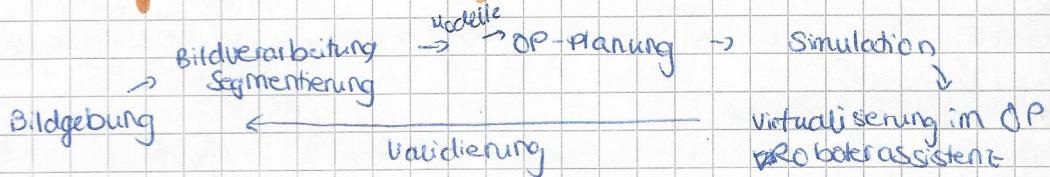


Bildgebende Verfahren



bildgebende Verfahren = versch. Diagnostikmethoden untersch. physik. Wirkprinzip, die Aufnahmen aus dem Körperinneren liefern

Röntgen

	Klassisches Röntgen	CT	Cone-Beam-CT
Wirkprinzip	Abschwächung (Phasenkontrast)	Abschwächung	Abschwächung
Detektor	Flächenhaft (2D- Projektion)	Zeilenförmig (3D-Rekonstruktion)	Flächenhaft (3D-Rekonstruktion)
Meßdauer	schr. kurz	lang	mittel
Strahlentbelastung	gering	gross	mittel

Abschwächung von Röntgenstrahlen

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu t \cdot x}$$

Einheitszeichen: I_0 = Abschwächungsmaut, μ = Abschwächungskoeffizient, x = Laufstrecke

Hounsfield-Skala = Abschwächung im Gewebe, Dichtewertbereiche untersch.
 $[CT\text{-Zahl}] (\mu_{\text{Gewebe}}) = \frac{\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}$ Gewebearten

Kontrastmittel verbessern Darstellung von Strukturen, Funktionen des Körpers

röntgenpositiv = Röntgendiftichte erhöhen

röntgennegativ = Röntgendiftichte erniedrigen

z.B. Digitale Subtraktionsangiographie \checkmark Kontrastbild - Leerbild = Gefäßbaum

Phasenkontrast Röntgenstrahlung durch Materie erfährt Phasenverschiebung
 ↳ weitere Informationen

Computertomographie

gleichzeitige Translation Röntgenquelle + Detektor : Absorptionsprofil aller Punkte der Ebene für bestimmten Winkel zum Gegenstand
 ↳ rotiere System um θ , messe erneut \rightarrow bis 180° Drehung wiederholen

$$\text{Radontransformation: } y = -\frac{\cos \theta}{\sin \theta} x + \frac{s}{\sin \theta}, \text{ Projektion: } p(\theta, s) = \int f(x, y) dx$$

Heute: viele Detektoren, nur Quelle dreht sich \rightarrow keine Translation

Konventionell: 2D-Schicht \rightarrow Spiral-CT: 3D-Volumen

GG isotrope

\oplus schneller \ominus hoher Rechenaufwand

Mehrschichtspiral-CT: \oplus 3D Bildpunkte \rightarrow ideale Grundlage 2D/3D Rekonstruktion
 hohe Auflösung in Patientenkörpersachse

Cone-Beam-CT: kegelförmige Strahlung auf flächenhaften Detektor

Probleme:

- Bildrauschen: Quantenrauschen, Streustrahlung, abh. von Eigensch. der Röntgenröhre
- Artefakte: Partialvolumeneffekt, Aliasing, Ring-Metallarteefakte, Bewegungsartefakte

Fazit für Chirurgierobotik

- (+) Knochen gut darstellbar: vereinfachte Geometrie, guter Kontrast, gute Auflösung
 - (-) Weichteile nicht gut darstellbar
hohe Strahlenbelastung
- ↓
gute Segmentierung

Einsatz: Robo zur Positionierung

Magnetresonanztomographie

Querrelaxation: Hochfrequenzimpuls 90° + Relaxation

Signalzeugung durch 90° -Impuls

↪ Magnetisierung M_0 der Materie zeigt zunächst in z-Richtung

↪ T₂-Relaxationszeit: Auseinanderlaufen der Spins = Abnahme der Quermagnetisierung
→ Zeit in der Quermagn. auf 37% des ursprüngl. Wertes abfallen $M_{x,y}$

Kurzes T₂: zB Fett, langes T₂: zB Liquor

Längsrelaxation: T₁-Relaxationszeit: Rückkehr der Spins in Ausgangszustand

- Abnahme der Längsmagnetisierung M_z

→ Zeit in der M_z nach 90°-Impuls wieder auf 63% von M₀ angestiegen

Kurzes T₁: zB Fett, langes T₁: zB Liquor

> bestimmbare Größen: Wassergehalt, T₁/T₂, Flowbestimmung (zur Gefäßdarstellung)

T₁-Bild Fett hell
Signalreich

Mittl. Intens.
Musculatur, Lymphknoten,
Knochenmark, Knorpel

Signalarm
Flüssigkeit: Zysten,
Verkalkungen, Kortikalis

T₂-Bild Wasser hell

Liquor, Ödem, Flüssigkeit
Fett, Knochenmark

Kortikalis, Verkalkungen,
Musculatur

RoboterSysteme

- elektrische Antriebe weit weg von Messfeldern
- nichtelektr. Antriebe (Hydraulik, Pneumatisch)
- nichtferromagn. Metalle, Kunststoffe

- Messfeld: Spule an
Instrumentenspitze

Fazit für Chirurgierobotik

- (+) bildet Weichteilstrukturen gut ab: vereinfachte Geometrie, mittlere / hohe Auflösung
- gute Ergänzung zu CT
- (+) keine Belastung bekannt
- (+) Robo muss nichtmagn. sein

Sonographie Ultrasschallmessung 1-10 MHz

- Ausbreitung in Geweben in longitudinalen Wellen mit 1470 m/s - 3600 m/s
- nutzt versch. Eigensch. der Ausbreitung zur Bildzeugung:
Absorption, Streuung, Reflexion, Brechung, Geschw.keit

Fett Knochen

niedrigere Frequenz → tiefere Gewebe, Abschwächung im Gewebe

$$J(x) = J(0) e^{-\mu x} \times \text{Distanz zu}$$

A-Merle-Sonographie Empfangene Echos als Impulse über Zeitachse Schallkopf

B-Merle-Sonographie Amplituden des Echos als Helligkeit eines Bildpunkts

Farbduplex-Sonographie Richtung des Blutflusses in Bezug auf Schallkopf farblich dargestellt

Fazit

- ④ bildet knochen + weichteilstrukturen ab: Geometrie vererbt, mittlere Auflösung
keine Berührung
gut für intraoperativen Einsatz
- ⑤ starkes Rauschen → schwierige automatische Verarbeitung
Einsatz: Sondenführung durch Robo

Optische Geometrievermessung Berührungslose Geometrievermessung

Mikrowellen

Lichtwellen

Ultruschallwellen

Triangulation =
geom. Winkelbest.

Interferometrie =
optisch Kohärente
Laufzeit best.

Laufzeitmessung =
optische Modulationslaufzeitbest.

Fotogrammetrischer Oberflächenscan

- Projektion definierter Streifenmuster auf Objekt
- für jedes Kamerapixel:
 - Auswertung Grauwert - Folge
 - Zuordnung zu Videoprojektorgeraden
 - Ebene im Weltkoord. Sys.
 - Weltpunkte (Schnittpunkte Ebene mit Kamerapixelgeraden)
- Aufbereitung der Punktvolle
- Entfernen von Ausreisern, Auflagefläche, Rigid Bodies
- Dezimierung, Triangulation

Konfokales Prinzip

2 optische Systeme / Strahlengänge besitzen gemeinsamen Brennpunkt

optische Kohärenztomographie OCT

beruht auf Prinzip des Michelson-Interferometers

elektromagn. Wellen des Lichts mit Interferenz, Streuung → Ultruschall mit Licht

Überwachung der Laserosteotomie

↳ Knochenstruktur darstellbar

Strukturen unter Knochen extrem hoch aufgelöst

automatische Detektion der Grenzflächen zu krit. Strukturen

Regelung Laserablation

Fazit

- ④ berührungslose Vermessung
- hohe Eindringtiefen
- markenlose Vermessung

Fazit Bildgebung

- ohne Bildgebung keine Chirurgie-Robotic
- Tomographiesysteme immer schneller, höhere Auflösung
- Strahlenbelastung?
- vollautom. Bildverarbeitung noch nicht möglich

Medizinische Daten & Software Werkzeuge

Prozessunterstützung klinischer Abläufe durch Modellierung von Anamnese bis Nachbehandlung

Datenschutz! rechtlich geregelt

OH KIS = Orientierungshilfe Krankenhausinformationssysteme

Krankenhausinformationssystem KIS

Gesamtheit aller informationsverarbeitender Einheiten zur Bearbeitung medizinischer + administrativer Daten im Kult.

zusätzl. spezialisierte Systeme: Radiologie-inform. sys. (RIS)

labor-Inf.-sys. (LIS/LIMS)

Intensivstations-Int. sys. (IIS)

...

Funktionen: verwalten Patientenstammdateien, Erfassung Krankheitsdaten, erfassen / Planung med. Leistungen, Abrechnung, Pflegeplanung / -doku, Labordaten verwalten, Dokument wie OP-Bericht, Verbrauchsmat. Verwaltung, Fallkostenberechnung, Auswertungen erstellen

Radiologieinformationssystem (RIS)

Datenverarbeitungssystem zur Ouku, Verwaltung von Daten in der Radiologie, sowie zur Prozesssteuerung

- Verwaltung Patientenstammdateien
- Terminplanung
- Doku med. Daten, Leistungen, Erstellung von Befunden
- Schnittstelle zu bildgebenden Geräten

Bilddaten aus Radiolog., Nuklearmed.,

PACS Picture Archiving and communication system = Bilddatendarstellung übertragung archivierung
bisher: Hersteller abhängig

IHE integrating the Healthcare Enterprise

Initiative von Herstellern / Anwendern Datenaustausch zw. IT-Systemen im Gesundheitswesen zu standardisieren, harmonisieren

Health Level 7 internal. Standard für Datenaustausch zw.

Computersystemen, kommuniziert auf Schicht 7 (Applikationsebene)

- > bietet Interoperabilität zw. versch. Informationssystemen (zB KIS, RIS, ...), Systemen zur Leistungsabrechnung, Systemen zur elektr. Patientenakte (EPA)
- > über Schnittstelle mit DICOM verbunden (im RIS/PACS Bereich)

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine

Austausch, Verwaltung medizinischer Bilder + Daten (herstellerunabh.)

2 Bereiche:

- > Def. der Datenobjekte: speichern von Patienten-, Untersuchungs-, Bilddaten
- > Def. der Datenübertragungsprotokolle

Patientenmodul Attribute: Name, ID, Geb.datum, Geschlecht, ...

Workflows - legen Reihenfolge der Aktionen am Patienten fest

- definieren Schnittstelle zw. Chirurgen, Radiologen

YAWL yet Another Workflow Language

bietet: leistungsfähige ProzessspezifikationsSprache zum Erfassen von Steuerflussabh., Betriebsmittelanforderungen

- Datenhandhabung mit XML-Schemata, XPath, XQuery

- formale Grundlage für eindeutige Spezifikation, Möglichkeit zur automatischen

ROS Robot Operating System

Software-Framework für persönliche Roboter bietet:

- HW Abstraktion, Gerätefreiber für versch. HW
- Nachrichtenaustausch zw. Programmen / Programmteilen
- Architektur, Progr. bibl. für verteilte Systeme
- Einbindung der Simulationsumgebung Gazebo, 3D-Visualisierungstool RViz

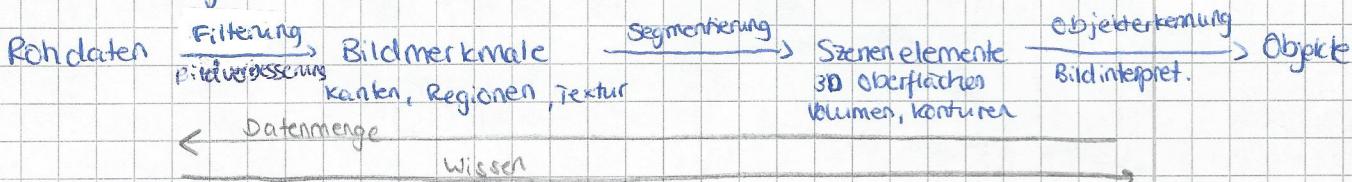
Zusammenfassung

- DICOM ist etablierter Daten-, Kommunikationsstandard in comp. gestützter Medizin
- viel Open Source SW in Forschung
- explizites + transparentes Formulieren der Datenflüsse + Materialflüsse
- bietet Basis für evidenzbasierte Medizin

Zweck in der Chirurgie

Verarbeitung medizinischer Bilder

- > Filtern: Verstärken interessanter Bildmerkmale, unterdrücken störender Inhalte
- > Segmentierung: Bestimmen der Organausdehnung, Strukturen abgrenzen
- > Beschreibung: Berechnen, Bestimmen von Parametern anatomischer Strukturen



Bildverbesserung

↓
Filterung

- Jed. medizinisches Bild repräsentiert medizinische Sachverhalte
- Segmentierung, graphische Repr. räuml. zusam.h. Daten
 - digitale Bilder rastern kontinuierliche Funktionen (= Analog Bilder)

Workflow für roboter gestützte Chirurgie

Schicht-, Oberfl. Bilder → Normierung → Bildverbesserung → Segmentierung

Patientenmodell ← (Gewebe-modell.) ← Bildregistrierung ← 3D-Rekonstruktion

Räuml. Repr. Bild = räuml. Verteilung der Beleuchtungsdichte auf einer Ebene

→ kontinuierliche Fkt. über 2 räuml. Variablen $E(x,y) = E(z)$

Digitales Bild > Rasterung kontin. Fkt. über 2 räuml. und eine Grauwert-Variab.

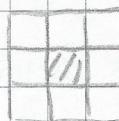
Voxel "3D-Pixel" $(k, m, n) = (\text{Tiefe}, \text{Zeile}, \text{Spalte})$

Nachbarschaftsbeziehung

2D Uer Nachbarschaft: getrennt



8er Nachbarschaft: zusammen



3D 6er Nachb. : Berührungsflächen
 18er : Berührungskeiten
 26er : Berührungsgecken

Diskrete Geometrie Positionsvektor r , umrechnen von rechteck Gitter

$$r_{m,n} = \begin{bmatrix} n \Delta x \\ m \Delta y \end{bmatrix}, \quad r_{k,l,m,n} = \begin{bmatrix} n \Delta x \\ m \Delta y \\ k \Delta z \end{bmatrix}, \quad r_{x,y,z,t} = \begin{bmatrix} n \Delta x \\ m \Delta y \\ k \Delta z \\ l \Delta t \end{bmatrix}$$

Eukl. Distanz:

$$d(r_1, r_2) = \|r_1 - r_2\| = \sqrt{(n_1 - n_2)^2 \Delta x^2 + (m_1 - m_2)^2 \Delta y^2}$$

(5)

diskrete Linien nur entlang der Achsen, Diag. wohldef
↳ andere Richtungen: Treppenstufen Effekt

Tomogrammnormierung

Unterschiede versch. Tomogramme: versch. Schicht Auflösungen)

Schichtabstände / Voxelgrößen

gegeneinander verschobene Schichten

Gantry Verzerrung eines Tomograms durch Neigen der Aufnahmeröhre des Tomographen

Transformationsmatrix

$$H^{4 \times 4} = \begin{pmatrix} E^{\text{rot.}} & t^{\text{3x1}} \\ R^{3 \times 3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

perspektivische Verzerrung

Skalierungsfaktor

Voxelkoord. sys. in Weltkoord.

$$\text{WKS} \begin{bmatrix} w_x \\ w_y \\ w_z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y \cos\alpha & 0 & 0 \\ 0 & s_y \sin\alpha & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i \\ j \\ k \\ 1 \end{bmatrix}$$

Gantry Winkel

Histogramm

$$H(g) = \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} d(g - s(m,n)) \quad d(x) = \begin{cases} 1, & x=0 \\ 0, & \text{sonst} \end{cases}$$

Verteilung der Grauwerte eines Bildes \rightarrow wie oft kommt Wert x vor

Problem: versch. Bilder, gleiches Histogramm

Region of Interest = ROI

Manuelle ROI = Benutzer definiert Bereich selbst

Halbautomatisch = Unterstützung bei Festlegung durch System

Vollautomatisch = System ermittelt Abgrenzung ohne Benenering

Bildverbesserung vorstufe zur Bildanalyse

zB Kontrastverstärkung

Normalisierung aller Grauwerte Grauwerte auf gesamtes Spektrum spreizen \rightarrow Kontrastverstärkung

$$g_{\text{new}} = a \cdot g_{\text{alt}} + b \quad a = \frac{g_{\text{max}} - g_{\text{min}}}{\text{max} - \text{min}}, \quad b = a \cdot g_{\text{min}} - \text{min}$$

Ermittlung statistischer Kenngrößen Extremwerte, Mittelwert, Varianz, Standardabweichung aller Grauwerte oder von ROIs

Arithm., logische Operatoren Addit., Subtr., Mult., Div. zw. Bilder / Bild + Konstanten, Verknüpfung mit logischen Operatoren

Lokale Operatoren Faltung lokal mit Maske

zB Tiefpassfilter: Bildglättung

Hochpassfilter, Gradientenoperatoren: Kanten detektion

Tiefpass Rauschelim.

$$3 \times 3 \quad \frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

Vergrößerung Maske: stärkerer Tiefpasscharakter

Hochpass Sobel-Gradient

Konturdetekt.

x -Richtung

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ -1 & 0 & -1 \end{pmatrix}$$

y -Richtung

$$\begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix}$$

Kirsch-Operator \Rightarrow Masken, jeweils Maximum \rightarrow keine Info über Richtung der Kante

Canny-Operator extrahiert Kanten von 1 Pixel Breit

Gaußfilter \rightarrow Gradient in alle Raumrichtungen \rightarrow Runddurchgänge \rightarrow Schwellwert-

hysterese

Morphologische Operationen

Erosion: kleine Objekte entfernen ("und")

Dilatation: auffüllen von Objekten ("oder")

Closing: Dilatation \rightarrow Erosion, verbindet getrennte Objekte

Opening: Erosion \rightarrow Dilatation, trennt falsch verb. Objekte

Segmentierung

finde zusammengehörige Bildregionen

-vollständig: jedes Pixel einem Segment zugeordnet

-überdeckungs frei: jedes Pixel genau einem Seg. zugeordnet

-zusammenhängend: jedes Segment bildet zusammenhängendes Gebiet

Klassifikation: Zuweisung einer Klassenzugehörigkeit zu jedem Element

Schwellwertverfahren

Entscheidung nach Grauwert

Verfahren nach Otsu: Interklassenvarianz σ_b^2 möglichst groß

Intraklassenvarianz σ_w^2 möglichst klein

k optimalen Schwellen t_1, \dots, t_k :

$$Q(t_1, \dots, t_k) = \max_{1 \leq t_1 \dots t_k \leq L} \frac{\sigma_b^2(t_1, \dots, t_k)}{\sigma_w^2(t_1, \dots, t_k)}$$

Region Growing

Wachstum ausgehend von Startpunkten

\rightarrow untersuche Region: liegen Pixel im durch Mittelwert + Standardabw. definierten Bereich, Region erweitern, neuer Ausgangspunkt
keine Pixel dazu: archivieren gefunden

Split and Merge

(1) Bild in Regionen aufteilen, bis Varianz der Bildpunkte $<$ Grenze

(2) Nachbarregionen pro Region bestimmen

(3) Iterativ Regionen verschmelzen solange Varianz der res. Region $<$ Grenze

(4) Grenzwert verschieben

Wasserstrichdenverfahren

Annahme: Regionen durch hohe Gradienten abgegrenzt

Modell: Grau-/Gradientenwerte = Höhen, suche nach Gebieten die in gleichen Punkt "entwässert" werden

Methode: allm. auffüllen der Regionen

Problem: Übersegmentierung \rightarrow zu viele Regionen

Snakes aktive Konturen
 Segmente durch Umlinien \rightarrow geschlossene Kontur um Objekt

2-D dynamische Kontur v. darstellbar durch x, y (abh. durch lin. Param s, Zeitparam t)

 $v(s, t) = (x(s, t), y(s, t))$
 \rightarrow Snake kann auch Zielstruktur schneiden, \rightarrow keine geschlossene Kurve sein

Koši's Modell $E_{\text{total}} = \int_{\omega} E_{\text{internal}} + E_{\text{image}} + E_{\text{constraint}}$ Krümmungsgrad

$$E_{\text{internal}} = \text{interne Spine-Energie}, \text{ abh. von Form} = \alpha |\frac{\partial v}{\partial s}|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right|^2$$

$$E_{\text{image}} = \text{Bildenergie, abh. von Grauwerten entlang Spine-Rad} = w_1 I(x_1) + w_2 I(x_2)$$

$$E_{\text{constraint}} = \text{Algo Randbed.}$$

$$= - \sum_i k_i (x_1 + x_2) + \sum_i V_i \in \text{Vulkankräfte}$$

Diskret: $v_i = (x_i, y_i)$ Kontur

$$E_{\text{total}} = \sum_i E_{\text{internal}}(v_i) + E_{\text{external}}(v_i); E_{\text{internal}}(v_i) = \alpha_i |v_i - v_{i+1}|^2 + \beta_i |v_{i-1} - 2v_i + v_{i+1}|^2$$

Anziehungs Kraft zu weiteren Punkten
Gebieten zu werten

- ④ geschlossene Kontur, kontrollierbar, leicht modifizierbar, funktionieren automatisch, selbstanpassend, relativ robust gegenüber Rauschen & Mehrdeutigkeiten dynamische Objekt in räuml. + zeitlicher Dimension verfolgbar
- ⑤ nicht immer exakte Konturen
längere Rechenzeit für größere Genauigkeit

Segmentierungsprobleme Segmentierungsfehler

- Fälschlich verbundene Objekte
- Über- / Untersegmentierung

3D - Modellierung

3D-Modelle in der Chirurgie:

- 3D Visualisierung \rightarrow implizite Planung
- OP-Planung
- Simulation

- Geom. Grundlage für Bearbeitung von 3D-Pat. Modellen in Anwendungen
- Symmetriebetrachtung am Patienten
- Vermessung Strecken, Kurven, Volumina am Patienten

Geometrische Modellierung volumen- oder Oberflächenorientiert

\rightarrow euklidische Geometrie

Kriterien für Methoden: Ausdrucksfähigkeit, Korrektheit, Effizienz

Ansätze

\rightarrow Boundary Representation (Brep) : 3D-Flächenmodell
 Objekt durch Oberfl. beschreiben \rightarrow kein Körperinneres!

\rightarrow Constructive Solid Geometry (CSG) : Flächen- od. Volumenmodell
 Objekt durch Grundkörper (Wegel, Kugel, ...) beschreiben
 \rightarrow Ⓛ technische Körper Ⓜ menschl. Körper

\rightarrow Enumerationverfahren (Voxel) : Volumenmodell
 Objekt durch Voxel beschrieben

Oberflächenbasierte Verfahren

- geom. Beschreibung von 3D-Objekten
- OP-Planung / Simulation, Trajektorienplanung
- Datenreduktion gegenüber Volumenmodell

Punktwolken Menge diskreter Werte \rightarrow Flächenrückführung in 3D (G) kein objektinneres

Polygone durch 3+ Punkte eindeutig, Normalenvektor zeigt sichtbare Polygonseite

Splines Kurve durch Kontrollpunkte exakt definiert

\rightarrow Netz aus Splines = Fläche, geeignet für gekrümmte Flächen

Marching Square 2D/3D Bild Input + Schwellwert

- (1) Bilden eines logischen Gitters
- (2) Eckpunkte der Gitternetzquadrate berechnen
- (3) Index-Vergl. für Konturverlauf im aktuellen Quadrat
- (4) Kontur zsm. fügen
 \rightarrow Polygonzug

Darstellung Isoflächen

mit Kontur nach
 \Rightarrow Schwellwert abgrenzen

für 3D: Marching cubes

Triangulation Ausgangspunkt: konvexe Hülle einer Fläche / Körper

\rightarrow Simpliciale Zerlegung

- d-dim. Simplex ist konvexe Hülle von d+1 lin. unabh. Punkten
- mehrere zusammenhängende Simplexe = simplicialer Komplex



\rightarrow Zerlegung der konvexen Hülle einer Punktmenge ist endliche Menge d-dim. Simplexe

Recursive Split Algo ausgehend von konv. Hülle in je 2 möglichst kreisförmige Teilgeom. Benachbarte Dreiecke zu Vierecke \rightarrow an kürzester Kante teilen, wdh. bis keine Änderung $O(n^2)$

Radical-Sweep-Algo Alle Punkte mit Punkt am nächsten zu Mittelp. verbinden
+ sortieren nach Richtung, 3 Punkte \rightarrow Dreieck, benachb. Dreiecke zu Vierecke
 \rightarrow an kürzester Kante teilen, wdh. bis keine Änderung $O(n^2)$

Delaunay

$O(n \log n)$

- Bed.: Umkreis um 3 Punkte eines Dreiecks: keine weiteren Punkte \rightarrow leerer Umkreis
 \rightarrow ist eindeutig für zufällige Punktmenge
 \rightarrow Problem: Punkte nicht zufällig \rightarrow Degeneration: mehr als n+1 Punkte das n-Simplex auf demselben Umkreis

Volume Rendering alle Voxel des Sichtstrahls auf Bildebene darstellen

Mittelwertprojektion (MP)

Grauwerte über mehrere / alle Schichten mitteln, zB Röntgen

Maximumintensitätsprojektion (MIP)

nur hellster Bildpunkt aus allen Schichten darstellen, zB Röntgen mit Kontrastmittel

Minimumintensitätsprojektion (mIP)

dunkelsten Punkt darstellen

Beispiel 3D Modell OP-Planung: Umstellung sosteotomie NKG-Chirurgie

\rightarrow Visualisierung: Virtuelle Endoskopie

Herstellung Implantate: 3D-Druck Knochenfragmente

Registrierung

* Matching

Isoflächen = Flächen, die im Raum benachbarte Punkte gleicher Merkmale / Werte verbinden
3D: Isolinien

Registrierung = Transformation zu geometrischen Strukturen

Bildregistrierung = Transformation von Objektbildern auf Referenzbild (Zielbild)
→ möglichst gute Anpassung Abweichung $D = \tilde{r}(A) - B$

physische Registrierung = Registrieren mit physischen Körpern
zB Patientenregistrierung: Reg. von Planungsdaten auf Patienten
Gerate zueinander registrieren

Registrierarten

Single-/Monomodale Registrierung Anwendungen, die nur Bilder einer Modalität verarbeiten

> Temporal: Unterschiede in Bildern, die zu mehreren Zeitpunkten + unter untersch. Bedingungen mit gleichem Sensor aufgenommen

> Viewpoint: Interpretation von 3D-Information bei Kamera-/Objektbewegung

Anwendung: Ultraschall Fötus, Gefäßaufnahmen mit/ohne Kontrastmittel

Multi modale Registrierung Integration untersch. Info aus Bildern von versch. Modalitäten aufgenommen, über von einer Person

Modellbasierte Reg. Patientenbilder mit Bildern / Modellen aus Atlas vergleichen

Randbedingungen

Dimension der Daten, Merkmalsraum, Transformationen, Suchraum, lokale / Globale Transformation, Suchstrategie, Ähnlichkeitsmaß, Approximation, Interaktion

Ablauf: Segmentierung beider Bilder → Merkmalspaarung → Transformation wählen + berechnen → Transf. durchführen

Merkmale

Merkmal = kennzeichnende, unterscheidende Eigenschaft

Merkmalstraum = Eigenheit des Bildes, die zum Vergleich verwendet
↳ Auswahl hat Einfluss auf Qualität der Registrierung.

Einfacher Merkmalsraum

zB. alle Grauwerte, ausgewählte Punkte + Grauwerte, Kanten/Konturen, Oberflächen, Eckpunkte, Linienschmittpunkte, Punkte starker Krümmung

Komplexe Merkmalsräume

statistische Merkmale, Strukturelemente, semantische Netzwerke, Modelle

Innere Merkmale (anatomisch, intrinsisch) - innerhalb der "Struktur" des Objekts
zB. anatomische Punkte

⇒ patientenfreundlicher, temporales Reg. einfacher, Suchraum unbeschränkt

Außere Merkmale (external) = künstlich zugefügt \rightarrow fiducials

Maske / Gestell, Schrauben, Marker

② Modalitäten einfach registrierbar, geringer Fehler, weniger Marken, speziell entwickelte Marker \rightarrow einfache Erkennung

Punktförmig Merkmale Landmarken, die als einzelner 3D-Vektor beschreibbar beinhaltet innere + äußere Merkmale
z.B. Schrauben, Klebmarker

Transformation

Suchraum Bilder $A, B = 2D$ Matrizen

$$\text{ges. Transf.: } B(x, y) = g(t(A(x, y))) = t \cdot A$$

t Ortstransf.

g Intensitätstransf.

Transf. matrix

Elastizitätsgrad

> rigide Transf.: $y = CRx + \vec{t}$

> affine Transf.: $y = Ax + \vec{t}$

> projektive Transf.: $y = Hx + \vec{t}$

elastische Transf.: $y = F(x)$

Transl. + Rot. Geraden/Winkel erhalten
Scherungen Verhältnisse erhalten
Scher. + Skalierungen Geraden erhalten
glob. + lokale Transf.

$$T = B \cdot A^{-1} \quad (B = t \cdot A)$$

rechteckige Matrix: Pseudoinverse $A^T (A A^T)^{-1}$

, Globale Transf. = Änderung auf ganzes Bild \rightarrow einzige Gleichung

> Lokale Transf. = auf Bildregionen beschränkt

Iterative Closest Point Näherungsverfahren

für jede Iteration k :

- $\forall a_i \in A$: suche $b_j \in B$ der zu a_i am nächsten

- berechne Transf. T_k , sodass D_k minimal

$$\text{z.B. } D_k = \sum_i \|a_i - T_k \cdot b_i\|^2$$

- wende T_k auf alle $b_j \in B$ an

- Abbruch: Schwellwert für $D_{k+1} - D_k / \max$. (Iterationszahl)

Entropie Problem: versch. Grauwerte eines Merkmals bei versch. Modalitäten

$$H(I) = - \sum_{j=1}^{I_{\max}} p_j \log_{10}(p_j) \rightarrow \text{untersucht gemeinsamen Informationsgehalt der Bilder}$$

niedr. Entr. \rightarrow Dominanz einer Archivwerts, zu wenig Details

Mutuale Entropie 2D Entropie Güte eines feature space der Größe $M \times N$

$$\text{norm. Güte: Fitness} = - \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} \frac{p(i,j)}{\log \frac{p(i,j)}{p_x(i) p_y(j)}}$$

Anzahl Archivwerte in Bild

$$p(i,j) = \frac{f(i,j)}{N} \quad p_x(j) = \frac{\sum_i f(i,j)}{N} \quad N = \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} f(i,j)$$

Gaußgewichtete Entropie

$$\text{Fitness} = - \sum_{i,j} p(i,j) \log \frac{p(i,j)}{p_g(i,j)}$$

$$p(i,j) = \frac{f(i,j)}{N}$$

$$p_g(i,j) = \frac{1}{N} \sum_{g \in \text{Umgebung}} w_g(i,g)$$

* Umgebung um (i,j)

Reg. nach Pokrandt Ⓛ hohe Genauigkeit, Universal für Modalitäten

Akquisition der Tomogramme → Merkmals- identif. → Auswahl Bewertungsfkt. f → Bestimmung init. Transf. A → Optimierung von f → f(A) min.

Elastische Transf.

Template Matching Templates = 3D Fenster, die Teilstücke des Bildes zeigen
Reg. von Bildern mit hoher Verzerrung

auf diesen Templates: globale Registrierung → zw. Templates elastische Registrierung

↓
Tomogrammfusion

Gewebe Modellierung

Computermodell oel. physik. Modell
Simulation, ... Tiermodell / Phantom,

zur funktionalen Simulation der Biomechanik + des Verhaltens bei OP

Phantom: künstliche Nachbildung eines Organs/körperteils

Computermodellierung

Klinische Fragestellungen → Messung am Patienten

Medizintechn.

Fragestellungen

→ Planung, Simulation,

OP - Anwendung

→ Patientenmodell

↑
physik./physiolog.
Modelle

↑

Anatomische Modelle

Rheologie Grundlage für Modell. von Gewebeverhalten = Fließkurve
→ untersuchen des Fließverhaltens von Flüssigkeiten, Deformationsverhaltens von Festkörpern

→ ideal-viskos: Wasser tropfen

→ viskoelastisch: Vollgummiball

→ ideal-elastisch: Stahlkugel

viskos: gering fließfähig, zähflüssig
elastisch: nach Ende einer Krafteinwirkung in Ausgangszust. zurück

viskoelastisch: zeitabh. elastische
-plastische Änderungen

Mech. Modelle viskoelast. Materialien

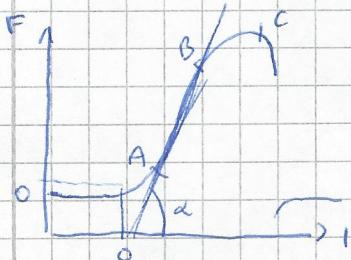
a) Maxwell-Modell: Flüssigkeiten → Kraft gleichzeitig auf Feder + Dämpfer,

Feder sofort ausgelenkt, Dämpfer folgt langsam

b) Voigt-Kelvin-Modell: Feststoffe → Kraft verteilt auf 2 parallele Elemente, verzögerte Auslenkung

(c) Zener-Modell: Standardmodell viskoel. Körper, dyn. Eig. von a), b), Kraft lenkt beide Federn aus → Relaxation

→ mech. Eigensch. von Weichgewebe haupts. von Elastin, Kollagen, Grundsubstanz bestimmt
S Merkmale der Relaxation, Kriechen, Hystereseverhalten → viskoelastisch



O: Verhalten des Elastins

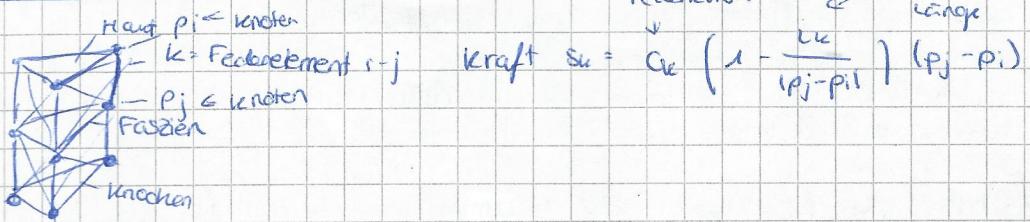
O-A: Übergang zu vollst. gelehnten Kollagenfasern

A-B: elast. Verhalten Kollagenfasern

B-C: plastische Veränderung des Materials

Grenze C: Überschreitung der Grenze → partielle/vollst. Destruktion

Gewebeschichtenmodell Kieve/Giraud



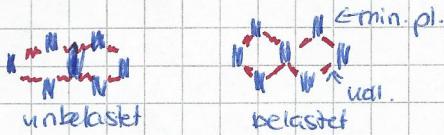
Knochenaufbau: nach Zahngewebe härteste Substanz
ca 20% Wasser, Trockengewebe: 30% organisch, 70% anorganisch

Modell: Interaktion knochenerneuernde Zellen (Osteoblasten) mit knochenabbauenden Zellen (Osteoklasten)
Osteozyten = körnige ehemalige Osteoblasten

Mechanostat-Modell u. Bereiche elast. Knochenverformung

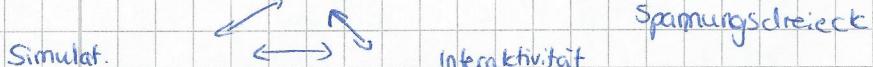
- > Disuse: Knochenumbau/-reparatur, Knochenmasse + Festigkeit abnimmt
- > Adapted static: " " , Knochen m. + fest. unverändert
- > Overload: Knochenaufbau, Masse + Fest. vergrößern
- > Fracture: Bruchgrenze

innere Struktur: nochdehnbare Kollagenmoleküle + spröde Mineralplättchen



Gewebemanipulation: Modell verformbarer/zerstörbarer Körper erforderlich, die auch in Interaktion mit Objekten treten können

visuelle Qualität:



Simulat. Qualität:

- > Kollisionserkennung, Interaktionsauswertung, Modellmodifikation

Modellierungsmethoden

Finite Elemente Methode (FEM): Diskretisierung eines Körpers in Basiselemente

- Verhalten innerhalb der Elemente durch Formfunktionen beschreiben
- problembeschreibende, komplexe, partielles OGLs in System einfacher linearer OGLs umwandeln
- (+) Einsparung in-vivo/in-vitro Versuche
- (-) hoher Aufwand, erlt. wenig Aussagekraft
- Knochenheilung simulierbar, Anwendung bei Verschraubungen

Nodale Netzmödelle: Vereinfachung der FEM

Masse als nulldim. massebehaftete Knoten K diskretisieren, verbunden durch

Kraftübertragende Elemente v

→ einfaches OGL System | MESD Verfahren

$$D : M = (K, v) \quad D = \text{deformierbarer Körper}$$

Kompatiles Organ: geschlossenes Objekt

G-Knoten Matrix, alle Nachbarn unmittelbar verknüpft, alle G-Knoten gleiche Attribute
Zentrales Verteilknoten Z-Knoten für alle G-Knoten: globale Bewegung

Gewebe: offenes Objekt
keine Z-Knoten

Nektrennung

- Def. der Schnittkante + Erfassung betreffender Knoten
- alle Schnittknoten: Generiere Partikelketten mit gleichen Attributen + Parametern
- Verbindungslemente entlang Schnittkante trennen
- neue Verbindungen zw. Schnittknoten



Partikelsysteme: Objekt als Ansammlung elementarer Partikel; unter Einfluss von Kräften anordnen, bewegen

- Partikel haben init. Pos., Geschw., Besch., Masse
- ↳ Eigenschaften veränderlich
- z.B. Strömungsverhalten farblich darstellen

Deformationsfunktionen (FFD): Deformat. Vorgang an festen Körpern
Objekte durch geometrisch einfaches Volumen umhüllen
↳ neue Raupos. berechnen durch Volumenumformung

Eignung der Methoden

	Finite Elemente	Finite Differenzen	Knoten Netze	Partikelsys.	Deform. fkt.
Echtzeitfähigkeit	-	○	+	○	-
Qualität/Genauigkeit	++	-	-	-	+
Modellierungsfähigkeit	+	○	+	-	-
Simulationsfreiheit	+	+	+	-	--
Modifizierbarkeit	-	○	+	++	-
Interaktionsfähigkeit	-	-	+	+	○

OP - Planung

Planung = systematischer (vollst.) Prozess zur Festlegung von Zielen, künftig Handlungen

Merkmale: Zukunftsbezogenheit, Ungewissheit, Rationalität, Prozesscharakter, Gestaltungscharakter, Informationscharakter

Funktionen:

- > Selektion: Teilspektre filtern
- > Flexibilisierung: Planungsalternativen bereitstellen
- > Motivation: Betroffene motivieren durch Beteiligung an Planung
- > Koordination der Organisation

Planungssystem: Anwendungssystem für das gilt:

- alle Daten beim Planungsprozess sind zuverlässig
- mehrere Alternativen betrachtet
- präzise Planung + Kontrolle von Anwendungsprozessen

Schicht ddrunter: OP Systeme die Plan durchführen

Anforderungen: Knochench.: geometr. Präzision, exakte Registr., Optimierung von Transplantaten + Implantaten

Weichteilchirurgie (Visual.): Überschaubarkeit, Festlegung Resektionsgrenzen, Problem: verschleißbarkeit des Gewebes

Kephalometrie = Vermessen des Schädels zur Kieferorth. Diagnostik
+ Wachstumsvorhersage
außerdem: Vermessen der inneren + äußeren Struktur des Kopfes
→ eindeutig definierte + reproduzierbare Referenzpunkte

Planung für Robotersysteme u.a. folgendes Wissen nötig

- Darstellung sicherer Zustände
- unsicherer / Vager Zustände
- von Aktionen (Operatoren)
 - der Ausführbarkeit (Vorbed.), Durchführung (Zwischenbed.), Wirkung (Nachbed.) einzelner Aktionen auf Zustände
- des Zeitaspektes einer Aktion / Aktionsmenge
- des zeitl. Abläufe

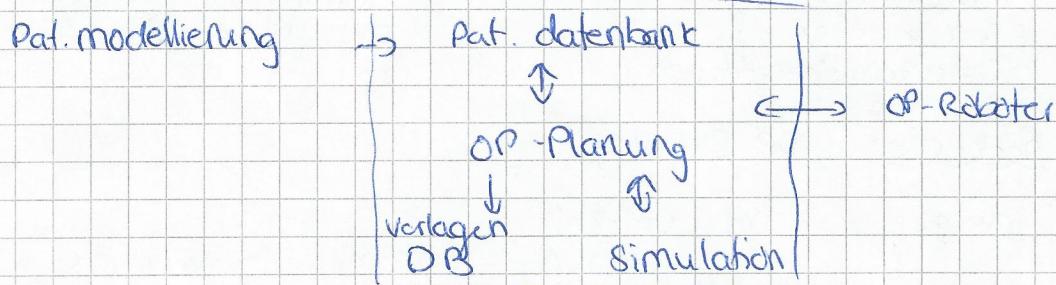
geometrische Planung:

- Osteotomieplanung
- Transl. / Rot. der osteotomierten Segmente
- Bahnplanung

Ablauf-, Ressourcenplanung:

- zeitl. Reihenfolge OP-Schritte
- alternative OP-Schritte
- Alarmpläne

Struktur



Elementaroperationen

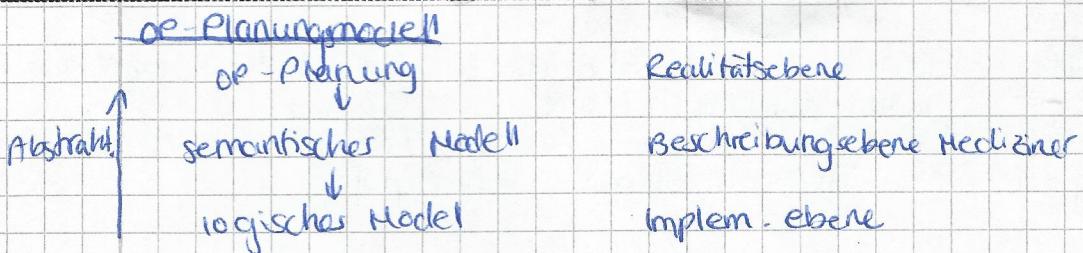
- Modellierung zu manipulierender Teile
- Beschreibung des Manipulationsvergangs
- technische Elem.-op.
(z.B. Inzision(), Durchtrennen(), Abtrüßen (Instrument, Start, Ende, ...))

Bsp. OP-Nodul L-Fort - 1-Osteotomie

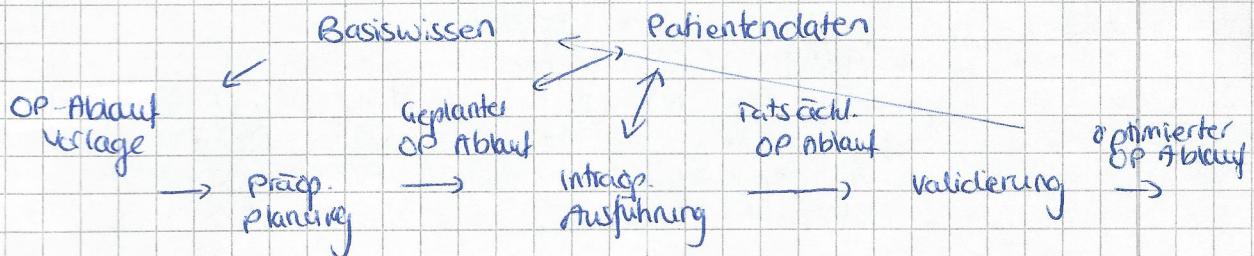
- Liste benötigter Landmarken + Instrumente
- If Knochenschritte + benötigte Osteotomiedaten
- If erhaltene Knochensegmente
- If + Cage der Koord.-syst.
- kin. OP-Abschnitte, geführte anatom. Strukturen
- benötigte Miniplatten + Stellschrauben

OP-Ablauf

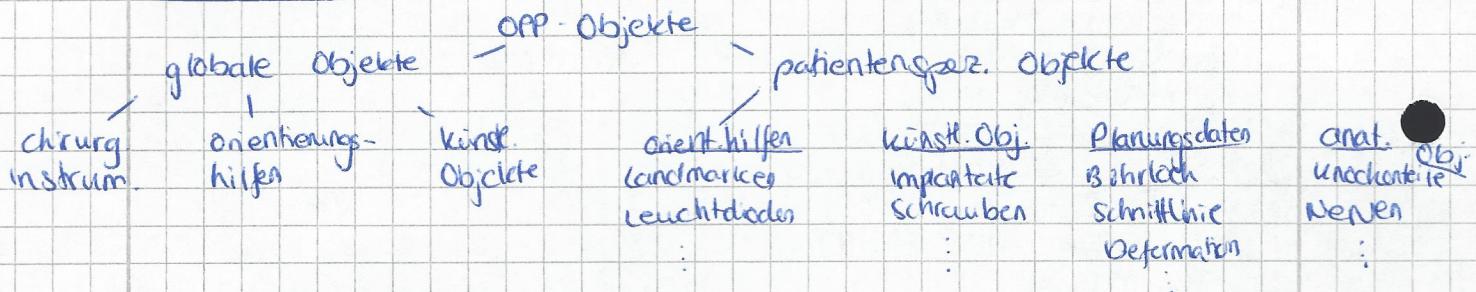
Stereolithograph. Modell: 3D-Rekonstruktion zum Anfassen



Vorgehen



Datenmodell



KASOP OP-Planungssystem

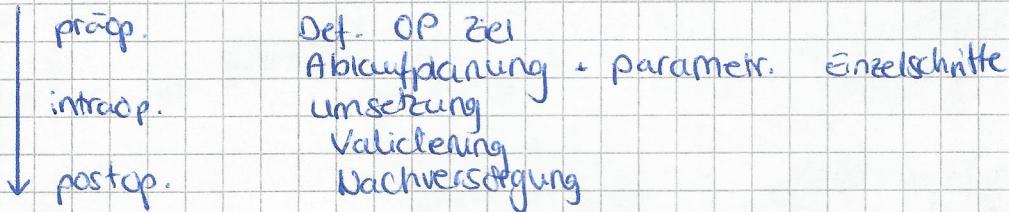
Geom. Planung:

- Landmarken
- Trajektorien
- Osteotomieprozeduren

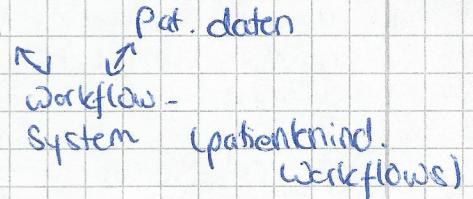
Ablaufplanung

- Planungssequenzen
- Workflowmanagement

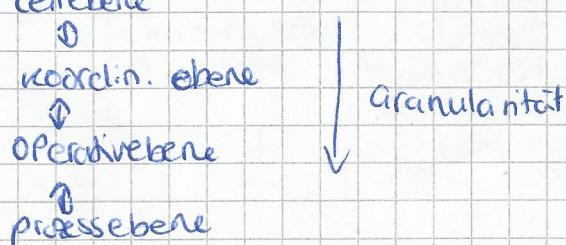
Workflow in OP-Planung



→ KASOP: Datenbasis standard. Workflows



Architektur

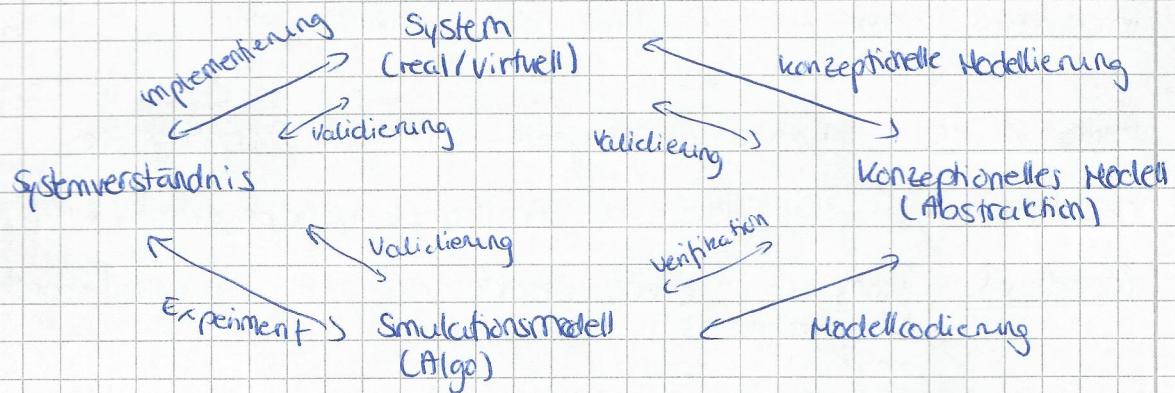


OP Simulation

Simulation = Vorgehensweise zur Analyse dynamischer Systeme
Experimente am (abstrahierten) Modell um Erkenntnisse
über reales System zu gewinnen

Simulator = Implementation / Realisation entspricht Simulationsmodells
(Abstraktion des Systems)

Ablauf eines Simulators mit konkreter Parametrisierung = Simulationsexperiment



Simulation in der Chirurgie

- wichtiger Bestandteil der OP-Planung (Verifikation, Optimierung)
 - optimale Vorbereitung
 - bessere psychische Vorbereitung der Patienten
 - Unterstützung der Aus-/Weiterbildung ärztl. Personals
 - Reduzierung Tierversuche
 - Alternativenentwicklung

or Simulation

- geom. + topol. Platzierung des Patienten
 - Optimierung der Instrumentierung
 - Gewebebedenken
 - Untersuchung funktionaler Auswirkungen der OP
 - Chirurgische Eingriffe
 - Verhindernde OP Ergebnis

X-in-the-Loop (xIL) Methoden Testen reaktiver Systeme
Instanzen regulieren System unter Test (SUT) mit kontrollierten
Stimuli an, zeichnen Reaktion des Systems auf

open-loop xIL: Zustandsänderung / ausgehende Signale aufzeichnen /
als frühzeitige Warnung

Closed-Loop: Zustandsänder. / ausgehende Signale haben direkten Einfluss auf Simulation \rightarrow Rückkopplung

X =

H = Hardware, testet HW in einer Simulation

M = Modell, testet Simulationsmodell

- = software, festet SW einer Simulation

XIL in Medizin:

- als NIL, falls Anatom. / pathol. ausreichend modellierbar
- als HIL, für Gefäße (Blutgefäße, Lungenvenen) / Wirbelsäule

Virtuelle Realität 1³

Immersion: Empfindung des Menschen sich in realer Welt zu befinden
→ Einbindung des Menschen in virtuelle Welt mit visueller, taktiler, akustischer Stimulation

Interaktion: Aufeinanderbezogenes Handeln von Mensch + virt. Objekten

Imagination: Abh. von Qualität der Immersion + Interaktion.

Immersive VR: intuitive Eingabegeräte, immersive Ausgabegeräte

Desktop VR: 3D Bilder über Monitore /leinwandprojektion + Brillen

Pseudo VR: komplexe Szenen, Objekte die nicht in Echtzeit darstellbar (VR berechnet)

Eingabegeräte: 3D-Positionssensoren (mech., Infrarot, Magn., Ultraschall, Photogramm.)
Haptische Eingabesysteme
Spracherkennung

Ausgabegeräte: Visuell (LCD Displays, Bildschirme, Virtuelle Räume (Caves))
Akustisch
Haptisch (Touch / Force Feedback)

Simulation als Training NIC Minimal-Invasiv

- Räuml. Wahrnehmung
- Psychomot. Fähigkeiten
- Anatomie
- Komplikationsmanagement

Räuml. Wahrnehmung

Minimal invasive Chirurgen: Kamerabildradius beschränkt, 20° Verlust sensorische Wahrnehmung

Psychomot. Fähigk. Hand-Augen-Koord. → Blick auf Monitor

→ feinmotorische Koord. trainieren

Füllcrum-Effekt: Inversion der Instrumentenbewegung zur Hand!

Anatomie Erkennen Anat. Details bei beschränkter Sicht

Komplikationsman. Fähigkeit mit Komplikat. + Stress während OP umzugehen

Fazit

④ Objektivität / objektives Feedback, Quantifizierung des Lernerfolges
Wiederholbarkeit
Skalierbarkeit → Anpassung Komplexität / Schwierigkeit

→ Bewertung krit. Simulationssysteme: Genauigkeit / Anpassbarkeit der Modelle
Analyse / Manipulationsmöglich., Echtzeitanspruch, Erweiterbarkeit,
einfache Bedienbarkeit, graph. Darstellung

Intraoperative Systeme

Kalibrierung = Feststellung + Dokumentation der Abweichung eines techn. Systems zu einem Normal

Registrierung = Berechnung der Transformation zu versch. Koord. Sys.
physikalische Reg.: Patient - Welt / Gerät - Gerät
↳ Planungsergebnisse auf Pat. übertragen

Navigation = Ortsbestimmung + Ermitteln der besten Route zum Ziel

Tracking = alle Bearbeitungsschritte, die bewegte Objekte verfolgen

Repr. von Koord. Sys.

Matrix $M^{4 \times 4} = \begin{pmatrix} R^{3 \times 3} & t^{3 \times 1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$

Quaternionen $q = (s, p)$, t
platzsparender, effizienter

Punktmarkerkonfigurationen

- 3 Marker: minimale Eingabemenge
- absolute Orientierung: 6 Params (Rot., Transl.)
stark abh. von Genauigkeit der Eingabedaten
mehrdeutige Lsg.
- 4d Marker: robust, praxisrelevant
- 6d: keine Vorteile

$$T_h^{\text{mod/pat}} = \begin{bmatrix} e_x^{\text{mod/pat}} & e_y^{\text{mod/pat}} & e_z^{\text{mod/pat}} & t^{\text{mod/pat}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
$$e_x^{\text{mod/pat}} = \frac{p_2^{\text{mp}} - p_1^{\text{mp}}}{\|p_2^{\text{mp}} - p_1^{\text{mp}}\|}, \quad e_y^{\text{mp}} = e_z^{\text{mp}} \times e_x^{\text{mp}}, \quad e_z^{\text{mp}} = e_x^{\text{mp}} \times \frac{p_3^{\text{mp}} - p_1^{\text{mp}}}{\|p_3^{\text{mp}} - p_1^{\text{mp}}\|}$$
$$t = p_1^{\text{mp}} \quad \Rightarrow \quad T_{\text{pat}}^{\text{mod}} = T_h^{\text{mod}} \cdot T_h^{\text{pat}} \cdot T_h^{\text{mod}}$$

Fehler bei Registrierung

Fiducial Localisation Error (FLE)

Fehler der Lokalisierung der Fiducials im Planungsmodell, physik. Registrierung
FLE = wahrer Wert - Messwert

Fiducial Registration Error (FRE)

Abstand zw. Positionen der Fid. im Planungsmodell und den Bilddaten der OP

$$\text{FRE}(F, M, T) = \sqrt{\frac{\sum_i \|T(f_i) - m_i\|^2}{n}}$$

f_i: Fiduc.-punkte
m_i: Markerpunkte Planung
n: # Punkte
T: Transf. matrix

Target Registration Error (TRE)

Abstand zw. gemessenen, in Bildkoord. transf. Pos. des Ziels im OP-feld und tats. Pos. des Ziels in den Bilddaten

$$\text{TRE}(f_{\text{target}}, m_{\text{target}}, T) = \|T(f_{\text{target}}) - m_{\text{target}}\| = \epsilon_{\text{target}}$$

$$\text{Navigationfehler } F_{\text{NAV}} = F_{\text{BG}} + F_{\text{Plang.}} + \text{TRE} + \text{FLE} \approx F_{\text{BG}} + \text{TRE}$$

(1g)

Positionsmessende Systeme

Mechanisch Messung Winkelstellungen

Magnetisch Induktion → Magnetfeldmessung

Optisch aktiv + passiv, freie Sicht muss gewährleistet sein

Tastenmetrisch 3D - Messverfahren

- Triangulation, optisch, strukturierte Beleuchtung

Laser-Triangulation

$$t = \frac{b}{\tan \theta} \quad \text{Basistiefe } b$$

Lichtschnitt Lichtband statt -punkt

Photogrammetrie strenge Zentralprojektion

Objektpunkt P_i in Bildebene x_i, y_i

P_i um w, j, k drehen, projizieren in Bildebene

Bündeltriangulation Triangulation mit Richtungsbündeln

Hybrid-OP OP mit medizin. Bildgebung
Wichtig (in Zukunft): zentrale Steuerung

Augmented Reality erweiterte Realität

Ergänzung von Bildern / Videos mit computergenerierten Zusatzinfos
z.B. Objektes, geom. genaues Einblenden virtueller Objekt (Tumore, ...)

- Direkte Projektion (Projektor, Laser...)
- Durchlässige Modelle (Brille, Schreibe,...)
- Überblendung von Objektkoordinaten
- "integriert in Chirurgische Systeme"

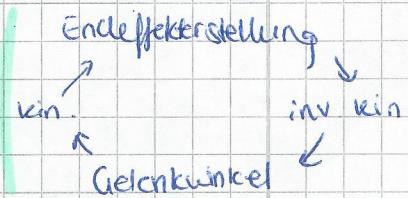
} Überblendung

Chirurgierobotik

- Präzise Umsetzung der OP-Planung
- Positionieren von chirurgisch/therapeutischen Geräten, Organen/Implantaten/Transplantaten
- Bahsteuerung von Instrumenten
- Kompensation physiologischer Patientenbewegungen

Kinematische (Dynam. Bez. eines Roboters)

$$\begin{aligned} x_{EB} &= T(g) & \dot{x} &= J(g) \dot{g} \\ &\text{Gelenkwinkel} && \\ M &= J^T(g) F & \text{Kräfte} & \\ \text{Momente} & & & \end{aligned}$$

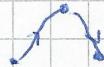


Bewegungssteuerung

Point-to-Point Bahn zw. 2 Punkten undet.

Vielpunkt/Multi-Point

Bahnsteuerung mit Überschlägen

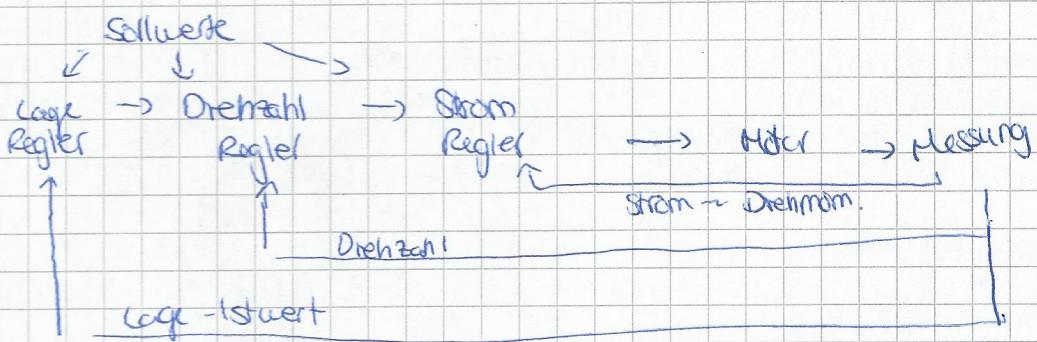


Zirkul. Interpol. mit Überschlag!

Steuerung + Regelung

Steuerung = funktionelle Ansteuerung der RoboArme.

Gelenkregelung



Kraftregelung: Regelung der Kraft mit der Robo auf Objekt/Kunfeld einwirkt

direkt: gewünschte Kraft als Sollwert im Regelkreis

Impedanz: Regelung der Steifigkeit, Verschiebung messen \rightarrow Gegenkraft erzeugen

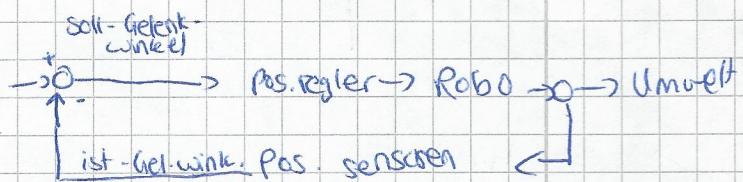
Adnitanz: Regelung der Nulligkeit, Positionsänderung erzeugen

Hybride: Kraft + Positionsregelung

Positionsteuerung

OB
↓

Beweg-steuerung \rightarrow Inv. kinematik



Bewegungskompensation

Mögliche Realisierungen:

- Messarm am Sockel des aktiven Manipulators, F_{Rob} $\xrightarrow{\text{Nestarm}}$ einmal kalibrieren
- Messarm TCP (spitze) am registrierten Knochensegment F_{Rob} $\xrightarrow{\text{Nestarmstart}}$, bei Lageänderung neu kalibrieren
 \hookrightarrow Abt F_{Rob}^{Pin} , während Registr.

Flexible Instrumente: Formensensoren mit über Bragg Gratings
Signaländerung durch Faserdehnung (-stauchung)

Robotersteuerung - Modi

- > Haptischer Telemanipulationsmodus
 - Chirurg steuert RoboArme über haptische Eingabe
 - \rightarrow Rückkopplung Kräfte
- > Hand-Führungs-Modus
 - Chirurg steuert Arme durch Anfassen
 - \rightarrow Hands-On
- > Automatik-Modus

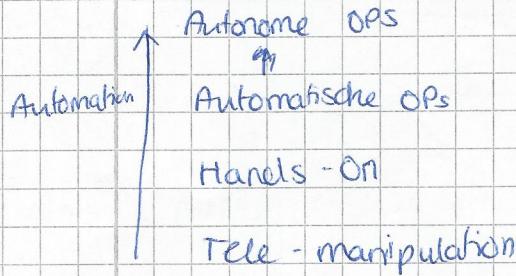
Visual Servoing: visuelle Bewegungssteuerung (Kamerasystem)



RoboSysteme

Einteilung

- Automatische (Autonome) Systeme
- Telemannipulationssysteme
- Roboter als Positionierhilfen
- Parallelkinematiken für Höhenpräzisionssysteme
- Spezialkinematiken
- Endoskopische Robotersysteme
- Minimodulare Systeme

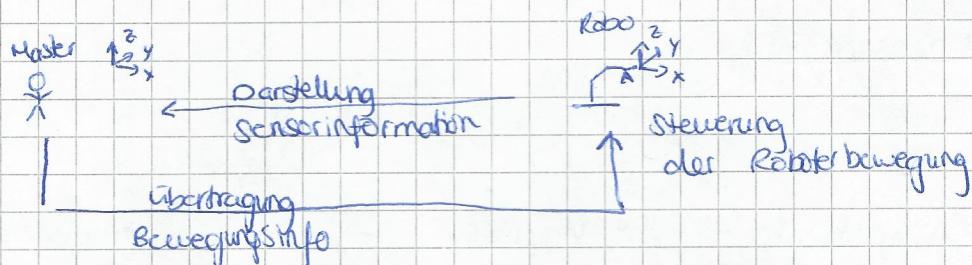


Intensitätsmodulierte Strahlentherapie (IMRT)

zielgenaue Bestrahlung

Strahlenfiltrierung + Bestrahlung aus versch. Richtungen

Telemannipulationssystem



Hands-On

- Patientenmodell aus Röntgen / CT / MRT
- Planerstellung durch Chirurgen
- Registrierung mit optischem Tracking System
- optische Lokalisation + visual Servicing
- Robo führt Bahnverfolgungsalgo aus

NOTES Endoskopische OP durch natürliche Öffnungen
Instrumente durch Mund / After / Vagina einführen + Schnitt setzen

Nanochirurgie Moleküle gezielt konstruieren, Bindungen auflösen zw. Atomen, kleineren Atomgruppen

- Stärkung Immunsystem
- schnellere Regeneration

z.B. einspritzen + erhitzen von Partikeln in Tumore

Single-Port-Chirurgie laparoskop. min. invas. Eingriff, bei dem alle Arbeiten über einen zentralen Zugang erfolgen
→ Instrumente über eingebrachten Port verschlieben

Kapsel-Endoskopie Kamerakapsel schlucken, nimmt Bilder auf Weg durch Darm / Nieren auf, ext. Steuerung durch Magnetfelder = magn. Aktivierung

Gewebe Bearbeitung

Schneiden von Gewebe

Kartilagine

Kontakt

Spanende Nefkten

Kontaktlos

Wasser-Schneiden

Laser

Weichgewebe

Kontakt

Schneiden

Ultrasschall

Kontaktlos

Ultrasschall

Wasser-Schneiden

Laser

Spanendes Schneiden z.B. Bohren

Einsatz Endochirurgie:

- Osteosyntheseverfahren
- Zugang zu Strukturen hinter Knochenwänden
- Entfernung Knochenstücke
- Fixierung Endoprothesen

Schneidtemp. Schneidprozess: Umwandlung mech. Arbeit in thermische Energie

→ Gefahren durch Wärmeentwicklung = Hitzenkerzen

→ Temperatursteigerung im Knochen

hitzeempf. Strukturen: Eiweiß, Enzyme, mineral. Bestandteile
ab bestimmter Temp: irreversible Schädigungen

50°C Proteine, 60°C Saugkettenkollagen

Qualitätsanforderungen

Primäre Quali: Zustand unmittelbar nach Bearbeitung

Sekundäre Quali: Veränderung durch Heilungs-/Anpassungsverläufe nach Bearbeitung

PQ hauptsächlich durch Präzision + Oberflächenqualität beeinflusst

SQ → Reaktion des Knochengewebes →
→ Gewebsbeschädigung spielt entscheidende Rolle

Ultrasschallsägen z.B. UHTZ

- nahezu ohne Druck durchtrennen

- Umgebende Schleimhaut, Gefäße, Nerven nicht verletzt

→ geringere Schwellung postop., schnellere Wundheilung, minim. Wundinfektionsrisiko

HIFU hochintensiv fokussierter Ultrasschall

über akustischen Hohlspiegel fokussiert

im Brennpunkt $\approx 90^{\circ}\text{C}$ → tötet Krebsgewebe

→ Abweichung im mm-Bereich → große Anzahl Hitzenkerzen

→ Verteilung benachbarter Gewebe

Wasserstrahlschneiden kaltes Wasser + scharfer Sand = Schneiden mit Abrasivstoff

mit Überschall: Wasser stark komprimiert +

→ Leistung steigerung

auf Überschall beschleunigt

→ präzise

→ geringe Rückstellkräfte, wenig Wärme, Abrasivstoffe zucker Körperverträglich & Gewebe an Schnittfläche bleibt biolog. aktiv

Laser elektromagn. Wellen, hohe Intensität, scharfe Bündelung