationssaal gegebenen Verhältnisse angepasst werden. Die den Patienten umgebende Komponenten müssen sterilisierbar sein. Die Bedienung muss auch für Personal ohne technische Ausbildung durch passende grafische Elemente intuitiv verständlich sein.

Problemstellung aus technischer Sicht:

Individuelles Patientenmodell: Zu jedem Patienten muss ein eigenes, individuelles Modell erzeugt werden. Anhand des Modells muss es möglich sein, eine Diagnose zu stellen und eine entsprechende Behandlung abzuleiten. Daraus ergeben sich die bereits oben genannten neuen Anforderungen an die Verarbeitung von medizinischen Bilddaten, da sie die Grundlage zur Modellerzeugung sind.

Planung: Assistenzsysteme müssen auf Basis der Bilddaten eine intuitive Möglichkeit zur Planung bieten. Dabei ist sowohl die Navigation in den Bilddaten als auch eine geeignete Art und Weise der Definition der in den Planungsdaten enthaltenen Informationen wie Positionen, Volumen etc. zu berücksichtigen. Die präoperative Planung auf komplexen Freiformflächen des Patienten ist nur mit der Unterstützung eines

Assistenzsystems durchführbar. Die Umsetzung der Planung bedeutet eine Anzeige des Patientenmodells inklusive der Planungsinformationen zur Laufzeit. Mit Hilfe einer intraoperativen Instrumentennavigation kann sichergestellt werden, dass die geplanten Vorgänge auch geometrisch richtig ausgeführt werden. Daraus ergeben sich spezifische Anforderungen an die Mensch-Maschine-Kommunikation.

Genauigkeit: Aus technischer Sicht ergeben sich verschiedene Fehlerquellen, die die erreichbare Genauigkeit beeinflussen können:

- **Auflösung und Verzerrung der Bilddaten**
Bildgebende Verfahren bergen allein aufgrund der begrenzten Auflösung und durch die räumliche Verzerrung Fehler in sich. Der Fehler ist abhängig vom jeweilig verwendeten bildgebenden Verfahren (siehe Abschnitt 2 auf Seite 3).
- **Registrierungsfehler**
Die Registrierung der Bilddaten mit den realen Objekten ist eine weitere Fehlerquelle. Grundsätzliche Schritte der Registrierung sowie unterschiedliche Verfahren werden in [4] beschrieben. Fehler entstehen während der Registrierung aufgrund von ungenauen Zuordnungen zwischen Punkten, Linien oder Flächen sowohl in den Bilddaten als auch in den anatomischen Strukturen. Vergrößert wird der Fehler durch zusätzliches Messrauschen.
- **Messrauschen des Positionsmesssystems**
In Abhängigkeit des verwendeten Positionsmesssystems ergibt sich ein weiterer Fehler durch das Rauschen der Sensoren. Die Größe des Fehlers ist stark abhängig von der verwendeten Messtechnologie, wie in Abschnitt 3.1.1 auf Seite 12 näher beschrieben wird.
- **Auflösung des taktilen Displays**
Bei der Verwendung von taktilen Schnittstellen können zusätzliche Fehler durch den Informationsverlust aufgrund der geringeren Auflösung der taktilen Schnittstelle hinzukommen.

Sicherheit: Um von Medizinern akzeptiert und unter realen Bedingungen eingesetzt zu werden, ist die Sicherheit des Systems ein wesentlicher Faktor. Um diese Sicherheit zu gewährleisten, werden sicherheitskritische Faktoren durch Gesetze geregelt, die aus Artikel 2, Absatz 2 des Grundgesetzes (Das Recht auf körperliche Unversehrtheit) stammen. Es wurden entsprechende Verordnungen für sicherheitsrelevante Gebiete geschaffen. Speziell für Medizinprodukte, die ihren Zweck in erster Linie auf physikalischem Wege erreichen, gilt seit 1995 das Medizinproduktegesetz (MPG). Die letzte Neufassung des MPG erfolgte 2002, die letzten Änderungen traten im Juni 2007 in Kraft. In diesem Gesetz sind neben den Definitionen von bestimmten Begriffen die Voraussetzungen für das Inverkehrbringen und die Inbetriebnahme, die CE-Zertifizierung, die Konformitätsbewertungsverfahren und die Definition von eingesetzter Software festgelegt, welche für das einwandfreie Funktionieren des Medizinproduktes notwendig ist. Weitere Richtlinien wie 93/42/EWG präzisieren diese Festlegungen. Neben dem Medizinproduktegesetz werden Sicherheitsanforderungen durch verschiedene Normen, Richtlinien und Empfehlungen von gesellschaftlichen Gruppierungen wie dem VDI/VDE, DIN, den Berufsgenossenschaften oder technischen Überwachungsvereinen beeinflusst. Allgemeiner lässt sich Sicherheit auch durch

das Risiko definieren. Sicherheit wird dabei als das Freisein von jedem Risiko verstanden. Werden Risiken beschrieben, so lassen sich daraus Aussagen über die Sicherheit eines Systems ableiten. Die Risiken werden dabei in Wahrscheinlichkeitsaussagen der Häufigkeit ihres erwarteten Auftretens und dem entstehenden Schaden ausgedrückt. Dabei gibt ein sogenanntes Grenzkrisiko das größte noch zu vertretende Risiko an. Sicherheit ist dann aus technischer Sicht als ein Zustand definiert, bei dem die Risiken nicht größer als das Grenzkrisiko sind (vergleiche DIN IEC 65A, Teil 5). Besonders in der Medizin sind diese Sicherheitsanforderungen sehr hoch. Die Anforderungskategorie lässt sich nach DIN V 19250 aus dem Risikographen ableiten, welcher als Parameter das Schadensausmaß, die Dauer, die Gefahrenabwehr und die Eintrittswahrscheinlichkeit hat [5]. Neben der allgemeinen Sicherheit sollte auch der Begriff der Zuverlässigkeit eines Systems berücksichtigt werden. Im Bereich der taktilen Navigation muss zusätzlich betrachtet werden, in wieweit taktile Signale den Mediziner beeinflussen und ob diese Beeinflussung immer im Sinne des verfolgten Zieles ist und nicht als Störung empfunden wird.

Bedienbarkeit: Die Mensch-Maschine-Kommunikation mit Hilfe von taktilen Signalen muss von Anwendern ohne technische Ausbildung durchführbar sein. Das bezieht sich insbesondere auf das Anlegen des taktilen Displays und dessen Kalibrierung. Die Bedienung muss intuitiv und fehlertolerant sein, um Fehler in der Bedienung von vornherein zu vermeiden.

Taktile Informationspräsentation: Navigationsinformationen im Bereich der chirurgischen Assistenz können mitunter sehr komplex sein. Daher stellen sich hohe Anforderungen an die Kodierung der Informationen. Von den Navigationsinformationen abweichende Informationen wie Statussignale müssen sich in der Präsentation deutlich von den reinen Navigationsinformationen abheben. Es muss betrachtet werden, in wieweit eine Lernphase dem eigentlichen Einsatz der taktilen Datenpräsentation voraus gehen muss, und ob eine bestimmte Art von Ausbildung und Training notwendig erscheint.

Integrationsfähigkeit in den OP: Wie in den vorherigen Abschnitten bereits beschrieben, beeinflusst die Integrationsfähigkeit maßgeblich den Einsatz von Assistenzprodukten. Sterilisationsmöglichkeiten sowie räumliche Einschränkungen müssen bei der (mechanischen) Auslegung beachtet werden. Die Vermeidung von Verletzungen sowie Biokompatibilität von Materialien und elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) mit anderen Geräten im OP sind weitere Punkte, die berücksichtigt werden müssen. Wichtig ist auch die Kommunikation mit weiteren Geräten wie den bildgebenden Systemen. Hier sollten gängige Schnittstellenstandards wie ACR-NEMA oder DICOM 3 Standard eingehalten und umgesetzt werden.

3 Stand der Technik

Das Kapitel beschreibt den aktuellen Stand der Technik chirurgischer Assistenzsysteme. Das wesentlichste Ziel beim Einsatz solcher Systeme ist die Erhöhung der Sicherheit des Patienten und die Verringerung des Genesungszeitraums sowie Verhinderung von Folgeeingriffen. Das Erreichen dieser Ziele steht in engem Zusammenhang mit der manuellen Genauigkeit des Chirurgen bei der Durchführung des chirurgischen Eingriffs. Um einen Gewinn durch den Einsatz von Assistenzsystemen dokumentieren zu können ist eine objektive Bewertung und somit ein direkter Vergleich der manuell erreichbaren Genauigkeit und der erreichbaren Genauigkeit mit Hilfe von Assistenzsystemen notwendig. Diese gestaltet sich im Allgemeinen jedoch schwierig, da manuell geführte Behandlungen nicht genau spezifiziert und quantifiziert werden. Daher ist eine objektive Bewertung in den meisten Fällen nicht möglich. Die manuelle Genauigkeit des menschlichen Bewegungsapparates und die subjektive Stärke von Sinneseindrücken wurde jedoch in anderen Arbeitsgruppen (Tan et al.) im Zuge der Entwicklung von haptischen Mensch-Maschine-Schnittstellen evaluiert und können daher als Vergleichswerte herangezogen werden [6]. Bereits im 19. Jahrhundert wurde das Weber-Fechner'sche Gesetz aufgestellt, welches besagt, dass die sich subjektiv empfundene Reizstärke logarithmisch zur objektiv vorhandenen Reizstärke verhält. Um die Änderung eines Sinnesreizes wahrzunehmen, muss die Reizintensität abhängig vom jeweiligen Sinnesorgan um einen bestimmten Wert verändert werden. Man spricht von der differentiellen Wahrnehmbarkeitsschwelle (Just Noticeable Difference- JND). Das Verhältnis zwischen vorherrschendem Reiz und der notwendigen Intensität, um eine Änderung wahrzunehmen, ist hierbei fest. Hierauf aufbauend wurden Untersuchungen verschiedener Versuche vorgenommen, um die Fähigkeiten des Menschen zu evaluieren, Kräfte und Drücke in Abhängigkeit von Umgebungsparametern zu fühlen und zu unterscheiden, Positions- und Winkeländerungen zu erkennen und Steifigkeit zu empfinden. Es werden Angaben zur Unterscheidung von unterschiedlichen Drücken (JND in Abhängigkeit der Hautfläche: 3,7 % bis 15,6 %), Auflösung von Gelenkwinkel (JND in Abhängigkeit des Gelenks: 0,8° bis 2°) und der Auflösung von aufzubringenden Kräften (0,36 Newton) sowie zu maximal aufzubringender Kräfte der Gelenke (in Abhängigkeit der Versuchsperson und des Gelenks zwischen 16,5 und 102,3 Newton) gemacht, welche einen Überblick über die Thematik der manuellen Genauigkeit geben können. Die manuelle Genauigkeit bei Operationen ist mit der allgemeinen manuellen Genauigkeit des Menschen verbunden. Sie hängt jedoch stark von der Art des Eingriffs ab und kann bei unterstützender Auflage des Arms, freier Sicht auf das Operationsgebiet und die Hand [7] und relativen Positionsänderungen erhöht werden. Ein weiterer wesentlicher Faktor, der zur Verbesserung des chirurgischen Eingriffs führt, ist die Reaktionszeit des behandelnden Arztes auf angezeigte Informationen des Assistenzsystems. Die Reaktionszeit ist stark abhängig von der Art der Kommunikation zwischen Arzt und Assistenzsystem. So können taktile Reize die Aufmerksamkeit des Menschen und damit die Reaktionszeit positiv beeinflussen [8].

Das Kapitel über den Stand der Technik ist daher in folgende Abschnitte unterteilt: In den ersten Abschnitten werden chirurgische Assistenzsysteme vorgestellt und anhand

ihres Unterstützungsgrades (Freihandnavigation und Roboterunterstützung unterschiedlicher Ausprägung) unterschieden. Die Art und Weise der Mensch-Maschine-Kommunikation wird betrachtet. Da die Kommunikation fast ausschließlich visuell erfolgt, werden in den anschließenden Abschnitten Kommunikationsschnittstellen auf taktile Grundlage vorgestellt. Die dazu notwendigen biologischen Grundlagen werden vorab erläutert. Das Kapitel schließt mit einer kritischen Betrachtung der vorgestellten Systeme und zeigt deren Nachteile auf. Da sich diese Arbeit explizit mit Systemen inklusive der menschlichen Rückkopplung befasst, werden Unterstützungssysteme im Sinne von mechanischen Konstruktionen, die ohne Rückkopplung arbeiten, nicht näher betrachtet.

3.1 Navigationssysteme

Die fortschreitende Entwicklung der bildgebenden Verfahren in der Medizin hat wie bereits erläutert zu neuen Möglichkeiten im Bereich der Diagnostik geführt. Die Bilddaten bilden Grundlage zur Lokalisierung von zu behandelnden Strukturen, zur quantitativen Analyse und letztendlich zur Planung des Eingriffs. Ein wesentliches Problem besteht jedoch in der Verknüpfung der Bilddaten mit der realen Anatomie des Patienten, und damit in der Umsetzung des Plans in der Realität. Ziel von Navigationssystemen (und im weiten Sinne auch von Robotersystemen) ist daher die Unterstützung der Umsetzung der Operationsplanung durch eine Korrelation zwischen den medizinischen Bilddaten und der realen Patientenanatomie. Die manuelle Genauigkeit des Chirurgen in der Lokalisierung von Strukturen soll somit erweitert und die Umsetzung des Plans durch den Schluss der Lücke zwischen Planung und Ausführung gewährleistet werden. Die wesentlichen Komponenten sind in Abbildung 3.1 skizziert. Navigationssysteme unterstützen damit den Chirurgen während chirurgischer Eingriffe durch präoperative Planung und intraoperative Darstellung des Patientenmodells inklusive der Instrumente. Ebenso helfen sie bei der Umsetzung der Planung. Anhand der Bilddaten wird ein individuelles Patientenmodell erstellt. Es kann anschließend zur Planung des Eingriffs verwendet werden. Mit Hilfe eines Registrierungsschritts wird das Patientenmodell mit der realen Anatomie des Patienten gekoppelt. Über einen ähnlichen Schritt, die Kalibrierung, werden die chirurgischen Instrumente in

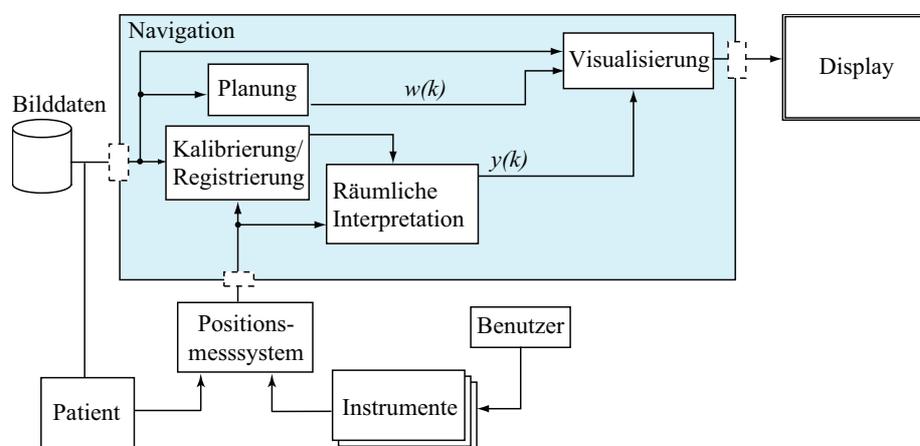


Abbildung 3.1: Komponenten und Informationsfluss eines Navigationssystems

das System eingebunden. Patient und Instrumente werden von einem Positionsmesssystem überwacht und die Positionen an das System weitergeleitet. Über Koordinatentransformationen können die Daten gemeinsam mit den Plandaten auf einem Display angezeigt werden. Diese Darstellung ist in den meisten Fällen visuell.

Navigationssysteme können auf zwei unterschiedlichen Wegen klassifiziert werden. Zum einen lassen sie sich anhand der Technologie des integrierten Positionsmesssystems klassifizieren, zum anderen können sie anhand des Zeitpunktes der Bildaufnahme eingeteilt werden. Auf beide Klassifizierungen soll in den folgenden Abschnitten eingegangen werden:

3.1.1 Klassifizierung anhand der Positionsmessung

Um die Korrelation zwischen realen Objekten und Bilddaten herzustellen, ist die Kenntnis über die Positionen der realen Objekte im Raum notwendig. Daher ist das Kernstück von Navigationssystemen eine integrierte Positionsmessung von realen Objekten im Raum. Mit Hilfe der Positionsmessung bestimmen Navigationssysteme während der Operation die räumlichen Stellungen der Instrumente relativ zum Patienten und dem Bilddatensatz und können diese anschließend innerhalb der Bilddaten auf einem Monitor darstellen. Dadurch wird dem Chirurg die Möglichkeit geboten, beispielsweise beim Entnehmen von Biopsieproben die Stellung der Nadelspitze im Gewebe am Bildschirm zu kontrollieren und mit den Plandaten abzugleichen. Die Technologie des integrierten Positionsmesssystems stellt eine Möglichkeit zur Einteilung von Navigationssystemen bereit [9]. Die integrierte Positionsmessung kann sowohl auf elektromechanischen, elektromagnetischen oder optischen Verfahren basieren. Die unterschiedlichen Verfahren werden im folgenden kurz erläutert und Vor- und Nachteile dargestellt.

Elektromechanische Positionsmessung: Elektromechanische Systeme vermessen Positionen über passive Konstruktionen und deren mechanische Parameter, die Armen oder Ringen ähneln. Die Kinematik der Konstruktion und die Parameter sind hinreichend bekannt, so dass mit Hilfe von Encodern in den Gelenken die Position einer Instrumentenspitze, die fest mit dem Arm oder Ring verbunden ist, berechnet werden kann. Um das Instrument mit sechs Freiheitsgraden führen und Positionen vermessen zu können, sind mindestens sechs Gelenke notwendig. Da Instrument und Konstruktion immer fest miteinander verbunden sind, wird der Arbeitsraum des sonst manuell geführten Instruments erheblich eingeschränkt. Die mechanische Konstruktion an sich kann den Chirurgen ebenfalls während des Eingriffs behindern. Vorteile der Systeme sind jedoch die hohe Aktualisierungsfrequenz und Genauigkeit der Messdaten sowie hohen Fehlerresistenz aufgrund der verhältnismäßig einfachen mechanischen Konstruktion [10]. Kommerzielle Navigationssysteme mit mechanischer Positionsmessung sind unter anderen der Viewing Wand (ISG Technologies, Toronto, Kanada), das Leksell Stereotaxie-System (Elekta Inc., Stockholm, Schweden). Des Weiteren werden sie im Zusammenhang mit der Mayfield-Klammer verwendet (Integra Radionics, inomed Medizintechnik GmbH Abbildung 3.2(a) auf Seite 14).

Elektromagnetische Positionsmessung: Elektromagnetische Positionsmesssysteme basieren auf einem oder mehreren verschiedenen elektromagnetischen Feldern, welche von einem Sender erzeugt werden. Die Erzeugung des elektromagnetischen Felds kann über Wechselstrom (alternating current - AC) oder gepulsten Gleichstrom (direct current - DC) erfolgen. Neben dem Sender gibt es mit Spulen ausgestattete Empfänger.

Innerhalb des erzeugten elektromagnetischen Felds können die Positionen und Orientierungen der Empfänger relativ zum Sender und in Abhängigkeit der verwendeten Spulen des Empfängers und des physikalischen Modells des elektromagnetischen Felds vermessen werden [11]. Dabei erfolgt die Berechnung der Empfängerposition über Induktion am Empfänger und hängt davon ab, ob das elektromagnetische Feld über Gleichstrompulse oder Wechselstrom erzeugt wird. Der wesentliche Vorteil von elektromagnetischen Systemen ist, dass sie berührungslos sind und gleichzeitig keine direkte Sicht zwischen Sender und Empfänger bestehen muss. Ihr größter Nachteil besteht in der einfachen Störanfälligkeit durch Metallgegenstände. Daraus resultieren Kosten zur Herstellung von keramischen Instrumenten, deren Einsatz zusammen mit elektromagnetischen Systemen problemlos funktioniert. Die erreichbare Genauigkeit der Positionsmessung mit elektromagnetischen Systemen ist ebenfalls beschränkt. Kommerzielle elektromagnetische Positionsmesssysteme sind das Aurora (NDI), StarTrak/Fasttrak (Polhemus) und Flock of Birds (Ascension). Elektromagnetische Positionsmessung wird im InstaTrakT 3500 (GE Healthcare, Abbildung 3.2(b) auf der nächsten Seite) und in einer erweiterten Version des ARION Systems eingesetzt [12].

Ultraschall-basierte Positionsmessung: Ultraschall-basierte Positionsmesssysteme bestimmen die Position von Sendern von Ultraschallsignalen mit Hilfe des Laufzeitverfahrens und Triangulation. Die Ultraschallsignale werden über kleine Lautsprecher erzeugt, die von drei Empfängern an unterschiedlichen Positionen im Raum empfangen werden. Zur Bestimmung der sechsdimensionalen Stellung sind immer mindestens drei Lautsprecher pro Sendeeinheit notwendig. Die erreichbare Genauigkeit von Ultraschall-basierten Positionsmesssystemen ist relativ hoch, es ergeben sich jedoch während des Einsatzes erhebliche Probleme durch Schallreflexion, nicht kontrollierbare Umgebungsvariablen und Unterbrechungen der Schallübertragung, so dass derzeit keine kommerziellen Systeme bekannt sind.

Optische Positionsmessung: Optische Positionsmesssysteme verwenden Lokalisatoren zur Vermessung der Stellung von Objekten im Raum. Zur Vermessung der Stellung von Instrumenten werden die Lokalisatoren fest mit den Instrumenten verbunden. Es lassen sich dabei folgende Arten von Lokalisatoren unterscheiden:

- **Aktive Lokalisatoren** bestehen häufig aus Infrarot-LEDs. Das vom Lokalisator ausgesandte Licht wird über speziell dafür vorgesehene Kameras aufgenommen und die Position vermessen.
- **Passive Lokalisatoren** lassen sich weiter unterteilen. Zum einen gibt es Lokalisatoren, welche aus Reflexionskörpern bestehen, die aktiv angestrahlt werden müssen. Bei der Verwendung solcher Lokalisatoren wird das reflektierte Infrarotlicht mit Flächenkameras gemessen. Zum anderen gibt es passive Lokalisatoren aus definierten Mustern, bei denen das Umgebungslicht zur Vermessung der Position ausreichend ist. Die Muster weisen häufig Punkte mit hohem Kontrast auf, welche von CCD-Kameras erkannt und vermessen werden können.

Die Position des Lokalisators wird unabhängig vom Lokalisatortyp mit Hilfe des Triangulationsverfahrens berechnet. Im Gegensatz zu elektromechanischen Verfahren, wird der Arbeitsraum des Chirurgen aufgrund der berührungslosen Messung weniger eingeschränkt. Nachteilig beim Einsatz von optischen Positionsmesssystemen ist die

geringere Frequenz (15 Hz bis 60 Hz) der Messdaten gerade älterer Systeme und die Gefahr der Verdeckung der Lokalisatoren, so dass der Sichtkontakt zwischen Lokalisator und messender Kamera gestört ist. Kommerziell erhältliche Produkte sind unter anderen das Polaris (aktiv und passiv, NDI) und der MicronTracker (Claron Technology, passiv durch Mustererkennung). Optische Positionsmessung wird unter anderem im VectorVision System (BrainLab, Abbildung 3.2(c)) eingesetzt.

Zusammenfassend wurden in Tabelle 3.1 auf der nächsten Seite sowohl ein qualitativer Vergleich, welcher die oben angesprochenen Vor- und Nachteile gegenüberstellt, als auch ein quantitativer Vergleich vorgenommen, welcher auf Daten ausgewählter kommerzieller Systeme beruht. Da die quantitativen Daten jedoch von System zu System auch innerhalb der Gruppe eines Messverfahrens variieren können, sind die Daten nur bedingt zur Beurteilung der Messverfahren geeignet.

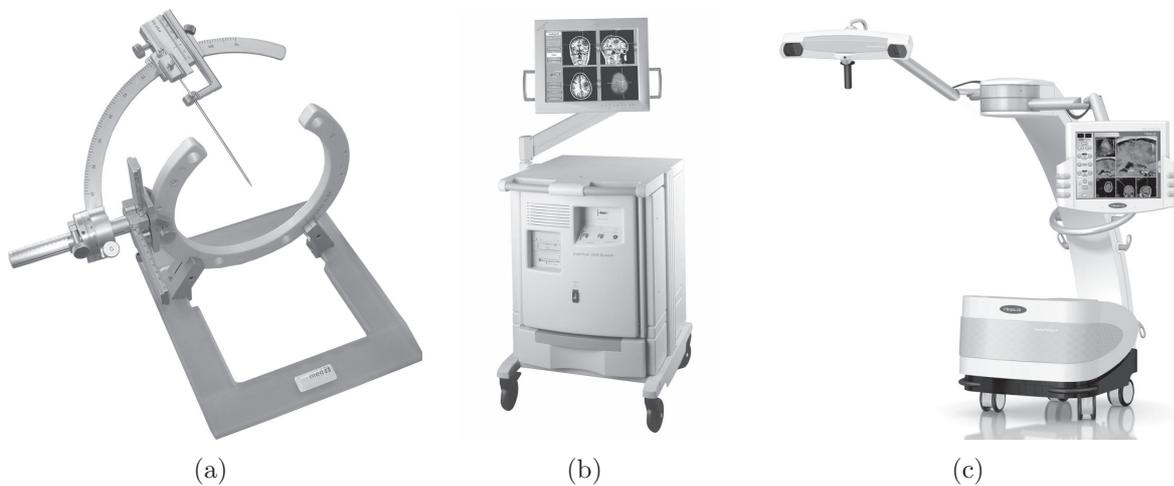


Abbildung 3.2: Beispielhafte Navigationssysteme: a) Mechanisches Stereotaxie-System (© 2008 inomed Medizintechnik GmbH), b) elektromagnetisches System InstaTrakT 3500 (© 2008 GE Healthcare) und c) optisches System VectorVision (© 2008 BrainLab)

3.1.2 Klassifizierung anhand der Bildaufnahme

Es wurde bereits ausführlich erläutert, dass die Bilddaten des Patienten eine wesentliche Basis der Navigation bilden. Der Moment der Bildaufnahme des Patienten kann unter verschiedenen Bedingungen sowohl vor als auch während der Behandlung erfolgen und zur Klassifizierung von Assistenzsystemen herangezogen werden [14]. Es lassen sich daher Assistenz- und Navigationssysteme anhand des Bildaufnahmeverfahrens unterscheiden, die im Folgenden in drei Gruppen unterteilt werden:

Registrierte Bildaufnahme: Die Bilddaten des Patienten werden vor oder während der Behandlung meist durch CT oder MRT aufgenommen und in das Assistenzsystem geladen. Dort findet die Verarbeitung der Daten und Darstellung der relativen Position der Instrumente zum Patienten statt. Um Instrumente lagerichtig zum Patienten darstellen zu können, ist ein Registrierungsschritt notwendig, bei dem die Korrelation

Tabelle 3.1: Vergleich unterschiedlicher Positionsmessverfahren anhand bekannter kommerziell erhältlicher Systeme sowie den Vor- und Nachteilen nach [10]; ¹ am Beispiel von Aurora und Polaris Spectra Systemen (NDI); ² am Beispiel des MicronTracker Systems (Claron Technologie); ³ am Beispiel des ViewingWand Systems nach [13]; * Kalibrierungsgenauigkeit plus Jitter; ** Genauigkeit bei Vertrauensintervall von 95%

Messverfahren	Genauigkeit	Abtastrate	Arbeitsvolumen	Vorteile	Nachteile
elektro-mechanisch	0,48 mm ³			- Fehlerresistenz - Hohe Abtastrate - Sehr hohe Genauigkeit	- Eingeschränkter Arbeitsraum - Keine Verfolgung eines Punktes möglich, nur Vermessung
elektro-magnetisch	1,8 mm ^{1**}	40 Hz ¹	500 mm x 500 mm x 500 mm ¹	- Keine Sichtverbindung notwendig - Geringe Kosten	- Störanfällig gegenüber magnetischen Metallen im Messbereich
Ultraschall-basiert				- Geringe Kosten - Gute Genauigkeit	- Sichtkontakt notwendig - Störanfällig gegenüber Luftdruckschwankungen und Schallreflexionen
optisch (aktiv)	0,5 mm ^{1**}	60Hz ¹	1566 mm x 1312 mm x 1450 mm ¹	- Hohe Genauigkeit - Fehlerresistenz bei ausreichenden Markern - Wie oben	- Verkabelung / Batterie der Maker notwendig - Sichtkontakt erforderlich
optisch (passiv, Reflektion)	0,5 mm ^{1**}	60Hz ¹	1566 mm x 1312 mm x 1450 mm ¹	- Wie oben	- Sichtkontakt erforderlich - Verwechslung der Maker möglich
optisch (passiv, Mustererkennung)	0,5 mm ^{2*}	15Hz - 48Hz ²	1566 mm x 1312 mm x 1450 mm ²	- Wie oben	- Wie oben

zwischen dem Bilddatensatz und dem realen Körper des Patienten berechnet wird. Mit Hilfe der Darstellung der Operationssituation wird der Chirurg während der Behandlung unterstützt und navigiert. Der Vorteil der Systeme ist die gute Bildqualität und hohe Auflösung der Bilddaten. Nachteilig ist der Registrierungsschritt, der eine der wesentlichsten Fehlerquellen der Navigation darstellt. Bei Eingriffen an Weichgewebe ergeben sich Fehler durch Organverschiebung und -deformation zwischen dem Zeitpunkt der Bildaufnahme und des eigentlichen Eingriffs.

Kalibrierte Bildaufnahme: Ein alternatives Vorgehen sieht die Arbeit mit Bilddaten vor, die über ein kalibriertes System aufgenommen werden. Dabei werden die maßgeblichen Teile der bildgebenden Systeme, wie beispielsweise die Strahlenquelle, mit Hilfe der oben beschriebenen Positionsmesssysteme vermessen, so dass die Lage des aufgenommenen Bilds im Raum direkt bei der Bildaufnahme berechnet werden kann. Es kann daher durch die kalibrierte Bildaufnahme auf einen Registrierungsschritt verzichtet werden, da die Korrelation zwischen Bilddaten und Patient bei der Bildaufnahme bereits besteht und verwendet werden kann. Im Gegensatz zur registrierten Bildaufnahme geben die kalibriert aufgenommenen Bilder den aktuellen Zustand des Patienten wieder, was Ungenauigkeiten durch Gewebe- und Organdeformation und -verschiebung in der Zeit zwischen Bildaufnahme und Eingriff reduziert. Des Weiteren wird eine leichte Kontrolle des aktuellen Stands der Behandlung ermöglicht, so dass erzeugte Modelle des Patienten neu berechnet und den Gegebenheiten angepasst werden können. Eine Erweiterung der kalibrierten Bildaufnahme stellt die navigierte Bildaufnahme dar, bei der z.B. Strahlenquelle oder Ultraschallsonde navigiert werden, um die Aufnahme der Bilddaten zu verbessern (navigated imaging, [15]). Durch navigierte Bildaufnahme kann die Strahlenbelastung reduziert werden.

Bildfreie Navigation: Neben den Navigationssystemen, die auf Basis von Bilddaten arbeiten, gibt es bestimmte Eingriffe, beispielsweise in der Orthopädie, in denen eine bildfreie Navigation möglich ist, so dass auf die Bildaufnahme verzichtet werden kann. Bei der Implantation von Gelenksendoprothesen werden Infrarot-Lokalisatoren direkt an den Knochen der Gelenke befestigt und mit dem Positionsmesssystem vermessen. Es kann anschließend durch das Bewegen der Gelenkknochen mit den fixierten Lokalisatoren das Drehzentrum des Gelenks berechnet werden. Fräsvorgänge und das Platzieren der Endoprothese werden so bildfrei navigiert. Ein kommerzielles Beispiel zur bildfreien Navigation ist der OrthoPilot (Aesculap, Deutschland)

3.1.3 Diskussion und Kritik chirurgischer Assistenzsysteme

Navigationssysteme vereinen die Vorteile einer präoperativen Planung mit gleichzeitiger Gewährleistung von maximaler Freiheit des Chirurgen. Durch die Planung des Eingriffs können Risiken bei der anschließenden Durchführung minimiert werden. Trotzdem kann der Eingriff zu großen Teilen auf die dem Chirurgen gewohnte Art und Weise durchgeführt werden. Das Navigationssystem steht dem Chirurgen lediglich unterstützend zur Seite und schränkt den Arbeitsbereich nur minimal (Sichtlinie des Positionsmesssystems) ein. Das bewirkt eine gute Akzeptanz von Navigationssystemen im Bereich der Chirurgie.

Neben den beschriebenen Vorteilen ergeben sich als Nachteile zwei wesentliche Punkte:

- Navigationssysteme bieten in den meisten Fällen **rein visuelle Unterstützung**. Diese visuelle Unterstützung bringt die folgenden Nachteile mit sich:
 - Im Normalfall richtet der Chirurg während des Eingriffs seinen Blick auf das Operationsgebiet. Will er die Navigationsinformationen, wie die relative Position des Instruments zum Patienten, vom Bildschirm aufnehmen, so ist er gezwungen den Blick vom Operationsfeld und dem Instrument am Patienten abzuwenden. Um die bereitgestellte Unterstützung des Systems nutzen zu können, ist der Chirurg also gezwungen, die Blickrichtung zwischen dem realen Instrument und dem am Monitor dargestellten Instrument zu wechseln. Dieses Vorgehen ist besonders bei dynamischen Vorgängen wie dem Fräsen hinderlich. Während das Setzen einer Biopsienadel beispielsweise genügend Zeit bietet, um die Nadel entsprechend der Navigationsinformationen auszurichten, erfordern Vorgänge wie das Schneiden mit einem Laser oder das Fräsen von Knochen eine schnellere Handlung. Ein typisches Szenario ist in Abbildung 3.3 dargestellt.
 - Empfohlene Korrekturen an der Instrumentenposition sind nur schwer umsetzbar, da die dargestellte Orientierung des Instruments auf dem Monitor nicht per se der Perspektive des Chirurgen auf das Instrument entspricht. Die auf dem Monitor dargestellte Instrumentenstellung muss erst vom Chirurgen interpretiert werden, bevor die Navigationsinformationen richtig angewandt werden können.

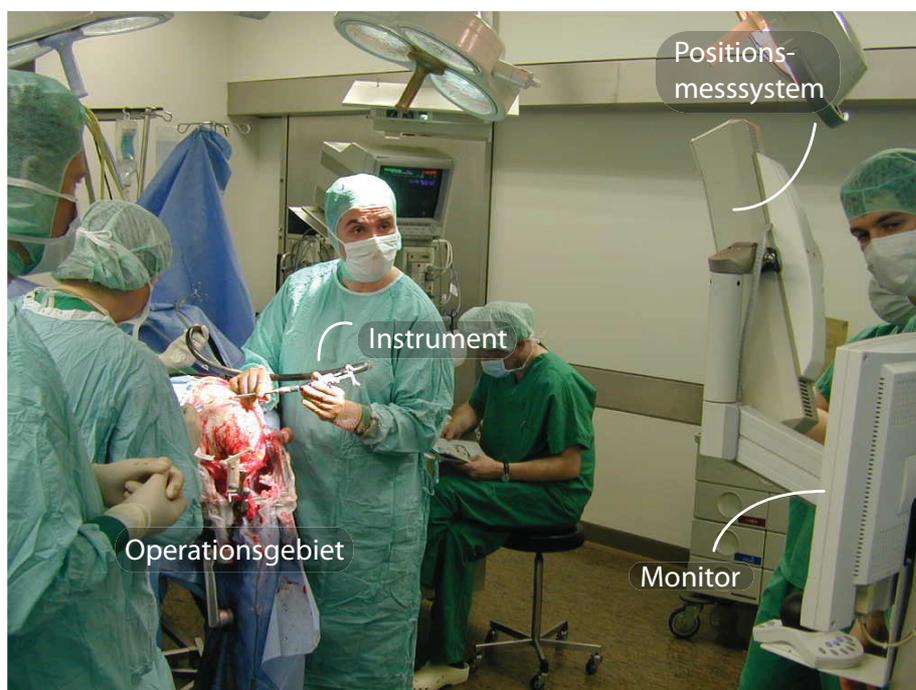


Abbildung 3.3: Navigierter Fräsprozess eines operativen Eingriffs am Schädel. Die Abbildung zeigt deutlich, dass der Chirurg den Blick vom Operationsfeld und dem Instrument abwenden muss, um Informationen vom Monitor aufnehmen zu können. Die Konzentration auf die angezeigten Daten kann zusätzlich durch das Personal schräg neben dem Monitor erschwert werden. Die Sicht kann leicht durch Personal ganz verdeckt werden. © 2008 Charité

- In [16] wurden die häufigsten Störfaktoren im Operationssaal untersucht. Es wurde gezeigt, dass die Informationsaufnahme von einem Monitor nicht nur unmöglich gemacht wird, wenn Personen die Sicht auf den Monitor verdecken, sondern dass die Informationsaufnahme auch dann erschwert wird, wenn sich Personen hinter dem Monitor aufhalten. Der Aufenthalt von Personen hinter dem Monitor ist im normalen klinischen Alltag nicht immer vermeidbar und stellt eine erhebliche Störquelle dar.

Die Konzentration des Chirurgen wird durch die oben beschriebenen Punkte gestört [17]. Es gibt Untersuchungen, welche die Störeinflüsse unterschiedlicher Herkunft während chirurgischer Eingriffe betrachten. Ergebnis der Studie ist unter anderem, dass ein wesentlicher Störfaktor die Informationsaufnahme vom Monitor ist, wenn diese durch weiteres Personal im Operationssaal erschwert wird [18]. Ebenso kann eine Art Reizüberflutung des visuellen Kanals auftreten. Eine aufkommende Neuerung sind Minidisplays, die am Instrument befestigt werden können. Dadurch wird ein großer Wechsel der Blickrichtung ebenfalls weitestgehend umgangen. Sie erzwingen jedoch weiterhin einen, wenn auch kleineren, Blickwechsel und zählen derzeit noch nicht zur gängigen Praxis [19]. Des Weiteren gibt es Ansätze, die mit Hilfe von Projektion die Navigationsinformationen direkt auf den Patienten projizieren. Nachteilig ist, dass reale Strukturen aufgrund der Projektion zum Teil schwer erkennbar werden. Ihr Einsatz hat sich, ebenso wie die Minidisplays, derzeit nicht im klinischen Alltag etabliert.

- Navigationssysteme bieten **keine direkte Kontrolle der Instrumentenposition**. Der chirurgische Eingriff wird trotz Computer-gestützter Hilfe immer noch frei Hand vom Chirurgen durchgeführt. Das bietet zwar den oben genannten Vorteil, dass der Chirurg nicht eingeschränkt wird, bringt aber gleichzeitig den Nachteil mit sich, dass Positionen nur indirekt über die visuelle Navigation beeinflusst werden kann. Falls der Chirurg mit dem Instrument eine geplante Position und Orientierung erreicht hat, geben Navigationssysteme dem Chirurgen auch keine Führung oder Stütze, um das Instrument an dieser Position zu halten.

3.2 Navigated Control

Das Konzept des Navigated Control, der navigierten Kontrolle über aktive chirurgische Instrumente, stellt eine auf Navigationssystemen basierende Erweiterung der navigierten freihand Chirurgie dar. Wie beschrieben, bestehen zwei Nachteile der Navigationssysteme darin, dass zum einen die visuelle Darstellung der Informationen den normalen Operationsverlauf unterbrechen und eine kognitive Belastung darstellen und zum anderen dass die Kontrolle der Instrumentenposition allein beim Chirurgen liegt.

Das Ziel des Navigated Control besteht darin, die Sicherheit des chirurgischen Eingriffs zu erhöhen und die Belastung des Chirurgen zu minimieren, indem ein Teil der Kontrolle über das aktive Instrument vom System übernommen wird. Das System besteht dabei aus den bereits beschriebenen Komponenten eines Navigationssystems und einer ergänzenden Einheit, welche die Leistung des Instruments steuert. Es erfolgt weiterhin eine Planung des chirurgischen Eingriffs. Die Leistung des aktiven Instruments wird in Abhängigkeit der relativen Position des Instruments zum Patienten und den Plandaten kontrolliert.

Während des Eingriffs wird das Instrument weiterhin freihand vom Chirurgen geführt, so dass der Arbeitsablauf für den operierenden Arzt bekannt ist. Wird das Instrument in Bezug auf die Plandaten falsch positioniert, so dass die Gefahr besteht, sensible Strukturen zu verletzen, wird die Leistung des Instruments minimiert oder ganz abgeschaltet. Auf diese Weise werden anatomische Strukturen, die nicht innerhalb des Planungsvolumens liegen, vor einer versehentlichen Verletzung geschützt, wodurch automatisch eine gewisse Entlastung für den Chirurgen erfolgt. Vorgestellt wurde das System unter anderem in [20].

3.2.1 Kritik Navigated Control

Das Prinzip des Navigated Control stellt einen guten Ansatz dar, um die Blickwechsel zwischen Monitor und Operationsgebiet bei bestimmten chirurgischen Eingriffen zu minimieren, in denen beispielsweise per Laser definierte Schnitte gesetzt werden müssen. Es besteht jedoch weiterhin die Notwendigkeit, Informationen zur Orientierung in den Plandaten oder der Anatomie vom Bildschirm aufzunehmen. Gerade bei Eingriffen, in denen in einem bestimmten Areal Gewebe abgetragen werden soll, kann das Navigated Control zwar verhindern, dass kein Gewebe außerhalb des Arbeitsvolumens abgetragen wird, es kann jedoch nicht anzeigen, ob das geplante Volumen den Vorgaben entsprechend vollständig ausgeräumt wurde und in welchen Regionen noch Material abzutragen ist. Zusammenfassend bedeutet das, dass das Navigated Control zwar eine gewissen Entlastung des Chirurgen darstellt und die Sicherheit des Patienten erhöht, dass jedoch wertvolle räumliche Informationen über das Prinzip nicht transportiert werden und damit die Blickwechsel zum Monitor nur minimiert aber nicht vermieden werden können.

3.3 Robotersysteme für chirurgische Assistenz

Robotersysteme bestehen aus dem eigentlichen Roboter (Manipulator) und einer Kontrollsoftware. In Abhängigkeit ihrer Aufgabe und dem Automatisierungsgrad beinhaltet die Kontrollsoftware der Robotersysteme Softwarekomponenten, wie sie aus dem Bereich der Assistenzsysteme bekannt sind (Bildimport, Planung, etc., siehe Abbildung 3.4 auf der nächsten Seite). Aus dem Industriebereich bekannt [21] und für den Bereich der medizinischen Robotik abgepasst ist das Konzept der hierarchischen Robotersteuerungsarchitektur mit einer hierarchischen Aufgabenzerlegung (H), hierarchischen Stufen zur Verarbeitung der Rückkopplung (G) und einer Weltmodell-Hierarchie (M). Auf unterster Ebene erfolgt die Anbindung an die physikalische Aktorik und Sensorik des Roboters. Jede der darüber liegenden Ebenen der Hierarchie betrachtet die unter sich liegende Ebene als Aktorik- beziehungsweise Sensorikschnittstelle. Anweisungen an den Roboter, die beispielsweise durch die Navigationskomponenten berechnet wurden, gelangen über die Aktorschnittstelle von H_3 zu H_2 , werden zu X-, Y-, Z-Trajektorien zerlegt und an H_1 weiter geleitet, wo sie in Werte der Motoransteuerung umgerechnet werden. Gelenkstellungen des Roboters werden in G_1 über die Sensorikschnittstelle zum Roboter aufgenommen, in G_2 zu kartesischen Koordinaten umgerechnet und an G_3 weitergeleitet, wo sie zur Auswertung der Rückkopplung beigesteuert werden. Eine Einführung und detaillierte Beschreibung erfolgt in [21, 22].

Mit Hilfe des Manipulators können Robotersysteme Instrumente entlang von Trajektorien verfahren, sie positionieren und halten. Positionen und Trajektorien werden dabei in einer Planungskomponente des Systems definiert. Robotersysteme ermöglichen auf diese Art

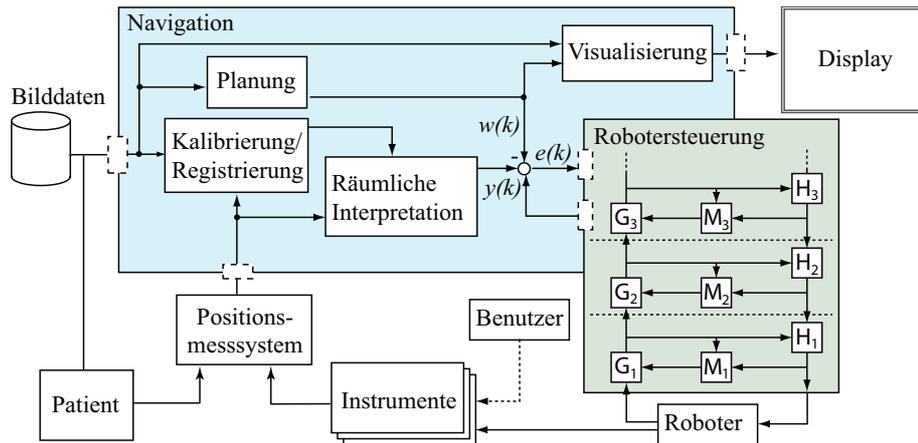


Abbildung 3.4: Komponenten und Informationsfluss eines Navigationssystems mit Erweiterung einer Robotersteuerungskomponente nach [21]

und Weise präziseres Arbeiten, da Trajektorien exakt eingehalten, Positionen zitterfrei gehalten, Kräfte skaliert und sensible Bereiche vom Arbeitsraum ausgegrenzt werden können. Robotersysteme lassen sich anhand ihres Automationsgrades und des Kontrollschemas in automatische, telemanipulative und interaktive Systeme einteilen [23], was im Folgenden grob erläutert werden soll. Eine ausführlichere Einführungen in das Themengebiet der Robotersysteme im Bereich der chirurgischen Assistenz wurden bereits von verschiedenen Autoren und Arbeitsgruppen gegeben, wie z.B. durch [24, 25]. Dieser Abschnitt soll daher nur einen knappen Überblick über die Möglichkeiten der Roboter gestützten Assistenz mit ihren Vor- und Nachteilen geben.

- **Automatische Robotersysteme** sind so konzipiert, dass sie einen bestimmten Ablauf der eigentlichen Behandlung automatisiert durchführen können. Der automatisch durchgeführte Teil der Gesamtbehandlung wird zuvor im System geplant. Die Planung besteht aus der eigentlichen Eingriffsplanung, welche Trajektorien, Arbeitsräume und Positionen definiert, und einem Ablaufplan für die vom Roboter durchzuführenden Operationen. Die Eingriffsplanung basiert meist auf den Bilddaten des Patienten. Die Korrelation zwischen den Bild- und Plandaten und dem realen Patienten wird über einen Registrierungsschritt hergestellt. Der Roboter ist anschließend in der Lage, die definierten Arbeitsschritte automatisch durchzuführen. Der Chirurg kann den Ablauf jederzeit unterbrechen, ist jedoch an der Durchführung nicht aktiv beteiligt. Ein bekanntes, kommerzielles System findet man im Bereich der Orthopädie mit dem ROBODOC System (Curexo Technology Corporation, Kalifornien).
- **Telemanipulative Robotersysteme** dienen dazu, die Fähigkeiten des Chirurgen zu erweitern. Der Chirurg führt die Behandlung nach wie vor selber durch. Zwischen den Chirurgen und den Patient sind der Roboter und die Kontrolleinheit geschaltet. Der Chirurg nimmt den Eingriff an einer Konsole über speziell für diesen Anwendungsfall entwickelte Schnittstellen zur Mensch-Maschine-Kommunikation vor. Die Eingaben werden von der Kontrolleinheit verarbeitet und an den Roboter weitergegeben, der die eigentlichen Bewegungen am Patienten ausführt. Der Chirurg be-

wegt so mit Hilfe des Roboters Instrumente relativ zum Patienten und erhält dabei Sichtkontrolle über Kamerasysteme. Die Bilder vom Operationsgebiet werden direkt an die Konsole und somit an den Chirurgen geliefert. Der Vorteil dabei ist, dass gerade bei minimal invasiven Eingriffen und der Endoskopie der Roboter auf sehr kleinem, beschränkten Arbeitsraum arbeiten kann. Die Bilddaten vom Operationsgebiet werden dem Chirurgen bereits vergrößert und bei manchen Systemen sogar dreidimensional übermittelt. In der anderen Richtung werden die Kräfte und Bewegungen, die der Chirurg über die Konsole an den Roboter übermittelt, skaliert und den Größenverhältnissen angepasst. In telemanipulativen Robotersystemen erfolgt die Behandlung des Patienten also in einer Remoteumgebung, was die Anwesenheit des Chirurgen beim Operationsgebiet nicht zwingend erforderlich macht. Ebenso wenig ist ein Bildimport und eine Registrierung zwingend notwendig. Kommerzielle telemanipulative Robotersysteme sind unter anderem das daVinci System (Intuitive Surgical), Abbildung 3.5.



Abbildung 3.5: Telemanipulatives Robotersysteme DaVinci (© 2008 Intuitive Surgical, Inc.)

- **Interaktive Robotersysteme** wurden im Ursprung als Unterstützungssysteme für den Chirurgen entwickelt. Ihre Aufgabe war es, Instrumente zu führen und an Positionen zu halten. Das Kontrollschema von interaktiven Robotersystemen ist eine Mischung der Kontrollkonzepte von telemanipulativen und automatischen Robotersystemen, welches die Vorteile der beiden Konzepte miteinander vereinen soll. Von den automatischen Robotersystemen erben die interaktiven Systeme die Fähigkeit, Trajektorien abfahren und bestimmte Positionen anfahren zu können. Diese Vorgänge sind jedoch nicht vollautomatisiert wie bei den automatischen Systemen, so dass die Interaktion mit dem Chirurgen jederzeit erwünscht und zum

Teil sogar gefordert wird, wie man es von den telemanipulativen Systemen kennt. Der Chirurg kann jederzeit Parameter der Operationen des Roboters neu setzen und verändern. Ein Spezialfall sind die Hands-On Robotersysteme, die sich nur gemeinsam in Interaktion mit dem Chirurgen bewegen, indem dieser die Kinematik des Roboters manuell führt. Das System überwacht dabei, ob die Bewegung in einem definierten Arbeitsbereich oder mit einer gewissen Fehlertoleranz entlang einer Trajektorie ausgeführt wird. Bei Abweichungen stoppt das System und vermindert damit das Verletzungsrisiko des Patienten. Auf diesem Wege können ähnlich wie bei den telemanipulativen Systemen Kräfte skaliert und Zittern eliminiert werden. Zur Positionierung und Trajektorienbewegung benötigen interaktive Systeme die medizinischen Bilddaten des Patienten und einen Registrierungsschritt. Kommerzielle Systeme sind das MKM oder OPMI Neuro/NC4 System (aktive Mikroskopführungen, Carl Zeiss) und das SurgiScope (Intelligent Surgical Instruments & Systems, Frankreich). Ein in der Entwicklung befindliches System ist der MicroAssistant [9, 26]

Automatische Systeme führen, wie oben erläutert, bestimmte automatisierbare Schritte des Eingriffs allein durch. Es wird keinerlei Interaktion mit dem Personal gefordert. Telemanipulative Systeme dagegen funktionieren nicht ohne die Interaktion mit dem Operateur, sie haben jedoch keinerlei Rauminformationen, um den Benutzer entsprechend eines Plans zu navigieren. Die Vorteile eines interaktiven Robotersystems wurden bereits mehrfach herausgestellt, unter anderem in [27]. Da die Arbeit sich im Wesentlichen mit Mensch-Maschine-Kommunikation zum Zweck der Navigation befasst, werden im Folgenden Abschnitt die interaktiven Robotersysteme zur kritischen Betrachtung herangezogen.

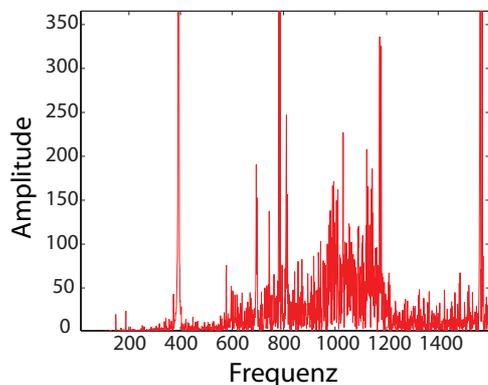
3.3.1 Kritik Robotersysteme

Interaktive Robotersysteme beinhalten die meisten Komponenten, die auch in Navigationssystemen zu finden sind. Aus diesem Grund weisen sie viele der Nachteile von Navigationssystemen auf. Zusätzlich bringen Roboter zwei wesentliche Nachteile mit sich, was in einer geringeren Akzeptanz von Robotersystemen resultiert.

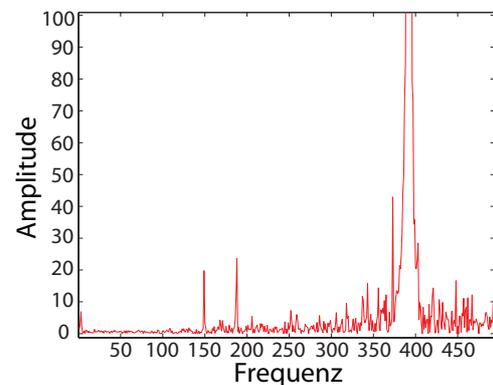
- Das **Operationsfeld** ist je nach Eingriffsart räumlich stark begrenzt. Durch den kinematischen Aufbau wird das Arbeitsgebiet des Operateurs zusätzlich mehr oder weniger stark eingeschränkt. Zwar wird die Anforderung an ein chirurgisches Robotersystem gestellt, im Notfall einfach entfernbar sein zu müssen, im Gegensatz zu einem Operationsszenario, in dem kein Robotersystem zum Einsatz kommt, wird es jedoch immer zusätzliche Zeit benötigen, ein Robotersystem aus dem Arbeitsbereich zu entfernen.
- Roboter sind komplexe technische Geräte. Sie lassen sich nicht oder nur mit hohem Aufwand in einen sterilen Zustand überführen. Übliche **Sterilisationsverfahren** setzen das Sterilisationsgut 121 Grad heißem Wasserdampf unter zwei Bar Druck aus (Autoklavierung) [28]. Elektronische Komponenten eines Roboters würden bei einem solchen Vorgang zerstört werden. Die Baugröße der meisten Robotersysteme lässt jedoch ohnehin keine Autoklavierung zu, da die Größe des zu sterilisierenden

Guts durch die Größe des Autoklaven eingeschränkt ist. Robotersysteme im Operationssaal werden daher mit sterilen Folien oder Tüchern abgedeckt. Nur das eigentliche Instrument, welches vom Roboter geführt wird und an- und ab montierbar sein muss, ist sterilisiert. Doch auch die Anbringung der sterilen Tücher und Folien sowie des Instruments am Roboter ist in der Praxis mit Problemen behaftet, da sterile Personen nur sterile Teile berühren dürfen, um den Zustand der Sterilität nicht zu verlieren [28].

- Gerade bei Eingriffen, in denen aktive Instrumente wie Fräsen zum Einsatz kommen, spielt die taktile Empfindung beim Berühren des Instruments eine wichtige Rolle für den Chirurgen. Sie übermittelt einem erfahrenen Chirurgen Informationen unter anderem über die Materialbeschaffenheit oder die korrekte Andruckkraft. Je nach Automatisierungsgrad und Kontrollmechanismus des Robotersystems werden Instrumente durch den Roboter oder den Operateur geführt. Ist das Instrument im Roboter eingespannt kommt es zu Verlust (bei automatischen Systemen) oder Verfälschung (bei interaktiven, Hands-On Systemen) der **taktile Rückkopplung**. Die taktile Rückkopplung wird in hohem Maße durch die entstehenden Vibrationen bei der Arbeit mit aktiven Instrumenten erzeugt. Das Spektrum der Vibrationen wandelt sich in Abhängigkeit von z.B. unterschiedlichen Materialien. Diese Änderungen werden durch die Mechanorezeptoren in der Haut wahrgenommen. Ist das Instrument in einer mechanischen Konstruktion eines Robotersystems eingespannt, so wird das Frequenzspektrum der Vibrationen verändert (siehe Abbildung 3.6). Die taktile Rückkopplung eines Instruments, das mit Hilfe eines Roboters gehalten und vom Chirurgen geführt wird, ist somit eine andere als die, welche der Chirurg von frei Hand Eingriffen gewohnt ist.



(a) Differenzspektrum eingespannt vs. Freihandhaltung



(b) Differenzspektrum eingespannt vs. Freihandhaltung des vom Menschen wahrnehmbaren Bereichs

Abbildung 3.6: Änderung des Vibrationsspektrums anhand des Differenzspektrums eines aktiven chirurgischen Instruments (chirurgische Fräse). Die ursprünglichen Spektren wurde bei voller Last ohne Materialkontakt im nicht eingespannten und eingespannten Zustand am unteren Handstück der Fräse gemessen (Robotersystem: MicroAssistant [9], Vibrationsaufnehmer: PCB M355a22). Teilbild (a) zeigt das gesamte Spektrum, (b) den vom Menschen gut wahrnehmbaren Bereich

3.4 Alternativen zur visuellen Datenpräsentation

Zusammenfassend bieten Navigations- und Robotersysteme vereint die folgenden, wesentlichen Vorteile gegenüber der freihand durchgeführten Operation:

- Der Eingriff wird mit Hilfe einer Planungskomponente präoperativ geplant und kann intraoperativ angepasst werden. Es erfolgt ein intraoperativer Abgleich zwischen der aktuell vorherrschenden Situation mit dem geplanten Ziel.
- Mit Hilfe von Roboterkinematiken kann eine direkte Manipulation der Instrumentenposition erfolgen.
- Durch beide der oben genannten Punkte lässt sich die Genauigkeit des Eingriffs erhöhen, während die Durchführungsdauer sinkt. Gleichzeitig erfolgt eine Risikominimierung. Zusammen bedingt das eine kürzere Rehabilitationszeit nach dem Eingriff.

Neben den genannten Vorteilen bringen die beiden Systemarten zusammen folgende Nachteile mit sich:

- In beiden Systemen ist die Darstellung der Navigationsinformationen auf den visuellen Kanal beschränkt. Das bringt, wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, gleich mehrere Nachteile mit sich, die sich negativ auf den Operationsverlauf auswirken können. Zwar stellen manche System zusätzliches haptisches Feedback zur Verfügung, das primäre Ziel ist dabei jedoch nicht, Navigationsinformationen zu übermitteln und den optischen Kanal zu entlasten. Viel mehr soll versucht werden, fehlende taktile Reize zu simulieren. Abschnitt 3.5.2 auf Seite 29 geht näher auf dieses Thema ein.
- Roboterkinematiken schränken den Arbeitsbereich des Operateurs ein. Damit sinkt die Akzeptanz im klinischen Alltag.
- Das taktile Feedback, welches beispielsweise über Vibrationen des chirurgischen Instruments übermittelt wird, geht verloren oder wird verfälscht.

Im Bereich der chirurgischen Assistenz wäre ein Assistenzsystem wünschenswert, welches die Vorteile der beiden Systeme in sich vereint und dabei die Nachteile größtenteils löst. Als wesentliches Problem wird die ausschließlich visuelle Datenpräsentation betrachtet, da diese gleich mehrere Kritikpunkte nach sich zieht, welche den Ausgang eines chirurgischen Eingriffs negativ beeinflussen können. Es wurden daher verschiedene Alternativen zur Informationsübertragung betrachtet, die die Vorteile von Navigations- und Robotersystemen vereinen und dabei den Fokus auf eine nicht visuelle Datenrepräsentation legen:

- Bis zu einem gewissen Grad an Komplexität können Informationen auf dem akustischen Weg übermittelt werden. Der Akustische Weg scheint dennoch keine geeignete Alternative darzustellen, da Navigationsinformationen zu komplex sind, um durch akustische Signale übermittelt zu werden. Des Weiteren wäre der Chirurg gezwungen Kopfhörer zu tragen, um einen gewissen Grad an Informationen sicher transportieren zu können. Mit Kopfhörern wäre der Chirurg jedoch isoliert von dem restlichen Personal im Operationsraum. Die Kommunikation der Personen untereinander würde maßgeblich gestört werden. Ebenso können akustisch übertragene Informationen zum einen durch verschiedenste Hintergrundgeräusche verfälscht werden. Zum anderen können sie störend auf das Personal wirken, da wie in [16] beschrieben einige Hauptstörquellen im normalen OP-Szenario akustisch sind.

- Die Hautoberfläche stellt die größte Wahrnehmungsfläche des Körpers bereit. Der taktile Sinn ist schnell, in Abhängigkeit zum Körperbereich gut aufgelöst und ebenso wie die visuelle Wahrnehmung mit keinerlei Störungen für Dritte behaftet. Taktile Signale stellen daher eine denkbare Alternative oder Ergänzung zur Informationsübertragung dar. Auch komplexe, räumliche Informationen können durch taktile Signale kodiert werden [29]. Werden taktile Signale ergänzend zu visuellen Informationen eingesetzt, werden diese multimodal übertragenen Informationen meist als intuitiver empfunden und schneller verarbeitet als rein visuell dargebotene Informationen [8]. Wird ein taktiles Display in die Umgebung eines Navigationssystems integriert, so bleibt der wesentliche Vorteil der Operationsplanung erhalten. Der Arbeitsbereich des Chirurgen wird bei der Verwendung eines taktiles Displays, welches bequem am Körper getragen werden kann, nicht beeinträchtigt, und das für chirurgische Eingriffe unverzichtbare taktile Feedback von aktiven Instrumenten bleibt erhalten. Gleichzeitig wird der optische Informationskanal entlastet. In den folgenden Abschnitten wird daher der Stand der Technik taktiles Displays zur Informationsübertragung besonders im Bereich von medizinischen Applikationen und der Navigation genauer betrachtet.

3.5 Taktile Displays

In diesem Abschnitt des Kapitels werden Aufbau, Funktionsweise und Einsatzmöglichkeiten von taktiles Displays vorgestellt. Zum besseren Verständnis der Funktionsweise von taktiles Displays wird zunächst die somatoviszzerale Sensibilität des Menschen als Grundlage für die taktile Informationsübertragung und die Handhabung taktiles Signale zur Informationsübertragung in den nächsten Abschnitten näher erläutert.

3.5.1 Somatoviszzerale Sensibilität

Die somatoviszzerale Sensibilität beschreibt die Empfindlichkeit des Körpers und der Eingeweide. Sie gliedert sich in Somatosensorik und viszerale Sensibilität (Empfindlichkeit der Eingeweide). Die somatosensorische Wahrnehmung des Menschen lässt sich wiederum in die zwei großen Bereiche der Propriozeption (Tiefensensibilität) und Exterozeption (Oberflächensensibilität) unterteilen. Sie wird häufig auch als haptische Wahrnehmung definiert. Haptik bezeichnet dabei nach [30] und [31] aktive Berührung. Die Propriozeption ist in erster Linie für die Eigenwahrnehmung des Körpers wie Bewegungsempfindung und das Erkennen der Bewegungsrichtung verantwortlich. Rezeptoren zur Eigenwahrnehmung befinden sich in Gelenken (Gelenksensoren), Muskeln (Muskelspindeln) und Sehnen (Sehnen-Organen). Durch sie können die Stellung und Bewegung im Raum ermittelt werden.

Die taktile Wahrnehmung ist neben der Thermo- und Nozizeption Teil der Exterozeption und dient dagegen der Erfassung von Oberflächen durch Druck, Berührung und Vibration. Sie wird auch als Feinwahrnehmung oder epikritische Wahrnehmung bezeichnet. Verschiedene Mechanorezeptoren in der Haut reagieren auf unterschiedliche Einflüsse, die auf die Hautoberfläche wirken. Die Dichte, Anzahl und Art der Rezeptoren unterscheidet sich zwischen behaarter und unbehaarter Haut, wie in Abbildung 3.7 auf der nächsten Seite dargestellt. In beiden Hauttypen sind die Merkel-Tastscheiben, die Pacini-Lamellenkörperchen und die freien Nervenendigungen vorzufinden. Die unbehaarte Haut hat neben diesen drei

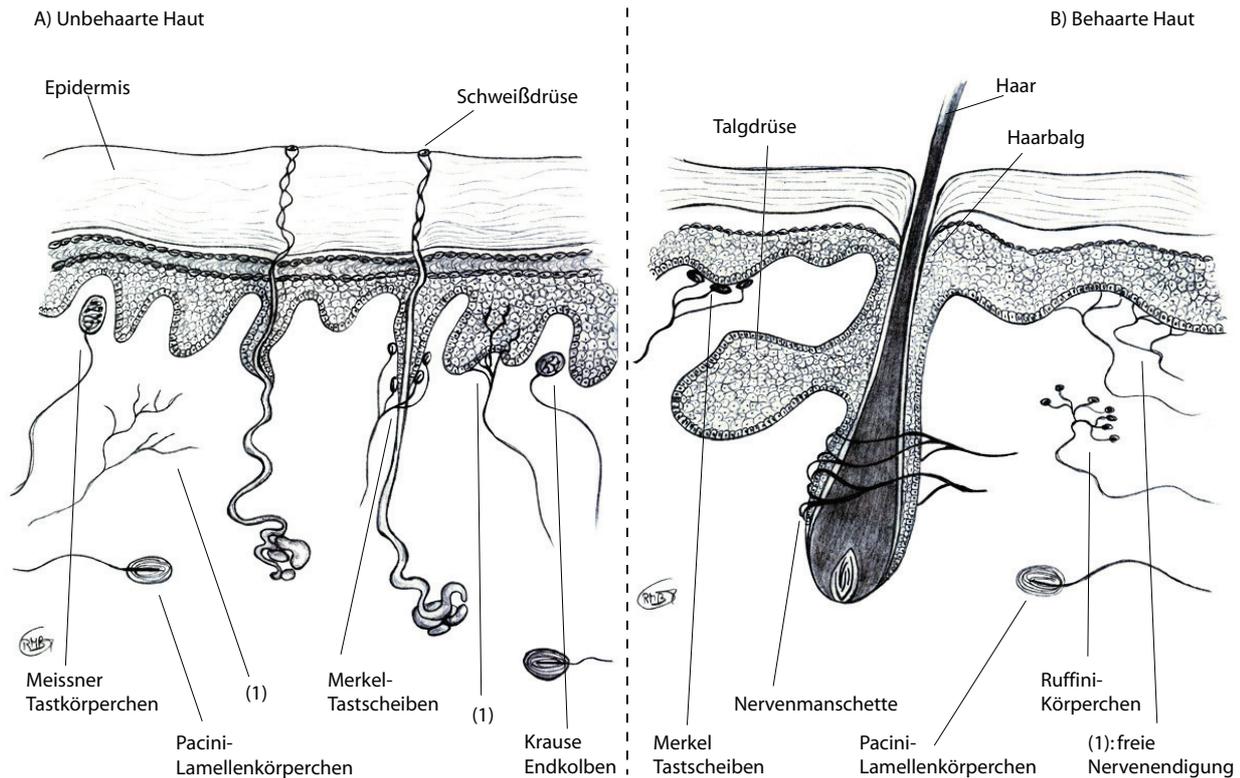
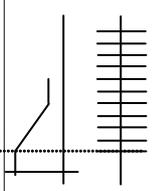
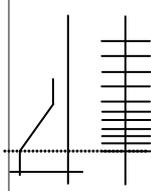
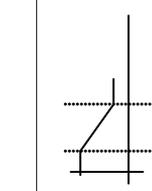
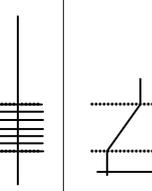


Abbildung 3.7: Mechanorezeptoren in der unbehaarten und behaarten Haut nach [32] und [33]

Rezeptoren außerdem die Meissner-Tastkörperchen inne, während man in der behaarten Haut die Nervenmanschetten (Haarfollikelrezeptoren) findet. Über die Ruffini-Körperchen werden in der Literatur unterschiedliche Aussagen getroffen. So ordnen [34] die Ruffini-Körperchen eindeutig der unbehaarten Haut zu, während [33] sie der behaarten Haut zuordnen. Laut [30] und [35] kommen Ruffini-Körperchen sowohl in der behaarten als auch in der unbehaarten Haut vor.

Grob lassen sich die Mechanorezeptoren in schnell (englisch rapid adapting, RA) und langsam (englisch slow adapting, SA) adaptierende Sensoren unterscheiden. Zur Einordnung kann man die Reaktion auf einen rampenförmigen mechanischen Reiz mit einer bestimmten Eindringtiefe s (siehe Abbildung 3.8 auf Seite 28) betrachten. Langsam adaptierende Sensoren erzeugen bei anhaltendem Hautreiz ständig Aktionspotentiale (AP) in den afferenten Nervenfasern. Die Frequenz der entstehenden Aktionspotentiale hängt von der Eindringtiefe ab. Sie codieren damit die Reizamplitude s (Reizintensität). Ein lang dauernder Hautreiz ist beispielsweise das Körpergewicht auf die Fußsohle. Schnell adaptierende Mechanosensoren antworten dagegen nur bei bewegten mechanischen Reizen auf die Haut. Sie codieren durch ihre Adaption die Geschwindigkeit (ds/dt) oder die Beschleunigung (d^2s/dt^2) der Reizbewegung. Auf diese Art und Weise sind die Mechanorezeptoren auf unterschiedliche Eigenschaften der Reize wie Druck, Berührung und Vibration spezialisiert [36]. Die Mechanorezeptoren der behaarten und unbehaarten Haut werden in Tabelle 3.2 auf der nächsten Seite gegenübergestellt und die entsprechenden Reize, Adaptionsgeschwindigkeiten und die Größe der rezeptiven Felder kurz aufgeführt.

Tabelle 3.2: Charakter und Adaption der einzelnen Mechanorezeptoren der Haut, ¹ unbehaarte Haut an der Hand, ² nach [34], ³ nach [33], ⁴ nach [36], bezieht sich auf die unbehaarte Haut

Mechanischer Reiz	Unbehaarte Haut	Behaarte Haut	Anteil ¹	Adaption	Frequenzbereich	Rez. Feld	Sensorentyp	Aktionspotentiale (AP)
Druck / Hautspannung / Hautzug ⁴ (Druck → Dehnung der Haut → AP-Frequenz)	Ruffini-Körperchen ²	Ruffini-Körperchen ³	20%	SAII	15 – 400 Hz	groß	Intensitätssensor (Codierung der Reizamplitude)	
Druck (Texturerkennung ⁴ , Druck senkrecht zur Hautoberfläche → AP-Frequenz)	Merkel-Tastscheiben	Merkel-Tastscheiben	25%	SA I	0,3 – 3 Hz	klein	Intensitätssensor (Codierung der Reizamplitude)	
Berührung / Vibration (Rutschen ⁴ , Geschwindigkeit der Verformung → AP-Frequenz)	Meissner-Tastkörperchen	Haarfollikelrezeptoren (Nervensmanschetten)	40%	RA I	3 – 40 Hz	klein	Geschwindigkeitssensor (Codierung der Reizgeschwindigkeit)	
Vibration (Beschleunigung der Verformung → AP-Frequenz)	Pacini-Lamellenkörperchen	Pacini-Lamellenkörperchen	10 – 15%	RA II / PC	10 – 500 Hz	groß	Beschleunigungssensor (Codierung der Reizbeschleunigung)	
starke mechanische Reize, Schmerz, thermische Reize	freie Nervenendigungen	freie Nervenendigungen	–	SA	–	–	–	–

Rezeptive Felder beschreiben das Hautareal, durch das eine mechanosensitive afferente Faser bei einem definierten Reiz erregt werden kann. Die rezeptiven Felder sind für die einzelnen mechanosensorischen afferenten Fasern und den ihnen zugeordneten Mechanorezeptoren unterschiedlich groß. So beträgt die Größe der RA I und SA I Afferenzen in der Hand ca. 12 mm^2 , während die rezeptiven Felder der SA II und RA II Afferenzen um ein Zehnfaches größer sind. Die Dichte der rezeptiven Felder bzw. die Zahl der afferenten Fasern pro cm^2 (die Innervationsdichte) ist für das räumliche Auflösungsvermögen unterschiedlicher Reize verantwortlich. Die Dichte kann z.B. als Zweipunktschwelle gemessen werden. Ermittlungen der Zweipunktschwelle oder die Schwelle für Berührungsreize nach Frey [31] für unterschiedliche Regionen des Körpers ergaben, dass sich die Dichte der rezeptiven Felder je nach Körperregion deutlich voneinander unterscheiden. Das hat zur Folge, dass Wahrnehmungsschwellen wie z.B. der vibrotaktile Schwellwert [37] je nach Position am Körper differieren kann.

Für die Entwicklung von taktilen Displays gibt es in Bezug auf die somatosensorische Wahrnehmung verschiedene Punkte zu beachten. Schwellwerte, wie zum Beispiel zur Vibrationswahrnehmung [38], Rezeptoranteile und Innervationsdichten der Mechanosensoren wurden für den Bereich der Handflächen und der Fingerspitzen relativ gut untersucht. Die wichtigsten Ergebnisse wie der prozentuale Anteil in der Haut, Adaption und spezifischer Frequenzbereich sind in Tabelle 3.2 auf der vorherigen Seite zusammengefasst. Andere Körperbereiche sind, von Untersuchungen zur Zweipunktschwelle abgesehen, weitestgehend unbetrachtet geblieben. Da es jedoch signifikante Unterschiede in der Wahrnehmung zwischen behaarter und unbehaarter Haut und den einzelnen Körperregionen gibt [37], können Erkenntnisse über die Wahrnehmung an der Handfläche oder den Fingerspitzen nicht einfach auf andere Körperregionen übertragen werden. Auch der Einfluss des „Cross-Talks“ der Mechanorezeptoren untereinander auf die Verarbeitung im zentralen Nervensystem [33] ist noch weitestgehend unbekannt. Bei Auftreten eines bestimmten Reizes reagiert nie ausschließlich die auf diesen Reiz spezialisierte Rezeptorgruppe. Auch auf andere Reize spezialisierte Rezeptoren reagieren, wenn auch meist in abgeschwächter Form, so dass ein Sinnesreiz durch die Kombination der Einzelreaktionen der Mechanorezeptoren entsteht. Weiter kann die Empfindung von Vibrationen in der Nähe von Gelenken besser wahrgenommen werden, da Gelenksensoren und Sehnen-Organen ebenfalls auf Vibrationen reagieren [39] [40].

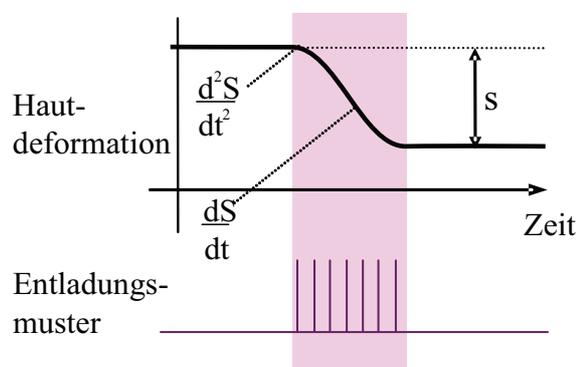


Abbildung 3.8: Rampenförmiger mechanischer Reiz mit Deformationstiefe s

3.5.2 Aufbau, Funktion und Einsatz von taktilen Displays

Taktile Displays nutzen die oben vorgestellte Sinneswahrnehmung der Haut als Modalität, um Daten zu präsentieren. Sie erzeugen taktile Reize auf der Haut, um Informationen darzustellen und zu übertragen. Taktile Displays erzeugen die Reize dabei auf mechanischem, elektrischem oder thermalem Weg. Thermale Reize werden jedoch meist nur ergänzend eingesetzt, um das taktile Empfinden zu beeinflussen [41]. Unter Ausschluss der thermalen Displays lässt sich der Bereich der taktilen Displays insgesamt in zwei große Gruppen einteilen. Es gibt zum einen Displays, die Reize auf mechanischem Weg über Aktoren (Taktoren) erzeugen (Abb. 1.a-c). Die mechanische Einwirkung auf die Hautoberfläche löst eine Reaktion der jeweils zuständigen Mechanorezeptoren aus. Die erzeugte Reizqualität lässt sich weiter in druckbasierte, vibrationsbasierte (vibrotaktile) und zugbasierte Displays unterscheiden. Die zweite Gruppe umfasst Displays, die die Mechanorezeptoren direkt mit Hilfe von elektrischen Feldern ansprechen (Abb. 1.d). Eine Übersicht der einzelnen Displays und ihre Vor- und Nachteile gibt [41].

Da der Einsatz von elektrotaktile Displays häufig problembehaftet ist (Änderung der Impedanz der Haut, hohe interindividuelle Unterschiede in der Wahrnehmung von Stimuli, u.a.) finden sich im Einsatz zumeist mechanische Displays. Insbesondere vibrotaktile Displays sind relativ verbreitet, da sich Vibrationen einfach und kostengünstig erzeugen lassen [44]. Aus diesem Grund beziehen sich die folgenden Aussagen überwiegend auf vibrotaktile Displays.

Die Art der Information, welche mit taktilen Signalen kodiert wird, hängt zum einen von der räumlichen Verteilung der Aktoren auf der Haut ab und wird zum anderen von der zeitlichen Abfolge einzelner Stimuli geprägt [44]. Über Muster, die mit Hilfe von räumlichen und zeitlichen Veränderungen der Signale erzeugt werden, lassen sich unterschiedliche Arten von Informationen übertragen, wie zum Beispiel Abstände, Geschwindigkeiten oder Systemzustände. Auf unterschiedliche Kodierungsarten wird im Abschnitt 3.5.2 auf der nächsten Seite über taktile Signalübertragung für Navigationsaufgaben näher eingegangen. Im Zusammenhang mit dieser Arbeit lassen sich die beiden folgenden relevanten Einsatzbereiche unterscheiden:

Taktile Displays für medizinische Anwendungen: Taktile Displays werden im medizinischen Bereich noch relativ selten verwendet, um Informationen während chirurgischer Eingriffe zu übermitteln. Ihren Einsatz finden sie als Erweiterung an Instrumenten, vorwiegend in der Endoskopie. Mit ihnen wird der taktile Eindruck an der Spitze des Endoskops oder Instruments gemessen und mit Hilfe des taktilen Displays nachempfunden. Damit wird die Handhabung der Instrumente erleichtert, da der

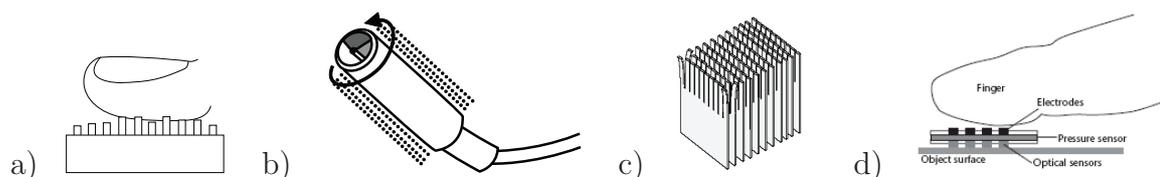


Abbildung 3.9: Aktorprinzipien - a) druckbasiert [41], b) vibrotaktile, c) zugbasiert [42] und d) elektrotaktile [43] © 2004 IEEE

Operateur das Instrument leichter als eine Art Verlängerung des eigenen Arms empfinden kann. Ein computerbasierter Greifer für Force-Feedback in der Endoskopie wird beispielsweise in [45] beschrieben. Der MicroTactus [46] als erweiterter Tastkopf zur Diagnosestellung in der minimal invasiven Arthroskopie zur Detektierung von Gewebeanomalien ist ein weiteres Beispiel (Abbildung 3.10(b)). Neben der Endoskopie werden taktile Displays für das Monitoring von Vitaldaten eingesetzt. Über das taktile Display kann dem Chirurgen permanent der Status des Patienten übermittelt werden, ohne dass er dabei seine Handlung unterbrechen muss oder die Kommunikation mit weiteren Personen durch akustische Dauersignale gestört werden. Ein Beispiel hierfür stellt der Vibro-Monitor dar. Das vibrotaktile Display wird dabei am Unterarm angebracht und dient zur Überwachung von physiologischen Daten während eines chirurgischen Eingriffs [39], wie in Abbildung 3.10(a) abgebildet.

Trotz der Beispiele hat sich das Prinzip der taktilen Informationsübertragung bisher weder in der Computer-gestützten noch in der computernavigierten Chirurgie durchgesetzt. Der Einsatz von taktilen Displays während chirurgischer Eingriffe ist eher selten. Im Gegensatz dazu werden taktile Displays immer häufiger in Trainings- und Simulationsanwendungen eingesetzt. In diesem Einsatzgebiet werden häufig die Fingerspitzen oder die komplette Handinnenseite für die Generierung von taktilen Stimuli verwendet. Diese Körperregionen sind für den Entwurf von taktilen Displays beliebt, da die Dichte, Verteilung und Reaktion der Mechanorezeptoren in diesem Bereich bereits intensiv betrachtet worden ist. Die taktilen Displays werden verwendet, um Objekte in der virtuellen Trainingsumgebung oder einer Remoteumgebung fühlen und damit besser handhaben zu können. Sie stellen Funktionen wie die Erfassung von Oberflächen von virtuellen oder entfernt liegenden Objekten zur Verfügung. Die Displays werden dafür in Handschuhe integriert [47]. Alternativ werden traditionelle Mensch-Maschine-Schnittstellen wie Joysticks oder andere Handstücke von telemanipulativen kinematischen Systemen um ein taktilen Display erweitert [48]. Des Weiteren findet man sie in Robotikanwendungen oder als Hilfe zur Navigation, jedoch nicht im medizinischen Bereich. Solche Systeme sollen im nächsten Abschnitt vorgestellt werden.

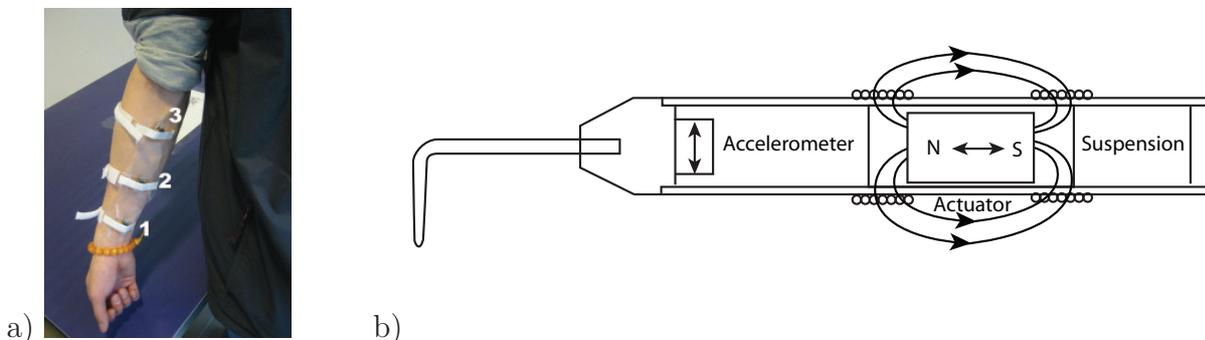


Abbildung 3.10: Taktile Displays für medizinische Anwendungen sind beispielsweise a) der VibroMonitor [39] und b) der MicroTactus [46]

Taktile Signalübertragung für Navigationsaufgaben: Die Art, wie Informationen mit Hilfe von taktilen Displays übertragen werden, ist stark von ihrer Bauform und der Körperregion abhängig, an der das Display getragen wird. Navigationsinformationen wie Richtungen, Abstände oder andere Parameter können über die Art der Aktivierung kodiert werden. Es bieten sich folgende veränderliche Parameter an:

- Ein veränderlicher Parameter der Aktivierung ist der Ort eines jeden Taktors in einem taktilen Display und das Verhältnis der Orte zueinander. Unterschiedliche Daten werden darüber angezeigt, dass ein Taktor an einer anderen Körperstelle aktiviert wird.
- Andere veränderliche Parameter der Aktivierung betreffen das Signal direkt. Man unterscheidet die Amplitude, die Frequenz und das Zeitintervall des taktilen Signals:
 - Eine direkte Manipulation der Reizamplitude wird gerade im vibrotaktilen Bereich nur schwer wahrgenommen. Die prozentuale Änderung der Amplitude muss relativ hoch sein, damit eine Änderung der Amplitude erkannt wird, so dass eine Modulation der Amplitude nur wenig Spielraum für unterschiedliche Daten zulässt [44].
 - Eine Modulation der Frequenz ist insgesamt nur schwer wahrnehmbar [44]. Es scheinen daher weder Frequenz noch Amplitude die geeigneten Parameter zur Kodierung von unterschiedlichen Daten.
 - Eine Modulation der Zeitintervalle der Aktivierung von Taktoren scheint dagegen ein vielversprechender Parameter. Änderungen an der Dauer der Aktivierung hin zu einem An- und wieder Abschalten des Taktors erzeugen ein gut wahrnehmbares, pulsierendes Signal. Um unterschiedliche Daten zu präsentieren wird das Pulsieren, welches eine eigene Frequenz und ein gewisses Tastverhältnis hat, entsprechend moduliert.

Zusammenfassend hat man sowohl den Ort als auch das Aktivierungstiming als veränderliche Aktivierungsparameter zur Kodierung von unterschiedlichen Informationen. Richtungen oder die Dimension eines Navigationsfehlers können damit auf eine bestimmte Platzierung eines Taktors abgebildet werden, oder sie werden einer bestimmten Frequenz oder einem Tastverhältnis des übergeordneten Pulssignals zugeordnet [49]. Vergleicht man die beiden Ansätze miteinander, so erreicht eine Modulation des Pulssignals bessere Ergebnisse als die Kodierung über die Taktorlage auf der Haut, wie in [49] gezeigt. Beide Parameter können auch kombiniert angewendet werden, um beispielsweise Richtungen zu zeigen. Dabei wird eine kombinierte Aktivierung einer festen Pulsfrequenz an wechselnden Taktorpositionen präsentiert [29, 50]. Um gleichzeitig auch den Abstand zu einem Ziel angeben zu können, wird zusätzlich die Pulsfrequenz moduliert, während die Position des Taktors weiterhin die Richtung anzeigt [29]. Werden mehrere Taktoren gleichzeitig aktiviert, um die Bedeutung des Signals zu verstärken, führt das nicht automatisch dazu, dass die Information, die von dem taktilen Signal übertragen werden soll, auch wirklich besser verständlich wird, wie in [50] für die Anzeige von Richtungen gezeigt wurde.

Um eine stabile Signalübertragung gewährleisten zu können, werden Displays entweder mit Hilfe von flexiblen Bändern oder Gürteln am Körper angebracht. Dabei kann

unterschieden werden, ob die Displays direkt auf der Haut getragen werden oder indirekt über der Kleidung [29]. Sie werden zur Waypoint-Navigation von Fußgängern, Piloten oder Schnellbooten verwendet [51], zur Navigation von sehbehinderten Personen in städtischen Umgebungen [52] und als Navigationshilfe für Patienten mit Gleichgewichtsproblemen [53] eingesetzt (Abbildung 3.11(a)), um nur einige Beispiele zu nennen. Taktile Displays werden ebenfalls direkt in geeignete Kleidungsstücke wie Handschuhe oder andere Textilien integriert. Man findet sie in Westen, welche von Piloten getragen werden und die Orientierung der Piloten in der Luft unterstützen [54], in Jacken [55], wie in Abbildung 3.11(b) gezeigt, oder in Handschuhen [56], welche bei der Navigation eines Rollstuhls helfen.

3.6 Diskussion

Zusammenfassend lässt sich anhand des Stands der Technik feststellen, dass es bereits verschiedene Arten an Assistenzsystemen im Bereich der Computer-gestützten Chirurgie gibt, angefangen mit Navigationssystemen, die den freihand durchgeführten Eingriff unterstützen, über Robotersysteme, die mit Hilfe einer zusätzlichen Roboterkomponente Positionierungs- und Führungsgenauigkeiten erhöhen, bis hin zu taktilen Displays, welche einen neuen, alternativen Kommunikationskanal zur Informationsübertragung wählen. Ausgehend von der Kritik des Stands der Technik können die folgenden Defizite im Zusammenspiel von taktiler Mensch-Maschine-Kommunikation in der chirurgischen Assistenz identifiziert werden:

- Die rein visuelle Darstellung der meisten angebotenen Systeme bedeutet besonders während dynamischer Vorgänge eine hohe Belastung für den ausführenden Chirurgen. Nicht dynamische Vorgänge (Setzen einer Biopsienadel, etc.) setzen dem Operateur

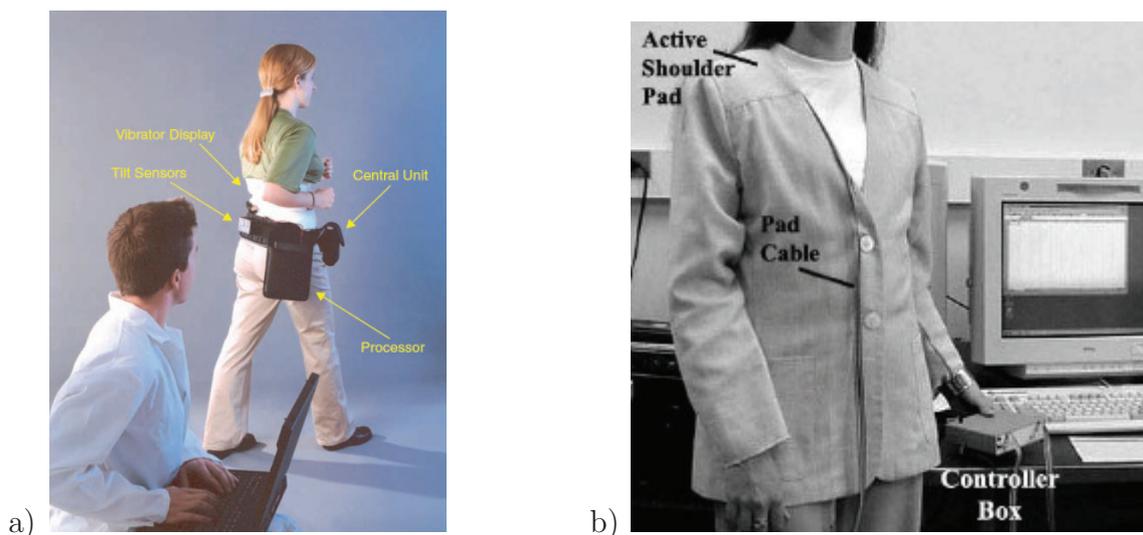


Abbildung 3.11: Taktile Displays für Navigationsaufgaben sind zum Beispiel a) die Navigationshilfe für Patienten mit Gleichgewichtsproblemen [53] © 2001 IEEE und b) Displays, die zum Zweck der Navigation in Kleidung integriert werden [55] © 2003 IEEE

keinen engen zeitlichen Rahmen, so dass ausreichend Zeit vorhanden ist, die aktuelle Situation mit den Plandaten abzugleichen. Dynamische Vorgänge dagegen erfordern ein zügiges Handeln und damit einen schnellen Abgleich zwischen der herrschenden Situation und den geplanten Zielen. Während beim Schneiden mit einem Laser die visuelle Darstellung gegebenenfalls durch Navigated Control ausreichend ergänzt werden kann, ist das Verfahren des Navigated Control jedoch für Vorgänge wie das Fräsen von Knochen nicht ausreichend. In diesen Fällen erhält der ausführende Chirurg durch das alleinige Abschalten des aktiven Instruments keine räumlichen Informationen über eventuell weiter bestehende Arbeitsbereiche, in denen Material abgetragen werden soll.

- Der Haupteinsatzbereich taktiler Displays im medizinischen Bereich konzentriert sich auf die Unterstützung von Patienten oder das Trainieren von jungen Nachwuchsmedizinern durch virtuelle Realitäten und Operationssimulationen. Für einen Einsatz während des tatsächlichen chirurgischen Eingriffs wurden taktile Displays bisher eher weniger vorgesehen und konnte sich bisher nicht durchsetzen. Weiterhin sind die entwickelten Displays stark auf die jeweilige Anwendung hin abgestimmt und können nicht multifunktional für unterschiedliche Anwendungsbereiche eingesetzt werden.
- Navigation über taktile Displays erfolgt bisher nur im Makrobereich im Zusammenhang mit der Führung von Hubschraubern, Flugzeugen, Booten oder der gesamten Person. Das Ziel, eine dreidimensionale Navigation von Objekten, insbesondere Instrumenten, mit Hilfe von taktilen Signalen zu unterstützen, wird bisher von keiner derzeit bekannten Arbeitsgruppen im Bereich der taktilen Displays verfolgt oder umgesetzt.
- Werden taktile Signale zur Navigation eingesetzt, so ist das Display räumlich sehr groß. Oftmals wird der komplette Rückenbereich und Bauchraum für die Anbringung des Displays verwendet. Probleme mit der räumlichen Auflösung bei der Anbringung eines taktilen Displays auf einer kleinen Fläche können dabei vernachlässigt werden. Bei der Navigation von ganzen Personen ist eine räumliche Begrenzung des Displays nicht notwendig.

Um die Vorteile von Navigations- und Robotersystemen zu vereinen, wird ein kombiniertes System gesucht, das präoperative Planung und intraoperative Planungsanpassung gewährleistet. Es soll gleichzeitig direkteren Einfluss auf die Instrumentenposition ermöglichen, ohne jedoch den Arbeitsraum des Chirurgen einzuschränken oder das taktile Feedback von aktiven Instrumenten zu verfälschen, um so die Genauigkeit des Eingriffs nicht zu beeinträchtigen sondern zu erhöhen. Der Einsatz eines taktilen Displays zur Informationsübermittlung löst die aufgeführten Punkte bis zu einem gewissen Grad und würde den visuellen Kanal entlasten, Reaktionszeit verkürzen und das Aufblicken vom Operationsfeld minimieren.

4 Ansatz: Entwurfparameter für eine multimodale Navigationslösung

Der neue Ansatz dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Navigationssystems mit einer ergänzenden taktilen Übertragung der Navigationsinformationen für die Computergestützte Chirurgie. Das heißt, es wird mehr als eine Sinnesmodalität des Menschen genutzt, um Informationen zu übertragen. Neben der konventionell visuellen Darstellung, sollen bestimmte Navigationsinformationen mit Hilfe von taktilen Signalen übertragen werden. Die Architektur des Systems ist in Abbildung 4.1 dargestellt. Das Konzept basiert auf der Annahme, dass durch taktile Signale, die an definierten Positionen auf der Hautoberfläche erzeugt werden, eine Beeinflussung der dreidimensionalen Position der Hand des Benutzers erfolgen kann. Dabei stimmen die Positionen der taktilen Stimuli mit der zu übermittelnden Richtungsinformation überein.

4.1 Gesamtkonzept der taktil ergänzten Navigation

In diesem Abschnitt wird der Ablauf des taktil unterstützten Navigationsvorgangs grob schematisch skizziert. Im Folgenden werden die einzelnen Schritte und Komponenten, wie sie bereits in Abbildung 4.1 gezeigt wurden, kurz beschrieben und die spezifischen Probleme sowie existierende Lösungen kurz vorgestellt.

4.1.1 Konzept der taktilen Informationsrepräsentation

Ziel der taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle ist es, dem Benutzer Navigationsinformationen mit Hilfe von taktilen Stimuli zu übermitteln. Dabei soll der klassische Mechanismus

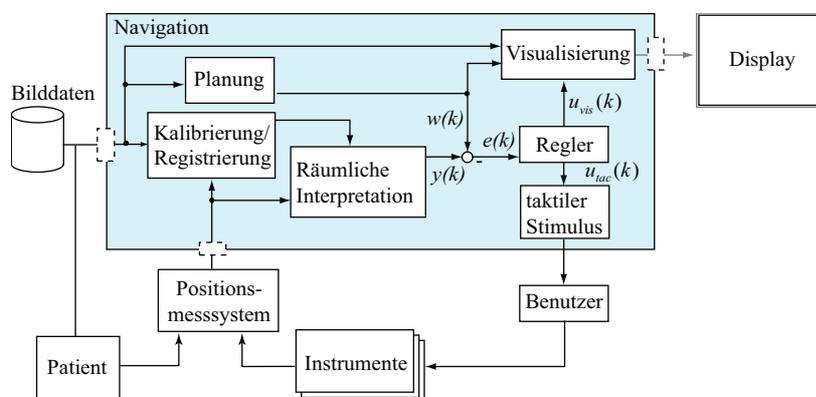


Abbildung 4.1: Komponenten und Informationsfluss eines Navigationssystems erweitert um eine taktil Mensch-Maschine-Schnittstelle

des „Tipp auf die Schulter“ ausgenutzt werden, um beispielsweise Richtungsinformationen intuitiv an den Benutzer weiterzugeben. Wird einer Person auf die Schulter getippt, so dreht sich die Person fast automatisch in die Richtung, aus der dieser taktile Stimulus empfangen wurde. Dieses Verhalten wird nun auf den Bereich der Hand übertragen. Dabei wird die Annahme getroffen, dass ein „Tipp“ auf den Handrücken in Form eines definierten taktilen Stimulus den Benutzer dazu veranlasst, die Position der Hand entsprechend der Richtung, aus der das Signal empfangen wird, zu verändern. Dafür werden Taktoren auf der Hautoberfläche der Hand angebracht. Jeder Taktor repräsentiert durch die Position auf der Handoberfläche eine ortsabhängige Bewegungsachsen. Wird ein Taktor aktiviert, so soll der entstehende taktile Reiz den Benutzer veranlassen, eine mit der Bewegungsachse korrespondierende Bewegung auszuführen. Die Taktoren werden dabei ausschließlich auf dem Handrücken oder der Außenseite der Finger angeordnet, um die Fingerfertigkeit und Sensibilität des Chirurgen nicht zu beeinträchtigen. Die Navigationsinformationen, die in klassischen Navigationssystemen über das Display dargestellt werden, werden nun über einen neuartigen, auf den Menschen abgestimmten Regelmechanismus für den taktilen Stimulus aufbereitet und über spezielle Schnittstellen an die taktile Mensch-Maschine-Schnittstelle weiter gegeben. Durch den erzeugten taktilen Stimulus wird die Hand des Benutzers - und damit die Instrumente - durch „Tippen auf die Hand“ geführt. Gleichzeitig ist der Regler in der Lage, parallel die visuelle Ausgabe zu berechnen, welche anschließend auf konventionelle Art über einen Monitor dargestellt wird. Der grobe Ablauf der taktil unterstützten chirurgischen Assistenz wird im Folgenden anhand des einfachen, abstrakten Navigationsbeispiels erläutert, bei dem ein Punkt am Patienten mit dem Instrument erreicht werden soll.

4.1.2 Präoperative Bilddaten

Im ersten Schritt werden die Bilddaten vom Patienten aufgenommen. Für die Aufnahme von präoperativen Bilddaten bietet sich das CT durch die relativ gute räumliche Abbildungstreue an. Grenzen zwischen Knochen und Haut bzw. zwischen Haut und Luft lassen sich präzise darstellen. Neben CT ist die Bildgebung durch MRT ebenfalls gängig, besonders bei Eingriffen an Weichgewebe. Um den sich anschließenden Registrierungsschritt zu erleichtern, müssen vor der Aufnahme Registrierungsmarker am oder im Patienten befestigt werden. Gängig sind hierbei kleine Schrauben (Fiducials), die in den Knochen eingebracht werden und somit gut auf CT-Aufnahmen zu sehen sind. Diese müssen bis zum Eingriff auf oder im Patienten verbleiben, da sie zur intraoperativen Registrierung benötigt werden. Die Bilddaten werden entsprechend dem DICOM 3.0 Standard gespeichert und in das Navigationssystem importiert.

4.1.3 Eingriffsplanung

Auf Basis der Bilddaten wird in einer speziellen Planungskomponente der anschließende Eingriff geplant. Dazu zählen unter anderen die Markierung von Positionen, die Definition von Schnittlinien und von Volumina sowie Angaben zur Orientierung von Instrumenten. Die Planung ist stark von der Art des chirurgischen Eingriffs abhängig. Da der Fokus dieser Arbeit auf der Ausgabe von Navigationsinformationen liegt, welche leicht an Planungen unterschiedlicher chirurgischer Eingriffe anpassbar ist, werden daher im Zuge dieser Arbeit nicht alle Facetten der chirurgischen Planung erläutert. Insgesamt gibt die Planung die Soll-

vorgaben für den navigierten Eingriff vor. In diesem einfachen Beispiel wird eine bestimmte Position in den Bilddaten des Patienten während der Planung als Zielpunkt angegeben. Die kann zum Beispiel bei der Biopsie von Gewebeproben sinnvoll sein, um die genaue Position vorzugeben, an der die Probe entnommen werden soll. Ist der Einstichwinkel bei der Probenentnahme wichtig, so kann auch dieser als Sollvorgabe in der Planung festgelegt werden. Die Plandaten werden zusammen mit den Bilddaten des Patienten abgelegt.

4.1.4 Registrierung und Kalibrierung

Die im System befindlichen Bilddaten des Patienten werden durch einen Registrierungsschritt mit dem realen Körper des Patienten in Bezug gesetzt. Für diese Korrelation wird ein Lokalisator des eingebetteten Positionsmesssystem am Patienten befestigt, um die Stellung des Patienten vermessen zu können. Während des Registrierungsschrittes wird die relative Lage der Bilddaten zu dem Patientenlokalisator berechnet. Hierbei werden die am Patienten befestigten Registrierungsmarker verwendet, um die Korrelation über definierte Punkte sowohl am realen Patienten als auch in den Bilddaten herstellen zu können [4]. Wird anschließend mit dem Positionsmesssystem die Lage des Patientenlokalisators vermessen, kann die Lage der Bilddaten im realen Raum berechnet werden. Das systeminterne Patientenmodell wird mit der realen Anatomie des Patienten gekoppelt. Um die realen chirurgischen Instrumente lagerichtig zu den Bilddaten am Monitor darstellen zu können, wird an jedem Instrument, welches dargestellt werden soll, ebenfalls ein Lokalisator fixiert. Mit einem Kalibrierungsschritt wird berechnet, wie das Instrument relativ zum Marker aufgebaut ist und wo sich die für den Eingriff entscheidende Instrumentenspitze, der sogenannte Tool Center Point (tcp), relativ zum befestigten Instrumentenlokalisator befindet. Die Informationen über die relativen Stellungen zwischen den befestigten Lokalisatoren und dem Patienten bzw. den Instrumenten werden in homogenen 4×4 Matrizen (sogenannten Transformationsmatrizen, T-Matrizen) gespeichert. Für die spätere taktile Darstellung der Navigationsinformationen ist die räumliche Stellung der taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle notwendig, um die Informationen lagerichtig an den Benutzer weiterzugeben. Aus diesem Grund gibt es einen weiteren Kalibrierungsschritt für die taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle, in dem der Mensch-Maschine-Schnittstelle ein virtuelles Koordinatensystem zugeordnet wird, in dem die Lage der einzelnen Taktoren bekannt ist und welches relativ zu einem messbaren Lokalisator erzeugt wird. Die Transformationsinformationen werden ebenfalls in einer T-Matrix gespeichert. Der Vorgang der Kalibrierung des taktilen Displays wird ausführlich in Abschnitt 5.5 auf Seite 114 vorgestellt.

4.1.5 Transformation zwischen den Koordinatensystemen

Nach der Registrierung des Patienten und der Kalibrierung der Instrumente, können die Positionen vom Patienten und den Instrumenten lagerichtig über das Positionsmesssystem vermessen werden. Dabei werden die im Registrierungs- und Kalibrierungsschritt berechneten T-Matrizen eingesetzt. Es kommt zu Transformationen zwischen den einzelnen Koordinatensystemen in ein gemeinsames, darstellbares Koordinatensystem. Zusammen mit den Bilddaten des Patienten können die Plandaten dargestellt werden. Über eine räumliche Interpretation der Instrumentenpositionen relativ zum Patienten und den Plandaten sowie weiteren Transformationen zwischen den Koordinatensystemen werden Informationen wie beispielsweise der Abstand der Instrumentenspitze (tcp) zu einer geplanten Position oder

die Winkelabweichung zu einer geforderten Orientierung des Instruments berechnet. Diese Navigationsinformationen können anschließend entsprechend aufbereitet visuell oder taktil an den Benutzer weitergegeben werden.

4.1.6 Taktile Regelung und taktiler Stimulus

Für die taktile Darstellung werden die Navigationsinformationen an eine taktile Reglerkomponente weitergeleitet, die in Abhängigkeit der aktuellen Regelabweichung, gegeben durch die räumliche Interpretation von Instrumenten- und Patientenstellung, die Navigationsinformationen für die taktile Darstellung berechnet. Die Informationen werden durch Aktivität der einzelnen Taktoren im taktilen Display dargestellt. Es wird daher für die zu präsentierenden Informationen das Maß der Aktivierung für jeden Taktor des taktilen Displays berechnet. Welche Taktoren aktiviert werden müssen ist abhängig von der aktuellen räumlichen Stellung des taktilen Displays und der Hand. Mit Hilfe der im Kalibrierungsschritt gespeicherten Informationen über die Transformation zwischen dem virtuellen Koordinatensystem des Displays und einem messbaren Lokalisator kann die Stellung des taktilen Displays bestimmt werden. Ist die Stellung des Displays bekannt, kann berechnet werden, welche Taktoren in Richtung des zu erreichenden Punktes weisen oder welche Taktoren räumlich so liegen, dass mit ihnen eine Änderung der Orientierung des Instruments angezeigt werden kann. Nachdem die Berechnung abgeschlossen wurde, welche der Taktoren aktiviert werden, wird berechnet, wie die Taktoren aktiviert werden müssen. Es wird das eigentliche Signal für jeden aktiven Taktor berechnet. Es setzt sich aus der Aktivierungsfrequenz und dem Tastverhältniss zusammen. Die Frequenz und das Tastverhältnis werden in Abhängigkeit der Navigationsinformationen bestimmt. Sie kodieren zum Beispiel die Entfernung zu einem Ziel.

4.1.7 Rückkopplung

Der Benutzer des Navigationssystems lässt sich mit Hilfe der taktilen und visuellen Informationen führen. Ein taktiler Stimulus führt beim Benutzer daher zu einer Bewegung der Hand und folglich auch zu einer Änderung der Instrumentenposition relativ zum Patienten. Soll der Benutzer zu einem Zielpunkt geführt werden, so bewegt sich der Benutzer nach einem taktilen Stimulus in die Richtung des Zieles. Die Stellung des Instruments relativ zum Patienten ändert sich. Diese Änderungen werden vom Positionsmesssystem erfasst und erneut ins System geleitet. Die Transformation und Interpretation der Informationen beginnt von Neuem und die Navigationsinformationen werden den aktuellen Gegebenheiten angepasst. Auf diese Weise werden die internen Daten des Systems permanent mit den äußeren realen Gegebenheiten abgeglichen und aktualisiert, bis das geplante Navigationsziel, in diesem Fall eine Position, erreicht wurde.

Eine ausführlichere, formalisiertere Beschreibung der einzelnen Abläufe wird in Abschnitt 5.5 auf Seite 114 gegeben.

4.2 Originäre Ansätze

Im Zuge der Entwicklung des Navigationssystems bestehen die neuartigen Ansätze dieser Arbeit in der Entwicklung und Umsetzung der taktilen Mensch-Maschine-Kommunikation

für den Bereich der Computer-gestützten Chirurgie, welche in Abbildung 4.1 auf Seite 34 hervorgehoben sind. Mit der taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle werden Steuersignale taktil über die Hand an den Benutzer übertragen, so dass der menschliche Arm ähnlich einem Roboterarm geregelt geführt wird. Auf diese Art und Weise wird die exakte Positionierung von Instrumenten in der Chirurgie unterstützt. Das bietet den Vorteil, dass sich verschiedene Konzepte, die bereits aus dem Bereich der Robotik bekannt sind, aufgreifen lassen. Im Gegensatz zur Robotik wird jedoch der Mensch in den Regelkreis integriert, wobei die Stellsignale mit Hilfe der taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle übermittelt werden. Es ergeben sich die folgenden Schwerpunkte:

Taktile Schnittstelle: Um mit dem Bediener auf taktilem Weg kommunizieren zu können, wird in einem ersten Schritt eine taktile Mensch-Maschine-Schnittstelle geschaffen. Diese Aufgabe untergliedert sich in folgende weitere Schritte:

Aktoren: Die Aktoren, mit denen taktile Stimuli generieren werden können, werden kurz als Taktoren (taktiler Aktor) bezeichnet. Sie bilden die Basis der taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle. Entscheidenden Faktoren bei der Erzeugung von taktilen Signalen und damit für die übermittelbaren Informationen ist zum einen der erzeugbare taktile Stimulus an sich zum anderen jedoch auch die Größe des Taktors, da von ihr die Positionierbarkeit mehrere Taktoren auf einer begrenzten Fläche abhängt. Neuartig ist dabei, die Auswahl und den Einsatz der Taktoren so zu gestalten, dass sie den Anforderungen genügen, die an das Endsystem für den Einsatz in der Chirurgie gestellt werden.

Signalerzeugung: Mit den gewählten Taktoren müssen Signale so erzeugbar sein, dass verschiedenste Informationen, beginnend mit Richtungs- und Abstandsangaben bis hin zu komplexen Systemzuständen, übertragbar sind. Es wird daher eine neuartige Signalerzeugung entwickelt, mit der Navigationsinformationen auf den Anwendungsfall abgestimmt generiert werden können.

Die Auswahl und Umsetzung der Hardware der Mensch-Maschine-Schnittstelle wird im Abschnitt 5.1 auf Seite 42 des Realisierungskapitels näher beschrieben.

Analyse: Mit Hilfe der von den gewählten Taktoren erzeugten Signalen sollen im Endsystem Navigationsinformationen übertragbar sein, die eine Führung des menschlichen Arms ermöglicht. Um sicherzustellen, dass die Signale zur Informationsübermittlung im Sinne der Positionsbeeinflussung geeignet sind, wird eine umfassende Bewegungsanalyse durchgeführt, die neue Aspekte der Reaktion des Menschen auf taktile Signale betrachtet, die in der Form noch nicht analysiert wurden. Es wird angenommen, dass durch taktile Stimuli, die an definierten Positionen auf der Hautoberfläche erzeugt werden, eine Beeinflussung der dreidimensionalen Position der Hand des Benutzers erfolgen kann. Die Positionen der Stimuli generierenden Taktoren stimmen dabei mit der zu übermittelnden Richtung überein. Um diese Annahme zu stützen, werden in ersten Versuchen die Bewegungsachsen in Abhängigkeit des Ortes analysiert, an dem der taktile Stimulus eines Taktors erfolgt (Kapitel 5.2.3 auf Seite 74). Eine solche Analyse der Bewegung in Bezug auf Entstehungsort ist neu und nicht aus der Literatur bekannt. Es wird ebenfalls nachgewiesen, dass zwischen dem taktilen Stimulus für den Menschen und dessen motorischer Reaktion ein kausaler Zusammenhang besteht. Gleichzeitig wird auf diese Weise gezeigt, dass die Reaktion des Menschen als deterministisch angesehen werden kann (experimentelle Modellbildung / Identifikati-

on, siehe Kapitel 5.2.1 auf Seite 48). Ebenfalls neuartig ist die Analyse der Dynamik der Bewegung, in der gezeigt wird, dass durch Modulation des Vibrationssignals eine Dynamik in der Bewegung initiiert werden kann (Kapitel 5.2.2 auf Seite 57). Eine Steuerung der Dynamik und damit der Geschwindigkeit ist maßgeblich, um die Geschwindigkeit in Abhängigkeit zum Abstand zu einem Ziel anzupassen. Um regelungstechnisch eingreifen zu können, ist es ebenfalls wichtig, Richtungen zwischen den Bewegungsachsen anzeigen zu können. Es wird daher festgestellt, ob und wie sich Richtungen zwischen den Bewegungsachsen durch eine Fusion der Einzelsignale anzeigen lassen (Kapitel 5.2.3 auf Seite 61). Aufbauen auf der Analyse erfolgt der Übergang von der Identifikation zum Reglerentwurf.

Regelung: Auf Basis der gewonnenen Ergebnisse wird eine neuartige taktile Regelung entworfen, die den Mensch aktiv als Teil des Prozess in die Regelkette mit einbezieht. Um mit der einfachsten Art der Regelung zu beginnen, wird als erstes ein P-Regler implementiert. Der Regler berechnet den Stellwert $u(k)$ für die taktile Ausgabe der Navigationsinformation in Abhängigkeit der Abweichung zur Zielvorgabe $e(k)$. Geregelt wird ist die Position der Instrumentenspitze. Die Regelabweichung ergibt sich damit als Abstand der Instrumentenspitze zu einer Zielstellung (Kapitel 5.3.3 auf Seite 88).

Da PID-Regler im Allgemeinen schneller und flexibler auf eine Regelabweichung reagieren, wird der P-Regler zu einem PID-Regler weiterentwickelt. Die Ableitung der Parameter des PID-Reglers erfolgt anhand der Wendetangenten-Methode, da in diesem speziellen Entwurfsfall klassischen Methoden zur Parameterbestimmung nicht anwendbar sind (Kapitel 5.3.4 auf Seite 90). Die Genauigkeit der Regelung des menschlichen Arms zur exakten Positionierung wird anhand von Positionierungsexperimenten evaluiert.

Adaption: Die Ergebnisse der Bewegungsanalyse dienen nicht nur der kontinuierlichen Entwicklung der unterschiedlichen Regler, sondern zeigen ebenfalls Möglichkeiten auf, den Regler und das System an unterschiedliche Benutzer oder Situationen anzupassen. Zum einen ist es wahrscheinlich, dass unterschiedliche Individuen auf einen taktilen Stimulus auch sehr unterschiedlich reagieren, zum anderen kann sich das Verhalten des Menschen über die Zeit ändern. Ursachen können Sättigungseffekte oder unterschiedliche Aufmerksamkeitszustände des Menschen sein. Es werden auf Grundlage der Analysedaten verschieden, neue Möglichkeiten der Adaption des Reglers und des Systems aufgezeigt und diskutiert (vgl. 5.4 auf Seite 109).

Anwendung: Abschließend wird anhand der gewonnenen Kenntnisse ein Navigationssystem für die Chirurgie entworfen, welches ein prototypisches taktiles Display integriert. Die theoretischen Entwurfsgedanken zum taktilen Display und der taktilen Regelung werden umgesetzt und implementiert, so dass die zusätzliche taktile Navigation eines Instruments ermöglicht wird (Abschnitt 5.5 auf Seite 114). Da besonders dynamische Vorgängen wie das Fräsen durch eine rein visuelle Darstellung behindert werden, wird das sich ergebende System mit Hilfe von unterschiedlichen Fräsversuchen evaluiert, wie in Kapitel 6 auf Seite 122 beschrieben.

4.3 Abgrenzung

Diese Arbeit befasst sich vornehmlich mit der Entwicklung einer Schnittstelle für die taktile Informationspräsentation. Wichtige Probleme, welche im Zusammenhang mit chirurgischer Navigation beachtet und gegebenenfalls umgesetzt wurden, aber hier nicht explizit behandelt werden, sind folgende:

Bilddaten-Import: Die medizinischen Bilddaten bilden die Grundlage für alle Komponenten wie Visualisierung, Planung und Umsetzung der Planung mit taktile Unterstützung eines chirurgischen Assistenzsystems. Der Import der Bild- und Patientendaten in das System erfolgt auf Basis von standardisierten Schnittstellen wie ACR-NEMA oder DICOM 3.0. Die Daten enthalten neben den eigentlichen Bilddaten wesentliche Informationen zur Berechnung und Visualisierung der Bilddaten (Auflösung, Schichtdicke, Grauwerte, etc.).

Registrierung: Die Untersuchung der speziellen Eigenschaften der Bildgebenden Systeme, besonders von CT, MRT und Ultraschall ist ebenfalls notwendig. Wichtige Aspekte sind dabei die Genauigkeit der räumlichen Abbildung, die Genauigkeit der Abbildung selbst, das Rauschen in den Bildern und die Auflösung, da sie die Genauigkeit der Registrierung und damit die erreichbare Genauigkeit des Systems beeinflussen. Die Genauigkeiten der Bildgebenden Systeme und die erreichbare Genauigkeit der Registrierung werden im Rahmen dieser Arbeit nicht betrachtet. Des Weiteren muss bei der Integration mehrerer Systeme eine Kalibrierung der Bildebenen oder -volumina der einzelnen Systeme beachtet werden, um die Bilder in ein gemeinsames Koordinatensystem überführen zu können.

Visualisierung: Weiter sind die medizinischen Bilddaten auch Grundlage für die Diagnose und die nachfolgende Planung des chirurgischen Eingriffs. Dazu ist eine Visualisierung der Bilddaten erforderlich. Vorherrschend ist der Ausdruck der Bilddaten als Röntgennegativ. Es setzt sich jedoch zunehmend die computergestützte Darstellung als 2d- und 3d-Bilder durch. Die hierfür notwendigen Algorithmen der Segmentierung oder Einstellungen der Grauwerte, die es dem Chirurgen ermöglichen relevante Strukturen klarer darzustellen, werden im Rahmen dieser Arbeit nicht näher betrachtet. Wird die Umsetzung der Planung visuell unterstützt, ist es zum Teil notwendig, dass CAD-Modelle mit volumen-/(voxel-)basierten Modellen gemischt werden.

Planung: Die Planung des chirurgischen Eingriffs besteht im Wesentlichen aus einer Eingriffsplanung. Eine detaillierte Ablaufplanung, wie sie für robotergestützte Eingriffe notwendig ist, entfällt. Die Eingriffsplanung wird auf Basis der visualisierten medizinischen Bilddaten vom Chirurgen durchgeführt. Dabei werden die für den Eingriff notwendigen Arbeitsschritte festgelegt und quantifiziert (z.B. Position, Orientierung und Tiefe des Setzens einer Biopsienadel). Im Gegensatz zur reinen Visualisierung der Bilddaten muss dazu eine quantitative Analyse der Bilddaten vorgenommen werden, um Aussagen über z.B. Abmessungen von Strukturen oder Abstände machen zu können.

5 Realisierung

In diesem Kapitel werden die einzelnen Schritte der Realisierung der taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle erläutert. Dabei ist das Kapitel entsprechend der definierten Schwerpunkte in folgende Abschnitte unterteilt, wobei die Schnittstelle beginnend mit den Aktoren bis hin zur Integration ins System sukzessiv aufgebaut wird:

- Aktoren, Aufbau und Signale der taktile Schnittstelle
- Analyse der durch taktile Signale initiierten Bewegungen
- Führung von Personen durch taktile Regelung
- Möglichkeiten der Adaption des Reglers
- Anwendung des taktilen Displays in einem chirurgischen Navigationssystems

Die Umsetzung der genannten Punkte hängt maßgeblich von der konzeptionellen Herangehensweise an die Entwicklung des Displays ab. Alle weiteren Analyse- und Realisierungsvorgehenweisen werden maßgeblich davon geprägt, auf welcher Ebene die Steuerung des Displays ansetzen soll. Dabei kommen drei verschiedene Ansatzvarianten in Frage:

Anbringung des Displays am Arm: Betrachtet man den menschlichen Arm wie einen Roboterarm, muss das taktile Display so konzipiert werden, dass jeder Freiheitsgrad jedes Gelenks des menschlichen Arms mit Hilfe von taktilen Signalen eingestellt werden kann. Das taktile Display setzt in der untersten Ebene der vorgestellten Robotersteuerungsarchitektur an (vergleiche Abbildung 3.4 auf Seite 20). Je nach Literatur wird eine Anzahl von bis zu 10 Freiheitsgraden für die Gelenke des menschlichen Arms angegeben [57]. Jeden dieser Freiheitsgrade durch taktile Signale exakt einzustellen, ist mit einem hohen technischen und analytischen Aufwand verbunden.

Anbringung des Displays an der Hand: Durch die Propriozeption sind dem Menschen die aktuellen Stellungen der Gelenke des Arms bewusst. In Abhängigkeit der aktuellen Armsstellung weiß der Mensch, wie er die Gelenkstellungen des Arms zu bewegen hat, um seine Hand im Raum zu einer bestimmten Position zu bringen. Der zweite Ansatz sieht daher eine eingeschränkte Verteilung der taktilen Aktoren auf der Hand statt dem gesamten Arm vor. Es wird dabei davon ausgegangen, dass lokal beschränkt präsentierte Informationen auf der Hand zu Gesamtbewegungen des Arms abstrahiert werden können.

Anbringung des Displays am Instrument: Die dritte Variante sieht eine Integration des Displays am Instrument vor. Die taktilen Informationen werden automatisch im Bereich der Finger aufgenommen, wenn der Chirurg das Instrument hält. Ebenso wie im Ansatz der Anbringung auf der Hand wird von dem Vermögen des Menschens zur Abstraktion der lokalen Navigationsinformationen auf eine Armbewegung ausgegangen.

5.1 Taktile Schnittstelle

Der erste Abschnitt des Kapitels zur Entwicklung einer taktilen Kommunikationsmöglichkeit befasst sich mit der taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle an sich. Dabei wird zunächst die Entscheidung der Lage des Displays kurz diskutiert. Darauf aufbauend wird die Auswahl der Aktoren näher betrachtet und es werden die Möglichkeiten der Signalerzeugung mit den jeweiligen Aktoren diskutiert.

Der Mensch besitzt sowohl eine sehr gute Hand-Augen-Koordination als auch eine gute Propriozeption (Eigenwahrnehmung, siehe Kapitel 3.5.1 auf Seite 25). Er ist daher in der Lage, die Gelenke (Freiheitsgrade) des Arms selbständig, ohne aktive gedankliche Leistung so einzustellen, dass er mit der Hand eine vorgegebene Stellung im Raum erreichen kann. Im Gegensatz zu einem Roboterarm, bei dem sämtliche Freiheitsgrade eingestellt werden müssen, um mit einem eingespannten Instrument eine Stellung im Raum zu erreichen, muss dem Mensch daher keine Vorgaben zu den Gelenkstellungen des Arms bereitgestellt werden. Es ist daher nicht notwendig, das taktile Display so zu entwerfen, dass jedes Gelenk des Armes einzeln angesteuert werden kann. Es ist ausreichend, sich auf den Bereiche zu konzentrieren, der navigiert werden soll. Das taktile Display wurde daher auf den Bereich der Hand, die das Instrument führen wird, beschränkt. Um den Besonderheiten des Anwendungsgebiets in der Chirurgie gerecht zu werden, wird das taktile Display ausschließlich auf dem Handrücken und den Fingeraußenseiten getragen. Die Sensibilität der Fingerspitzen und der Handinnenseite bleibt dabei für den Chirurgen erhalten. Er wird in seinem normalen Handlungsabläufen so wenig wie möglich eingeschränkt. Ein weiterer Vorteil der Lage des Displays auf dem Handrücken und den Fingern ist, dass die Navigationsinformationen lokal nahe an dem Ort präsentiert werden, an dem die eigentliche Navigation stattfindet. Die Interpretation eines taktilen Stimulus ist stark vom visuellen Eindruck abhängig [7]. Taktile Reize werden in Abhängigkeit des taktilen Stimulus und des Objekts, welches gleichzeitig betrachtet wird, räumlich auf das betrachtete Objekt projiziert [58]. Es kann daher davon ausgegangen werden, dass räumliche Informationen, die lokal beschränkt taktil auf dem Handrücken vorgegeben werden, ebenfalls durch das visuelle System beeinflusst werden und Richtungsinformationen, die auf den Handrücken erzeugt werden, räumlich an den Ort projiziert werden, auf den sich die visuelle Aufmerksamkeit des Menschen richtet. In Anwendungsbereich der chirurgischen Navigation würden die taktilen Informationen an die Spitze des Instruments projiziert werden, was ein großer Vorteil gegenüber der rein visuellen Präsentation der Informationen ist. Um eine größtmögliche Flexibilität in der Anbringung der Taktoren während der Entwicklung zu haben, wurde von einer Anbringung der Taktoren am Instrument abgesehen.

5.1.1 Aktoren

Aus den bereits genannten Gründen der Kosteneffizienz und einfachen Generierung der taktilen Reize wurde die Erzeugung von Vibrationen als zu verwendendes taktilen Signal ausgewählt. Ziel dieser Arbeit zur Schaffung einer taktilen Mensch-Maschine-Kommunikations-Schnittstelle war es, die generelle Machbarkeit der Verwendung von taktilen Signalen zur medizinischen Navigation zu zeigen. Erfüllt das Display die Anforderungen, die an die Informationsübermittlung gestellt werden, so kann über eine aufwändigere und evtl. genauere Reizgenerierung mit Hilfe von alternativen Akteurprinzipien nachgedacht werden. Solche Möglichkeiten werden im Ausblick (Kapitel 8 auf Seite 137) der Arbeit betrachtet.

Im Zuge der Entwicklung wurden sequenziell zwei verschiedenen Arten von Aktoren getestet, welche auf unterschiedliche Arten Vibrationen erzeugen.

Signalgeber I

Zu Beginn der Arbeit wurden VBW32 Signalgeber der Firma Audiological Engineering Corporation als mögliche Aktoren für das taktile Display in Betracht gezogen (siehe Abb. 5.1(a)). Das prototypisch aufgebaute taktile Display ordnet vier Aktoren auf dem Handrücken an, welche ein Koordinatensystem in der Ebene aufspannen. Das Display ist in Abbildung 5.1(b) und (c) dargestellt.

Die VBW32 Tactaid Signalgeber haben eine Abmessung von 27,5 mm × 20 mm. Die innere Mechanik der VBW32 Tactaid Signalgeber besteht aus einer u-förmigen Feder aus dünnem, halb gehärteten, überzogenen Eisen. Eine der Aufgaben der Feder ist es, als Rückleitung für ein magnetisches Feld zu fungieren. Aufgehängt in der Feder befindet sich eine Masse. Eine magnetische Spule mit Eisenkern ist Bestandteil dieser Masse. Wird von außen an der Spule ein Wechselstrom bereitgestellt, so wird ein magnetisches Wechselfeld aufgebaut, welches mit einem der Spule zugewandten Magneten interagiert. Das Resultat ist, dass der Feder-Masse-Aufbau auf und ab vibriert. Der Aufbau ist in Abbildung 5.1.1 auf der nächsten Seite schematisch dargestellt.

Der VBW32 Tactaid Signalgeber arbeitet in einem so genannten Inertialmodus. Die vibrierende Spule und das Gewicht an der Feder geben die Vibrationen über die Außenseite der Feder an das Gehäuse weiter. Das Gehäuse wiederum vibriert gegen die Hautoberfläche. In diesem Aufbau mit einem variablen magnetischen Widerstand bestimmt das magnetische Feld beim Vibrieren den Abstand zwischen Spule und Magnet. Im Gegensatz dazu ist die Spule bei einer Schwingspule innerhalb der magnetischen Struktur und der Abstand zwischen Spule und Magnet wird nicht verändert. Schwingspulen werden häufig in modernen Lautsprechern verwendet, da ihr Verhalten linear ist. Für die VBW32 Tactaid Signalgeber wird das Prinzip des variablen Widerstands verwendet. Ein Vorteil bei der Verwendung dieses Prinzips ist, dass es sehr robust ist und sich einfach in kleiner Bauart herstellen lässt. Wie der Aufbau zeigt, verlaufen die entstehenden Vibrationen normal zur Hautoberfläche und nicht tangential. Das ist ein entscheidender Faktor in Bezug auf die Güte der Wahrnehmbarkeit der Vibrationen.



(a) VBW32 Signalgeber



(b) Anbringung der Taktoren auf dem Handrücken



(c) Anordnung der Taktoren im Handschuh

Abbildung 5.1: Vibrotaktiler Display mit VBW32 SkinTransducer bestehend aus 4 Signalgebern zur Erzeugung von Vibrationen auf dem Handrücken

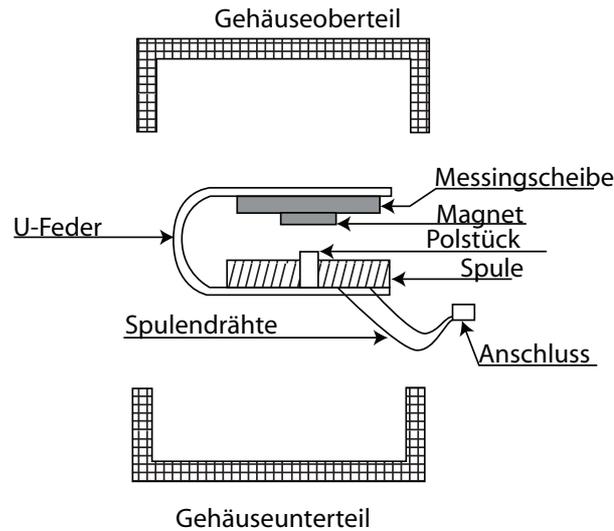


Abbildung 5.2: Aufbau der VBW32 Signalgeber ©Audiological Engineering Corporation

Die Ansteuerung der VBW32 Tactaid Signalgeber erfolgt über ein Pulsweiten modulierte Rechtecksignal. Die erzeugten Vibrationen liegen im Bereich von 0 Hz bis 500 Hz. Ein wesentlicher Vorteil der VBW32 Tactaid Signalgeber ist die Möglichkeit, die erzeugten Vibrationen direkt in ihrer Frequenz und Pulsweite manipulieren zu können. Erste, undokumentierte Vorversuche zeigten jedoch, dass die Modulation der Pulsweite die generierten Vibrationen nicht ausreichend variiert, um vom Menschen gut unterscheidbar wahrnehmbar zu sein. Die beste Wahrnehmung von Vibrationen liegt im Frequenzbereich von ~ 200 Hz bis ~ 250 Hz [44]. Änderungen der Frequenz müssen mindestens 20% betragen, um als Änderungen in der Frequenz wahrnehmbar zu sein [44]. Des Weiteren sollten nicht mehr als neun unterschiedliche Frequenzen verwendet werden, um Informationen zu kodieren. Die durch die VBW32 Tactaid Signalgeber angebotenen Möglichkeiten können daher im Anwendungsbereich eines taktilen Displays nicht in vollem Umfang genutzt werden.

Die grundlegende Machbarkeit der Informationsübertragung durch taktile Signale auf dem Handrücken soll durch Vorversuche evaluiert werden, die zeigen, dass eine räumliche Trennung von Vibrationssignalen auf den Handrücken möglich ist. Hierfür ist der Einsatz des vollen Funktionsumfangs der VBW32 Signalgeber nicht notwendig. Die VBW32 Signalgeber wurden daher für grundlegende Wahrnehmungsversuche eingesetzt, in denen betrachtet wurde, ob Vibrationen auf dem Handrücken räumlich trennbar und einem Taktor zuordenbar sind. Es hat sich jedoch schnell herausgestellt, dass die Baugröße der VBW32 Tactaid Signalgeber für die Entwicklung eines taktilen Displays auf den Handrücken zu groß ist. Empfundene Vibrationen konnten nicht immer eindeutig einem Signalgeber zugeordnet werden. Da der Funktionsumfang der VBW32 Tactaid Signalgeber ebenfalls nur eingeschränkt für die Art der Anwendung nutzbar ist, wurden die Signalgeber nicht weiter genutzt und Gleichstrommotoren mit Schwungmasse als alternative Aktoren eingesetzt, welche im folgenden Abschnitt beschrieben werden. Um eine eindeutige Vergleichbarkeit aller Versuche gewährleisten zu können wurden die Versuche mit den VBW32 Tactaid Signalgebern nicht weiter betrachtet und dokumentiert. Dennoch wurden Konzept, Anordnung und Machbarkeit in [59] publiziert.

Signalgeber II

Als alternative Aktoren mit geringerer Baugröße wurden die Gleichstrommotoren 4TL-0253B der Firma JinLong Machinery & Electronics Co, China, ausgewählt. Die Motoren bestehen aus dem eigentlichen Motorblock und einer vor gelagerten Schwungmasse, welche nicht rotationssymmetrisch ist (siehe Abb. 5.3(a)). Wird der Motor angesteuert entsteht durch die Schwungmasse eine Unwucht, welche bei den hohen Drehzahlen des Motors zur Vibration des Aktors führt. Auch bei diesem Aktor sind die entstehenden Vibrationen bei der Auflage des Aktors auf die Haut normal zur Hautoberfläche und nicht tangential. Die Motoren haben inklusive der Schwungmasse eine Länge von 13 mm bei einem Durchmesser von etwas mehr als 4 mm. Da die Motoren bei Kontakt der Schwungmasse mit der Haut sofort stehen bleiben, sind sie in ein Gehäuse mit einer Länge von 20 mm und 5 mm Durchmesser eingefasst. Der Motor inklusive Gehäuse ist in Abbildung 5.3(b) dargestellt. Die Nennspannung der Motoren liegt bei 3 V. Die Nenndrehzahl der Motoren beträgt ca. 12.000 Umdrehungen pro Minute. Das entspricht einer Vibrationsfrequenz von 200 Hz, welche vom Menschen sehr gut wahrnehmbar ist. Damit entspricht die Spannung von 3V einer Vibrationsfrequenz von 200 Hz.

Aus Fertigungsgründen und zu Evaluations- und Testzwecken ist das Gehäuse offen gehalten. Der spätere Einsatz im Bereich der Chirurgie sieht jedoch Motoren in einem geschlossenen Gehäuse vor, um die Sterilisierbarkeit der Motoren gewährleisten zu können. Ein entsprechender Austausch der Motoren gegen geschlossene Gleichstrommotoren (ebenfalls JinLong Machinery & Electronics Co, China, Part Z6DL2H0120212) ist denkbar. Da die endgültige Anordnung der Motoren auf der Hautoberfläche zu Beginn der Arbeit noch nicht definitiv fest stand, und je nach Anwendung / Versuch und Versuchsperson stark variierte, wurde auf einen neuen Handschuhentwurf verzichtet. Das Display wurde während der Entwicklung direkt auf einem Latexhandschuh angebracht (siehe Abbildung 5.3(c)).



Abbildung 5.3: Vibrotaktiler Display bestehend aus bis zu 8 Gleichstrommotoren zur Erzeugung von Vibrationen auf dem Handrücken und den Fingeraußenseiten. Nicht sichtbare Aktoren sind auf der Handunterseite angebracht

5.1.2 Signalzusammensetzung und Informationstransport

Wie bereits im Stand der Technik über taktile Displays für Navigationsaufgaben in Abschnitt 3.5.2 auf Seite 30 erläutert, ist die Art des Signals und die räumliche Anordnung der Taktoren maßgeblich dafür verantwortlich, was für Informationen übertragen werden können. Aus den bereits beschriebenen Gründen der eingeschränkten Wahrnehmung von Parameteränderungen werden die Vibrationsfrequenz und -amplitude der Aktoren als veränderliche Parameter zur Informationskodierung ausgeschlossen. Durch den Ausschluss dieser beiden Parameter ist die Unkenntnis über das Verhältnis von Spannung zu Drehzahl und damit zur Vibrationsfrequenz der 4TL-0253B Signalgeber nicht länger ein Nachteil, da die Grundvibration der Aktoren gleich gehalten wird.

Die veränderlichen Parameter, die bei der Signalerzeugung des Displays eingesetzt werden, sind daher:

Die räumliche Anordnung: Durch die räumliche Anordnung können Navigationsinformationen wie Positionen, Richtungen oder Orientierungen angezeigt werden. Zusammen mit der zeitlichen Abfolge der Signale lassen sich spatio-temporäre Signale generieren.

Die zeitliche Abfolge: Durch eine zeitliche Abfolge von Signalen lassen sich geforderte Bewegungsänderungen oder Rotationen gegebenenfalls noch intuitiver darstellen, als durch die rein örtliche Kodierung durch die Taktorposition. Die temporale Abfolge von Einzelsignalen wurde jedoch in dieser Arbeit nicht näher betrachtet.

Das Aktivierungsverhalten: Abstände, weitere Richtungsinformationen oder Systemzustände lassen sich durch Modulation der Aktivierungszeitintervalle der Taktoren darstellen. Änderungen an der Dauer der Aktivierungszeit und dem Verhältnis zwischen An- und Abschaltzeit der Taktoren erzeugen ein gut wahrnehmbares, moduliertes, pulsierendes Signal. Dieses Aktivierungstiming entspricht einem der Grundfrequenz übergeordnetem Rechtecksignal mit einer variablen Frequenz und einer veränderlichen Pulsweite. Die Signalzusammensetzung ist in Abbildung 5.4 dargestellt.

Die wesentlichen Navigationsinformationen wie Abstände und Richtungen, die mit Hilfe eines Assistenzsystems über das taktile Display übertragen werden sollen, lassen sich

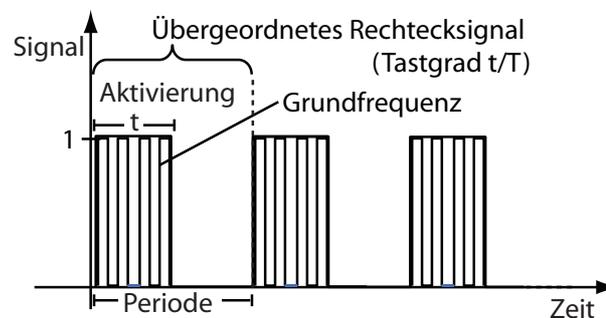


Abbildung 5.4: Zusammensetzung des taktile Signals bestehend aus Grundfrequenz und übergeordnetem Rechtecksignal

auf diese Weise kodieren. Das Konzept der Signalgenerierung hat sich bereits in anderen Einsatzbereichen als sinnvoll erwiesen [29].

Auf die detaillierte Berechnung der taktilen Informationen wird in Abschnitt 5.3.2 auf Seite 78 zur Kalibrierung und 5.5.3 auf Seite 120 zur Abbildung der Navigationsinformationen auf die Taktoren näher eingegangen. Die Modulation der Frequenz und Pulsweite zur Darstellung von Informationen wird in Abschnitt 5.2.3 auf Seite 61 näher analysiert und in Abschnitt 5.5.3 auf Seite 120 zur Berechnung der Frequenz und des Tastgrades beschrieben.

5.2 Bewegungsanalyse

Zur genaueren Ausgestaltung des vorgestellten taktilen Displays zu einer vibrotaktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle, müssen bestimmte Aspekte der vibrotaktilen Informationsübertragung betrachtet werden, um sicherzustellen, dass sich der taktile Kommunikationsweg für die Übermittlung von Navigationsinformationen und der damit zusammenhängenden Regelung eignet. Näher betrachtet werden sollen daher die folgenden Punkte:

Determinismus und Kausalität: Deterministisches Verhalten und kausale Zusammenhänge zwischen dem (vibratorischen) Input und dem (Bewegungs-) Output sind fundamentale Grundlagen für geregelte Systeme. Die Navigation einer Person über taktile Reize ist genau genommen eine Regelungsaufgabe, bei der der Mensch die Regelstrecke darstellt. Daher ist die entscheidende Frage, die vor allen weiteren Bemühungen geklärt werden muss, ob es einen kausalen Zusammenhang zwischen den Vibrationsignalen und der resultierenden Bewegung gibt. Die Bewegung zu einem bestimmten Zeitpunkt $u(k)$ wird dabei als Vektor aufgefasst, dessen X-, Y- und Z-Komponenten die Richtung definieren und über dessen Länge $d(k)$ die Geschwindigkeit festgelegt wird:

$$u(k) = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} (k) \equiv d(k) \cdot \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

- **Richtung:** In einem ersten Schritt wird betrachtet, ob die Bewegungsrichtung bei einer Wiederholung des Signals am gleichen Ort reproduzierbar (also deterministisch) ist, so lange der Mensch sich im selben Aufmerksamkeitszustand befindet.
- **Dynamik:** Erweist sich die Richtung bei einem gleichen Stimulus als reproduzierbar, so ist das dynamische Verhalten der Bewegung der nächste für eine Regelung wichtige Faktor, der betrachtet werden muss. Die Dynamik des Systems muss bekannt sein, um einen Regler so zu entwerfen, dass er später Einfluss auf die Dynamik des zu regelnden Prozesses nehmen kann. Es ist daher ein entscheidendes Kriterium, ob die Dynamik der auf einen vibratorischen Stimulus erfolgenden Bewegung kontrollierbar ist.

Fusion: In den meisten Fällen ist die Anzahl der Bewegungsachsen (hier über die Anzahl der Signal erzeugenden Taktoren festgelegt) limitiert. Um Richtungen zwischen den

einzelnen Bewegungsachsen anzusteuern, ist es notwendig Bewegungen der einzelnen Achsen miteinander kombinieren zu können, wie es aus der Robotik bekannt ist. Zu klären ist daher, ob sich zwei oder mehr taktile Signale, welche je eine Bewegungsachse repräsentieren, miteinander kombinieren lassen, um deterministisch Bewegungen zwischen den Achsen erzeugen zu können.

Der konventionelle Weg des Reglerentwurfs kann durch eine genaue Betrachtung der einzelnen physikalischen Prozesse innerhalb des Systems erfolgen, welches geregelt werden soll. Alternativ dazu kann die Analyse auch auf experimentellem Wege durchgeführt werden. Man spricht dann von einer Identifikation der Regelstrecke. Da in diesem Fall der Mensch als das zu regelnde System betrachtet wird, gestaltet sich eine Begutachtung der einzelnen Prozesse innerhalb des Systems sehr schwer. Daher empfiehlt sich der experimentelle Weg über die Identifikation. In den folgenden Abschnitten werden daher die Vorversuche zur Identifikation zusammengefasst, wobei der Schwerpunkt auf der Klärung der oben angeführten Punkte liegt. Analysiert wird das menschliche Verhalten als Reaktion auf vibratorische Reize mit dem globalen Ziel, die Kommunikation für die Navigation einsetzen zu können. Um eine konstante Übermittlung der Informationen zu gewährleisten, wird abschließend eine Art Datenhandschuh entworfen, der die Taktoren auf der Hautoberfläche anordnet. Im Versuchsablauf jedoch werden die Taktoren mit Hilfe von Klebeband auf der Hand befestigt. Die Befestigungsmethode gewährleistet mehr Freiheit in der Positionierung, so lange die endgültigen Positionen noch nicht gefunden wurden. Allen Versuchen gemein ist das Koordinatensystem, in dem die sich ergebenden Bewegungen dargestellt sind. Abbildung 5.5 zeigt das zum Plotten der Daten verwendete Koordinatensystem.

5.2.1 Determinismus - Richtung

Das Ziel des Endsystems ist es, eine Person mit Hilfe von vibratorischen Signalen führen zu können. Die wesentlichste Grundvoraussetzung ist dafür, dass eine Vibration auf einer bestimmten Position auf der Haut für eine Person immer die gleiche Bewegungsrichtung anzeigt. Bewegt sich der Benutzer bei einem gleichartigen Stimulus zu unterschiedlichen Zeiten in unterschiedliche Richtungen, so kann eine Richtungsinformation nicht zuverlässig und eindeutig an den Benutzer weitergegeben werden. Die ersten Vorversuche beziehen sich daher auf die Betrachtung der Bewegung an sich, die durch einen vibrotaktilen Reiz

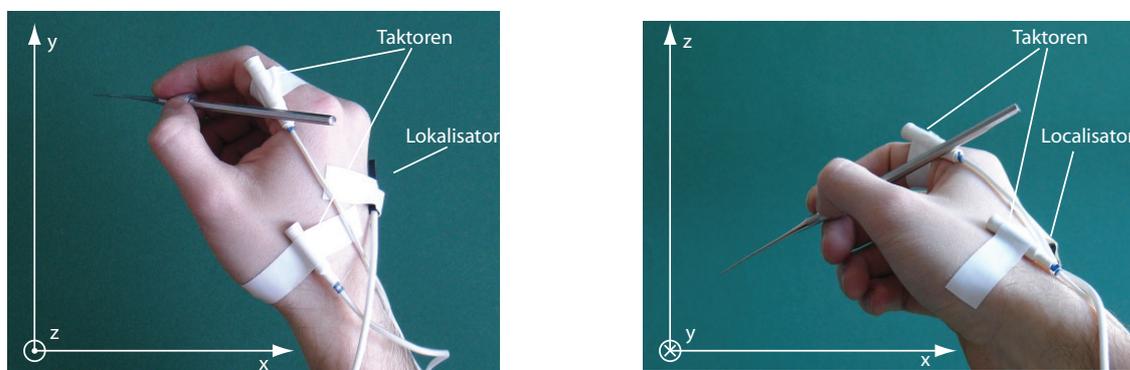


Abbildung 5.5: Koordinatensystem der vibrotaktilen Vorversuche: Draufsicht und Frontansicht

auf der Hautoberfläche der Hand ausgelöst werden.

Schwerpunkt:	Identifikation
Verwendung:	Klärung grundsätzlicher Fragestellungen bezüglich Determinismus und Kausalität der ausgelösten Bewegungsrichtung
Stimulus:	200 Hz Vibrationsgrundfrequenz, 2 Hz Rechtecksignal, 50 % Tastverhältnis, ein Taktor aktiv
Aufgabe:	Bewegung der Hand in die Richtung, die die Person als durch den Stimulus vorgegeben empfindet
Durchführung:	Aktivierung der Taktoren an definierten Positionen auf der Hautoberfläche mit anschließender räumlicher Auswertung der motorische Reaktion.
Varianten:	Sequentielle und zufällige Aktivierung der Taktoren
N:	5 / 9 Personen, 13-Positionen auf der Hand, je Position 5 Aktivierungen: N = 325 / 520

Vorgehen

Um die Reaktion des Menschen auf Vibrationssignale zu messen, werden an 13 ausgewählten Positionen Taktoren auf der Handoberfläche und den Fingern befestigt. Die Positionen der Taktoren wurden so um ein gehaltenes Instrument angeordnet, dass eine spätere Navigation mit einigen ausgewählten Positionen auf der Hand möglich sein wird. Es wurde darauf geachtet, weder das Halten des Instruments noch die Fingerfertigkeit und Sensibilität der Person durch die Taktoren einzuschränken. Die Positionen sind in Abbildung 5.6 dargestellt. Die Aufgabe für die Versuchspersonen während der Versuche ist es, die Hand in die Richtung zu bewegen, die die Person als durch den vibrotaktilen Stimulus vorgegeben zu empfinden scheint. Nach einer Strecke von 10 cm wird das Signal gestoppt. Anschließend bewegt sich die Versuchsperson zum Ursprung der Bewegung zurück. Den Versuchspersonen wird vor den Versuchen lediglich mitgeteilt, dass die Vibrationen eine Bewegung auslösen sollen. Die Entscheidung über die Richtung liegt bei den Versuchspersonen. Der gesamte Vorversuch wird zwei Mal durchgeführt. Im ersten Durchlauf wird jeweils nur ein Taktor auf einer der angegebenen Positionen befestigt und nacheinander fünf Mal aktiviert. Auf diese Weise werden die 13 Positionen sequenziell abgearbeitet. Im zweiten Durchlauf des Versuchs werden die Taktoren in Gruppen zu vier bis fünf Taktoren

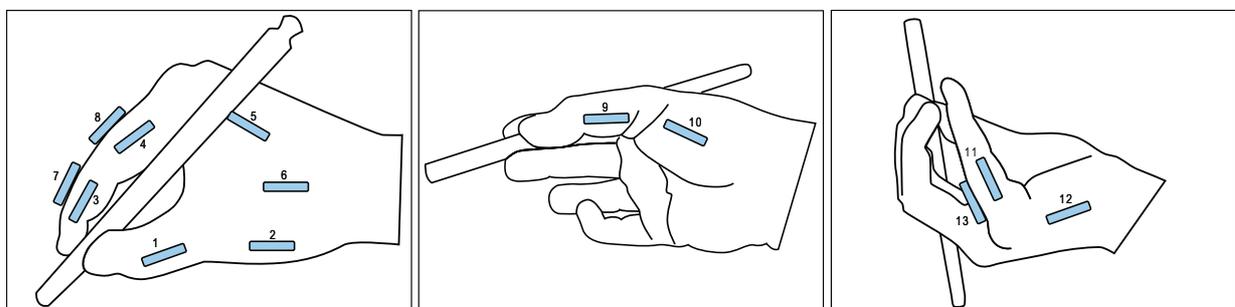


Abbildung 5.6: Positionen auf dem Handrücken und den Fingern, die während der Bewegungsanalyse mit Vibrationen stimuliert wurden [60]

auf der Hand angeordnet. Die Taktoren der Gruppen werden anschließend in zufälliger Reihenfolge aktiviert. Auf diese Art und Weise weiß die Versuchsperson nicht, an welcher Position der Hand als nächstes der Reiz präsentiert wird. Eine reine Wiederholung der vorherigen Bewegungsrichtung soll dadurch eingeschränkt und stochastische Unabhängigkeit gewährleistet werden.

Die Bewegung der Hand wird mit einem Positionsmesssystem aufgezeichnet. Dafür wird ein Lokalisator (*loc*) auf dem Handrücken befestigt, der vom Positionsmesssystem vermessen werden kann (${}^{cam}\mathbf{T}_{loc}$). Die relative Position jedes Taktors zum Lokalisator ${}^{loc}\mathbf{p}_{tac}$ wird vermessen, so dass die Position der Taktoren im Raum ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}$ zu jedem Zeitpunkt k vermessen werden kann:

$${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k) = {}^{cam}\mathbf{T}_{loc}(k) \cdot {}^{loc}\mathbf{p}_{tac} \quad (5.2)$$

Eine schematische Darstellung findet sich auch in Abbildung 5.7.

Für die sequenzielle Aktivierung der Taktoren wird das optische Positionsmesssystem MicronTracker der Firma Claron Technology (Kanada) verwendet. Die zufällige Aktivierung in Gruppen wird mit dem elektromagnetischen Positionsmesssystem Aurora von NDI (Northern Digital Inc., Kanada) durchgeführt, da mehrere, auf der Hand angeordnete Taktoren auf Grund von Sichtbarkeitsproblemen nicht mit dem MicronTracker vermessen werden können. Während der Versuche wurde ein Signal mit der Grundfrequenz von 200 Hz und einem überlagerten Rechtecksignal von 2 Hz verwendet. Das Tastverhältnis des Signals war konstant 50%. Der sequentielle Teil der Vorversuche wurde von fünf Personen durchgeführt, der zufällige Teile der Vorversuche von neun Personen. Jeder Versuch wurde protokolliert. Das Protokoll findet sich in Anhang 8.1 auf Seite 140. Keine der Versuchspersonen war vor diesen Versuchen bekannt mit vibrotaktile Informationsübermittlung. Ebenfalls wurde das Ziel der Navigation nicht genannt. Vorläufige Ergebnisse wurden in [60] präsentiert.

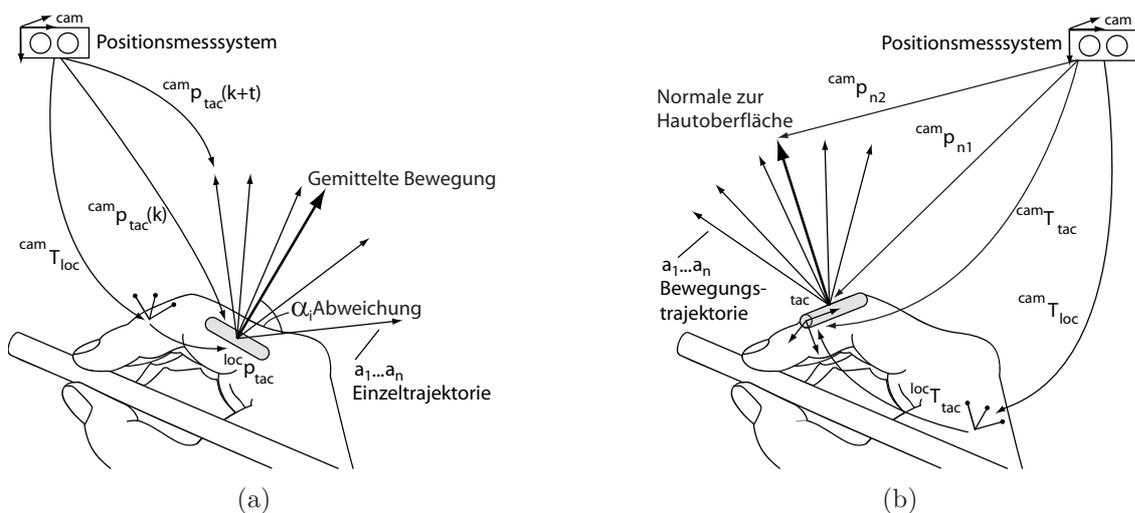


Abbildung 5.7: Geometrische Interpretation der Bewegungstrajektorien: a) Winkel zwischen mittlerer Bewegung und Einzeltrajektorien dient als Maß für Streuung; b) Winkel zwischen der Normalen zur Hautoberfläche und Einzeltrajektorien als Maß für eine anatomische Abhängigkeit.

Mathematische Grundlagen zur Definition der Streuung

Wie oben beschrieben ist Ziel der Versuche zu ermitteln, ob das Verhalten des Menschen als deterministisch angesehen werden kann. Determinismus ist in diesem Fall gezeigt, wenn die einzelnen Bewegungstrajektorien bei jeweils gleichem Stimulus wiederholt in die selbe Raumrichtung laufen. Zur Auswertung ist daher ein Streuungsmaß notwendig, welches angibt, wie stark die Einzeltrajektorien gestreut sind. Es wird aus diesem Grund der Mittelwert der Einzeltrajektorien berechnet und die Winkel zwischen dieser gemittelten Bewegung und den Einzeltrajektorien als Streuungsmaß angesehen (siehe Abbildung 5.7(a) auf der vorherigen Seite). Dabei wird davon ausgegangen, dass die sich überlagernden einzelnen, voneinander unabhängigen Fehlereinflüsse normal verteilt sind. Zur Berechnung wird jede Bewegungstrajektorie a_i als Vektor im Raum angesehen, welcher durch den Startpunkt ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k)$ und Endpunkt ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k+t)$ der Bewegung beschrieben wird. Da für die Analyse der Bewegungen nicht die Längen der einzelnen Bewegungsvektoren sondern nur die Richtungen relevant sind, werden die Vektoren normiert. Damit lässt sich der gemittelte Bewegungsvektor aus zwei Vektoren \mathbf{a}_1 und \mathbf{a}_2 durch Mittelung der einzelnen Vektoren berechnen:

$$\mathbf{h} = \frac{1}{2}(\mathbf{a}_1 + \mathbf{a}_2) \quad (5.3)$$

\mathbf{h} ist in diesem Fall der Vektor, dessen Endpunkt die Strecke zwischen den Endpunkten der Vektoren \mathbf{a}_1 und \mathbf{a}_2 halbiert. Da die Vektoren zuvor normiert wurden, entspricht das in diesem Fall der in der Länge reduzierten Winkelsymmetralen, die den Winkel zwischen den Vektoren halbiert. Die Länge der Winkelsymmetralen ist für die Betrachtung der Winkel irrelevant und braucht daher nicht weiter beachtet werden. Um das Mittel aller Bewegungsvektoren zu berechnen, betrachtet man den Schwerpunkt der Endpunkte der Bewegungsvektoren, welcher wiederum durch einen Vektor \mathbf{s} beschrieben ist. Der Halbierungspunkt aus Formel 5.3 ist damit ein Spezialfall der allgemeinen Schwerpunktberechnung:

$$\mathbf{s} = \frac{1}{n}(\mathbf{a}_1 + \mathbf{a}_2 + \dots + \mathbf{a}_n) \quad (5.4)$$

Ähnlich berechnet sich auch der Richtungsvektor der gemittelten Bewegung. Anstatt zur Mittelung der Vektoren durch die Anzahl der Vektoren zu teilen, wird die Summe der Einzelvektoren normiert, um so den Richtungsvektor der gemittelten Bewegungsrichtungen mit Länge eins zu erhalten, wie in [61] beschrieben:

$$\mathbf{m} = \frac{1}{|\mathbf{a}_1 + \mathbf{a}_2 + \dots + \mathbf{a}_n|}(\mathbf{a}_1 + \mathbf{a}_2 + \dots + \mathbf{a}_n) \quad (5.5)$$

Die Winkel zwischen den Bewegungsvektoren und dem gemittelten Bewegungsvektor m lassen sich anschließend mit Hilfe des Kosinus berechnen:

$$\alpha_i = \text{acos} \left(\frac{\mathbf{m} \cdot \mathbf{a}_i}{|\mathbf{m}| \cdot |\mathbf{a}_i|} \right) \quad (5.6)$$

Um eine Angabe zur Streuung der einzelnen Bewegungsrichtungen um die mittlere Bewegung zu erhalten, könnte die Länge des Vektors zum Schwerpunkt herangezogen werden. Liegen die einzelnen Bewegungsrichtungen eng zusammen, so ist die Länge des Schwerpunktvektors nahe bei Eins, wohingegen verteilte Bewegung in einem Wert kleiner als Eins resultieren. Nach [61] eignet sich die Länge jedoch nicht perfekt als Streuungsmaß, da

unterschiedliche Bewegungen, welche in entgegengesetzten Richtungen verlaufen in einer Länge von Null resultieren können und die Aussagekraft des Maßes aufheben. Es wird viel mehr die Berechnung über eine Orientierungsmatrix und die Eigenvektoren der Matrix vorgeschlagen, so dass eine Art Flächenträgheitsmoment für die Verteilung der Punkte berechnet wird, welches als Maß für die Streuung herangezogen werden kann. Da eine Vergleichbarkeit mit anderen Kenntnissen, wie beispielsweise der Winkelauflösung von Gelenken in Grad, durch eine solche Berechnung ausgeschlossen wird, wurde dieser Ansatz hier nicht weiter verfolgt. In der Stochastik sind die Standardabweichung und die Varianz Maße für die Streuung der Werte einer Zufallsvariablen um ihren Mittelwert. Die Varianz ist gleich dem Mittelwert der quadrierten Abweichungen. Die Standardabweichung ist gleichbedeutend mit der positiven Quadratwurzel aus der Varianz. Die Standardabweichung bietet den Vorteil, dass sie die gleiche Maßeinheit wie die Messwerte der Zufallsvariablen hat. Die Varianz verallgemeinert die Methode der kleinsten Quadrate. Durch die Nutzung der Quadrate der Abweichungen zur Berechnung der Varianz werden zum einen negativen Abweichungen eliminiert und zum anderen Daten mit starker Abweichung zum Mittelwert stärker gewichtet. Die Varianz bietet daher eine gute Möglichkeit der Bestimmung der Streuung unter Einbeziehung von Randwerten. Nachteilig ist, dass das Streuungsmaß leicht durch einzelne Ausreißer beeinflussbar ist.

Die Einzelabweichungen sind in diesem Fall die, wie oben dargestellt, berechneten Winkel α_i zwischen dem gemittelten Bewegungsvektor und den Einzelbewegungen. Da Winkel zwischen Vektoren im Raum nicht negativ sein können ist eine Quadrierung der Abweichung zur Eliminierung negativer Werte nicht notwendig. Eine Gewichtung von einzelnen Bewegungen mit höherer Abweichung vom Mittel durch die Quadrierung ist bei der Auswertung ebenfalls weder notwendig noch sinnvoll, da die vom Streuungsmaß abhängigen Aussagen über den Determinismus der Bewegungen möglichst nicht durch einzelne Ausreißer verfälscht werden sollen. Als Streuungsmaß soll bei der Auswertung dieses Experiments daher der Mittelwert der Abweichungen ohne eine Quadratur dienen, welcher gleichbedeutend mit der Standardabweichung der einzelnen Bewegungsvektoren zum Mittelwert ohne Gewichtung von Ausreißern ist:

$$\sigma = \frac{1}{n} \sum \alpha_i \quad (5.7)$$

Ergebnisse

Die Ergebnisse der einzelnen Versuchsdurchläufe sind in Tabelle 5.1 auf der nächsten Seite zusammengefasst. Die Streuung der einzelnen Bewegungstrajektorien an den jeweiligen getesteten Position beträgt im Mittel $6,1^\circ$, wenn alle fünf Aktivierungen des Taktors an einer getesteten Position direkt aufeinander folgen und so die einzelnen Positionen sequentiell abgearbeitet werden. Es lassen sich keine wesentlichen Unterschiede der Streuungen an den unterschiedlichen getesteten Positionen feststellen. Die Signifikanz wurde an dieser Stelle nicht explizit getestet. Zwar gibt es sowohl interindividuelle Unterschiede, was die Bewegungstrajektorien im einzelnen betrifft, und die unterschiedlichen Positionen zeigen natürlich unterschiedliche Raumrichtungen an, doch weisen alle Bewegungen unabhängig von der Person oder der Position eine gleich geringe Streuung auf. Die Streuungen in Abhängigkeit der getesteten Position sind für den sequentiellen Versuchsablauf in Tabelle 5.2 auf Seite 54 angegeben. Die Bewegungstrajektorien der sequentiellen Aktivierung sind exemplarisch von zwei Versuchspersonen in Abbildung 5.8(a) und (c) auf Seite 55

Tabelle 5.1: Ergebnisse der Bewegungsanalyse zur Feststellung von deterministischem Verhalten: Streuung der einzelnen Bewegungstrajektorien und die Abweichung der Bewegung zur Normalen der Hautoberfläche.

	Zwischen Trajektorien (sequenziell)	Zwischen Trajektorien (random)	Zwischen Trajektorien und Normale	Zwischen Trajektorien und Normale
Mittlere Abweichung [°]	-	-	12,0	xz -7,2 yz -6,2
Streuung [°]	6,1	18,2	18,2	xz 30,6 yz 28,7
Minimum / Maximum [°]	0,1 / 37	0,2 / 167,6	1,3 / 171,5	xz -0,02 / -179,7 yx 0,22 / -178,0

dargestellt. Die Aktivierung der Taktoren an einer zufällig gewählten Position ergeben im Mittel eine Streuung von 18,18°. Auch bei zufälliger Aktivierung der Taktoren an den getesteten Positionen ist die Streuung an den einzelnen Positionen in einer vergleichbaren Größenordnung. Die Streuungen in Abhängigkeit der getesteten Position sind für den sequentiellen Versuchsablauf in Tabelle 5.3 auf der nächsten Seite angegeben. Die Bewegungstrajektorien der zufälligen Aktivierung sind denen der sequentiellen exemplarisch von zwei Versuchspersonen in Abbildung 5.8 auf Seite 55 gegenübergestellt.

Diskussion und Schlussfolgerungen

Wie in [6] gezeigt, liegt die Winkelauflösung des Handgelenks und des Ellenbogens bei ungefähr 2°, wenn statische Winkel miteinander verglichen werden. Die geringe Streuung von 6° beziehungsweise 18° bei einer dynamischen Bewegungsaufgabe lässt daher den Schluss zu, dass eine durch Vibrationen ausgelöste Bewegung als deterministisch angesehen werden kann. Ein gleicher vibratorischer Reiz löst in einer ähnlichen Ausgangssituation an der gleichen Position eine ähnliche Bewegung der Hand aus. Die Ergebnisse bei Aktivierung der Taktoren an einer zufällig gewählten Position fallen nicht ganz so gut aus, wie bei einer sequenziellen Aktivierung an den einzelnen Positionen. Dennoch ist die Streuung gering genug, um die Bewegungsantwort der Versuchspersonen als deterministisches Verhalten einordnen zu können.

Mit den an den 13 getesteten Positionen ausgelösten Bewegungen lassen sich Positionen in allen drei Raumrichtungen erreichen. Um jede Position im Raum zu erreichen, sind insgesamt sechs Bewegungstrajektorien (Vektoren) notwendig, die folgende Eigenschaften erfüllen:

- Drei Vektoren a_1 , a_2 und a_3 sind linear unabhängig und bilden eine Basis im Raum
- Zu jedem a_i gibt es ein Vektor a_j , der die negative Bewegungsrichtung von a_i repräsentiert und für den $a_j = -a_i$ gilt. Für das Vektorpaar gilt, dass sie linear abhängig sind und der Winkel α zwischen den Vektoren 180° beträgt.

Es lassen sich für die Versuchspersonen Bewegungstrajektorien finde, welche die oben erläuterten Eigenschaften erfüllen. Tabelle 5.4 auf Seite 56 zeigt, wie häufig die an den 13

Tabelle 5.2: Streuung der Bewegungstrajektorien in Abhängigkeit ihrer Position auf der Hand bei sequentieller Ansteuerung.

Taktorposition	Streuung der einzelnen Durchläufe [°]					Streuung pro Position [°]
	1	2	3	4	5	
1	8,28	6,31	2,93	2,85	5,87	5,65
2	10,37	4,01	5,32	3,47	7,24	6,58
3	8,48	5,36	5,62	6,23	4,52	6,19
4	4,66	4,37	4,14	5,01	5,65	4,79
5	9,13	4,67	5,53	2,85	6,09	6,02
6	14,41	4,74	5,27	7,92	7,39	8,66
7	9,06	5,73	6,55	5,74	4,87	6,55
8	7,69	4,64	5,28	3,57	3,26	5,14
9	8,61	4,77	7,08	6,10	8,16	7,08
10	7,10	4,18	5,32	5,76	6,51	5,86
11	6,35	3,57	3,22	4,63	5,27	4,75
12	7,15	4,60	3,98	5,39	5,58	5,45
13	10,12	6,67	3,73	5,26	8,17	7,14
	gesamt					6,14

Tabelle 5.3: Streuung der Bewegungstrajektorien in Abhängigkeit ihrer Position auf der Hand bei zufälliger Ansteuerung.

Taktorposition	Streuung der einzelnen Durchläufe [°]					Streuung pro Position [°]
	1	2	3	4	5	
1	7,57	10,69	6,91	8,95	9,93	8,92
2	12,47	8,24	9,44	8,01	6,93	9,22
3	17,96	16,90	17,57	15,27	12,88	16,22
4	19,56	15,87	19,79	11,75	17,53	17,16
5	39,13	27,66	22,50	22,31	14,68	26,52
6	16,48	10,69	7,98	9,76	9,36	11,25
7	12,56	11,22	12,78	11,45	20,70	14,19
8	22,34	15,83	18,12	10,79	13,68	16,62
9	25,98	10,44	9,06	10,06	11,49	14,83
10	18,96	16,88	18,54	9,06	13,79	15,88
11	32,53	24,16	18,04	21,40	18,35	23,50
12	15,94	15,63	23,88	13,25	14,44	17,04
13	34,99	18,94	28,35	40,01	27,99	30,89
	gesamt					18,18

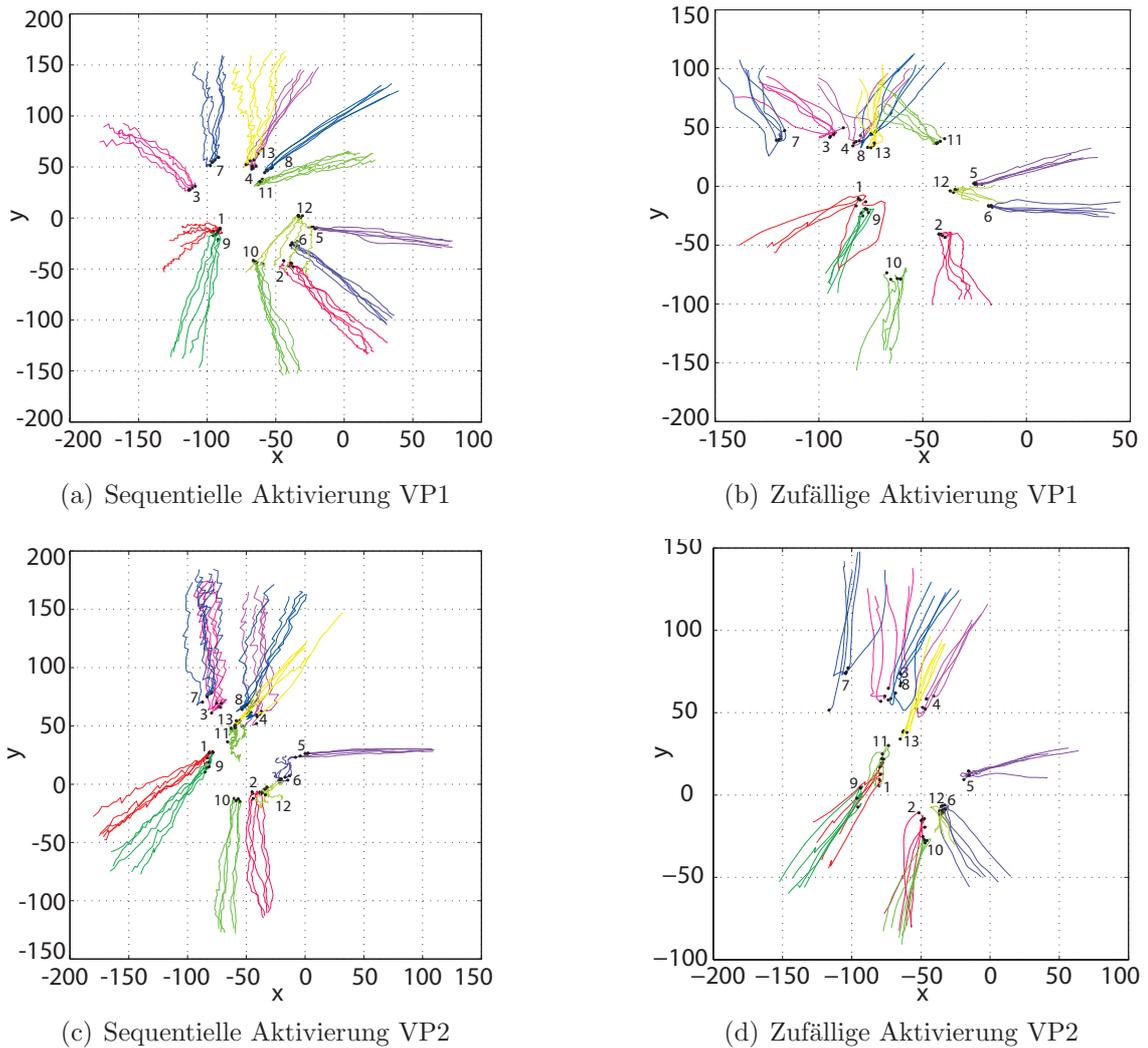


Abbildung 5.8: Bewegungstrajektorien an 13 getesteten Positionen von zwei Versuchspersonen bei sequentieller und zufälliger Aktivierung der Taktoren. Sicht aus globalem Kamerakoordinatensystem (vgl. Abb. 5.5 auf Seite 48).

Positionen auf der Hand entstandenen Bewegungstrajektorien zur Definition einer Raumrichtung bei der Bildung einer Raumbasis genutzt werden konnten. Es wurde für jede der angegebenen Kombinationen der Bewegungstrajektorien für die positive und negative Hälfte der Basis lineare Unabhängigkeit nachgewiesen. Ebenfalls angegeben ist der mittlere Winkel α zwischen den Taktorachsen, welche die positiven und negativen Achsrichtungen repräsentieren. Der Winkel wird hier als Gütemaß dafür genutzt, wie exakt entgegengesetzte Richtungen dargestellt werden können. Im optimalen Fall liegt ein Winkel von 180° zwischen zwei entgegengesetzten Vektoren vor. Da eine mittlere Streuung von 18° bei wiederholter Präsentation einer Richtung vorliegt, muss diese Streuung bei der Beurteilung des Winkels berücksichtigt werden. Der optimale Bereich liegt daher im Intervall von $180^\circ \pm 18^\circ = \pm 162^\circ$. Die Ergebnisse lassen daher den Schluss zu, dass entgegengesetzte Richtungen sehr exakt präsentiert werden können.

Tabelle 5.4 auf der nächsten Seite zeigt auch, dass fünf Versuchspersonen keine eindeutig

Tabelle 5.4: Verwendungen der einzelnen Bewegungstrajektorien an den 13 getesteten Positionen zur Definition einer Raumrichtung bei der Bildung einer Raumbasis. Angegeben ist die Häufigkeit der Verwendung einer Bewegung zur Definition einer Achse der Raumbasis (ein Strich pro Person). α gibt den Winkel zwischen der positiven und negativen Achsrichtungen an, welcher im optimalen Fall 180° beträgt.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	fehlt	α [°]	
X (+)																165.3
X (-)																
Y (+)																171.8
Y (-)																
Z (+)																168.0
Z (-)																

positive Z-Achse aufgewiesen haben. Es lässt sich vermuten, dass das Fehlen der positiven Z-Achse damit zusammen hängt, dass die Taktoren in der Ebene um das gehaltene Instrument angeordnet wurden. Die Z-Achse definiert Richtungen nach oben und unten. Taktoren auf der Handunterseite präsentieren für die meisten Versuchspersonen Richtungen nach unten, entlang der negativen Z-Achse. Im Gegensatz dazu, ordnen die meisten Versuchspersonen den Taktoren auf der Handoberseite Richtungen in der Ebene um das Instrument zu, so dass eine positive Z-Achse fehlt. In Bezug auf die Anwendung, stellt das jedoch keine Einschränkung dar. Des Weiteren ist zu erwarten, dass eine alternative Verteilung der Taktoren, das Problem beheben kann. Damit ist die wichtigste Grundlage für die Entwicklung eines taktilen Displays erbracht, da wiederholbar Richtungen im Raum angezeigt werden können.

Insgesamt ordneten alle Versuchspersonen die Bewegungsrichtung von der Hand und dem Instrument weg nach außen an. Es gibt nur wenige Ausreißer mit extremen Abweichungen von der mittleren Bewegungsrichtung, wie bei der maximalen Abweichung von $37,0$ für die sequenzielle Aktivierung und $161,7^\circ$ für die zufällige Aktivierung. Ursache dieses großen Ausreißers war die Zuordnung von entgegengesetzten Bewegungsrichtungen zu einer Position bei der zufälligen Aktivierung der Taktoren durch eine Versuchsperson. Da sich die Versuchsperson im Laufe des Experiments für eine eindeutige Zuordnung entscheiden konnte, wurde sie nicht von der Auswertung ausgeschlossen. Im Gegensatz dazu liegt die minimale Abweichung für beide Versuchsvarianten in einem Bereich von unter einem Grad ($0,1^\circ$). Die guten Ergebnisse der sequenziellen Aktivierung der Taktoren an den einzelnen Positionen zeigen, dass ein hohes Vermögen der einzelnen Versuchspersonen dafür vorliegt, den Taktorpositionen eine Bewegungsrichtung zuzuordnen und diese im Gedächtnis zu behalten. Dies ist einfacher, wenn die Taktoren direkt nacheinander an der gleichen Position aktiviert werden, da sowohl der zeitliche Abstand zwischen den Aktivierungen geringer ist, als auch keine Bewegung in eine andere Richtung ausgeführt werden muss. Es ist davon auszugehen, dass ein großer Trainingseffekt bei häufiger Wiederholung der Versuche zu erzielen ist, auf den jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht eingegangen werden kann. Ansätze lassen sich jedoch in Tabelle 5.2 auf Seite 54 erkennen, da die Abweichung zu einer gewählten Bewegungsrichtung vom ersten Durchlauf zum fünften Durchlauf

für jede Taktorposition abnimmt. Es wird davon ausgegangen, dass sich mit zunehmendem Training die Ergebnisse der zufällig aktivierten Taktoren denen der sequenziell aktivierten Taktoren angleichen.

Es ergeben sich insgesamt folgende Fazits:

- Die durch taktile Signale ausgelöste Bewegung ist deterministisch und es besteht ein kausaler Zusammenhang zwischen dem taktilen Signal an einer definierten Position als Input und der Bewegung in eine bestimmte Raumrichtung als Output.
- Die aktuellen Ergebnisse lassen vermuten, dass es einen Trainingseffekt gibt, der jedoch in weiteren Versuchen nachgewiesen werden müsste.
- Es konnten keine eindeutigen anatomischen Abhängigkeiten ausgemacht werden, an denen sich die Bewegungstrajektorie vorhersagen oder ein Körper eigenes Koordinatensystem ableiten lässt.
- Es liegen interindividuelle Unterschiede vor, die in der späteren Kalibrierung und Regelung berücksichtigt werden sollten.

5.2.2 Determinismus - Dynamik

Nachdem Determinismus für die Bewegungsrichtungen nachgewiesen werden konnte, ist das Ziel dieser Vorversuchsreihe, das dynamische Verhalten der Bewegungen in Abhängigkeit vom präsentierten vibratorischen Signal zu betrachten. Kenntnisse über das dynamische Verhalten erleichtern den späteren Reglerentwurf, da bekannte Prinzipien aus der Robotik auf den aktuellen Themenbereich übertragen werden können. Die Regelung von Robotersystemen ist, wie im Stand der Technik gezeigt, unterteilt in Ebenen, in denen die Positionsregelung der höheren Ebene in die Geschwindigkeitsregelung der einzelnen Motoren in der tiefsten Ebene aufgegliedert wird. Um diese Ansätze übertragen zu können, muss die Dynamik der Bewegung der geführten Person durch Modulation der vibratorischen Signale möglich sein. Gleichzeitig können die in der Analyse gewonnenen Daten für die direkte Ableitung von Reglerparameter genutzt werden. Um die Dynamik der Reaktion der Personen zu beeinflussen sollen Frequenz und Pulsweite des übergeordneten Rechtecksignals der Vibrationen moduliert werden, so dass sich der Puls des Signals verändert.

Schwerpunkt:	Identifikation, Regelung
Verwendung:	Klärung grundsätzlicher Fragestellungen bezüglich der Dynamik der ausgelösten Bewegungen
Stimulus:	200 Hz Vibrationsgrundfrequenz, variables Rechtecksignal, variables Tastverhältnis, ein Taktor aktiv
Aufgabe:	Bewegung der Hand in die Richtung, die die Person als durch den Stimulus vorgegeben empfindet
Durchführung:	Aktivierung der Taktoren an definierten Positionen auf der Hautoberfläche mit modulierten vibratorischen Signalen mit anschließender Auswertung der Geschwindigkeit der motorischen Reaktion.
Varianten:	Modulation der Frequenzen von 1 und 5 Hz und Modulation der Pulsweiten von 20% und 80%
N:	8 Personen, je Modulationsart 5 Aktivierungen: N = 200 / 200

Vorgehen

Um die Dynamik der Reaktion des Menschen auf ein Vibrationssignale zu messen, wird an einer ausgewählten Position ein Taktor auf der Handoberfläche befestigt. Die Analyse wird nicht an mehreren Positionen der Hand durchgeführt, da die Versuche zur Feststellung des Determinismus gezeigt haben, dass es keine wesentlichen Unterschiede im Verhalten zu den einzelnen Taktorpositionen gibt. Auch hier ist die Aufgabe für die Versuchspersonen, während der Versuche die Hand in die Richtung zu bewegen, die die Person als durch den vibrotaktilen Stimulus vorgegeben zu empfinden scheint. Nach einer Strecke von 15 cm wird das Signal gestoppt. Die Signale, welche der Versuchsperson nacheinander präsentiert werden, werden zwischen den einzelnen Durchläufen der Versuchsdurchführung moduliert. Dazu werden Änderungen am übergeordneten Rechtecksignal vorgenommen, welche eine Änderung in den Pulseigenschaften des Signals bewirkt. Die Modulation am übergeordneten Signal wird auf zwei unterschiedliche Arten vorgenommen. Es werden fünf Modulationen der Frequenz von einem bis fünf Hertz und fünf Modulationen der Pulsweite von 20% bis 80% durchgeführt. Änderungen an der Frequenz simulieren ein Ansteigen der Signalgeschwindigkeit. Änderungen an der Pulsweite modulieren das Verhältnis zwischen An- und Abschaltzeit des Taktors und lösen eine ähnliche Empfindung wie die Modulation der Frequenz aus. Es wurde bewusst darauf verzichtet, die Signale während der Durchführung zu verändern, da in diesem Versuch eine intuitive und unabhängige Zuordnung zwischen einem bestimmten Signal und einem dynamischen Verhalten aufgezeigt werden soll. Es wurde der Versuchsperson nicht mitgeteilt, dass das Signal moduliert wird, so dass die Versuchsperson zunächst keinen Unterschied zwischen diesem Versuch und dem Versuch zur Feststellung von deterministischem Verhalten feststellen kann. Die Bewegung der Hand wird mit dem Positionsmesssystem MicronTracker auf die gleich Art, wie im vorherigen Versuch beschrieben, aufgezeichnet (vergleiche 5.2.1 auf Seite 49). Jede Modulationsstufe (5 Frequenzen und 5 Pulsweiten) wird fünf Mal präsentiert. Der Versuch wurde von acht Personen durchgeführt. Keine der Versuchspersonen hat Beeinträchtigungen der taktilen Sinneswahrnehmung angegeben. Keine der Versuchspersonen war trainiert oder bekannt mit den Hintergründen zu den Versuchen.

Auswertung

Im Gegensatz zum vorherigen Versuch wird bei der Analyse nicht die Bewegung an sich betrachtet, sondern die Geschwindigkeit der Bewegung. Geschwindigkeit ist definiert als zurückgelegte Wegstrecke s pro Zeiteinheit t . Die Wegstrecke ergibt sich durch die Differenz der aktuellen Position der Hand und des darauf befindlichen Taktors ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k)$ und der letzten Position der Hand ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k-1)$ (vergleiche Abbildung 5.7(a) auf Seite 50). Die Zeit ergibt sich durch die Differenz der Zeitstempel der beiden Positionsmessungen als vergangene Zeit zwischen den beiden Messungen. So ist es möglich zu jedem gemessenen Zeitpunkt neben den aktuellen Stellungen der Hand und der Taktoren im Raum die aktuelle Bewegungsgeschwindigkeit der Hand zu berechnen:

$$v = \frac{|{}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k-1) - {}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k)|}{\Delta k} \quad (5.8)$$

Um die Geschwindigkeiten der Bewegungen zu den unterschiedlich modulierten Signalen vergleichen zu können, wird pro Bewegung die Durchschnittsgeschwindigkeit errechnet und miteinander verglichen.

Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass die Präsentation von Signalen, welche sich in der Frequenz oder der Pulsweite des übergeordneten Rechtecksignals unterscheiden, eine gut sichtbare Änderung in der Dynamik der Bewegung bewirkt. Die Durchschnittsgeschwindigkeiten beider Modulationsarten sind in Tabelle 5.5 gegenübergestellt.

Wird zwischen zwei Durchläufen des Versuchs die Pulsfrequenz erhöht, so ist die Durchschnittsgeschwindigkeit der resultierenden Bewegung nach der Modulation der Frequenz höher. Die mittlere Geschwindigkeit erhöht sich von 55 mm/s bei einem Signal mit 1 Hz Pulsfrequenz zu 156 mm/s bei einer Pulsfrequenz von 5 Hz. Die erreichte Durchschnittsgeschwindigkeit in Abhängigkeit der Pulsfrequenz ist unabhängig von den Versuchspersonen in Abbildung 5.9 dargestellt. Die hohe Standardabweichung resultiert aus großen interindividuellen Unterschieden zwischen den einzelnen Versuchspersonen. Abbildung 5.10 auf der nächsten Seite zeigt die erreichten Durchschnittsgeschwindigkeiten für die einzelnen Versuchspersonen. Wird die Pulsweite in der Form verändert, dass die Anschaltzeit sukzessiv von 20% auf 80% erhöht wird, so ist auch die Durchschnittsgeschwindigkeit der ausgelösten Bewegungsreaktion der Versuchspersonen höher. Die mittlere Geschwindigkeit erhöhte sich von 73 mm/s bei einem Tastverhältnis von 20% auf 111 mm/s bei einem Tastverhältnis von 80%. Der relative Anstieg der Geschwindigkeit ist jedoch nicht so ausgeprägt sichtbar

Tabelle 5.5: Dynamische Abhängigkeit der Bewegung von der Frequenz- und Pulsweitenmodulation des vibratorischen Signals.

Modulationsfrequenz [Hz]		1	2	3	4	5	Δv
Mittlere Geschwindigkeit [mm/s]		54,75	82,35	115,45	133,45	155,63	101
Standardabweichung [mm/s]		25,76	32,10	54,66	73,95	94,54	
Pulsweite / Tastverhältnis		0,20	0,40	0,50	0,60	0,80	
Mittlere Geschwindigkeit [mm/s]		73,25	103,05	100,43	102,65	111,43	38
Standardabweichung [mm/s]		38,13	48,75	41,65	40,02	59,79	

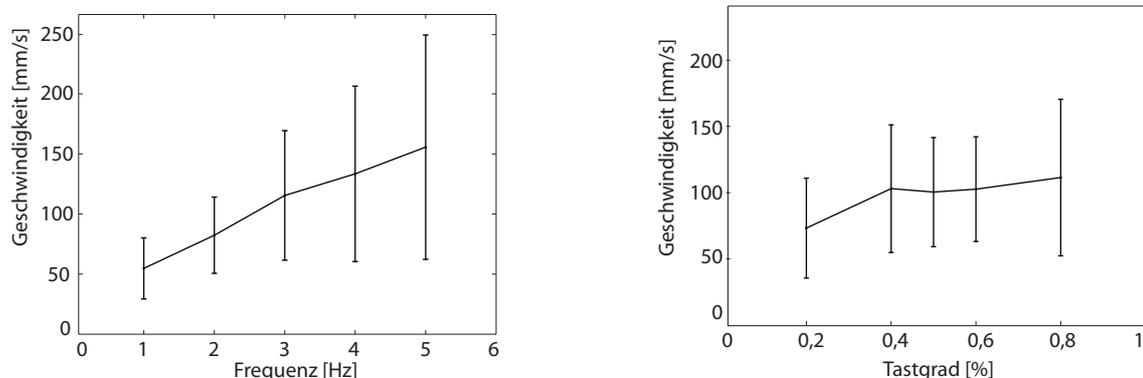


Abbildung 5.9: Durchschnittliche Bewegungsgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Frequenz und der Pulsweite des präsentierten Signals

wie bei einer Erhöhung der Pulsfrequenz. Die hohe Standardabweichung resultiert auch hier aus den interindividuellen Unterschieden zwischen den einzelnen Versuchspersonen. Die Standardabweichung ist generell höher als bei der Modulation der Pulsfrequenz. Die Durchschnittsgeschwindigkeit in Abhängigkeit der Pulsweite ist in Abbildung 5.9 auf der vorherigen Seite dargestellt.

Diskussion

Die Ergebnisse der Dynamikanalyse zeigen, dass sich die Dynamik einer durch Vibrationen ausgelösten Bewegung durch die Modulation des Vibrationssignals beeinflussen lässt. Der deutlich stärker ausgeprägte Anstieg der Geschwindigkeit mit zunehmender Pulsfrequenz und die geringere Standardabweichung lassen darauf schließen, dass die Pulsfrequenz besser zur Modulation der Dynamik geeignet ist als das Tastverhältnis. Auffällig ist, dass die Modulation des Signals bei einer Versuchsperson konstant ein inverses Verhalten in der Dynamik gezeigt hat. Das lässt vermuten, dass in bestimmten Situationen oder von

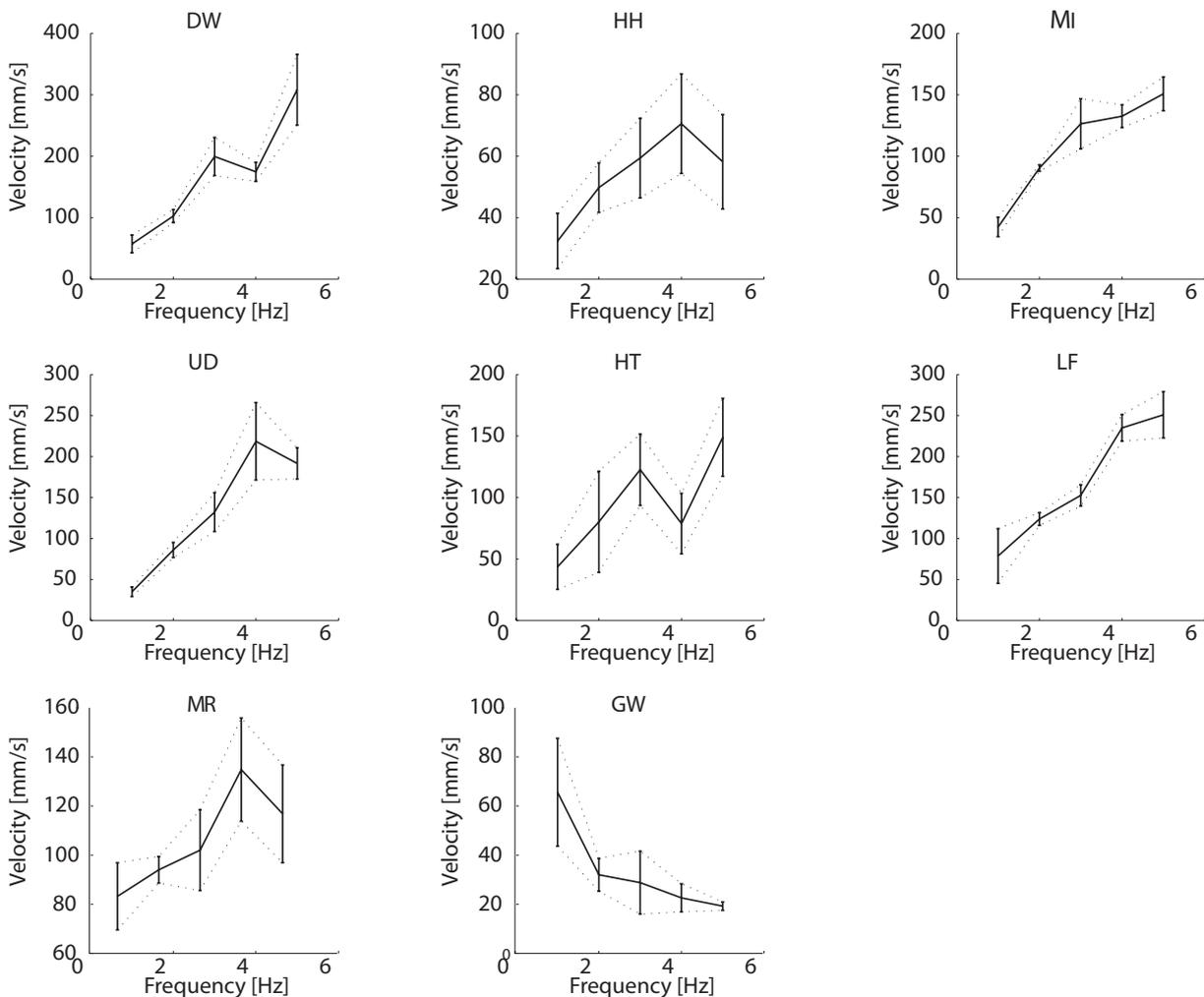


Abbildung 5.10: Durchschnittliche Bewegungsgeschwindigkeiten in Abhängigkeit der Frequenz und der Versuchsperson.

bestimmten Personen das Signal als eine Art Warnsignal interpretiert werden kann. Das Thema wird in Abschnitt 5.3.5 auf Seite 100 erneut aufgegriffen. Es ergeben sich insgesamt folgende Fazits:

- Die durch taktile Signale ausgelösten Bewegungen lassen sich in ihrer Dynamik beeinflussen.
- Ein unabhängiger Anstieg in der Pulsweite oder der Pulsfrequenz resultieren in einem Anstieg der Geschwindigkeit.
- Die Geschwindigkeiten, die mit einer bestimmten Frequenz und Pulsweite erreicht werden, sind abhängig von der Person.

5.2.3 Fusion

In der Robotik ist jeder Roboter aus mehreren bewegbaren Achsen zusammengesetzt. Jede der Achsen kann einzeln angesteuert werden, so dass der Roboter entlang der Achse bewegt werden kann. Die vorherigen Experimente haben gezeigt, dass sich durch Vibrationssignale auf der Haut der Hand eine Bewegung abhängig vom Ort des Signals erzeugen lassen. Zieht man hier den Vergleich zur Robotik bedeutet das, dass jeder Taktor eine Bewegungsachse der Hand repräsentiert. Eine Aktivierung des Taktors erzeugt eine Bewegung entlang dieser Achse. Soll sich ein Roboter in eine Richtung bewegen, die nicht durch eine Achse vorgegeben ist, so können die Einzelbewegungen entlang der Achsen zu einer Gesamtbewegung kombiniert werden. Soll dieses aus der Robotik bekannte Prinzip auf die taktile Führung übertragen werden, ist es notwendig, dass sich einzelne taktile Signale zu einem fusionierten Signal zusammenfassen lassen, welches eine Bewegung zwischen den einzelnen Achsen auslöst. Das Prinzip der fusionierten Signale ist aus dem Grund für die Entwicklung des taktilen Displays wichtig, als dass sich so eine hohe räumliche Auflösung von Signalen erzeugen lässt. Ohne eine Fusion lässt sich eine hohe Auflösung aufgrund der begrenzten Fläche auf der Hand und der Größe der rezeptiven Felder schwer realisieren. Um die Kombinierbarkeit von taktilen Signalen zu testen, werden an mehreren Positionen auf der Hand taktile Reize präsentiert, welche eine kombinierte Bewegung der Hand des Benutzers auslösen sollen.

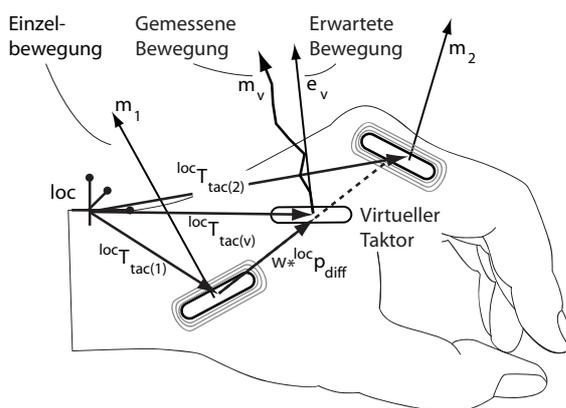
Schwerpunkt:	Identifikation, hinführende Versuche zur Parameterableitung der späteren Regelung
Verwendung:	Klärung grundsätzlicher Fragestellungen bezüglich der Fusion von einzelnen taktilen Signalen
Stimulus:	200 Hz Vibrationsgrundfrequenz, variables Rechtecksignal, variables Tastverhältnis, zwei Taktoren aktiv
Aufgabe:	Bewegung der Hand in die Richtung, die die Person als durch die fusionierten Stimuli vorgegeben empfindet
Durchführung:	Gleichzeitige Aktivierung von zwei Taktoren an definierten Positionen auf der Hautoberfläche mit modulierten vibratorischen Signalen und anschließender räumlicher Auswertung der motorischen Reaktion.
Varianten:	2 Modulationen der Frequenzen und 1 Modulation der Pulsweiten zur Darstellung von Signalen zwischen den Taktoren; 5 Gewichtungungen zwischen den Taktoren in den Verhältnissen 20:80, 30:70, 50:50, 70:30 und 80:20

N:	7 Personen, je Modulationsart 5 Aktivierungen, 5 Gewichtungen: $N = 525$ (je Modulationsart 175)
----	--

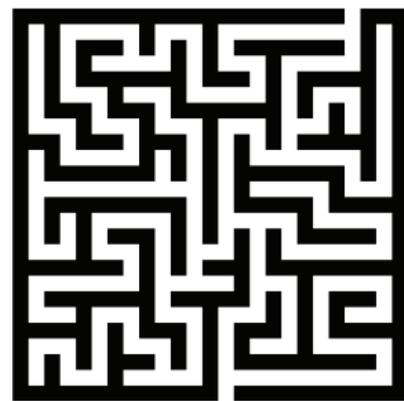
Vorgehen

Für die Fusion von taktilen Signalen werden an zwei Positionen auf der Hand taktile Reize präsentiert. Dafür wurden Taktoren an zwei der bereits getesteten 13 Positionen auf der Handrückseite befestigt. Ausgewählt wurden die Position auf der Oberseite des Zeigefingers auf dem Grundglied (Abbildung 5.6 auf Seite 49 Position 8) und die Mulde zwischen Übergängen von Mittelhandknochen des Daumen und Zeigefingers zum kleinen und großen Vieleckbein (Abbildung 5.6 auf Seite 49 Position 6). Neben den Taktoren wird, wie in den vorherigen Versuchen, ein Lokalisator des Positionsmesssystems an der Hand befestigt. Um unabhängig von einer direkten Sicht zum Positionsmesssystem arbeiten zu können, wurde das Aurora System (NDI) für die Versuche ausgewählt. Damit die Spulen im Lokalisator des Aurora Systems nicht durch die elektrischen Ströme der Motoren gestört werden, wird dieser mit einiger Entfernung mittig auf dem Handrücken platziert. Die Positionen der Taktoren werden relativ zu dem Lokalisator vermessen und als Vektoren ${}^{loc}\mathbf{p}_{tac(i)}$ gespeichert, wie in Abbildungen 5.11(a) und 5.5 auf Seite 48 gezeigt.

Um die direkte Zuordnung zwischen den einzelnen Taktoren und den dazugehörigen Bewegungsachsen zu ermitteln, wird zunächst jeder Taktor einzeln aktiviert und die Bewegungstrajektorie mit dem Positionsmesssystem vermessen. Die Ansteuerung der Taktoren erfolgt dabei mit einer Pulsfrequenz von 2,5 Hz und einer Pulsweite von 50% pro Taktor fünf Mal. Nach einer Strecke von 10cm wird das Signal gestoppt. Anschließend wird das kombinierte Signal durch gleichzeitige Aktivierung der beiden Taktoren präsentiert. Auch in diesem Fall wird das Signal nach einer Strecke von 10cm gestoppt. Die Aufgabe der Versuchsperson ist es, wie in den vorhergegangenen Versuchen, die Hand in die Richtung zu bewegen, die die Person durch den vibrotaktilen Stimulus als vorgegeben empfindet. Um Richtungen darzustellen, die nicht genau mittig zwischen den einzelnen Bewegungsachsen



(a) Fusion von zwei taktilen Signalen



(b) Labyrinth-Aufgabe

Abbildung 5.11: Schematischer Aufbau und Ablauf des Fusionsexperiments: a) Fusion von zwei einzelnen taktilen Signalen zu einem fusionierten Signal. b) Um zu verhindern, dass die Versuchspersonen ihre letzte Bewegung wiederholen, sind zwischen den Experimenten Labyrinthaufgaben zu lösen.

liegt, muss eine Gewichtung zwischen den Taktoren vorgenommen werden. Dazu wird das fusionierte Signal durch Modulation der Einzelsignale auf drei unterschiedliche Arten erzeugt. Eine genaue Beschreibung der Signalgenerierung und Auswertung folgt im nächsten Abschnitt. Die Präsentation des fusionierten Signals erfolgt pro Modulationsart fünf Mal. Es wurden fünf verschiedene Gewichtungen getestet. Die Versuche wurden von sieben Versuchspersonen durchgeführt. Keine der Versuchspersonen hat Beeinträchtigungen der taktilen Sinneswahrnehmung angegeben. Keine der Versuchspersonen war trainiert oder bekannt mit den Hintergründen zu den Versuchen. Teile der Analyse wurden in [62] publiziert.

Signalgenerierung und Auswertung

Die initiale Hypothese dieses Versuchs ist, dass sich anhand der Taktorpositionen und ihrer Bewegungsachsen ein virtueller Taktor mit einer zu erwartende Bewegungsachse berechnet lässt. Die Lage dieses virtuellen Taktors wird wie die Lage der reellen Taktoren relativ zum Lokalisator als Vektor berechnet. Die Berechnung erfolgt mit Hilfe der linearen Interpolation, die zwei Datenpunkte (hier die Taktorpositionen) durch eine Strecke (hier der Vektor ${}^{loc}\mathbf{p}_{diff}$ zwischen den Taktorpositionen) durch eine Strecke verbindet:

$${}^{loc}\mathbf{p}_{diff} = {}^{loc}\mathbf{p}_{tac(2)} - {}^{loc}\mathbf{p}_{tac(1)} \quad (5.9)$$

Die tatsächliche Lage des virtuellen Taktors wird anschließend von der Gewichtung der beiden Taktoren abhängig gemacht. Soll das fusionierte Signal eine Richtung mittig zwischen den Taktoren vorgeben, so muss eine Gewichtung w von 50% ($w = 0,5$) für jeden Taktor vorgenommen werden. Es werden beide Taktoren mit dem gleichen Signal gestartet. Soll das fusionierte Signal eine Richtung vorgegeben, welche mehr der Richtung einer der beiden Bewegungsachsen entspricht und daher nicht mittig liegt, so muss die Gewichtung w zwischen den Taktoren entsprechend angepasst werden. Die Gewichtung liegt immer im Intervall zwischen $[0,1]$ Die Taktoren werden mit unterschiedlichen Signalen angesteuert, welche die Gewichtung repräsentieren. Die Lage des virtuellen Taktors ergibt sich wie folgt:

$${}^{loc}\mathbf{p}_{tac(v)} = {}^{loc}\mathbf{p}_{tac(1)} + w \cdot {}^{loc}\mathbf{p}_{diff} \quad (5.10)$$

Die Gewichtung passt dabei die Länge des Vektors zwischen den Taktorpositionen an und bestimmt damit die Lage des virtuellen Taktors in Abhängigkeit der Gewichtung.

Die Bewegungsachsen der einzelnen Taktoren werden als mittlerer Bewegungsvektoren \mathbf{m}_1 , \mathbf{m}_2 aus den einzelnen Messungen, wie in Formel 5.3 auf Seite 51 beschrieben, berechnet und dem jeweiligen Taktor zugeordnet. Über die ermittelten Bewegungsachsen wird anhand der Gewichtung w eine zu erwartende Bewegungsachse \mathbf{e}_v für den virtuellen Taktor berechnet. Das kann entweder auf ähnliche Weise wie zur Ermittlung der Taktorposition geschehen, oder über gewichtete Vektoraddition der beiden einzelnen Bewegungsachsen:

$$\mathbf{e}_v = (1 - w) \cdot \mathbf{m}_1 + w \cdot \mathbf{m}_2 \quad (5.11)$$

Entsprechend der Gewichtung müssen für die beiden Taktoren zwei verschiedene Signale erzeugt werden. Für die Erzeugung der Signale werden in dieser Versuchsreihe drei unterschiedliche Ansätze getestet:

- a) Asynchrone Modulation mit festem Tastverhältnis: Die Ansteuerung der einzelnen Taktoren zur Ermittlung der einzelnen Bewegungsachsen erfolgte mit einer Frequenz

von 2.5 Hz. Dieser Ansatz der Signalmodulation sieht eine Verteilung der Frequenz auf beide Taktoren entsprechend der Gewichtung vor. Das stellt die einfachste Variante dar, zwei Signale zu generieren, die das Gewichtverhältnis zwischen den Taktoren widerspiegeln. Die erzeugten Signale haben die gleiche Pulsweite von 50%, aber unterschiedliche Periodendauern (Frequenzen), wie in Abbildung 5.12(a) dargestellt.

- b) Synchroner Modulation mit Frequenzharmonischen und festem Tastverhältnis: Auch der zweite Ansatz sieht eine Aufteilung der Basisfrequenz anhand der Gewichtung vor. In diesem Fall wird jedoch keine direkte Aufteilung vorgenommen, sondern nur Frequenzen zugelassen, welche Vielfache voneinander sind (Abbildung 5.12(b)). Die erzeugten Signale haben die gleiche Pulsweite von 50%, aber unterschiedliche Periodendauern (Frequenzen). Die Perioden sind Vielfache voneinander.
- c) Synchroner Modulation mit variiertem Tastverhältnis: Die dritte Variante sieht eine Modulation der Pulsweite der beiden Signale vor, welche von der Gewichtung der Taktoren abhängig ist. Die Signale, welche für die Taktoren generiert werden, haben die gleiche Periodendauer (Frequenz), aber unterschiedliche Pulsweiten, wie in Abbildung 5.12(c) skizziert.

Um zu verhindern, dass die Versuchspersonen lediglich die vorherige Bewegung wiederholen, werden die einzelnen Gewichtungen in zufälliger Reihenfolge präsentiert. Zwischen den Versuchsreihen zu den unterschiedlichen Modulationsarten müssen die Versuchspersonen Labyrinthaufgaben lösen, während dessen die Versuchsperson mit einem Stift den richtigen Pfad aus dem Labyrinth einzeichnen müssen. Ziel ist es, die Aufmerksamkeit auf eine andere Aufgabe zu lenken, als auch motorisch andere Bewegungen durchzuführen. Eine solche Labyrinthaufgabe ist in Abbildung 5.11(b) abgebildet.

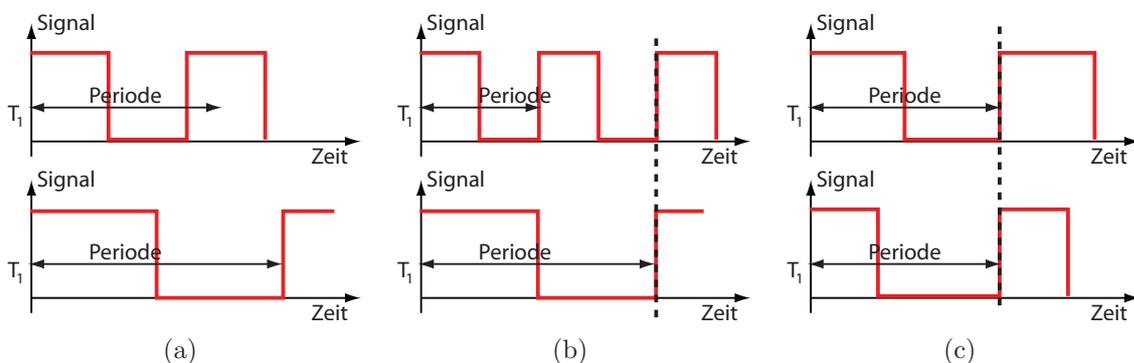


Abbildung 5.12: Signalmodulation an zwei Taktoren zur Erzeugung von gewichteten Signalen: a) Asynchrone Modulation der Frequenzen mit festem Tastverhältnis entsprechend der Gewichtung, b) synchroner Modulation mit Frequenzharmonischen und festem Tastverhältnis, c) synchroner Modulation mit variiertem Tastverhältnis entsprechend der Gewichtung

Mathematische Grundlagen zur Berechnung der Abweichung zwischen erwarteter und ausgeführter Bewegung

Während der Versuchsreihe werden die Taktoren mit fünf verschiedenen Gewichtungen von 20:80, 30:70, 50:50, 70:30 und 80:20 aktiviert. Jede Gewichtung wird mit jeder Modulationsart fünf Mal pro Versuchsperson getestet. Für jede Gewichtungsverteilung wird die mittlere Abweichung zwischen der erwarteten Bewegung \mathbf{e}_v und den tatsächlichen Bewegungen v_i berechnet. Hierbei wird der Winkel zwischen der erwarteten Bewegung und den einzelnen Bewegungsvektoren als Maß für die Abweichung genutzt. Durch die Berechnung der einzelnen Winkel zwischen den Bewegungsvektoren und der erwarteten Bewegung ist die Ermittlung der einzelnen Abweichungen möglich, dient jedoch nicht der Berechnung einer mittleren Abweichung zwischen dem Erwartungsvektor und den Bewegungsvektoren. Eine Mittelung der Abweichungswinkel gäbe zwar eine Näherung der gesuchten mittleren Abweichung, wäre aber nicht korrekt. Winkel im Raum sind, wie bereits erwähnt, immer positiv. Betrachtet man zwei Winkel α_1 und α_2 , deren Betrag gleich groß ist und deren Drehrichtungen in Bezug zu dem Erwartungsvektor ein Mal positiv und ein Mal negativ ist, so sollte das Mittel der beiden Winkel gleich Null sein. Es gilt jedoch für das Mittel $\bar{\alpha}$ der Winkel:

$$\forall \alpha_1 > 0, \alpha_2 > 0 : \bar{\alpha} = \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2} > 0 \quad (5.12)$$

Die auf diese Weise berechnete mittlere Abweichung wäre nicht korrekt.

Ansätze der multivariaten Statistik lassen sich zur einfachen Analyse nicht heranziehen. Der Fokus der multivariaten Statistik liegt eher auf der Korrelation der einzelnen Zufallsvariablen. Des Weiteren müssen die einzelnen Zufallsvariablen mindestens paarweise unabhängig sein, was bei Bewegungsvektoren im Raum, vor allem nach einer Normierung, nicht zwangsläufig gegeben ist.

Um nun die mittlere Abweichung und die Standardabweichung zwischen den Bewegungsvektoren und der erwarteten Bewegung berechnen zu können, wird darauf verzichtet die einzelnen Abweichungswinkel zur Berechnung einer mittleren Abweichung heranzuziehen. Stattdessen wird die mittlere Abweichung zwischen den Bewegungsvektoren und der erwarteten Bewegung als Winkel zwischen dem gemittelten Bewegungsvektor \mathbf{m}_v und der erwarteten Bewegung \mathbf{e}_v berechnet:

$$\bar{\alpha} = \arccos \left(\frac{\mathbf{m}_v \cdot \mathbf{e}_v}{|\mathbf{m}_v| \cdot |\mathbf{e}_v|} \right) \quad (5.13)$$

Das ist rechnerisch möglich und korrekt, da die Bewegungsvektoren alle im lokalen Bezugskordinatensystem der Taktoren betrachtet werden. Die Mittelung von Vektoren wurde bereits in Abschnitt 5.2.1 auf Seite 51 detailliert hergeleitet. Über die Mittelung der einzelnen normierten Vektoren erhält man die in der Länge reduzierte Winkelsymmetrale, die den Winkel zwischen den Vektoren halbiert. Durch die Mittelung der Bewegungsvektoren erfolgt also implizit eine Mittelung der einzelnen Abweichungswinkel während die Problematik, dass Winkel im Raum nur positive Werte annehmen können, umgangen wird.

Die Standardabweichung ist allgemein die Streuung von Einzelwerten um ihren Mittelwert. Gesucht ist hier die Streuung der Abweichungen um die mittlere Abweichung. Berechnet wurde die mittlere Abweichung als Winkel. Die Standardabweichung beschreibt in diesem Fall also einen weiteren Winkel, der ein Maß für die Streuung der Abweichungen der einzelnen Bewegungsvektoren zur mittleren Abweichung ist. Das ist gleichbedeutend

mit Streuung der einzelnen Bewegungstrajektorien um ihren Mittelwert. Diese wurde bereits in Abschnitt 5.2.1 auf Seite 51 erläutert und in Formel 5.7 auf Seite 52 als ein Maß für die Standardabweichung berechnet und kann auch hier herangezogen werden.

Durch den oben erläuterten Rechenweg lassen sich Aussagen zur mittleren Abweichung zwischen erwarteter und durchgeführter Bewegung einzelnen Versuchspersonen machen. Will man Personen übergreifende Aussagen treffen, so stellt sich das Problem, dass die Erwartungsvektoren für jede Versuchsperson unterschiedlich sind. Um Versuchspersonen übergreifende Aussagen treffen zu können, muss eine Vereinheitlichung stattfinden. Abbildung 5.13 verdeutlicht den Ablauf für eine Vereinheitlichung im zweidimensionalen Raum. Betrachtet sind die beiden mittleren Bewegungsvektoren \mathbf{m}_{VP1} und \mathbf{m}_{VP2} von zwei Versuchspersonen. Für jede Versuchsperson wurde ebenfalls ein Erwartungsvektor \mathbf{e}_{VP1} und \mathbf{e}_{VP2} berechnet. Es ergeben sich für die Versuchspersonen die mittleren Abweichungen α_1 und α_2 zwischen den Bewegungsvektoren und den erwarteten Vektoren, wie in Formel 5.13 auf der vorherigen Seite beschrieben. Um die Personen übergreifende mittlere Abweichung zu berechnen, müssen die Abweichungen miteinander in Bezug gesetzt werden. Das kann durch eine Rotation des Erwartungsvektor \mathbf{e}_{VP2} und des mittleren Bewegungsvektors \mathbf{m}_{VP2} der zweiten Versuchsperson auf den Erwartungsvektor \mathbf{e}_{VP1} der ersten Versuchsperson erfolgen. Der Winkel der Rotation α_r lässt sich, wie mehrfach beschrieben, mit Hilfe des Kosinussatz und der beiden Erwartungsvektoren berechnen:

$$\alpha_r = \text{acos} \left(\frac{\mathbf{e}_{VP1} \cdot \mathbf{e}_{VP2}}{|\mathbf{e}_{VP1}| \cdot |\mathbf{e}_{VP2}|} \right) \quad (5.14)$$

Die Rotation des mittleren Bewegungsvektors erfolgt anschließend mit Hilfe der Rotati-

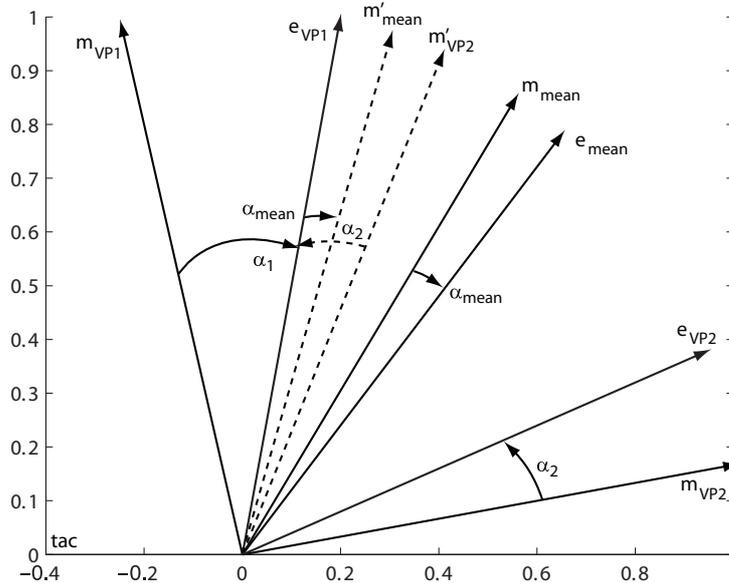


Abbildung 5.13: Berechnung der mittleren Abweichung zwischen Vektoren im Raum bei ungleichen Referenzvektoren. Die Mittelung der Einzelvektoren zu \mathbf{m}_{mean} und der Referenzvektoren zu \mathbf{e}_{mean} erlaubt die Berechnung einer mittleren Abweichung α_{mean} der einzelnen Abweichungen zwischen den Vektoren $\mathbf{m}_{VP(i)}$ und den Referenzvektoren \mathbf{e}_i .

onsmatrix:

$$\mathbf{m}'_{VP2} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha_r) & -\sin(\alpha_r) \\ \sin(\alpha_r) & \cos(\alpha_r) \end{bmatrix} \cdot \mathbf{m}_{VP2} \quad (5.15)$$

Nach der Rotation ist deutlich erkennbar, dass die Abweichungen α_1 und α_2 unterschiedliche Drehrichtungen zum Erwartungsvektor \mathbf{e}_{VP1} haben. Es ergibt sich also theoretisch eine positive und eine negative Abweichung. Die Berechnung der gemittelten Abweichung α_{mean} erfolgt, wie oben beschrieben, durch die Mittelung der Vektoren \mathbf{m}_{VP1} und \mathbf{m}'_{VP2} zu einem mittleren Bewegungsvektor \mathbf{m}'_{mean} .

Die Problematik der unterschiedlichen Erwartungsvektoren lässt sich rechnerisch dadurch lösen, einen Erwartungsvektor als Referenz festzulegen und anschließend jeden einzelnen Bewegungsvektors um den Winkel zwischen dem Referenzvektor und dem zur Bewegung gehörenden Erwartungsvektor zu rotieren, wie oben beschrieben. Nach der Rotation lassen sich die einzelnen Bewegungsvektoren mitteln, so dass eine gemeinsame mittlere Abweichung zum Referenzvektor kalkulierbar ist. Der Rechenweg ist jedoch verhältnismässig aufwendig. Einfacher ist die Mittelung der Erwartungsvektoren zu einem gemeinsamen Erwartungsvektor \mathbf{e}_{mean} . Da auch für Erwartungsvektoren ausschließlich die Richtung von Bedeutung ist, sind die Erwartungsvektoren ebenfalls in der Länge normiert. In diesem Fall ist der Winkel zwischen den gemittelten Bewegungsvektoren \mathbf{m}_{mean} und den gemittelten Erwartungsvektoren \mathbf{e}_{mean} gleich dem Winkel α_{mean} , den man durch eine Rotation zu einem gemeinsamen Referenzvektor erhalten würde.

Ergebnisse

Für jeder Versuchsperson und jeden Teilbereich der Experimente wurde die mittlere Abweichung zwischen der erwarteten und tatsächlich durchgeführten Bewegung berechnet. Drei der sieben Versuchspersonen fallen durch deutlich höhere Abweichungen auf, sie wurden jedoch nicht von der Auswertung der Ergebnisse ausgeschlossen. Die Ergebnisse sind die Tabelle 5.6 auf der nächsten Seite zusammengefasst. Die mittlere Abweichung zwischen erwarteter und tatsächlicher Bewegung liegt für die asynchrone Modulation der Frequenzen mit festem Tastverhältnis bei $68,8^\circ$, die Streuung beträgt $12,1^\circ$. Für die einzelnen Gewichtungen schwankt die Abweichung zwischen der Bewegung und der erwarteten Bewegung zum Teil extrem zwischen $13,1^\circ$ für eine gleiche Gewichtung von 50:50 für beide Taktoren und $93,4^\circ$ bei einer Gewichtung von 80:20. Die Standardabweichungen liegen in einem Bereich zwischen $6,2^\circ$ und $17,9^\circ$. Die minimale Abweichung beträgt $4,7^\circ$ und die maximale Abweichung 165° .

Signale, die über eine synchrone Modulation mit Frequenzharmonischen und festem Tastverhältnis variiert wurden, erzeugen mittlere Abweichung von $63,8^\circ$ zwischen der erwarteten und tatsächlichen Bewegung, die Streuung beträgt $14,7^\circ$. Zwischen den einzelnen Gewichtungen ergeben sich unterschiedliche Abweichungen in einem Bereich von $43,6^\circ$ für eine Gewichtung von 50% bis $86,3^\circ$ für eine Gewichtung von 70:30. Die minimale Abweichung liegt bei nur $2,1^\circ$ während die maximale Abweichung 168° beträgt.

Eine synchrone Modulation der Frequenzen mit intensitätsabhängig variiertem Tastverhältnis der einzelnen Signale liefert eine mittlere Abweichung zwischen erwarteter und tatsächlicher Bewegung von $44,9^\circ$, die Streuung beträgt $14,8^\circ$. Zwischen den einzelnen Gewichtungen schwankt die Abweichung zwischen $33,6^\circ$ für eine gleichmäßige Aktivierung von 50:50 und $51,6^\circ$ für eine Aktivierung im Verhältnis 70:30. Die Minimale Abweichung beträgt $4,1^\circ$ und die maximale Abweichung 169° .

Tabelle 5.6: Abweichungen zwischen erwarteter und tatsächlicher Bewegung bei fusionierten taktilen Signalen. Verglichen werden drei Modulationsarten und fünf Gewichtungen zwischen den Taktoren.

			20:80	30:70	50:50	70:30	80:20	Schnitt
Asynchrone Modulation mit festem Tastverhältnis	Abweichung	[°]	76,3	78,7	13,1	82,5	93,4	68,8
	Streuung	[°]	7,0	6,2	13,6	12,0	17,9	12,1
	Minimum	[°]	9,2	12,4	4,7	21,6	32,8	
	Maximum	[°]	153	158	165	159	147	
Synchrone Modulation mit festem Tastverhältnis	Abweichung	[°]	61,3	53,7	43,6	86,3	74,2	63,8
	Streuung	[°]	8,5	8,6	8,3	17,1	24,0	14,7
	Minimum	[°]	2,1	9,9	14,5	37,6	19,1	
	Maximum	[°]	159	168	159	148	145	
Synchrone Modulation mit variiertem Tastverhältnis	Abweichung	[°]	49,8	44,2	33,6	51,6	45,3	44,9
	Streuung	[°]	6,2	7,12	14,8	22,6	16,5	14,8
	Minimum	[°]	4,2	4,1	8,1	17,2	11,6	
	Maximum	[°]	112	138	169	127	105	
Minimale Abweichung		[%]	38	5	29	5	24	
Maximale Abweichung		[%]	29	0	19	19	33	

Insgesamt erzeugt die synchrone Modulation der Signale mit einer Veränderung der Pulsweiten im Mittel die geringste Abweichung zwischen der erwarteten und tatsächlich durchgeführten Bewegung. Die Modulationsarten der Pulsfrequenz erzeugen eine fast identische mittlere Abweichung. Die Streuungen sind für alle drei Modulationsarten ähnlich groß und vergleichbar mit der Streuung von nicht fusionierten Signalen. Bewegungen, welche durch fusionierte Signale erzeugt werden, sind daher ebenfalls deterministisch anzusehen, wenn sich sich auch nicht unmittelbar durch die oben genannten Verfahren aus den einzelnen Bewegungstrajektorien ableiten lassen.

Die Gewichtungen mit einer gleichmäßigen Aktivierung der Taktoren von 50:50 für beide Taktoren und der Aktivierung in einem Verhältnis von 20:80 erzeugen eher das gewünschte Verhalten als eine Gewichtung von 70:30. Vergleicht man die erreichbare minimale Abweichung zwischen der erwarteten und erhaltenen Bewegung unabhängig von der Modulationsart des Signals, so wurde die erreichbare minimale Abweichung in fast 40% der durchgeführten Bewegungen durch eine Gewichtung von 80:20 und zu fast 30% durch eine Gewichtung von 50:50 erzeugt. Gleichzeitig erzeugen die Gewichtungen von 20:80 und 80:20 auch in jeweils 30% der Fälle eine maximale Abweichung zwischen der erwarteten und der ausgeführten Bewegung.

Diskussion

Die Ergebnisse der Versuchsreihe zur Fusion von Signalen zeigen, dass eine Kombination von einzelnen taktilen Signalen prinzipiell zur Darstellung von Richtungen zwischen den Taktoren zugeordneten Bewegungsachsen genutzt werden kann. Die mittleren Abweichungen und die Gespräche mit den Versuchspersonen zeigen jedoch, dass die Art der Fusionierung noch nicht optimal ist. Auf Basis der ermittelten Daten ergibt sich eine Be-

wertung der Güte der drei vorgestellten Modulationsansätze insofern, dass die synchrone Modulation der Signale mit Anpassung der Pulsweite die geringste Abweichung zwischen Soll- und Ist-Verhalten erzeugt und daher eine Bewegungen auslöst, die am ehesten aus den Einzeltrajektorien ableitbar ist.

Die Interviews mit den Versuchspersonen haben zusätzlich ergeben, dass eine asynchrone Modulation der zwei Pulsfrequenzen mit festem Tastverhältnis zu einem verwirrenden, nicht intuitiv einzuordnenden Signal führt. Ein aus zwei einzelnen, unabhängig modulierten Signalen zusammengesetztes Signal wird nicht als ein Objekt wahrgenommen, sondern als zwei getrennte Objekte. Das entspricht den Kenntnissen der Psychophysik, welche besagen, dass eine gemeinsame Modulation von Objekteigenschaften (hier der Pulsfrequenz) zur Bindung zweier Objekte zu einem gemeinsam wahrgenommenen Objekt notwendig ist. Die getrennt wahrgenommenen Signalquellen erzeugen eine nicht immer klar einzuordnende Sinneswahrnehmung, welche sich in der hohen Abweichung und Standardabweichung der Versuchsergebnisse widerspiegelt. Zwei Signale, die mit unterschiedlicher Frequenz erzeugt werden, haben nach einem Periodendurchlauf zeitlich versetzte Startmomente. Gerade diese zeitlich versetzte Aktivierung erzeugt laut Aussage der Versuchspersonen das Gefühl einer Zick-Zack-Vorgabe durch zwei getrennt wahrgenommene Taktoren (Objekten).

Ein fusioniertes Signal bestehend aus zwei Einzelsignalen, die über Frequenzharmonischen synchron modulierte werden und ein festes Tastverhältnis vorweisen, wird ebenfalls als ein Signal aus zwei Quellen empfunden, wobei die beiden Taktoren als abwechselnd aktiv empfunden werden. Auch die synchrone Modulation mit Frequenzharmonischen entspricht keiner geeigneten gemeinsame Modulation der Einzelsignale. Die Sinneswahrnehmung entspricht derer, die erzeugt werden würde, wenn die Taktoren abwechselnd aktiviert werden. In den Momenten, in denen beide Taktoren gleichzeitig aktiv sind, wird nur der Taktor als aktiv wahrgenommen, welcher die höhere Frequenz hat. Der Taktor mit der niedrigeren Pulsfrequenz wird maskiert. Erst wenn der Taktor mit der höheren Frequenz aufgrund der kürzeren Periode inaktiv ist, wird der Taktor mit der niedrigen Frequenz wahrgenommen. Er wird als neu hinzugekommen empfunden, während er zuvor durch das Signal des Taktors mit der höheren Frequenz maskiert wurde. Die Richtung, die durch dieses kombinierte Signal angezeigt werden soll, ist für die Versuchspersonen nur schwer identifizierbar, da für sie abwechselnd unterschiedliche Richtungen angezeigt werden.

Ein fusioniertes Signal, welches durch synchrone Modulation der Pulsfrequenz der einzelnen Signale mit einem der Intensität entsprechend variiertem Tastverhältnis erzeugt wird, wird von den Versuchspersonen als das Signal beschrieben, welchem sie am einfachsten eine Richtung zuordnen können. Hier erfolgt eine gemeinsame Modulation der Pulsfrequenz, so dass die beiden Einzelsignale zusammen aufgefasst werden und die Richtungsinformation transportieren können. Dafür spricht auch die geringste mittlere Abweichung, die sich in diesem Teil der Versuchsreihe ergab. Dennoch berichten die Versuchspersonen, dass die Taktoren als zwei separate Quellen für die Signale wahrgenommen werden, auch wenn die Information klarer verständlich ist. Abbildung 5.14 auf der nächsten Seite stellt exemplarisch die Bewegungstrajektorien einer Versuchsperson in den drei Modulationsarten und den unterschiedlichen Gewichtungen mit der jeweils erwarteten Bewegung gegenüber.

Betrachtet man die Ergebnisse zur Verteilung der minimalen und maximalen Abweichungen zwischen gewünschtem und erzeugtem Verhalten, so sind die Ergebnisse zunächst widersprüchlich. Sowohl die meisten minimalen als auch die meisten maximalen Abweichungen erfolgen unter Signalen, welche durch eine Gewichtung von 50:50 oder 20:80 und 80:20 erzeugt wurden. Das lässt darauf schließen, dass die Signale entweder zu komplex

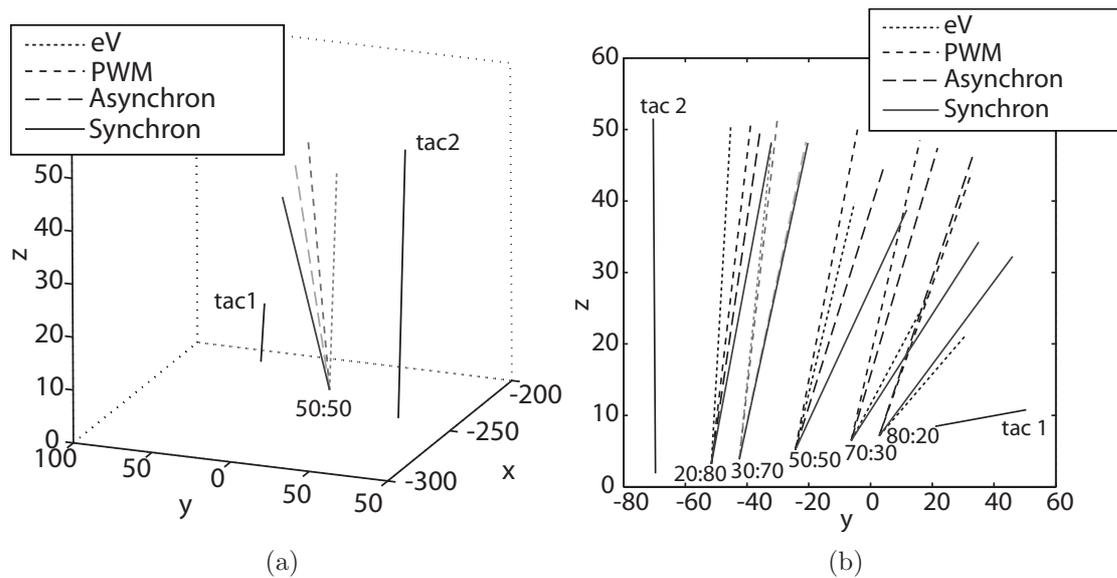


Abbildung 5.14: Resultierende Bewegungstrajektorien der drei Modulationsarten in unterschiedlichen Gewichtungsvarianten zur Fusion von taktilen Signalen einer Versuchsperson: a) Die Bewegungstrajektorien im Vergleich mit der erwarteten Bewegung bei gleicher Aktivierung beider Taktoren. b) Die Bewegungstrajektorien in Abhängigkeit der gewählten Gewichtungen.

sind, um entsprechend dem Ziel der Fusion interpretiert zu werden, oder dass die Bewegungen, besonders in den Randbereichen, nicht an beiden sondern nur an einem der Taktoren orientiert werden. Wird die Bewegung mehr an einem Taktor orientiert anstatt entsprechend der Gewichtung an beiden Taktoren, so kann die Abweichung α_m zwischen der durchgeführten Bewegung \mathbf{m}_v und der Bewegungsachse der einzelnen Taktoren \mathbf{m}_i Aufschluss darüber geben. Ist die Abweichung zur direkten Achse eines Taktors kleiner als die Abweichung α_e zwischen der durchgeführten Bewegung und der erwarteten Bewegungsrichtung \mathbf{e}_v , so kann das bedeuten, dass die Versuchsperson die Bewegung eher an der Achse des Taktors orientiert. Eine Überprüfung wurde anhand der Ergebnisse vorgenommen, wie mit der Gewichtung in den Verhältnissen 20:80 und 80:20 vorgenommen wurden. Eine Auflistung der Tabellen ist im Anhang 8 auf Seite 138 gegeben.

Es fällt auf, dass die Bewegungen von zwei Versuchspersonen (VP 4 und VP 5, siehe Tabellen 5.7 und 5.8 auf Seite 72) in mindestens 50% der Fälle eine geringere Abweichung zu einer der beiden Taktorachsen aufweist als zur erwarteten Bewegungsachse. Zu prüfen ist nun, ob die Abweichung zufällig geringer ist oder ob sich diese Personen mehr an einem der beiden Taktoren orientieren anstatt dem fusionierten Signal zu folgen. Auffällig ist, dass es sich bei diesen Versuchspersonen um genau die Personen handelt, die insgesamt überdurchschnittliche hohen Abweichungen zu den erwarteten Bewegungen gezeigt haben. Des Weiteren ist auffällig, dass sich diese Personen nicht unbedingt an dem Taktor orientieren, der gerade mit dem dominanten Signal angesteuert wird.

Die Daten von VP 4 (Tabelle 5.7 auf der nächsten Seite) zeigen, dass für ein Pulsweitenmoduliertes Signal die Abweichung zwischen der Taktorachse \mathbf{m}_2 des zweiten Taktors und der Bewegung kleiner ist, wenn der zweite Taktor dominant ist. Gleichzeitig ist die Abweichung zur Taktorachse \mathbf{m}_1 des ersten Taktors kleiner, wenn der erste Taktor aktiv ist. Für

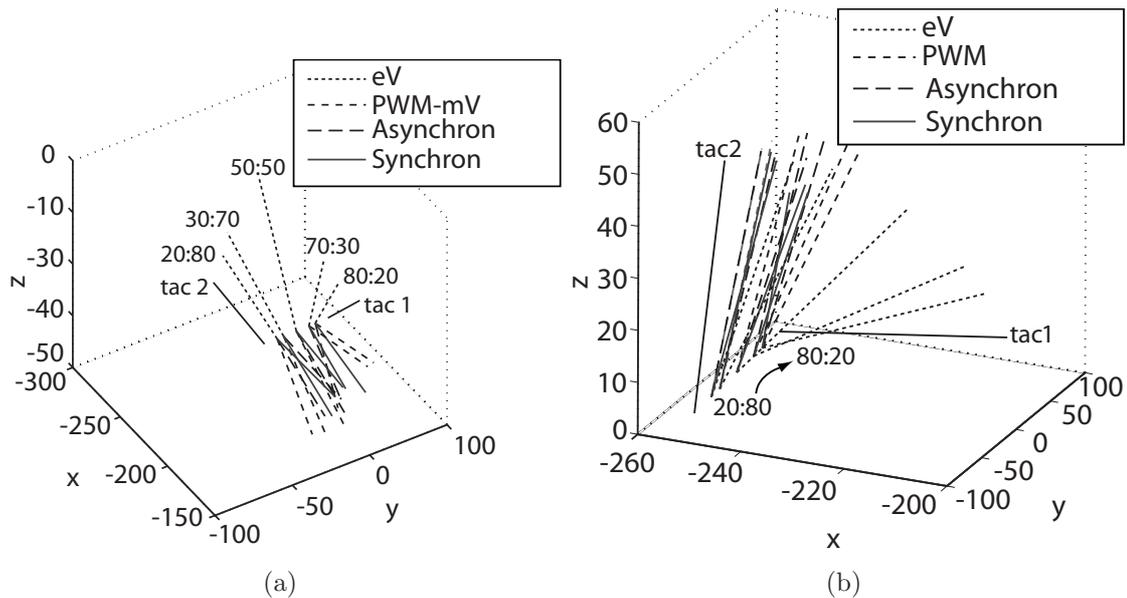


Abbildung 5.15: Resultierende Bewegungstrajektorien, die nicht eindeutig der erwarteten Bewegung folgen: Die dreidimensionale Darstellung in Teilbild a) zeigt die Bewegungen von VP 4. Die Bewegungen verlaufen deterministisch in ähnliche Raumrichtungen, entsprechen jedoch nicht der berechneten erwarteten Bewegung. Teilbild b) verdeutlicht gut, dass sich diese Versuchsperson stärker am zweiten Taktor orientiert hat als am ersten.

die beiden getesteten Frequenzmodulationen ist die Abweichung zwischen der Bewegung und der erwarteten Bewegung immer größer als zu einer der beiden Taktorachse, was die Schlussfolgerung zulässt, dass dieses fusionierte Signal von weiteren, bisher unbekanntem Faktoren abhängt, die derzeit nicht vorhersehbar sind (Abbildung 5.15(a)). VP 5 dagegen scheint sich, unabhängig davon, welcher der Taktoren dominant aktiv ist, nur an einem der beiden Taktoren zu orientieren. Die Abweichung zur Taktorachse des ersten Taktors ist in allen Fällen am geringsten.

Durch die neuen Kenntnisse initiiert wurden auch die Daten der dritten Versuchsperson (VP 3, Tabelle 8.3 auf Seite 138), deren Ergebnisse überdurchschnittlich hohen Abweichungen aufweisen, erneut einer genaueren Analyse unterzogen. Es zeigt sich, dass in zwei Fällen

Tabelle 5.7: VP 4

		$\alpha_{m1} [^\circ]$	$\alpha_e [^\circ]$				$\alpha_{m2} [^\circ]$	$\alpha_e [^\circ]$	
PWM	20:80	112,4	105,9	✓	PWM	20:80	97,0	105,9	–
	80:20	75,5	83,8	–		80:20	130,9	83,8	✓
Freq.	20:80	96,7	120,4	–	Freq.	20:80	111,9	120,4	–
	80:20	126,1	134,8	–		80:20	83,3	134,8	–
S. Freq.	20:80	76,5	139,0	–	S. Freq.	20:80	131,1	139,0	–
	80:20	92,8	101,3	–		80:20	115,3	101,3	✓

Tabelle 5.8: VP 5

		$\alpha_{m1} [^\circ]$	$\alpha_e [^\circ]$				$\alpha_{m2} [^\circ]$	$\alpha_e [^\circ]$	
PWM	20:80	58,9	83,4	–	PWM	20:80	89,5	83,4	✓
	80:20	29,8	35,2	–		80:20	64,5	35,2	✓
Freq.	20:80	39,0	63,5	–	Freq.	20:80	70,2	63,5	✓
	80:20	37,4	42,0	–		80:20	68,4	42,0	✓
S. Freq.	20:80	48,6	72,0	–	S. Freq.	20:80	78,3	72,0	✓
	80:20	43,0	47,5	–		80:20	72,4	47,5	✓

eine stärkere Orientierung an einem Taktor vorgenommen wurde statt der vorhergesagten Bewegungsrichtung zu folgen. Dieses Verhalten zeigen jedoch zuweilen alle Versuchspersonen, ohne dass sich das Gesamtergebnis maßgeblich verschlechtert hat (Abbildung 5.15(b) auf der vorherigen Seite). Der Unterschied ist jedoch, dass sich diese Versuchsperson stärker auf den ersten Taktor konzentriert, während sich alle anderen Versuchspersonen eher durch den zweiten Taktor leiten lassen. Eine gezielte Befragung der Versuchspersonen zur Wahrnehmung der Signale ergab, dass insgesamt eher der zweite Taktor, welcher an der Mulde zwischen Übergängen von Mittelhandknochen des Daumen und Zeigefingers zum kleinen und großen Vieleckbein fixiert wurde, besser wahrnehmbar ist, als der erste Taktor, welcher auf der Oberseite des Zeigefingers auf dem Grundglied befestigt war. Dennoch hat sich VP 3 an dem Taktor orientiert, der in den meisten Fällen als untergeordnet wahrgenommen wurde. Orientiert sich eine Versuchsperson mehr an einem Taktor, kann das ebenfalls eine Erklärung der hohen Abweichung für eine Gewichtung im Verhältnis 50:50 geben.

Unter diesen Voraussetzungen lassen sich die Versuchspersonen grob in zwei Cluster unterteilen: Eine Gruppe A mit Personen, für die sich die Bewegungen mathematisch anhand einer linearen Interpolation vorhersagen lassen, und eine Gruppe B von Personen, die taktile Signale als eine fusionierte Information auffassen und sich deterministisch verhalten, bei denen sich die Bewegungsrichtung jedoch nicht mathematisch anhand der bisher betrachteten Abhängigkeiten bestimmen und vorhersagen lässt. Führt man die Auswertung der Ergebnisse unter Ausschluss der Gruppe B durch, so ergeben sich die in Tabelle 5.9 auf der nächsten Seite aufgelisteten Abweichungen. Die mittlere Abweichung zwischen der erwarteten und tatsächlich durchgeführten Bewegung verringert sich durch den Ausschluss der Versuchspersonen, die ein fusioniertes Signal nicht eindeutig interpretieren können, erheblich. Für ein Pulsweiten moduliertes Signal sinkt die mittlere Abweichung in Abhängigkeit der Gewichtung zwischen 5° und 30° . Für die beiden Varianten der Frequenzmodulation sinkt die mittlere Abweichung in einem Bereich zwischen 22° und 38° . Die Streuung der einzelnen Bewegungen ist gleich bleibend. Eine Verminderung der Streuung war jedoch auch nicht zu erwarten, da alle Versuchspersonen, unabhängig von ihrer Einordnung in die oben genannten Gruppen, in Bezug auf die mit einem Signal verknüpfte Bewegungsrichtung im gleichen Maße deterministisches Verhalten gezeigt haben.

Es ergeben sich insgesamt folgende Fazits:

- In Abhängigkeit der Modulation der Einzelsignale lasse sich zwei taktile Signale zu einem fusionierten Gesamtsignal zusammenfassen, welches ebenso wie die Einzelsi-

gnale eine deterministische Bewegung auslöst, was durch die geringer Streuung der einzelnen Bewegungen gezeigt werden konnte.

- Dabei stellt die Pulsweitenmodulation (Synchrone Modulation der Pulsfrequenzen mit variiertem Tastverhältnissen) eine akzeptable Variante zur Kodierung von Richtungen zwischen den Taktorachsen dar.
- Die Tatsache, dass sich die Personen in zwei Gruppen unterteilen lassen, von denen eine Gruppe von Personen zwar taktile Signale als eine fusionierte Information auffasst und sich deterministisch verhält, sich die Bewegungsrichtung jedoch nicht mathematisch anhand der bisher betrachteten Abhängigkeiten bestimmen und vorhersagen lässt, zeigt, dass das Verfahren der Signalmodulation und -prädiktion der Bewegungsrichtung der Fusion noch nicht optimal ist.
- Ohne Kenntnisse über die Faktoren, welche die Bewegungsrichtung beeinflussen, ist es Aufgabe der Regelung, die Parameter entsprechend des individuellen Verhaltens anzupassen.
- Während die Versuche zur Feststellung deterministischen Verhaltens und der Dynamik der Bewegung unabhängig von der Position der Taktoren durchgeführt werden konnten, da immer nur ein Taktor aktiv war, scheint man die Fusion der Signale durch die Kombination von zwei örtlich unterschiedlichen Signalen nicht mehr unabhängig von den betrachteten Positionen auf der Handoberfläche testen zu dürfen.
- Zur Generierung eines allgemein gut verständlichen, fusionierten Signals sind weitere Versuche notwendig. Die Psychoakustik als eigene Wissenschaft kann dabei als au-

Tabelle 5.9: Abweichungen zwischen erwarteter und tatsächlicher Bewegung bei fusionierten taktilen Signalen. Verglichen werden drei Modulationsarten und fünf Gewichtungen zwischen den Taktoren unter Ausschluss von Versuchsperson 3,4 und 5.

			20:80	30:70	50:50	70:30	80:20	mean
Asynchrone Modulation mit festem Tastverhältnis	Mittlere Abweichung	[°]	54,4	49,6	19,8	53,9	61,0	47,7
	Streuung	[°]	4,6	3,3	12,8	8,8	16,4	10,4
	Minimum	[°]	9,2	12,4	4,7	21,6	32,8	
	Maximum	[°]	152,6	147,6	96,1	111,6	144,5	
Synchrone Modulation mit festem Tastverhältnis	Mittlere Abweichung	[°]	38,0	30,6	13,7	48,7	41,0	34,4
	Streuung	[°]	5,2	5,1	5,8	15,6	22,5	12,9
	Minimum	[°]	2,1	9,9	14,5	39,8	19,1	
	Maximum	[°]	152,9	90,4	98,6	134,0	144,8	
Synchrone Modulation mit variiertem Tastverhältnis	Mittlere Abweichung	[°]	22,2	14,0	29,3	43,1	33,1	28,3
	Streuung	[°]	5,4	5,9	13,8	21,0	15,3	13,6
	Minimum	[°]	4,2	4,1	8,1	22,6	17,1	
	Maximum	[°]	68,3	54,4	92,1	126,5	105,2	
Minimale Abweichung		[%]	58	8	33	0	0	
Maximale Abweichung		[%]	0	0	8	33	58	

ßerordentlich hilfreiche Quelle dienen. Sie ist ein Teilgebiet der Psychophysik, die sich mit den psychologischen Korrelaten der physikalischen Parameter der Akustik, also des Schalls, sowie seiner Produktion, Übertragung und seinen Wirkungen, beschäftigt (ANSI S3.20-1973). Die Psychoakustik untersucht die physikalischen Einwirkungen der akustischen Signale auf das bewusste Erleben und versucht die gegenseitigen Beziehungen mathematisch zu erfassen. Werden bekannte Mechanismen aus der Psychoakustik auf den Bereich der taktilen Wahrnehmung übertragen, könnte das zu neuen Erkenntnissen zur Fusionierung von taktilen Signalen führen. Die Ergebnisse einer weiteren Analyse sollten zum einen die Art der Fusion der Signale verbessern, und könnten zum anderen für die individuelle Anpassung des Systems und vor allem des Reglers an personenabhängiges Verhalten genutzt werden. Diese Versuche werden im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter verfolgt.

5.3 Regelung

Nachdem in den vorherigen Versuchen gezeigt werden konnte, dass das Verhalten des Menschen in Bezug auf Bewegungen, welche durch Vibrationen auf der Haut ausgelöst wurden, deterministisch ist und dass sich diese Bewegung in ihrer Dynamik und Richtung durch Modulation des Vibrationssignals anpassen lässt, sind die wesentlichen Grundlagen für eine Regelung gelegt und der experimentelle Weg der Identifikation des Menschen abgeschlossen. Wird der Mensch als Regelstrecke betrachtet, so kann man die Präsentation von Vibrationssignalen auf die Hand als Ansteuerung eines Gelenks zur Veränderung der Position ansehen. Das Verhalten der Regelstrecke lässt sich anhand der gewonnenen Daten aus den Versuchen zur Beschreibung von deterministischem und dynamischem Verhalten ableiten. Während des Versuchs wird ein Vibrationssignal präsentiert während die Hand in Ruhe ist. Die Hand wird beschleunigt und erreicht nach einer gewissen Zeit eine konstante Geschwindigkeit. Die Bewegung wird aufgenommen und beschreibt nichts anderes als das Verhalten des Gelenks nach einem Sprungsignal.

Abbildung 5.16 auf der nächsten Seite zeigt die Sprungantwort. Die Graphik lässt einige charakteristische Merkmale der Reaktion erkennen. Es gibt eine Verzögerung am Beginn der Bewegung durch die Reaktionszeit der Menschen und die Trägheit der Masse. Es gibt eine leichte Schwingung wegen der Nachgiebigkeit in den Gelenken des Arms und es kommt zu einer schnellen Dämpfung durch Reibung. Damit verhält sich der Mensch bei Bewegungen, die durch Vibrationen ausgelöst werden, wie ein gedämpftes Feder-Masse-System, welches als Modell von Robotergelenken aus dem Bereich der Robotik bekannt ist. Theoretisch ließe sich das Verhalten des Menschen als Regelstrecke durch eine lineare Differentialgleichung 2. Grades beschreiben. Wie jedoch einleitend bereits gesagt wurde, sind die internen physikalischen Prozesse des Menschen nicht hinreichend bekannt, um auf Basis von Gleichungssystemen einen sinnvollen Reglerentwurf aufzubauen. Es sollen daher die gewonnenen Kenntnisse aus der Analysephase in den folgenden Abschnitten zum Entwurf und der Umsetzung einer taktilen Regelung verwendet werden. Besonders die Ergebnisse der Dynamik-Analyse sollen für die Ableitung der Parameter des Reglers eingesetzt werden. Die Entwicklung der Regelung ist sukzessiv aufgebaut und beginnt mit dem einfachsten Reglertyp, um die grundsätzliche Fragestellung zu beantworten, ob eine Regelung der Position der Hand durch taktile Signale generell möglich ist. Anschließend

erfolgt eine Weiterentwicklung der Regelung über einen P-Regler bis hin zu einer hierarchischen Reglerstruktur, welche aus P- und PID- Reglerkomponenten zusammengesetzt ist.

Ziel des Endsystems ist die Navigation eines in der Hand gehaltenen Instruments. Die zu regelnde Größe ist daher die Position der Instrumentenspitze im Raum bzw. später im Bilddatensatz des Patienten. Die Regelabweichung ist definiert durch den Abstandsvektor der Instrumentenspitze zu einem Ziel. Soll die Orientierung des Instruments geregelt werden, so ändern sich Regelgröße und -abweichung entsprechend.

5.3.1 Zweipunktregler

Die einfachste Variante eines Reglers stellt der Zweipunktregler dar. Zweipunktregler sind unstetige Regler, die nur zwei Ausgangssignale besitzen. Zweipunktregler werden eingesetzt, wenn die Stellgröße zwischen zwei Zuständen wechselt. Je nachdem, ob der Istwert über oder unter dem Sollwert liegt, wird entweder der obere oder der untere Stellwert als Ausgabe des Reglers produziert. Zur Klärung der grundsätzlichen Fragestellung der Machbarkeit einer taktilen Regelung ist ein Zweipunktregler zunächst ausreichend. Der Regler unterscheidet in diesem Fall zwischen den beiden Stellwerten „Taktor anschalten“ oder „Taktor nicht anschalten“. Der Abstand zu einem Ziel wird nicht berücksichtigt.

Die taktile Regelung über einen Zweipunktregler wird direkt anhand eines Positionierungsversuchs in der Ebene getestet. Der Versuch wird nur von zwei Versuchspersonen mit den VBW32 Signalgeber jeweils 10 Mal durchgeführt. Es ist nicht Ziel des Versuchs, die Güte einer taktilen Regelung mit einem Zweipunktregler zu analysieren, da der Zweipunktregler für das Endsystem nicht ausreichend ist. Es soll viel mehr grundsätzlich geklärt werden, ob eine taktile Regelung möglich ist. Es wird daher keine genaue Evaluation der Reglergüte am Ende des Abschnitts erfolgen. Weiterführende Versuche mit ausreichend vielen Versuchspersonen werden zu einem späteren Zeitpunkt mit P- bzw. PID-Reglern und den 4TL-0253B Signalgeber wiederholt, wie in den folgenden Abschnitten beschrieben wird.

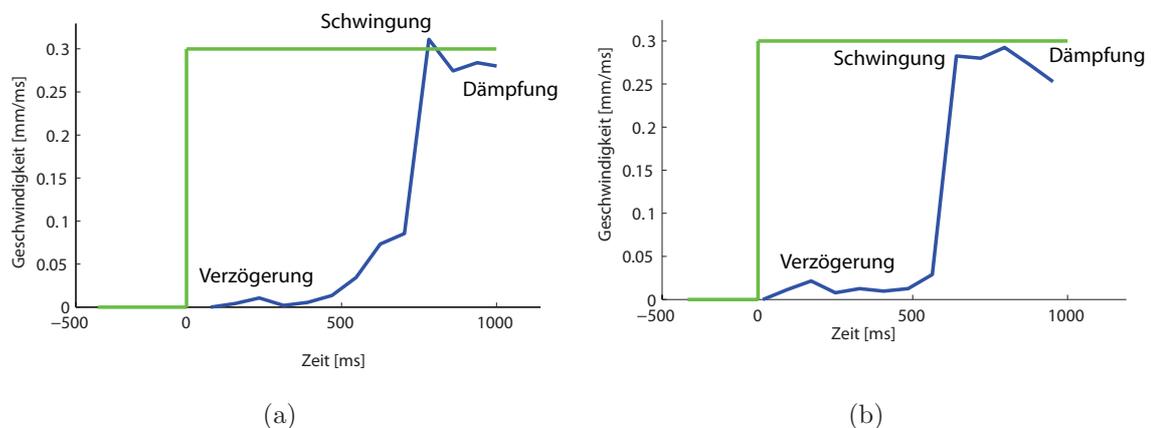


Abbildung 5.16: Die Sprungantworten einer Versuchsperson auf ein Vibrationssignal zeigen charakteristische Merkmale von Verzögerung, Schwingung und Dämpfung

Positionierung

Für den Versuch werden vier VBW32 Signalgeber auf dem Handrücken in der Form platziert, dass sie ein Koordinatensystem in der Ebene aufspannen. Um Signale räumlich richtig mit Hilfe von Taktoren zu übertragen, ist es notwendig zu wissen, wo sich die Taktoren im Raum befinden. Über eine Kalibrierung wird ein virtuelles Koordinatensystem der Taktoren tac relativ zu einem messbaren Lokalisator loc erzeugt. Die Erzeugung erfolgt durch die Vermessung von drei Punkten (Punkte 1, 2, und 3 in Abbildung 5.17(a)) relativ zum Koordinatensystem des Lokalisators. Wie diese Punkte im Raum vermessen werden, soll hier nicht erläutert werden. Eine Beschreibung erfolgt in Abschnitt 5.5.1 auf Seite 116. Der erste Punkt markiert den Ursprung des Taktorkoordinatensystems, der zweite Punkt ergibt zusammen mit dem ersten Punkt die x-Achse. Der dritte Punkt bestimmt mit dem Ursprung zusammen die y-Achse. Die z-Achse berechnet sich durch das Kreuzprodukt der beiden ersten Achsen. Die y-Achse wird anschließend erneut berechnet, um Orthogonalität zu gewährleisten. Die Kalibrierung wird in Form einer Transformationsmatrix ${}^{loc}\mathbf{T}_{tac}$ gespeichert. Die Punkte, welche die x- und y-Achse definieren, werden so gewählt, dass sich die Taktoren im fertigen Koordinatensystem genau auf den Achsen befinden, wie in Abbildung 5.17(a) zu sehen ist. Damit entspricht die durch einen Taktor angezeigte Bewegungsrichtung in der x-y-Ebene des Taktorkoordinatensystem genau einem positiven oder negativen kanonischen Einheitsvektor.

Die Regelabweichung, welche hier der Abstandsvektor ${}^{cam}\mathbf{e}(k)$ zwischen aktueller Position ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}^{ist}$ der Hand und einer vorgegebenen, visuell nicht sichtbaren Sollposition ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}^{soll}$ der Hand ist, berechnet sich aus der Differenz der beiden Positionen. Dabei berechnet sich die Abweichung im Taktorkoordinatensystem ${}^{tac}\mathbf{e}(k)$ über Matrixmultiplikation mit der Kalibrierungsmatrix:

$${}^{cam}\mathbf{p}_{tac} = {}^{cam}\mathbf{T}_{loc} \cdot {}^{loc}\mathbf{p}_{tac} \quad (5.16)$$

$${}^{cam}\mathbf{e}(k) = {}^{cam}\mathbf{p}_{tac}^{soll} - {}^{cam}\mathbf{p}_{tac}^{ist} \quad (5.17)$$

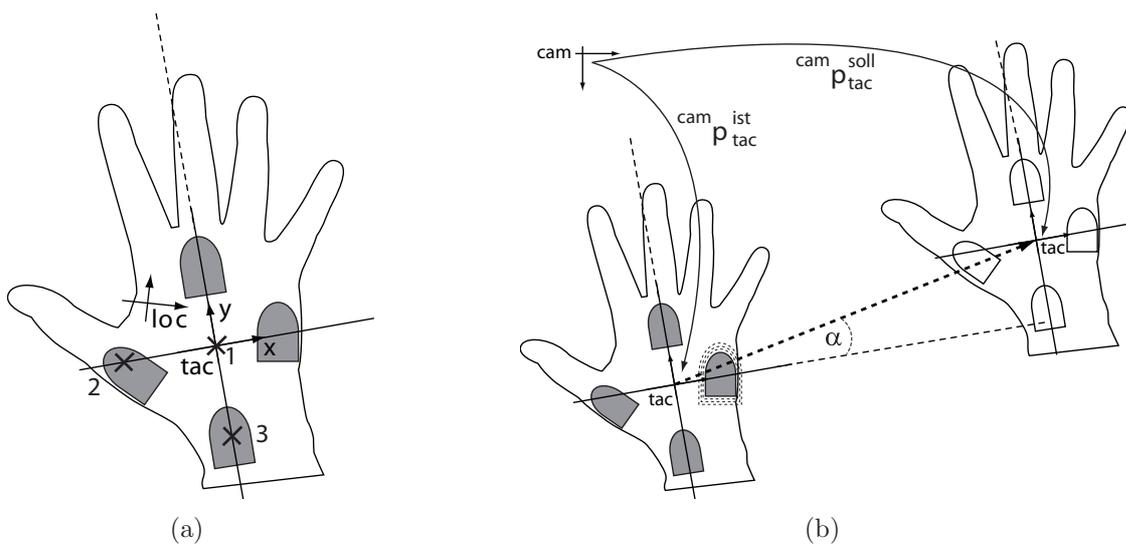


Abbildung 5.17: Aufbau (a) und Ablauf (b) der Positionierung mit einem Zweipunktregler

$${}^{tac} \mathbf{e}(k) = ({}^{cam} \mathbf{p}_{tac})^{-1} \cdot {}^{cam} e(k) \quad (5.18)$$

Liegt die Regelabweichung transformiert im Koordinatensystem der Taktoren vor, kann über den Winkel zwischen dem Vektor der Regelabweichung, der gleichzeitig die Richtung zum Ziel anzeigt, und den Koordinatenachsen bestimmt werden, welcher Taktor aktiviert werden muss (Abbildung 5.17(b) auf der vorherigen Seite). Der Taktor, der auf der Achse liegt, die den geringsten Winkel zur Regelabweichung aufweist, wird aktiviert und führt die Hand der Versuchsperson. Alle anderen Taktoren sind inaktiv. Das Erreichen der Zielposition wird durch das Abschalten des Displays angezeigt.

Ergebnisse und Diskussion

Die Versuchspersonen lassen sich generell mit Hilfe von taktilen Signalen zu einem Ziel in der Ebene navigieren. Damit ist die grundlegende Fragestellung der Machbarkeit der Navigation geklärt. Die Bewegung einer Versuchsperson ist exemplarisch in Abbildung 5.18 inklusive der Fehlerkurve über die Zeit dargestellt. Die Bewegung zeigt zwei wesentliche Charakteristika. Zum einen ist gut der treppenförmige Verlauf zu erkennen, der sich dadurch ergibt, dass immer nur ein Taktor zu einem Zeitpunkt aktiviert wird. Richtungen zwischen den Taktoren werden nicht angezeigt, so dass diagonale Bewegungen durch Einzelbewegungen entlang der Achsen zusammengesetzt werden. Eine Fusion der Einzelsignale, wie in Abschnitt 5.2.3 auf Seite 61 analysiert, sollte eine Verbesserung der taktilen Regelung mit sich bringen.

Des Weiteren zeigt die Bewegung gut eine Suchphase um die Zielposition. Da der Abstand zum Ziel nicht durch einen Zweipunktregler angezeigt werden kann, weiß die Versuchsperson während des Versuchablaufs nicht, wie nah sie sich am Ziel befindet. Die Versuchsperson bewegt sich daher in den meisten Fällen über das Ziel hinaus und nähert sich im nächsten Schritt aus entgegengesetzter Richtung von neuem dem Ziel an. Das Verhalten spiegelt sich ebenfalls in der Fehlerkurve wider. Die Fehlerkurve lässt vermuten, dass in einem Bereich von 5 mm um das Ziel das Erreichen des Ziels angekündigt werden sollte, um eine Art Überschwingen des Menschen zu verhindern.

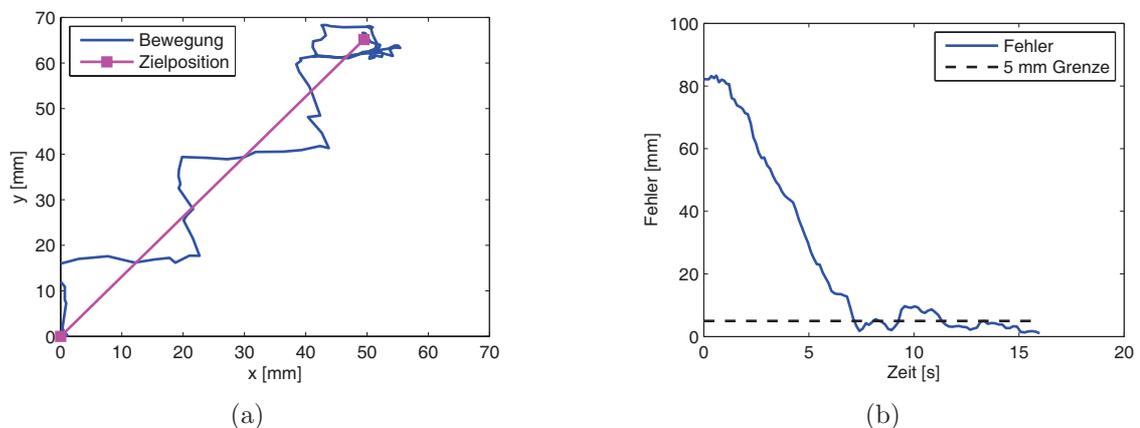


Abbildung 5.18: Bewegung und Fehlerkurve einer exemplarischen taktilen Positionierung bei Einsatz eines Zweipunktregler

5.3.2 Kalibrierung des taktilen Displays

Um die Stellwerte der in den folgenden Abschnitten vorgestellten Regler durch Vibrationen räumlich korrekt an den Benutzer des taktilen Displays weiter zu geben, müssen die Positionen der Taktoren im Raum bekannt sein. Aus diesem Grund wird die taktile Mensch-Maschine Schnittstelle kalibriert. Ist die Stellung des Displays im Raum und sind die relativen Positionen der Taktoren bekannt, können die Stellwerte der Regler räumlich richtig transformiert in einem Koordinatensystem des taktilen Displays dargestellt werden. Das taktile Display wird so kalibriert, dass es nicht notwendig ist, jedem Taktor einen eigenen Lokalisator zuzuordnen. Aufgrund der erforderlichen direkten Sicht optischer Positionsmesssysteme und der elektrischen Störung von elektromagnetischen Lokalisatoren durch die Taktoren wäre eine solche Ausstattung von Lokalisatoren auch nicht realisierbar. Es gibt daher einen Lokalisator (*tool*) für die taktile Mensch-Maschine-Schnittstelle. Relativ zu diesem Lokalisator wird ein virtuelles Koordinatensystem (*tac*) definiert. Die Definition dieses Koordinatensystems orientiert sich optimaler Weise an einem körpereigenen internen Koordinatensystem.

Um Aussagen über ein körpereigenes Koordinatensystem machen zu können, werden die während der Analyse gesammelten Bewegungsdaten hinsichtlich anatomischer Abhängigkeiten ausgewertet. Dabei werden zwei Ansätze näher betrachtet (siehe Abbildung 5.19):

- Der erste Ansatz geht von der Annahme aus, dass die Bewegungen von einem internen, handeigenen Koordinatensystem abhängig sind. Die Bewegungstrajektorien der einzelnen Bewegungsrichtungen würden sich in einem Punkt innerhalb des Volumens treffen, das von der Hand umschlossen wird. Dieser Schnittpunkt könnte der Ursprung des Hand eigenen Koordinatensystems sein.

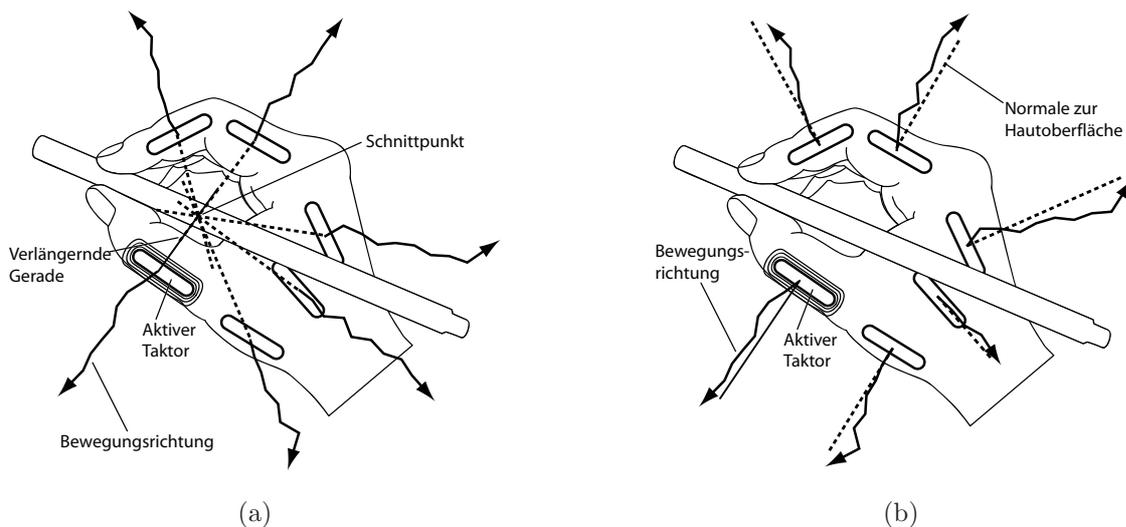


Abbildung 5.19: Mögliche anatomische Abhängigkeiten der Bewegungstrajektorien von a) einem gemeinsamen Schnittpunkt und b) der Normalen zur Hautoberfläche an der Taktorposition

- Im zweiten Ansatz wird die Annahme getroffen, dass eine Bewegungsrichtung von der Normalen zur Hautoberfläche an der Position des Taktors abhängig ist.

Die Ergebnisse beider Ansätze können später in die Kalibrierung des taktilen Displays einfließen.

Definition eines gemeinsamen Bewegungsursprungs

Wie zu Beginn des Kapitels beschrieben, berechnet sich eine Bewegungstrajektorie a_i als Vektor durch die normierte Differenz aus Endpunkt ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k+t)$ und Startpunkt ${}^{cam}\mathbf{p}_{tac}(k)$ der Bewegung. Einem Punkt innerhalb des von der Hand umschlossenen Volumens, in dem sich alle Bewegungstrajektorien schneiden, kann als Idealvorstellung des Ursprungs eines handeigenen Koordinatensystems angesehen werden (siehe Abbildung 5.19(a) auf der vorherigen Seite). Es lässt sich jedoch in der Realität kein direkter Schnittpunkt der Bewegungstrajektorien berechnen. Um dennoch einen Bewegungsursprung zu abstrahieren, werden die Bewegungstrajektorien als windschiefe Geraden im Raum aufgefasst. Der Bewegungsursprung wird dann als Schwerpunkt der Punkte aufgefasst, welche die Minimaltransversalen von je zwei windschiefen Geraden teilen. Die Minimaltransversale von zwei windschiefen Geraden g und h beschreibt den Vektor, der senkrecht auf beiden Geraden steht, und dessen Länge der minimale Abstand zwischen den Geraden ist.

Der minimale Abstand lässt sich mit Hilfe des Spatvolumen oder über das Gemeinlot und dessen Fußpunkte F_1 und F_2 berechnen. Sind die Geradengleichungen definiert durch

$$g : X = P_1 + t \cdot \mathbf{g} \quad (5.19)$$

$$h : X = P_2 + u \cdot \mathbf{h} \quad (5.20)$$

zeigt die Normale

$$\mathbf{n} = \mathbf{h} \times \mathbf{g} \quad (5.21)$$

in Richtung des Gemeinlots. Um die Minimaltransversale zwischen den Geraden zu berechnen, müssen die Fußpunkte F_1 und F_2 der Minimaltransversalen auf den Geraden g und h bestimmt werden (vergleiche Abbildung 5.20 auf der nächsten Seite). Die Fußpunkte werden über zwei Hilfsebenen E_1 und E_2 berechnet. Die Ebene E_1 wird so bestimmt, dass sie die Gerade g und das Gemeinlot enthält. Der einfachste Weg ist, die Gerade in Normalform anzugeben. In der Normalform wird die Ebene über ihren Normalenvektor \mathbf{n}_1 und den Stützvektor, hier P_1 , beschrieben:

$$\mathbf{n}_1 = \mathbf{n} \times \mathbf{g} \quad (5.22)$$

$$E_1 : \mathbf{n}_1 \cdot (X - P_1) = 0 \quad (5.23)$$

Der Schnittpunkt der Geraden h mit der Ebene E_1 ist der Fußpunkt F_2 der Minimaltransversalen auf h . Da die Ebene E_1 in Normalform angegeben ist, kann der Schnittpunkt über Einsetzen von Geraden- und Ebenengleichung berechnet werden:

$$\mathbf{n}_1 \cdot ((P_2 + u \cdot \mathbf{h}) - P_1) = 0 \quad (5.24)$$

Damit ergibt sich für das Skalar u der Geradengleichung:

$$u = \frac{n_1 P_1 - n_1 P_2}{n_1 h} \quad (5.25)$$

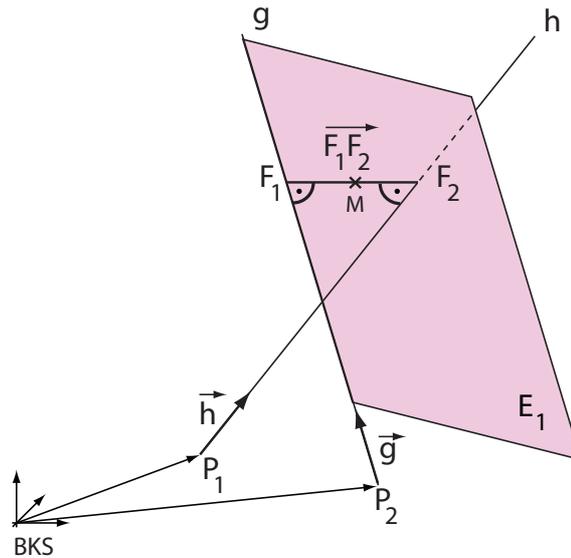


Abbildung 5.20: Berechnung des minimalen Abstands zweier windschiefer Geraden g und h mit Hilfe der Minimaltransversalen und der Fußpunkte F_1 und F_2

Über das Einsetzen von u in die Geradengleichung berechnet sich der Fußpunkt F_2 zu:

$$F_2 = P_2 + \left(\frac{n_1 P_1 - n_1 P_2}{n_1 h} \right) \cdot \mathbf{h} \quad (5.26)$$

Der Fußpunkt F_1 der Minimaltransversalen auf g wird analog durch die Konstruktion der Hilfsebene E_2 , welche die Gerade h und das Gemeinlot enthält, bestimmt. Der Schnittpunkt der Geraden g mit der Ebene E_2 ist gleich dem gesuchten Fußpunkt. Der Vektor F_1F_2 ist gleich der Minimaltransversalen. Die Länge des Vektors beschreibt den kürzesten Abstand d zwischen den beiden Geraden g und h :

$$d = |\mathbf{F}_2 - \mathbf{F}_1| \quad (5.27)$$

Der Mittelpunkt M der Minimaltransversalen wird als Pseudoschnittpunkt statt einem wirklichen Schnittpunkt zur Abstraktion eines gemeinsamen Ursprungs aller Bewegungstrajektorien herangezogen. Es werden daher alle Pseudoschnittpunkte M_i zwischen den Bewegungstrajektorien berechnet, die gemeinsam eine Punktwolke bilden. Die Größe der Punktwolke kann Aufschluss über einen gemeinsamen Ursprung geben. Es werden daher der Schwerpunkt der Punktwolke und die mittlere Abweichung \bar{d} und Standardabweichung σ der Pseudoschnittpunkte in Bezug zum Schwerpunkt berechnet. Wird der Schwerpunkt als Mittelpunkt angesehen, definiert die Kugel mit dem Radius in der Größe der dreifachen Standardabweichung ein Volumen, in dem 99,7% aller Pseudoschnittpunkte liegen müssen. Liegen die Punkte eng zusammen, so ist das berechnete Kugelvolumen klein, und der Schwerpunkt der Pseudoschnittpunkte kann als Bewegungsursprung zur Kalibrierung verwendet werden.

Die Ergebnisse der Analyse sind in Tabelle 5.10 auf der nächsten Seite zusammengefasst. Im Schnitt liegen die einzelnen Pseudoschnittpunkte 56,9 mm entfernt vom Schwerpunkt der Punktwolke. Die minimale Abweichung liegt bei 3,0 mm, die maximale Abweichung

Tabelle 5.10: Mittlerer Abstand der Minimaltransversalen zum abstrahierten Ursprung.

VP		1	2	3	4	5	6	7	8	9	\bar{d}
d	[mm]	47,6	63,8	76,6	102,0	26,6	52,1	47,2	56,0	40,2	56,9
σ	[mm]	33,1	66,2	100,5	129,8	19,4	56,8	57,1	53,2	4,9	
Min.	[mm]	6,3	10,9	10,2	15,3	3,0	10,0	5,5	6,0	4,2	3,0
Max.	[mm]	479,4	566,5	770,5	754,6	118,6	380,4	368,7	371,7	164,5	770,5

beträgt 770,5 mm. Im Mittel hat das Kugelvolumen, welches den Schwerpunkt als Mittelpunkt hat und 99,7% aller Pseudoschnittpunkte enthält, einen Radius von 208,21 mm. Der Datensatz einer Versuchsperson ist in Abbildung 5.21 auf der nächsten Seite dargestellt.

Die Ergebnisse zeigen zwar eine Ballung der Bewegungsrichtungen im Handinneren, jedoch sind die Abstände der einzelnen Pseudoschnittpunkte zum Zentrum zu groß, um den berechneten Schwerpunkt als Bewegungsursprung heranzuziehen. Eine differenzierte Analyse der Daten in Bezug zu den einzelnen Taktorpositionen und Berücksichtigung der in [61] vorgestellten Verfahren könnte weitere Erkenntnisse bringen. Diese Analyse wird im Zuge dieser Arbeit jedoch nicht weiter verfolgt. Es ist daher insgesamt nicht möglich den Ursprung eines internen Koordinatensystems für die Kalibrierung des taktilen Displays abzuleiten [60]. Viel mehr zeigen gerade die großen Abstände von einzelnen Pseudoschnittpunkten zum Schwerpunkt, dass einige der Bewegungstrajektorien mehr oder weniger parallel zueinander verlaufen.

Abhängigkeit zur Normalen der Hautoberfläche

Neben einem Schnittpunkt soll die Abhängigkeit der Bewegung zur Normalen zur Hautoberfläche an jeder Taktorposition betrachtet werden (siehe Abbildung 5.19(b) auf Seite 78). Die Normale, die senkrecht auf der Hautoberfläche steht, wird mit Hilfe der Kontaktfläche der Taktoren zur Hautoberfläche bestimmt. Die Kontaktfläche zwischen Haut und Taktor entspricht der Fläche auf der Oberseite der Taktoren, da diese rotations-symmetrisch sind. Die Ebene der Taktoroberfläche wird mit Hilfe eines Lokalisators bestimmt. Dabei spannen die X- und Y-Achse des Lokalisator-Koordinatensystems die Ebene der Taktoroberfläche auf. Abbildung 5.22 auf Seite 83 verdeutlicht das Prinzip am Beispiel eines passiven Markers auf Musterbasis des MicronTracker Kamerasystems. Mit Hilfe der kontrastreichen, schachbrettartigen X-Points des Lokalisators werden die X- und Y-Achsen x_{loc} und y_{loc} definiert. Die Z-Achse z_{loc} berechnet sich über das Kreuzprodukt. Wird der Lokalisator direkt auf der Taktoroberfläche angebracht, erhält man über das Koordinatensystem des Lokalisators automatisch eine Ebene parallel zur Hautoberfläche. Die Z-Achse des Koordinatensystems ist gleichzeitig die Normale zur XY-Ebene und damit zur Hautoberfläche. Das eigentliche Taktorkoordinatensystem tac definiert die X-Achse x_{tac} entlang des Taktors. Dieses Koordinatensystem erhält man durch eine Translation in der XY-Ebene und Rotation um die Z-Achse, welche dabei nicht beeinflusst wird.

Um zu bestimmen, in wie weit die Normale als anatomischer Faktor die Bewegungstrajektorie beeinflusst, soll die Abweichung der Bewegungsvektoren von der Normalen betrachtet werden. Auch hierbei soll der Winkel zwischen der Normalen und den einzelnen Bewegungsvektoren als Maß für die Abweichung gelten. Eine direkte Mittelung führt, wie

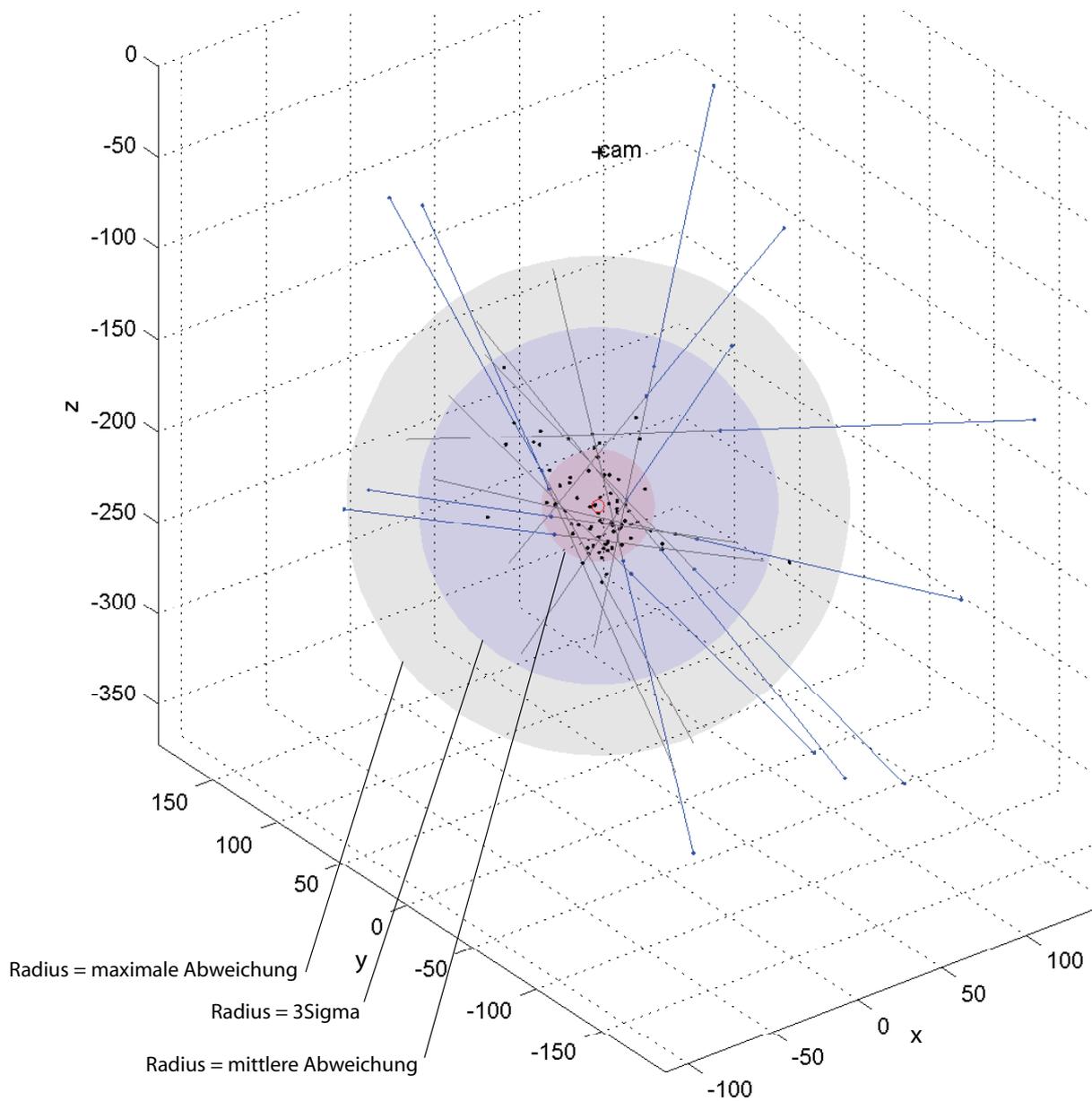


Abbildung 5.21: Exemplarische Ergebnisse der Analyse der anatomischen Abhängigkeiten im Raum. Die Pseudoschnittpunkte zeigen zwar eine Ballung, jedoch lässt sich kein eindeutig definierter Bewegungsursprung abstrahieren: Der mittlere Abstand der Mittelpunkte der Minimaltransversalen liegt hier bei 26,6 mm mit einer Standardabweichung von 19,4 mm. 99,7% der Mittelpunkte der Minimaltransversalen liegen damit in einem Kugelvolumen mit dem Radius von 58,2 mm.

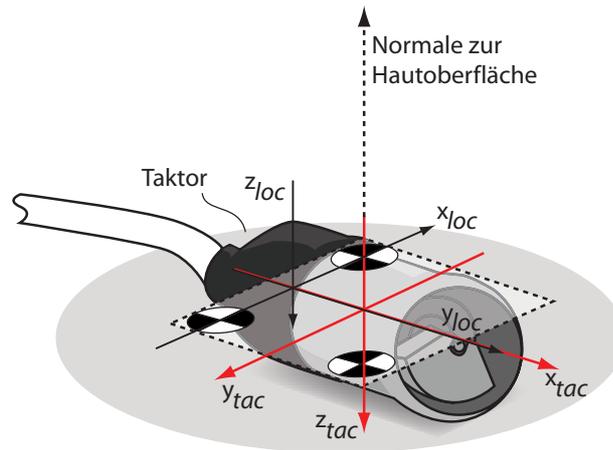


Abbildung 5.22: Konstruktion der Normalen zur Hautoberfläche über das Koordinatensystem des passiven Lokalisators des MicronTracker Kamerasystems

in Abschnitt 5.2.1 auf Seite 51 und Abschnitt 5.2.3 auf Seite 65 bereits erläutert, nicht zu korrekten Ergebnissen. Um nun die mittlere Abweichung und die Standardabweichung zwischen den Bewegungsvektoren und der Normalen zur Hautoberfläche berechnen zu können, gibt es zwei Ansätze, die in Abbildung 5.23 auf der nächsten Seite dargestellt sind.

Projektion auf Raumebenen: Der erste Ansatz sieht die Berechnung von negativen Winkeln vor, so dass es möglich ist, Mittelwert und Standardabweichung über die Abweichungswinkel bilden zu können. Um negative Winkel zu erhalten werden die Bewegungsvektoren auf die Raumebenen projiziert, die durch die X- und Z-Achsen bzw. durch die Y- und Z-Achsen aufgespannt werden (Abbildung 5.23(a) auf der nächsten Seite):

$$a_i = \begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} \quad (5.28)$$

$$a_{xz} = \begin{bmatrix} a_x \\ a_z \end{bmatrix} \quad (5.29)$$

$$a_{yz} = \begin{bmatrix} a_y \\ a_z \end{bmatrix} \quad (5.30)$$

Winkel zwischen Vektoren und einer Achse berechnet sich im zweidimensionalen Koordinatensystem in Abhängigkeit des Quadranten positiv oder negativ. Da die Normale gleich der Z-Achse ist, ist es im zweidimensionalen Fall möglich, die Abweichung zwischen der Normalen e_z und dem projizierten Bewegungsvektoren a_{xz} als positiven oder negativen Winkel zu berechnen:

$$\alpha_{xz} = \begin{cases} \arccos \left(\frac{\mathbf{a}_{xz} \cdot \mathbf{e}_z}{|\mathbf{a}_{xz}| \cdot |\mathbf{e}_z|} \right) & , a_x \geq 0 \\ -1 \cdot \arccos \left(\frac{\mathbf{a}_{xz} \cdot \mathbf{e}_z}{|\mathbf{a}_{xz}| \cdot |\mathbf{e}_z|} \right) & , a_x < 0 \end{cases} \quad (5.31)$$

Die Abweichung für a_{yz} berechnet sich analog. Das Ergebnis ist zwar sehr genau, jedoch auch wenig intuitiv, da eine räumliche Abweichung mit Hilfe von zwei Winkeln angegeben werden muss.

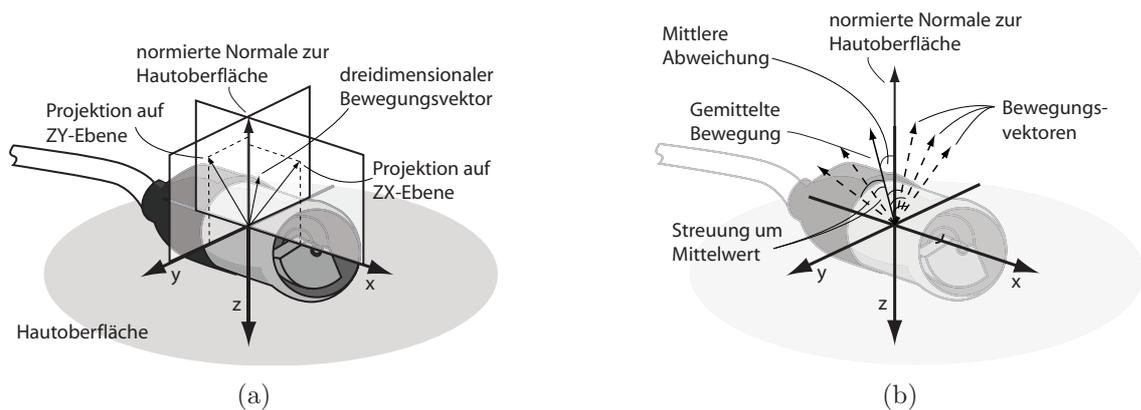


Abbildung 5.23: Ansätze zur Berechnung der Abweichung zwischen Hautnormale und Bewegungstrajektorie: a) Projektion des Bewegungsvektors auf die zwei der drei Raumebenen zur Berechnung der Abweichung in den entsprechenden Ebenen; b) Berechnung der Abweichung über die gemittelte Bewegungstrajektorie. Die Streuung der Einzelbewegungen ist ebenfalls ein Maß für die Streuung der Abweichungen zur Normalen

Mittlung der Bewegungen: Die Berechnung der Abweichung erfolgt daher, wie in den vorherigen Abschnitten 5.2.1 auf Seite 51 und 5.2.3 auf Seite 65 mathematisch erläutert, über die Berechnung des Winkels zwischen der mittleren Bewegung und der Normalen zu Haut (Abbildung 5.23(b)). Die Mittlung der Bewegungsvektoren ist auch in diesem Fall korrekt, da die Berechnungen im gemeinsamen lokalen Bezugskordinatensystem der Taktoren vorgenommen wird. Die Standardabweichung wird äquivalent zur Fusionsanalyse als die Streuung der einzelnen Bewegungen um ihren Mittelwert betrachtet (vergleiche 5.2.3 auf Seite 65).

Die Ergebnisse der Analyse der Bewegungen in Bezug auf die Normale der Hautoberfläche sind in Tabelle 5.11 auf der nächsten Seite zusammengefasst. Sie zeigen, dass die Abweichungen zwischen Normale und Bewegungstrajektorien im Mittel $11,96^\circ$ mit einer Streuung von $18,2^\circ$ betragen, wobei sich die Streuung, wie beschrieben, aus der Abweichung der einzelnen Bewegungen um ihre mittlere Bewegung ergibt. Die maximale Abweichung liegt bei $171,5^\circ$, während die minimale Abweichung $1,3^\circ$ beträgt. Ein exemplarischer Datensatz ist in Abbildung 5.24 auf der nächsten Seite dargestellt. Die Abweichungen schwanken stark in Abhängigkeit von der Position auf der Hand. Gleichzeitig liegt eine relativ geringe mittlere Abweichung von $11,96^\circ$ vor, die auf eine Abhängigkeit zwischen Normale und Bewegung schließen lässt. Da anhand der ausschließlich positiven Winkel keine weitere Interpretation vorgenommen werden kann, wird zusätzlich die oben beschriebene Analyse durch die Projektion auf die X-Z- und Y-Z-Ebenen vorgenommen. Die Ergebnisse sind in den Tabellen 5.12 auf Seite 86 und 5.13 auf Seite 86 zusammengefasst. Die Ergebnisse der detaillierten Analyse zeigen, dass sich der relativ geringe mittlere Fehler dadurch ergibt, dass sich große, entgegengesetzte Fehler gegeneinander aufheben. Dies zeigt sich ebenfalls durch die höheren Standardabweichungen von $30,56^\circ$ und $28,7^\circ$ bestätigt. Insgesamt zeigen die Ergebnisse zwar, dass die Bewegungen um die Normale als Mittelpunkt gestreut verlaufen, dass die tatsächliche Bewegung jedoch auch stark von weiteren Faktoren abhängt, welche allein durch die Analyse der Normalen nicht aufgezeigt werden können. Eine ge-

Tabelle 5.11: Abweichung der Bewegungstrajektorien von der Normalen zur Hautoberfläche in Abhängigkeit ihrer Position auf der Hand bei zufälliger Ansteuerung.

Taktorposition	Streuung der einzelnen Durchläufe [°]					gesamt ± [°]
	1	2	3	4	5	
1	55,99	57,91	52,27	54,83	54,26	55,03
2	59,19	58,32	58,69	57,76	57,14	58,18
3	62,59	66,33	54,66	62,33	63,72	61,81
4	71,41	80,21	80,87	75,45	71,54	75,59
5	58,90	47,29	54,87	65,40	69,51	60,21
6	81,73	93,45	96,19	92,60	93,63	91,70
7	16,30	13,97	14,57	16,79	10,94	14,54
8	11,06	10,73	14,53	10,17	13,27	10,88
9	27,90	27,07	23,31	22,86	23,63	24,52
10	14,34	12,55	28,80	17,39	18,69	16,46
11	39,12	32,18	16,59	16,42	26,98	22,62
12	20,09	21,40	18,31	20,24	20,42	19,77
13	34,74	38,95	42,98	67,12	62,81	47,87
gesamt	8,25	9,15	13,38	15,05	15,49	11,96

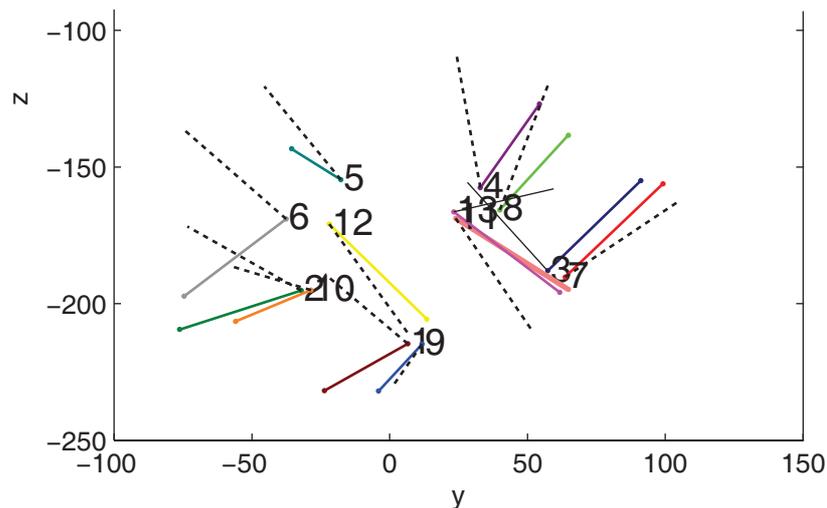


Abbildung 5.24: Exemplarische Ergebnisse der Analyse der anatomischen Abhängigkeiten. Die Bewegungstrajektorien zeigen keine eindeutige Abhängigkeit von der Normalen (schwarz) zur Hautoberfläche.

Tabelle 5.12: Abweichungen der Bewegungstrajektorien von der Normalen zur Hautoberfläche in Abhängigkeit ihrer Position auf der Hand in der x-z-Ebene.

Taktorposition	Streuung der einzelnen Durchläufe [°]					Mittlere Abweichung [°]	σ [°]
	1	2	3	4	5		
1	45,58	48,31	45,22	54,02	38,43	46,31	16,85
2	39,19	35,00	29,52	25,67	27,17	31,31	15,53
3	-50,87	-50,43	-47,00	-44,78	-49,25	-48,46	13,80
4	-57,56	-66,83	-65,91	-61,84	-58,49	-62,12	11,15
5	-36,47	4,15	-36,07	-58,71	-34,58	-32,34	64,41
6	3,57	6,14	5,07	36,35	9,67	12,16	48,76
7	-2,04	0,05	-7,76	-4,84	-10,23	-4,96	14,53
8	-8,10	-8,43	-10,83	-8,22	-8,22	-8,76	8,03
9	-10,38	-30,64	-33,42	-24,41	-23,43	-24,46	27,71
10	27,53	2,67	7,63	15,54	17,86	14,25	20,76
11	13,45	32,04	17,73	15,97	14,10	18,66	23,89
12	4,70	3,99	24,46	2,46	-1,95	6,73	27,09
13	-10,92	-28,15	-39,58	-68,57	-65,47	-42,54	44,66
	gesamt					-7,25	30,56

Tabelle 5.13: Abweichungen der Bewegungstrajektorien von der Normalen zur Hautoberfläche in Abhängigkeit ihrer Position auf der Hand in der y-z-Ebene.

Taktorposition	Streuung der einzelnen Durchläufe [°]					Mittlere Abweichung [°]	σ [°]
	1	2	3	4	5		
1	25,28	34,00	26,06	29,00	17,91	26,45	12,97
2	-54,19	-54,31	-56,40	-55,26	-55,21	-55,07	7,97
3	38,36	18,02	9,97	36,90	34,48	27,55	32,74
4	15,69	53,59	36,53	34,43	20,36	32,12	62,87
5	-36,69	-44,17	-50,53	-52,50	-65,12	-49,80	30,08
6	-83,72	-95,97	-97,00	-93,37	-94,53	-92,92	9,09
7	17,17	14,18	14,16	16,58	9,42	14,30	17,33
8	1,84	-4,33	5,62	-0,79	-8,44	-1,22	20,10
9	-6,81	-3,46	1,92	-2,88	-4,85	-3,21	20,81
10	8,17	-8,20	-25,42	-8,38	-10,10	-8,79	20,16
11	41,75	22,48	12,90	4,98	24,16	21,25	27,78
12	-20,51	-21,57	0,28	-21,06	-20,68	-16,71	23,83
13	24,71	21,55	34,05	8,17	41,52	26,00	39,74
	gesamt					-6,16	28,70

nauere Betrachtung der Daten zeigt, dass die Abweichung zur Normalen der Hautoberfläche stark von der Position des taktilen Reizes auf der Hand abhängig ist. Daher kann derzeit kein direkter Zusammenhang zwischen Bewegungstrajektorie und Normale zur Hautoberfläche festgestellt und keine Informationen von der Normalen zur Haut für die Kalibrierung abgeleitet werden. Eine genauere Analyse in Abhängigkeit der Position könnte mehr Aufschluss bringen, wird aber im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter verfolgt, da eine direkte Abhängigkeit der Bewegungstrajektorien zu anatomischen Gegebenheiten nicht zwingend notwendig ist, um eine Regelung zu entwerfen.

Kalibriervorgang

Obwohl kein eindeutiger Ursprung für ein handeigenes Koordinatensystem nachgewiesen werden konnte, wird das virtuelle Koordinatensystem (*tac*) mit einem eindeutigen Ursprung in einem Vorgang ähnlich der Drei-Punkt-Registrierung definiert. Dafür werden drei Positionen auf der Hand mit einem kalibrierten Instrument angezeigt, von dem die Position der Spitze im Raum bekannt ist. Die Positionen werden relativ zum messbaren Lokalisator angegeben, wie in Abbildung 5.25 gezeigt. Die erste Position *p1* definiert den Ursprung des Koordinatensystems und lässt sich durch den Translationsanteil \mathbf{p} der Matrix vom Positionsmesssystem zur Instrumentenspitze ${}^{cam}\mathbf{T}_{tcp}$ berechnen:

$${}^{tool}\mathbf{p}_{pi} = ({}^{cam}\mathbf{T}_{tool})^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{p}_{tcp} \quad (5.32)$$

Zusammen mit dem Ursprung definieren die zweite und dritte Position *p2* und *p3* die x- und y-Achsen des virtuellen Koordinatensystems des Displays. Über das Kreuzprodukt der x- und y-Achsen wird die z-Achse berechnet. Um Orthogonalität zu gewährleisten, wird anschließend auch die y-Achse über das Kreuzprodukt zwischen z- und x-Achse neu berechnet. Das Ergebnis ist eine Transformationsmatrix ${}^{tool}\mathbf{T}_{tac}$, welche die relative räumliche Transformation zwischen dem messbaren Lokalisator *tool* und dem virtuellen Taktorkoordinatensystem *tac* angibt. Da viele chirurgische Instrumente ergonomisch geformt sind und

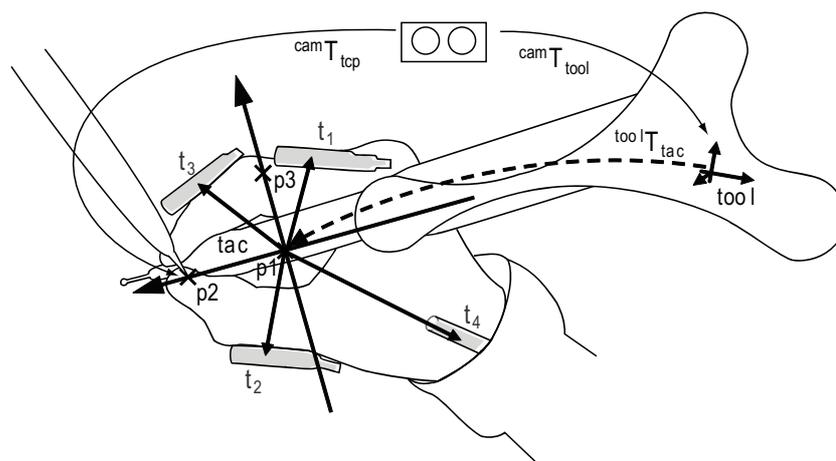


Abbildung 5.25: Die Kalibrierung des taktilen Displays erfolgt relativ zu einem messbaren Lokalisator. Es wird ein virtuelles Koordinatensystem für das Display erzeugt, in dem die Positionen der Taktoren fest definiert sind.

vom Chirurgen immer auf ähnliche Weise gehalten werden, ist es möglich, den Lokalisator des Instruments ebenfalls als Referenzmarker zur Kalibrierung des taktilen Displays heranzuziehen, wie in der Abbildung zu erkennen ist. Das setzt allerdings voraus, dass der Chirurg das Instrument während des Kalibriervorgangs nicht aus der Hand legt und auf die gleiche Art hält, wie er es während des Eingriffs halten wird. Geringe Abweichungen nach einem Ablegen des Instruments könnten jedoch vom Regler kompensiert werden oder fallen aufgrund ihrer geringen Größe bei der Auflösung des taktilen Displays nicht ins Gewicht.

Nach der Kalibrierung können die Taktoren frei auf der Hand platziert werden. Die Positionen der Taktoren werden nach der Platzierung mit Hilfe des Instruments angezeigt, wie in Formel 5.32 auf der vorherigen Seite beschrieben, und im Taktorkoordinatensystem abgespeichert. Über die Transformationsmatrix der Kalibrierung können die Navigationsinformationen in das Taktorkoordinatensystem transformiert und mit Hilfe der Taktoren angezeigt werden. Wie die genaue Präsentation der Daten abläuft wird im Abschnitt 5.3.3 des P-Reglers beschrieben und gilt anschließend auch für die folgenden Regler.

5.3.3 P-Regler

Die taktile Positionierung mit Hilfe eines Zweipunktreglers hat gezeigt, dass eine unstetige Regelung für die Navigation nicht ausreichend ist. Aus diesem Grunde wird im nächsten Schritt eine kontinuierliche Regelung durch einen Proportional-Regler (P-Regler) umgesetzt. P-Regler erzeugen einen Stellwert proportional zum Eingangswert:

$$u(t) = k_p \cdot e(t) \quad (5.33)$$

und haben die Übertragungsfunktion:

$$\frac{U}{E}(s) = k_p \quad (5.34)$$

P-Regler berücksichtigen kein Verhalten über die Zeit und reagieren unmittelbar auf Regelabweichungen. Sie garantieren nicht, dass die Regelabweichung komplett abgebaut wird. Für die taktile Regelung berechnet der P-Regler zu einer gegebenen Regelabweichung in Form eines Differenzvektors zwischen Ist- und Sollposition eine Pulsfrequenz für das Vibrationssignal als Stellwert. P-Regler arbeiten damit nach dem Prinzip, je größer die Regelabweichung ist, desto größer muss die Stellgröße sein. Das ist für den Fall der taktilen Regelung nicht immer sinnvoll. Aufgrund von Wahrnehmungsschwellwerten bezüglich Vibrationen und durch technische Einschränkungen der Vibrationsmotoren muss der Stellwert des Reglers nach oben (u_{max}) und unten (u_{min}) begrenzt werden. Die Kennlinie ist in Abbildung 5.26(a) dargestellt. Pulsfrequenzen mit mehr als fünf Hertz sind durch die 4TL-0253B Signalgeber nur schwer darstellbar. Durch Trägheit der Schwungmasse drehen die Motoren auch in den inaktiven Phasen nach. Wird die Abschaltzeit zu gering gewählt, ist sie durch das Nachdrehen der Motoren nicht wahrnehmbar. Bei Frequenzen unter einem Herz verliert das Signal an Zusammenhalt. Die Abstände zwischen den Pulsen werden zu groß. Auch soll der Regler erst ab einem bestimmten Abstand des Instruments zur Zielposition beziehungsweise Grenze reagieren. Wird ein bestimmter Abstand e_{max} erreicht, erzeugt der Regler kontinuierlich eine Ausgabe bis zu einem minimalen Abstand zur Zielvorgabe e_{min} , wo er sein Maximum erreicht. Das Übergangsverhalten des implementierten

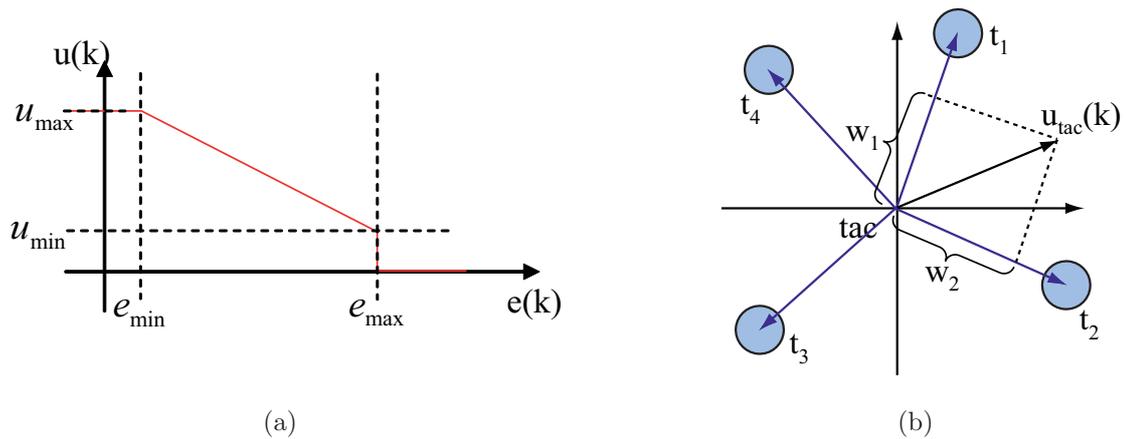


Abbildung 5.26: a) Kennlinie des P-Reglers mit Eingangswerten zwischen e_{\min} und e_{\max} und einer Stellwertbeschränkung zwischen u_{\min} und u_{\max} . b) Die Abbildung des taktile Stellwertes $u(k)_{tac}$ auf die Taktoren erfolgt durch senkrechte Projektion.

P-Reglers ergibt sich damit wie folgt:

$$\mathbf{u}_{tac}(k) = \begin{cases} 0 & , |e(k)| > e_{\max} \\ \frac{e(k)}{|e(k)|} \cdot (k_{ptac} \cdot |e(k)| + u_{\max}) & , e_{\min} \leq |e(k)| \leq e_{\max} \\ \frac{e(k)}{|e(k)|} \cdot u_{\max} & , |e(k)| < e_{\min} \end{cases} \quad (5.35)$$

$$k_{ptac} = - \left(\frac{u_{\max} - u_{\min}}{e_{\max} - e_{\min}} \right) \quad (5.36)$$

Die Ausgabe des Reglers ist damit ein in der Länge angepasster Fehlervektor, wobei die Länge des Vektors die zu erzeugende Frequenz angibt. Über diesen Stellwert-Vektor wird anschließend für jeden Taktor die Aktivierung berechnet. Dafür wird der Stellwert-Vektor über Matrixmultiplikation, wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, in das Koordinatensystem der Taktoren überführt (Beschreibung in 5.3.2 auf Seite 78). Über senkrechte Projektion des Stellwert-Vektors auf die Ortsvektoren der Taktorpositionen wird die Gewichtung w_n der einzelnen Taktoren berechnet, welche angibt, ob und mit welcher Intensität ein Taktor aktiviert wird. Die Projektion berechnet sich über das positive Vektorprodukt der Taktorposition ${}^{tac}\mathbf{p}_{tac(n)}$ und dem transformierten Stellwert des Reglers $\mathbf{u}_{tac}(k)$:

$$w_n = \max(0, (\|{}^{tac}\mathbf{p}_{tac(n)}\| \cdot ({}^{tac}\mathbf{T}_{ima} \cdot u(k)_{tac}))) \quad (5.37)$$

Auf diese Weise wird das Signal automatisch auf alle Taktoren verteilt, die für eine räumliche Abbildung des Signals verantwortlich sind. Das Verfahren ist in Abbildung 5.26(b) bildlich dargestellt. Anhand der Gewichtungsfaktoren w_n für die einzelnen Taktoren wird das tatsächliche Signal u_{vib} für jeden Taktor berechnet. Das Signal setzt sich für jeden Taktor aus Frequenz und Pulsweite zusammen. Um den Regler mit unterschiedlichen Komplexitätsstufen testen zu können, werden zwei unterschiedliche Aktivierungsschemata in Abhängigkeit der Gewichtung der einzelnen Taktoren umgesetzt. Die Aktivierungsschemata legen fest, wie viele der Taktoren zur gleichen Zeit aktiviert werden dürfen. Im Aktivierungsschema der Mono-Aktivierung wird die Gewichtung in der Form vereinfacht,

dass die Faktoren nur Null (keine Vibration) oder Eins (Vibration) sein können. Nur der Taktor mit dem größten berechneten Gewichtungsfaktor wird mit der berechneten Frequenz, welche den Abstand kodiert, aktiviert. Die Pulsweite des Signals liegt bei 50%. Alle anderen Taktoren sind inaktiv:

$$u_{vib}(k) = \begin{pmatrix} 0 \\ \vdots \\ freq(w_i) \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix} | w_i = \max(w_1, \dots, w_n) \quad (5.38)$$

Im Duo-Aktivierungsschema wird die Gewichtung der Taktoren ebenfalls wie oben beschrieben berechnet. Aktiviert werden die beiden Taktoren mit den größten Gewichtungsfaktoren, alle anderen bleiben inaktiv. Da die Versuchsreihe zur Fusion (Abschnitt 5.2.3 auf Seite 61) gezeigt haben, dass sich Signale am besten durch eine Modulation der Pulsweite der Einzelsignale kombinieren lassen, wird diese Methode hier entsprechend der Gewichtung angewandt. Die Frequenz kodiert weiterhin den Abstand:

$$u_{vib}(k) = \begin{pmatrix} 0 \\ \vdots \\ freq(w_i) \\ \vdots \\ freq(w_j) \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix} \begin{array}{l} | w_i = \max(w_1, \dots, w_n) \\ | w_i = \max(w_1, \dots, w_{i-1}, w_{i+1}, \dots, w_n) \end{array} \quad (5.39)$$

Der P-Regler wird in Positionierungsversuchen evaluiert. Die Werte der Stellwertbeschränkung können zu einem späteren Zeitpunkt anhand der Evaluierung der Positionierungsversuche angepasst werden.

5.3.4 PID-Regler

P-Regler haben den Nachteil, dass sie zeitliche Veränderungen der Regelabweichung nicht mit berücksichtigen. PID-Regler berücksichtigen dagegen durch einen Integral- und Differentialanteil die zeitliche Entwicklung der Regelabweichung. Der P-Regler wird aus diesem Grund zu einem PID-Regler erweitert. Die Grundlagen wurden [63] entnommen. Beide Regler werden in späteren Versuchen evaluiert und miteinander verglichen. Während der P-Regler nicht garantieren kann, dass die Regelabweichung komplett abgebaut wird, wirkt der Integral-Regler auf die Stellgröße durch eine zeitliche Integration der Regelabweichung. Er arbeitet nach dem Prinzip, so lange eine Regelabweichung da ist, muss die Stellgröße verändert werden, um sie so anzupassen, dass die Regelabweichung minimiert wird. Ist die Abweichung Null, muss die Stellgröße nicht verändert werden, da der Regler die Stellgröße zu produzieren scheint, welche den Istwert an den Sollwert heranbringt. Gewichtet wird der I-Regler durch die Nachstellzeit T_N . Sie beschreibt den Gradienten der Stellwertänderung. I-Regler haben das Differentialgleichung:

$$u(t) = \frac{1}{T_N} \int_0^t e(t') dt' \quad (5.40)$$

und die Übertragungsfunktion:

$$\frac{U}{E}(s) = \frac{1}{T_N \cdot s} = \frac{k_I}{s} \text{ mit der Verstärkung } k_I = \frac{1}{T_N} \quad (5.41)$$

Der Differential-Regler ist ein Differenzierer. D-Regler reagieren damit auf Veränderungen an der Regelabweichung und arbeiten nach dem Prinzip, je stärker die Änderung der Regelabweichung, desto stärker muss geregelt werden. Da D-Regler an sich nicht regeln sondern nur differenzieren können, werden sie ausschließlich in Kombination mit anderen Reglern eingesetzt, wie hier zusammen mit einem P- und I-Regler. Über einen D-Anteil können kombinierte Regler bereits bei kleinen Werten der Regelabweichung auf eine große Änderung der Regelabweichung mit großen Stellwerten reagieren. D-Regler haben die Differentialgleichung:

$$u(t) = T_V \frac{d}{dt} e(t) \quad (5.42)$$

und die Übertragungsfunktion:

$$\frac{U}{E}(s) = T_V \cdot s \text{ mit Vorhaltzeit gleich Differenzierbeiwert } T_V = k_D \quad (5.43)$$

Die Parallelschaltung von P-, I- und D-Komponenten ergibt damit den PID-Regler als

$$\frac{U}{E}(s) = k_P + \frac{k_I}{s} + k_D \cdot s = k_P \left(1 + \frac{1}{T_N \cdot s} + T_V \cdot s \right) \quad (5.44)$$

wobei

$$T_N = \frac{k_P}{k_I} \text{ die Nachstellzeit und} \quad (5.45)$$

$$T_V = \frac{k_D}{k_P} \text{ die Vorhaltzeit} \quad (5.46)$$

darstellen. Das Übergangsverhalten zwischen Stellgröße und Regelabweichung ergibt sich als

$$u(t) = k_P e(t) + k_I \int_0^t e(\tau) d\tau + k_D \frac{de(t)}{dt} \quad (5.47)$$

beziehungsweise

$$u(t) = k_P e(t) + \frac{k_P}{T_N} \int_0^t e(\tau) d\tau + k_P T_V \frac{de(t)}{dt} \quad (5.48)$$

Im diskreten Fall ergibt sich die Gleichung mit der Abtastzeit T_0 zu:

$$u(k) = k_P \left(e(k) + \frac{T_0}{T_N} \sum_{i=0}^{k-1} e(i) + \frac{T_V}{T_0} (e(k) - e(k-1)) \right) \quad (5.49)$$

Zur Umsetzung eines taktilen PID-Reglers müssen die Parameter k_P für den Proportional-Anteil, T_N für den Integral-Anteil und T_V für den Differential-Anteil ermittelt werden. Die Ermittlung der P-, I- und D-Anteile werden in den folgenden Abschnitten zusammen mit der gesamten Reglerhierarchie beschrieben.

Hierarchische Architektur

Durch Änderungen der Frequenz des taktilen Signals lässt sich, wie bereits gezeigt, die Dynamik der Bewegung beeinflussen. Die Modulation kann dazu genutzt werden, die Hand des Benutzers zu beschleunigen oder abzubremesen. Aus diesem Grund ist es sinnvoll, eine Reglerhierarchie einzuführen, welche einen Positionsregler und eine untergeordnete Regelung der Achsgeschwindigkeit kombiniert. Damit erfolgt im Gegensatz zum vorgestellten P-Regler keine direkte Positionsregelung mehr am Menschen, sondern eine Geschwindigkeitsregelung, wie es als Gelenkregelung aus der Robotik bekannt ist (vergleiche Abschnitt 3.3 auf Seite 19 und Abbildung 3.4 auf Seite 20). Die Struktur ist in Abbildung 5.27 dargestellt.

Der gesamte Regler erhält als Eingabe den beschriebenen Abstandsvektor zwischen Soll- und Ist-Position. Durch einen vorgelagerten Proportional-Regler wird anhand des Abstandsvektors die geforderte Soll-Geschwindigkeit berechnet, die zur Minimierung der Regelabweichung notwendig ist. Die Soll-Geschwindigkeit wird mit der aktuellen Ist-Geschwindigkeit der Bewegung verglichen und die Regelabweichung als Geschwindigkeitsdifferenz berechnet. Die Geschwindigkeitsdifferenz geht als Fehler

$$e(k) = \Delta v \quad (5.50)$$

in den PID-Anteil ein. Der PID-Anteil berechnet die auszugebende Frequenzanpassung als Stellwert,

$$u_{PID}(k) = f \quad (5.51)$$

welcher die Geschwindigkeit der Bewegung so anpassen soll, dass die Abweichung zwischen Soll- und Ist-Position minimiert wird. Der Stellwert wird an die Vibrationschnittstelle zur Berechnung der Aktivierung der einzelnen Taktoren und der Endsignale weitergeleitet. Die Berechnung wurde bereits in Abschnitt zum P-Regler beschrieben.

Der PID-Regler geht von optimalen Bedingungen aus. Er berücksichtigt Einflüsse wie Reibung nicht. Ist die Regelabweichung gleich Null, was gleichbedeutend mit der Situation

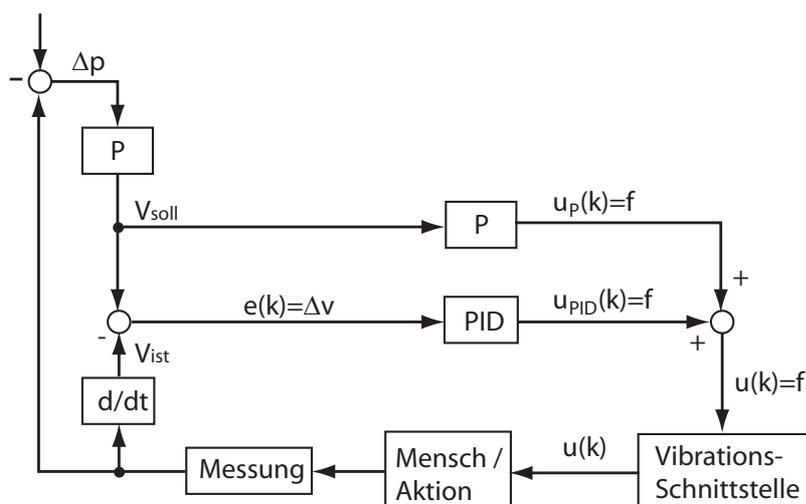


Abbildung 5.27: Hierarchische Reglerarchitektur bestehend aus PID-Regler zur Geschwindigkeitsregelung auf Ebene der Achsen und übergeordnetem P-Regler zur Positionsregelung

ist, dass die Bewegung mit der geforderten Soll-Geschwindigkeit ausgeführt wird, produziert der Regler nach einigen Zyklen keine Ausgabe mehr. Das System befindet sich für den Regler in dem Zustand, in dem die Regelabweichung abgebaut wird, so dass ein Eingreifen der Regelung nicht notwendig erscheint. Der Stellwert würde damit gleich Null gesetzt werden und es würde keine taktile Ausgabe mehr an den Benutzer erfolgen. Tatsächlich führt das Fehlen des Signals jedoch dazu, dass die Geschwindigkeit der Bewegung nicht gehalten wird, sondern die Bewegung langsamer wird und schließlich aufgrund des Fehlens eines Signals ganz stoppt. In diesem Moment würde zwar wieder eine Regelabweichung auftreten, so dass der Regler wieder eingreifen müsste, jedoch ist das Verfahren nicht optimal. Daher wird dem PID-Regler ein P-Regler parallel geschaltet, welcher die Grundfrequenz zum Erreichen der Soll-Geschwindigkeit berechnet:

$$u_P(k) = f \quad (5.52)$$

Ist die Soll-Geschwindigkeit erreicht, so produziert der P-Regler einen Stellwert, der zum Halten der Soll-Geschwindigkeit notwendig ist. Gibt es eine Regelabweichung, so wird der sich daraus ergebende Stellwert zum Stellwert des P-Anteils addiert und nimmt so eine Frequenzanpassung entsprechend der Regelabweichung vor. Nach der Berechnung der Frequenz wird dieser Stellwert, wie im Abschnitt zum P-Regler beschrieben, nach oben und nach unten begrenzt. Der begrenzte Stellwert wird an die Vibrationsschnittstelle weitergereicht. Dort wird der Fehlervektor, welcher die Richtungsinformationen enthält, in der Länge entsprechend der Frequenz, welche die Abstandsinformationen kodiert, angepasst. Die Abbildung auf die Taktoren erfolgt wie im Abschnitt 5.3.3 auf Seite 88 des P-Reglers beschrieben. Die P- und PID-Regler zur Positions- und zur Achsregelung werden in den folgenden Abschnitten beschrieben. Als P-Regler, der dem PID-Regler parallel geschaltet ist, wird der in Abschnitt 5.3.3 auf Seite 88 beschriebene P-Regler eingesetzt, wobei jedoch keine Stellwertbeschränkung erfolgt.

PID-Regler der Achsgeschwindigkeit

In der Regelungstechnik gibt es verschiedene Ansätze zur Ermittlung der Reglereinstellungen von der Modellbildung bis hin zu verschiedenen Varianten der empirischen Ermittlung der Parameter [63]. Aus oben bereits genannten Gründen wird nicht auf die Modellbildung des Systems zurückgegriffen, auch wenn sich das System ähnlich einem gedämpften Feder-Masse-System verhält. Zur Abschätzung der Reglerparameter gibt es die heuristische Methode von Ziegler und Nichols [63]. Die erste Einstellregel nach Nichols und Ziegler setzt Kenntnisse über die Regelstrecke, wie zum Beispiel die Totzeit, voraus. Die zweite Einstellregel setzt keine Kenntnisse voraus und ermittelt die Parameter, indem die Stabilitätsgrenze des System mit einem P-Regler ermittelt wird. Anhand der Grenzwerte lassen sich die Parameter für die P-, I- und D-Anteile abschätzen. Da Kenntnisse über die Regelstrecke durch die Bewegungsanalyse gesammelt wurden, soll die erste Einstellregel nach Nichols und Ziegler zur Ableitung der Reglerparameter herangezogen werden.

Als Voraussetzungen zur Parameterermittlung durch die Einstellregel von Nichols und Ziegler werden drei wesentliche Punkte genannt: Das System muss für die experimentelle Analyse zur Verfügung stehen, die Regelstrecke muss stabil sein, und sie sollte annäherungsweise aperiodisches Verhalten aufweisen. Aperiodizität bedeutet in diesem Zusammenhang, dass ein Systemzustand im Lauf der Dynamik nur einmal angenommen wird.

In diesem Fall können aktuelle Zustände alten Systemzuständen zwar beliebig nahe kommen, sie nehmen jedoch nie genau den gleichen Zustand mehr als ein Mal ein. Alle drei Bedingungen sind für die taktile Regelung erfüllt. Es wurden Experimente zur Analyse vorgenommen und die Regelstrecke kann als stabil betrachtet werden. Auch darf davon ausgegangen werden, dass das Verhalten des Menschen aperiodisch ist. Es ist wahrscheinlich, dass sich Aufmerksamkeitszustände des Menschen beliebig ähneln, es ist jedoch auch davon auszugehen, dass sie selten exakt gleich sind.

Die erste Einstellregel approximiert die Übergangsfunktion der Regelstrecke durch ein PT_1T_t -Glied. Für das PT_1T_t -Glied müssen die statische Verstärkung k_s , die Totzeit T_t und die Zeitkonstante T bestimmt werden. Zur Bestimmung kann die durchgeführte Analyse herangezogen werden, da die Analyse einen Einheitssprung als Eingabe und damit ebenfalls die Sprungantwort enthält. Anhand der Sprungantwort lassen sich die Parameter k_s , T_t und T bestimmen, wobei näherungsweise mit den Werten aus der Sprungantwort gilt:

$$T = T_g \text{ und } T_t = T_u. \quad (5.53)$$

Anschließend können die Reglerparameter K_P , K_I und K_D über den Proportional-Anteil K_P , die Nachstellzeit T_N und die Vorhaltzeit T_V anhand der folgenden Formeln bestimmt werden [63]:

$$k_P = \frac{1,2}{k_s} \frac{T_g}{T_u} \quad (5.54)$$

$$T_N = 2T_u \text{ bzw. } k_I = \frac{k_P}{2T_u} \quad (5.55)$$

$$T_V = 0,5T_u \text{ bzw. } k_D = k_P \frac{T_u}{2} \quad (5.56)$$

Zur Ableitung der Reglerparameter für den taktilen PID-Regler lassen sich die Versuche zur Feststellung des dynamischen Verhaltens heranziehen. Es wurden Signale mit fünf unterschiedlichen Frequenzen zwischen 1 Hz und 5 Hz erzeugt und die dynamische Antwort gemessen. Die Präsentation eines taktilen Signals und das Messen der Antwort ist gleichbedeutend mit der Präsentation des (Einheits-)Sprungs auf variabler Höhe mit anschließendem Messen der Sprungantwort. Werden Eingangssignal und Ausgangssignal normiert, so entspricht die Präsentation von 5 Hz dem Einheitssprung. Die Sprungantwort zum Einheitssprung wird für die Ableitung der Parameter mit Hilfe der Wendetangente verwendet. Die Ergebnisse der Analyse des dynamischen Verhaltens haben gezeigt, dass mit zunehmender Frequenz die Geschwindigkeit erhöht wird. Aus diesem Grund ergibt die Ableitung der Parameter mit Hilfe der Ergebnisse zum dynamischen Verhalten einen PID-Regler, der mit abnehmendem Abstand zum Ziel die Frequenz verringert. Der Kurvenverlauf von zwei Probanden ist in Abbildung 5.28 auf der nächsten Seite exemplarisch dargestellt.

Es werden daher die Daten der Dynamikversuche, welche bei der Präsentation von 5 Hz aufgenommen wurden, normiert zur Parameterableitung herangezogen. Während der Durchführung der Versuche wurden keine weiten Strecken zurückgelegt und es wurden nur sehr geringe Geschwindigkeiten erreicht. Daher beeinflussen bereits kleine Bewegungen mit der Hand durch Zittern oder ähnliches die Messung. Es kann daher keine glatte Kurve als Messergebnis der Bewegung erwartet werden. Um dennoch die Wendetangente der Messkurven berechnen zu können, werden je drei Werte gemittelt. Anschließend wird

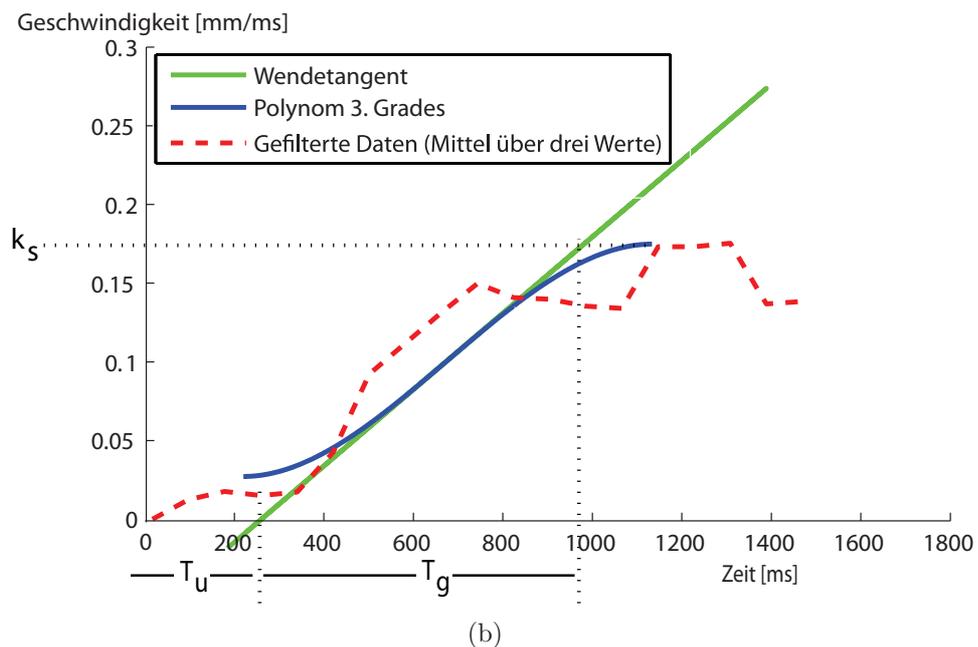
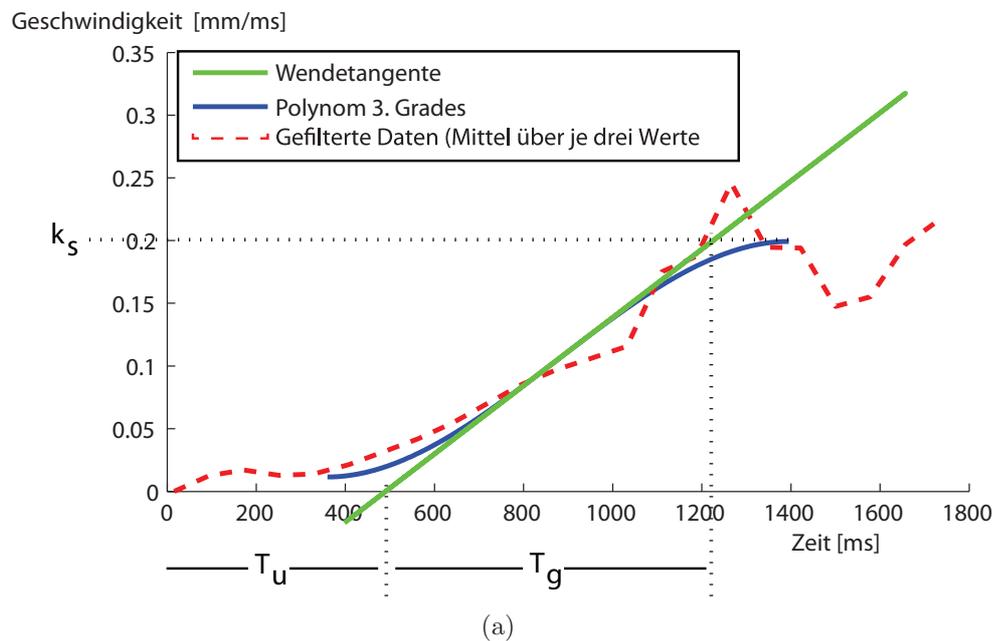


Abbildung 5.28: Ableitung der PID-Parameter nach Ziegler und Nichols erster Einstellregel. Mit Hilfe der Wendetangente an der Sprungantwort des Einheitssprungs lassen sich die Parameter der statischen Verstärkung k_s , der Totzeit T_u und Zeitkonstante T_g ermitteln. a) und b) zeigen die Kurvenverläufe zweier unterschiedlicher Versuchspersonen

anhand der Daten ein Polynom 3. Grades erzeugt, welches den Kurvenverlauf approximiert. Durch das Polynom, ist es möglich die Wendetangente zu berechnen. Abschließend kann über die Wendetangente die Ableitung der Parameter stattfinden.

Zur Ermittlung der Parameter werden die Daten von sieben der acht Versuchspersonen herangezogen. Die Kurvenverläufe der Versuchsperson, die ein inverses, dynamisches Verhalten gezeigt hat, werden von der Auswertung ausgeschlossen. Es werden von jeder Versuchsperson alle fünf ermittelten Kurvenverläufe betrachtet. Es sind jedoch nicht alle Kurven zur Ableitung geeignet, da aufgrund von Schwankungen die Totzeit nicht immer eindeutig ermittelt werden kann. Es kann jedoch bei der Auswertung von jeder Versuchsperson mindestens eine Kurve ausgewertet werden. Im Schnitt können pro Person drei der fünf Kurven zur Ermittlung der Parameter genutzt werden. Die abgeleiteten Zeitwerte und die statische Verstärkung sind in Tabelle 5.14 auf der nächsten Seite sowie die Parameter in Tabelle 5.15 auf der nächsten Seite zusammengefasst. Es ist gut erkennbar, dass es keine großen Schwankungen der einzelnen Zeitwerte gibt, wie die geringen Standardabweichungen von 0,08 s für die Totzeit, 0,18 s für die Zeitkonstante und 0,18 m/s für die statische Verstärkung belegen. Doch bereits kleine Schwankungen resultieren aufgrund der Divisionen in den Berechnungen in relativ großen interindividuellen Unterschieden der abgeleiteten Reglerparameter, was die Standardabweichungen von 4,72 für k_P , 11,95 für k_I und 0,58 für k_D erkennen lassen. Dennoch werden die interindividuellen Unterschiede zunächst vernachlässigt und die ermittelten Parameter zur Entwicklung des PID-Reglers verwendet. Der Parameter-Set wird in Positionierungsversuchen evaluiert und kann anschließend gegebenenfalls noch angepasst werden. Um den interindividuellen Unterschieden gerecht zu werden, können die Parameter durch eine spätere Online-Adaption des Reglers angepasst werden. Dieser Punkt wird im Abschnitt 5.4 Adaption auf Seite 109 diskutiert.

P-Regler der Position

Wie oben beschrieben, arbeitet der PID-Regler zur Regelung der Bewegung der Hand mit der Abweichung zwischen Soll- und Ist-Geschwindigkeit als Regelfehler. Die Regelabweichung, welche durch das Navigationssystem später berechnet werden soll, ist ein Fehlervektor, der die Richtung und den Abstand zwischen Ist- und Sollposition beschreibt. Durch einen dem PID-Regler vorgelagerten Proportional-Teil soll die geforderte Soll-Geschwindigkeit berechnet werden, die zur Minimierung der Regelabweichung notwendig ist. Der Regler berechnet die Soll-Geschwindigkeit proportional zur Distanz zwischen Soll- und Istwert. Zur Ermittlung des Proportionalitätsfaktors k_P wird ein weiterer Vorversuch durchgeführt, der den Geschwindigkeitsverlauf einer Bewegung bei der Annäherung an eine Zielposition betrachtet.

Schwerpunkt:	Regelung
Verwendung:	Ermittlung der Reglerparameter
Stimulus:	ohne Stimulus
Aufgabe:	Entlangfahren einer Linie und halten an einem definierten Punkt
Durchführung:	Annäherung eines Zielpunktes mit gleichzeitiger Messung der Geschwindigkeitsänderung.
Varianten:	Bewegung von links nach rechts, rechts nach links, vom Körper weg, zum Körper hin
N:	5 Personen, 4 Richtungen, je Richtung 5 Aktivierungen: $N = 100$

Tabelle 5.14: Ermittelte statische Verstärkung, Totzeit und Zeitkonstante durch die erste Einstellregel nach Ziegler und Nichols.

Person	T_u [s]	T_g [s]	K_s [m/s]
1	0,43	0,84	0,98
2	0,32	0,62	0,45
3	0,25	1,03	0,93
4	0,19	0,83	0,88
5	0,27	0,73	0,78
6	0,45	1,61	0,95
7	0,24	2,07	1,00
Mittelwert	0,32	0,94	0,83
σ	0,08	0,18	0,18

Tabelle 5.15: Ermittelte PID-Regler-Parameter durch die erste Einstellregel nach Ziegler und Nichols.

Person	T_N [s]	T_V [s]	k_P [s]	k_I	k_D
1	0,85	0,21	2,40	2,82	0,51
2	0,56	0,14	8,28	14,92	1,18
3	0,38	0,11	6,35	16,66	0,68
4	0,39	0,10	5,85	15,13	0,56
5	0,44	0,11	4,46	10,20	0,50
6	0,85	0,21	4,80	5,64	1,03
7	0,49	0,12	10,14	20,73	1,24
Mittelwert	0,58	0,15	5,36	10,90	0,75
σ	0,40	0,12	4,72	11,95	0,58

Vorgehen

Während der Versuche zur Ermittlung des Proportionalitätsfaktors k_P ist die Aufgabe der Versuchsperson, sich mit der Spitze eines Instruments entlang einer visuell gekennzeichneten Linie zu bewegen und das Instrument auf einer markierten Position zu stoppen. Während des Versuchs wird die Position des Instruments mit Hilfe des optischen Positionsmesssystems MicronTracker verfolgt. Start- und Endpositionen der Strecke, entlang derer sich die Versuchsperson bewegen soll, werden im mit dem Positionsmesssystem aufgenommen und gespeichert. Zwischen dem Lokalisator, der am Instrument befestigt ist, und der Instrumentenspitze wurde zuvor eine Transformation berechnet, so dass die Position der Instrumentenspitze anhand der Lokalisator-Stellung im Raum berechnet werden kann. Wird die gekennzeichnete Endposition mit einer Genauigkeit von 3 mm erreicht, gilt der Durchlauf des Experiments als beendet. Eine Genauigkeit von 3 mm ist in diesem Fall ausreichend, da der Schwerpunkt des Experiments nicht die Ermittlung einer erreichbaren Genauigkeit gilt, sondern der Ermittlung des Verhältnisses zwischen Geschwindigkeit und der verbleibenden Reststrecke bis zum Erreichen der Zielposition. Um auszuschließen, dass sich das Verhältnis zwischen Abstand und Geschwindigkeit in Abhängigkeit der Bewegungsrichtung ändert, werden die Versuche entlang vier Richtungen in der Ebene durchgeführt: zwei Versuche parallel zum Körper von rechts nach links und von links nach rechts mit einer Strecke von 34,0 cm, und zwei Versuche senkrecht zum Körper vom Körper weg und zum Körper hin mit einer Strecke von 24,7 cm.

Zur Auswertung der Versuche werden die Positionen der Instrumentenspitze zusammen mit der aktuellen Geschwindigkeit während des Versuchs aufgenommen. Die Geschwindigkeit wird dabei, wie im Abschnitt 5.2.2 auf Seite 57 der dynamischen Versuche beschrieben, berechnet. Da es aufgrund der Bildfrequenz des Positionsmesssystems nicht möglich ist, immer zu den gleichen Abständen und Zeitpunkten für alle Versuchsdurchläufe Daten aufzunehmen, werden zur Analyse die Geschwindigkeitswerte intervallweise gemittelt und dem mittleren Abstand des Intervalls zugeordnet. Auf diese Weise wird das Verhältnis von Geschwindigkeit und Abstand zum Ziel aufgebaut, welches graphisch dargestellt werden kann (Abbildung 5.29 auf Seite 100).

Anhand der Kurven der einzelnen Versuchspersonen kann, ähnlich dem Verfahren nach Ziegler und Nichols, durch Anlegen einer Geraden an den Kurvenverlauf der Proportionalitätsfaktors k_P ermittelt werden. Der Proportionalitätsfaktor berechnet sich als Steigung der Geraden, die durch den Ursprung und die Position aus Durchschnittsgeschwindigkeit V_{mean} und verbleibendem Abstand bei Beginn der Geschwindigkeitsverringerung d_{brake} beschrieben wird:

$$k_P = \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{v_{mean}}{d_{brake}} \quad (5.57)$$

Damit gibt die Gerade das lineare Verhalten der Geschwindigkeitsänderung des Bremsvorgangs bei der Annäherung an eine Zielposition wieder. Die Ergebnisse der Auswertung sind in den Tabellen 5.16 und 5.17 auf der nächsten Seite zusammengefasst.

Um die einzelnen Bremswege trotz unterschiedlich langer Versuchsstrecken miteinander vergleichen zu können, wurde der Abstand d_{brake} zwischen der Position, an der die Bremsbewegung beginnt, und der Zielposition als prozentualer Anteil zu Gesamtstrecke angegeben. Wie die Resultate der Versuchsreihe zeigen, haben sich keine großen Schwankungen zwischen den einzelnen Bewegungsrichtungen in der Ebene ergeben. Es wird daher davon ausgegangen, dass das Verhältnis zwischen Geschwindigkeitsänderung während des

Tabelle 5.16: Mittlere Durchschnittsgeschwindigkeit, Bremsweg und abgeleiteter Proportionalitätsfaktor k_P des Positionsreglers in Abhängigkeit der Bewegungsrichtung.

Bewegungsrichtung		v_{mean} [m/s]	d_{brake} %	k_p
vom Körper weg	Mittelwert	0,079	9,31	3,47
	s	0,035	3,39	1,19
zum Körper hin	Mittelwert	0,084	9,31	3,73
	s	0,038	3,39	1,39
links nach rechts	Mittelwert	0,083	7,94	3,32
	s	0,030	3,22	1,41
rechts nach links	Mittelwert	0,098	7,35	3,91
	s	0,041	2,08	1,42
	Mittelwert	0,086	8,48	3,61
	s	0,034	2,95	1,27

Tabelle 5.17: Mittlere Durchschnittsgeschwindigkeit, Bremsweg und abgeleiteter Proportionalitätsfaktor k_P des Positionsreglers in Abhängigkeit der Versuchsperson.

VP		v_{mean} [m/s]	d_{brake} %	k_p
1	Mittelwert	0,083	9,75	3,26
	s	0,015	4,02	1,00
2	Mittelwert	0,103	11,22	3,35
	s	0,010	3,11	0,99
3	Mittelwert	0,037	5,98	2,17
	s	0,004	1,21	0,45
4	Mittelwert	0,075	6,71	3,91
	s	0,008	0,74	0,71
5	Mittelwert	0,134	8,74	5,34
	s	0,016	1,60	0,62

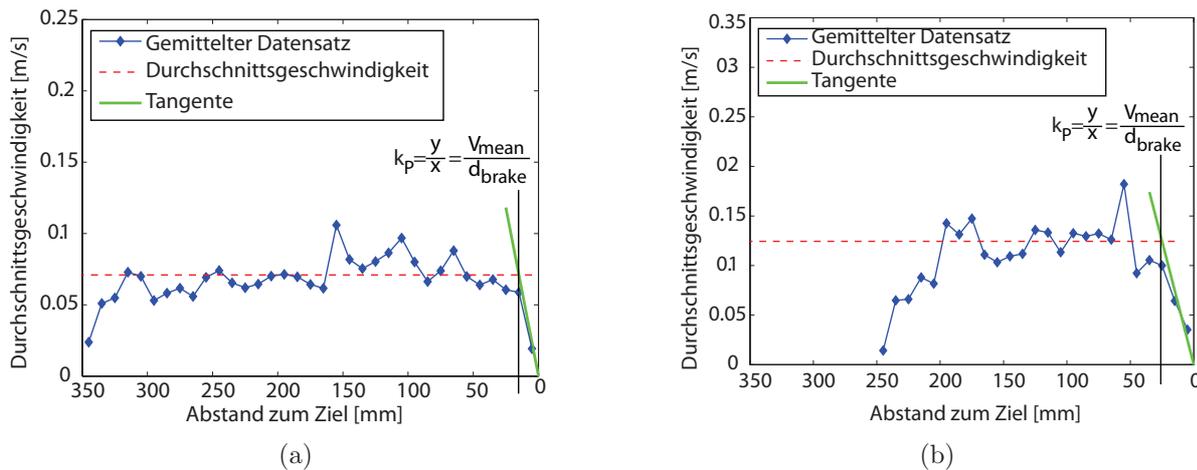


Abbildung 5.29: Anhand des Kurvenverlaufs der Durchschnittsgeschwindigkeit über die Strecke lässt sich der Proportionalitätsfaktor als Steigung der Geraden ableiten, die das Verhalten der Geschwindigkeitsänderung beim Abbremsen beschreibt. Die Kurvenverläufe von zwei unterschiedlichen Versuchspersonen zeigen die Durchschnittsgeschwindigkeit im Verhältnis zum Abstand zum Ziel bei Bewegungen a) parallel zum Körper und b) vom Körper weg

Bremsvorgangs und dem Abstand zu einem Ziel unabhängig von der Richtung der ausgeführten Bewegung ist. Der ermittelte Proportionalitätsfaktor wird daher im Rahmen der Anwendung als allgemein gültig angesehen. Die Standardabweichung des sich ergebenden Proportionalitätsfaktors k_P für den P-Regler ist größtenteils durch die interindividuellen Unterschiede erklärbar. Um den interindividuellen Unterschieden gerecht zu werden, können auch diese Parameter durch eine spätere Online-Adaption des Reglers angepasst werden (siehe Abschnitt 5.4 Adaption auf Seite 109).

5.3.5 Positionierungsversuche

Es wurde in den vorherigen Abschnitten beschrieben, wie die Parameter eines einfachen P-Reglers zur direkten Abstandsregelung und die Parameter eines hierarchischen Reglers, bestehend aus einem kartesischen P-Regler und einem PID-Regler der Achsgeschwindigkeit, ermittelt wurden. Die Güte der jeweiligen entwickelten Regelungsansätze soll anhand von Versuchen evaluiert und die beiden Ansätze miteinander verglichen werden. Beide Regler werden dafür zur Positionierung eines Objekts eingesetzt.

Schwerpunkt:	Regelung
Verwendung:	Ermittlung der Regelgüte und Vergleich von P- und PID-Regler
Stimulus:	200 Hz Vibrationsgrundfrequenz, kontrolliertes Rechtecksignal, kontrolliertes Tastverhältnis
Aufgabe:	Platzierung der Spitze eines in der Hand gehaltenen Instruments an einer nicht visuell gekennzeichneten Position
Durchführung:	Aktivierung der Taktoren durch P- und PID-Regler zum Erreichen einer vorgegebenen Sollposition.

Varianten:	Regelung im eindimensionalen und zweidimensionalen Fall, Unterscheidung zwischen Mono- und Duo- Aktivierungsschema
N:	5 Personen, 2 Dimensionen, im zweidimensionalen Raum Mono- und Duo- Aktivierungsschema, je Dimension und Aktivierungsschema 10 Positionen: $N = 150$

Vorgehen

Die Positionierungsversuche werden in zwei Schritten durchgeführt, in denen die Regler zur eindimensionalen und zur zweidimensionalen Regelung der Spitze eines Instruments eingesetzt werden. In beiden Fällen ist es die Aufgabe der Versuchsperson, die Spitze eines in der Hand gehaltenen Instruments an einer nicht visuell gekennzeichneten Position zu platzieren. Die Positionierung erfolgt während der eindimensionalen Regelung entlang einer visuell gekennzeichneten Linie, auf der die Position liegt. Während der zweidimensionalen Versuche erfolgt die Regelung der Instrumentenspitze in einer visuell gekennzeichneten Ebene. Beide Varianten sind in Abbildung 5.30 dargestellt.

Die Endpunkte der Linie werden im eindimensionalen Fall mit Hilfe des zuvor kalibrierten Instruments angezeigt und über das Positionsmesssystem aufgenommen und gespeichert. Die Zielposition, zu der sich die Versuchsperson bewegen soll, wird zufällig berechnet, wobei sie sich im eindimensionalen Fall auf der zuvor definierten Linie befinden muss. Dabei ist die Zielposition von der aktuellen Position der Instrumentenspitze abhängig und wird in einem Abstand von 10 cm zur aktuellen Position gesetzt. Durch diese Vorgehensweise wird sichergestellt, dass die Zielposition vor den Experimenten nicht bekannt ist. Die Zielposition wird nicht visuell gekennzeichnet, die Anzeige erfolgt rein taktil. Während der Versuche wird die Position der Instrumentenspitze mit Hilfe des Positionsmesssystems verfolgt und der Abstandsvektor $d(k)$ zwischen aktueller Position und Zielposition fortlaufend berechnet:

$${}^{cam}\mathbf{d}(k) = {}^{cam}\mathbf{p}_{target} - {}^{cam}\mathbf{p}_{tcp}(k) \quad (5.58)$$

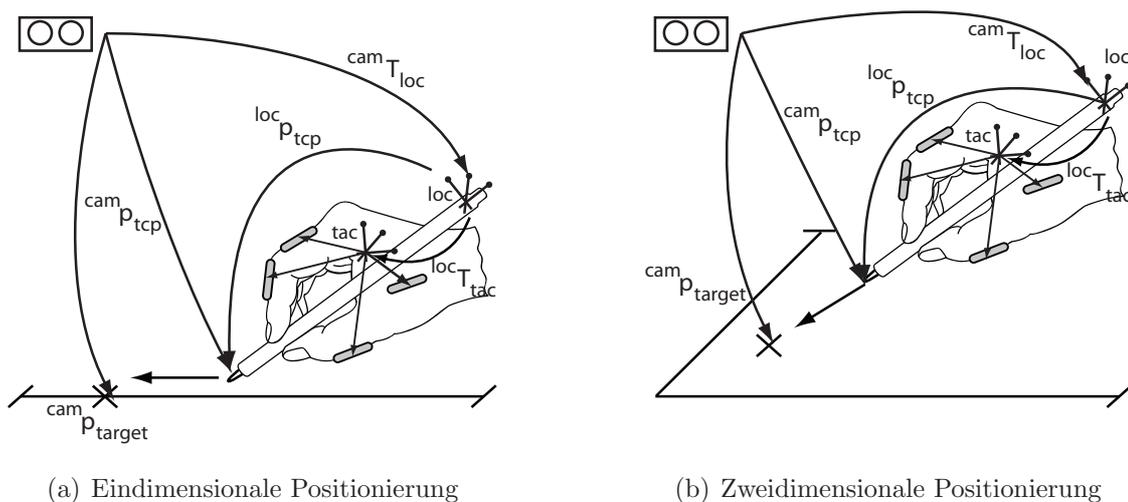


Abbildung 5.30: Ein- und zweidimensionale Positionierungsversuche zur Evaluierung des P- und des PID-Reglers

Der Abstandsvektor $\mathbf{d}(\mathbf{k})$ zwischen aktueller Position und Zielposition wird als Eingabe der P- und PID-Regler genommen. Zur taktilen Anzeige der Richtungsinformationen wird das Display, bestehend aus vier Taktoren, auf dem Handrücken fixiert. Jeder Taktor repräsentiert eine Bewegungsrichtung in der Ebene, so dass die Anzahl der Taktoren ausreichend ist, um jede Position in der Ebene zu erreichen. Um die Bewegungsrichtung hin zur Zielposition räumlich richtig mit Hilfe der Taktoren anzuzeigen, muss die räumliche Lage der Taktoren bekannt sein. Aus diesem Grund wird ein Koordinatensystem der Taktoren erstellt, welches relativ zu einem messbaren Lokalisator des Positionsmesssystems liegt. Die Transformation zwischen dem virtuellen Taktorkoordinatensystem und dem messbaren Lokalisator wird über eine Transformationsmatrix ${}^{loc}\mathbf{T}_{tac}$ angegeben und gespeichert. Eine detaillierte Beschreibung der Kalibrierung erfolgt in Abschnitt 5.3.2 zur Kalibrierung auf Seite 78. Die Position der Taktoren wird anschließend im Taktorkoordinatensystem angegeben. Der Abstandsvektor zwischen Zielposition und aktueller Position wird anhand der Kalibrierungsmatrix fortlaufend in das Koordinatensystem der Taktoren transformiert, um so die Richtungsinformationen räumlich richtig auszugeben:

$${}^{tac}\mathbf{d}(k) = ({}^{loc}\mathbf{T}_{tac})^{-1} \cdot ({}^{cam}\mathbf{T}_{loc})^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{d}(k) \quad (5.59)$$

Die Abbildung der Richtungsinformation auf die Taktoren erfolgt wie im Abschnitt 5.3.3 auf Seite 88 des P-Reglers beschrieben. Wird die Zielposition mit einer Genauigkeit von 1 mm erreicht, gilt der Durchlauf des Experiments als beendet. Die Positionierung wurde abwechselnd durch den P-Regler oder den PID-Regler geleitet. Dabei wurden im zweidimensionalen Fall ebenfalls die Aktivierung zwischen Mono- und Duo-Aktivierungsschema abgewechselt. Während der Versuche wurde das optische Positionsmesssystem Micron-Tracker eingesetzt. Die Versuchsreihen wurden mit fünf Versuchspersonen durchgeführt. Die Ergebnisse der beiden taktilen Regelungsversuche werden in den folgenden Abschnitten getrennt diskutiert.

Eindimensionale Positionierung

Da die Regelung in einer Dimension ausgeführt wird, kann die Bewegung entlang der Geraden durch einen Taktor dargestellt werden. Es wird der Versuch aus diesem Grund im Mono-Aktivierungsschema durchgeführt, bei der nur ein Taktor zur Zeit aktiv sein kann. Zur Auswertung und Analyse der Güte der eindimensionalen taktilen Regelung werden die Dauer eines Durchlaufs und die Verminderung der Abweichung $|{}^{tac}\mathbf{d}|$ zwischen Soll- und Ist-Position über die Zeit betrachtet. Je kürzer die Ausführungszeit ist, desto eindeutiger ist das Signal verstanden worden. Die Abweichung zwischen Soll- und Ist-Position zeigt, wie gut die Endpositionierung in der Nähe der Zielposition ist. Die Abweichung sollte im Idealfall zunächst während der groben Annäherung steil fallen, um dann während der Feinpositionierung nur noch schwach zu sinken, um ein Überschwingen zu verhindern. Die Auswertung wird anhand der Fehlerkurven vorgenommen. Als Maß für die Verminderung der Abweichung wird die Fläche E unter der Fehlerkurven herangezogen. Die Berechnung der Fläche unter einer Kurve wird bei stetigen Funktionen mit Hilfe des Integrals vorgenommen. Da in diesem Fall Daten zu diskreten Zeitpunkten vorliegen, wird die Fläche über die Summe der Einzelflächen berechnet. Dabei lassen sich die Einzelflächen als Tra-

petzflächen zwischen je zwei Datenpunkten berechnen:

$$E = \sum_{i=1}^{i=k_{max}} \frac{|^{tac}\mathbf{d}(k_{i-1})| + |^{tac}\mathbf{d}(k_i)|}{2} \cdot (k_i - k_{i-1}) \quad (5.60)$$

Die Ergebnisse der eindimensionalen Positionierung zeigen, dass sich mit beiden Regelungsansätzen die Spitze eines Instruments entlang einer Linie positionieren lässt. Die Zielposition kann dabei auf einen Millimeter genau erreicht werden. Die Ausführungsdauer der Positionierung wird durch den Einsatz des hierarchischen Reglers (kurz nur PID-Regler) im Schnitt um 2,4 s vermindert, wie die Daten in den Tabelle 5.18 zeigen. Auch die Standardabweichung nimmt bei Regelung durch den PID-Regler um 50% ab. Der Verlauf des Fehlers (Abweichung zwischen Soll- und Ist-Position) über die Zeit ist beim Einsatz des PID-Reglers steiler als beim Einsatz des P-Reglers. Die Abweichung kann demnach durch den PID-Regler schneller abgebaut werden. Dafür spricht auch, dass die Fläche unter der Fehlerkurve für den PID-Regler kleiner ist. Abbildung 5.31 zeigt die gegenübergestellten Fehlerkurven der Positionierungen mit dem P- und dem PID-Regler von zwei unterschiedlichen Versuchspersonen. Gut zu sehen ist, dass der Fehler bei einer Regelung durch den PID-Regler schneller und gleichmäßiger abnimmt, als bei einer Regelung durch den P-Regler. Gerade bei der Feinpositionierung kurz vor dem Erreichen der Zielposition liefert der PID-Regler erheblich bessere Ergebnisse. Da die Positionierung durch taktile Regelung geglückt ist, wird der Versuch mit einer Positionierung in der Ebene wiederholt.

Zweidimensionale Positionierung

Die Regelung in zwei Dimensionen erfordert die Richtungsdarstellung zwischen verschiedenen Bewegungsachsen der Taktoren. Der Versuch der zweidimensionalen Positionierung wird daher im Aktivierungsschema der Duo-Aktivierung durchgeführt, bei der zwei Taktoren zur Zeit aktiv sein können, um Richtungen zwischen den Achsen zu kodieren. Die Gewichtung zwischen den Taktoren wird durch eine Modulation der Pulsweite vorgenommen.

Zur Auswertung und Analyse der Güte der zweidimensionalen taktilen Regelung werden zwei wesentliche Merkmale herangezogen. Zum einen wird die Dauer eines Durchlaufs und zum anderen die Fläche unter der Fehlerkurve betrachtet. Beide Merkmale geben auf

Tabelle 5.18: Vergleich der Positionierungsversuche zwischen P- und PID-Regler in einer Dimension abhängig von der Versuchsperson.

VP	P-Regler			PID-Regler		
	Zeit [s]	σ [s]	E	Zeit [s]	σ [s]	E
1	14,63	4,96	463	7,97	2,53	423
2	5,90	1,37	339	5,33	1,65	296
3	10,63	1,58	344	8,15	2,03	362
4	8,50	3,88	306	6,69	1,97	331
5	6,28	1,90	263	5,76	1,89	254
	9,19	4,32	343	6,78	2,19	333

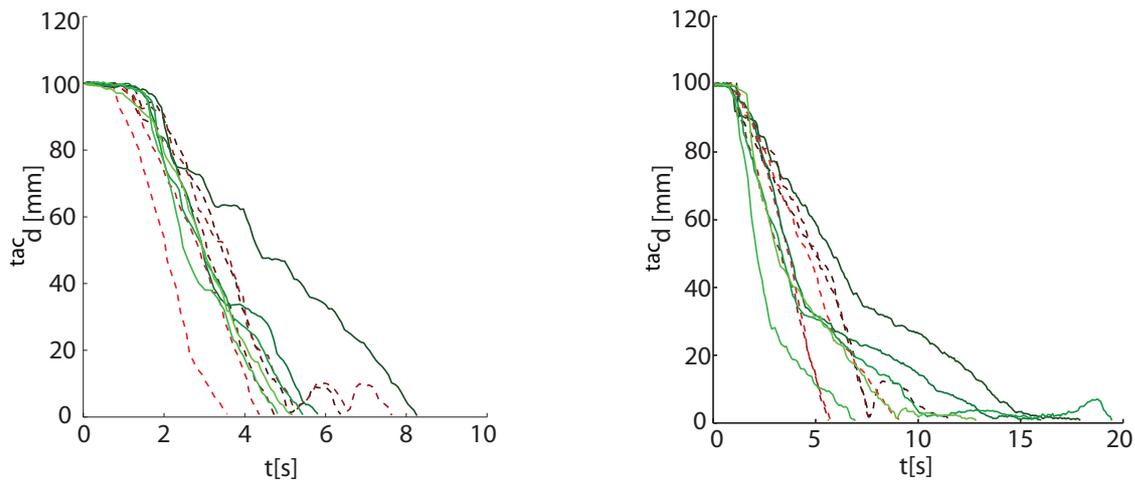


Abbildung 5.31: Fehlerkurven der eindimensionalen Positionierung von zwei Versuchspersonen. Es werden die Fehlerkurven des P-Reglers denen des PID-Reglers (gestrichelt) gegenüber gestellt

unterschiedliche Arten an, wie intuitiv verständlich die taktile kodierte Richtungsinformation ist. Ist die Information klar verständlich, kann sie schnell von der Versuchsperson interpretiert und richtig umgesetzt werden. Es wird daher angenommen, dass je kürzer die Ausführungszeit ist, desto besser ist das Signal verstanden worden und desto besser ist der Regler. Geschwindigkeiten können jedoch auch sehr vom individuellen Verhalten einer Versuchsperson geprägt sein. Daher wird ebenfalls die Fläche unter der Fehlerkurve, wie sie zur Auswertung der eindimensionalen Positionierung herangezogen wurde, als weitere Gütekriterien betrachtet. Sie sagt aus, wie gut, die Regelabweichung abgebaut werden konnte. Je kleiner die Fläche, desto schneller und direkter konnte der die Abweichung zwischen Soll- und Ist-Position abgebaut werden.

Die Ergebnisse der Positionierungsexperimente in der Ebene haben gezeigt, dass sich grundsätzlich mit beiden Regelungsansätzen die Spitze eines Instruments auf einen Millimeter genau positionieren lässt. Ein Vergleich aller ermittelten Ergebnisse von P- und PID-Regler in den Mono- und Duo-Aktivierungsschemata ist in Tabelle 5.19 auf der nächsten Seite vorgenommen. Die Ergebnisse der einzelnen Versuchspersonen der Positionierungen mit dem P- und PID-Regler im Duo-Aktivierungsschema sind in Tabelle 5.20 gegenübergestellt.

Gegenübergestellt werden die durchschnittliche Dauer und die Fläche unter der Fehlerkurve. Die Ergebnisse zeigen, dass die Ausführungsdauer der Positionierung durch den Einsatz des PID-Reglers im Schnitt um 1,5 s vermindert werden kann. Die Fläche unter der Fehlerkurve wird beim Einsatz des PID-Reglers erheblich verringert. Insgesamt lässt sich anhand der Ergebnisse eine Verbesserung der Positionierung bei der Verwendung des PID-Reglers erkennen. Da der PID-Regler mit den durch Mittelung ermittelten Parametern eingestellt ist, ist bei einer individuelleren Einstellung des Reglers auf die unterschiedlichen Versuchspersonen mit besseren Ergebnissen zu rechnen.

Die Positionierungsversuche wurden mit vier der fünf Versuchspersonen im Mono-Aktivierungsschema wiederholt, die Mono- und Duo-Aktivierungsschemata miteinander zu

Tabelle 5.19: Übersicht der Ergebnisse der Positionierungsversuche mit dem P- und PID-Regler.

Regler	Zeit [s]	σ [s]	E
P (duo)	26,44	11,94	844
P-PID (duo)	24,98	15,19	689
P vs. P-PID	-1,46	3,26	-155
P-PID (duo)	24,98	15,19	689
P-PID (mono)	18,43	12,50	603
PID duo vs. mono	-6,55	-2,69	-86

Tabelle 5.20: Vergleich der Ergebnisse der Positionierungsversuche unterschiedlicher Versuchspersonen mit dem P- und PID-Regler.

VP	P-Regler - duo			PID-Regler - duo		
	Zeit [s]	σ [s]	E	Zeit [s]	σ [s]	E
1	31,83	15,99	1118	31,97	17,99	941
2	25,06	6,80	851	20,63	7,90	705
3	22,65	11,06	785	14,72	4,12	451
4	20,25	5,96	659	26,83	17,93	691
5	32,40	15,69	809	30,74	19,94	657
	26,44	11,94	844	24,98	15,19	689

Tabelle 5.21: Vergleich der Ergebnisse der Positionierungsversuche mit dem PID-Regler unterschiedlicher Versuchspersonen im Mono- und Duo-Aktivierungsschema.

VP	PID-Regler - duo			PID-Regler - mono		
	Zeit [s]	σ [s]	E	Zeit [s]	σ [s]	E
1	31,97	17,99	941	25,95	13,05	847
2	20,63	7,90	705	13,76	4,67	569
3	14,72	4,12	451	10,33	3,81	360
4	26,83	17,93	691	23,70	13,68	636
5	30,74	19,94	657	15,61	17,92	399
	24,98	15,19	689	18,43	12,50	603

vergleichen. Die Ergebnisse der taktil geregelten Positionierungsversuche, bei denen nur ein Taktor aktiv ist, sind in Tabelle 5.21 auf der vorherigen Seite zusammengefasst. Die Ergebnisse zeigen, dass die Aktivierung von zwei Taktoren das Bewegungsverhalten in Bezug auf die Durchführungsdauer im Schnitt um ca. 6,6 s verlängert. Dagegen ist die Fläche unter der Fehlerkurve beim Einsatz des PID-Reglers im Mono-Aktivierungsschema deutlich geringer. Der Fehler zwischen Soll- und Ist-Position kann besser abgebaut werden. Die Bewegungskurven der gleichen Versuchspersonen wie in Abbildung 5.32 auf der nächsten Seite sind in Abbildung 5.33 auf der nächsten Seite abgebildet. Gut zu erkennen ist der treppenförmige Verlauf bei Aktivierung von ausschließlich einem Taktor.

Betrachtet man die bisher erlangten Ergebnisse, so lässt sich sagen, dass die Bewegungen, welche im Duo-Aktivierungsschema vorgenommen wurden, unabhängig vom Reglertyp alle einen fast charakteristischen, bogenförmigen Verlauf zwischen Start- und Zielposition aufweisen, wie die Bewegungskurven in Abbildung 5.32 auf der nächsten Seite zeigen. Dieses Verhalten lässt sich eventuell mit Hilfe der Interviews mit den Versuchspersonen erklären, in denen angegeben wurde, dass sich die Versuchspersonen auch bei der Aktivierung von mehr als einem Taktor hauptsächlich auf den dominanten Taktor konzentrieren und entsprechend die Bewegung ausführen. Auf diese Weise wird die Bewegung so lange verstärkt in die Richtung ausgeführt, in die der dominante Taktor weist, bis der Fehler zwischen der idealen Bewegung zum Ziel und der aktuellen Position so groß ist, dass die Sollbewegungsrichtung wechselt und ein anderer Taktor dominiert.

Von der Ausführungsdauer abgesehen fallen die Ergebnisse der Positionierungsversuche in den Mono- und Duo-Aktivierungsschemata sehr ähnlich aus und bestätigen damit die These, dass sich die Versuchspersonen während der gleichzeitigen Aktivierung von mehreren Taktoren auf den dominanten Taktor konzentrieren. Die Verkürzung der Durchführungsdauer kann ein Hinweis darauf sein, dass die Versuchspersonen während der Positionierungen im Mono-Aktivierungsschema nicht gezwungen waren, sich auf zwei Taktoren zu konzentrieren, bzw. einen der beiden aktiven Taktoren aktiv auszublenden, so dass das Signal insgesamt einfacher und schneller zu verstehen war. Diese These führt zu dem Schluss, dass einzelne taktile Signale in einem unabhängigen Versuch zwar auf die vorgestellte Art fusionierbar sind, dass die Art der Fusion von einzelnen taktilen Signalen jedoch in einer komplexen Situation wie der Positionierung noch nicht optimal ist. Insgesamt führen die Versuche der taktil geregelten Positionierung zu dem Ergebnis, dass die Regelung mit einem hierarchischem PID-Regler gute Ergebnisse liefert, dass die Qualität des Regler jedoch unter der nicht optimal eingestellten Fusion von Bewegungsachsen leidet.

Da mit Hilfe der Positionierungsversuche nur der gesamte hierarchische Regler evaluiert wird und keine explizite Aussagen über die PID-Komponenten gemacht werden kann, wird eine weitere Versuchsreihe vorgenommen, in der künstlich in den Regelkreis eingegriffen wird. Die durch die Komponente der kartesischen Positionsregelung ermittelte Soll-Geschwindigkeit wird um einen bestimmten Faktor deutlich spürbar erhöht (Faktor 1000). Damit bleibt der proportionale Zusammenhang zwischen Positionsabweichung und Soll-Geschwindigkeit erhalten, da durch das Vorgehen nur der k_P -Wert künstlich erhöht wird. Der sich anschließende PID-Regler ermittelt anhand der erhöhten Soll-Geschwindigkeit eine erhöhte Pulsfrequenz. Ziel ist es, anhand der resultierenden Bewegung zu ermitteln, ob sich die erhöhte Sollvorgabe auf die Geschwindigkeit der Positionierung auswirkt.

Die Ergebnisse der Positionierung mit dem hierarchischen Regler sind in Tabelle 5.22 auf Seite 108 aufgelistet. Die durchschnittliche Ausführungsdauer ist deutlich vermindert und braucht im Mittel 7,4 s weniger Zeit. Die Fläche unter der Fehlerkurve ist annähernd

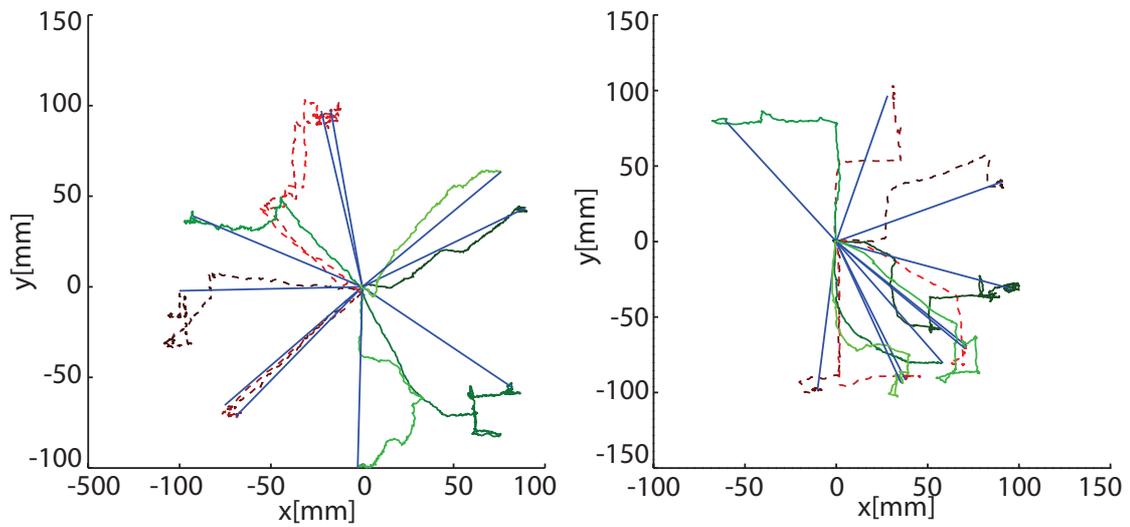


Abbildung 5.32: Bewegungskurven der zweidimensionalen Positionierung von zwei Versuchspersonen durch den P-Regler (grün) und den PID-Regler (rot) im Duo-Aktivierungsschema. Die Ideallinie ist in blau gekennzeichnet.

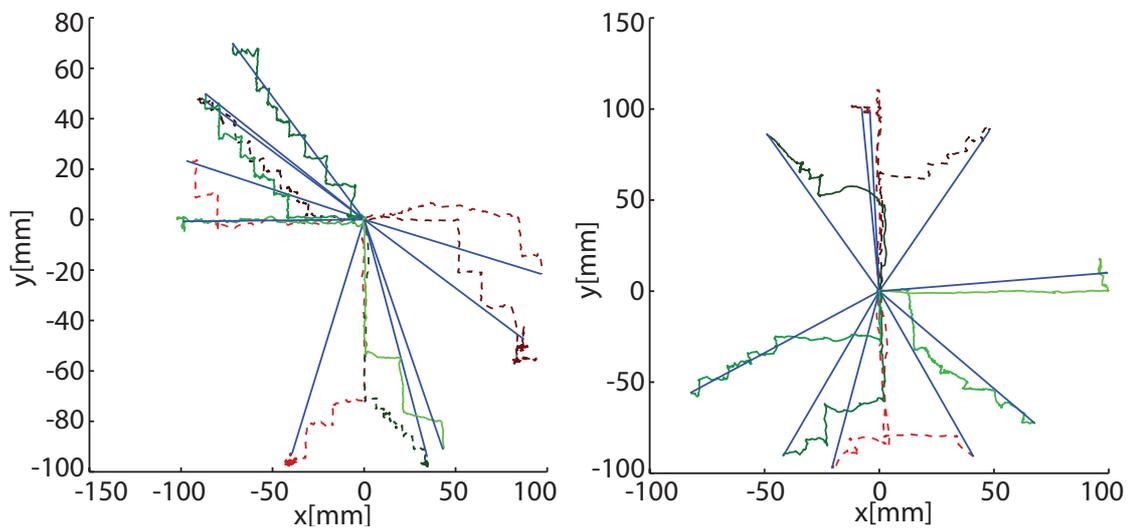


Abbildung 5.33: Bewegungskurven der zweidimensionalen Positionierung von zwei Versuchspersonen durch den P-Regler (grün) und den PID-Regler (rot) im Mono-Aktivierungsschema. Die Ideallinie ist in blau gekennzeichnet.

Tabelle 5.22: Ergebnisse der Positionierungsversuche mit dem PID-Regler bei künstlich erhöhter Soll-Geschwindigkeit unterschiedlicher Versuchspersonen.

PID-Regler - duo, $v_{Soll} \uparrow$			
VP	Zeit [s]	σ [s]	E
1	20,88	6,52	811
2	17,19	8,83	713
3	23,48	13,66	849
4	13,46	4,19	390
5	13,16	4,66	447
	17,63	8,65	642

gleich geblieben. Bei einer kürzeren Ausführungdauer bedeutet das, dass die Abweichung zwischen Soll- und Ist-Position schlechter abgebaut werden kann. Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass die PID-Komponente zuverlässig die Soll-Geschwindigkeit in eine entsprechende Frequenz umsetzt und diese vom Benutzer in der gewünschten Art und Weise interpretiert wird. Eine Erhöhung der Geschwindigkeit geht jedoch zu Lasten der Genauigkeit.

Die Gespräche mit den Probanden ergeben, dass eine Navigationssituation anders eingeschätzt wird als die reine Testsituation, wie sie während der Vorversuche vorherrschte. In der Navigationssituation wird ein Vibrationssignal mit hoher Frequenz eher als eine Art Warnsignal verstanden. In diesem Fall wird eine höhere Frequenz des Pulsierens, mit dem Gefühl verbunden, sie nähern sich ihrem Ziel und müssen daher die Geschwindigkeit abbremsen. Die Interviews bestätigen damit das Verhalten der einen Versuchsperson, die bereits während der Vorversuche zur Dynamik genau dieses Verhalten gezeigt hat. Dieses Verhalten kann man sich in der chirurgischen Navigation zu Nutzen machen. Zum einen wird durch die Erhöhung der Frequenz automatisch ein Abbremsen der Bewegung beim Erreichen einer Zielvorgabe (Position) ausgelöst. Zum anderen kann das taktile Signal auch dafür eingesetzt werden, um Grenzen eines Volumens oder Grenzen eines Toleranzbereichs um eine Soll-Trajektorie anzuzeigen, die aus Sicherheitsgründen nicht überschritten werden dürfen. Aus diesen Gründen soll für die Gesamtevaluation anhand von navigierten Fräsversuchen (Kapitel 6 auf Seite 122) eine inverse Variante des PID-Reglers eingesetzt werden, der die Frequenz mit abnehmendem Abstand erhöht.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Ergebnisse aus der Analysephase, besonders die Ergebnisse der Dynamik-Analyse, zur Ableitung der Parameter eines Reglers dienen, um so die Navigation eines in der Hand gehaltenen Instruments zu gewährleisten. Die zu regelnde Größe ist hierbei die Position der Instrumentenspitze im Raum, und die Regelabweichung ist definiert durch den Abstandsvektor der Instrumentenspitze zu einem Ziel. Die Entwicklung des Reglers ist durch sukzessiv aufeinander aufbauenden Schritten erfolgt, beginnend mit dem einfachsten Reglertyp bis hin zu einer hierarchischen Reglerstruktur, welche aus P- und PID- Reglerkomponenten zusammengesetzt ist. Die Ergebnisse der Positionierung mit Hilfe des hierarchischen Reglers sind vielversprechend. Eine Regelung ist grundsätzlich möglich, wobei sowohl Geschwindigkeit als auch Genauigkeit und Interpretierbarkeit der Signale durch eine individuelle Abstimmung der Parameter auf ein-

zelne Personen Potential zur Verbesserung haben.

5.4 Adaption

Adaption bedeutet im Allgemeinen eine Anpassung (von sich selber) an neue oder veränderte Gegebenheiten. Bereits die ersten Versuche zur Ermittlung des deterministischen Verhaltens haben gezeigt, dass die Reaktion auf einen taktilen Reiz stark vom einzelnen Individuum abhängt. Dementsprechend liefert eine Identifikation zum Entwurf des taktilen Displays und zum Entwurf der taktilen Regelung unterschiedliche Ergebnisse in Abhängigkeit der identifizierten Versuchsperson. Zwar konnte gezeigt werden, dass die durch Mittelung gewonnenen Reglerparameter genau genug sind, um eine taktile Navigation erfolgreich umzusetzen, dennoch würde die Regelung durch eine individuellere Anpassung, eine Adaption, an den Benutzer eine erhebliche Verbesserung erfahren. Betroffen sind hierbei vor allem die in den vorherigen Abschnitten angesprochenen Punkte der positionsabhängigen Raumrichtung, der einem Signal zugeordneten Geschwindigkeit, von der wiederum die Reglerparameter abhängen, und der fusionsabhängigen Raumrichtung, die individuell nicht vorhersehbar ist.

Gleiches gilt für die Kalibrierung. Der vorgestellte Ansatz der Kalibrierung definiert für alle Versuchspersonen auf die gleich Weise ein Koordinatensystem, in dem die Taktoren eine Bewegungsrichtung vorgeben. Die Bewegungsachsen werden durch die Taktorpositionen festgelegt und korrelieren nicht automatisch mit den tatsächlichen Bewegungsachsen, wie sie im Zuge der Analyse ermittelt wurden.

Unabhängig vom Benutzer gibt es zeitabhängige Parameter, welche die Reaktion des Benutzers auf einen taktilen Reiz beeinflussen und ändern können. Zu diesen Parametern gehören der aktuelle Aufmerksamkeitszustand oder auch Sättigungseffekte. Aus diesem Grund gibt es verschiedene Ansätze der Adaption des taktilen Displays an unterschiedliche Benutzer und an sich zeitlich verändernde Parameter, welche im Folgenden kurz beschrieben werden.

5.4.1 Interindividuelle Unterschiede

Adaption der Kalibrierung an unterschiedliche Benutzer

Der in Abschnitt 5.3.2 auf Seite 78 vorgestellte Ansatz der Kalibrierung definiert ein virtuelles Koordinatensystem, in dem die Taktoren eine Bewegungsrichtung vorgeben. Anhand der Bewegungsanalyse konnten keine eindeutigen anatomischen Faktoren festgelegt werden, welche Aufschluss über die Lage eines internen, körpereigenen Koordinatensystems geben, an die das externe Koordinatensystem angepasst werden kann. Daher erscheint es sinnvoll, die Erstellung des virtuellen Koordinatensystems durch Aufspannen der Koordinatenachsen beizubehalten. Die Bewegungsachsen werden im bisher beschriebenen Vorgang durch die Taktorpositionen festgelegt. Die Bewegungsanalyse hat jedoch gezeigt, dass die Versuchspersonen jedem Taktor eine eigene Richtung im Raum zuordnen, welche von Person zu Person unterschiedlich ist. Eine starre Vorgabe der Bewegungsrichtung, wie sie durch die Taktorposition erfolgt, welche für alle Personen gleich ist, kann aus den eben beschriebenen Gründen nicht für alle Personen zu gleich gut empfundenen Signalen führen. Es empfiehlt sich daher, eine Anpassung der im Taktorkoordinatensystem definierten Bewegungsachsen

vorzunehmen, so dass statt der statischen Vektoren zu den Taktorpositionen die personenabhängigen, tatsächlichen Bewegungsachsen verwendet werden, wie in Abbildung 5.34 dargestellt.

Diese Zuordnung kann anhand einer kurzen interaktiven Bewegungskalibrierung erfolgen. Dabei wird jeder Taktor für eine definierte Zeit aktiviert und die Bewegungstrajektorie m_i der Hand vermessen. Der Vorgang bedeutet nur einen geringen Mehraufwand, da bereits alle benötigten Bestandteile, wie Positionsmesssystem und Lokalisator, im System vorhanden sind. Wird der Vorgang pro Taktor mehrfach wiederholt, erhöht sich die Genauigkeit der Bewegungs-zuordnung. Wird er einfach durchgeführt kann man von einem mittleren Fehler zwischen 6° und 17° ausgehen, wie die Bewegungsanalyse gezeigt hat. Die Taktorschnittstelle kann anschließend in der Form angepasst werden, dass statt dem Vektorprodukt aus Taktorposition und Stellwert nun das Vektorprodukt aus dem Bewegungsvektor m_i und dem Stellwert zur Berechnung der Gewichtung w_i herangezogen wird.

Adaption des Reglers an unterschiedliche Benutzer

Im Gegensatz zur Adaption der Kalibrierung ist die Adaption der Regelung mit einigen Herausforderungen verknüpft. Gerade die adaptive Regelung von Robotersystemen ist ein Thema, dem eigenen Forschungsschwerpunkte gewidmet werden und welches in seiner Komplexität zu umfassend ist, um im Rahmen dieser Arbeit berücksichtigt zu werden. Im Folgenden sollen dennoch ein paar Ansätze genannt werden, auf welche Art eine Adaption der Regelung an unterschiedliche Benutzer vorgenommen werden könnte.

Weist ein System ein zeitlich veränderliches oder unbekanntes Verhalten auf, muss entweder ein sehr robuster Regler entworfen werden oder es müssen Regler eingesetzt werden, die ihre Eigenschaften dem zeit- oder streckenabhängigen Verhalten anpassen, um die Gütekriterien von Stabilität, Störkompensation, Dynamik und Robustheit eines optimalen Regelungsverhaltens einzuhalten. Treten relativ große oder unvorhersehbare Änderungen

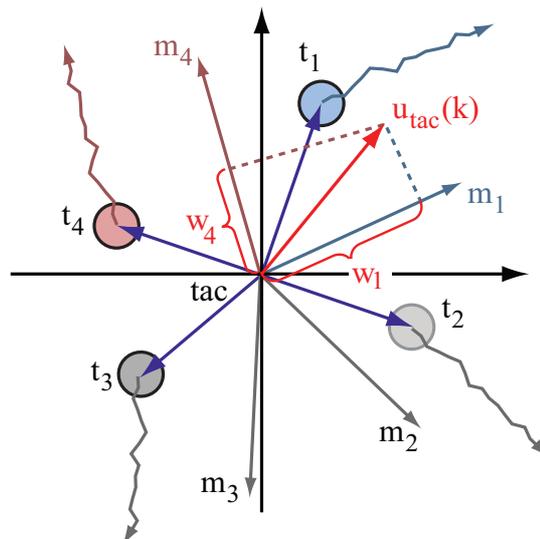


Abbildung 5.34: Adaption der Kalibrierung an die Bewegungsachsen, welche den Taktoren durch das motorische Verhalten zugeordnet werden

der Parameter auf, so empfiehlt Unbehauen [64] selbstanpassende oder adaptive Regler. Nach Unbehauen stellen adaptive Regler eine schlichte Erweiterung der klassischen Regler dar, in der dem Grundregelkreis ein adaptives System überlagert wird. Damit wird die Klasse der linearen Regler verlassen, wie auch Åström in der folgenden Definition festhält: „Adaptive Regelung ist ein spezieller Typ der Regelung mit nichtlinearer Rückführung“ [65]. Lunze [63] gibt ebenfalls an, dass mit dem Einsatz von adaptiver Regelung die Klasse der linearen Regelung verlassen wird.

Die einstellbaren Parameter des Reglers werden in dem adaptiven System anhand einer ständigen Identifikation der Regelstrecke über einen Entscheidungsprozess in einer Modifikationsstufe an die aktuellen Gegebenheiten angepasst. Die Stufen von Identifikation, Entscheidung und Modifikation sind wesentlich für adaptive Regler und bestimmen die interne Struktur. Adaptive Regler können anhand dieses strukturellen Aufbaus in drei Gruppen unterteilt werden: Verfahren der gesteuerten Adaption, Verfahren der geregelten Adaption mit parallelem Vergleichsmodell und Verfahren der geregelten Adaption ohne Vergleichsmodell. Adaptive Regler mit einem Modell der Regelstrecke haben Kenntnis über das Verhalten der Regelstrecke und können diese nutzen, um entsprechend die Stufen der Entscheidung und der Modifikation zu entwerfen. Da der Reglerentwurf zur taktilen Regelung jedoch ebenfalls anhand einer Identifikation vorgenommen wurde, liegt in diesem Fall kein Modell zur Regelstrecke vor. Ohne ein Vergleichsmodell bietet das Verfahren der geregelten Adaption ohne Vergleichsmodell eine gute Ansatzmöglichkeit, wie in Abbildung 5.35 dargestellt.

Der Aufbau der Verfahren ohne Vergleichsmodell beruht auf der Tatsache, dass Änderungen der Parameter durch eine direkte Identifikation der Regelstrecke zur Laufzeit erkannt werden. Der Entscheidungsprozess bildet zusammen mit der Modifikation eine Adaptionseinrichtung, welche in Abhängigkeit von gewählten Gütekriterien die angepassten Reglerparameter ermittelt und im Regler anpasst. Die Auswirkung dieser Adaption wird in einem eigenen geschlossenen Kreis an die Adaptionseinrichtung zurückgemeldet.

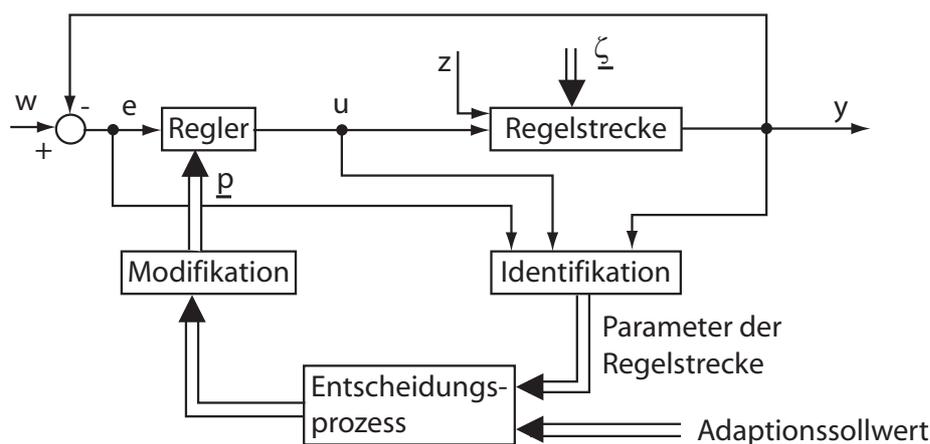


Abbildung 5.35: Adaptives Regelungssystem mit geregelter Adaption ohne Vergleichsmodell nach [64]

Der Aufwand eines Adaptiven Regelungssystems steigt so ohne Modell erheblich. Die wichtigsten Entwurfsprinzipien für adaptive Regler sind das Modellvergleichsverfahren und sogenannte Self-tuning-Regler (ST-Regler), wobei aufgrund des fehlenden Modells nicht auf das Modellvergleichsverfahren zurückgegriffen werden kann. Daher bietet die Theorie der ST-Regler in diesem Fall den besten Ansatzpunkt zur Entwicklung einer Adaption des Reglers. ST-Regler bestehen aus den bereits erwähnten zwei getrennten Kreisen, einem inneren Kreis mit der eigentlichen Regelung und einem äußeren Kreis für die übergeordnete Adaption, wobei häufig rekursive Parameterschätzverfahren für die Identifikationsstufe und einer Online-Reglersynthese für den Entscheidungsprozess und die Modifikationsstufe, deren Parameter durch die vorgelagerte Identifikation bekannt sind. Die tatsächliche Realisierung dieses reinen Entwurfprinzips kann auf sehr unterschiedliche Arten geschehen, wie zum Beispiel anhand der Minimum-Varianz-Regelstrategie, welche im Rahmen dieser Arbeit nicht vertiefend erläutert werden sollen [64]. Der erstmals von Kalman 1958 eingeführte Ansatz wurde 1973 durch Åström und Wittenmark zusammen mit dem rekursiven Parameterschätzverfahren erneut aufgegriffen und 1975 durch Clarek und Gawthrop erweitert und erst richtig publik. Derzeit wird die Theorie auch zum Reglerentwurf in der industriellen Praxis genutzt und scheint daher ein gut etabliertes Verfahren zu sein, welches man auch für Adaption der taktilen Regelung weiter verfolgen sollte. Alternativ könnten adaptive Reglerverfahren mit Fuzzy-Logik auf eine Eignung zur taktilen Regelung geprüft werden [65].

5.4.2 Zeitvarianz

Zeitvarianz durch körpereigene Adaption

Wie bei allen Sinneswahrnehmungen adaptiert der Mensch auch in der taktilen Wahrnehmung nach einer bestimmten Zeitspanne an einen Reiz. Das ist unter bestimmten Bedingungen sehr sinnvoll, da der Mensch ohne die Adaptierung permanent die Kleidung auf seiner Haut oder den Druck des Bodens gegen die Fußsohlen spüren würde. Wird der taktile Sinn jedoch für die Übertragung von Informationen genutzt, so kann die Adaptierung an einen taktilen Reiz das Antwortverhalten des Menschen bei der taktilen Regelung beeinflussen, so dass sich aus Sicht des regelungstechnischen Ansatzes das Verhalten der Regelstrecke mit der Zeit ändert. Der Mensch adaptiert sich an Vibrationen relativ schnell. Erst das Fehlen der Vibration wird wieder deutlich vordergründiger wahrgenommen. Durch die Einführung einer überlagerten Pulsfrequenz wird das eigentliche Vibrationssignal jedoch zeitweise unterbrochen. Das Aktivieren und Deaktivieren des Signals verhindert eine schnelle Adaption. Dennoch wird die Präsenz des Signals mit der Zeit abschwächen, da Sättigungseffekte auftreten. Bei unverändert starkem Reiz nimmt die Bereitschaft der Sinneszellen ab, fortwährend elektrische Signale zu bilden. Da die Grundfrequenz der Vibration gleichbleibend ist, wird die Stärke des Signals allein durch die Pulsfrequenz geändert, was unter Umständen über einen längeren Zeitraum nicht ausreichend ist. Es ist möglich, dass die Sättigung über die Zeit linear verläuft und daher von der Regelung berücksichtigt werden kann. Es ist jedoch ebenfalls möglich, dass die Sättigung bzw. die Wahrnehmung des Signals abhängig von Aufmerksamkeitszuständen des Menschen ist, womit sie nicht durch die Regelung erfasst werden kann. Um diese Zeitvarianz abzufangen ist ebenfalls der Entwurf und die Umsetzung einer adaptiven Regelung sinnvoll, die den Regler der Verhaltensänderung nachführt. Die grundsätzlichen Ansätze wurden dazu im Abschnitt vorher

beschrieben und sollen daher hier nicht wiederholt werden. Eine Analyse durch länger andauernde Versuchsreihen kann Aufschluss über Sättigung und die Verhaltensänderung der Reaktion auf ein taktilen Signal bringen. Die durch eine Analyse gewonnenen Daten würden den Entscheidungsprozess bei der Auswahl des Verfahrens zur Umsetzung der adaptiven Regelung unterstützen und somit den Entwurf vorantreiben.

Zeitvarianz durch unterschiedliche Aufmerksamkeitszustände

Die Qualität einer taktilen Empfindung verändert sich mit der Zeit durch die oben beschriebene Adaption des Körpers an den Reiz. Dennoch nimmt der Mensch das Tragen von Kleidung wieder aktiv wahr, sobald er die Aufmerksamkeit darauf gerichtet hat. Dieses Phänomen fällt unter den Oberbegriff der selektiven Aufmerksamkeit. Sie beschreibt die Fähigkeit des Körpers, sich nur auf einen kleinen Teil aller am Körper ankommenden Reize, die von den verschiedenen Organen gleichzeitig wahrgenommen werden, zu konzentrieren. Man unterscheidet hierbei zwei Punkte. Zum einen die selektive Aufmerksamkeit, welche die Wahrnehmung der Reize im Zentrum der Aufmerksamkeit verbessert, und die selektive Wahrnehmung, welche die Wahrnehmung von Reizen, auf die man sich nicht konzentriert, beeinträchtigt [66]. Die taktile Wahrnehmung wird stark durch andere Sinneseinflüsse beeinflusst. Wird der Fokus der Aufmerksamkeit auf den Bereich der Haut gelenkt, kann besonders die visuelle Sinneswahrnehmung das taktile Empfinden des gleichen Reizes verändern. In [7] wurde gezeigt, dass allein die Sicht auf die Haut die Zweipunktschwelle der taktilen Wahrnehmung maßgeblich beeinflussen kann. Es ist daher anzunehmen, dass die Güte der taktilen Regelung stark von den vorherrschenden Bedingungen und vom jeweiligen Aufmerksamkeitszustand der Person abhängig ist. Gerade in einer Operationssituation werden hohe Ansprüche an die Konzentrationsfähigkeit des Chirurgen gestellt. Geht man von den optimalen Bedingungen aus, verläuft der Eingriff ohne Störungen und ohne Komplikationen. In einem solchen Fall, sollte das Verhalten des Chirurgen in Bezug zum Fokus seiner Aufmerksamkeit konstant sein. Im Normalfall ereignen sich jedoch während des Verlaufs eines Eingriffs verschiedenste Störungen [16, 18], welche den Fokus der Aufmerksamkeit des Chirurgen von seiner Tätigkeit ablenken können. Neben Störungen werden Komplikationen im Eingriff die Aufmerksamkeit des Chirurgen mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit in ihrem Fokus verschieben. In beiden Fällen ist es wahrscheinlich, dass sich die Reaktion auf einen taktilen Stimulus verändern wird. Diese veränderten Bedingungen können ebenfalls durch den Entwurf und die Umsetzung einer adaptiven Regelung abgefangen werden, deren Ansätze bereits im Abschnitt vorher beschrieben wurden. Zusätzliche Studien zur Verhaltensänderung in Abhängigkeit des Aufmerksamkeitsfokus des Chirurgen unter unterschiedlichen Bedingungen könnten ebenfalls Aufschluss über eine sinnvolle Adaption geben. Die Messung des Stresslevels anhand der Hautimpedanz wäre zum Beispiel ein Ansatz.

5.5 Navigation

Es wurde gezeigt, dass sich die Hand eines Benutzers durch Vibrationen in die Richtung führen lässt, die durch die räumliche Zuordnung des taktilen Stimulus definiert ist. Es wurde weiterhin gezeigt, dass sich die Dynamik, also die Geschwindigkeit dieser geführten Bewegung durch Modulation des taktilen Signals anpassen lässt. Über die Analyse der Bewegungen, welche durch taktile Signale geführt wurden, konnten Parameter für eine taktile Regelung gewonnen werden. Die einzelnen Schritte sind in den Abschnitten 5.1 auf Seite 42 bis 5.3 auf Seite 74 beschrieben. Die im Ansatz verfolgte These, dass durch taktile Signale, die an definierten Positionen auf der Hautoberfläche erzeugt werden, eine Beeinflussung der dreidimensionalen Position der Hand des Benutzers erfolgen kann und die Positionen der taktilen Stimuli die zu übermittelnden Richtungen vorgeben, konnte bestätigt werden. Damit sind die Grundlagen für die Entwicklung einer taktilen Mensch-Maschine-Schnittstelle und damit der Entwicklung eines Navigationssystems mit multimodaler Übertragung der Navigationsinformationen geschaffen. In den folgenden Abschnitten wird das umgesetzte System inklusive der Teilkomponenten beschrieben. Auch wenn alle Komponenten Erwähnung finden, liegt der Fokus auf der taktilen Mensch-Maschine-Kommunikation. Das vorgestellte Verfahren wurde zum Patent angemeldet [67]. Das Konzept und die Systemarchitektur des multimodalen Navigationssystems conTACT (COoperative Navigation system with TACTile Signal Transmission) sowie erste Evaluationen wurden in [68] veröffentlicht. Das System ist derzeit abgestimmt auf die Unterstützung durch Navigation bei Fräsvorgängen in der HNO-Chirurgie, wie sie beispielsweise während chirurgischer Eingriffe zur Entfernung eines Cholesteatoms durchgeführt werden. Ein Cholesteatom ist eine chronische, eitrige Mittelohrentzündung mit Knochendestruktion als Folge eines Einwachsens von verhornendem Plattenepithel des Trommelfells oder des äußeren Gehörgangs über einen randständigen Trommelfelldefekt oder durch Trommelfellretraktion in die Mittelohrräume [69]. Aus diesem Grund zeigen die in den folgenden Abschnitten zur Verdeutlichung gezeigten Bildschirmfotos, vor allem zu den Komponenten der Registrierung und Planung, den Schädel des Patienten. Das in dieser Arbeit entwickelte taktile Display ist jedoch übergreifend für unterschiedliche dynamische Prozesse in verschiedenen chirurgischen Eingriffen einsetzbar.

5.5.1 Übersicht - Navigationssystem

Das multimodale Navigationssystem ordnet sich in die Gruppe der Navigationssysteme mit präoperativer Bildaufnahme ein. Zur Positionsmessung sind drei Positionsmesssysteme integriert worden, die zwei optischen Systeme MicronTracker (Claron Technologie, Toronto, Kanada) und Polaris sowie das elektromagnetische System Aurora (beide NDI, Waterloo, Kanada). Zur Kommunikation mit den drei Positionsmesssystemen wurde eine Kameraschnittstelle implementiert, welche das System unabhängig von dem angeschlossenen Positionsmesssystem hält. Neben der Schnittstelle zum Positionsmesssystem enthält das System alle typischen Komponenten eines chirurgischen Assistenzsystems. Es gibt einen Bildimport, der auf Basis des DICOM-3 Standards präoperativ aufgenommene CT- und MRT-Daten in das System importieren kann. Registrierungs- und Kalibrierungskomponenten übernehmen die Berechnungen der Korrelationen zwischen den realen und den virtuellen Objekten, so dass das System die relative räumliche Situation zwischen Patient und Instrumenten in einer dreidimensionalen Szene darstellen kann. Eine Planungskomponente

sieht eine Planung direkt in den CT-Daten vor, so dass die aktuelle Operationssituation mit der Planung abgeglichen werden kann. Die Ergebnisse dieser räumlichen Interpretation werden an eine Reglerkomponente weitergeleitet, welche eine visuelle und eine taktile Navigationsausgabe generiert, die an die entsprechenden Kommunikationsschnittstellen in Form eines Monitors und eines taktilen Displays weitergeleitet werden. Die gesamte Architektur ist in Abbild 5.36 dargestellt. Die einzelnen Komponenten werden in den folgenden Abschnitten im Detail vorgestellt.

Das im System verwendete taktile Display besteht aus sechs der in Abschnitt 5.1 auf Seite 42 vorgestellten 4TL-0253B Signalgeber, welche auf dem Handrücken und den rückwärtigen Fingern so angeordnet werden, dass sie sich um ein gehaltenes Instrument gruppieren.

Bilddaten

Alle relevanten realen Objekte, wie der Patient und die Instrumente, werden ebenfalls durch ein virtuelles Objekt im System repräsentiert. Jedes virtuelle Objekt hat einen Bild-

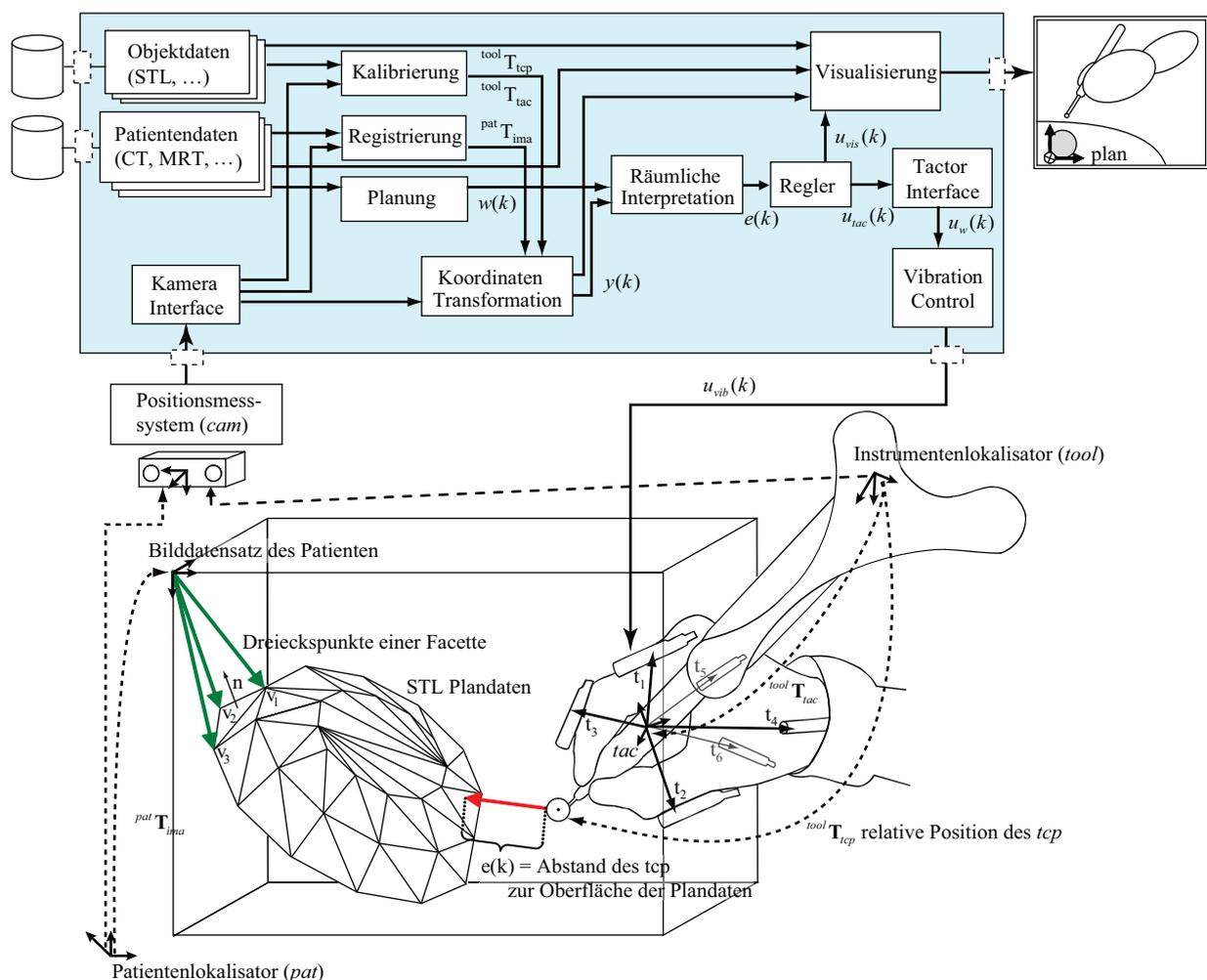


Abbildung 5.36: Übersicht der Systemarchitektur inklusive Informationsfluss des Navigationssystems [70]

datensatz. Um das Navigationssystem nutzen zu können, werden im ersten Schritt die Bilddaten des Patienten und die geometrischen Informationen der Instrumente geladen. Die Bilddaten des Patienten werden präoperativ aufgenommen und im Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard abgespeichert. Zusätzlich zu den reinen Bilddaten enthalten DICOM-Datensätze unter anderem Informationen über x- und y- Dimensionen und den Schichtabstand zwischen den Bildern, welche zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen Modells aus den Daten notwendig sind. Des Weiteren sind Informationen über das Aufnahmegerät und den Patienten, wie z.B. das Geburtsdatum, abgelegt. Die zugrundeliegenden Bilddaten des CTs oder MRTs g_{ima} sind Schichten, welche aus einer Grauwertverteilung zusammengesetzt sind, die eine Abbildung eines Grauwertes auf eine x-, y- und z-Position vornimmt:

$$g_{ima} \hat{=} X \times Y \times Z \rightarrow G, (x, y, z) \rightarrow g(x, y, z) \quad (5.61)$$

Die geometrischen Informationen eines Instruments g_{obj} ist im Standard Triangulation Language Objekt (STL Objekt) gespeichert. STL ist ein industrieller Standard bekannt aus der Bereich der CAD (Computer Aided Design) Software. Im Gegensatz zu den Volumendaten des Patienten beschreiben STL Datensätze nur die geschlossene äußere Hülle eines dreidimensionalen Objekts, wie in Formel 5.62 dargestellt. Andere Informationen wie Farbwerte oder Texturen sind im STL Standard nicht vorgesehen und nicht enthalten. Jedes Instrument ist in einem eigenen STL Objektdatensatz gespeichert. Gibt es im System mehr als ein Instrument, so bilden alle STL-Objekte zusammen einen Satz an dreidimensionalen Objekten.

$$g_{obj} = \bigcup^{tool} \mathbf{q}_{triangle} \quad (5.62)$$

Die Oberfläche eines STL Objekts besteht aus einem Satz an Facetten. Jede Facette ist ein Dreieck, welches durch seine drei Eckpunkte v_i und die Normale, welche auf der Ebene des Dreiecks steht, beschrieben ist. Koordinatenpunkte definieren wiederum jeden Eckpunkt und die Normale in dem Koordinatensystem des STL Objekts:

$${}^{tool} \mathbf{q}_{triangle} = ({}^{tool} \mathbf{p}_{v_1}, {}^{tool} \mathbf{p}_{v_2}, {}^{tool} \mathbf{p}_{v_3}, {}^{tool} \mathbf{e}_n) \quad (5.63)$$

Kalibrierung von Instrument und taktilem Display sowie Registrierung des Patienten

Nachdem die Bilddaten aus den Datenbanken geladen wurden, müssen die Koordinatensysteme der Bilddaten (DICOM und STL) mit den realen Objekten (Körper des Patienten und Instrumente) in Bezug gebracht werden. Um die Korrelation zwischen den virtuellen und realen Objekten herstellen zu können, werden Lokalisatoren an den realen Objekten fixiert, damit ihre Stellungen im Raum vermessen werden können. Jeder Lokalisator kann in sechs Freiheitsgraden vermessen werden, so dass damit sowohl seine Position als auch die Orientierung (zusammen die Stellung) im Raum bekannt sind. Um den Bilddatensatz des Patienten mit dem realen Patienten registrieren zu können, muss zunächst ein Instrument kalibriert werden. Es wird daher ein Lokalisator ($tool$) des verwendeten Positionsmesssystems am Instrument befestigt, um die Lage und die Orientierung des Instruments vermessen zu können. Während des Kalibrierungsschrittes wird der relative Bezug zwischen dem realen Objekt, das durch den Lokalisator repräsentiert wird, und dem internen Koordinatensystem des STL-Bilddatensatzes des Instruments hergestellt. Der Vorgang soll hier nicht im Detail erläutert werden. Gleichzeitig wird die Transformation ${}^{tool} \mathbf{T}_{tcp}$ von dem am

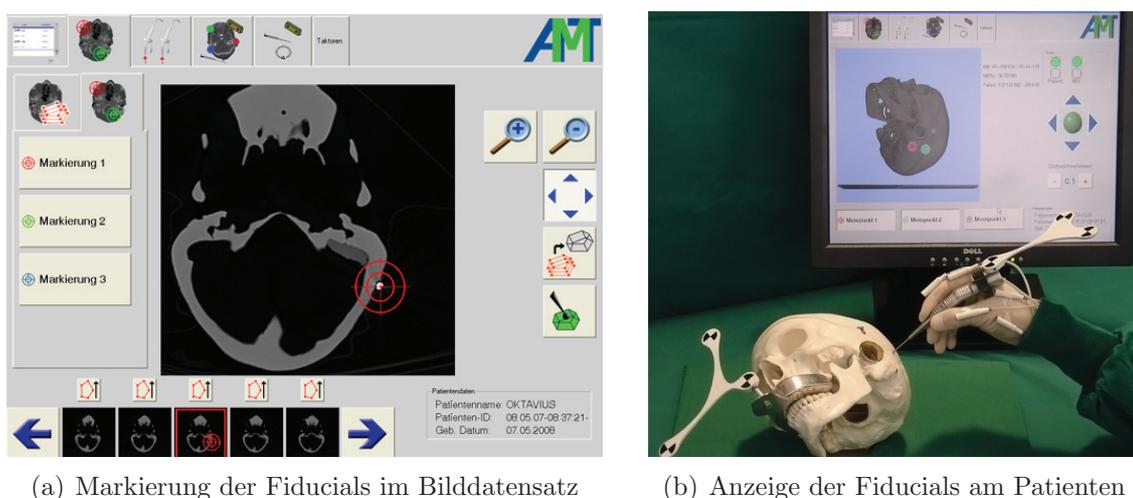
Instrument befestigten, messbaren Marker zur Instrumentenspitze, dem sogenannten Tool Center Point (*tcp*) berechnet. Wird anschließend das Instrument bewegt, so ändert sich die Stellung des Lokalisators. Durch die gespeicherten Transformationsinformationen zwischen Lokalisator und Instrumentengeometrie kann die Stellungsänderung des Instruments korrekt berechnet und auf dem Monitor nachverfolgt werden. Ist die relative Transformation zwischen dem Lokalisator und der Instrumentenspitze bekannt, so kann die Stellung der Instrumentenspitze im globalen Koordinatensystem des Positionsmesssystems *cam* berechnet werden:

$${}^{cam}\mathbf{T}_{tcp} = {}^{cam}\mathbf{T}_{tool} \cdot {}^{tool}\mathbf{T}_{tcp} \quad (5.64)$$

Nach der Kalibrierung kann das Instrument benutzt werden, um den Patienten zu registrieren, da die Position der Instrumentenspitze eindeutig berechnet werden kann.

Es gibt unterschiedliche Wege, eine Registrierung durchzuführen, die hier nicht näher erläutert werden sollen. Die Grundlagen wurden in [4] beschrieben. Die Registrierung des Patienten erfolgt in diesem System über eine klassische Dreipunktregistrierung (siehe Abbildung 5.37). Um den Patienten im Raum vermessen zu können, wird auch am Patienten ein Lokalisator (*pat*) befestigt. Dabei ist wichtig, dass der Lokalisator stabil am Patienten angebracht wird, da jede spätere Verschiebung des Lokalisators zu Fehlern in der Berechnung der Patientendaten führt. Während der Registrierung wird eine Transformationsmatrix ${}^{pat}\mathbf{T}_{ima}$ zwischen dem Patienten-Lokalisator und dem internen Koordinatensystem der Bilddaten des Patienten *ima* berechnet. Die Matrix beschreibt die relative Lage der Bilddaten zu dem am Patienten befestigten Lokalisator im Raum. Die Berechnung der Matrix erfolgt über die Korrelation von Punkten, die sowohl im Raum als auch im Datensatz eindeutig bestimmbar sind. Je nach Eingriff werden kleine Schrauben in den Knochen eingebracht, bevor die präoperativen CT-Aufnahmen gemacht werden, so dass die Schrauben in den CT Daten eindeutig erkennbar sind und anschließend einen eindeutigen Bezug zwischen Bilddaten und dem Patienten ermöglichen. Diese Fiducials werden sowohl in den Bilddaten am Bildschirm markiert als auch in der Realität mit Hilfe des kalibrierten Instruments angezeigt.

Ebenso wie das Instrument muss auch die taktile Mensch-Maschine Schnittstelle kali-



(a) Markierung der Fiducials im Bilddatensatz

(b) Anzeige der Fiducials am Patienten

Abbildung 5.37: Registrierung des Patienten über die Korrelation von Fiducials

briert werden, damit die Stellung des Displays im Raum bekannt ist und die Navigationsinformationen räumlich richtig transformiert im Koordinatensystem des taktilen Displays dargestellt werden können. Der Vorgang der Kalibrierung wird wie in Abschnitt 5.3.2 auf Seite 78 beschrieben umgesetzt. Abbildung 5.38(a) zeigt die im System enthaltene Oberfläche zur Kalibrierung des Displays. Sie dient der Definition des Koordinatensystems und der Positionen der einzelnen Taktoren innerhalb des Koordinatensystems. Die genaue Präsentation der Daten erfolgt wie in Abschnitt 5.3.3 auf Seite 88 bereits erläutert und in 5.5.3 auf Seite 120 ergänzt.

Erstellung der Planung und die räumliche Interpretation

Um die Genauigkeit von Eingriffen zu erhöhen und damit gleichzeitig die Risiken für den Patienten zu minimieren bietet das Navigationssystem eine Planungskomponente an. In der Planungskomponente werden die Bilddaten des Patienten schichtweise angezeigt. In den Bilddaten können bestimmte Bereiche vom chirurgischen Eingriff ausgeschlossen oder für den Eingriff freigegeben werden. Die Definition dieser Bereiche bzw. Volumina erfolgt direkt in den Schichten der Bilddaten mit Hilfe von Polygonzügen (Abbildung 5.38(b)). Damit erfolgt die gesamte Planung im Koordinatensystem der Bilddaten und ist über die Registrierungsmatrix ${}^{pat}\mathbf{T}_{ima}$ des Patienten mit den Bilddaten auch im realen Raum definiert. Ist die Planung abgeschlossen, werden die einzelnen Polygonzüge der Schichten zu einem dreidimensionalen STL-Datensatz w umgerechnet, welcher anschließend in der dreidimensionalen Szene innerhalb der Bilddaten des Patienten auf dem Monitor angezeigt werden kann:

$$w = \bigcup {}^{ima}\mathbf{q}_{triangle} \quad (5.65)$$

Die Unterscheidung zwischen gesperrten und freigegebenen Volumina erfolgt über die Normalen der Dreiecke des STL Objekts, wie in Abbildung 5.39 auf der nächsten Seite für den zweidimensionalen Fall dargestellt ist.



Abbildung 5.38: Oberfläche zur a) Kalibrierung des taktilen Displays zur Definition eines virtuellen Koordinatensystems für das Display, in dem die Positionen der Taktoren fest definiert sind, und b) Planung eines Eingriffs anhand von Polygonzügen.

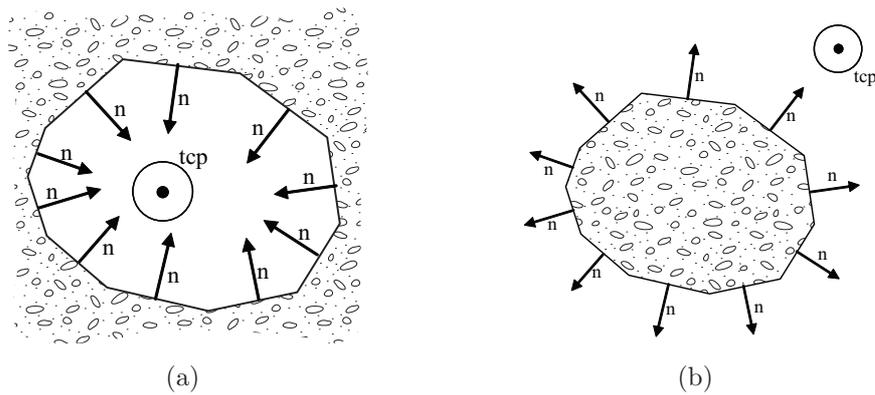


Abbildung 5.39: Definition der Plandaten als freigegebene und gesperrte Flächen am Beispiel eines zweidimensionalen Planungsdatensatzes. Die Normalen der Flächenbegrenzung zeigen zum freigegebenen Bereich.

Während des chirurgischen Eingriffs werden zyklisch die Stellungen des Patienten ${}^{cam}\mathbf{T}_{pat}$ und des Instruments ${}^{cam}\mathbf{p}_{tool}$ vermessen. Erreicht das Instrument die Grenze der in der Planung definierten Bereiche, warnt das System den Chirurgen. Um die Entfernung zwischen der Grenze der Plandaten und der Instrumentenspitze zu bestimmen, wird die relative räumliche Anordnung zwischen Instrument und Patient analysiert und es kommt zu einer räumlichen Interpretation zum Zeitpunkt k . Über eine Matrixmultiplikation zwischen den aktuellen Positionen von Patient und Instrument und der Registrierungs- und Kalibrierungsmatrizen wird die Position des Instruments im Bilddatensatz ${}^{ima}\mathbf{p}_{tcp}$ des Patienten bestimmt:

$$y(k) = {}^{ima}\mathbf{p}_{tcp} = ({}^{pat}\mathbf{T}_{ima})^{-1} \cdot ({}^{cam}\mathbf{T}_{pat})^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{tool} \cdot {}^{tool}\mathbf{T}_{tcp} \quad (5.66)$$

Der Abstandsvektor $e(k)$ zwischen der Begrenzung der Plandaten und der aktuellen Position der Instrumentenspitze im Bilddatensatz ist der Abstand der Instrumentenspitze zur nächstgelegenen Facette der Oberfläche des STL-Objekts des Planungsvolumens w . Der Abstand berechnet sich durch die Differenz aus der Position der Instrumentenspitze ${}^{ima}\mathbf{p}_{tcp}$ und der Projektion der Instrumentenspitze auf die Fläche der nächstgelegenen Facette entlang der Normalen. Dabei wird der Radius r des Instrumentenkopfs, wie z.B. der Fräskopf einer chirurgischen Fräse mit berücksichtigt:

$$\mathbf{e}(k) = \frac{{}^{ima}\mathbf{p}_{tcpProj} - {}^{ima}\mathbf{p}_{tcp}}{|{}^{ima}\mathbf{p}_{tcpProj} - {}^{ima}\mathbf{p}_{tcp}|} \cdot (|{}^{ima}\mathbf{p}_{tcpProj} - {}^{ima}\mathbf{p}_{tcp}| - r) \quad (5.67)$$

Abbildung 5.40 auf der nächsten Seite skizziert das Vorgehen zur Verdeutlichung. Trifft die Projektion nicht genau auf die Fläche der Facette, so wird der nächstgelegene Eckpunkt der Facette oder der Schnittpunkt mit der Geraden zwischen den beiden nächstgelegenen Eckpunkten verwendet.

5.5.2 Regelung

Die Abweichung zwischen den Plandaten und der aktuellen Instrumentenposition $e(k)$ wird anschließend an die Reglerkomponente des Systems weitergeleitet. Der Regler berechnet

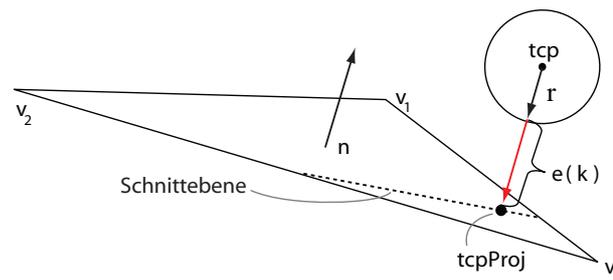


Abbildung 5.40: Berechnung der Distanz zwischen einer Facette der Plandatenoberfläche und der Position der Instrumentenspitze

einen angepassten Stellwert $u(k)$ für die visuelle Ausgabe und die taktile Ausgabe an den Chirurgen. Der Stellwert ist abhängig von der Modalität der Schnittstelle zum Chirurgen. Das System hat für die taktile Ausgabe sowohl den entwickelten P-Regler als auch den PID-Regler integriert, um beide Regler im Einsatz vergleichen zu können. Der Stellwert der taktilen Regelung beschreibt die räumliche Vibrationsfrequenz. Die Berechnung des Stellwerts für die taktile Ausgabe erfolgt wie im Kapitel 5.3 auf Seite 74 zur Realisierung der Regler beschrieben und wird hier daher nicht erneut aufgeführt. Die visuelle Präsentation der Daten erfolgt durch eine skalierte Darstellung einer dreidimensionalen Ansicht der Szene. Die visuelle Ausgabe ist in Abbildung 5.41 auf der nächsten Seite abgebildet.

5.5.3 Taktor-Schnittstelle und Signalerzeugung

Die taktilen Komponenten des Systems, das Tactor Interface und die Vibration Control, erhalten als Eingabe die räumliche Vibrationsfrequenz des Reglers und sind verantwortlich für die Berechnung des zu erzeugenden taktilen Signals an den Motoren. Das Signal wird so erzeugt, dass Abstände über eine Frequenzmodulation des Signals und Richtungen über die Modulation der Pulsweite der Signale an den einzelnen Taktoren kodiert werden. Das Tactor Interface nimmt dabei eine Abbildung des Stellwerts des Reglers $u(k)_{tac}$ auf die einzelnen, zu aktivierenden Taktoren vor. Für die Abbildung wird der Stellwert, welcher bis hier im Koordinatensystem der Bilddaten vorlag, in das Koordinatensystem des taktilen Displays transformiert. Ergebnis der Abbildung sind Gewichtungsfaktoren, die die Aktivität der einzelnen Taktoren beschreiben. Eine detaillierte Beschreibung wurde bereits im Abschnitt zum P-Regler 5.3.3 auf Seite 88 vorgenommen. Das Navigationssystem implementiert aktuell die bereits vorgestellten, zwei unterschiedlichen Aktivierungsschemata in Abhängigkeit der Gewichtung der einzelnen Taktoren (vergleiche 5.3.3 auf Seite 88). Die Aktivierungsschemata legen fest, wie viele der Taktoren zur gleichen Zeit aktiviert werden dürfen. Unterschieden wird zwischen der Mono-Aktivierung, die nur die Aktivierung eines einzelnen Taktors zu einer Zeit vorsieht, was eine Fusion von Signalen ausschließt, und der Duo-Aktivierung, die eine Aktivierung von zwei Taktoren zur gleichen Zeit zulässt. Das System stellt die Navigationsinformationen nun sowohl in der dreidimensionalen Navigationsszene als auch über das Display dar. Die Plandaten werden korrekt in den Bilddaten des Patienten angezeigt. Das Instrument wird räumlich richtig relativ zum Patienten dargestellt. Die Navigationsinformationen werden zusätzlich durch das taktile Display ebenfalls räumlich richtig angezeigt.

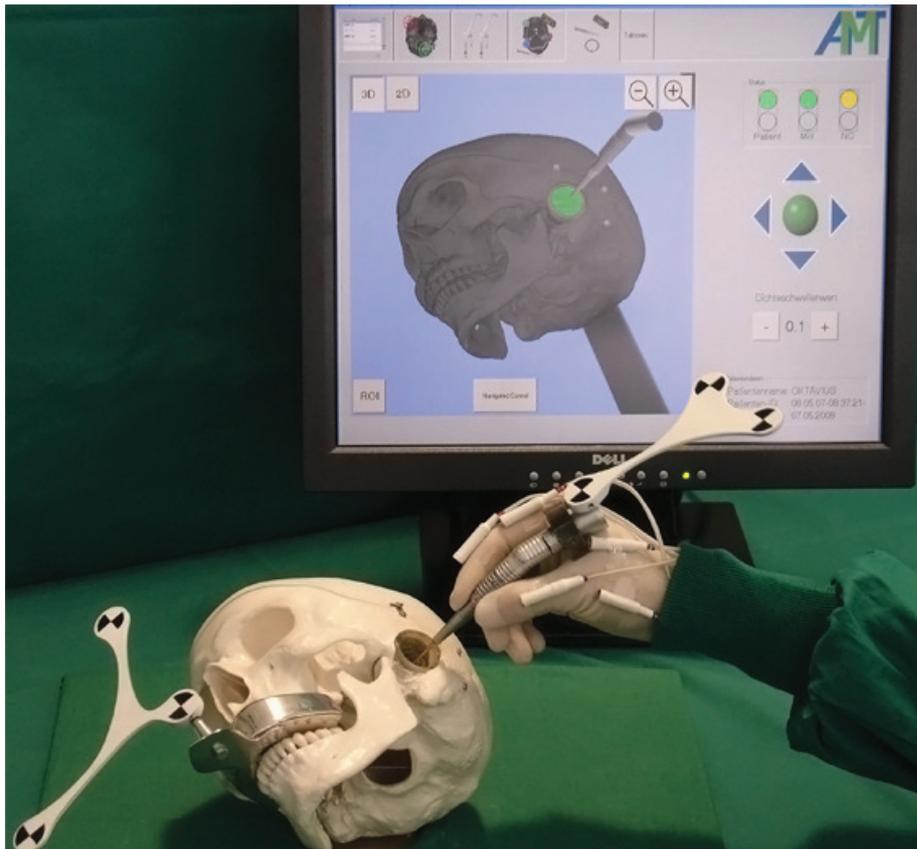


Abbildung 5.41: Dreidimensionale Navigationsszene. Die Plandaten werden korrekt in den Bilddaten des Patienten angezeigt. Das Instrument wird räumlich richtig relativ zum Patienten dargestellt. Die Navigationsinformationen können durch das taktile Display ebenfalls räumlich richtig angezeigt werden.

6 Pilotexperiment zur Realisierbarkeit des Systems

In diesem Kapitel werden die Experimente vorgestellt, mit denen erste Tendenzmessungen zum im Rahmen dieser Arbeit entwickelten taktilen Display vorgenommen werden sollen. Ziel der Experimente ist es, zu zeigen, in wie weit sich die manuelle Genauigkeit durch den Einsatz eines taktilen Displays verändert. Da besonders dynamisch Prozesse in der Computer-gestützten Chirurgie vom Einsatz eines taktilen Displays profitieren können, wird das taktile Display anhand eines navigierten Fräsversuchs getestet. Wie bereits im Abschnitt 5.5 auf Seite 114 zum Navigationssystem angedeutet, abstrahiert der Versuch einen Fräsprozess in der HNO-Chirurgie, bei dem Knochenmaterial in fest definierten Bereichen um den Gehörgang abgetragen werden soll. Anschließend wird die Genauigkeit anhand der Differenz zwischen dem definierten und dem ausgefrästen Bereich ermittelt.

Um Vergleichbarkeit der erreichbaren manuellen Genauigkeit bei Unterstützungen für unterschiedliche Sinnesmodalitäten zu erreichen wird der Fräsversuch dreifach ausgeführt. Zwei Mal erfolgt die Unterstützung durch eine einzelne Sinnesmodalität (visuell oder taktil), während anschließend eine multimodale Unterstützung durch in diesem Fall kombinierte visuelle und taktile Darstellung der Informationen erfolgt. Statt bestehende Quellen für die erreichbare Genauigkeit von visuell unterstützen Vorgängen heranzuziehen, gewährleistet die Durchführung von drei Testvarianten, dass für jede der drei Varianten gleiche Bedingungen herrschen. Es ergeben sich für die drei Testfälle ähnliche Fehlereinflüsse, wie sie beispielsweise durch das Rauschen des Positionsmesssystems entstehen. Vergleichbarkeit wird auch dadurch gewährleistet, dass die Versuche zu den einzelnen Sinnesmodalitäten direkt von den gleichen Personen durchgeführt werden. Die Versuchsreihen werden von sechs Versuchspersonen ausgeführt. Die Personen sind weder besonders trainiert noch Experten oder Mediziner, alle haben jedoch an mindestens einem Vorversuch, drei an den Positionierungsversuchen mit dem hierarchischen PID-Regler (Abschnitt 5.3.5 auf Seite 100) teilgenommen.

Schwerpunkt:	Tendenzmessung
Verwendung:	Vergleich von erreichbarer Genauigkeit mit visueller, taktiler und multimodaler Unterstützung eines dynamischen Prozesses
Stimulus:	visuell und taktil, taktil mit 200 Hz Vibrationsgrundfrequenz, kontrolliertes Rechtecksignal, kontrolliertes Tastverhältnis, bis zu zwei Taktoren aktiv
Aufgabe:	Abtragen von Material innerhalb eines erlaubten Bereichs während die Grenzen vom System visuell und / oder taktil angezeigt werden.

Durchführung:	Navigation des aktiven Instruments beim Fräsen am Gehörgang. Das Material wird in der Ebene Schicht für Schicht abgetragen.
Varianten:	Visuelle, taktile und multimodale Unterstützung sowohl mit P- als auch hierarchischem PID-Regler
N:	6 Personen, 3 Sinnesmodalitäten, je Modalität und Regler 3 Fräsungen mit 36 Messpunkten: $N = 648$ pro Modalität und Pro Regler

6.1 Methoden und Aufbau

Wie beschrieben sollen die Unterstützungsmodalitäten anhand der erreichbaren manuellen Genauigkeit von Fräsungen evaluiert und verglichen werden. Der Fräsprozess stellt die abstrahierte Eröffnung des Gehörgangs in der Mittelohrchirurgie dar. Der Aufbau der Experimente ist in Abbildung 6.1 abgebildet. Wird vorausgesetzt, dass diese Eröffnung schichtweise vorgenommen wird, so dass Schicht für Schicht Material in der Tiefe abgetragen wird, reicht eine zweidimensionale Definition des Arbeitsbereichs durch eine Kreisfläche aus. Ebenso ist die Navigationsunterstützung in zwei Dimensionen ausreichend. Da das Abtragen von Material in der Tiefe eine Wiederholung von mehreren Fräsvorgängen in der Ebene ist, wird die Tiefe im Rahmen dieser Versuchsreihe nicht betrachtet, sondern ausschließlich die Fläche parallel zur Ohroberfläche bezüglich ihrer Genauigkeit evaluiert. Um Fehlereinflüsse zu vermeiden, die beispielsweise durch die Auflösung des CT's oder unpräzise Planung entstehen, die anschließende Auswertung so genau wie möglich zu gestalten und den Versuch auf das Wesentliche zu konzentrieren, wird auf eine aufwendige Planung des Arbeitsgebiets anhand der CT-Daten des Schädels verzichtet. Die Planung wird durch eine analytisch definierte Fläche abstrahiert. Die Aufgabe der Versuchspersonen ist es daher, im Bereich des Gehörgangs eine Kreisfläche von 1,4 cm Durchmesser mit

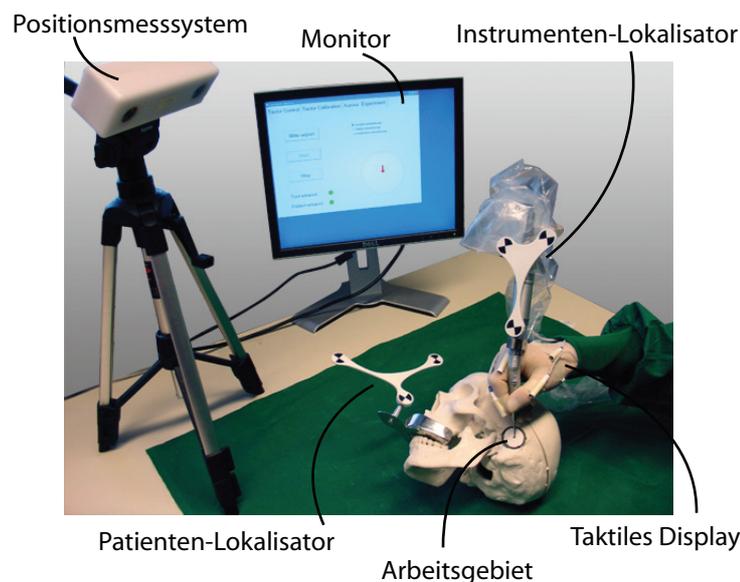
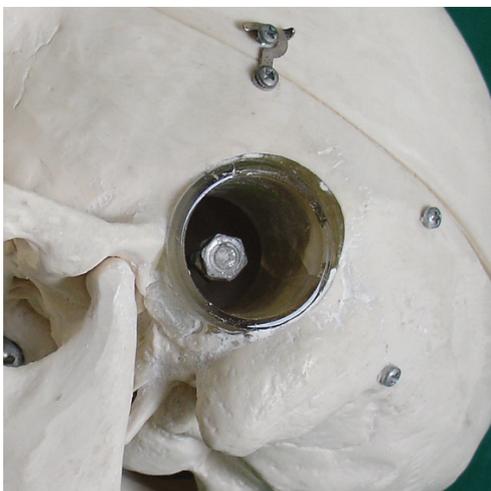


Abbildung 6.1: Aufbau des Versuchs mit Positionsmesssystem MicronTracker (Claron Technology Inc.), Patient mit Patienten-Lokalisator, Instrument mit Instrumenten-Lokalisator, Monitor und taktilem Display

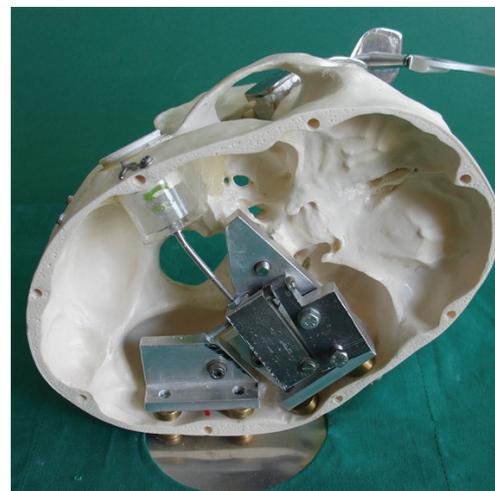
Hilfe der durch das System gebotenen Unterstützung auszufräsen. Bei der Durchführung des Fräsvorgangs sollen die Randbereiche der Fläche so genau wie möglich eingehalten werden. Das Gebiet soll weder zu klein noch zu groß ausgefräst werden. Es ist erlaubt, die gesamte Fläche frei zufräsen oder zumindest Material in einer inneren Rinne entlang der Kreisbegrenzung abzutragen. Das Experiment wird an einem Patientendummy durchgeführt.

Der Patientendummy weist im Bereich der Ohröffnung einen eingelassenen Glaskolben auf, der das Gebiet um den Gehörgang repräsentiert. Der Glaskolben dient als Halterung für einfach auszuwechselnde Gipsmodelle. In den Gipsmodellen können die Fräsungen zur Eröffnung des Gehörgangs durchgeführt und später ausgewertet werden. Eine Detailansicht ist in Abbildung 6.2(a) zu sehen. In der Mitte des Glaskolbens ist eine sechseckige Mutter eingelassen, die in eine ebenfalls sechseckige Vertiefung im Boden der Gipsmodelle greift und diese gegen ein Verdrehen während des Fräsprozesses sichert. Um die Tiefe und Neigung der Mutter im Glaskolben der Höhe der Gipsmodelle und der Ausrichtung der Vertiefungen in den Gipsmodellen anpassen zu können, ist im Inneren des Schädels eine mechanische Konstruktion angebracht, die über Schrauben eine Verstellung der Position und Orientierung der Mutter erlaubt (Abbildung 6.2(b)).

Zur Berechnung der relativen Beziehung zwischen Instrument und Patient sind an beiden Objekten Lokalisatoren befestigt. Die im Folgenden beschriebenen Koordinatensysteme und Transformationen sind in 6.3 auf der nächsten Seite graphisch veranschaulicht. Die Befestigung am Patienten erfolgt über eine Bissgabel, wie es auch in realen Eingriffen erfolgen kann. Damit ist der Lokalisator fest mit dem Oberkiefer verbunden. Das Instrument wird vor den Versuchsreihen kalibriert, damit die Transformation ${}^{tool}T_{tcp}$ zwischen



(a) Detailansicht des Glaskolbens



(b) Konstruktion der einstellbaren Gipsmodellhalterung

Abbildung 6.2: Patientendummy mit eingelassenem Glaskolben an Stelle des Gehörgangs für auswechselbare Gipsmodelle für simulierte Fräsprozesse am Gehörgang. Die Gipsmodelle verfügen über eine sechseckige Vertiefung, in die eine Mutter greift, um das Verdrehen des Gipsmodells im Glaskolben zu verhindern. Durch eine mechanische Konstruktion lässt sich die Höhe und Neigung der Mutter an die Höhe des Gipsmodells anpassen.

Ausgehend vom Mittelpunkt definiert sich der Kreis anhand des Radius r_s von 7 mm. Während des Versuchs wird die Position der Instrumentenspitze über den Lokalisator des Instruments verfolgt. Die jeweils aktuelle Position der Instrumentenspitze in der Ebene des Ohrs wird ebenfalls über die in Formel 6.2 auf der vorherigen Seite angegebene Matrixmultiplikation berechnet. Über den Kreismittelpunkt und die aktuelle Instrumentenposition kann die Differenz zwischen der aktuellen Instrumentenposition und der Grenze der Kreisfläche unter Berücksichtigung des Durchmessers der Instrumentenspitze berechnet werden:

$${}^{ear}e(k) = \left(r_s - \left(|{}^{ear}\mathbf{p}_{tcp} - {}^{ear}\mathbf{p}_m| + \frac{d_t}{2} \right) \right) \cdot \|{}^{ear}\mathbf{p}_{tcp} - {}^{ear}\mathbf{p}_m\| \quad (6.3)$$

Dieser Fehlervektor $e(k)$ ist die Eingabe für die Regelung, welche einen taktilen und / oder visuellen Ausgabevektor $u(k)$ erzeugt.

6.1.1 Visuelle Unterstützung

Da sich das Experiment auf das Wesentliche, nämlich den Vergleich zwischen visueller, taktiler und multimodaler Unterstützung konzentriert, wird statt einer aufwändigen dreidimensionalen Szene eine stark vereinfachte visuelle Unterstützung geboten. Es wird sowohl die Kreisfläche als auch die aktuelle Position der Instrumentenspitze relativ zur Kreisfläche im Koordinatensystem des Bildschirms *screen* dargestellt. Die Ausgabe erfolgt hoch skaliert im Verhältnis 10 mm zu 200 px. Auf diese Weise erfolgt implizit die Darstellung des Fehler- bzw. Stellwertvektors zwischen der Instrumentenspitze und der Begrenzung der Kreisfläche. Durch das Einmessen der Ohr-Ebene erfolgt die Darstellung räumlich korrekt, so dass Bewegungen nach oben auch auf dem Bildschirm als Bewegungen nach oben ausgegeben werden. Während der Versuche ist auf den Gipsmodellen nicht gekennzeichnet, wo sich die Grenzen der Kreisfläche befinden. Auch wenn sich die Versuchspersonen minimal anhand der runden Form des Glaskolbens orientieren können, müssen sie die Informationen, in welcher Entfernung sich das Instrument von der Grenze der Kreisfläche befindet, vom Monitor ablesen. Das entspricht abstrahierten realen Bedingungen, in denen sich der Operateur zwar ebenfalls an anatomischen Gegebenheiten orientieren kann, dennoch die Navigationsinformationen vom Monitor entnehmen muss. Erfolgt eine rein visuelle Unterstützung des Fräsprozesses, so ist das taktile Display inaktiv.

6.1.2 Taktile Unterstützung

Die taktile Unterstützung erfolgt wie bereits im Kapitel 5.3.4 auf Seite 90 der Regelung für die Positionierungsversuche beschrieben. Vor den Versuchen wird das Display wie in Abschnitt 5.3.2 auf Seite 78 erläutert kalibriert, um die Navigationsinformationen räumlich korrekt transformiert berechnen zu können. Die Kalibrierung erfolgt relativ zum Lokalisator des Instruments *tool*. Ausgabe der Kalibrierung ist die Transformation ${}^{tool}\mathbf{T}_{tac}$ zwischen Lokalisator des Instruments und Koordinatensystem des taktilen Displays. Der Fehler im Koordinatensystem des taktilen Displays berechnet sich anschließend über eine Matrixmultiplikation:

$${}^{tac}e(k) = ({}^{tool}\mathbf{T}_{tac})^{-1} \cdot ({}^{cam}\mathbf{T}_{tool})^{-1} \cdot {}^{cam}\mathbf{T}_{pat} \cdot {}^{pat}\mathbf{T}_{ear} \cdot {}^{ear}e(k) \quad (6.4)$$

Der Abstand zur Kreisgrenze ${}^{tac}e(k)$ dient als Fehlervektor und Eingabe des PID-Reglers. Die taktile Ausgabe wird entsprechend den in Kapitel 5.3.3 auf Seite 88 und in Kapitel 5.3.4

auf Seite 90 beschriebenen Schritten berechnet und über das taktile Display ausgegeben. Wie im Fall der visuellen Unterstützung sind die Grenzen der Kreisfläche nicht auf dem Gipsmodell markiert. Während der rein taktilen Unterstützung ist die visuelle Ausgabe deaktiviert.

Für die multimodale Unterstützung erfolgt die Ausgabe sowohl auf dem Bildschirm als auch über das taktile Display. Sowohl während der taktilen als auch während der multimodalen Fräsungen wurde der Stellwert der taktilen Ausgabe abwechselnd über den P- und den PID-Regler erzeugt.

6.2 Auswertung

Die Auswertung der erreichbaren manuellen Genauigkeit der visuell, taktil und multimodal unterstützten Fräsprozesse erfolgt anhand der gefrästen Kreisflächen. Abbildung 6.4 zeigt die dazu verwendeten Gipsmodelle, die in den Glaskolben des Patientendummies eingesetzt werden können. Die Unterseite weist die sechseckige Vertiefung zur Fixierung der Gipsmodelle im Glaskolben auf, während die Oberseite die Bohrung zur Markierung des Kreismittelpunktes zeigt. Auch nach der Durchführung der Fräsung ist die Bohrung, die den Mittelpunkt markiert, gut sichtbar und dient im Folgenden der Auswertung der erreichten Genauigkeit. Hierfür wird an 36 äquidistanten Punkten auf der Kante des gefrästen Kreises der Abstand zum Mittelpunkt vermessen. Dieser sollte im Idealfall genau dem Radius der vorgegebenen Kreisfläche entsprechen. Die Auswertung erfolgt mit einer eigens dafür entwickelten Software, die im folgenden Abschnitt näher beschrieben wird.

6.2.1 Software zur Bildauswertung

Die Software zur Auswertung der Gipsmodelle ermöglicht eine auf das Fräsen von Kreisflächen angepasste Auswertung. Mit der Software werden Bilddaten der Gipsmodelle eingelesen, auf denen die gefräste Fläche zu sehen ist. Dafür können die Gipsmodelle entweder

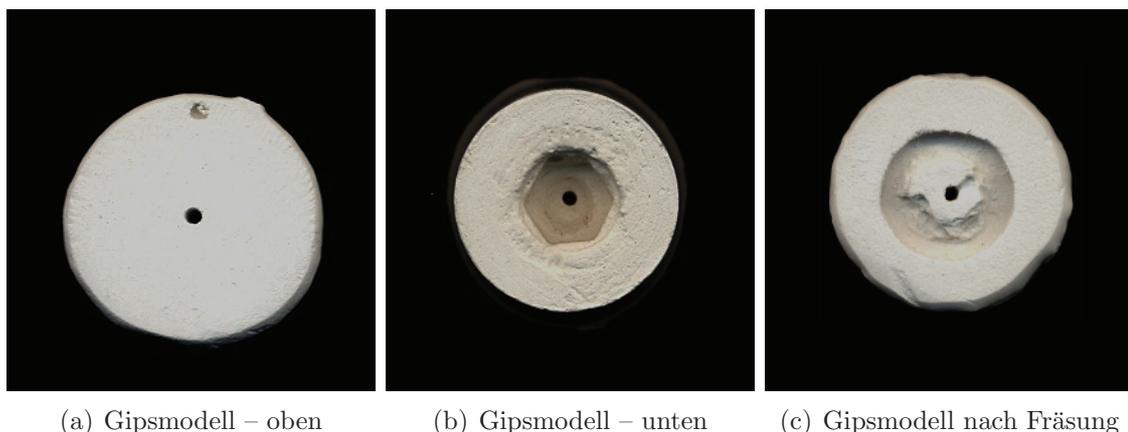


Abbildung 6.4: Ansichten der Gipsmodelle: a) Unbenutztes Basisgipsmodell mit Bohrung zur Mittelpunktmarkierung; b) Unterseite des Gipsmodells mit sechseckiger Vertiefung; c) Gipsmodell nach der Fräsung einer Kreisfläche, die Markierung der Mitte ist weiterhin gut sichtbar.

eingescannt (wie Abbildungen 6.4 auf der vorherigen Seite) oder fotografiert werden. Wird ein Scan verwendet, wird über die Angabe der Auflösung in dpi (Dots per Inch), die beim Scannen verwendet wurden, das Millimeter zu Pixel Verhältnis ausgerechnet. Wird ein Foto als Grundlage herangezogen, muss das Verhältnis von Hand eingegeben werden. Über das Verhältnis zwischen Millimetern und Pixel lassen sich anschließend Strecken anhand der Bilddaten auswerten.

Wurden die Bilddaten eines Gipsmodells geladen, wird als erster Schritt der Mittelpunkt der ursprünglichen Kreisfläche mit Hilfe des Bohrlochs markiert. Um die Mitte genau zu markieren, wird mit Hilfe des Mauscurtors ein Kreis gesetzt, der in der Größe dem Durchmesser des Bohrlochs entspricht. Liegt der Kreis exakt über dem Bohrloch, definiert der Mittelpunkt des Kreises die Mitte des Bohrlochs und damit auch den Mittelpunkt der vorgegebenen Kreisfläche für den Fräsvorgang (Abbildung 6.5(a)). Erleichtert wird der Vorgang durch eine eingebaute Zoomfunktion. Ausgehen von der Kreismitte werden alle 10° Strahlen erzeugt, die bei der Markierung der Kante der Fräsung helfen. Mit der Maus wird der Schnittpunkt der Fräskante mit dem Strahl markiert, so dass man 36 in äquidistanten Abständen liegende Punkte auf der Fräskante erhält (Abbildung 6.5(b)). Über das Millimeter-zu-Pixel-Verhältnis wird für jeden dieser Messpunkte der Abstand vom Mittelpunkt zur Fräskante und anschließend die Differenz zum vorgegebenen Radius berechnet. Abschließend wird die mittlere Abweichung und die Standardabweichung berechnet. Die markierte Bilddatei wird zusammen mit den Abständen, Mittelwert und der Standardabweichung abgespeichert. Werden mehrere Bilddaten nacheinander bearbeitet erfolgt ebenfalls eine Bilddaten-übergreifende Auswertung.

Neben der erreichbaren Genauigkeit in Bezug auf den Kreisradius wird ebenfalls die Zeit betrachtet, die für den kompletten Fräsvorgang vom Start bis zu dem Moment, in dem die Versuchsperson den Fräsprozess abschließt, benötigt wird. Dabei werden alle Pausen, in denen der Fräsvorgang unterbrochen wird und sich die Versuchsperson orientiert, der Gesamtzeit angerechnet. Da die Tiefe der Fräsungen in diesem Experiment nicht betrachtet werden soll, wird davon ausgegangen, dass alle Versuchspersonen in der Tiefe ähnlich viel

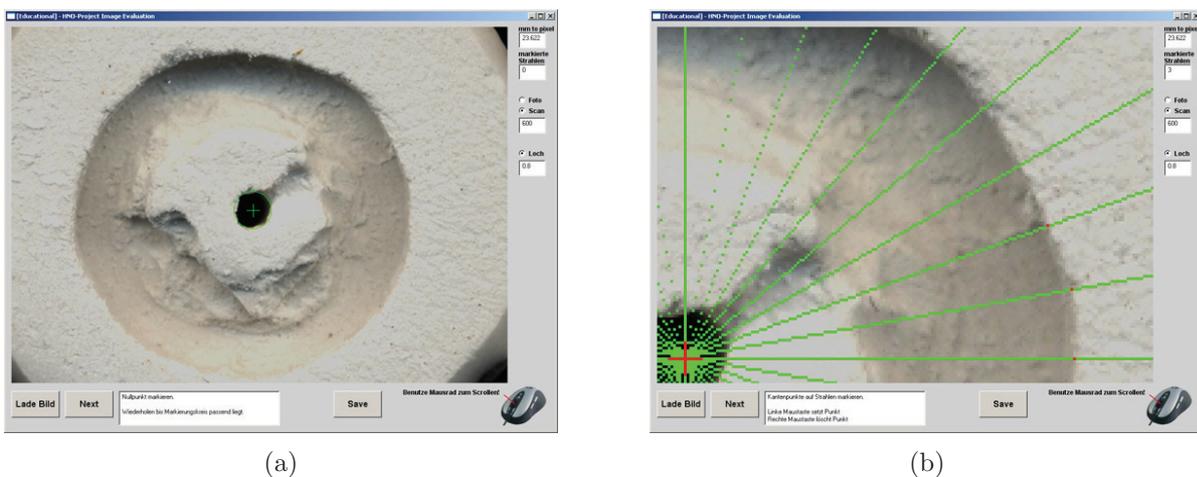


Abbildung 6.5: a) Markierung der Kreismitte über die Software. b) Ausgehend von der Mitte werden mit Hilfe von Strahlen Punkte auf der Fräskante in äquidistanten Abständen markiert und anschließend vermessen.

Material abtragen. Der Abtrag entspricht dabei ungefähr den Dimensionen des gewählten Fräskopfes. Aus diesem Grund kann ebenfalls davon ausgegangen werden, dass sich keine wesentlichen Beeinflussungen der Durchführungsdauer durch Materialabtragungen in der Tiefe ergeben und die Durchführungszeiten somit vergleichbar sind.

6.2.2 Fehlereinflüsse

In diesem Abschnitt werden allgemeine Fehlerquellen beschrieben, welche die Ergebnisse der Experimente beeinflussen können. Folgende Fehler ließen sich identifizieren:

Genauigkeit des Positionsmesssystems

Wie in der Arbeit von Chaudhri [71] beschrieben, liegt der Arbeitsbereich des Positionsmesssystems 500 - 1000 mm entlang der Z-Achse. Der mittlere Fehler der Kamera bei der Positionsbestimmung eines Lokalisators auf hellem Untergrund liegt bei 0,36 mm mit einer Standardabweichung von 0,09 mm. Durch einen verbesserten Shutter Algorithmus lässt sich der mittlere Fehler auf 0,27 mm senken, wobei jedoch gleichzeitig eine Erhöhung der Standardabweichung auf 0,13 mm erfolgt. Befindet sich der Lokalisator auf dunklem Grund, minimieren sich der mittlere Fehler und die Standardabweichung weiter auf 0,17 mm und 0,08 mm. Da das Positionsmesssystem zur Definition des Kreismittelpunkts, Kalibrierung des Instruments und der Ohr-Ebene sowie zur Berechnung der jeweils aktuellen Position des Instruments eingesetzt wird, hat das Positionsmeßsystem je nach Abstand der Lokalisatoren zur Kamera und je nach Helligkeit des Hintergrundes des Lokalisators einen Fehlereinfluss zwischen 0,17 mm und 0,36 mm auf die Ergebnisse der Experimente. Da alle Experimente bei gleicher Helligkeit und unter gleichen Bedingungen durchgeführt wurden, bleibt eine Vergleichbarkeit der Experimente untereinander erhalten.

Fehlerhafte Kalibrierungen

Über verschiedene Kalibrierungsschritte werden Bezüge zwischen den einzelnen Koordinatensystemen der Lokalisatoren und Objekte im Raum hergestellt. Fehler in den Kalibrierungen oder ungenaue Kalibrierungen verursachen systematische Fehler im gesamten Ablauf der Experimente oder bedingen weitere Fehler. Wird beispielsweise zu Beginn das Instrument ungenau kalibriert, summieren sich die Fehler auf, wenn das Instrument zur Kalibrierung des taktilen Displays, zur Definition des Kreismittelpunktes und während der Experimente verwendet wird.

Ungenauigkeiten über Pixelauflösung

Bei Auswertung der Gipsmodelle über einen Scan des Gipsmodells ergeben sich Fehler durch das Millimeter zu Pixel Verhältnis. Bei der Verwendung eines Gipsmodell-Scans, der mit einer Scannerauflösung von 600 dpi gemacht wurde, ergibt sich ein Wert von 23,62 Pixel pro Millimeter. Ein Pixel entspricht damit einem Abstand von 0,04 mm. Bei der Markierung der Kantenpunkte eines Gipsmodells wird in jedem Fall immer ein ganzer Pixel verwendet. So ergibt sich immer ein Fehler von 0,04 mm beim Markieren eines Punktes über ein Pixel, welcher sich um weitere 0,04 mm pro falsch markiertem Pixel erhöht. Fehler dieses Art können sowohl beim Markieren des Kreismittelpunktes als auch beim Markieren der Kreisbegrenzung entlang der Strahlen entstehen.

Ungenauigkeiten durch mangelnde Bildqualität

In Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren wie der Beschaffenheit der Gipsmodelle und der Tiefe der gefrästen Kreisflächen ergeben sich unterschiedliche Qualitäten der zur Auswertung gescannten Bilder. Durch mangelnden Kontrast an den Kanten der gefrästen Kreisflächen wird die Auswertung der Radien erschwert. Es werden Fehler durch fehlerhaft markierte Pixel forciert.

Fehler über Bedienung des Auswertungsprogramms

In dem Programm zur Auswertung der Gipsmodelle werden die einzelnen Abstände vom Kreismittelpunkt zur Kreisaußenkante durch Anklicken der Kante durch den Benutzer markiert. Das Ergebnis der Auswertung kann nur so genau sein, wie der Benutzer die Kanten des Kreises markiert. Werden die einzelnen Kantenpunkte ungenau markiert, so spiegeln sich diese Ungenauigkeiten auch in einem ungenauen Gesamtergebnis wider.

6.3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Versuchsreihen zum Vergleich der erreichbaren Genauigkeit durch unterschiedliche Unterstützungsmodalitäten sind in Tabelle 6.1 zusammengefasst. Es zeigt sich, dass sich bereits mit visueller Unterstützung eine hohe Genauigkeit erreichen lässt. Der geforderte Radius von 7 mm wird mit meinem mittleren Fehler von 0,09 mm bei einer Standardabweichung von 0,45 mm erreicht. Wird die visuelle Informationspräsentation mit der taktilen Informationsübertragung gekoppelt, so reduziert sich der Fehler bei Benutzung des P-Reglers auf 0,07 mm bei ähnlicher Standardabweichung von 0,47 mm und bei Benutzung des PID-Reglers auf 0,04 mm bei einer Standardabweichung von 0,53 mm. Durch den Einsatz einer rein taktilen Übertragung der Navigationsinformationen wird der mittlere Fehler weiter reduziert, so dass der geforderte Radius von 7 mm beim Einsatz des P-Reglers mit einem Fehler von 0,02 mm und einer Standardabweichung von 0,56 mm und bei Einsatz des PID-Reglers im Mittel ohne Fehler aber mit einer Standardabweichung von 0,59 mm erreicht wird. Die maximal gemachten Abweichungen liegen insgesamt unter 1 mm. Der maximale Fehler steigt zwischen visueller und taktiler Unterstützung von

Tabelle 6.1: Erreichbare Genauigkeit in Abhängigkeit der Unterstützungsmodalität.

		Unterstützungsmodalität				
		visuell	taktil		visuell-taktil	
			P	PID	P	PID
Erreichter Radius	[mm]	7,09	7,02	7,00	7,07	7,04
Mittlerer Fehler	[mm]	0,09	0,02	0,00	0,07	0,04
σ	[mm]	0,45	0,56	0,59	0,47	0,53
Vertrauensintervall	[mm]	0,06	0,09	0,09	0,08	0,08
Minimale Abweichung	[mm]	0,02	0,00	-0,01	0,02	0,01
Maximale Abweichung	[mm]	0,43	0,91	0,93	-0,59	0,58
Mittlere Dauer	[min]	03:27	03:26	02:49	02:44	02:47
σ	[s]	47	61	36	39	38

0,43 mm auf 0,91 mm / 0,93 mm leicht an. Durch die gemeinsame Bereitstellung von visueller und taktiler Datenpräsentation wird der maximale Fehler auf -0,59 mm / 0,58 mm gesenkt. Die im Mittel erreichten Radien und die Standardabweichungen sind in Abbildung 6.6(a) gegenübergestellt. Zur Verdeutlichung sind in Abbildung 6.6(b) die mittleren Fehler gesondert dargestellt.

Die durchschnittlich benötigte Zeit für die Fräsprozesse liegt für die visuell unterstützten Fräsprozesse sowie für die rein taktil unterstützten Fräsprozesse, während denen die Signale durch den P-Regler berechnet wurden, bei ungefähr 3:30 Minuten. Mit Werten um ungefähr 2:50 min benötigen die taktilen PID-Regler gestützten Versuche und die multimodal unterstützten Versuche ähnlich viel Zeit. Mit Ausnahme der taktil geregelten Unterstützung durch den P-Regler, sinkt durch den Einsatz des taktilen Displays die Standardabweichung der Prozessdauer um ca. 10 s. Die durchschnittlich benötigten Zeiten der einzelnen Unterstützungsmodalitäten sind in Abbildung 6.7 gegenübergestellt.

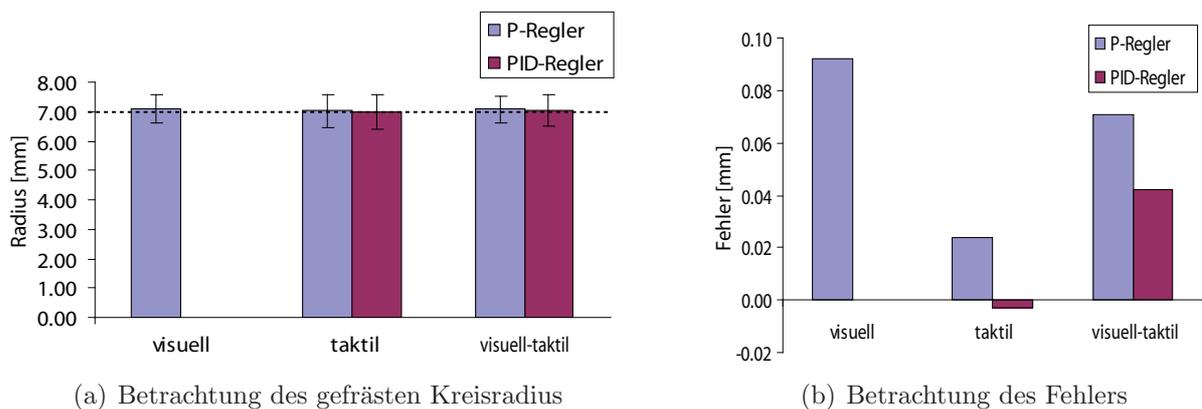


Abbildung 6.6: Erreichbare Genauigkeit in Bezug zur verwendeten Sinnesmodalität und Regler

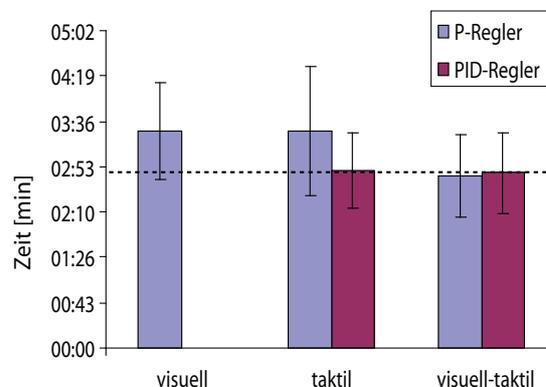


Abbildung 6.7: Dauer des Fräsprozesses in Bezug zur verwendeten Sinnesmodalität und Regler

6.4 Probandenbefragung

Neben der rein quantitativen Analyse der Fräsergebnisse wurde zeitgleich eine kurze Befragung der Probanden anhand eines Fragebogens zur subjektiven Beurteilung der Versuche vorgenommen. Die Probanden sollten dabei getrennt für jede der drei getesteten Präsentationsformen der Navigationsinformationen Einschätzungen zum Schwierigkeitsgrad der Navigationsaufgabe insgesamt, zum intuitiven Verständnis und Eignung der Signaldarstellung und zur mentalen Belastung machen. Angelehnt ist der Fragebogen an Verfahren zur Erfassung von subjektiven Beurteilungen in der Audiologie [72]. Der Fragebogen gab den Probanden ebenfalls Raum, Anmerkungen und Kommentare zu vermerken. Wie bereits zu Beginn des Abschnitts beschrieben, waren die Versuchspersonen weder besonders trainiert noch Experten oder Mediziner. Jede der Versuchspersonen hatte jedoch im Vorfeld an mindestens einem Vorversuch, drei auch an den Positionierungsversuchen mit dem hierarchischen PID-Regler teilgenommen.

Die Auswertung der Fragebögen ergibt, dass die Versuchspersonen im Mittel keinen wesentlichen Unterschied in der subjektiven Beurteilung der drei getesteten Präsentationsformen machen. Im Schnitt wird die visuelle und die visuell-taktile Präsentation der Navigationsinformationen gleich eingeschätzt. Betrachtet man die Verteilung der Bewertung jedoch im Detail, so kann bei durchschnittlich gleicher Bewertung dennoch eine Tendenz festgestellt werden, die aufzeigt, dass die Intuitivität von rein visueller Informationsdarstellung hin zu visuell-taktile Datenpräsentation zunimmt, während die Belastung als geringer empfunden wird. Die Beurteilung der rein taktilen Datenpräsentation fällt im Schnitt minimal schlechter aus. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6.2 zusammengefasst.

Tabelle 6.2: Durchschnittliche Ergebnisse der Probandenbefragung zur subjektiven Beurteilung der Informationsdarstellung durch unterschiedliche Sinnesmodalitäten.

Wie leicht / schwer war die Navigationsaufgabe insgesamt								
(nicht schwer)	1	2	3	4	5	6	(schwer)	Schnitt
visuell		5		2				3
taktil		1	5	1				3
visuell-taktil	1	4	1	1				2

Wie intuitiv / unintuitiv waren die Navigationsinformationen verständlich								
(nicht intuitiv)	1	2	3	4	5	6	(intuitiv)	Schnitt
visuell			1	1	5			5
taktil			1	4	2			4
visuell-taktil			1		5	1		5

Wie geeignet / ungeeignet war die Darstellungsart der Navigationsinformationen

(nicht geeignet)	1	2	3	4	5	6	(geeignet)	Schnitt
visuell				2	4	1		5
taktil		1		4	1	1		4
visuell-taktil			1	1	4	1		5

Wie mental belastend wurde die Aufgabe empfunden (verunsichernd, stressend, irritierend)

(nicht belastend)	1	2	3	4	5	6	(belastend)	Schnitt
visuell		5	1	1				2
taktil		2	2	2	1			3
visuell-taktil	1	4		2				2

6.5 Diskussion

Die quantitativen Ergebnisse der Versuchsreihen haben gezeigt, dass durch taktile Unterstützung in dynamischen Vorgängen mindestens ebenso hohe, wenn nicht sogar höhere Genauigkeiten erzielt werden können, wie durch die visuelle Datenpräsentation. Die Ausführungsdauer kann durch den Einsatz des taktilen Displays bei Berechnung der Signale durch den PID-Regler oder bei einer Kopplung von visuellen und taktilen Signalen im Schnitt um 40 Sekunden gesenkt werden. Die geringeren Standardabweichungen in der Ausführungsdauer der taktilen Versuchsdurchläufe zeigen des Weiteren, dass einzelne Fräsprozesse in der Dauer angeglichen werden und zeitlich einheitlicher verlaufen. Auch wenn die subjektive Einschätzung der Probanden in Bezug zur Intuitivität der Datenpräsentation für die visuelle und die visuell-taktile Darstellung sehr ähnlich ausfällt, lässt gerade die Reduktion der Durchführungsdauer insgesamt darauf schließen, dass die taktile und die visuell-taktile gekoppelte Informationspräsentation schneller verständlich und direkter umsetzbar ist und so die Ausführungsdauer verkürzt wird.

Der wesentliche Vorteil der taktilen Datenpräsentation liegt, laut den Anmerkungen und Aussagen der Versuchspersonen darin, dass die Konzentration und der Fokus auf dem Arbeitsgebiet belassen werden kann während man die Informationen präsentiert bekommt. So lässt sich die Fräsarbeit an sich direkter kontrollieren. Der Großteil der Versuchspersonen empfand es während der visuellen Darstellung der Navigationsinformationen als störend, dass immer wieder der Blick vom Arbeitsgebiet abgewandt werden musste. Während der rein taktilen Darstellung wird der Beginn der taktilen Signale beim Erreichen des 3 mm Intervalls zur Begrenzung zuweilen als unvermittelt beschrieben, da die Gesamtübersicht über die Geometrie fehlt. Die Aussage liefert eine schlüssige Erklärung für die geringfügig schlechtere subjektive Einschätzung der Datenpräsentation. Die Kombination aus visueller und taktiler Signaldarstellung wird als Optimum beschrieben. Als positiv wahrgenommen wurde, dass der Aufmerksamkeitsfokus über große Strecken beim Arbeitsgebiet verbleiben konnte, es jedoch jederzeit die Möglichkeit gab, sich durch die visuelle Darstellung eine Übersicht über die gesamte Geometrie zu verschaffen. Weiter wurde berichtet, dass die visuelle Präsentation der Daten zur Grobpositionierung verwendet wurde, während bei der

Feinpositionierung auf das taktile Signal geachtet wurde. Als nachteilig wurde die auftretende Adaption an das Vibrationssignal während der taktilen Unterstützung beschrieben.

Insgesamt haben die Experimente als Tendenz gezeigt, dass die taktile Signalübertragung für dynamische Prozesse wie das Fräsen ein hohes Potential zur Verbesserung und Ergänzung der rein visuellen Informationsdarstellung aufweist. Da die Versuche mit einer taktilen Darstellung durchgeführt wurde, die weder direkt auf den jeweiligen Benutzer abgestimmt war noch auf Adaption des Benutzers an taktile Signale reagiert, ist davon auszugehen, dass sich die taktile Unterstützung, besonders in Bezug auf die Durchführungsdauer, durch eine individuelle Kalibrierung und eine adaptierte Regelung noch weiter verbessern lässt. Des Weiteren wurden die Versuche derzeit nur mit Personen durchgeführt, die keine Experten im Bereich des chirurgischen Fräsens sind, so dass eine visuell gestützte Fräsaufgabe ähnlich schwer eingeschätzt wird, wie eine taktil gestützte Fräsaufgabe. Es ist zu vermuten, dass die Subjektive Einschätzung des Schwierigkeitsgrades und des mit der Aufgabe verbundenen Stresses von Experten anders ausfällt, da sie mit der Grundaufgabe vertraut sind. Um diese Thesen zu kräftigen sind weitere Versuche mit einer individuellen Kalibrierung und einem adaptiven Regler notwendig, die in dieser Arbeit nicht mehr behandelt werden können. Insgesamt wurde die Aufgabe im Rahmen der Experimente von den Probanden als leicht eingeschätzt. Es sollte daher auch die Durchführung einer komplexeren dynamischen Aufgabe in Betracht gezogen werden, um weitere Kenntnisse zur taktilen Unterstützung zu gewinnen.

7 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurden das erste taktile Display zur Navigation eines Instruments sowie die Integration des Displays in ein Navigationssystem für die Computer-gestützte Chirurgie beschrieben. Die wesentlichen Eigenschaften des Systems und des taktilen Displays sind die Entlastung des visuellen Kanals durch taktile Informationsübermittlung und die Einsetzbarkeit des Displays auf dem Handrücken des Chirurgen, so dass gewohnte Abläufe und Vorgehensweisen, wie beispielsweise Palpation, durch weiterhin bestehendes taktilen Feedback an den Fingerspitzen beibehalten werden können. Im Stand der Technik wurde gezeigt, dass es derzeit kein chirurgisches Assistenzsystem mit taktilem Darstellung der Informationen gibt, mit dem eine Navigation eines Objekts möglich ist.

Zur Lösung des vielschichtigen Problems und der Realisierung der notwendigen Eigenschaften des taktilen Displays wurde eine Reihe von Vorversuchen durchgeführt, die das motorische Verhalten als Antwort eines taktilen, insbesondere eines vibratorischen Reizes analysieren, um herauszustellen, ob sich der taktile Informationskanal grundsätzlich für die Übertragung von Informationen eignet. Bei der Analyse wurden explizit wichtige Themenschwerpunkte wie Determinismus und Kausalität der Bewegung sowie der Dynamik der Bewegung und Fusion einzelner taktiler Signale zu einem kombinierten Signal berücksichtigt. Ein besonderer Schwerpunkt wurde bei der Analyse auf die Darstellungsmöglichkeiten von räumlichen Informationen wie Richtungen und Abstände gelegt. Durch diese Vorgehensweise konnten wichtige, aus der Robotik bekannte methodische Ansätze auf das weitere Vorgehen der Entwicklung der taktilen Führung des Operators angewandt werden. Die Analyse eröffnete des Weiteren verschiedene Möglichkeiten der offline- und online-Adaption des Displays an verschiedene Benutzer oder Verhaltensänderungen.

In visuell geprägten Navigationssystemen werden die Informationen mit Hilfe eines Monitors dargestellt. Zur taktilen Darstellung der gleichen Navigationsinformationen wurde das Prinzip der taktilen Regelung eingeführt, welches als Eingabe die Navigationsinformationen erhält und eine entsprechende vibratorische Ausgabe berechnet. Da der klassische Reglerentwurf durch Modellbildung in diesem Anwendungsgebiet nicht zum Entwurf des Reglers angewandt werden konnte, weil die internen physikalischen Prozesse des Menschen nicht hinreichend bekannt sind, wurde der Regler durch experimentelle Identifikation entworfen, bei der auf die in der Analyse gewonnenen Daten zurückgegriffen werden konnte. Um eine möglichst optimale Reglerstruktur entwerfen zu können, wurde der Regler sukzessiv von einem Zweipunktregler über einen Proportionalregler hin zu einem hierarchischen Regler weiterentwickelt, der letztendlich aus kartesischer Positionsregelung und anschließender Geschwindigkeitsregelung der Gelenkachsen zusammengesetzt ist. Die Güte der einzelnen Regler wurden anhand von Zwischenevaluationen durch ein- und zweidimensionale Positionierungsversuche ermittelt und verglichen.

Eine weitere wichtige Eigenschaft des vibrotaktilen Displays ist die charakteristische taktile Darstellung der Informationen. Durch die Anbindung des taktilen Displays an das chirurgische Assistenzsystem erhält das taktile Display direkt Informationen über die relative Situation zwischen der Instrumentenspitze und dem Patientenmodell. Die aus dem

Abgleich zwischen aktuell vorherrschender Situation und Plandaten ermittelten Navigationsinformationen können mit Hilfe des taktilen Displays erstmals nicht nur visuell aufgenommen, sondern auch räumlich richtig durch den Tastsinn empfunden werden. Diese Kombination aus visuellem und taktilen Reiz zu einer multimodalen Wahrnehmung der Operationssituation sorgt für eine Verminderung der Reaktionszeit auf veränderte Umstände, die Möglichkeit den Fokus der Aufmerksamkeit beim Patienten zu lassen und eine Aufteilung der Wahrnehmungslast zwischen den Sinnesmodalitäten.

Zur Evaluation des taktilen Displays erfolgte eine Einbindung des Displays in ein chirurgisches Navigationssystem. Dazu wurden die Teilergebnisse aus Bewegungsanalyse, Reglerentwurf und nicht zuletzt Aktorauswahl in einem Gesamtsystem kombiniert. Die Evaluation fand anhand eines visuell, taktil und multimodal navigierten Fräsversuchs statt, in dem die einzelnen Sinnesmodalitäten miteinander verglichen wurden.

Es wird davon ausgegangen, dass in dieser Arbeit ein wichtiger Beitrag zur Entwicklung von taktilen Displays im chirurgischen Einsatzgebiet geleistet wurde. Die in dieser Arbeit vorgestellten Konzepte können einen Beitrag zum Übergang von rein visuell geprägten Assistenzsystemen hin zu multimodal kommunizierenden Systemen in der Computer-gestützten Chirurgie sein.

8 Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit konnte ein prototypisches taktiler Display entworfen, umgesetzt und in ein Navigationssystem integriert werden. Für zukünftige Weiterentwicklungen könnte diese Arbeit z.B. in die folgenden Richtungen erweitert werden:

- Im Zuge der Analyse des motorischen Verhaltens als Reaktion auf einen taktilen Reiz konnten verschiedene Ansätze zur Adaption des taktilen Displays an verschiedene Benutzer oder Verhaltensänderungen eines Benutzers identifiziert werden. Die vorgestellten Adaptionmöglichkeiten könnten sowohl präoperativ im Bereich der Kalibrierung des taktilen Displays als auch intraoperativ im Bereich der online-Adaption der Reglerparameter umgesetzt werden. Hierbei ist zu testen, ob eine individuellere Einstellung der Reglerparameter auch zu einer Verbesserung der Navigation führt.
- Wie die Evaluation der Regler gezeigt hat, werden Richtungsinformationen durch eine gewichtete Vibrationsdarstellung noch nicht optimal weitergereicht, da nur der dominante Taktor als richtungweisend angenommen wird. Die Identifikation und Umsetzung von alternativen Kodierungsvarianten von Richtungen durch Vibrationssignale stellt eine Erweiterung dar, welche die Güte des taktilen Displays steigern könnte.
- In dieser Arbeit konnte nicht nur gezeigt werden, dass taktile Navigation grundsätzlich möglich ist, sondern auch die Verbesserungen, die sie in Bezug auf Reaktionszeit und Entlastung des visuellen Kanals mit sich bringen. Aufgrund der schlechten räumlichen Auflösung der Vibration wahrnehmenden Mechanorezeptoren stellt die Analyse alternativer Aktorprinzipien und deren Einsatzfähigkeit in der chirurgischen Assistenz dennoch eine sinnvolle Erweiterung dar. Aufgrund ihres extrem flachen Aufbaus und der daraus resultierenden leichten Platzierung von 1D- oder 2D-Arrays auf der Handaußenseite sind elektrotaktile Displays als Alternative besonders interessant. Der Vorteil ist die direkte Stimulation verschiedener Mechanorezeptoren und die damit verbundene Erwartung einer hohen räumlichen Auflösung aufgrund der unterschiedlich großen rezeptiven Felder. Darüber hinaus kann erwartet werden, dass die Bandbreite der Informationsübertragung bei Verwendung eines elektrotaktile Displays gegenüber einem vibrotaktile Display erheblich gesteigert werden kann.

Anhang

Ergänzende Daten zur Fusion von taktilen Signalen.

Tabelle 8.1: VP 1

		α_{m1} [°]	α_e [°]				α_{m2} [°]	α_e [°]	
PWM	20:80	71,2	11,0	✓	PWM	20:80	15,9	11,0	✓
	80:20	51,1	39,6	✓		80:20	40,4	39,6	✓
Freq.	20:80	69,5	14,0	✓	Freq.	20:80	19,4	14,0	✓
	80:20	58,4	47,3	✓		80:20	38,3	47,3	–
S. Freq.	20:80	64,5	16,4	✓	S. Freq.	20:80	24,3	16,4	✓
	80:20	58,4	52,5	✓		80:20	61,0	52,5	✓

Tabelle 8.2: VP 2

		α_{m1} [°]	α_e [°]				α_{m2} [°]	α_e [°]	
PWM	20:80	160,1	4,0	✓	PWM	20:80	7,9	4,0	✓
	80:20	50,1	48,8	✓		80:20	124,7	48,8	✓
Freq.	20:80	106,7	63,2	✓	Freq.	20:80	65,6	63,2	✓
	80:20	108,8	106,2	✓		80:20	63,5	106,2	–
S. Freq.	20:80	109,9	62,2	✓	S. Freq.	20:80	64,0	62,2	✓
	80:20	74,4	73,2	✓		80:20	101,2	73,2	✓

Tabelle 8.3: VP 3

		α_{m1} [°]	α_e [°]				α_{m2} [°]	α_e [°]	
PWM	20:80	73,9	78,6	–	PWM	20:80	85,2	78,6	✓
	80:20	32,1	25,7	✓		80:20	126,2	25,7	✓
Freq.	20:80	75,7	77,1	–	Freq.	20:80	83,6	77,1	✓
	80:20	72,1	65,7	✓		80:20	87,3	65,7	✓
S. Freq.	20:80	88,4	64,5	✓	S. Freq.	20:80	70,9	64,5	✓
	80:20	67,7	61,2	✓		80:20	91,4	61,2	✓

Tabelle 8.4: VP 4

		α_{m1} [°]	α_e [°]				α_{m2} [°]	α_e [°]	
PWM	20:80	112,4	105,9	✓	PWM	20:80	97,0	105,9	–
	80:20	75,5	83,8	–		80:20	130,9	83,8	✓
Freq.	20:80	96,7	120,4	–	Freq.	20:80	111,9	120,4	–
	80:20	126,1	134,8	–		80:20	83,3	134,8	–
S. Freq.	20:80	76,5	139,0	–	S. Freq.	20:80	131,1	139,0	–
	80:20	92,8	101,3	–		80:20	115,3	101,3	✓

Tabelle 8.5: VP 5

		α_{m1} [°]	α_e [°]				α_{m2} [°]	α_e [°]	
PWM	20:80	58,9	83,4	–	PWM	20:80	89,5	83,4	✓
	80:20	29,8	35,2	–		80:20	64,5	35,2	✓
Freq.	20:80	39,0	63,5	–	Freq.	20:80	70,2	63,5	✓
	80:20	37,4	42,0	–		80:20	68,4	42,0	✓
S. Freq.	20:80	48,6	72,0	–	S. Freq.	20:80	78,3	72,0	✓
	80:20	43,0	47,5	–		80:20	72,4	47,5	✓

Tabelle 8.6: VP 6

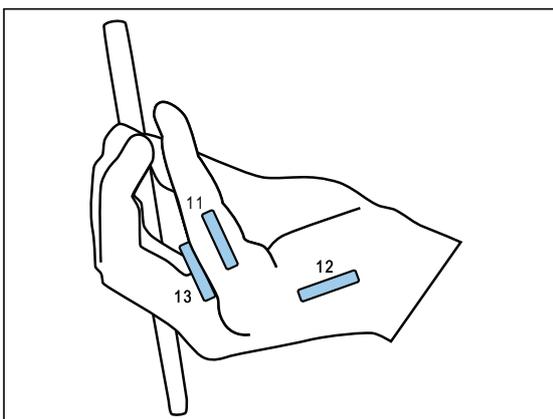
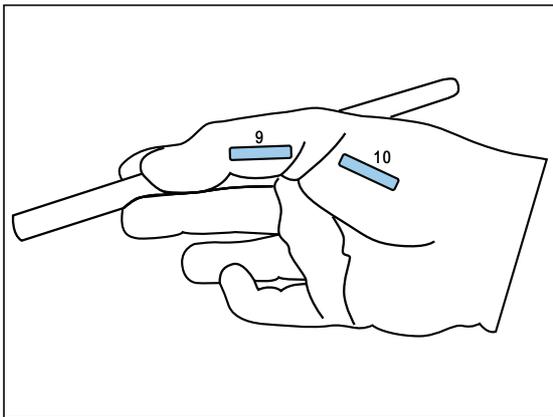
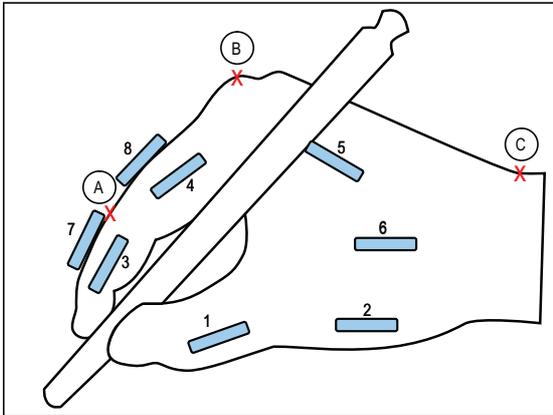
		α_{m1} [°]	α_e [°]				α_{m2} [°]	α_e [°]	
PWM	20:80	100,0	15,7	✓	PWM	20:80	24,4	15,7	✓
	80:20	77,3	63,8	✓		80:20	44,7	63,8	–
Freq.	20:80	66,1	42,5	✓	Freq.	20:80	55,7	42,5	✓
	80:20	86,3	73,4	✓		80:20	39,2	73,4	–
S. Freq.	20:80	102,7	16,4	✓	S. Freq.	20:80	23,2	16,4	✓
	80:20	73,1	60,0	✓		80:20	50,2	60,0	–

Tabelle 8.7: VP 7

		α_{m1} [°]	α_e [°]				α_{m2} [°]	α_e [°]	
PWM	20:80	110,0	59,4	✓	PWM	20:80	62,0	59,4	✓
	80:20	68,7	66,1	✓		80:20	103,3	66,1	✓
Freq.	20:80	98,2	71,2	✓	Freq.	20:80	73,8	71,2	✓
	80:20	91,7	89,0	✓		80:20	80,3	89,0	–
S. Freq.	20:80	111,2	58,2	✓	S. Freq.	20:80	60,8	58,2	✓
	80:20	102,6	100,0	✓		80:20	69,4	100,0	–

Versuchsprotokoll

Identifikation Handkoordinatensystem



Datum: _____

Name: _____

- Taktorposition messen
- Hand ausrichten
- Foto der Hand in x-y-Ebene

- 1 Oberseite Daumen, Grundglied
- 2 Oberseite Daumen, Mittelhandknochen
- 3 Seite Zeigefinger, Mittelglied
- 4 Seite Zeigefinger, Grundglied
- 5 Seite Zeigefinger, Mittelhandknochen
- 6 Mulde zwischen Übergängen von Mittelhandknochen des Daumen und Zeigefingers zum kleinen und großen Vieleckbein
- 7 Oberseite Zeigefinger, Mittelglied
- 8 Oberseite Zeigefinger, Grundglied
- 9 Seite Daumen, Grundglied
- 10 Seite Daumen, Mittelhandknochen
- 11 Seite kleiner Finger, Mittel- und Grundglied
- 12 Seite kleiner Finger, Mittelhandknochen
- 13 Oberseite kleiner Finger, Grundglied

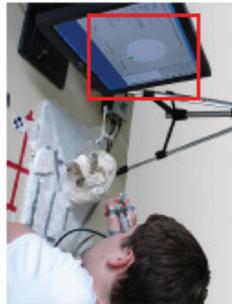
Anmerkungen: _____

Abbildung 8.1: Versuchsprotokoll zur Analyse von deterministischem Verhalten

Fragebogen zur vibrotaktilen Navigation

Fragebogen zur vibrotaktilen Navigation

Name: _____ Datum: _____



War die Aufgabenstellung klar verständlich?
 ja nein

Visuelle Unterstützung

Wie leicht / schwer war die Navigationsaufgabe insgesamt

1	2	3	4	5	6
nicht schwer					sehr schwer

Wie intuitiv / unintuitiv waren die Navigationsinformationen verständlich

1	2	3	4	5	6
nicht intuitiv					sehr intuitiv

Wie geeignet / ungeeignet war die Darstellung der Navigationsinformationen

1	2	3	4	5	6
nicht geeignet					sehr geeignet

Wie mental belastend wurde die Aufgabe empfunden (verunsichernd, stressend, mühsam)

1	2	3	4	5	6
nicht belastend					sehr belastend



War die Aufgabenstellung klar verständlich?
 ja nein

Taktile Unterstützung

Wie leicht / schwer war die Navigationsaufgabe insgesamt

1	2	3	4	5	6
nicht schwer					sehr schwer

Wie intuitiv / unintuitiv waren die Navigationsinformationen verständlich

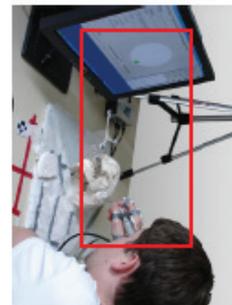
1	2	3	4	5	6
nicht intuitiv					sehr intuitiv

Wie geeignet / ungeeignet war die Darstellung der Navigationsinformationen

1	2	3	4	5	6
nicht geeignet					sehr geeignet

Wie mental belastend wurde die Aufgabe empfunden (verunsichernd, stressend, mühsam)

1	2	3	4	5	6
nicht belastend					sehr belastend



War die Aufgabenstellung klar verständlich?
 ja nein

Visuelle und taktile Unterstützung

Wie leicht / schwer war die Navigationsaufgabe insgesamt

1	2	3	4	5	6
nicht schwer					sehr schwer

Wie intuitiv / unintuitiv waren die Navigationsinformationen verständlich

1	2	3	4	5	6
nicht intuitiv					sehr intuitiv

Wie geeignet / ungeeignet war die Darstellung der Navigationsinformationen

1	2	3	4	5	6
nicht geeignet					sehr geeignet

Wie mental belastend wurde die Aufgabe empfunden (verunsichernd, stressend, mühsam)

1	2	3	4	5	6
nicht belastend					sehr belastend

Anmerkungen: _____

Abbildung 8.2: Fragebogen zur vibrotaktilen Navigation

Literaturverzeichnis

- [1] Joachim Kartte and Karsten Neumann and Florian Kainzinger and Klaus-Dirk Henke. Innovationen und Wachstum im Gesundheitswesen. Roland Berger View, 2005. URL <http://www.rolandberger.com>.
- [2] Schmitt D., Grosu C., Mohr D., Purdy K., Salem K.T., Scott B. und Stoeckel. 3 Tesla-MRT: Der Erfolg höherer Feldstärken. *Radiologe*, 44:31–48, 2004.
- [3] *Bildgebung in der Medizin mit Ultraschall*. Institut für Biomedizinische Technik Universität Karlsruhe, 2003.
- [4] Lavallee. Registration for Computer-Integrated Surgery: Methodology, State of the Art. In *Computer-Integrated Surgery: Technology and Clinical Applications*, Seiten 577–580. MIT Press, September 1995. ISBN 0-2622-0097-X.
- [5] Litz. Grundlagen der sicherheitsgerichteten Automatisierungstechnik. *Automatisierungstechnik (at)*, 2:56–68, 1998.
- [6] H. Z. Tan, M. A. Srinivasan, B. Eberman und B. Cheng. Human factors for the design of force reflecting haptic interfaces. *Dynamic Systems and Control*, 55-1, 1994.
- [7] M. R. Longo, S. Cardozo und P. Haggard. Visual enhancement of touch and the bodily self. *Consciousness and Cognition*, 2008. Epub ahead of print.
- [8] Ho, Tan und Spence. Using spatial vibrotactile cues to direct visual attention in driving scenes. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behavior*, 8: 397–412, 2005.
- [9] A. Hein, C. Lenze und M. Brell. Preliminary Evaluation of a Force-Sensing Human-Machine Interface for an Interactive Robotic System. In *Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS'06)*, Seiten 983–988, Beijing, China, October 2006. ISBN 1-4244-0259-X.
- [10] M. Kleemann, V. Martens, P. Hildebrand, A. Besirevic, S. Schlichting, L. Mirow, U.J. Roblick, C. Bürck und H.P. Bruch. Die Erfassung des Raumes - Grundlagen der Trackingtechnologie. *FOCUS MUL*, 23(4), December 2006.
- [11] Gregory Fischer. Electromagnetic Tracker Characterization and optimal Tool Desing (with Applicatin to ENT Surgery). Master's thesis, Johns Hopkins University, April 2005.
- [12] Ingmar Wegner, Marcus Vetter, Max Schoebinger, Ivo Wolf und Hans-Peter Meinzer. Development of a navigation system for endoluminal brachytherapy in human lungs. In *Proceedings of the International Society for Optical Engineering*, volume 6141, March 2006.

-
- [13] M. Hilbert, R. Marmulla und J. Strutz. Vergleichende Genauigkeitsmessung zwischen einem mechanischen (Viewing-Wand) und einem lasergeleiteten mikroskopischen Positionierungssystem (MKM) mit Hilfe eines geometrischen Meßobjekts. *HNO*, 46(1): 44–49, Januar 1998. ISSN 0017-6192.
- [14] Lüth und Bier. Neue Technologien in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Mi-Med Internal Report 2519, 2005. Technical University Munich, Institute of Micro Technology and Medical Device Engineering.
- [15] U. Kirschstein und A. Hein. Navigated Imaging for Neurosurgery. In *Proc. of IEEE Intl. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, Pisa, Italy, February 2006. ISBN 1-4244-0040-6.
- [16] A. N. Healy, S. Olsen, R. Davis und C. A. Vincent. A method for measuring work interference in surgical teams. *Cognition, Technology and Work*, August 2007.
- [17] Weber. *Ein navigierter Bildbetrachter für medizinische Bilddaten*. Number 243 in Fortschritt-Berichte VDI 17: Biotechnik / Medizintechnik. VDI Verlag, 2003.
- [18] A. N. Healey, N. Sevdalis und C. A. Vincent. Measuring intra-operative interference from distraction and interruption observed in the operating theatre. *Ergonomics*, 49 (5-6):589 – 604, April - Mai 2006.
- [19] S. Weber, M. Klein, A. Hein, T. Krueger, T.C. Lueth, und J. Bier. The navigated image viewer - Evaluation in Maxillofacial Surgery. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2003)*, Seiten 762–769. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2003.
- [20] Koulechov K. und Lueth T.C. Navigated Control, mechatronische Assistenz in der NNH-Chirurgie. In *51. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie (gmds)*, Leipzig, Deutschland, September 2006. German Medical Science (GMS).
- [21] J. S. Albus, C. R. Mclean, A. J. Barbera und M. L. Fitzgerald. Hierarchical control for robots in an automated factory. In *Proceedings of the 13th International Symposium on Industrial Robots (ISIR), Robot 7*, Chicago, April 1983.
- [22] Lüth. *Technische Multi-Agenten-Systeme. Verteilte autonome Roboter- und Fertigungssysteme*. Hanser Fachbuchverlag, 1998.
- [23] Lueth, Hein, Albrecht, Demirtas, Zachow, Heissler, Klein, Menneking, Hommel und Bier. A Surgical Robot System for Maxillofacial Surgery. In *Int. Conf. on Industrial Electronics, Control, and Instrumentation (IECON'98)*, Seiten 2470–2475, Aachen, Germany, August - September 1998. ISBN 0-7803-4503-7.
- [24] R.H. Taylor und D. Stoianovici. Medical robotics in computer-integrated surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5):765 – 781, October 2003.
- [25] P. Dario, E. Guglielmelli, B. Allotta und M.C. Carrozza. Robotics for medical applications. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 3(3):44 – 56, September 1996. ISSN 1070-9932.

- [26] M. Brell, C. Lenze und A. Hein. Evaluation of an intuitive control system for an interactive robotic system. *GMS Current Topics in Computer- and Robot-Assisted Surgery (GMS CURAC)*, 2:42 – 51, 2006. ISSN 1863-3153.
- [27] Andreas Hein. Eine interaktive Robotersteuerung für chirurgische Applikationen . *Fortschritt-Berichte*, 195, 2000.
- [28] H. Peters und R. Lippold. *Biotechnologie und Gesundheit - Werkbuch: „Intelligent Tool Drive“* , Seiten 103 – 111. BIOPRO Baden-Württemberg GmbH, 2006. ISBN 3-938345-03-9.
- [29] J. B. F. Van Erp. Presenting direction with a vibrotactile torso display. *Ergonomics*, 48(3):302–313, 2005.
- [30] Purves, Augustine und Fitzpatrick. *Neuroscience*. Sinauer Associates Incorporated, 3 edition, 2004. ISBN 0878937250.
- [31] R. Sekuler und R. Blake. *Perception*, Seiten 379–409. McGraw Hill, 3 edition, 1994. ISBN 00705608540071136835.
- [32] H. Gray und W. H. Lewis. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 20 edition, 1918. ISBN 1-58734-102-6. URL <http://www.bartleby.com/107/>. Bartleby.com, 2000.
- [33] F. Netter und G. Krämer. *Farbatlanten der Medizin*, Seite 164. Bd. 6, Nervensystem. Thieme-Verlag, 1989. ISBN 3135245012.
- [34] R. Klinke und S. Silbernagel. *Lehrbuch der Physiologie*, Seiten 544–545. Thieme-Verlag, 1996. ISBN 3137960029.
- [35] R. Schmidt, G. Thews und F. Lang. *Physiologie des Menschen*. Springer Verlag, 28 edition, 2000. ISBN 3540218823.
- [36] O. K. Johnson. The role and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Current Opinion in Neurobiology*, 11(4):455–461, 2001.
- [37] R.W. Cholewiak, A. A. Collins und C. Brill. Spatial Factors in vibrotactile Pattern Perception. In *Proceedings of Eurohaptics 2001*, Seiten 41–47, 2001.
- [38] H. Oey und V. Mellert. Vibration thresholds and equal vibration level at the human fingertip and palm. In *18th International Congress on Acoustics (ICA)*, 2004.
- [39] Ng und Man. Vibro-Monitor: A Vibrotactile display for Physiological Data Monitoring. In *Human Interface Technologies (HIT'04)*, 2004.
- [40] R.W. Cholewiak und A.A. Collins. Vibrotactile localization on the arm: Effects of place, space and age. *Percept Psychophys.*, 65(7):1058–1077, October 2003.
- [41] Chouvardas, Miliou und Hatalis. Tactile Displays: a short overview and recent developments. In *Proceedings of the 5th International Conference on Technology and Automation (ICTA'05)*, Thessaloniki, Greece, October 2005.

-
- [42] Pasquero und Hayward. STReSS: A Practical Tactile Display System. with One Millimeter Spatial Resolution. and 700 Hz Refresh Rate. In *Proc. of Eurohaptics 2003*, Seiten 94–110, Dublin, Ireland, July 2003.
- [43] Kajimoto, Kawakami und Tachi. SmartTouch: Electric Skin to Touch the Untouchable. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 24(1):36 – 43, January 2004. ISSN 0272-1716.
- [44] Van Erp. Guidelines for the use of Vibro-Tactile Displays in Human Computer Interaction. In *Proceedings Eurohaptics*, Seiten 18–22, Edinburgh, 2002.
- [45] Rosen und Hannaford. Force Controlled and Teleoperated Endoscopic Grasper for Minimally Invasive Surgery - Experimental Performance Evaluation. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 46(10), October 1999.
- [46] Yao, Hayward und Ellis. A Tactile Enhancement Instrument for Minimally Invasive Surgery. *Computer Aided Surgery*, 10(4):233–239, July 2005.
- [47] Anne M. Murray, Roberta L. Klatzky und Pradeep K. Khosla. Psychophysical Characterization and Testbed Validation of a Wearable Vibrotactile Glove for Telemanipulation. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 12(2):156 – 182, April 2003.
- [48] Thomas Debus, Tae-Jeong Jang, Pierre Dupont und Robert Howe. Multi-Channel vibrotactile display for teleoperated assembly. In *Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '02)*, volume 1, Seiten 592– 597, Washington D.C., May 2002.
- [49] Prajoy P. Kadkade, Brian J. Benda, Patricia B. Schmidt und Conrad Wall. Vibrotactile Display Coding for a Balance Prosthesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(4):392–399, 2003.
- [50] Hong Z. Tan, Robert Gray, J. Jay Young und Ryan Traylor. A Haptic Back Display for Attentional and Directional Cueing. *Haptic-e, the Electronic Journal of Haptics Research*, 3(1), 2003. URL <http://www.haptics-e.org>.
- [51] Van Erp, Van Veen, Jansen und Dobbins. Waypoint navigation with a vibrotactile waist belt. *ACM Transactions on Applied Perception*, 2(2):106–117, April 2005. ISSN 1544-3558.
- [52] Heuten. *Supporting Navigation in Urban Environments with Non-Visual User Interfaces*. PhD thesis, Universität Oldenburg, 2007.
- [53] Conrad Wall, Marc S. Weinberg, Patricia B. Schmidt und David E. Krebs. Balance prosthesis based on micromechanical sensors using vibrotactile feedback of tilt. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(10):1153–1161, 2001.
- [54] Piatetski und Jones. Vibrotactile pattern recognition on the arm and torso. In *Conf. and Symp. on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (Eurohaptics'05)*, Seiten 90–95, 2005.

- [55] Toney, Dunne, Thomas und Ashdown. A Shoulder Pad Insert Vibrotactile Display. In *Wearable Computers, 2003. Proceedings. Seventh IEEE International Symposium on*, Seiten 35– 44, 2005. ISBN 0-7695-2034-0.
- [56] H. Uchiyama, L. Deligiannidis, W.D. Potter, B.J. Wimpey, D. Barnhard, R. Deng und S. Radhakrishnan. A Semi-Autonomous Wheelchair With HelpStar. In *Int. Conf. on Industrial & Engineering Applications of Artificial Intelligence and Expert Systems, (IEA/AIE'05)*, Seiten 809–818, Italy, 2005.
- [57] A. Gams und Lenarcic. Humanoid arm kinematic modeling and trajectory generation. In *Proceedings of International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (RioRob'06)*, Seiten 301–305, 2006. ISBN 1-4244-0040-6.
- [58] M. Tsakiris und P. Haggard. The Rubber Hand Illusion Revisited: Visuotactile Integration and Self-Attribution. *Journal of Experimental Psychology*, 31(1):80 – 91, 2005.
- [59] A. Hein und M. Brell. conTACT - A Vibrotactile Display for Computer Aided Surgery. In *Second Joint Eurohaptics Conference and Symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems (WHC2007)*, Seiten 531–536, Tsukuba, Japan, March 2007. ISBN 0-7695-2738-8.
- [60] M. Brell, D. Roßkamp und A. Hein. Voruntersuchung zur vibrotaktile geregelten Instrumentenführung für die multimodal unterstützte Navigation. In *Proceedings of 6th Annual conference of the „Deutsche Gesellschaft für Computer-und Roboter-Assistierte Chirurgie“ (CURAC07)*, Seiten 173–176, Karlsruhe, Germany, October 2007. ISBN 978-3-86805-008-0.
- [61] Fisher, Lewis und Embleton. *Statistical analysis of spherical data*. Cambridge University Press, New York, 1993.
- [62] M. Brell, D. Roßkamp und A. Hein. Fusion of Vibrotactile Signals used in a Tactile Display in Computer Aided Surgery. In *Proceedings EuroHaptics Conference*, volume 5024 of *Lecture Notes in Computer Science (LNCS)*, Seiten 383 – 388. Springer, 2008. ISBN 978-3-540-69056-6.
- [63] Lunze. *Regelungstechnik I - Systemtheoretische Grundlagen, Analyse und Entwurf einschleifiger Regelungen*. Springer, Berlin, 5 edition, 2006.
- [64] Unbehauen. *Regelungstechnik III - Identifikation, Adaption, Optimierung*. Vieweg, 6 edition, 2000.
- [65] Kroll. Verfahren für adaptive Regelungen mit Fuzzy-Logik. *Forschungsberichte Meß-, Steuer- und Regelungstechnik (MSRT)*, 10, 1993. URL http://www.uni-due.de/srs/srs_38009.shtml.
- [66] Pinel und Pauli. *Biopsychologie*. PEARSON STUDIUM, 6 edition, 2007.
- [67] A. Hein und M. Brell. Navigationseinrichtung und Navigationsverfahren für ein Werkzeug, insbesondere ein medizinisches Instrument, September 2006. German patent application, DE 102006045100.7.

- [68] M. Brell und A. Hein. Positioning Tasks in Multimodal Computer Navigated Surgery. *Multimedia Signal Processing and Systems in Healthcare and Life Sciences, IEEE MultiMedia Special Issue*, 14(4):42 – 51, October-December 2007. ISSN 1070-986X.
- [69] Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften, 2008.
- [70] Brell M. und Hein A. Tactile guidance in multimodal computer navigated surgery. *IEEE Potentials Magazine*, 2009. accepted.
- [71] Naved Sarwar Chaudhri. Development and evaluation of a measuring system for the intra-operative navigation. Master's thesis, Universität Oldenburg, 2004.
- [72] Hannah Baumgartner. Konzeptionierung, prototypische Implementierung und Evaluation eines Hörgeräte-Anpassungs-Systems für Endnutzer. Master's thesis, Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, Institut für Hörtechnik und Audiologie Fachhochschule Oldenburg / Ostfriesland / Wilhelmshaven, Juli 2008.