

Zusammenfassung Robotik in der Medizin

Cand.-Inform. Michael Aschke

26. Oktober 2000

Kapitel 1

Einleitung: Chirurgierobotersysteme

1.1 Roboterunterstützte Operationssysteme

- Medical Robotics:
 - Macro Robotics. Anwendungen denkbar für:
 - * Neurochirurgische Operationen, Prothetik, Osteotomien (Durchtrennung von Knochen), Marknagelungen, Exaktes Einbringen von Schrauben und anderen künstlichen Implantaten.
 - Micro Robotics
 - Bio Robotics
- Aufgrund vorheriger Simulation und Modellierung werden heute patientenindividuelle Roboterprogramme generiert, welches während der Operation abgearbeitet wird. Dabei behält der Arzt die vollständige Kontrolle über den Roboter.

1.2 Stand der Technik

1.2.1 Robotersysteme

- Beweglichkeit durch die Auslegung der drei mechanischen Subsysteme:
 - Fahrzeug
 - Roboterarm
 - Endeffektor
- Im OP muss eine Bewegung der Roboterbasis eine neue Registrierung zur Folge haben
- Kinematische Kette des Roboters (unteren 3 Achsen (Hauptachsen) positionieren den Endeffektor, obere 3 Achsen (Nebenachsen) gewährleisten die Feinpositionierung und Orientierung des Endeffektors.

Kinematik von Robotern

- Denvait-Hartenberg (siehe R1)
- Lösungsansätze bei nicht eindeutigen inversen Problems (!)

Positionsregelung von Robotern

- Gelenkwinkelgeber
- Regelkreis

Arbeitsraum von Robotern

- siehe R1
- Das sterile Feld des OP-Gebietes schränkt den Arbeitsraum des Roboters auf eine Teilmenge ein.
- Im realen Operationsfeld muss auch die geforderte Positionier- und Wiederholgenauigkeit gewährleistet sein:
 - Positioniergenauigkeit: direkt abhängig von der Genauigkeit des implementierten kinematischen Modells ab
 - Wiederholgenauigkeit: hängt von der Genauigkeit der Gelenkwinkelgeber (Auslesen der Gelenkwinkelstellung) ab.

1.2.2 Roboter in der Medizin

- **Mensch:**
 - Stärken: Koordination, Flexibilität, Lernfähigkeit, hochentwickelt, begründungsfähig, reaktionsschnell, urteilsfähig
 - Schwächen: Zittern, Ermüdung, begrenztes Geschick, nutzt meist keine quantitativen Informationen, Infektionsgefahr, Sterilität
- **Roboter:**
 - Stärken: geometrische Genauigkeit, unermüdlich, robust, sterilisierbar, Sensorfusion
 - Schwächen: kaum urteilsfähig, teuer, schwer zu programmieren, Prüfbarkeit, begrenzte Fähigkeit komplexe Manipulationsvorgänge mit Kameraunterstützung durchzuführen.
- Ziel: Stärken beider Gruppen zusammen zu nutzen und in **einem** System zu vereinigen.
- Sicherheit: Hardware und Software redundant mittels zusätzlicher Sensorik, Motoren, Prozessoren, Notausschaltern, kontinuierlichen Prüfroutinen.
- Werkzeuge autoklavierbar.
- wesentlicher Aspekt: Mensch-Maschine-Schnittstelle.
- **Klassifikation von Robotern nach DiGioia:**

- Passive Systeme: verrichten generell keine Aktionen, versorgen Chirurg mit zusätzlichen Informationen vor und während des Eingriffs. Unterklassen: Simulatoren, Navigationsgeräte, Positionierhilfen.
 - Halb-Aktive Systeme: zwingen den Chirurgen einer vorher definierten Strategie zu folgen. Eingriff vom System “geführt”. Ausführung, Verantwortung und Kontrolle beim Arzt.
 - Aktive Systeme: Fähigkeit, Operationsschritte selbst durchzuführen.
- **Klassifikation nach Taylor:**
 - Unterstützende Geräte: Dienen der Überwachung von chirurgischen Werkzeugen in Aufgaben, welche sonst vom klinischen Personal durchgeführt werden.
 - Navigationshilfen: Zeigen jederzeit die aktuelle Position eines chirurgischen Instrumentes relativ zur Patientenanatomie an
 - Positioniersysteme: intraoperativ, aktuelle Position relativ zur Patientenanatomie; zusätzliche Anfahrt von präoperativ geplanten Positionen
 - Operierende Roboter: hohe Genauigkeit, fahren präoperativ bestimmte Trajektorien im realen Gewebe nach

1.2.3 Beispiele für robotergetützte Operationssysteme

CASPAR

- Computer Assisted Surgical Planning And Robotics
- Reinraum-Roboter
- Arbeitsraum: kugelförmiger Körper
- Positioniergenauigkeit (PG): $\leq 2.0mm$ (deshalb Kalibrierung)
- Wiederholgenauigkeit (WG): $\leq 0.02mm$
- Steuerung über VME-Bus, Echtzeitbetriebssystem, KMS mit DMS
- Passiver Messarm. (PG: $\leq 0.38mm$, WG: $\leq 0.13mm$) Zur Bewegungsaufnahme von beweglichen Knochensegmenten (damit nicht immer neu kalibriert werden muss, wenn sich ein Knochensegment ein wenig bewegt.)

ROBODOC

- Komponenten eines Robodoc-Systems:
 - ORTHODOC: System zur Visualisierung von Röntgen- und CT-Daten
 - ROBODOC: System zur präzisen Durchführung der Operation am Patienten auf Basis entsprechender Datenaufbereitung durch ORTHODOC
- Vorteil: exakte Arbeit (Passgenauigkeit Mensch: ca. 35%, Roboter > 95%). Dadurch (bei Hüftendoprothese) kein Knochen-Zement nötig, schnellerer Heilungsprozess, enorme Kostensenkungspotentiale.
- NeuroMate: System von ISS, mit dem es möglich ist, komplizierte Eingriffe am menschlichen Gehirn vorzunehmen.

- Software TIM (später VoxTIM) (von ISS/IMMI (Innovative Medical Machines International)): Leistungsmerkmale:
 - höhere Präzision und Sicherheit bei stereotaktischen Eingriffen
 - Volle Simulation des Eingriffes
 - Keine geometrischen Beschränkungen
 - Intraoperatives permanentes Feedback und Visualisierung in den Bilddaten
 - Postoperative Verifikation
 - 2D- und 3D-Darstellung (ohne Visualisierung der Instrumentenposition)

AESOP 2000 (Computer Motion)

- Spracheingabe für Kommandos. (Englisch)
- Dadurch intuitive präzise Steuerung der Position und Bewegung von Endoskopen

Hexapodsystem IPA

- neues Kinematikkonzept (Bild 14) basierend auf “Steward-Plattform”.
- Vorteile: Präzision, Tragen von hohen Kräften und Lasten bei vergleichsweise kleinem Arbeitsraum, Eingriffe in allen Richtungen, da Roboter 6 Freiheitsgrade hat und frei beweglich ist.
- Endoskop. Positioniergenauigkeit ca. $20\mu m$. Gleichzeitig können bis zu 50kg aufgebracht werden.
- Steuerung in Echtzeit: extrem sicher und schnell, exakte Kontrolle (auch, wenn sich Patient bewegt)
- Neuen Techniken ermöglichen eine dreidimensionale Darstellung von Operationsvorgängen.

Kapitel 2

Bildgebende Verfahren

2.1 Röntgenverfahren

- Zwei Verbesserungen durch Computer bei der Aufnahme: wiederverwendbare Speicherfolie und Manipulation von Bildern einer Serie
- **Bildverstärkertechnik:**
 - Patient zwischen Röntgenquelle und Hochvakuumröhre. Prinzip siehe Bildgebende Verfahren in der Medizin I.
 - Schnelle Aufnahmeserie möglich → Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)
 - Digitale Bildverstärker können Röntgenfilm oder Speicherfolie nicht ersetzen, da ihre Aufnahmen am Rand stärker räumlich verzerrt sind und wenig Details zeigen. Außerdem sind Bildverstärkeranlagen sehr teuer. Einfache Speicherfolien sind preiswert. Beide digitale Röntgenverfahren benötigen deutlich weniger Strahlung.
 - Durch Computer weniger Wiederholungsaufnahmen (durch z.B. falsche Helligkeit) nötig.

2.2 Tomographieverfahren

- Röntgenaufnahmen sind in der Regel Summationsaufnahmen.
- Die Tomographie ermöglicht eine überlagerungsfreie Darstellung von Körperanteilen. (=bildliche Darstellung eines Schnittes durch den Körper)
- coronar: frontal; axial: waagerechter Schnitt (wenn stehende); sagittal: seitlich.
- Konventionelle Tomographie arbeitet mit Röntgenstrahlen. Prinzip: Darstellung eines ausgewählten coronaren Schnittes durch den Körper.
- Prinzip der Tomographie: Verwischung aller nicht in der Abbildungsebene gelegenen Strukturen (Bild 2)
- Konventionelle Tomographie heute noch eingesetzt: zur Beurteilung hilärer (Vertiefung in Oberfläche eines Objektes) Prozesse, zum Beweis bzw. Ausschluss einer Kavernenbildung (bei Tuberkulose), in der Skelettdiagnostik.

- * Bestimmung folgender Größen durch MRT: Protonendichte (Wassergehalt), Relaxationszeiten, Flowbestimmung (zur Gefäßdarstellung)
- * T1: Fett hell; T2: Wasser hell.
- * MRT einziges Verfahren, mit dem nichtinvasiv das Rückenmark in seiner Längsausrichtung dargestellt werden kann. Weitere Domänen: Darstellung des Gehirns, der Weichteile, des Knochenmarks und des Knorpels.
- * Kontraindikationen: Herzschrittmacherpatienten und unmittelbar post-operativ, v. a. nach Operationen mit Einbringen intracerebraler Metallclips.

2.2.3 Sonographie

- Ultraschallwellen (Frequenzen zwischen 1 und 12 MHz)
- Ausnutzung verschiedener Eigenschaften der Ultraschallwellen bei Ausbreitung in biologischem Gewebe: (Absorption, Streuung, Reflexion, Brechung)
- **A-Mode (Amplitude)**: Amplitude auf Ordinate (y-Achse) und Schalllaufzeit auf Abszisse. Somit beurteilung der Schallreflexion in Abhängigkeit von der Eindringtiefe.
- **M-Mode (Time-Motion)**: Höhendifferenz spiegeln den bewegungsumfang, die Steigung der Kurven die Bewegungsgeschwindigkeit wieder.
- **B-Mode (Brightness)**: Stärke der reflektierten Echoimpulse werden als Punkte proportionaler Helligkeiten dargestellt. Schallkopf aus multiplen Piezokristallen, welche alle Echoimpulse aussenden und empfangen. Somit zweidimensionale Ortsauflösung mit verschiedenen Graustufen entsprechend der Helligkeitsmodulation möglich.
- B-Mode am häufigsten angewandt, A-Mode als Ergänzung zum B-Mode, der M-Mode wird in der Echokardiographie eingesetzt.
- Luft ist absolutes Schallhindernis.
- Kriterien: Lage, Größe und Kontur der Organe, Reflexgehalt (echoarm/-reich), Reflexmuster (homogen/inhomogen, fein-/mittel-/grobgefleckt), Weite von Hohlorganen und Gangsystemen.
- Indikation: Fehlen von jeglichen Nebenwirkungen. Deutlich verbesserte Auflösung durch: farbcodierter Ultraschall und Dopplersonographie.

Kapitel 3

Der DICOM-Standard

- DICOM = Digital Imaging and COmmunication in Medicine.
- Ziel: Austausch und verwaltung von medizinischen Bildern und anderer damit verbundener Daten auf einer plattform- bzw. herstellerunabhängigen Basis.
- Zwei wichtige Bereiche:
 - Definition der Datenobjekte:
 - * Zusammengesetzte Objekte: Zur Speicherung medizinischer Bilder. Sie enthalten auch Informationen über den Patienten, die Untersuchung, die zugehörige Bildserie, das verwendete Gerät. Zu jeder gängigen medizinischen Bildart gibt es im Standard eine Definition eines Datenobjektes.
 - * Normalisierte Objekte: Sie enthalten nur Informationen aus einem Bereich, d.h. nur Patientendaten oder nur Untersuchungsdaten oder nur Diagnosedaten.
 - Definition der Datenübertragungsprotokolle: Im Point-to-point environment auf DICOM-physical, DICOM-Data Link, DICOM Session, Transport, Network; Im Network-environment entweder auf TCP/IP DICOM Upper Layer protocol for TCP/IP oder auf OSI.Aternativarchitektur (network, Transport, Session, Presentation, ACSE). Auf all diesen: DICOM Application Message Exchange, welche die Schnittstelle zwischen DICOM und den bildgebenden medizinischen Applikationen bietet.
- Einige DICOM-Dienstklassen:
 - Storage Service Class
 - Query/Retrieve Service Class
 - Results Management Class
 - Print Management Class

Kapitel 4

2d-Bildbearbeitung

4.1 Bildverarbeitungsroutinen für zweidimensionale medizinische Bilder

4.1.1 Funktionalität

Folgende Bildverarbeitungsfunktionen sind üblich

- arithmetische und logische Operatoren (z.B. Multiplikation mit Konstante, Verknüpfung zweier Bilder)
- Punktoperatoren (transformieren Grauwerte unabhängig von der Umgebung des jeweiligen Pixels. z.B. Linearisierung des Grauwertistogramms (Kontrastverstärkung), Transformation der Grauwerte durch eine Exponentialfunktion, Invertierung aller Grauwerte im Bild, Transformation der Grauwerte durch eine ln-Kennlinie, Transformation der Grauwerte durch eine logarithmische Kennlinie, Normalisierung aller Grauwerte im Bild (Spreizung des Grauwertespektrums), Grauwertbereich auf einen gewünschten Teilbereich des Grauwertespektrums abbilden, Potenzieren eines Bildes, Ausblendung aller Grauwerte ausserhalb des angegebenen Grauwertbereiches, Binarisierung eines Bildes anhand eines Schwellwertes)
- Lokale Operatoren (transformieren die Pixel eines Bildes unter Berücksichtigung der Grauwerte der umliegenden Pixel. z.B. Tiefpassfilter (Mittelwert-, Median-, Gaußfilter), Hochpassfilter und Gradientenoperatoren, Kantenextraktion mittels Canny-Operator, Sobel-Filter, Faltung eines Bildes mit einer Maske, Absolutgradient, Laplace-Filter, Rangordnungsoperator (bei Verwendung des Maximums werden alle hellen Objekte im Bild vergrößert.))
- Operatoren zur Ermittlung statistischer Kenngrößen (berechnen die Extremwerte, den Mittelwert, die Varianz oder die Standardabweichung entweder aller Grauwerte im Bild oder von Teilbereichen)
- Morphologische Operatoren (Verändern die Gestalt der im Bild dargestellten Objekte: Closing, Dilatation, Erosion, Hit and Miss Operator, Opening)
- Geometrische Operatoren (verändern die Form des Ausgangsbildes: Drehen, Skalieren, Rotieren, Spiegeln)
- Segmentierungsoperatoren (Finden von zusammengehörigen Regionen im Bild: Labelling (zusammengehörige Regionen jeweils eigener Grauwert), Region Growing,

Kapitel 5

Geometrische 3D-Oberflächenmodellierung

- Repräsentation von Körpern durch eine Menge von Punkten der Körperoberfläche. Diese können synthetisch erzeugt werden oder durch Abtasten der Oberfläche bestimmt sein.
- Rekonstruktion einer Oberfläche aus einer endlichen Menge von Oberflächenpunkten hat eine große Bedeutung.
- Für die Modellierung sind Dreiecksnetze besonders günstig. Struktur durch Adjazenz-Relation relativ einfach beschreibbar. Gute Schnittstelle zu CAD-Systemen
- Lineare Interpolation der Oberflächenpunkte.
- Ziel ist es, aus einer gegebenen Punktmenge eine Oberfläche zu konstruieren, die die tatsächliche Körperoberfläche gut approximiert.

5.1 Delaunay-Triangulierung

- **Triangulierung:** Eine Triangulierung einer Punktmenge P ist eine simpliziale Zerlegung der konvexen Hülle von P , die genau die gegebenen Punkte als Eckpunkte (O-Simplexe) hat.
- In der Ebene: Punktmenge in Dreiecke, im Raum in Tetraeder.
- Delaunay-Triangulierung wichtig, da sie zu einer gleichmäßigen simplizialen Zerlegung der konvexen Hülle führt.
- **Delaunay-Umkugelbedingung:** Eine Teilmenge A des \mathbb{R}^d genügt der D.-Umkugelbedingung bezüglich n gegebener Punkte $p_1, p_2, \dots, p_n \in \mathbb{R}^d$ falls A eine umhüllende Hyperkugel besitzt, für die keiner der gegebenen Punkte p_i im Inneren liegt.
- **Delaunay-Simplex:** Ein D.-Simplex einer Punktmenge ist ein Simplex mit k Eckpunkten aus P ($1 < k < \min[n, d + 1]$), der bezüglich P die Umkugelbedingung erfüllt.
- **Delaunay-Triangulierung:** Eine D.-Triangulierung einer Punktmenge ist eine Triangulierung, die nur aus D.-Simplizia bzgl. der gegebenen Punkte besteht.
- Eigenschaften:

- **Existenzsatz:** Zu jeder endlichen Punktmenge existiert eine Delaunay-Triangulierung
- **Eindeutigkeitssatz:** Liegen nicht mehr als $d+t$ Punkte auf der hyperkugel, dann ist die Delaunay-Triangulierung eindeutig.
- Die Delaunay-Triangulation stellt eine mächtige Datenstruktur dar, die sowohl für das geometrische Modellieren als auch für die Interpolation von Messwerten oder den Entwurf von netzen für Finite-Elemente-Simulationen von Interesse ist.

5.2 Topologie von Körpern

- Die Topologie beschreibt das Beziehungsgeflecht aus Punkten, Kanten, Flächen im Gegensatz zur geometrie, die deren Lage bzw. Verlauf oder Gestalt im Raum angibt.
- Zwei Körper mit gleicher Topologie können verschiedene Geometrie tragen. (z.B. zwei gleichaussehende Körper an unterschiedlichen Positionen im Raum).
- Das Rekonstruktionsproblem lässt sich erheblich vereinfachen, wenn der Körper topologisch äquivalent zu einer Kugel ist. (=dorthin verformt werden kann)

5.3 Oberflächen von Körpern

- Soll Dreiecksnetz die Oberfläche eines dreidimensionalen Körpers repräsentieren, so müssen folgende Bedingungen erfüllt sein:
 1. Geschlossenheit (Keine Fläche mit Rand)
 2. Schnitt (Dreiecksnetz darf sich nicht in einem Punkt oder einer Kante schneiden)
 3. Durchdringungslosigkeit
 4. Vollständigkeit

5.4 Überblick gängiger Rekonstruktionsverfahren

- **Clustering:** Jeder Punkt erhält eine Scheibe, die den nächsten Nachbarn berührt. Die Vereinigung aller Scheiben definiert einen Cluster von Punkten.; a-Formen (Styropor gefüllter Raum, der mit Kugeln ausgefräst wird, die ausschliesslich Punkte der Punktmenge auf ihrer Oberfläche, NICHT aber in ihrem Inneren haben. Eignet sich weniger zur Erzeugung einer einzigen, geschlossenen, alle Punkte enthaltende Körperoberfläche.
- **Rekonstruktion von Konturen aus Abtaststrahlen:** diese verfahren erzeugen in der regel parallel zueinander verlaufende Konturen. Liefert keine Oberfläche.
- **Interpolation aus Schnittkonturen:** Direkte Oberflächenerzeugung ohne vorherige Konturbildung (letzteres bei allgemeiner Lage der Punkte extrem schwer) Voraussetzung: Schnittebenen!
- **Netzwachstum:** Sukzessive Erweiterung eines initial erzeugten Netzes. Flächenorientiertes Rekonstruktionsverfahren.
- **Zellzerlegung:** Der den Körper enthaltende Raum wird zunächst in disjunkte Zellen zerlegt. Anschließend werden diejenigen Zellen bestimmt, die dem Körper zugeordnet werden können. Die Oberfläche dieser bildet dann die Oberfläche des Körpers. Volumenorientiertes Rekonstruktionsverfahren.

Kapitel 6

Modellierung und Echtzeitsimulation deformierbarer Objekte

6.1 Einführung

- Deformierbare Objekte sind morphologisch variabel, wodurch eine Simulation der inneren und äußeren Bewegung (Kinematik) und der Dynamik ungleich schwieriger ist.
- Die klassische Finite-Elemente Methode bietet Lösungen an, die aber wegen der großen Anzahl an inneren Freiheitsgraden weit von der Echtzeitfähigkeit entfernt sind.
- Zentrales Problem: realitätsgetreue dreidimensionale Bewegungs- und Verhaltenssimulation unter Einwirkung äußerer Anregungen.
- Karlsruher Endoskopie Trainer ermöglicht eine Simulation typischer Operationsvorgänge in Echtzeit.
- Die Simulation erfordert zwingen die Erstellung eines Modells des realen Systems. Essentieller Begriff ist die Kollision von Objekten im virtuellen Raum.
- Effiziente Datenstruktur nötig um die Reaktion der deformierbaren Objekte auf die Manipulation zu spezifizieren. Verhaltensmodelle sind nötig.
- Die graphische Repräsentation besteht in der Visualisierung der Simulationsergebnisse auf einem Bildschirm in Form von geometrischen Modellen. Zwei Ansätze: Freiformflächen und polygonale Netze.

6.2 Problemspezifikation und Stand der Technik

6.2.1 Problemstellung

- Dynamische Objekte: charakterisiert durch innere, lokale Dynamik (Elastodynamik) und äußere, globale Bewegung (Kinematik) gegenüber der Umgebung.

- Direkte Interaktion während einer Simulation möglich, wenn Gesamtverzögerungszeit $\leq 2sec$.
- Für eine echtzeitfähige Simulation darf die gesamte Synthese eines neuen Bildes maximal 0,1 Sekunden dauern. Dies beinhaltet die Umsetzung der stimulierenden Daten, die Auflösung der kinematischen Strukturen, Berechnung der Elastodynamik, Interaktionsbehandlung und die eigentliche graphische Datenverarbeitung bis hin zur Graphikausgabe.
- Echtzeitanforderungen contra hohe Realitätsnähe. Ergebnis stets Kompromisse.
- Drei Teilgebiete:
 - Graphische Repräsentation: geometrische Modellbildung, Texturen, Lichtmodelle
 - Physikalische Repräsentation: mechanisches Verhalten, Kinematik, Dynamik, elastodynamische Modellbildung
 - Interaktion: Beeinflussung des Modellszenarios und der Objekte zur Simulationszeit. Detektion einer Interaktion (Kollisionserkennung). Betreffende Auswertung (Modifikation der graphischen und physikalischen Modelle).

6.2.2 Stand der Technik

Graphische Repräsentation

- Drei Gruppen:
 - CSG-Modellierung (Constructive Solid Geometry): Objekt mit geometrischen Primitiven (Quader, Zylinder, Kugel, Kegel) beschrieben.
 - B-REP-Modellierung: Repräsentation beruht auf Darstellung von Oberflächen. Zwei Typen: exakte(analytische) und angenäherte(Polyeder-Modell) Darstellungen.
 - Volumen-Modelle. stützt sich auf die Unterteilung räumlicher Körper in diskrete Teilelemente und deren zusammenhängende Darstellung. (Voxel(kleinste Elemente eines Körpers), Octree-Methode)
- **Darstellungs- und Schattierungsmodelle:** Zuweisung von Materialeigenschaften wie Grundfarbe und Oberflächenattribute (Reflektion, Transparenz) sowie Art der Schattierungsberechnung.
- **Beleuchtungsmodelle:** Einfügen und Spezifikation von Lichtquellen in das Simulations-Szenario; Definition von diffusem Licht, Punkt- und Parallellichtquellen; Spots.
- **Textuierung:** Projektion von Bitmaps auf die Oberfläche des geometrischen Körpers. jedem Oberflächenpunkt Zuordnung eines Bitmap-Feldelementes. Interpolation der Zwischenwerte.
- Am besten hierfür geeignet: Polyeder und Freiformflächen.

Physikalische Repräsentation

- Nachbildung des physikalischen Verhaltens deformierbarer Objekte.
- **Finite-Elemente-Methode (FEM):** Bekanntester Ansatz: Beruht auf diskreter Modellbildung und Diskretisierung mit mehrdimensionalem Basiselement ("Finite Elemente"). Innerhalb dieser Elemente: Formfunktionen (Beschreibung mechanischen Verhaltens). Mathematisches Problem: komplexe und partielle Differentialgleichungen in ein System von einfachen, linearen Differentialgleichungen umzuwandeln.

- **Finite-Differenz-Verfahren (FD):** Vereinfachung der FEM. Beruht auf der Auswertung der problembeschreibenden Differentialgleichungen an äquidistanten Stellen (Zerlegung in homogene Teilräume). Nachteil: immer noch hohe Rechenzeit, starre Modellierung.
- **Nodale Netzmodelle:** Weitere Vereinfachung der FEM. Hierbei wird die Masse des Körpers in nulldimensionale, massebehaftete Knoten diskretisiert. Jeweils ein Paar wird über kraftübertragende Verbindungselemente (meist lineare Federelemente) verknüpft. Dieser Ansatz kommt dem Echtzeitanspruch am nächsten.
- **Partikelsysteme:** Punktförmige Objekte, die in funktionalem Bezug zueinander stehen. Jeder Partikel hat Einfluss auf alle anderen Partikel des Systems. Art des Einflusses durch Energiefunktionen und Regelsätze festgelegt. Zusätzlich Orientierung der Partikel. (Beispiel: Animation von Wasser).
- **Deformationsfunktionen:** Verwenden lokale Funktionen; gebräuchlich ist eine Modellierung auf Basis von Splines, so wie bei den Freiformflächen. Parameter der Funktionen stellen die Form der Geometrie her; Transformationsfunktionen.
- **Echtzeitfähigkeit:** Die zur numerischen Berechnung der Dynamik notwendige Zeit muss kleiner als die dynamischen Zeitkonstanten der Simulation sein (0.1sec). Gleichzeitige Gewährleistung der numerischen und strukturellen Stabilität.
- **Qualität der Genauigkeit:** Gute Nachbildung der Realität. Die Simulation soll **qualitativ** plausible Ergebnisse liefern.
- **Modellierungsfreiheit:** Möglichst wenig Einschränkungen bei der Modellierung. Physikalische Modellbildung sollte möglichst unabhängig von der graphischen Modellbildung sein.
- **Simulationsfreiheit:** Keine Beschränkung der Freiheitsgrade; Möglichkeit der Implementierung verschiedenster mechanischer Charakteristiken. Globale Beweglichkeit.
- **Modifizierbarkeit:** Deformierbare Objekte zur Simulationszeit in Struktur und Verhalten. Effiziente Datenstruktur. Modifikation lediglich eine lokale Umorganisation und keine vollständige Neudefinition!
- **Interaktionsmöglichkeit:** effektive Kollisionsprüfung muss einfach und ohne grossen Datenverarbeitungsaufwand durchführbar sein.
- Am besten geeignet: Nodale Netze.

Interaktion, Kollisionsdetektion

- Überprüfung, ob zwei oder mehr Körper einen gemeinsamen Teilraum im dreidimensionalen Modellszenario belegen.
- Vier Gruppen von Lösungen:
 - **Analytische Kollisionsdetektionen:** Körper komplett oder stückweise durch geschlossene Funktionen beschreibbar, so können eventuelle Schnitte analytisch berechnet werden. Problematisch bei komplexen Geometrien.
 - **Kollisionserkennung über Hüllvolumen.** Vereinfachung durch abstrahierende Volumenelemente. Möglichst kleine geometrische Primitive (Quader, Kugel oder Zylinder), welche den Körper ganz umschliessen. Durch hierarchische Detaillierungsstufen wird das Verfahren sehr effizient.

- **Doppelbelegung von Volumenelementen:** besonders bei Körpern geeignet, die schon in Form von Volumenmodellen vorliegen.
- **Geometrische Testverfahren der Oberfläche:** Verwendung insbesondere bei B-REP Modellen. Polygonale Flächenstücke werden auf gegenseitige Durchdringung überprüft. Aufgrund der Vielzahl zeitlich aufwendig.
- Bei deformierbaren Objekten ist eine Datenvorverarbeitung nicht möglich, da die Körperform variant ist.
- Relevant ist die Aktion und Einflussnahme des benutzers auf das Simulationsszenario.

6.2.3 Zusammenfassende Bewertung

- Vorteilhaft bei Verwendung von geometrischen Modellen (Polyedermodelle): hohe Verarbeitungsgeschwindigkeit.
- Ansätze auf Basis von Freiformflächen: gute visuelle Qualität mit Anpassung der Genauigkeit; glatte Darstellung. Einfache und realitätsnahe Formveränderung aufgrund der lokalen Einwirkung der Kontrollpunkte möglich.
- Hybrider Ansatz möglich durch prinzipielle Trennung von geometrischer und physikalischer Modellbildung.

6.2.4 Simulationssystem KISMET

- Kinematic Simulation, Monitoring and Off-Line Programming Environment for Telerobotics
- Basiert auf geometrischen, kinematischen und dynamischen Modellen der Arbeitsumgebung und Handhabungsgeräte mit denendreidimensionale, synthetische Ansichten in Echtzeit erzeugt werden (“künstliches Sehen”).

6.3 MESD-Verfahren zur physikalischen Repräsentation deformierbarer Objekte

- basiert auf Nodalen Netzen.

6.3.1 Anforderungen und Grundlagen

- Zentrale Aufgabe ist die Bestimmung und Auswertung der Bewegungsgleichungen des Objektes.

Grundlagen aus der Mechanik

- Aussage, wie sich eine Verformung, deren Ursache und Auswirkungen mathematisch beschreiben lassen.
- Superpositionsprinzip: die bewegung eines deformierbaren Körpers wird in eine globale Starrkörperbewegung und in eine überlagerte, lokale verformung unterteilt.

Grundlage nodaler Netze, Abgrenzung zur FEM

- Ziel ist die vereinfachte Darstellung der physikalischen Gesetzmäßigkeiten, so dass eine Simulation in Echtzeit möglich ist.
- Erster Schritt: Aufstellung eines passenden Modells: Modellbildung.
- Unterteilung in Teilvolumen, welche möglichst gleiche Eigenschaften haben.
- Vorteil hinsichtlich der Auswertung der Bewegungsgleichungen ist der Wegfall der Formfunktionen und damit der “Übergangsbedingungen zwischen den einzelnen Elementen des deformierbaren Körpers.

6.3.2 Konzept des MESD-Verfahrens und Modellbildung

- Das MESD-Verfahren beruht auf nodalen Netzen, die auch als vereinfachte Finite-Elemente-Systeme betrachtet werden können.
- Ziel ist es, mit möglichst wenigen inneren Knoten ein realistisches Simulationsverhalten zu erzielen.
- Gesamtheit der G-Knoten (Geometrie) charakterisieren die Geometrie, sie bilden die äußere Schale des Objektes. (F-Knoten, Kraftbeziehungen zwischen den Knoten)

6.4 Interaktion und Manipulation deformierbarer Objekte

- Beeinflussung von deformierbaren Objekten auf basis des MESD-Verfahrens

6.4.1 Anforderung und Konzeption

- Kollisionserkennung (geometrische Überprüfung)
- Interaktionsauswertung (definiert die Reaktion des interagierenden Objektes und die Auswirkung auf das Modell.) (Wechselwirkung)
- Modellmodifikation: strukturelle “” Änderung des MESD-Modells. Echtzeitfähigkeit wichtig!.

6.4.2 Effiziente Kollisionserkennung

- Echtzeitanforderung ist die wichtigste Nebenbedingung. Weiteres Problem besteht in der mehrfachen Diskretisierung der deformierbaren Objekte und der Simulation. Dies erschwert die korrekte Erfassung von gegenseitigem Eindringen der nodalen Modelle.
- **Räumliche Diskretisierung:** Ursprüngliches Volumenmodell wird durch ein dreidimensionales Netz von eindimensionalen Punkten abstrahiert. Geometrische Form der Oberfläche zwischen den G-Knoten ist nicht bestimmt.
- **Zeitliche Diskretisierung:** Differentialgleichungen werden zur Simulationszeit in Differenzgleichungen transformiert. Positionen der G-Knoten werden von numerischen Lösungsverfahren zu diskreten Zeiten ausgewertet. Für die Bewegung zwischen den festgelegten Simulationszeitpunkten kann keine Aussage getroffen werden.

- Kollisionserkennung: muss sichere Erfassung der Interaktionen ermöglichen. Prinzipielle Trennung von graphischer Repräsentation und Interaktionsbehandlung. Es werden jeweils verschiedene, den Anforderungen angepasste Modelle herangezogen.
- Wesentliche Vereinfachung, wenn Modelle aus geometrischen Primitiven bestehen. Man kann hier auch von Wissensbasis sprechen. Im Gegensatz zu Expertensystemen sind jedoch die Wissensbasis und die Inferenz-Komponente (Wissen, das durch logische Schlussfolgerungen gewonnen wurde) integriert und nicht getrennt.

6.4.3 Vereinfachung der Instrumentengeometrie

- Siehe Bild 9 und Bild 10.

6.4.4 Netztrennung

- Abarbeiten folgender Schritte:
 - Definition der Schnittkante (Lokalisation der Schnittlage je nach Effektor)
 - Erfassung der betreffenden Knoten
 - Für diese: Generierung eines Partnerknotens mit gleichen Attributen und Parametern und Einordnung in die Datenstruktur.
 - Auftrennung der Verbindungselemente entlang der Schnittkante.
 - Einfügen neuer Verbindungselemente zwischen den Schnittknoten, Initialisierung der Parameter nach spezifischer Vorgabe des Verhaltensmodells
 - Zur Sicherung der Datenkonsistenz. Aktualisierung der Knotenlisten in allen betroffenen Komponenten.
- Siehe Bild 11 und Bild 12
- Bei Auftrennen: Einfügen schon Schnittfacetten notwendig, um weiterhin eine geschlossene Geometrie zu erhalten.

6.4.5 Implementierung chirurgischer Effektorfunktionalitäten

- Originalgetreue Simulation chirurgischer Tätigkeiten notwendig.
- Vier verschiedene Instrumententypen und deren Funktionalität:
 - Greifen (siehe Abbildung 13 und 14)
 - Setzen von Klemmen (siehe Abbildung 15 und 16)
 - Schneiden (siehe Abbildung 17 bis 20)
 - Koagulieren (Veröden mittels Unipolaren Hochfrequenzstroms) (siehe Abbildung 21 und 22)

6.5 Der karlsruher Endoskopie-Trainer

- stellt eine echtzeitfähige Simulationsumgebung dar.

6.5.1 Minimal-Invasive Chirurgie, Systemanforderungen

- Vorteile für den Patienten: geringere Schmerzen, schnellere Genesung
- Nachteile für den Operateur: eingeschränktes Sichtfeld, beschränkte Beweglichkeit, fehlendes Tastgefühl, schwierige Handhabung der Instrumente.
- Anforderungen: geometrische Formen und mechanisches Verhalten von biologischem Gewebe nachbilden. Integration typischer chirurgischer Instrumente. Trainingsumgebung!

6.5.2 Konzept, Aufbau, etc.

- siehe Abbildung 25 (“Man-in-the-Loop”-Simulation), Abbildung 27 (Bedienschnittstelle (Box)), Abbildung 29 (Simulationsbeispiel).
- Die Genauigkeit der Simulation, die Korrektheit der Interaktion sowie die Anzahl der elasto-dynamischen Objekte im Operationsfeld und damit die resultierende Realitätsnähe hängt in erster Linie von der zur Verfügung stehenden Rechnerleistung ab.

Kapitel 7

Matchen von Bilddaten

7.1 Registrierung (MAtchen) von Bilddaten

- Basis: präoperative Blick ins Körperinnere des Patienten
- Dies bedeutet die verschiedenen Datensätze (z.B. CT und MRT, PET, SPECT, US,) so zu verbinden, dass sich anatomisch gleiche Regionen nach der Überlagerung am selben Ort befinden.
- Vier Klassen von Matchingverfahren:
 - **Singlemodales (Monomodales) Matching:**
 - * nur Bilder einer Modalität
 - * Temporales Matching: Herausfinden von Unterschieden in Bildern.
 - * Viewpointmatching: Interpretation von 3-dimensionaler Information, bei der entweder die Kamera oder das Objekt sich bewegt haben.
 - **Template Matching (Modellbasierte Registrierung):** Patientenbilder werden mit Bildern aus einem Atlas gematcht. Es ermöglicht zusätzlich eine modellbasierte, automatische oder halbautomatische Objekterkennung und Segmentierung.
 - **Multimodales Matching:** Integration von unterschiedlicher Information aus Bildern, die durch verschiedene Sensoren aufgenommen wurden, aber von einer Person stammen. Verbindung von Bildern mit funktionellem und Bildern mit strukturellem (anatomischen) Inhalt. Vorteil: z.B. sich bei Lokalisation einer pathologischen Veränderung des Gewebes an den Knochen zu orientieren.
 - **Physikalisches Matchen:** Abbildung des Koordinatensystems der Bilddaten eines Patienten auf sein physikalisches Koordinatensystem. (z.B. bei Tumoren). Wichtig, wenn Bestrahlungsmaschinen oder roboter zum Einsatz kommen. Lokalisation kann dann in Weltkoordinaten angegeben werden.
- Nötige Verarbeitungsschritte bei der Anfertigung einer tomographischen Aufnahme:
 - Aufnahme
 - Konvertierung (inzwischen in DICOM3)
 - Speicherung (PACS-Einheiten; PACS = Picture Archiving and Communication System)

- Bildverarbeitung: Aufbereitung (evtl. Kontrast, Rauschminderung) Matchen erfordert eine sehr starke Aufbereitung der Daten.
- Bei Vereinigung der Informationen haben Tomogrammdaten entscheidende Nachteile: Daten liegen nur als Schichten vor (räumliche Info nur durch Vorstellungskraft), keine Bearbeitung der Filme möglich, keine Farben, kein Ausblenden unwichtiger Dinge, keine Simulation geplanter Eingriffe möglich.
- Segmentierung dient der Reduktion der Bildinformation auf die für die Behandlung wesentlichen Teile.
- Matchen mehrerer Modalitäten ist wichtig, da es die Voraussetzung für die Erstellung eines multimodalen Patientenmodells ist. Hier wird jedem Voxel jedes Tomogrammes ein eindeutiger Punkt im Raum zugeordnet. Wichtig z.B. bei intraoperativer Bildgebung: rechnergestützte Kontrolle des Eingriffs bei z.B. einer Tumorresektion.

7.2 Matching-Verfahren

- Globaler Ablauf:
 - Aquisition der Tomogramme
 - Identifikation von Merkmalen
 - Auswahl einer Bewertungsfunktion f
 - Bestimmung einer initialen Transformation A
 - Optimierung von A , so dass $f(A)$ maximal ist
 - Fusion der Tomogramme
- Falls mehr als zwei Tomogramme überlagert werden, so werden im allgemeinen Zweierpaare gebildet und überlagert.
- Merkmale werden in der Medizin als Landmarken bezeichnet. Nachdem eine von der Klasse der merkmale abhängige Bewertungsfunktion ausgewählt ist, wird die initiale Transformation geschätzt, die der nachfolgenden Optimierung als Startwert dient.
- Klassifikation der verschiedenen Verfahren anhand der verwendeten Transformation:
 - starres Matchen: Hier werden Operationen ausgeführt, welche global auf alle Bildinhalte angewendet werden. Unter diesem Begriff werden Verfahren für Rigid und Affines Matchen zusammengefasst.
 - Elastisches Matchen: lokale Veränderungen im Bild sind erlaubt.

7.2.1 Starres Matchen

- Indexttransformation (unter der Annahme, dass die zu überlagernden Strukturen exakt dieselbe Größe haben).
- Translation, Rotation, Skalierung, bei CT auch noch Scherung.
- Ein Lösungsansatz besteht darin, leicht identifizierbare natürliche anatomische oder künstliche Referenzmarken zu verwenden, deren Abbildung in den zu vereinigenden Aufnahmen als solche identifizierbar sind.

Merkmale

- Vergleich von Pixelgrauwerten nicht einfach möglich (z.B. bei CT und MRT, Grauwerte codieren ganz andere Strukturen)
- Die Auswahl des Merkmals hat grossen Einfluss auf die Qualität der Registrierung. Durch die geschickte Auswahl kann die Transformation fast gänzlich unabhängig von Störungen werden.
- Der merkmalsraum kann einfach sein und aus:
 - allen Pixelwerten, ausgewählten Punktkoordinaten und deren Grauwerten (Punktmatchingverfahren), Kanten, Konturen, Oberflächen, Eckpunkt oder Schnittpunkte von Linien, Punkte sehr starker Krümmung
- Ausser diesen relativ einfachen Merkmalen können komplexere Beschreibungsformen verwendet werden:
 - statistische Merkmale (Momente etc.), Strukturelemente (Graphen oder Subpatterns), Kern von Objekten, Semantische Netzwerke, Modelle (z.B. anatomischer Atlas).
- **Punkt förmige Merkmale:**
 - **Künstliche Landmarken:**
 - * Stereotaktischer Rahmen: äusserst präzise Identifikation; garantiert hochgenaue Überlagerung der Bilder. Nachteil: erhebliche Belastung für den Patienten.
 - * Schrauben mit Innengewinde: äusserst genaue Ergebnisse. Nachteil: starke Belastung des Patienten.
 - * Aufgeklebte Ringe: Fiducials, geringe Belastung für den Patienten. Nachteil: wesentlich schlechtere Genauigkeit. Durch die leichte Verschiebbarkeit der Haut liegt sie bei ca. 3mm.
 - **Anatomische Landmarken:**
 - * z.B. Mittelpunkte der Augäpfel, Kreuzung der sehnerven, Enden der Gehörgänge oder Kreuzung gedachter Linien zwischen keicht zu identifizierenden Objekten. Nachteil: Zur Extraktion wird teures Personal benötigt.
 - Großer Vorteil des letzteren Ansatzes: Patient wird nicht belastet. Die Landmarken behalten für einen sehr langen Zeitraum ihre Position bei.
 - Ähnlichkeitsmetrik: Kreuzkorrelation oder Summe der absoluten Differenzen der Intensitäten, ...
 - Sind die Merkmale komplexer, do werden “High-Level”-Metriken angewendet: Struktur-Matchen, Semantische Netze oder Baum- und Graphenabstände.
 - Die Wahl der Ähnlichkeitsmetrik ist entscheidend für ein erfolgreiches Matchen.
 - Größter Vorteil der Punktmatchingverfahren ist ihre geringe Laufzeit. In vielen Fällen nur wenige Sekunden. Zeit zur Extraktion der Punkte dauert jedoch bis zu einer halben Stunde.
 - Automatisieren von Punktmatchingverfahren grundsätzlich nicht möglich, wegen der zwingen vorzunehmenden Segmentierung.
- **Verwendung von Oberflächen:**

- Annahme: beide zu überlagernden Objekte haben etwa die gleiche Oberflächenform.
- Summe der euklidischen Abstände der Punkte zum z.B. Kopf in Richtung des Schwerpunktes der Hautkontur des Kopfes ist Maß für die Güte.
- größter Nachteil: aufwendige Berechnung der einzelnen Abstände.
- größter Vorteil: Möglichkeit einer Teilautomatisierung. (Erkennung der Haut durch Grauwertschwellverfahren).
- Hohe Genauigkeit durch hohe Anzahl an Oberflächenpunkten (oft mehr als 30000).

- **Verwendung berechneter Landmarken:**

- Krümmung (weil invariant gegenüber Rotation und Translationen)
- Darstellung in Form von B-Splines
- Nachteil: sehr hoher Rechenaufwand.

- **Voxelbasierte Verfahren:**

- Erster Ansatz: Verwendung der Grauwerte aller Voxel des Tomogramms anstatt segmentierter Landmarken.
- Nachteil: Beschränkung auf monomodale Bildpaare.
- Weiteres Verfahren, mit dem auch das Überlagern von multimodalen Bildern möglich ist. Dies geschieht durch spezielle Gütefunktionen.
- Voxelbasierte Verfahren stellen zur Zeit die universellsten Ansätze für die multimodale Registrierung dar.

Einfaches Affines Matchen nach Günzel (Für Kopfaufnahmen)

- Affines Matchen von CT- und MRT-Tomogrammen.
- Ideale Ergänzung.
- Problemstellung: Lage und Orientierung des Patienten nicht bekannt, häufig abweichende Größen wie Auflösung, Schichtabstände und der Aufnahmewinkel (Gantry-Winkel). Es müssen Punkte bzw. Punktmengen bestimmt werden, die einander zugeordnet werden können.
- Interpolation: Bei der Abbildung einer tomographischen Aufnahme auf eine zweite werden die diskreten Gitterpunkte im allgemeinen nicht wiederum genau auf die ebenfalls diskreten Gitterpunkte der zweiten Aufnahme abgebildet. In mindestens einer der beiden Aufnahmen müssen Werte zwischen den diskreten Gitterpunkten bestimmt werden; Interpolierte Zwischenschichten (siehe Bild 3). Nur globale Verfahren. Interpolation kann auch als Fusion zweier benachbarter Schichten gesehen werden. (Bild 4).
- Abbildungsfunktion:
 - Rotation, Translation, Skalierung, Scherung
 - Lineare Abbildung homogener Koordinaten:
 - * Eindeutig bestimmte Transformation: mindestens vier Punkte pro Aufnahme, max. 2 auf einer Geraden und max. 3 in einer Ebene

- * Transformation mit kleinstem mittleren quadratischen Fehler: Vorteil: Fehler, die bei der Zuordnung einzelner Referenzpunkte gemacht wurden, wirken sich nicht so stark auf die resultierende Abbildung aus. Nichtsystematische Fehler mitteln sich heraus. Der benötigte Rechenaufwand ist unabhängig von der Anzahl der Referenzpunktpaare.
- * Offsetvektorenfelder und lokale Korrekturen: um Korrekturen durchführen zu können, müssen lokale Abbildungs- bzw. Zuordnungsfehler ermittelt werden. Zwei Anwendungsfälle: Unterschiedliche Darstellung ein und desselben Objektes oder gleichartige Aufnahme eines sich eventuell lokal verändernden Objektes.
- * Ermittlung der Abbildungsparameter: Problem vergleichbar mit dem Korrespondenzproblem bei der Auswertung stereoskopischer Aufnahmen. Problem: Abbildungsart so zu parametrisieren, dass eine möglichst optimale Übereinstimmung erreicht wird.
- * Numerische mehrdimensionale Ermittlung der Extrema: Entlang der Achsen (partielle Extremumbestimmung) oder entlang von n linear unabhängigen n -dimensionalen Vektoren (Stetigkeit!)
- * Gütemaß für die Parametrisierung einer Abbildung: Man kann nach erfolgter Abbildung den Abstand des Punktes zur Menge der in Frage kommenden Punkte als Maß für den Abbildungsfehler verwenden.
- * Abstand Punkt zu Punktmenge: Wenn Konturen nicht scharf (Rauschen, oder weicher Verlauf), so muss mit Wahrscheinlichkeiten gearbeitet werden. (Bild 6: Eine Schicht der 3-dimensionalen Distanztransformierten einer Kopfoberfläche)
- * Initialisierung: Zu jedem Gitterpunkt wird die genaue Distanz zu seinem nächstgelegenen Nachbarn bestimmt, der Element der zweiten Aufnahme ist.

Probabilistisches (Affines) Matchen nach Pokrandt

- Ansatz, der in der Lage ist, alle wesentlichen Modalitäten automatisch und in vertretbarer Zeit zu überlagern.
- Ziele: Einfache Bedienung, hohe Genauigkeit, Geringer Zeitbedarf, Universalität, keine Veränderung der Originaldaten.
- Grundsätzliche Vorgehensweise: Aufnahme und Konvertierung, rigides/affines Matching, (elastisches Matching), Fusion/Visualisierung
- wesentliche Besonderheit: nach dem Einlesen der Daten ist keine Vorverarbeitung durch einen Bediener erforderlich.
- Ablauf der affinen Registrierung (siehe Bild 8: Normierung von T1 und T2, wähle initiale affine Transformation, Bewerte diese, wähle Korrektur, Bewerte korrigierte Transformation, wenn besser als nicht korrigierte T. und Ergebnis gut genug, dann Fusion)
- **Tomogrammnormierung:**
 - Normierung aufgrund folgender Unterschiede:
 - * Verschiedene Schichtauflösungen
 - * Verschiedene Schichtabstände
 - * Verschiedene Voxelgrößen.
 - * Gegeneinander verschobene Schichten.

- Standardverfahren ist die trilineare Transformation.
- Hoher Speicheraufwand für ein Tomogramm. (ca. 578MB)
- Normierung behebt Verzerrungen. (siehe Bild 11)
- **Bewertung der Transformation:**
 - Güte der Transformation ist hoch, wenn durch sie die Tomogramme so überlagert werden, dass die selben anatomischen Landmarken nahe beisammen liegen.
 - Güte der Transformation ist niedrig, wenn die korrespondierenden Landmarken weit voneinander entfernt sind.
 - Grauwertistogramme (2D-Histogramme (siehe Bild 12)). Problem: große Anzahl von Schleifendurchläufen (ca. 36 Millionen). Sehr hoher Rechenaufwand.
 - Probabilistischer Ansatz: Statt alle Voxel eines Tomogramms zu verwenden, benutzt man nur die Voxel einer möglichst gleichverteilten Untermenge. Großer Zeitgewinn. Problem: Qualität des Histogramms abhängig von der Qualität des Zufallszahlengenerators.
- Bild 14: Normierte Güte bei globaler x: Verschiebung entlang der z-Achse bzw. y: Drehung um die z-Achse. (z: Fitness)
- Gaussgewichtete entropie (siehe Bild 16 (Auswirkungen der Größe der Gaußumgebung auf die Transformationsbewertung (je größer die Umgebung, desto deutlicher die Minima))).
- **Planung chirurgischer Eingriffe:**
 - Anwendung in der Zugangsplanung.
 - Möglichkeit, mehrere Zugänge zu planen und sie anschließend anhand ihres Risikos für den Patienten zu bewerten.
- **Modellierung kieferchirurgischer Prothesen:**
 - (Bei Unterkieferpartialersatz) Dabei wird der Schädel mit seinem eigenen Spiegelbild überlagert. So lässt sich eine optimale Form der Prothese generieren.
- **Hochauflösende Darstellung des Zahnbereichs:**
 - Wichtig: möglichst gute Darstellung der Form der Zähne.
 - Problem: Plomben führen zu starken Artefakten im Tomogramm.
 - Lösung: Tomogramm eines Abdrucks und anschließende Überlagerung mit artefaktbehaftetem Tomogramm, wobei die artefaktbehafteten Bereiche durch die Modellaufnahme ersetzt werden.
- Wichtigster und zugleich schwierigster Schritt ist die vollautomatische Bewertung der aktuellen Transformation. Die probabilistischen Verfahren führten zu einer immensen Beschleunigung.

7.2.2 Elastisches Matchen

- häufigste Anwendung: Anpassen eines Atlanten auf einen Patienten.
- direkte (berechnen aus eingegebenen Stützstellen die benötigte Verformung direkt) und iterative (konvergieren Schritt für Schritt in Richtung der gewünschten Form) Verfahren.

- Vorteil: mit diesen Verfahren können auch Bilder von verschiedenen Patienten überlagert werden (für Vergleiche mit Standardanatomien). Diese Methoden stellen aber keinen Ersatz für rigide oder affine Verfahren dar.
- Der erste Schritt von elastischen Matchingverfahren ist immer eine rigide/affine Registrierung, um dem elastischen Verfahren einen möglichst guten Startwert vorzugeben.

7.2.3 Zusammenfassung

- Momentan nicht möglich, Tomogramme vollautomatisch zu überlagern.
- Die wenigen Verfahren, die ein weitgehend automatisches Vorgehen erlauben benötigen viel Zeit.
- Verfahren, die eine Registrierung binnen Minuten garantieren erfordern zwingen die manuelle Extraktion künstlicher oder anatomischer Landmarken.
- Bisher kein Verfahren, dessen Geschwindigkeit einen intraoperativen Einsatz erlauben würde. (Zeitforderungen von ca. 1-10 Sekunden)

Kapitel 8

Interaktive Operationsplanung

- In der Medizin werden Techniken zur 3D-Visualisierung eingesetzt, um Eingriffe zu optimieren oder den postoperativen Befund vorab visualisieren zu können.
- Fachgebiet: CIS (Computer integrated Surgery)
- Erstellung realer Modelle mittels Stereolithographie.
- ein Anwendungsgebiet: kraniofaciale Chirurgie. Hier ist ein wichtiges Ziel die Wiederherstellung der Ästhetik des Gesichtes jedes einzelnen Patienten.
- Weichgewebeverformungen sind unbedingt zu berücksichtigen. Die bei der Korrekturoperation auftretenden Weichgewebeverformungen sollen durch ein anatomiebasiertes Modell bestimmt werden. (Beispiel einer skelettverlagernden Korrekturoperation: Bild 1)

8.1 Stand der Technik

- Kraniofaciale Korrekturoperationen bedürfen einer besonders sorgfältigen präoperativen Planung.

8.1.1 Klinische Praxis

- Planung basiert auf der erforderlichen Veränderung der Knochenstruktur. z.B. Vorverlagerung des Oberkiefers bzw. des Mittelgesichtes. Hier werden noch keine zufriedenstellenden Ergebnisse bei der Bestimmung der Weichgewebeveränderungen erzielt.
- Bild 2: Kephalometrische Analyse (Lehre von den Gesichtsproportionen) Sie ist heute ein wichtiges Mittel zur exakten Beschreibung von Gesichtsstrukturen.
- Softwarebeispiel: Dentofacial Planner (Bild 4)
- Müssen umfangreiche Gesichtsdeformationen behandelt werden, wird heute bereits zusätzlich zu den zweidimensionalen Röntgenaufnahmen eine CT-Aufnahme des Kopfes angefertigt.

8.1.2 Weichgewebemodelle in der Computeranimation

- Zur Animation der Haut an den Händen. Intention: lediglich die realistische Animation der Hautoberfläche.
- Daher sind diese Verfahren nur bedingt auf die Simulation von Weichgewebeverformungen bei skelettverlagernden Korrekturoperationen übertragbar.

8.1.3 Weichgewebesimulationen in der Medizin

- Simulation anhand statistisch gewonnenen Informationen über die Relation von Knochen- zu Weichgewebeveränderungen. Die individuellen biomechanischen Eigenschaften werden nicht berücksichtigt.

8.1.4 Aktuelle Forschung

- Zur Zeit werden Verfahren entwickelt, die eine Vermessung der dreidimensionalen Rekonstruktionen des Gesichtsschädels erlauben.

8.1.5 Diskussion

- Es existiert derzeit kein klinisches Verfahren, welches diese Methoden (zur Echtzeitsimulation, Finite-Elemente-Methode mit Federmasse-Verbindungen) kombiniert, um eine realistische Vorabvisualisierung des postoperativen Erscheinungsbildes jedes einzelnen Patienten nach einer kraniofacialen Korrekturoperation zu ermöglichen und die genauen biomechanischen Eigenschaften des fazialen Weichgewebes berücksichtigt.

8.2 Das Operationsplanungssystem

- Die einzelnen Methoden sind modular zu integrieren.
- Anatomische Strukturen sollen dreidimensional rekonstruiert und photorealistisch visualisiert werden.

8.2.1 Datenaquisition und -aufbereitung

- Der Patient wird photogrammetrisch vermessen. Aus diesen Daten wird für jeden Patienten eine dreidimensionale photorealistische Darstellung der Hautoberfläche errechnet.
- Darüber hinaus wird aus den CT-Daten ein dreidimensionales oberflächenbasiertes Modell des Gesichtsschädels erstellt.
- photogrammetrisches Spezialgerät: Cyberware 3D Laser Scanner.

8.2.2 3D Laser Scanner

- siehe Bild 6.
- photorealistische Erfassung der Farbinformation.
- Genauigkeit 0,1 bis 0,3mm.
- Geometriedaten mittels Laser-Abtastung und Triangulation durch eine CCD-Kamera.

- Gleichzeitige Ermittlung des reflexionskoeffizienten der Hautoberfläche durch eine separate RGB-CCD Kamera.
- Einzelne Tiefenwerte werden in kartesische Koordinaten umgerechnet und dann ein Polygonmodell generiert.
- Das Farbbild wird als Texture auf das Polygonmodell aufgebracht.
- Zur exakten Überdeckung von Geometriedaten und texture muss die gleiche Kopfneigung eingenommen werden. Als Orientierung wird die Frankfurter-Horizontale genommen (Verbindungsline der unteren Begrenzung der Orbita (Augenhöhle) und der oberen Begrenzung des äußeren Gehörgangs).
- Transfer mittlerweile auf DISOM-Standard.

8.2.3 Visualisierung der Patientendaten

- Verfahren notwendig zur Reduktion des Polygonnetzes ohne erkennbaren Detailverlust. (=Reduktion des Datenaufkommens)

Visualisierung der 3D Laser Scanner Daten

- Jeweils drei benachbarte Tiefenwerte bilden ein einzelnes, planares Polygon. es entsteht ein Dreiecksnetz.
- Dreiecksliste (Inkl. Eckpunktposition und Orientierung der Polygone durch Oberflächennormalen).

Visualisierung computertomographischer Aufnahmen

- Volumenbasierte Verfahren: semitransparente Darstellung des gesamten CT Volumens und erlauben so Einblick in das "Innere" der Objekte.
- Oberflächenbasierte Verfahren: ermöglichen nur die Visualisierung der Objektoberflächen selbst. Objekte werden zunächst segmentiert und ihre Oberfläche durch geometrische Primitive approximiert. Diese Oberflächen können sehr effizient dargestellt werden.

Volumenbasierte Visualisierungsverfahren

- Für jeden Bildpunkt in der Bildebene werden entlang des Sehstrahls die einzelnen Voxel entsprechend ihrer Transparenz gewichtet und aufsummiert.

Registrierung der Patientendaten

- Änderungen der Hautoberflächenform werden nicht berücksichtigt, so dass schwerkraftbedingte Abweichungen auftreten können (im Gesicht nicht schlimm, wohl aber am Hals!)
- siehe Bild 11. Abweichungen bei der Registrierung lassen sich direkt auf der Hautoberfläche farblich darstellen, die Farbsättigung ist dabei proportional zu den jeweiligen Abständen.
- Maximale Abweichungen liegen typischerweise unter 3mm.

8.2.4 Planung und Simulation skelettverlagernder Korrekturoperationen

- Vermessung
- Dreidimensionale kephalometrische Analyse liefert wichtige Informationen über die Gesichtsproportionen.

Kephalometrische Analyse des Gesichtsschädels

- charakteristische Punkte. Ideale Lage- und Winkelbeziehungen dieser Punkte sind genormt. Missbildungen und Disporportionen werden anhand der Normwerte erkannt und quantifiziert.
- Hiermit erste Abschätzung der notwendigen Skelettverlagerungen möglich.

Manipulation der Knochenstruktur

- Schnittebene mit deren Hilfe Polygonnetze entlang eine beliebig im Raum orientierten Ebene zerteilt werden können.
- Separate Oberflächen werden mit jeweils einer indizierten Repräsentation beschrieben. Die neu entstandenen Knochensegmente können so einzeln selektiert und translatorisch und rotatorisch bewegt werden.

Kapitel 9

Unterstützende Systeme

- Hilfsmittel, die die Orientierung des Chirurgen unterstützen:
 - Messende Systeme
 - Projizierende Systeme
 - Visualisierungssysteme

9.1 CAS

- Computer Assisted Surgery (Bild 1)
- Verarbeitung aller gängigen Daten, Modellierung mit einer Voxelgenauigkeit von $1mm^3$, Lokalisierung der instrumente mit einer räumlichen Auflösung von $0,5mm^3$.
- Weiteres Positioniersystem: “viewing wand”.
- Einsatz eines statischen allerdings oft unhandlichen Roboterarms.
- Entscheidend ist die genaue Transformation der Roboterkoordinaten in das Patientenkoordinatensystem und umgekehrt.
- Nachteil: Beeinträchtigung des Bewegungsspielraums am Operationstisch.
- Nächster Schritt: optische Verfahren zur Positionserkennung: Kamerasysteme, die die mit IRED's bestückten Instrumente im Raum lokalisieren.
- Offene MR-Scanner ermöglichen eine Positionskontrolle durch intraoperative Bildgebung.
- Ziel der computergestützten Therapie: ständige Kontrolle, intraoperative Nutzung von Atlanten, Protokollierungsmöglichkeiten, Nutzung multimodaler Bilddaten.
- Einsatz von VR-Techniken. Vorteile:
 - Verbesserung der Lernphase
 - Kostensenkung
 - realitätsnahe Simulation
 - Verringerung eines operativen Risikos.

- Visualisierung.
- Anforderungen an VR-Systeme:
 - hohe hardwareleistung
 - mechanische Rückkopplung
 - Simulation von Biege- und Schneidvorgängen mit realistischer Wechselwirkung
 - Instrumentenverfolgung in Echtzeit
 - genaue und schnelle Positioniersysteme
 - Kollisionserkennung
- Einfluss von Wissen: Schnitt verursacht Blutung, Puls und Gefäßdurchmesser sind abhängig voneinander. Wirkung von Klammern und Werkzeugen.

9.2 VR in der Medizin

- Vom Benutzer darf nicht verlangt werden, stark von seinem Verhalten in der realen Welt abzuweichen.

9.3 VR Systeme

- Head Mounted Display, Eingabegerät Data-Glove und VR Software-System.

9.3.1 Die drei I's der Virtual Reality

- Immersion: Eintauchen in die virtuelle Welt.
- Interaktion mit der virtuellen Umgebung
- Imagination: Hierdurch entsteht dem Benutzer das Erlebnis, Teil einer Welt zu sein. Die Imagination ist abhängig von Immersion und Interaktion.

9.3.2 Klassifizierung der VR

- **Immersive VR:** intuitive Eingabe, immersive Ausgabegeräte.
- **Desktop VF:** meist über Monitore oder Leinwandprojektionen mit Hilfe von Shutterbrillen. "through the window"-Darstellung von dreidimensionalen Bildern.
- **Pseudo VR:** nicht in Echtzeit. Im vorraus berechnete kurze Animationssequenzen.
- **Inverse VR:** der Rechner wird in die Welt des Benutzers integriert., d.h. über gesten mit einem Datenhandschuh werden Ausgabegeräte wie Sprachsynthesizer gesteuert. Anwendung: Zurückgewinnung verlorener Körpereigenschaften.

9.4 VR Ausgabegeräte

- DOF = Degrees of Freedom: Angabe, wieviele freiheitsgrade von dem Gerät ermöglicht werden und in Echtzeit umsetzbar sind.

9.4.1 Visuelle Ausgabegeräte

- Head Mounted Display (mit LCDs, hohe Auflösung. Anzahl der DOF hängt vom verwendeten Trackingsystem ab.
- Shutterbrillen (Abwechselnde Anzeige der Bilder für das rechte und das linke Auge. Synchron dazu ist das eine Augenglas transparent und das andere undurchsichtig. Vorteil: Der Benutzer kann ständig seine reale Umgebung sehen.
- Großbildprojektoren. Stereoskopische Bilder durch Projektion von Bildern unterschiedlicher Polarisation und Verwendung einer Polarisationsbrille. Es wird eine hohe Bildrate erreicht.

9.4.2 Akustische Ausgabegeräte

- Kopfhörer
- Lautsprecher, die mit speziellen 3D Audiodisplays angesteuert werden.

9.4.3 Haptische Ausgabegeräte

- Krafrückkopplung. Damit ist das Manipulieren und Bewegen von Objekten möglich.
- beschränken sich meist nur auf die Hand oder den Arm.
- Touch-Feedback: Stimulie durch pneumatische Kissen. Nur Tastsensoren angesprochen.
- Force-Feedback: Kräftiger Schlag auf den Tisch. Auch Sensoren in den Muskeln angesprochen. Über Motoren realisiert (bei gelenkigem Arm). Sehr teuer.
 - Joysticks mit force feedback. (Herkömmliche Joysticks = 3DOF)
 - Enhanced Joysticks = 6DOF.
 - Portable Master (Handschuh, bei dem pneumatische Mikrozyylinder force feedback auf die Finger ausübern).
 - Force Arm Master (Schulter, Ellbogen und Unterarm)
- Kombination von Force Feedback und Touch Feedback. Der Grad der Immersion der Benutzer in die Szene würde sich erhöhen, da beide Systeme komplementäre Informationen liefern.

9.5 VR Eingabegeräte

- 3D Position Sensors
- 3D magnetische Sensoren
- Ultraschall 3D Sensoren (IRED-Emitter-Dioden z.B. bei Pointer im Griff)
- Trackballs (Leuchtdioden und Photosensoren; die Krafteinwirkung auf den Trackball äußert sich in der Lichtemission der entsprechenden LEDs.)

9.5.1 Manipulations und Navigationsdevices

- gestenbasierte Interaktion
- Data-Gloves (optoelektronisches Interface, Glasfaserleitungen pro Finger. Messung der Lichtintensität. Krümmung des Fingers entspricht ungefähr dem Lichtabfall.)
- Großes Problem: Ermüdung der Benutzer (z.B. Heben des Arms zur Navigation über längere Zeit).
- CyberGlove (zusätzlich Seitenbewegungssensor)
- Dextors Hand Master (komplexester Handschuh; komplexes Metallskelett, pro Finger 4 Positionssensoren)

9.6 Integration der VR in den klinischen Betrieb

- Problem von zwei aufeinandertreffenden Fachdisziplinen, welche sich aufeinander abstimmen müssen.
- VR-Standards, sowohl im Software- als auch im Hardwarebereich sind erforderlich. Das VR-Management hat eine Schlüsselfunktion im VR-System und muss entsprechend sorgfältig definiert werden.

9.7 VR in Ausbildung und Training

- eines der zur Zeit interessantesten Einsatzgebiete ist die medizinische Aus- und Weiterbildung.
- Der Operateur ist stets verantwortlich, weshalb der Bedarf an intensiven Trainingsmöglichkeiten ständig wächst.
- Bild 6: Simulationstorso: Es kann sowohl eine Visualisierung der endoskopischen Sicht als auch der Gesamtansicht erfolgen.

9.8 VR in Operationsplanung und Therapie

- Die Operationsplanung mit Hilfe der VR kann direkt an das simulierte Training gekoppelt werden mit vielleicht dem einzigen Unterschied, dass nun reale Patientendaten verwendet werden.
- Bild 8: Virtual Interface Environment - virtuelle Operationsumgebung. (Visualisierung auf dem OP-Tisch)
- Mehrere Personen, alle mit Datenhandschuhen und Shutterbrillen ausgestattet, sollen so in die Lage versetzt werden, gemeinsam an einem virtuellen Patienten zu arbeiten.
- Somit soll die optimale Operationsstrategie gefunden werden, aufgezeichnet werden und während der Operation wiedergegeben werden (zu Kontrollzwecken).
- Kombination realer Bilddaten aus der Sicht des Endoskops mit Simulationsdaten aus der Planungsphase. Vorteil: Genaue Abgrenzung eines Tumors, welche in den realen Bilddaten nicht so ohne weiteres zu erkennen ist.

- Kontinuierlicher Abgleich zwischen den aktuellen Daten und den Planungsdaten durch einfache Differenzbildung.
- Nachteil: Operateur wird zum Sklaven der Technik.

9.9 Telerobotik und Telemedizin

- Dem Operateur werden die Bilddaten via HMD oder mit Hilfe eines Mikro-Laserscanners auf die Netzhaut projiziert.
- “Die Kombination der maschinellen Genauigkeit mit der menschlichen Urteilskraft führt zu Gesamtergebnissen, die besser sind als wenn entweder nur Maschinen oder nur Menschen die Aufgaben ausführen!”
- Am SRI Prototyp eines Telechirurgiesystems. Es kombiniert fernsteuerbare Manipulatoren, Stereo Kameras, Mikrophone und Kräfteübertragung zu einer nach Meinung von Experten sehr realistisch wirkenden Gesamtheit. Es ist nur eine kurze Einarbeitungszeit erforderlich. (Siehe Bild 15).
- Begriff: “Center of Excellence”. Vorteil: Spezialisten schnell verfügbar an Orten, welche eine Anbindung zu solch einem Center haben → Nachteil: Kein Zugang an Orten ohne Anbindung. Evtl. Abzug von Experten zum “Center of Excellence”.
- Hohe Sicherheitsanforderungen. Technische Beschränkungen: Übertragung der erforderlichen Datenmengen in akzeptabler Zeit, Entwicklung von Ein-/Ausgabegeräten, welche alle Sinne stimulieren (full immersion) stellen eine große Aufgabe dar.

Kapitel 10

Navigationssysteme

- Dient dazu, dem Benutzer die koordinaten eines Objektes bereitzustellen.
- Viewing Wand: Gelenkarm mit sechs Freiheitsgraden, mit dem sich die Position eines an der Spitze befestigten Werkzeuges bestimmen lässt.
- SPOCS (Surgical Planning and Orientation Computer System) verwendet Infrarotdioden und arbeitet nach dem Prinzip der Satellitenkommunikation. Anfällig gegenüber Temperaturschwankungen und Fremdlicht.
- Ein weiteres System verwendet Ultraschall. Die Genauigkeit ist deutlich schlechter und es gibt folgende Probleme: Schallgeschwindigkeit nicht konstant (Druck, Temperatur), Reflektion verfälschen das Ergebnis
- Anforderungen an ein gutes Navigationssystem:
 - Genauigkeit deutlich $< 1\text{mm}$
 - sehr hohe Zuverlässigkeit
 - Akzeptanz bei Medizinern
 - einfache Handhabung.
- Genauigkeitsmessungen auch im CT. Schichtabstand 1mm. Abweichung der Position in beiden Koordinatensystemen wurde als Fehler interpretiert: Ursachen: begrenzt genaue Kennzeichnung der Punkte, fehlerhafte Transformationsmatrix, beschränkte Genauigkeit der Navigationssysteme

10.1 Das SPOCS-System

- Das System muss vor der Operation kalibriert werden. Bei der Kalibrierung wird die Transformationsmatrix berechnet, mit der das CT-Koordinatensystem in das SPOCS-Koordinatensystem umgerechnet werden kann. Für Kalibrierung: Abfahren mit dem Pointert von 40 Punkten auf dem Gesicht des Patienten. Durch Titanschrauben deutlich verbesserte Ergebnisse (aber Belastung des Patienten).
- Weitere Belastung für den Patienten: Er muss vor der Kalibrierung fixiert werden.
- System hilft bei Lokalisierung von Tumorgewebe (nach dessen Feststellung im CT).

10.2 Das Polaris-Navigationssystem

- siehe Bild 1
- Zwei CCD-Kameras detektieren die Richtungen, in denen sich die Infrarot-Dioden befinden. Die Berechnung der Koordinaten erfolgt durch Triangulation.
- System: zwei kameras, Tool Interface Unit, Pointer (bestückt mit 16 Infrarotdioden und 3 Tasten) und Referenzrahmen.

10.2.1 Die CCD-Kameras

- Blooming, Smearing (siehe R3)

10.2.2 Der Pointer

- siehe Bild 2
- Befeuerung: Art und Weise, wie die Dioden bestromt werden. Taktung notwendig, wegen Unterscheidbarkeit. Gruppe von 8 Dioden. Jeweils 2 bilden eine Phase.
- Auslesen mit 15Hz.

10.2.3 Der Rigid Body

- Position und Orientierung der Werkzeuge werden hiermit bestimmt.
- siehe Bild 3.
- Problem: Unterbringung der Elektronik und der Abstrahlbereich der Dioden.
- Anordnung: 16 IR-Dioden un zwei Reihen zu je 8 Dioden.
- Es müssen imm er 3 Dioden sichtbar sein. Es sind 4 sichtbar (aus Fehlertoleranz). Aus den 4 Positionen können 4 mal 3 Datenpaare gebildet werden, die alle zur Berechnung der Position un der Orientierung herangezogen und eventuell gemittelt werden können.

10.2.4 Kommunikation

- Bei den Tests: 19.2kbps

10.2.5 Cyclic Redundancy Check

- bekannt
- hier CRC16-Polynom

10.2.6 Datenformat

- Ursprung des Kamerakoordinatensystems liegt in der Mitte, zwischen beiden Kameras. (siehe Bild 4) -x nach oben, -y nach links und z nach hinten.
- Der Arbeitsraum besteht aus einer Halbkugel mit einem radius von 0.5m, der ein Zylinder mit einem Radius von 0.5m und einer Höhe von 0.5m folgt.

Kapitel 11

Sensorfusion Navigationssystem/Roboter

11.1 Realisierung der Sensorfusion

- Daten unterscheiden sich in folgenden Punkten:
 - Format
 - Einheiten
 - Koordinatensystem
- Ziel ist es, die Roboterkoordinaten so umzuformen, dass sie im Koordinatensystem des Navigationssystems vorliegen:
 - Transformationsmatrix, mit der das Navigationssystems- und das Roboterkoordinatensystem ineinander umgerechnet werden können, ist nicht bekannt.
 - Roboter und das Infrarotnavigationssystem benutzen unterschiedliche TCP-Koordinatensysteme.
 - Unterschiedliche Orientierungen möglich: Deshalb muss eine zweite Transformationsmatrix berechnet werden, die kennzeichnet, wie das Werkzeug an dem roboter befestigt ist.

11.2 Kalibrierung

- $T_{\text{ROB}}^{\text{INS}} = H_{\text{PNT}}^{\text{INS}} \cdot (H_{\text{PNT}}^{\text{ROB}})^{-1}$
- Anfahren von drei Punkten. Damit ist eine Kalibrierung möglich. (Da 9 Unbekannte in der Rotationsmatrix)
- Damit erste Transformationsmatrix bestimmt. Die zweite ist einfach zu bestimmen: Die Darstellung des TCPs im TCP-Koordinatensystem des Navigationssystems ist die 4x4-Einheitsmatrix.

11.3 Fusion der Koordinaten

- Die aktuelle 4x4-Matrix wird in das TCP-Koordinatensystem des Infrarotnavigationssystems transformiert. Nach der Umrechnung der TCP-Koordinatensysteme wird die resultierende 4x4-Matrix wieder im Koordinatensystem des Navigationssystems dargestellt. Diese Darstellung ist das Endergebnis.
- Ungenauigkeiten kürzen sich aufgrund der Rücktransformation wieder raus.
- Die Genauigkeit hängt von der Genauigkeit der Roboterdaten und der beiden Transformationsmatrizen ab.

11.4 Registrierung des Patienten

- Die Registrierung hat die Fixierung des Patienten zur Folge und geschieht nur einmal zu Beginn der Operation.
- Anderer Ansatz: Fünf Titanschrauben im Schädel von denen immer drei sichtbar sind. Auf den Schraubenköpfen befinden sich während der Operation kleine Infrarotdioden. Das Schädelkoordinatensystem wird von drei Referenzschrauben gebildet, welche bekannt sind. Eine Fixierung entfällt, da der Schädel dynamisch detektiert wird.
- Ist eine der Schrauben verdeckt, so kann das Schädelkoordinatensystem nicht mehr ohne weiteres generiert werden. In diesem Fall muss mit einer der anderen beiden Schrauben ein Ersatzkoordinatensystem aufgespannt werden.

Kapitel 12

Registrierung mit dem Roboter

12.0.1 Denavit-Hartenberg-Transformation

- siehe R1
- Transformationsmatrix^{zugrunde-gelegtes-Basiskoordinatensystem}_{Zielkoordinaten}

12.0.2 Erstellung einer Transformationsmatrix

- Es werden drei Punkte im Raum gemessen. Häufig noch ein vierter, um das Ergebnis zu verifizieren.
- Die drei Ortsvektoren müssen linear unabhängig sein und dürfen nicht äquidistant sein.
- Festlegung des Pinkoordinatensystems (siehe Bild 1)
- Zum Einmessen von Punkten:
 - optische Navigationssysteme (nicht so genau)
 - magnetische Navigationssysteme (genauer, aber anfällig für metallische Gegenstände)
 - Teach-Boxes (Handbedienungsgeräte)
 - Master-Slave-Verfahren
 - Null-Kraft-Regelung
- siehe Bild 2: Bestimmung einer Basis unter Vorgabe dreier beliebiger Punkte.
- Folgende Schritte bei der Registrierung:
 1. Berechnung der Differenzvektoren zwischen zweitem und erstem Punkt (diff 1), sowie drittem und erstem Punkt (diff 2)
 2. Berechnung Kreuzprodukt der beiden Differenzvektoren (kreuz1)
 3. Kreuzprodukt zwischen diff1 und kreuz1 (kreuz2)
 4. Normierung von diff1, kreuz1 und kreuz2 auf 1
 5. diff1: x-Achse, kreuz1: y-Achse, kreuz2: z-Achse
- Beim Verwendung von CT ist es ebenfalls wichtig, dass in beiden Koordinatensystemen (CT und Roboter) das gleiche Basis-Bestimmungsverfahren zum Einsatz kommt, da sonst Inkonsistenzen auftreten.

- Nun können alle im CT-markierten Punkte vom Roboter angefahren werden. Zuvor ist jedoch in einem Initialisierungsschritt eine Registrierung von drei beliebigen Punkten sowohl im CT- als auch im Roboterkoordinatensystem notwendig.

12.1 Registrierung

- Idee zur Verwendung der Nullkraftregelung im System von CASPAR.
- siehe Bild 3 (zeichnen können)
- siehe Bild 4 (Messspitze in Pin) (3 solche Pins am Oberschenkelknochen fixiert)
- Anfahren und Registrierung mit Hilfe der Teach-Box (Master-Slave zu teuer, da zu hoher Hardwareaufwand)

12.1.1 Null-Kraft-Regelung (NKR)

- Schnittstelle: Kraft-Momenten-Sensor. Der Manipulator weicht den Kräften und Momenten durch eine Bewegung aus (siehe Bild 5).
- Kraft-Momenten-Vektor entspricht nicht den tatsächlich am Werkzeug anliegenden Kräften, da das KMS-Koordinatensystem nicht mit dem Wirkkoordinatensystem übereinstimmt. Daher muss zur Weiterverarbeitung KKMS transformiert werden.
- Annahme: Der Chirurg greift das starre Werkzeug immer am selben Punkt.
- Null-Kraft-Regler als P-Regler ausgelegt.
- Anschliessend wandelt der Bahngenerator den geschwindigkeitsvektor in einen Soll-Gelenkwinkel um. Aus Sicherheitsgründen ist die Geschwindigkeit auf ein Maximum normiert.
- siehe Bild 7 (zeichnen und erklären können)
- Methode der Trajektoriengenerierung kann nun zur Registrierung der Pins genutzt werden:
 - Chirurg führt den Roboter in die unmittelbare Umgebung des Pins (etwa 2cm Abstand)
 - Der Mediziner bestätigt das Führen mit dem Handbediengerät
 - Roboter fügt automatisch (un geführt) in den Pin ein
 - Roboter registriert den Pin und fährt selbständig aus dem Pin.

12.1.2 NKR-Führen

- Lässt der Bediener das Werkstück los (er übt keine Kräfte und Momente mehr auf den KMS aus), so hält der Roboter sofort an.

12.1.3 NKR-Einfügen

- Es muss dem Chirurg möglich sein, die Messspitze fein zu positionieren, da keine Kameras verwendet werden und die Pins zu klein sind, um Suchstrategien (z.B. Spiralbahnen) anzuwenden.
- Nach einem Plausibilitätstest und bei der Erfüllung eines Abbruchkriteriums vermisst der Roboter schliesslich den Pin und fährt automatisch wieder aus der Maske heraus.

12.1.4 Störgrößenkompensation

- Auftretende Fehler:
 - Eigengewicht des Werkzeugs
 - “ruckeliges” Regelverhalten durch nicht stetige Krafteinwirkung.
 - Messwertauschen bringt starke Schwingungen des Roboterarms hervor.
 - Temperaturdrift des KMS führt zur Verschiebung des linearen Messbereichs.
- Deshalb Messung der Kräfte und Momente ohne äußere Krafteinwirkung. Hinterher Differenzbildung. (Zur Kompensation der Gewichtskraft siehe Bild 10).

12.2 Zusammenfassung

- Einfach zu bedienende Roboterschnittstelle notwendig
- Diese ermöglicht es ihm in etwa ein bis zwei Minuten eine vollständige Registrierung durchzuführen.

Kapitel 13

Intraoperative Lagebestimmung

- Idee: Bewegungskompensation des Knochens (Patient muss z.B. während einer Operation umgelagert werden, kleinere Ortsveränderungen des Knochens während der Operation) durch einen Bewegungsaufnehmer am Knochen (ein Messarm). (siehe Bild 1)
- Eine Bewegung des Knochensegmentes hätte zur Folge, dass ein Werkzeug an einer falschen Stelle platziert werden würde.
- Zur Vermeidung bietet sich daher ein Messarm an (s.o.), welcher es ermöglicht, die Ortsveränderung des Knochensegmentes in allen Richtungen und Orientierungen (6 Freiheitsgrade) aufzunehmen und ähnlich einem Roboter diese Bewegung in eine Stellung, bestehend aus Position und Orientierung umzurechnen.
- Basis des Messarms fest am Robotersockel fixiert.

13.1 Bewegungskompensation als Steuerung

- Folgende Bedingungen:
 - Messarm wird am Sockel des aktiven Manipulators fixiert. Transformation Messarm - Roboterbasis lässt sich durch einmalige Kalibrierung bestimmen.
 - Messarmspitze (Messarm-TCP) wird am zu registrierenden Knochensegment befestigt.
 - Anschliessend werden die Pins vom aktiven Roboter eingemessen und das Pinkoordinatensystem gebildet. Während des Registrierens darf es keine Lageveränderungen geben!
- Bild 3 (zeichnen können): Bewegungskompensation als Steuerung.

Kapitel 14

Bohren im Schädel

14.0.1 Ziel der Untersuchung und prinzipielle Vorgehensweise

- Wesentlich, dass weder jeder beliebige Punkt im Raum erreicht, noch dass diese position in jeder beliebigen Orientierung vom manipulator eingenommen werden kann.
- Es muss festgestellt werden, in welchem Abstand und in welcher Orientierung des Schädels zur Roboterbasis alle, für die Operation benötigten Linearbewegungen durchgeführt werden können. Manchmal ist Robotereinsatz somit unmöglich.

14.1 Voraussetzungen für den Bohrvorgang

14.1.1 Orientierungsmatrix-Bestimmung unter Vorgabe von zwei Punkten

- siehe Bild 1 (zeichnen und erklären können)
- Problem: die Orientierung des Röhrchens anhand der beiden Punkte A und B durch eine Orientierungsmatrix zu beschreiben.

14.1.2 Positionieren von Markern in CT-Bildern

- siehe Bild 2
- Benutzer kann zwischen sagittaler, coronaler und axialer Betrachtung wechseln.
- reihenfolge der Markierungen gibt die Abfolge an, mit der später der Roboter die einzelnen Bohrhülsen anfährt.

14.1.3 Klassifikation von Markern

- Problem: Bildscheiben mit einer Dicke von bis zu 2mm werden auf ein Pixel abgebildet. (siehe Bild 3)
- Eine sehr große Rolle spielt die Orientierung des zu bestimmenden Objektes zur aufgenommenen Scheibe. (siehe Bild 4a und 4b)

- Lösung: verwendung von mehreren Markern pro zu markierender Position. Für jede HÜlse, bei der man weiss, dass der reale Punkt irgendwo zwischen zwei Schichten liegt, wird ein Marker in der Schicht oberhalb und ein Marker in der Schicht unterhalb gesetzt. Eine mittelung der beiden Koordinatenwerte approximiert die tatsächliche Position.

14.2 Ausführung von Linearbewegungen an einem Schädel

14.2.1 Versuchsaufbau

- siehe Bild 5: Metallflansch mit einer “Bohrspitze”.

Analyse verschiedener Winkel

- siehe Bild 6: Aufbau zur Bohrhülsensimulation.
- Bild 7: Bohrhülsen registrieren (erst oben, dann unten), Orientierung einnehmen (Orientierung des Differenzvektors), Koordinaten des registrierten Start- und Zielpunktes verändern (Orientierung bleibt gleich!)

Betrachtung der Bohrhülsenpositionen

- Registrierung durch drei Metall-Marker (am Schädel) (Siehe Bild 8 und 9).
- Hat man diese Markierungen im CT bestimmt, so braucht man nur noch diese drei Punkte in der gleichen reihenfolge, wie im CT mit der Bohrspitze zu registrieren.

14.3 Ergebnisse

14.3.1 Festlegungen und Definitionen

- siehe Bild 12 (Roboterposition (über OP-Tisch, im Kopfbereich))

14.3.2 Resultate bei isolierter Betrachtung einer einzelnen Bohrhülsen

- (Abstandsbilder .. wohl eher nicht relevant)

14.3.3 Konsequenzen bei der Berücksichtigung der Gesamtstruktur eines Schädels

- Abstand muss so sein, dass der Roboterarm nicht ganz ausgestreckt sein darf (also direkt unter der Basis), da bei kleinen Abständen zur z-Achse Singularitäten auftreten können, welche zu einem Systemstillstand führen.
- relativ optimale Ebene im Abstand von 66,4cm (zur Roboterbasis)

14.4 Zusammenfassung und Ausblick

- drei verschiedene Applikationen: “MarkerPositioner”, “Classify” und “SkullTest”.

Kapitel 15

Folien zu verschiedenen medizinischen Robotersystemen

- Bei Artemis Bediensystemen: graphische Simulation mit KISMET
- ARTEMIS umfasst zwei Typen von Telemanipulatoren: TISKA (rechnergesteuertes Trägersystem) und ROBOX (rechnergesteuertes Endoskop-Führungssystem)
- Experimenteller OP-Saal für die minimal invasive Chirurgie mit OP-Tisch (hinten) und Bediensystem im Vordergrund (Monitore und Master-Slave Manipulatoren bzw. ähnlich aussehenden Eingabegeräten).
- Dreiarm-System (1 Arm für die Kamera und zwei für die Handhabung der chirurgischen Instrumente)
- Ferngesteuerte Operationen am “Plastic heart Model” (minimal invasiv)
- Bewegungsübertragung mittels taktiler Sensoren. (über Pins)
- Ballondilatationskatheter (bei Stenosen)
- Hexapod
- RAMS-System (NASA, für “Mikro-Operationen”) Anwendungsgebiet: Augenoperationen