

Modellbildung II Nodale Netze

Medizinische Planungs- und Simulationssysteme

Vorlesung VII

WS 2005/06

Oliver Burgert

Themen

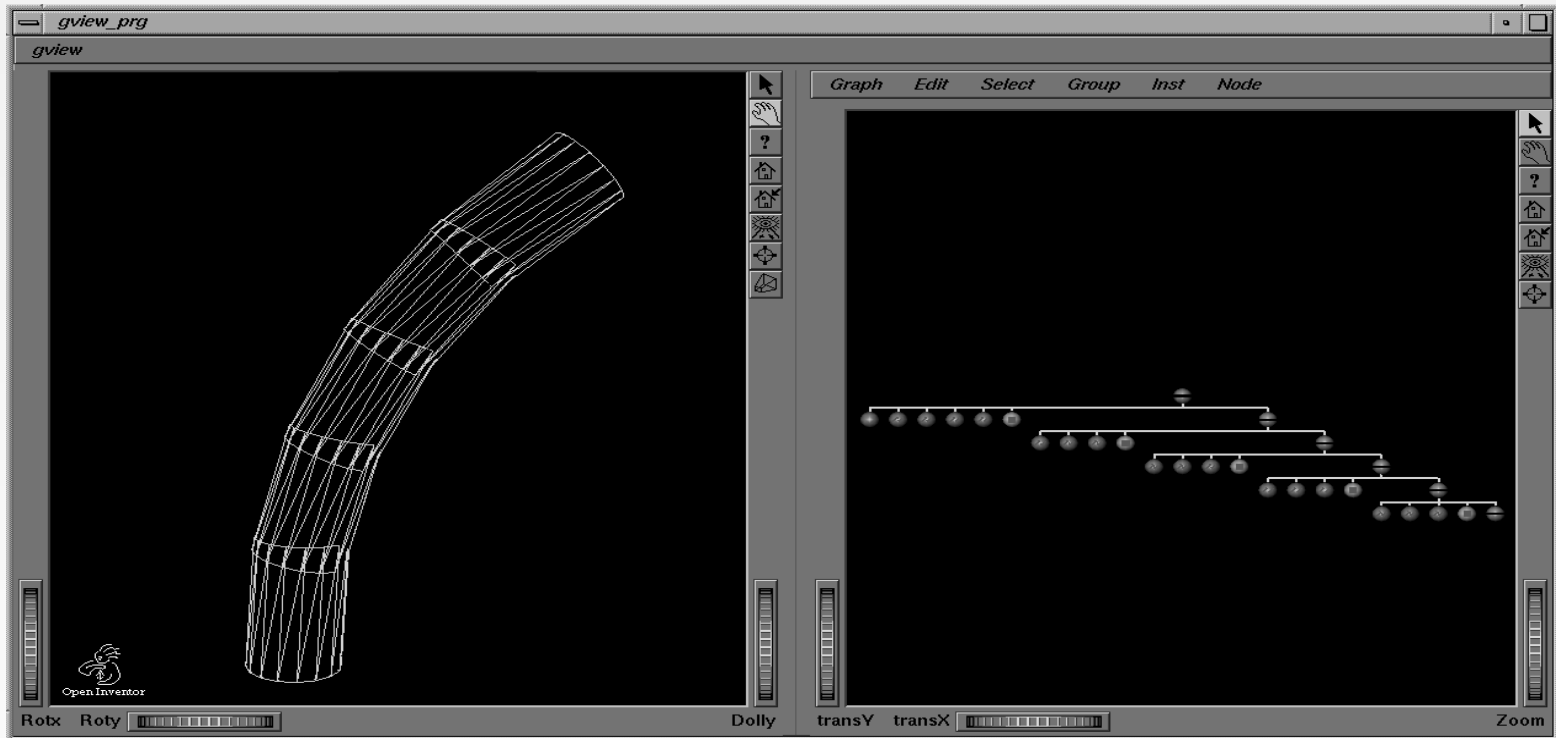
- Deformation der Modelle
- Nodale Netze
 - Feder-Masse-Systeme
 - Chain-Mail



- Bewegung am frühen Morgen...
 - Voxel:
 - Ausmaße
 - Abstände
 - Visualisierung
 - Volumenmodelle
 - Eigenschaften
 - Vorteile
 - Nachteile
 - Visualisierungsmodi
 - Oberflächenmodelle
 - Wie erzeugt man sie?
 - Vorteile gegenüber Volumenmodelle
 - Nachteile
 - Kann man hier Risikomodelle realisieren?

- Sowohl Oberflächen als auch Volumenmodelle müssen für bestimmte Anwendungen deformiert werden.
- **Starrer Körper (Definition):**
Ein starrer Körper ist ein materielles System, bei welchem unter allen Bedingungen die Abstände zwischen beliebigen Körperpunkten unverändert bleiben.
- **Deformierbarer Körper (Definition):**
Ein deformierbarer Körper ist ein materielles System, bei dem die Abstände zwischen Körperpunkten über die Zeit veränderlich sind.
- Deformierbare Körper können aus statischen Körpern, die durch Kinematiken verbunden sind, bestehen.

Deformation der Modelle



Bilder v. Tilo Gockel, Universität Karlsruhe (TH)

Deformation der Modelle



Filme v. Tilo Gockel, Universität Karlsruhe (TH)

- **Elastische Deformation:**

Nach Entfernen der externen Kräfte stellt sich die nicht deformierte Referenzform des Körpers wieder her. Bei einer elastischen Deformation speichert das Objekt Energie.

- **Plastische Deformation:**

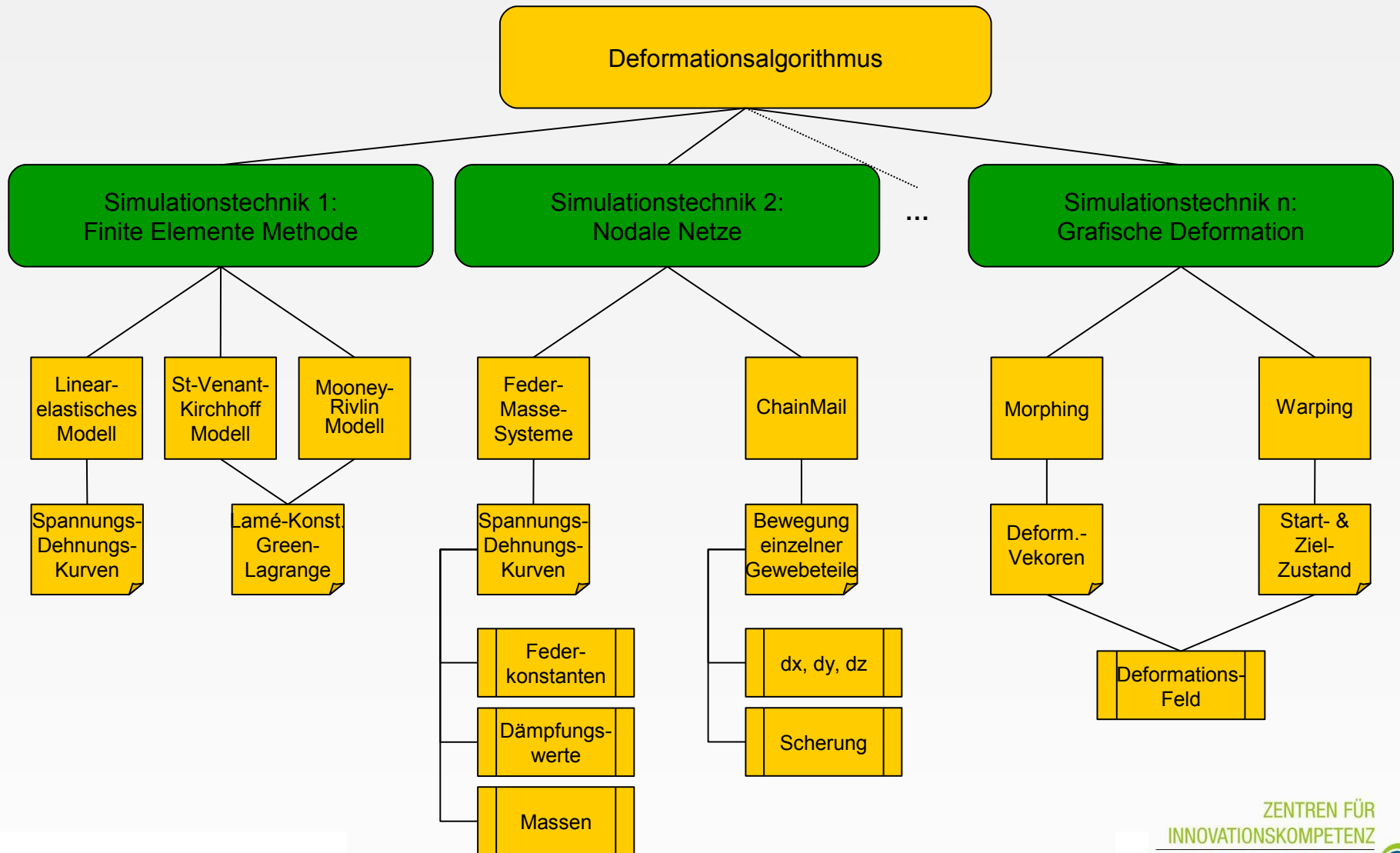
Es wird bei der Deformation keine Energie gespeichert. Die Deformation bleibt erhalten.

- **Viskoelastische Deformation:**

Kombiniert viskoses (zähflüssiges) und elastisches Verhalten. Dieses Verhalten kommt in der Natur häufig vor.

- Unterschiedliche Modelle - unterschiedliche Deformationen
 - Volumen vs. Oberflächen
 - Analytisch-Exakt vs. Phänomenologisch
- Die unterschiedlichen Modelle verlangen u.U. unterschiedliche Deformationsalgorithmen und Eingabeparameter.
- Es kann sinnvoll sein, unterschiedliche Modelle zur Visualisierung und Deformationsberechnung zu verwenden.

Deformationsparameter




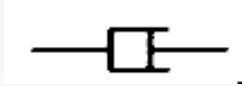
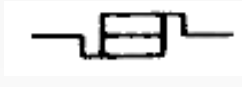
Partner-Aufgabe:

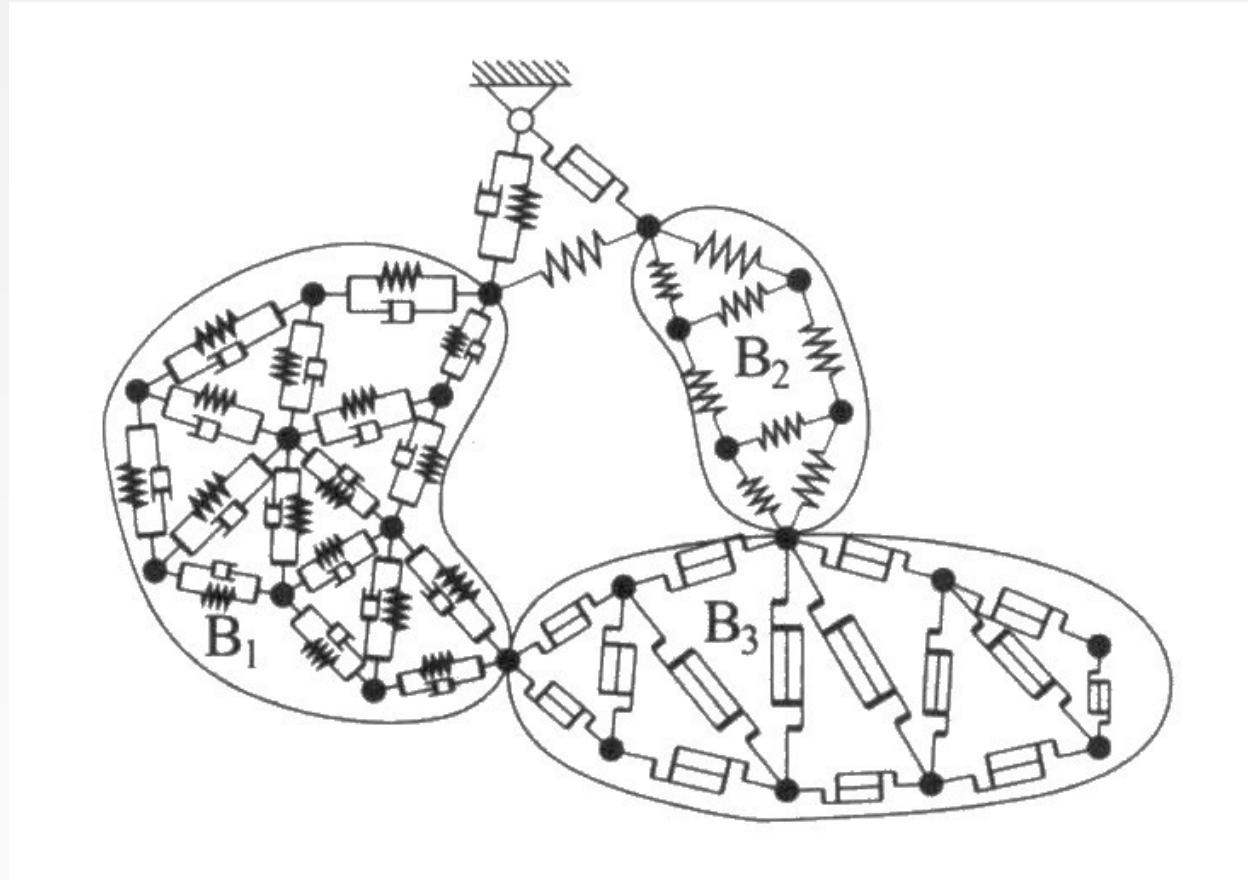
- Bastelt aus
 - 4 Fingern
 - Gummiringen

eine möglichst „gute“ Repräsentation einer homogenen Fläche

J-Springies:

- 3snake
- 9snake
- Unterschiede? Warum?

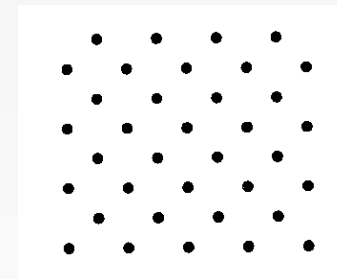
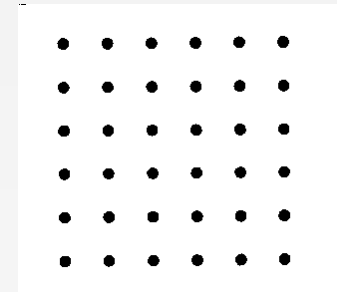
- Definition:
 - Ein nodales Netzmodell (P, V) besteht aus
 - einer Menge P von Massepunkten
 - einer Menge V von dazwischen aufgespannten Verbindungselementen.
- Ein Verbindungselement wird durch seine Krafffunktion beschrieben.
- Prinzipiell: beliebige Krafffunktionen
- Üblich:
 - elastisches Verbindungselement (Feder) 
 - viskosisches Verbindungselement (Dämpfer) 
 - plastisches Verbindungselement 
- Meistens verwendet man lineare elastische Netze (= Feder-Masse-Netze) mit Dämpfern versehen



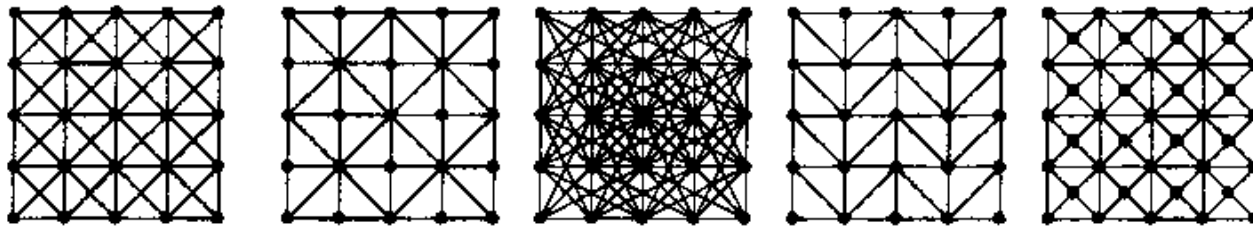
- Aufgabenstellung:
Approximierung eines gegebenen deformierbaren Körpers durch nodale Netze
- 3 Einzelschritte:
 - Festlegung von Punktpositionen
 - Ermittlung der Masseverteilung
 - Optimierung der Elastizitätseigenschaften

- Generelle Anforderungen:
 1. Die Eckpunkte der beschreibenden Geometrie sollen Teil der zu generierenden Punktmenge sein.
 2. Die Punkte sollen zusammen mit den noch einzuziehenden Verbindungselementen in geeigneter Weise die Elastizitätsfunktion repräsentieren.
 3. Die Punktpositionierung soll auf eine Weise geschehen, dass im nächsten Schritt die Masseverteilung durch Belegung mit diskreten Massen approximiert werden kann.

- Regelmäßige Punktverteilung
2 Punktmuster:
 - quadratisches Gitter
 - quadratisches Gitter mit Zwischenpunkten
- Andere regelmäßige Anordnungen erzielen vergleichbare Ergebnisse.

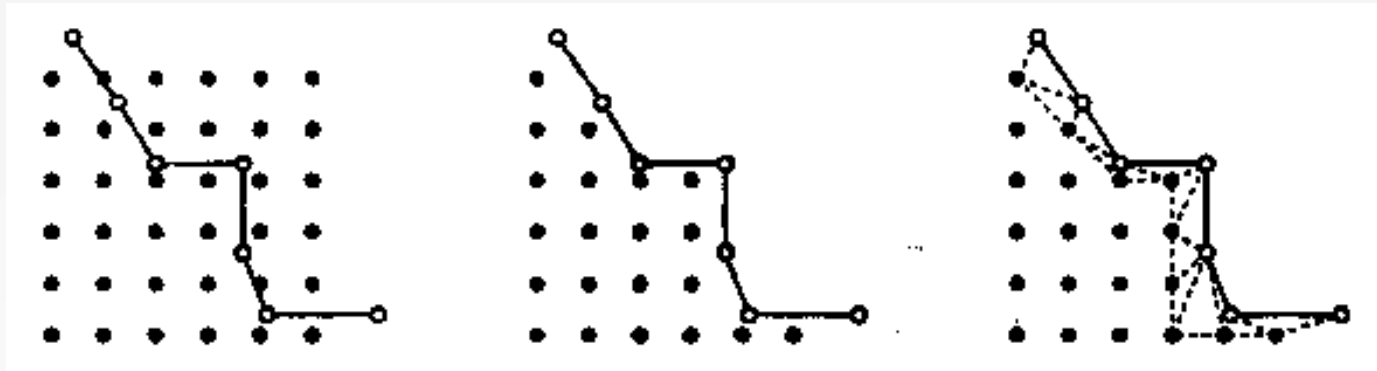


Vorauswahl der Verbindungstopologien



- 1: Verbindung der Wahl!
- 2: Ähnlich zu FEM-Elementen
- 3: Viele Verbindungen, schlecht optimierbar
- 4: Schlecht bei starker Verformung (wie 2)
- 5: Besser als 1, jedoch mehr Massepunkte

- Randbehandlung
(Unabhängig von der später verwendeten Verbindungsstruktur)

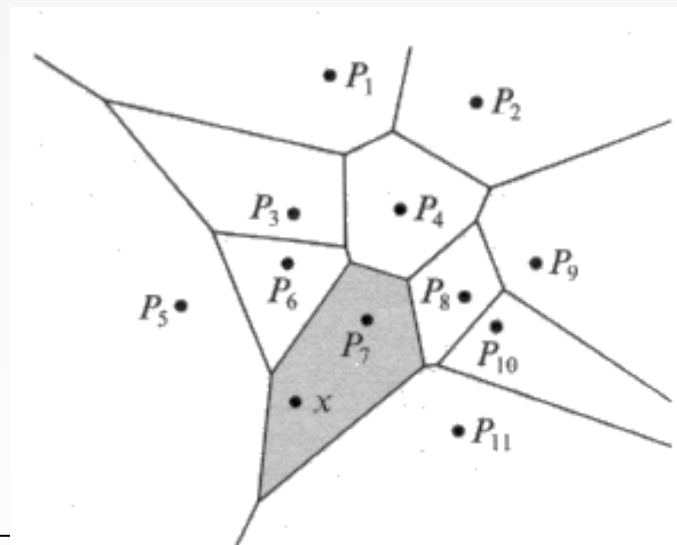


- Ziel:
Durch zufällige Wahl der Punkte eine größere **Homogenität** und **Isotropie** erreichen
- Verbindung über Delaunay - Triangulierung
- zweistufiges Verfahren zur Triangulierung:
 1. Voronoi - Diagramm der Punktmenge bestimmen
 2. Delaunay - Kanten ableiten

- Voronoi-Diagramm (Definition):

Das Voronoi-Diagramm $V(P)$ ($P=\{p_1, \dots, p_n\}$) ist eine Aufteilung eines d -dimensionalen Raumes in n Zellen Z_1, \dots, Z_n , so dass:

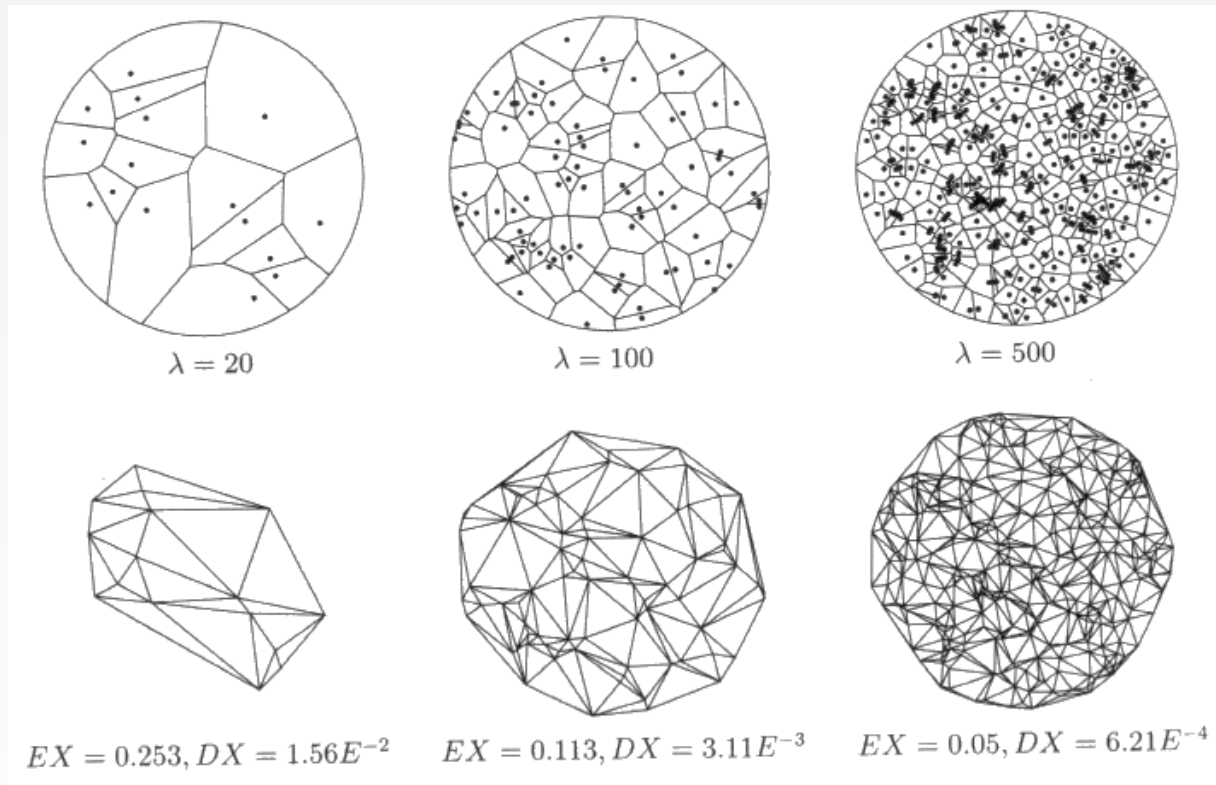
1. in jeder Zelle Z_i genau ein Punkt $p_i \in P$ liegt,
2. jede Zelle Z_k alle die Punkte des Raumes umfasst, die zu dem zugehörigen Punkt $p_k \in P$ einen geringeren Abstand besitzen als zu jedem anderen Punkt $p \in P$.



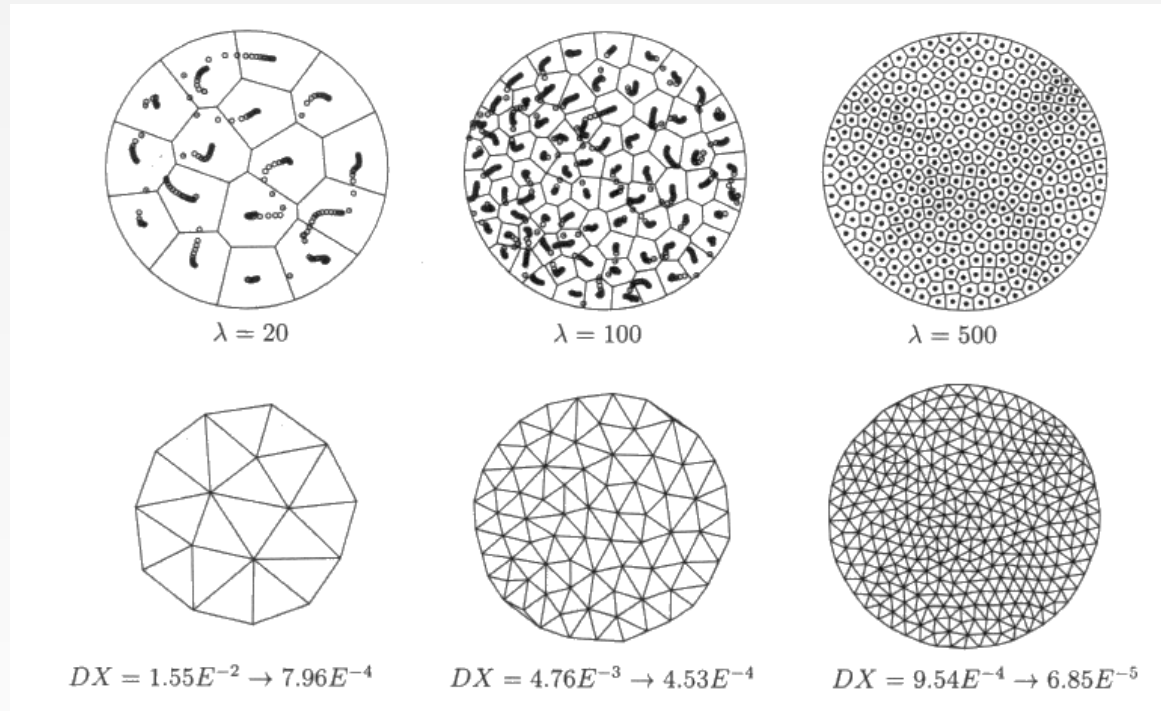
- Delaunay-Triangulation (Definition):

Der duale Graph des Voronoi-Diagramm zu P , dessen Knoten die Punkte aus P sind und dessen Kanten zwischen je zwei Punkten gezogen sind, deren Voronoi-Zellen eine gemeinsame Kante haben, bildet die Delaunay-Triangulation von P .

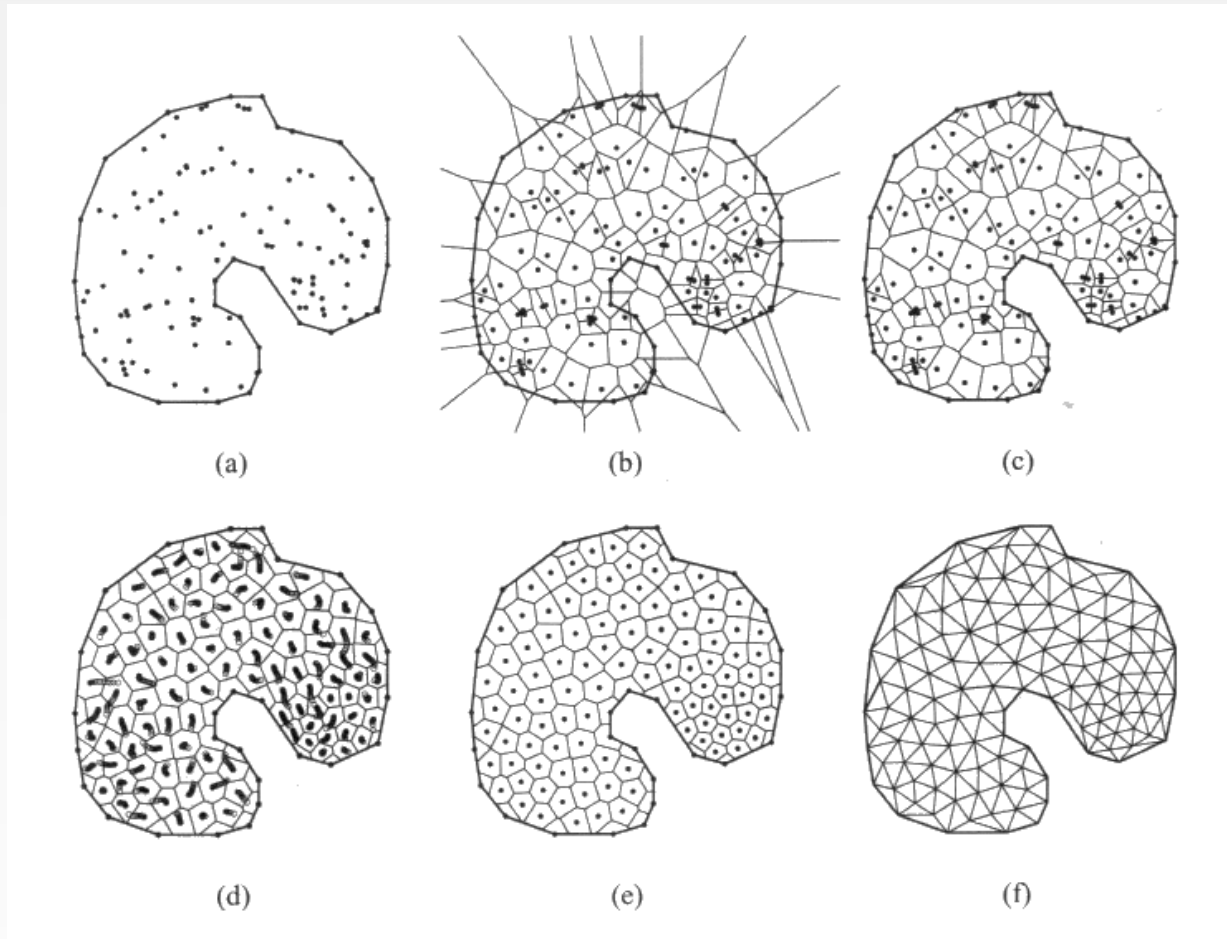
- Nachteil: Sehr unregelmäßige Gebiete



- Idee: Punkte zum Schwerpunkt der Gebiete wandern lassen



Stochastische Punkteverteilung

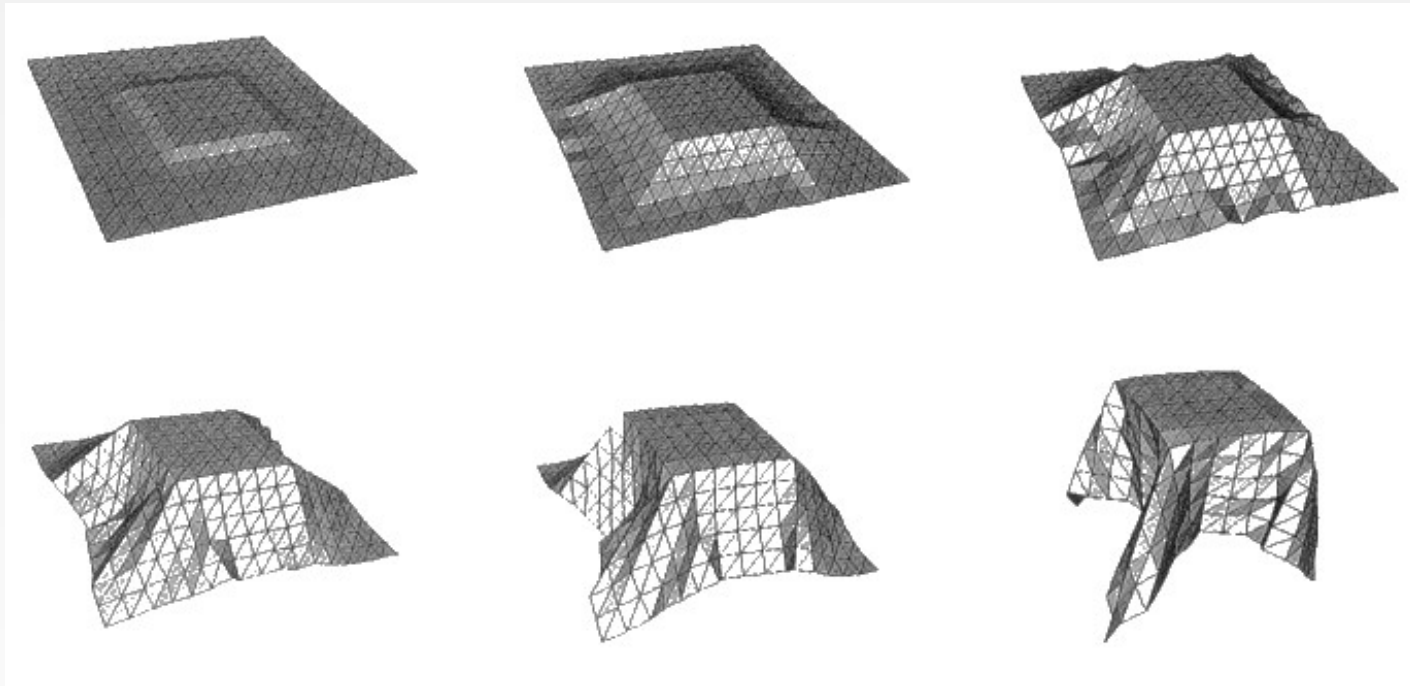


- Aufgabenstellung: Finde eine Massenbelegung der Punkte aus P so, dass der Körper K und das aus P gebildete starre Massenpunktesystem dynamisch äquivalent sind.
- Grundlage (Lemma): Zwei Körper sind dynamisch äquivalent, wenn es auf K_1 und K_2 Koordinatensysteme gibt, bezüglich derer die Massenmomente bis zur Ordnung zwei identisch sind.

- **Gesucht:**
Federelemente mit Federkonstanten, so dass die dynamischen Eigenschaften des elastischen Massenpunktsystems die Elastizitätsfunktion approximieren.
- **Vorgehensweise:**
Anfangswerte der zu optimierenden Parameter (meist die Federkonstante) werden heuristisch bestimmt.

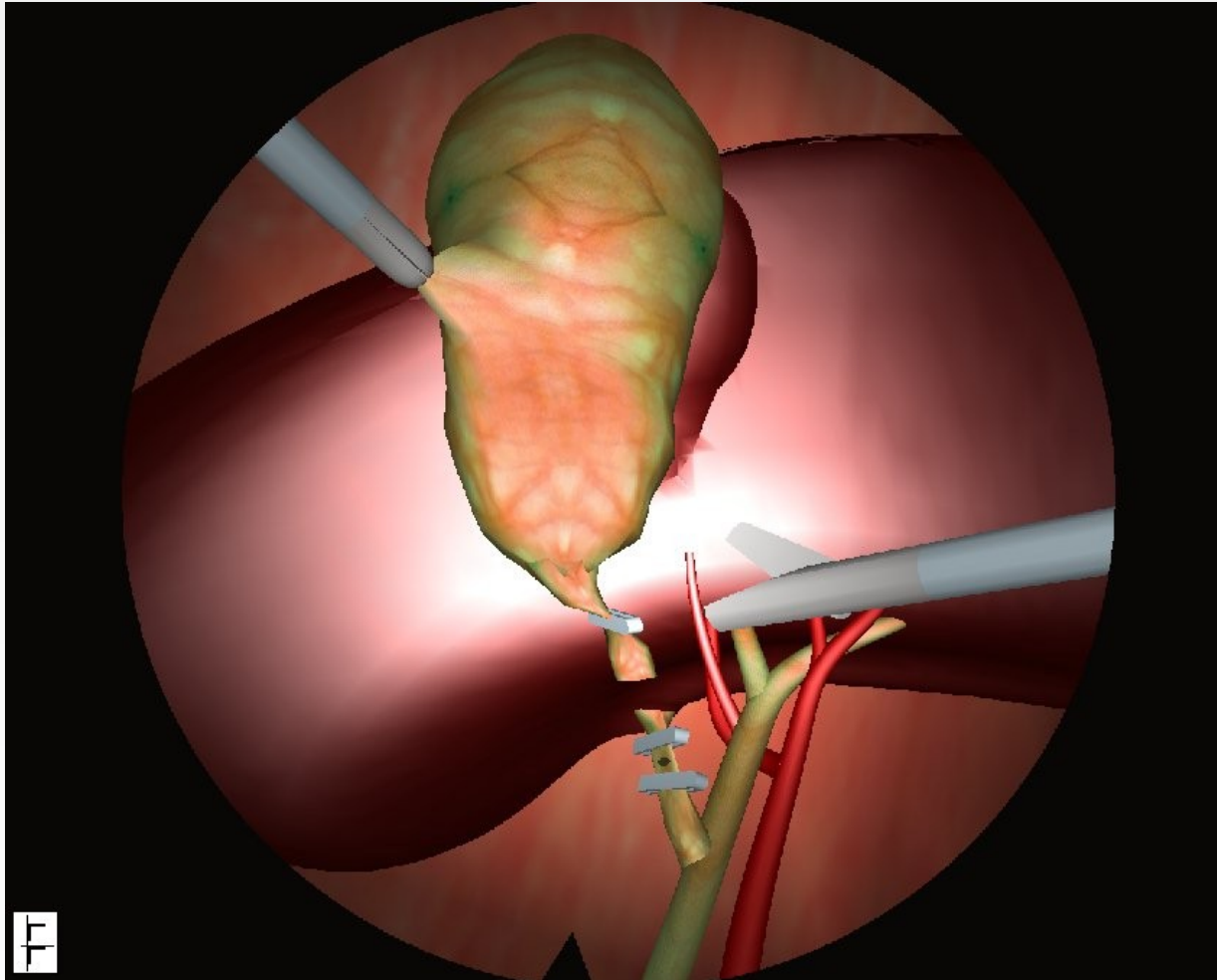
Anfangskonfiguration sukzessive verändern und die Qualität des Systemverhaltens anhand einer Kostenfunktion berechnen.

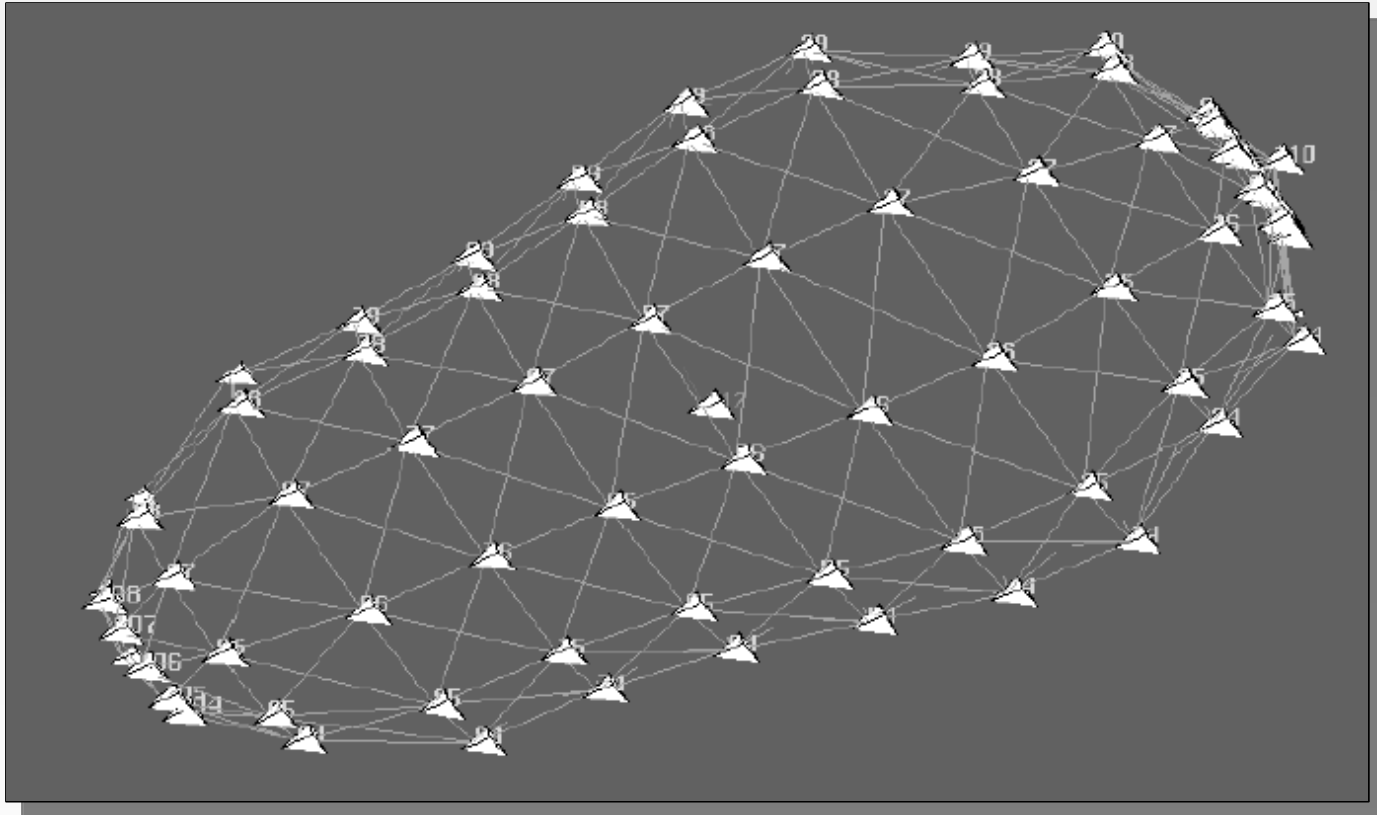
Beispiel



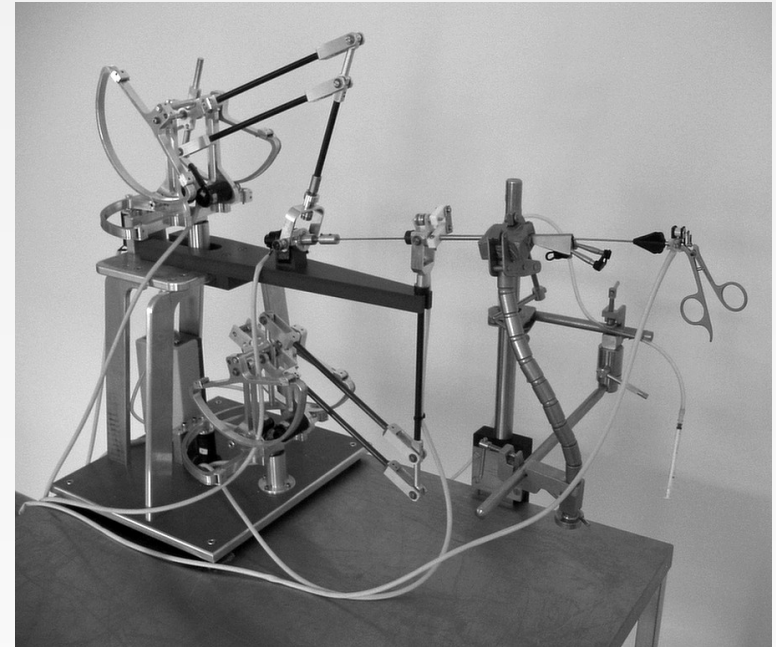
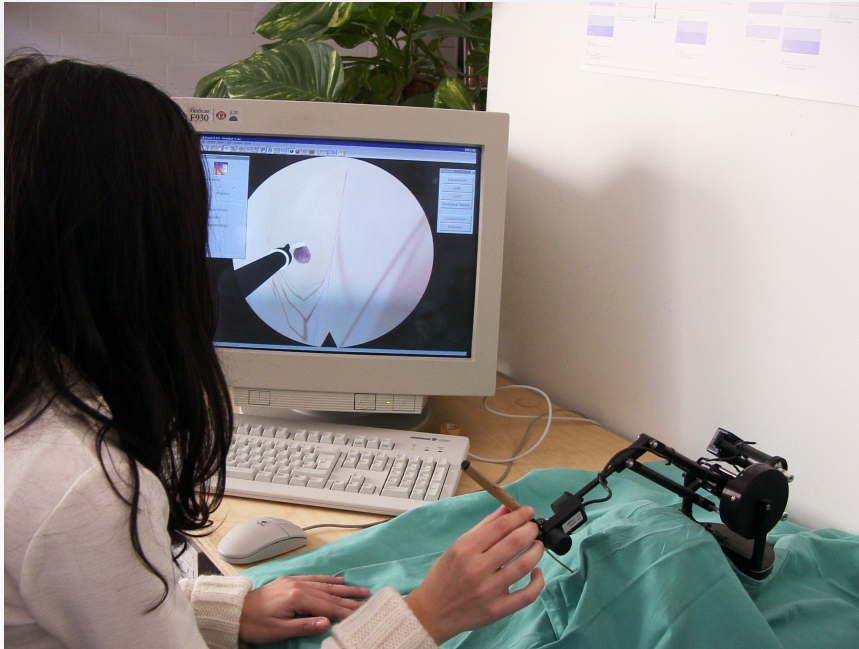
- Endoskopietrainer am FZK entwickelt







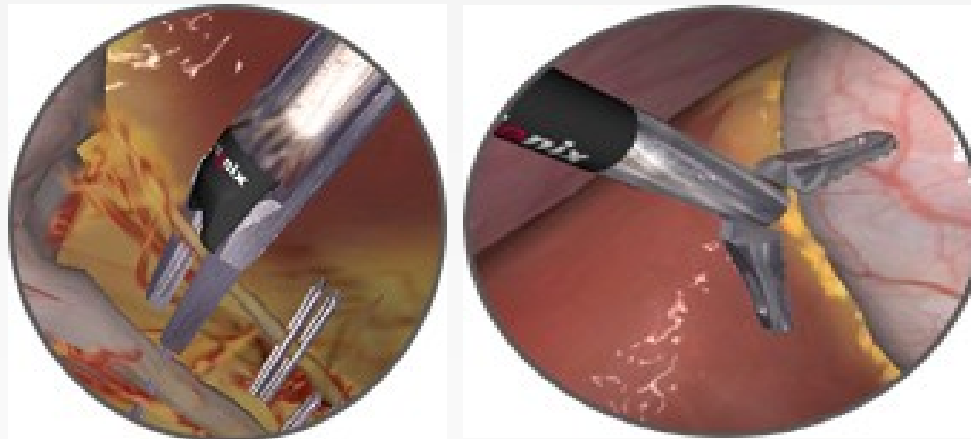
Haptic I/O-Projekt (Kooperation ICCAS-FZK)



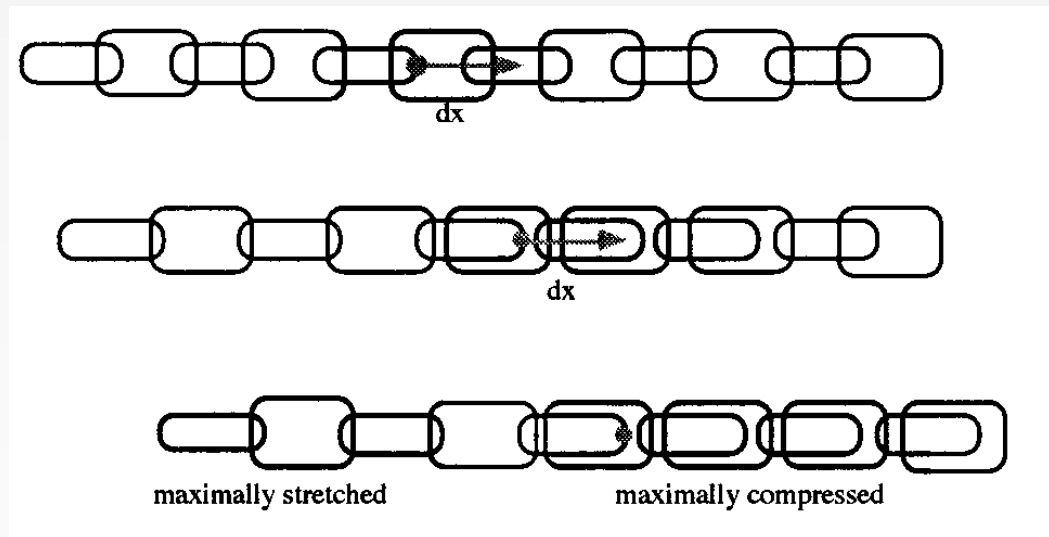
- Bisher vier Simulatoren für Operationstraining:
 - GI Mentor (\$ 106,000)
 - URO Mentor (\$ 85,000)
 - PERC Mentor (\$ 85,000)
 - Lap Mentor (\$ 90,000)



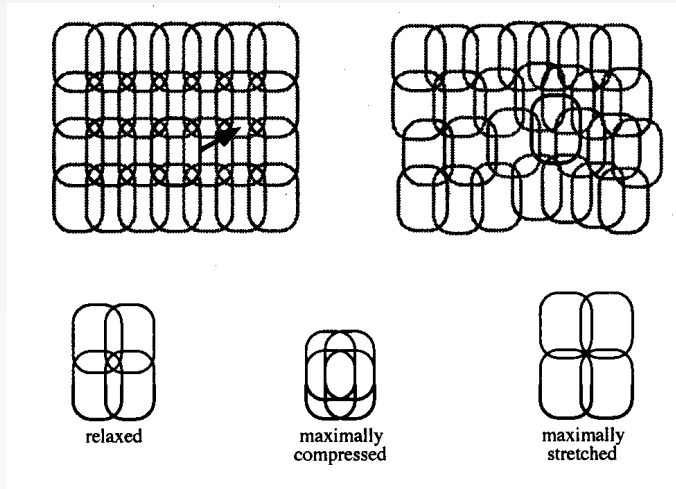
- Simulation des Unterleibs
- Training kompletter Operationen möglich

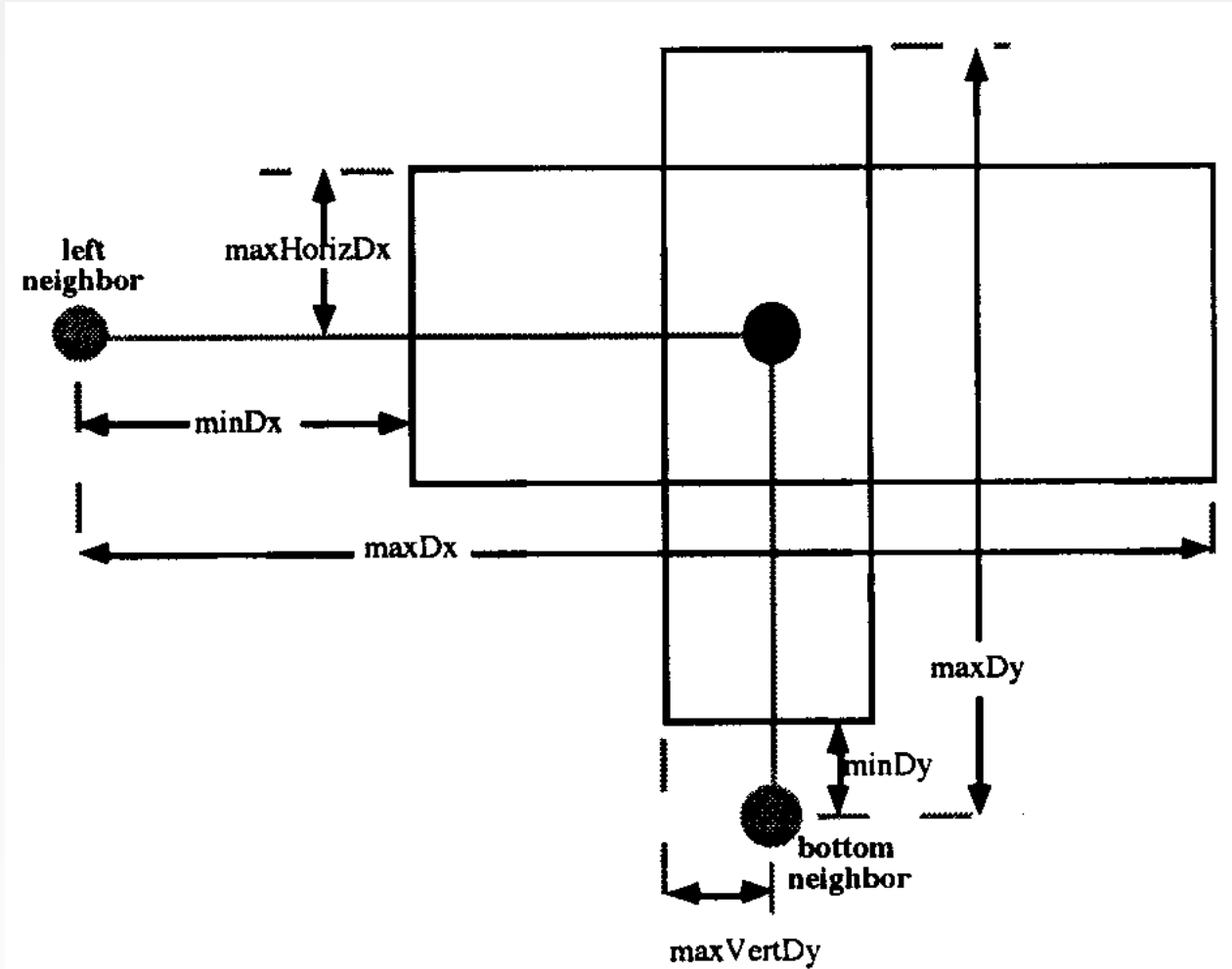


- Ziel: Entwicklung eines sehr schnellen, zur Echtzeitmanipulation geeigneten Algorithmus zur Weichgewebssimulation
- Idee: Die Elemente des untersuchten Objekts werden wie Glieder einer Kette miteinander verkoppelt



- Verfahren lässt sich auf 2D und 3D erweitern



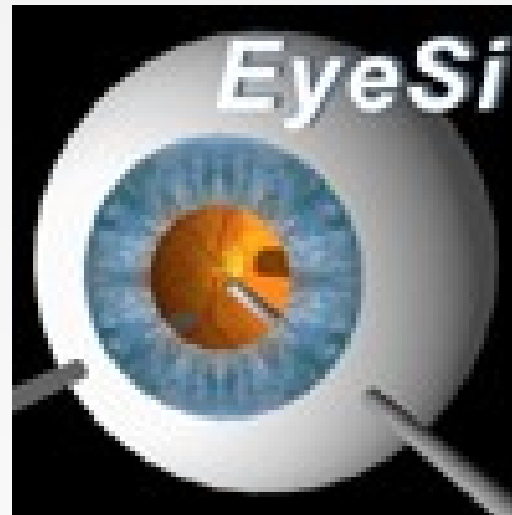


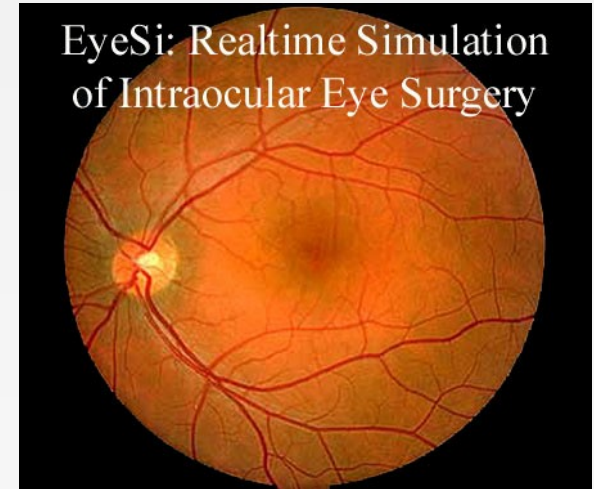
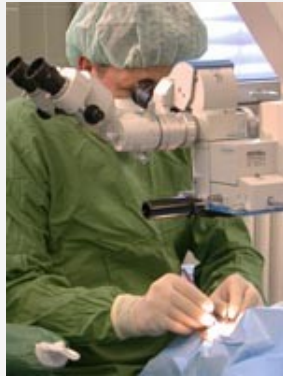
- Für die Elemente wird eine Region bestimmt, in der sie sich frei (ohne Auswirkungen auf ihre Nachbarn) bewegen können
- Dehnung und Stauchung werden durch $\max D_a$ bzw. $\min D_a$ dargestellt
($a = \{x|y\}$)
- Scherung des Materials durch $\max \text{HorDx}$ und $\max \text{VertDy}$

- Algorithmus:
 - Benutzer selektiert und bewegt ein Element
 - Das Element und seine Ausgangsposition wird in die Liste der bewegten Elemente aufgenommen, seine neue Position wird festgehalten und seine direkten Nachbarn werden in die Liste der Kandidaten für eine weitere Bewegung aufgenommen.



- Alle Kandidaten werden nacheinander in der Reihenfolge rechts, links, oben, unten abgearbeitet:
 - Dehnungs und Scherungsbedingungen zwischen dem aktuellen Element und seinem Nachbarn werden überprüft.
 - Wenn die Bedingungen verletzt sind, wird das Nachbarelement soweit verschoben, dass die Bedingung erfüllt wird.
 - Wenn eines der Nachbarelemente bewegt wurde, werden sie zu den jeweiligen Kandidatenlisten hinzugefügt.
- Eventuell wird ein energieminimierender Relaxationsschritt eingeführt



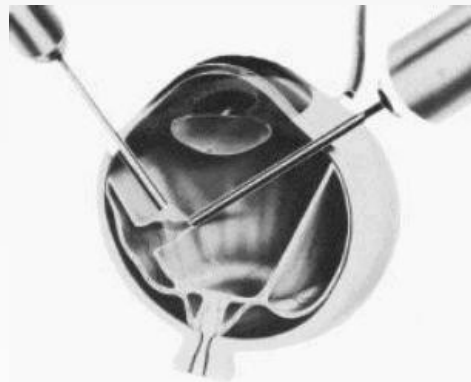
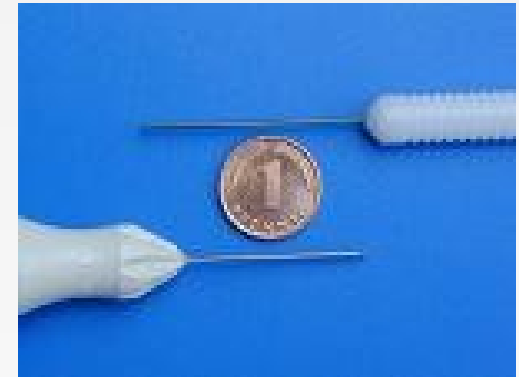


Ziel des Eye-Si Projektes
der Uni Mannheim:

Entwicklung einer computerbasierten Trainings-
Workstation für Augenchirurgen zum Training
von Operationen im Inneren des Auges

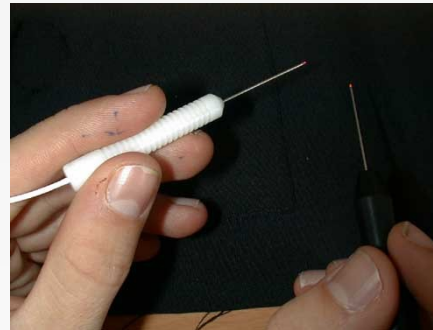
Operationen im Augeninneren sind erforderlich bei:

- Trübung des Glaskörpers
- abgelöster Netzhaut
- diabetesbedingten Netzhautproblemen



Bei solchen Operationen werden eine Kaltlichtlampe und ein Vitrector ins Auge eingeführt

- Operationsumgebung:
mechanischer Aufbau, der mit der Realität vergleichbar ist:



Mechanisches Auge



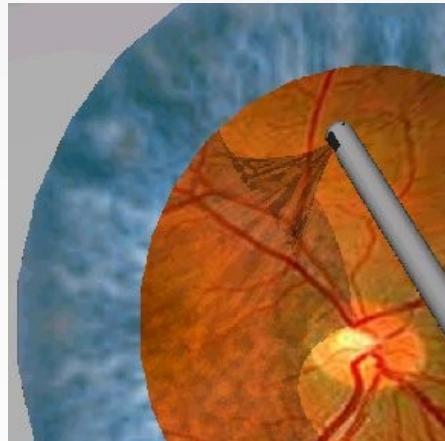
Originalinstrumente

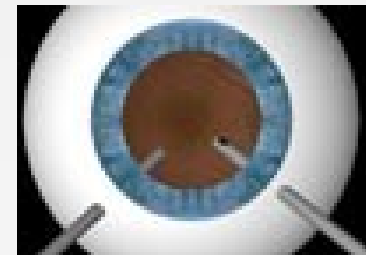
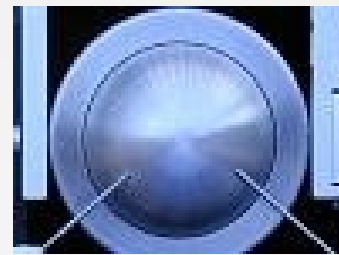
Stereomikroskop

Tracking System: optisches Eingabegerät
(erkennt die Position des mechanischen
Auges und der Instrumente im
dreidimensionalen Raum)



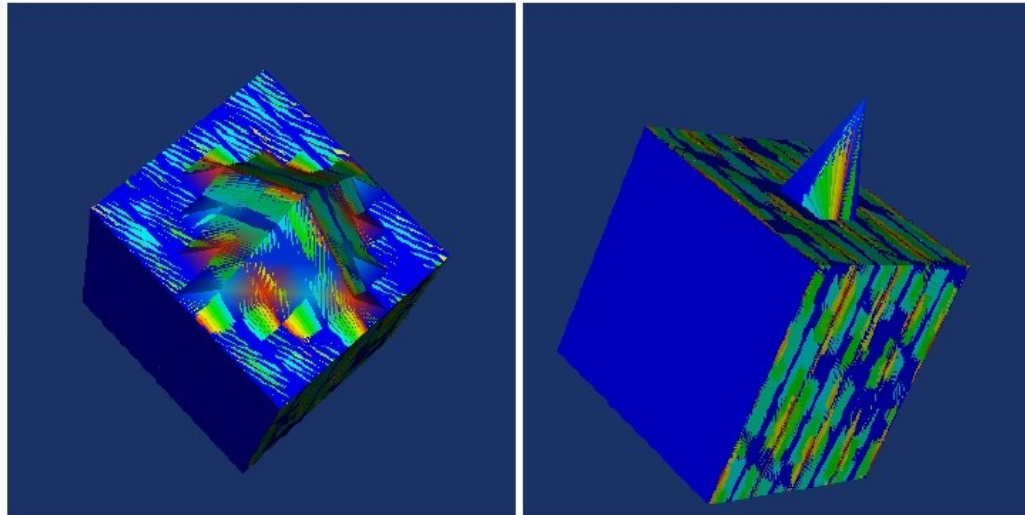
- Computer Grafik: virtuelle Ansicht, die den Blick des Chirurgen durch das Stereomikroskop erzeugt.
- beinhaltet Auge, Instrumente, krankhaftes Gewebe, Interaktionen und Lichteffekte





- Die Realität im Vergleich zur Simulation:
 - Zwei Originalinstrumente im Inneren des Auges (links)
 - Die gleichen Instrumente im Inneren des mechanischen Auges (Mitte)
 - Das graphische Computermodell (rechts)

- Anwendung auf 3D-Daten
- Erweiterung um mehrere Kraftansatzpunkte
- Geschwindigkeit des Algorithmus nicht zur Echtzeitdeformation geeignet
(~10 sec zur Deformation)
- Unrealistisches Gewebeverhalten



Warum versagt der originale ChainMail-Algorithmus bei konkaven Strukturen?

- Untersuchung effizienter Verfahren zur Bewegungssimulation deformierbarer Körper, Dissertation von Oliver Deussen, VDI-Fortschrittsberichte Nr. 215, Reihe 20, 1996
- KISMET:
<http://www.fzk.de/as-med/entwicklungsprojekte/echtzeitsimulation.htm>
- LAP Mentor:
<http://www.simbionix.com/index.html>
- ChainMail / EyeSi:
Biomechanical Soft Tissue Modeling - Techniques, Implementation and Applications, Dissertation von Markus Schill, Uni Mannheim
<http://bibserv7.bib.uni-mannheim.de/madoc/volltexte/2002/44>
- S. Gibson: „3d chainmail: A fast algorithm for deforming volumetric objects“, Tagungsband: the interactive 3D Graphics Conference, 1996