

# Herzmechanik: Analyse mit Hilfe der Methode der Finiten Elemente unter Berücksichtigung einer bandartigen Myokardstruktur und anisotropen Materialeigenschaften

P. Schmid<sup>1</sup>, M. Stuber<sup>1</sup>, O.M. Hess<sup>2</sup>, P. Niederer<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Biomed. Technik und Medizinische Informatik der UNI & ETH Zürich, CH-8092 Zürich, Schweiz

<sup>2</sup> Departement für Innere Medizin, Kardiologie, Universitätsspital Zürich, CH-8091 Zürich, Schweiz

## EINLEITUNG:

Klassische Theorien zur Berechnung der Herzmechanik basieren meist auf groben Approximationen bezüglich Myokardgeometrie, Myokardstruktur und Materialverhalten. Um die Myokardfunktion hinreichend genau zu erfassen, müssen diese Modellparameter aber entsprechend korrekt mitberücksichtigt werden. Die mechanische Herzleistung, quantifizierbar durch Messung von Blutvolumen und -druck während einer Herzperiode, wird primär durch die Struktur der Ventrikelwand bestimmt und diese ist durch die Anordnung der Muskelfasern gegeben. Die daraus resultierende globale Materialanisotropie wird durch eine bandartige Faserarchitektur verursacht, welche sich um den linken wie auch rechten Ventrikel windet. Infolge der individuellen Muskelfaserorientierung innerhalb dieses Bandes ergibt sich eine lokale Anisotropie.

Unter Verwendung der Methode der Finiten Elemente (FEM) und der Magnetresonanz(MR)-Technik wurde ein 3D-Modell des Herzens entwickelt, welches die globale wie auch die lokale Anisotropie mitberücksichtigt.

## METHODE:

Um die Geometrie des Herzens zu erhalten, wurden mit Hilfe von MR diastolisch 32 Kurzachsenschnitte vom Apex bis zur Basis aufgenommen. Folgende Parameter fanden dabei Anwendung: Echozeit 13 [msec], FOV 400 [mm], Bildauflösung 256x256 Pixel, Schichtdicke 4 [mm]. Die Segmentierung der Bilddaten erfolgte mit Hilfe eines halbautomatischen Verfahrens. Das durch die endo- und epikardiale Oberfläche eingeschlossene Myokardvolumen wurde in 595 parabolische 20-Knoten-Hexaederelemente unterteilt, wobei die gewählte Elementanordnung die globale Bandstruktur nach Torrent-Guasp mitberücksichtigt. Eine physikalische Abwicklung des Myokardbandes soll diese globale Bandstruktur veranschaulichen. Grundlage dazu war eine quasistatische und inkrementelle FE-Berechnung, bei der die mech. Randbedingungen (Knotenfixierung, Punkt- und Oberflächenlasten) schrittweise variiert wurden.

Die Modellierung der lokalen Materialanisotropie kann in Abhängigkeit der individuellen Elementorientierung vorgenommen werden. Dementsprechend wurden lokale Muskelfaserorientierungen als Funktion der Elementknotenkoordinaten definiert und die eingeführten orthotropen Materialgesetze bezüglich dieser lokalen Faserorientierung definiert.

## RESULTATE:

Figur 1 zeigt drei der insgesamt 84 Schritte der Herzabwicklung. Nach Abrollen des rechten Ventrikels, welches als einschichtiges Band aufgebaut ist, wird die doppelschichtige linksventrikuläre Bandstruktur abgewickelt. Berechnungen am anisotropen Modell zeigen, dass die Variation der lokalen Muskelfaserorientierung bei gegebener Geometrie und gegebenem Ventrikelinnendruck primär Einfluss hat auf geometrische Parameter der Ventrikel (mittlerer Durchmesser und Längenabmessung), wie auch auf Deformationsparameter (Verschiebungsfeld und Rotation um die Längsachse).

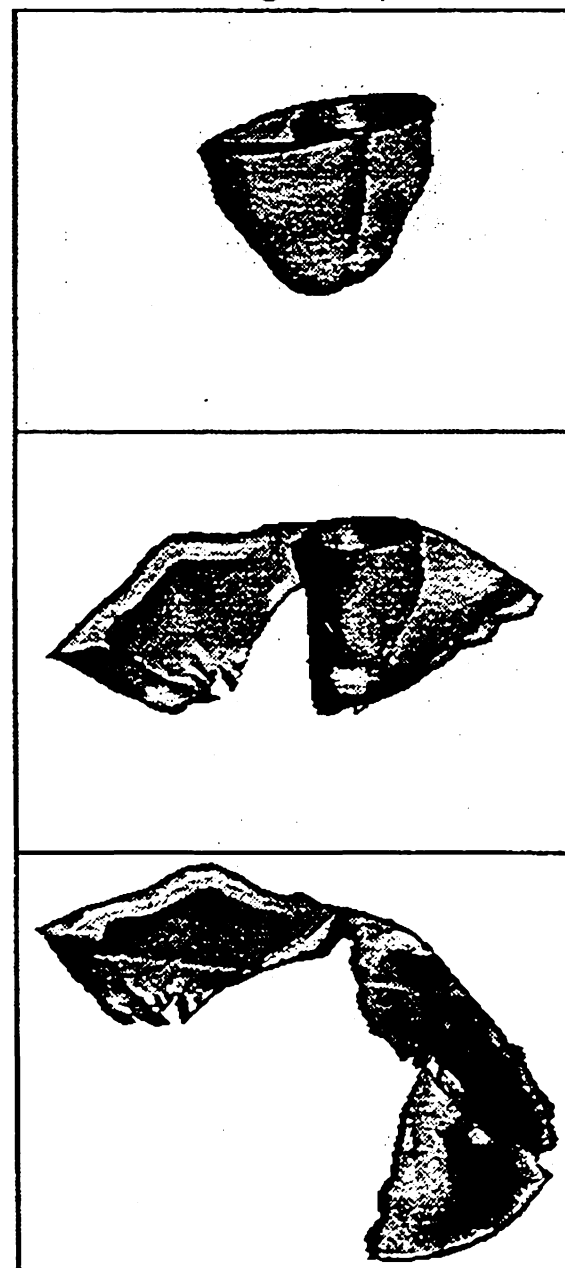


Fig. 1:  
Physikalische Abwicklung des menschlichen Herzens. Abgebildet sind drei der insgesamt 84 berechneten Inkremente

## LITERATUR:

- (1) Torrent-Guasp, F.: An experimental approach on heart dynamics. Aguirre Torre, Madrid (1959)
- (2) Torrent-Guasp, F.: La estructuracion macroscopica del miocardio ventricular. Rev. esp. Cardiol. 33 (1980), 256-287
- (3) Zienkiewicz, O.C.: The Finite Element Method. McGraw-Hill Book Company, (1977)