

**Forschungszentrum Karlsruhe**

Technik und Umwelt

Wissenschaftliche Berichte

FZKA 6452

**Festigkeitstheoretische Untersuchungen einer flexiblen  
Hülse aus NiTi**

H. Fischer, A. Grünhagen, B. Vogel

Institut für Medizintechnik und Biophysik

Arbeitsschwerpunkt Medizintechnik und Biophysik

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe

2000



## **Festigkeitstheoretische Untersuchungen einer flexiblen Hülse aus NiTi**

### **Zusammenfassung:**

Ein flexible, steuerbare Hülse (distales Ende) eines Endoskops für den Einsatz in der Laparoskopie ist mit der Hilfe der Finit-Element-Methode (**FEM**) analysiert worden. Die außergewöhnlichen mechanischen und thermischen Eigenschaften der verwendeten Formgedächtnislegierung (**FGL**) von NiTi wurden berücksichtigt. Die Analysen zeigten, daß die Dehnungen bis zur maximalen Abwinklung von  $90^\circ$  im super-elastischen Bereich bleiben und keine plastischen Verformungen auftreten. Der Einsatz der Formoptimierung (**CAO**) ermöglichte, die optimale Struktur des Endstückes zu finden und somit die maximale Dehnungen in den gefährdeten Bereichen stark zu reduzieren.

## **Theoretical investigations of strength of a flexible tube made of NiTi**

### **Abstract:**

A flexible, steerable tube (distal end) of an endoscope for the application in the laparoscopic surgery has been analyzed by means of the finite-element-method (**FEM**). The unusual mechanical and thermal features of the used shape memory alloy (**SMA**) of NiTi were taken in account. The analyses showed that the strains remain in the super-elastic region up to the maximum bending of  $90^\circ$  and no plastic deformations occur. The application of the shape optimization (**CAO**) made possible finding the optimal structure of the distal end and therefore powerful reducing the maximum strains in the critical regions.

1	Einleitung	1
2	Formgedächtnislegierungen (FGL)	2
2.1	Eigenschaften der FGL	4
2.1.1	Superelastizität	4
2.1.2	Der Einwegeffekt (EWE)	6
2.1.3	Der Zweiwegeffekt (ZWE)	7
2.2	Anwendungen von FGL in der Medizintechnik	8
3	Berechnung	10
3.1	Modellbeschreibung	10
3.1.1	Geometrie und Elementwahl	10
3.1.2	Randbedingungen und Lastfall	18
3.1.3	Materialeigenschaften	20
3.2	Ergebnisse und Auswertung	23
3.2.1	Allgemeines	23
3.2.2	Auswertung der Verformungsdaten	24
3.2.3	Auswertung der Dehnungsdaten	29
3.2.4	Auswertung der Spannungsdaten	58
4	Schlussbemerkungen	64
5	Literaturverzeichnis	65

## 1 Einleitung

Im Rahmen des Projektes "Minimal Invasive Chirurgie" (MIC) wurde im **IMB/Med** speziell für den Einsatz in der Laparoskopie ein Endoskop aus NiTi (Abb. 1) [Vog98] mit einem flexiblen, steuerbaren Endstück (distales Ende), in das eine Videomodul integriert ist, entwickelt. Für die Medizintechnik [Ben79] eignen sich Formgedächtnislegierungen (FGL) wie NiTi einerseits wegen außergewöhnlichen mechanischen und thermischen Eigenschaften und andererseits wegen überlegener Biokompatibilität [Dut90] besonders gut.



Abb. 1 - Endoskop aus NiTi

## 2 Formgedächtnislegierungen (FGL)

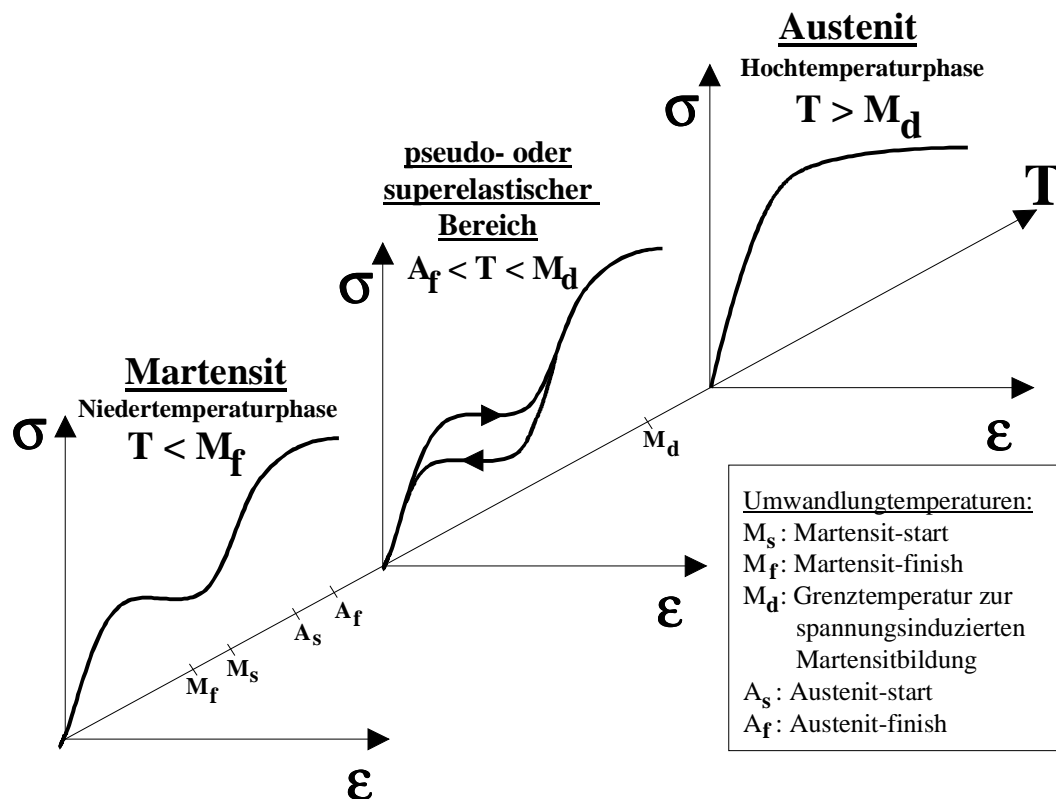
Die Gitterstruktur der Formgedächtnislegierungen besteht aus kristallinen intermetallischen Verbindungen, die meist in Form von Vielkristallen vorliegen. Kristallgitter sind oft mit Störungen behaftet, die nach ihrer Dimension definiert werden:

- Nulldimensional (punktförmig)                      gelöstes Atom
- Eindimensional (linienförmig)                    Versetzungslinie
- Zweidimensional (flächenförmig)                Korngrenze
- Dreidimensional (volumenförmig)                Ausscheidungen

Für die Eigenschaften der FGL sind neben den Korngrenzen besonders die Versetzungslinien bei plastischer Verformung von Bedeutung.

Nach einer mechanischen Verformung können sich diese Legierungen mittels Temperaturänderung an ihre ursprüngliche Form "erinnern", daher der Name "Formgedächtnis". Dieses Verhalten ist reversibel und beruht auf einer thermoelastischen martensitischen Phasenumwandlung. Es handelt sich um eine strukturelle Phasenumwandlung, bei der die **Hochtemperaturphase  $\beta$  (Austenit)** diffusionslos in die **Niedertemperaturphase  $\alpha$  (Martensit)** übergeht. Dabei ist eine bestimmte Temperatur mit einem bestimmten Umwandlungsgrad verbunden, was eine genaue Erfassung der Umwandlungstemperaturen (Austenit-start/finish  $A_{s/f}$ , Martensit-start/finish  $M_{s/f}$  Temperatur und Grenztemperatur zur spannungsinduzierten Martensitbildung  $M_d$ ) ermöglicht.

Kennzeichnend ist das unterschiedliche Festigkeitsverhalten der beiden Phasen. Das Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abb. 2) des Austenitgefüges, das oberhalb der Grenztemperatur  $M_d$  vorliegt, gleicht dem konventioneller Legierungen. Beim Abkühlen unter  $M_s$  werden durch Umklapp- und Schervorgänge diffusionslos Martensitlatten gebildet. Beim Erreichen der  $M_f$  Temperatur ist dann die Martensitumwandlung abgeschlossen. Das Spannungs-Dehnungs-Diagramm dieser Niedertemperaturphase wird geprägt durch das sogenannte Martensitplateau, was recht ungewöhnlich ist.



**Abb. 2 - Spannungs-Dehnungs-Verhalten von FGL in Abhängigkeit von der Temperatur**

In diesem Bereich weist der Werkstoff eine sehr geringe Festigkeit auf. Ein Bauteil kann in diesem Bereich leicht verformt werden und bleibt nach Entlastung in diesem verformten Zustand. Durch Erwärmung über die Umwandlungstemperatur  $A_s$  kann dann diese Verformung rückgängig gemacht werden.

Anders als bei einer thermoelastischen Umwandlung kann ein Martensitübergang jedoch auch bei konstanter Temperatur aufgrund von Spannungen ablaufen. Wird der Austenit zwischen den Temperaturen  $A_f$  und  $M_d$  mechanisch belastet, so läuft bei konstanter Plateauspannung eine spannungsinduzierte Martensitbildung ab. Wie in Abbildung 2 zu erkennen ist, verschwinden die erheblichen Umwandlungsdehnungen bei Entlastung unter einer Spannungs-hysterese, so daß ein pseudoelastisches Verhalten zu beobachten ist.

Dieses den Elastomeren ähnliche Verhalten der Hochtemperaturphase ermöglicht Dehnungen bis zu ca. 8 % ohne nennenswerte Zunahme der induzierten Spannung. Die Möglichkeiten dieser relativ großen elastischen Dehnungen können dazu beitragen, eine Hülse flexibel zu gestalten.

Durch Änderung des Ordnungsgrades der Legierung ist es möglich, diese Umwandlungstemperaturen zu beeinflussen und den Bereich der Super- oder Pseudoelastizität dem Körpertemperaturbereich anzupassen. Dies geschieht zum Beispiel durch Eindiffundieren von Cu-Atomen in eine NiTi-Legierung.

## **2.1 Eigenschaften der FGL**

Grundsätzlich können bei Formgedächtnislegierungen drei Effekte, die auf spezielle Gefügeeigenschaften der Austenit-Martensit-Umwandlung beruhen, unterschieden werden. Im Folgenden sollen diese Effekte vorgestellt werden.

- Superelastizität oder pseudoelastisches Verhalten
- Einwegeffekt (EWE)
- Zweiwegeffekt (ZWE)

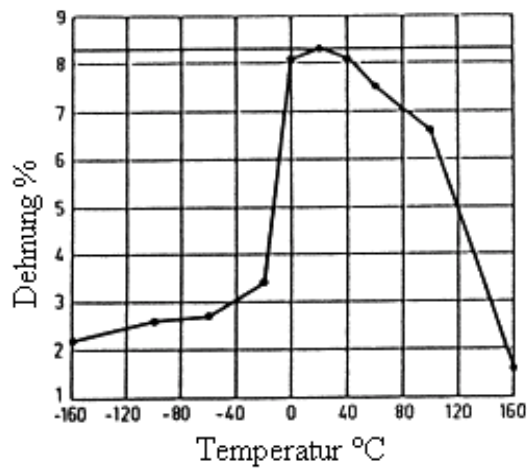
### **2.1.1 Superelastizität**

Im Temperaturbereich zwischen  $A_f$  und  $M_d$  (Abb. 2) bildet sich bei mechanischer Beanspruchung aus dem Austenit ein spannungsinduzierter Martensit, das dieses unkonventionelle elastische Verhalten zur Folge hat. Nach Entlastung bildet sich das Austenitgefüge wieder zurück, und das Element kehrt in seine Ausgangsform zurück.

Wie in Abbildung 2 zu erkennen, ist das elastische Dehnungsverhalten der Formgedächtnis-Legierung nicht linear. Der für die Superelastizität kennzeichnende Bereich beginnt nach dem konventionellen elastischen (Hook'schen) Bereich. In diesem anschließenden Bereich können ohne nennenswerte Zunahme der Spannung Dehnungswerte bis zu ca. 8 % erreicht werden. Dies ist bis zu einem Faktor 10 größer als bei konventionellen Legierungen [Stökel188].



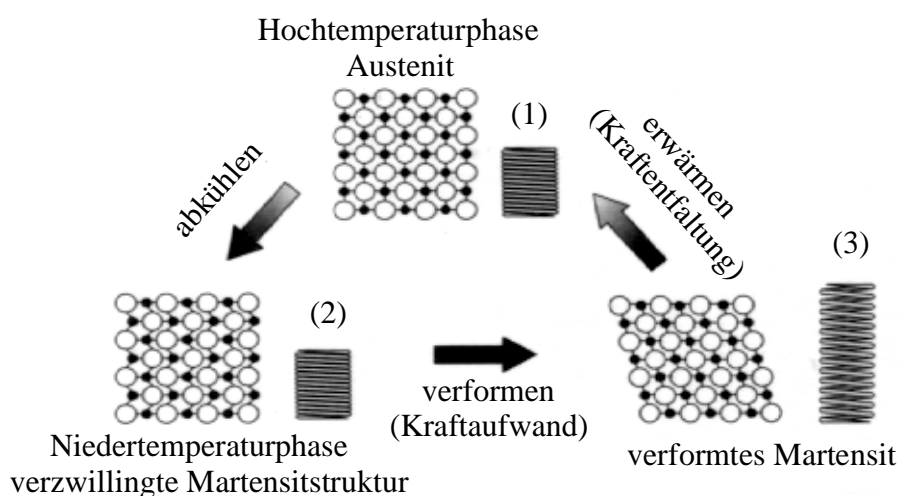
Nach Wegfall der äußeren Belastung wird die Dehnung rückgängig gemacht, bis der Hook'sche Bereich erreicht ist. Dies geschieht bei zwar etwas niedriger, jedoch wiederum nahezu konstanter Spannung. Ist der Hook'sche Bereich erreicht, nimmt die Spannung proportional zur Dehnung ab. Da dieser Effekt sehr stark temperaturabhängig ist, ist ein Einsatzbereich mit nahezu konstanter Umgebungstemperatur von Vorteil. Besonders ausgeprägt ist dieser Effekt, der allerdings nur auf einen relativ engen Temperaturbereich beschränkt ist, bei Ni-reichen NiTi-Legierungen zu erkennen (Abb. 3).



**Abb. 3 - Temperaturabhängigkeit der pseudoelastischen Dehnung einer NiTi-Legierung**

### 2.1.2 Der Einwegeffekt (EWE)

Die schematische Gitterumwandlung des Einwegeffekts ist in Abbildung 4 [SMST97] dargestellt. Wird die kubisch raumzentrierte Hochtemperaturphase (1) abgekühlt, entsteht eine verzwillingte Martensitstruktur (2). Diese Umwandlung erfolgt diffusionslos durch Scherbewegungen, das Bauteil (die dargestellte Feder) erfährt keine Gestaltsänderung. In diesem martensitischen Zustand ist ein NiTi Bauteil durch Verschieben hochbeweglicher Grenzflächen bis zu 10 % mechanisch verformbar (3). Solange sich das Material unterhalb der Temperatur  $A_s$  befindet, ist diese Verformung bleibend. Die für das Verschieben der Zwillingsgrenzen des Martensits notwendige Spannung ist deutlich niedriger als die für die Bildung und Bewegung von Versetzungen. Daher handelt es sich hier nicht um plastische Verformungen. Durch Erwärmen kann diese Formänderung wieder rückgängig gemacht werden.

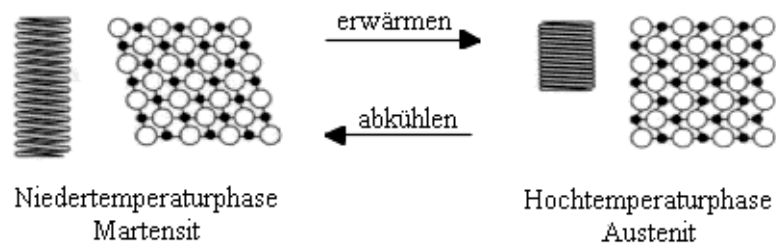


**Abb. 4 - Schematische Gitterumwandlung des Formgedächtniseffekts**

Bei Überschreiten der  $A_s$ -Temperatur kehrt die Feder unter Kraftentfaltung in ihre ursprüngliche Kristallorientierung und damit in ihre ursprüngliche Form zurück. Kühlt man nun wieder unter  $M_F$  ab, so erfolgt keine Formänderung, sofern keine äußere Kraft einwirkt; deshalb der Name Einwegeffekt.

### 2.1.3 Der Zweiwegeeffekt (ZWE)

Formgedächtnislegierungen können auch einen Zweiwegeeffekt aufweisen, d.h. sie können sich an zwei Formen erinnern. Um diesen Effekt zu erreichen, wird durch geeignete thermo-mechanische Vorbehandlung dem Bauteil in der Niedertemperaturphase eine feste Gestalt eingeprägt. Dies führt dazu, daß beim Abkühlen unter  $M_s$  bevorzugte Martensitvarianten entstehen. Bei Erwärmung verwandelt sich das orientierte Martensit in die ursprüngliche austenitische Kristallstruktur zurück. Ein hierzu notwendiges Training kann besonders bei Ni-reichen Legierungen einen brauchbaren Zweiwegeeffekt einstellen (Abb. 5). Dieses Eintrainieren des Zweiwegeeffektes besteht beispielsweise aus ca. 20



**Abb. 5 - Schematische Darstellung des Zweiwegeeffektes**

thermo-mechanischen Zyklen, die sich aus den Teilschritten Verformen, Entlasten, Erwärmen und Abkühlen zusammensetzen können. Arbeiten am HIT [Drumm95] zeigten, daß ein reproduzierbarer ZWE mit dem zur Verfügung stehenden Material derzeit nicht eingestellt werden kann. Deshalb wird im Rahmen dieser Arbeit nicht näher darauf eingegangen.

## 2.2 Anwendungen von FGL in der Medizintechnik

- **Superelastizität**

Das Phänomen, Verformungen bis zu 8% bei nahezu konstanter Spannung zu erhalten, ermöglicht Bauteile herzustellen, die unabhängig von ihrer Verformung eine nahezu konstante Kraft ausüben. Dieser Effekt wird z.B. bei Micro-Faßzangen [Guber97] ausgenutzt. Auch in der Zahnmedizin werden superelastische orthodontische Bögen zur Zahnregulierung eingesetzt. Die bekannteste Anwendung sind momentan Brillengestelle, die aufgrund ihrer hohen Flexibilität auch bei starken Verformungen in ihre ursprüngliche Form zurückkehren.

Da dieser Effekt hohe elastische Dehnungen unterstützt, soll er auch bei der Realisierung des **flexiblen Endstückes** ausgenutzt werden.

- **Einwegeffekt**

Wird ein martensitisch verformtes FGL-Element bei einer darauffolgenden Erwärmung über  $A_s$  daran gehindert, seine ursprüngliche Form wieder einzunehmen, entwickelt es eine nicht unerhebliche Kraft. Diese Kraftentwicklung kann ausgenutzt werden, um etwas zu halten oder zu klammern. So auch in der Medizintechnik, in der ein Einsatz von Klammern in bestimmten Fällen das konventionelle "Nähen" ersetzt. Genutzt wird dieser Effekt auch bei Implantaten wie zum Beispiel bei Stents und Gefäßprothesen, die bei Erwärmung auf Körpertemperatur ihre Gestalt ändern.

Dieser Effekt wird bei der Realisierung des flexiblen Endstückes nicht eingesetzt.

- **Zweiwegeffekt**

Aufgrund des schon beschriebenen Zweiwegverhaltens kann ein FGL-Element zyklische Bewegungen ausführen, die bei der Steuerung von formveränderlichen Sonden- und Katheterspitzen genutzt werden. Die Temperaturänderung wird dabei von extrakorporal geregelt.

Aufgrund nicht reproduzierbarer Ergebnisse beim Einstellen des Zweiwegeffekts [Drumm95] wird dieser Effekt auch nicht weiter betrachtet.

### 3 Berechnung

#### 3.1 Modellbeschreibung

##### 3.1.1 Geometrie und Elementwahl

Die Struktur eines flexiblen und steuerbaren Endstückes (Hülse) eines Endoskops ist in der Abbildung 6 und 7 dargestellt. Die Hülse ist in eine Richtung flexibel und ermöglicht eine Abwinklung bis zu  $90^\circ$ . Von dieser definierten Biegerichtung ist nur eine geringe Abweichung möglich. Mittels **eines Seilzugs** oder **Zugstabes** werden definierte Abwinklungen erreicht.

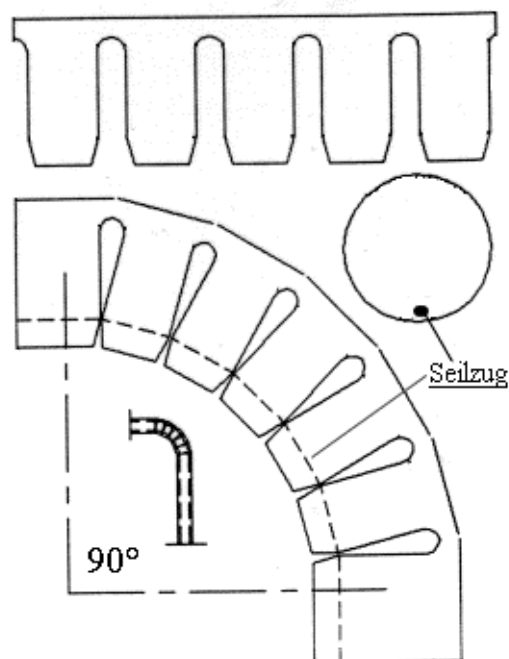


Abb. 6 - Struktur einer Hülse

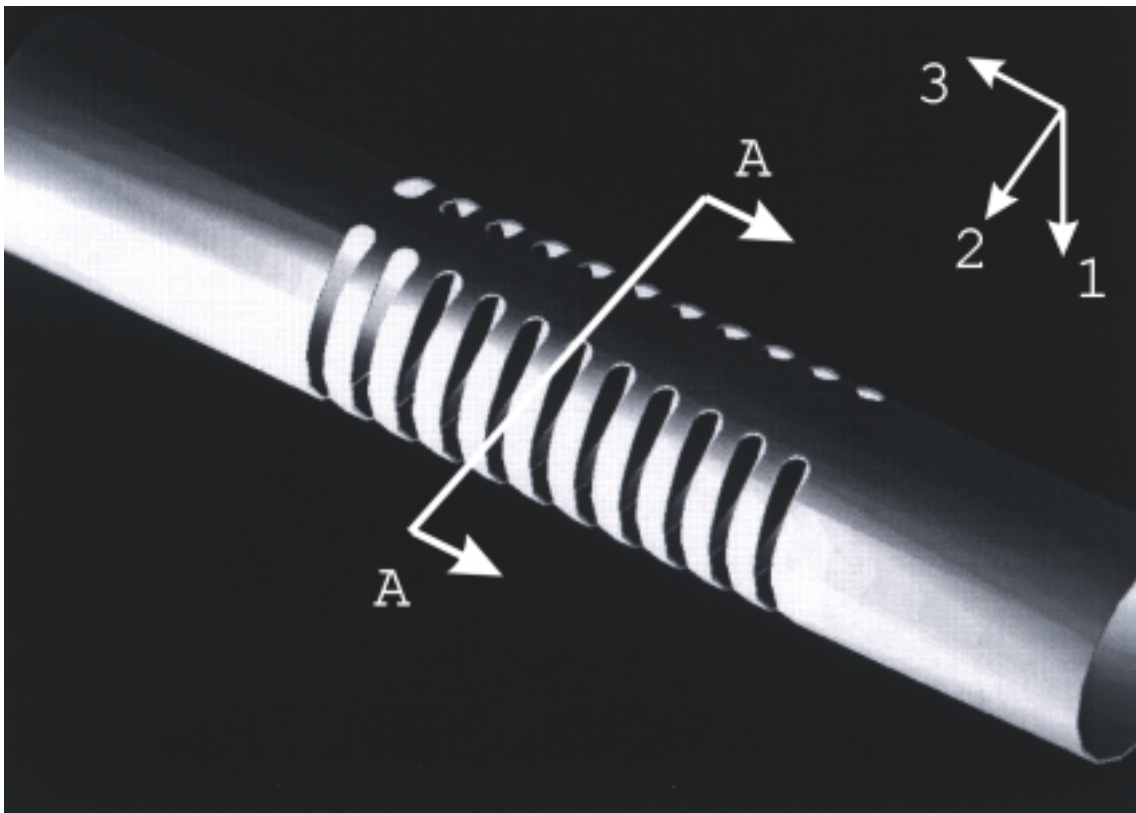


Abb. 7.1 - Geometrie-Modell des Distalendes

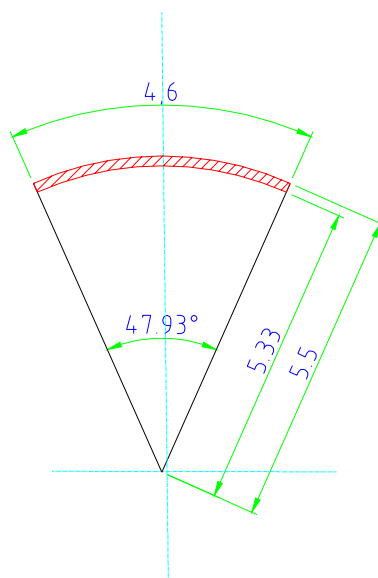
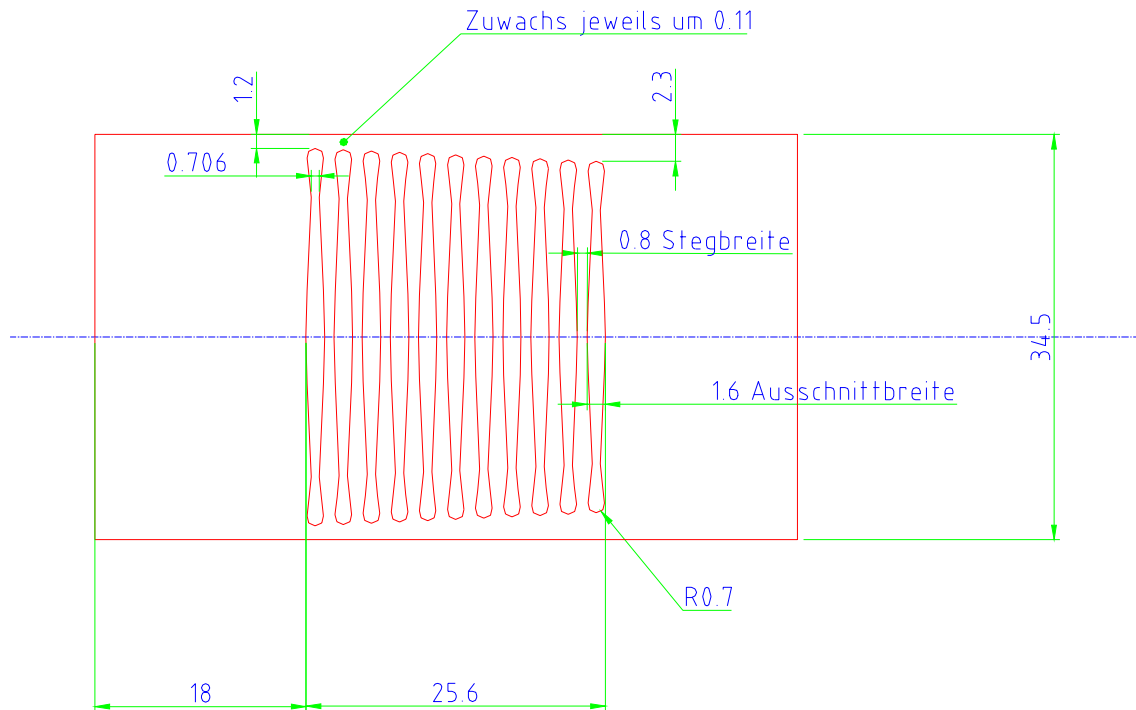


Abb. 7.2 - Querschnitt A-A

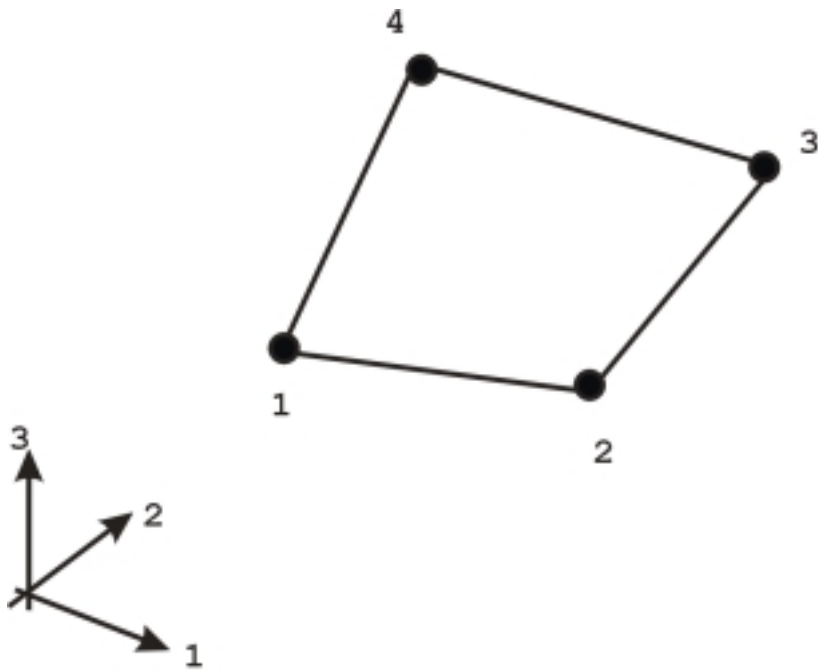
Die Abbildung 8 zeigt die Abwicklung einer Hülse, deren Rückwand in der Mitte durchtrennt wurde.



**Abb. 8 - Abwicklung einer Hülse**

Mittels des ABAQUS-Pre-Prozessors [abapre] ist nach Abbildung 8 das **Modell A** mit einer ansteigenden Stegbreite der Rückwand, die sich von 2.4 mm bis 4.6 mm verändert, entwickelt worden. Zusätzlich ist das **Modell B** mit einer konstanten Stegbreite der Rückwand von 2.4 mm modelliert worden. Aus dem **Modell A** ist durch Formoptimierung das **Modell C** erzeugt worden. Alle Modelle sind mit dem Schalenelement **S4R** [aba5.6] (Abb. 9) aufgebaut worden.





4-Knotenpunktselement "S4R"

**Abb. 9 - Elementwahl**

Wegen der Symmetriebedingung in der 2-3-Ebene bestehen alle Modelle (Abb. 10) aus der halben Geometrie. Die Knotenanzahl, die Gesamtanzahl der Elemente sowie die Anzahl der Freiheitsgrade der Modelle kann aus der folgenden Tabelle 1 entnommen werden.

Version	Knotenanzahl	Elementanzahl	Freiheitsgrade
Modell A/B/C	7311	6656	43290

**Tabelle 1**

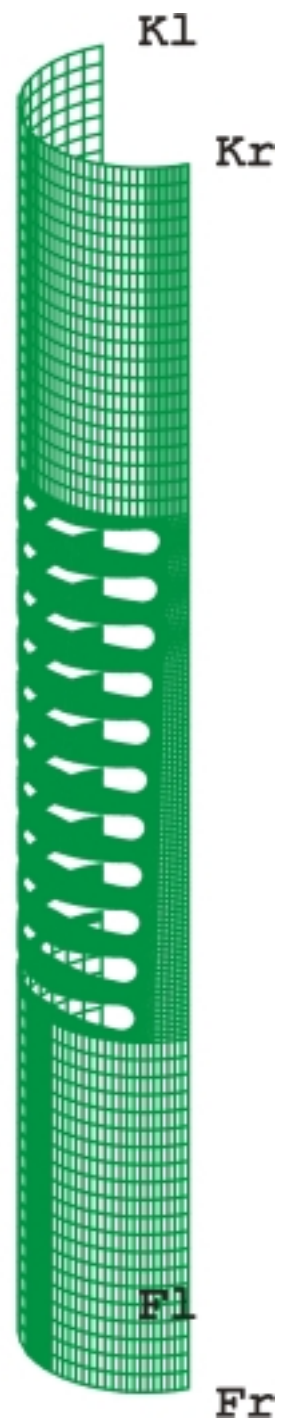
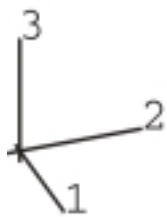
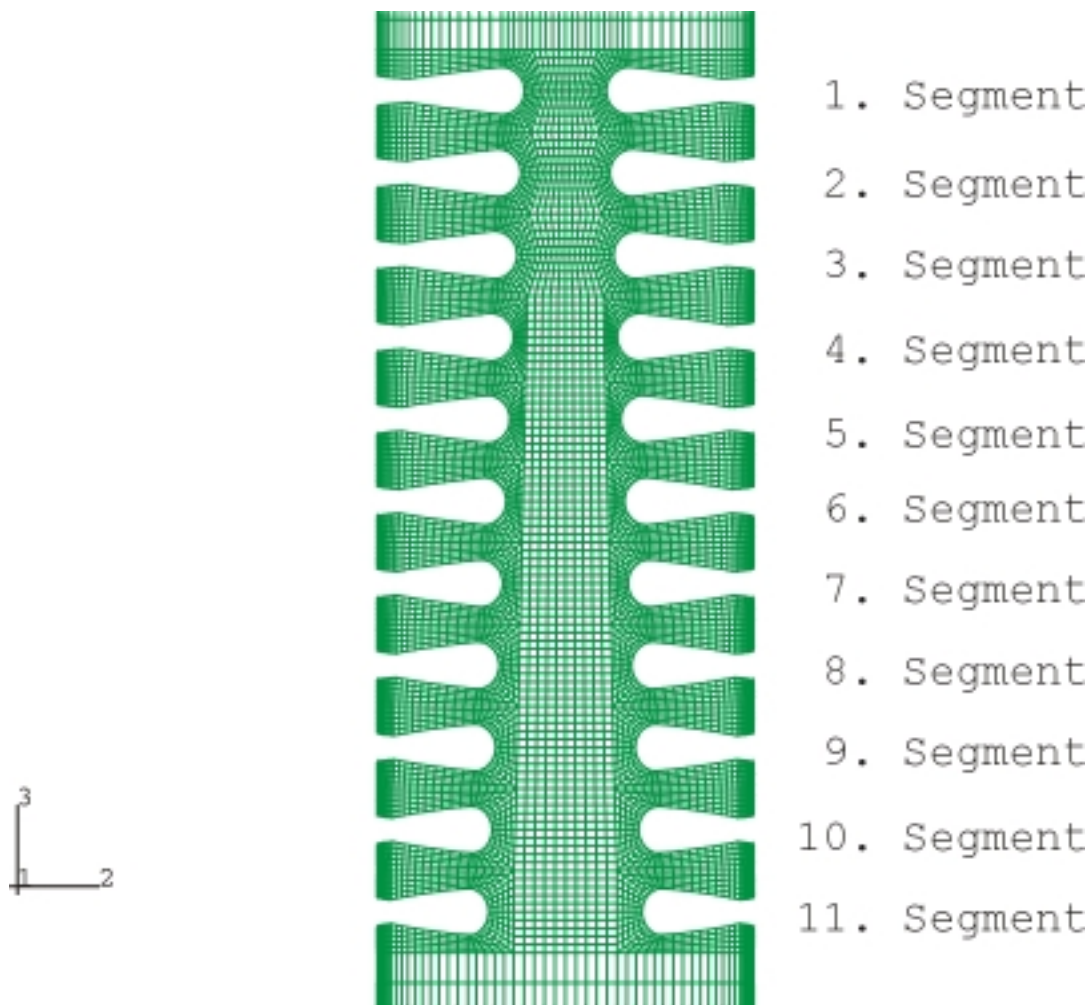


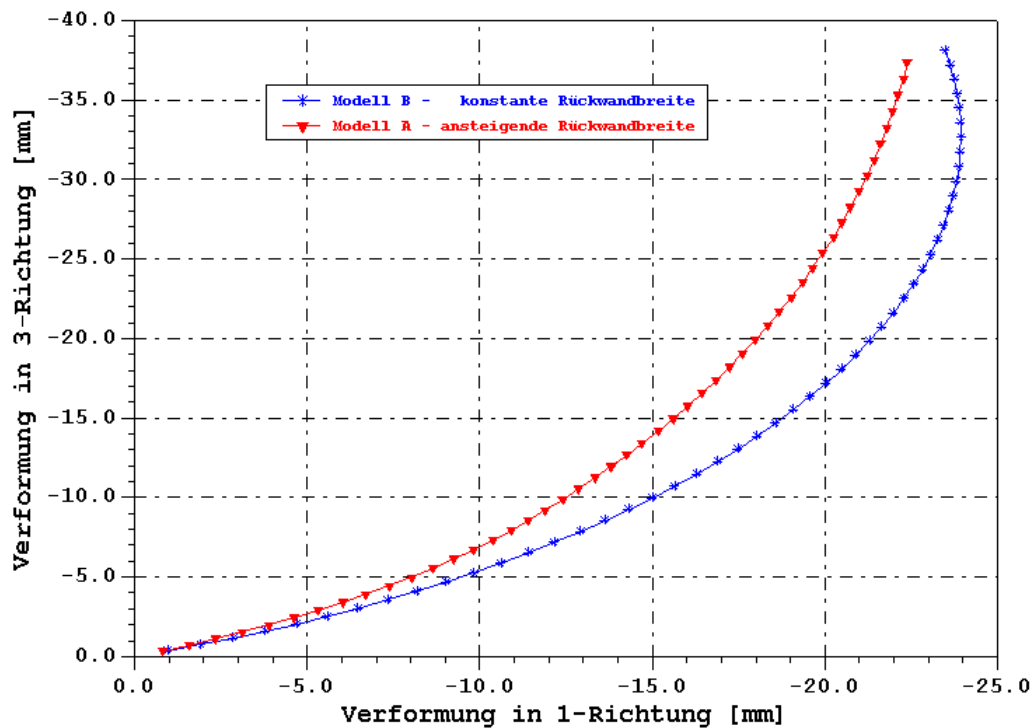
Abb. 10 - FE-Modell des Distalendes

Das flexible, steuerbare Endstück (Hülse) wird z.B. in der Abdominal-(Bauchraum) Chirurgie eingesetzt. Dort steht nur wenig Arbeitsraum bei den gebräuchlichen kleineren Abwinklungen (unter  $60^\circ$ ) zur Verfügung. Die Konstruktion der Hülse mit ansteigende Stegbreite (Abb. 11) der Rückwand (Modell **A**) ermöglicht, den Biegevorgang auf kleinerem Raum als mit konstanter Stegbreite (Modell **B**) durchzuführen. Die Segmente, beginnend mit dem 1. Segment, schließen sich nacheinander. Die Segmente mit konstanter Stegbreite des Modells **B** schließen sich dagegen alle gleichzeitig.



**Abb. 11 - FE-Modell A mit ansteigender Stegbreite der Rückwand**

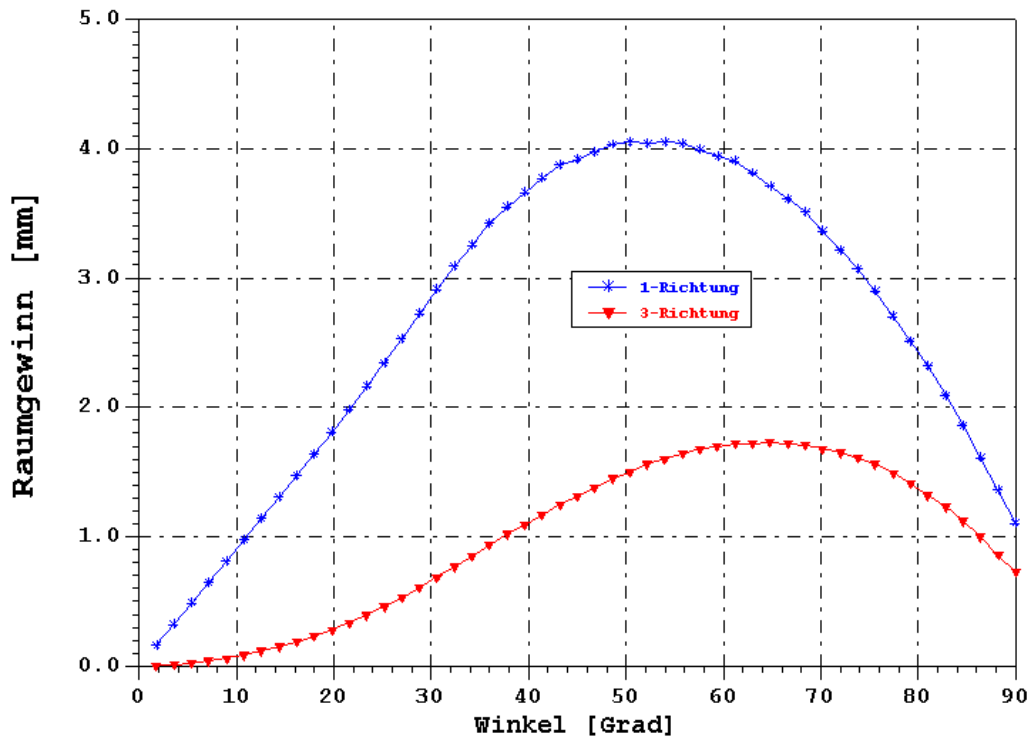
Die Abbildung 12 zeigt nun die Verschiebungen der Kopf-Position Kl (s. Abb. 11 u. 14) der Modelle **A** und **B** in 1- und 3-Richtung während einer Biegung bis  $90^\circ$ . Mit dem Modell **A** wird durch die ansteigende Stegbreite der Rückwand in 1-Richtung bis zu 4 mm und in 3-Richtung bis zu 1.8 mm eingespart (Abb. 13).



d:\report\vogel\plot\lages10xs.spf

**Abb. 12 - Biegekurven der Modelle A und B an der Kopf-Position "K1" bis  $90^\circ$**

Modell A - ansteigende Stegbreite der Rückwand  
Modell B - konstante Stegbreite der Rückwand



d:\report\vogel\plot\lapdiff10xz.spf  
diff.dat

**Abb. 13 - Raumeinsparung durch ansteigende Stegbreite der Rückwand**

Das Maximum der Raumeinsparung liegt bei den gebräuchlichen kleineren Abwinklungen (unter  $60^\circ$ ).



Der Kopf der Hülse Kl-Kr wird um  $90^\circ$  um die 2-Achse gedreht (Position Kl'-Kr').

Im Verlauf der Biegung schließen sich, beginnend mit dem 1. Segment, fortlaufend die Segmente. Die obere Kante  $S_o$  und die untere  $S_u$  der Segmente (Abb. 14) stoßen dann aufeinander. Um den Ablauf dieses Schließvorganges der Segmente zu gewährleisten, liegt eine Rigid Surface in die Mitte der Segmente. Mit Kontaktelementen des Typs **IRS13** zwischen der oberen sowie der unteren Kante dieser Rigid Surfaces wird das Schließen der Segmente simuliert. Die Rigid Surfaces sind an der Hülse rückseite um die 2-Achse drehbar gelagert.

### 3.1.3 Materialeigenschaften

Für die Hülsten wird isotropes Materialverhalten angenommen.

- Materialdaten von Ni<sub>51</sub>Ti:

Elastizitätsmodul	E	= 7.0•10 <sup>4</sup> MPa
Poisson-Zahl	v	= 0.30

Vom Hersteller [Datenblatt der Firma NDC] wurden die in Tabelle 2 aufgeführten mechanischen und physikalischen Kennwerte für die Blechstärken 0.170 mm und 0.500 mm angegeben.

Gefüge bei Raumtemperatur	Austenit
Schmelzpunkt	1350°C
Dichte	6.5g/cm <sup>3</sup>
Querkontraktionszahl	v = 0.3
Zugfestigkeit bei T = 20°C	1150MPa
Bruchdehnung bei T = 20°C	10 %
Pseudoelastischer Temperaturbereich	20°C - 80°C
Belastungs-Plateauspannung bei T = 20°C	480 MPa
Entlastungs-Plateauspannung bei T = 20°C	135 MPa
Irreversible Dehnung nach Totaldehnung von 8 % bei T = 20°C	0.2 %
Empfohlene Wärmebehandlung für entsprechende Formgebung	550°C / 5 min an Luft, Abschrecken im Wasserbad.

**Tabelle 2**

Die Spannungs-Dehnungs-Kurven aus Zugversuchen von Ni<sub>51</sub>Ti bei Raumtemperatur T=20° C mit den hohen elastischen Dehnungen (Superelastizität), auch als pseudoelastischer Zustand bezeichnet, für die Blechstärken 0.170 mm und 0.500 mm sind in den folgenden Abbildungen 15 und 16 aufgezeichnet. Das austenitische Gefüge verformt sich bis zu einer Spannung von ca. 440 MPa (0.170 mm) bzw. ca. 400 MPa (0.500 mm) elastisch. Das Gefüge wandelt



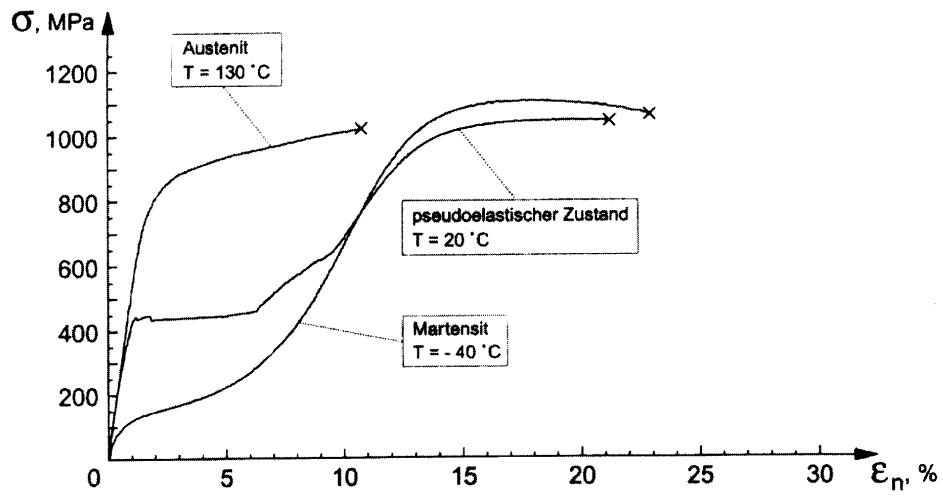


Abb. 15 - Spannungs-Dehnungs-Kurven von Ni<sub>51</sub>Ti  
(0.170 mm Blech)

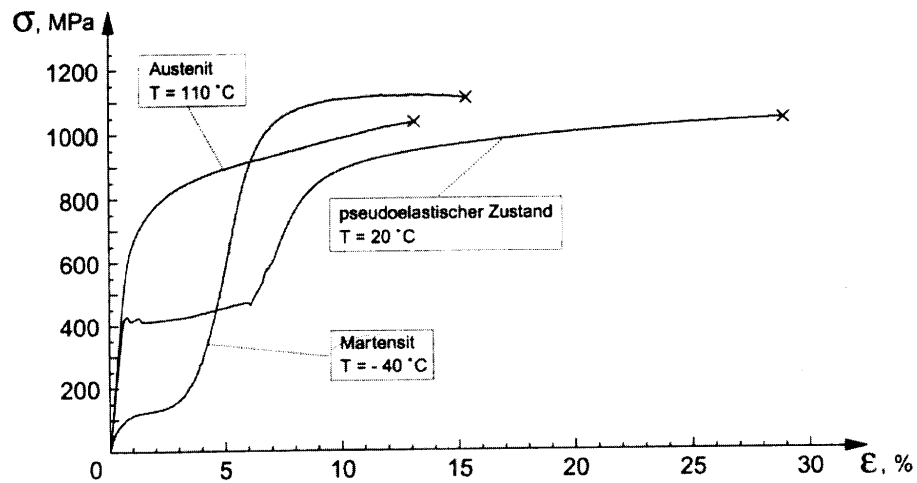


Abb. 16 - Spannungs-Dehnungs-Kurven von Ni<sub>51</sub>Ti  
(0.500 mm Blech)

sich beim Erreichen der kritischen Schubspannung spannungsinduziert in Martensit um, wobei Umwandlungsdehnungen von 6 % bei fast konstanter Plateauspannung freigesetzt werden. Das Martensit ist noch bis zu einer Totaldehnung von 7-8 % elastisch verformbar, bevor plastische Deformation einsetzt.

## 3.2 Ergebnisse und Auswertung

### 3.2.1 Allgemeines

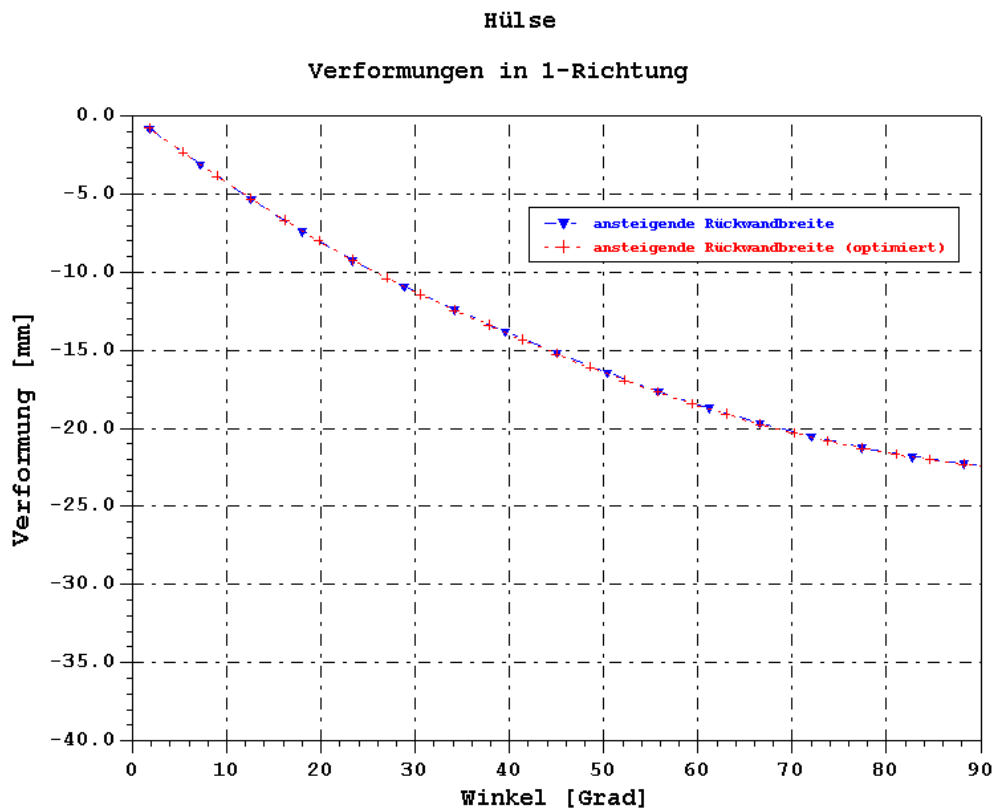
Sowohl das Grundmodell **A** als auch das formoptimierte Modell **C** mit den Wandstärken **0.170 mm** und **0.500 mm** ist mit dem Finite-Element-Programm ABAQUS [aba56] analysiert worden. Die nichtlinere Berechnungen der Verschiebungen und Spannungen sind mit der Option für Plastizität durchgeführt worden. Hohe Spannungen, die sogenannten Kerbspannungen, treten im Kerbgrund der Segmente auf. Durch computergestützte Formoptimierung (**CAO: Computer Aided Optimization**) der Kerben (Modell **C**) wird versucht, eine homogene Spannungsverteilung auf der Kerboberfläche zu erzielen [Mattheck93].

Die CAO-Methode simuliert adaptives Wachstum durch spannungsge-steuerte thermische Ausdehnung. Das FE-Modell wird mit einer durchgängigen Schicht finiter Elemente (Wachstumsschicht) im Bereich der zu optimierenden Kerben ausgestattet. Im ersten Schritt wird für das Ausgangsdesign die Spannungsverteilung (z.B. von Mises Vergleichsspannung) unter den gewünschten Last- und Randbedingungen errechnet. Die Spannungswerte an den Knoten der Wachstumsschicht werden in Bezug zu einer Referenzspannung formal in eine fiktive Temperaturverteilung umgerechnet. Die Referenzspannung gibt zusammen mit einem Skalierungsfaktor die Temperatur am Knotenpunkt in der Wachstumsschicht vor. Die Referenzspannung ist die Spannung, die später auf der Oberfläche der Kerbe wirken soll. Im dritten Schritt dehnen sich die zuvor hochbelasteten Bereiche wegen den höchsten Temperaturwerten am stärksten aus. Die Ausdehnungsrichtung wird durch den Ausdehnungskoeffizienten in der Wachstumsschicht bestimmt. Die errechneten thermischen Verschiebungen werden zu den Knotenkoordinaten addiert. Außerdem erfolgt zusätzlich eine Korrektur der Knotenkoordinaten des Netzes im Innern der Struktur. Mit diesem neuen Design erfolgt eine erneute Berechnung der Spannungsverteilung. Bis der Spannungsverlauf auf der Oberfläche der Kerbe homogen genug ist, werden weitere Iterationen (2-5) durchgeführt. Neben dem Aufheizen (Wachsen) ist auch Abkühlung (Schrumpfen) erlaubt, so daß unterbelastete Bereiche abgebaut werden.

Die Auswertung der Ergebnisse erfolgt mit dem Post-Prozessor ABAQUS, mit dem von PATRAN [pat75] und mit dem Plot-Programm PLOTIT [plotit].

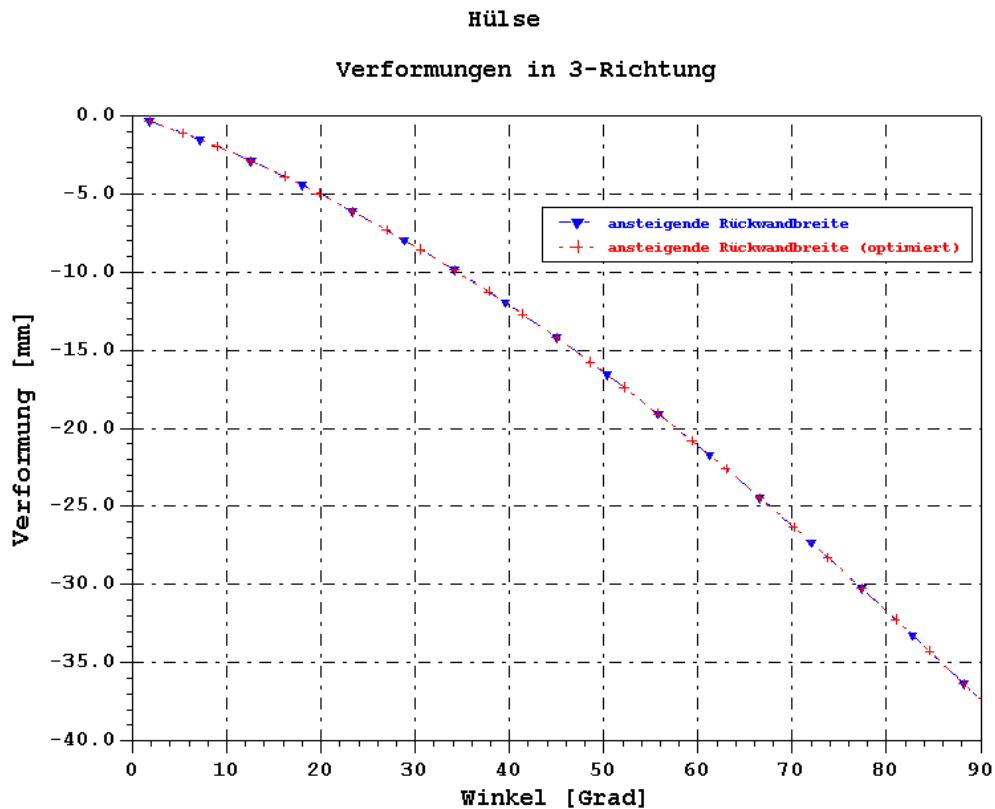
### 3.2.2 Auswertung der Verformungsdaten

Der Verlauf der Verformungen der Hülse (Abb. 17 und 18) während des Biegevorganges in 1- und 3-Richtung ist unabhängig sowohl von der Wandstärke (0.170 mm und 0.500 mm) als auch von der Form der Segmente (nicht optimierte und optimierte).



d:\report\vogel\plot\lappes10mx.spf

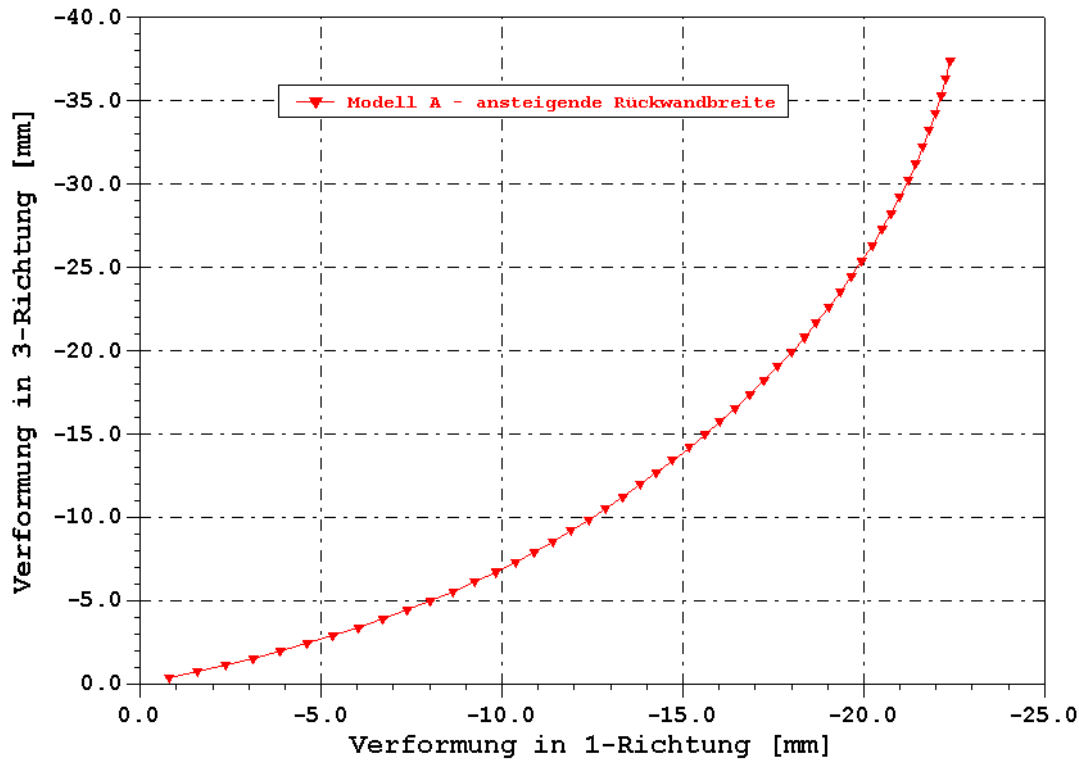
**Abb. 17 - Biegekurve der Kopf-Position "K1" in 1-Richtung als Funktion des Biegewinkels**



d:\report\vogel\plot\lappes10zz.spf

**Abb. 18 - Biegekurve der Kopf-Position "K1" in 3-Richtung als Funktion des Biegewinkels**

Die maximale Verformung an der Kopf-Position **K1** am Ende des Biegevorganges um  $90^\circ$  beträgt in 1-Richtung  $\Delta d_1 = -22.4$  mm und in 3-Richtung  $\Delta d_3 = -37.4$  mm. Die Abbildung 19 zeigt die Biegekurve in 3-Richtung als Funktion der Verformung in 1-Richtung.



d:\report\vogel\plot\lapges10xz.spf

**Abb. 19 - Biegekurve der Kopf-Position "K1" in 3-Richtung als Funktion der Verformung von 1-Richtung**

Infolge der ansteigenden Stegbreite der Hülse rückwand schließen sich die Segmente beim Biegevorgang, beginnend mit dem 1. Segment, nacheinander. Das 1. Segment schließt sich bei einem Biegewinkel von  $27^{\circ}$  (Abb. 20). Alle anderen Segmente sind noch geöffnet. Die ersten sechs Segmente sind bei einem Biegewinkel von  $61.2^{\circ}$  (Abb. 21) geschlossen. Am Ende des Biegevorganges bei  $90^{\circ}$  (Abb. 22) sind außer dem letzten 11. Segment alle anderen geschlossen.

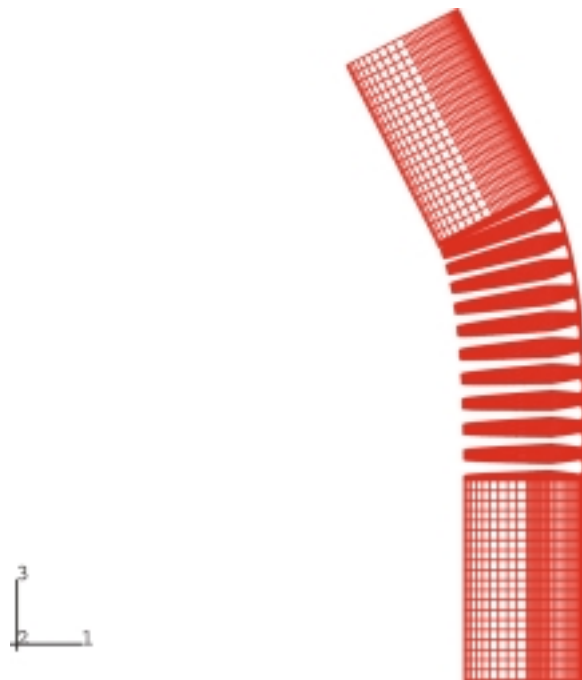


Abb. 20 - Deformierte Hülse bei einem Biegewinkel von  $27.0^\circ$  - 1. Segment geschlossen

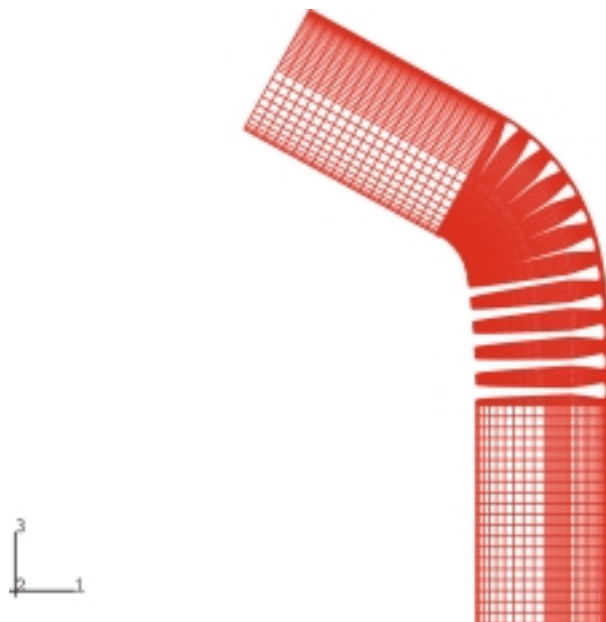


Abb. 21 - Deformierte Hülse bei einem Biegewinkel von  $61.2^\circ$  - 1. bis 6. Segment geschlossen

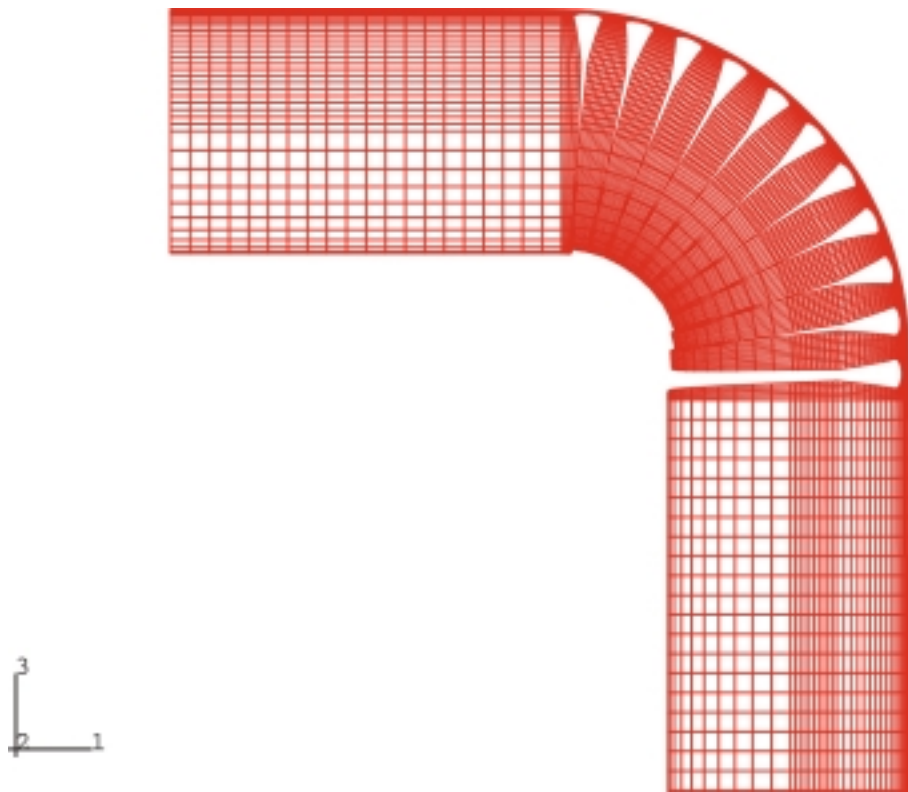


Abb. 22 - Deformierte Hülse bei einem Biegewinkel von  $90.0^\circ$  - 1. bis 10. Segment geschlossen



### 3.2.3 Auswertung der Dehnungsdaten

Die lokalen 1- und 2-Richtungen des verwendeten Elementtyps **S4R** liegen in der Schalenebene. Die lokale 1-Richtung ist die Projektion der globalen 1-Achse auf die Schalenfläche. Die lokale 2-Richtung liegt dann im rechten Winkel zu der lokalen 1-Richtung, so daß die lokale 1-Richtung, die lokale 2-Richtung und die positive Flächennormale ein Recht-Hand-System bildet (Abb. 23).

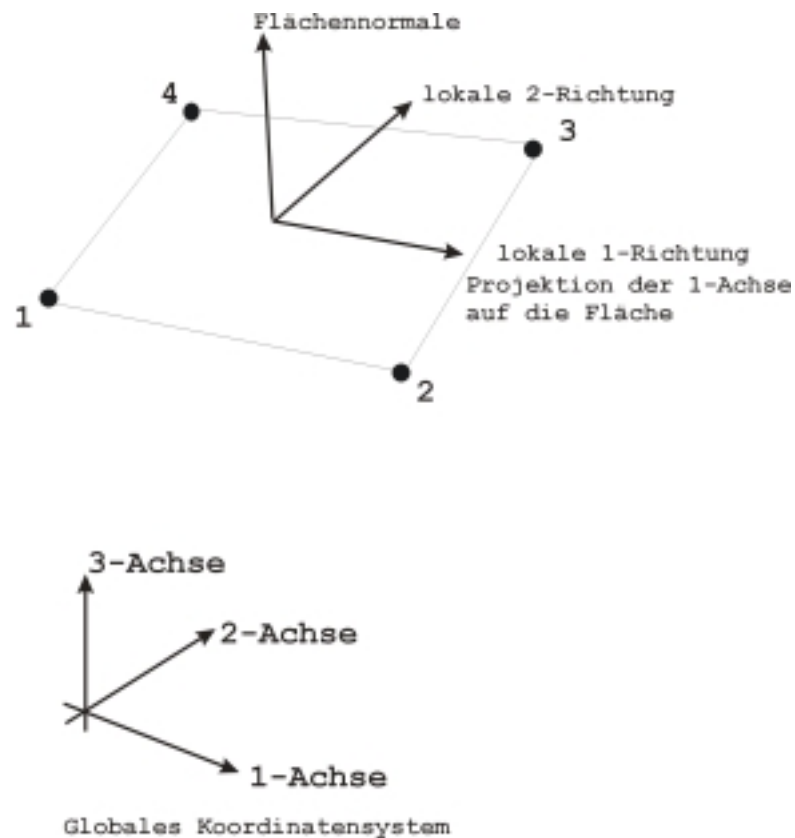


Abb. 23 - Lokale Flächenrichtungen

Nach dieser allgemeinen Definition liegt die lokale 1-Richtung der Schalenelemente der Hülse tangential zum Hülsenumfang und die lokale 2-Richtung in Richtung der Hülsenachse. Die Flächennormalen weisen radial nach außen. Somit sind 'e11' die Gesamt-Umfangsdehnungen und 'e22' die Gesamt-Biegedehnungen, die tangential zur Hülsenachse liegen. Die Gesamt-Dehnungen 'e11/e22' der Elemente setzen sich aus dem rein-elastischen 'ee11/ee22' und dem super-elastischen 'pe11/pe22' Anteil zusammen.

Die folgenden Abbildungen von 25 bis 28 zeigen den ähnlichen Verlauf der Gesamt-Umfangsdehnungen 'e11' im Kerbgrund der Hülse-segmente 1,2,7,8,9,10 und 11 der Modelle A und C (nicht optimierte und optimierte Form) während des Biegevorganges bis  $90^\circ$ . Wie im Abschnitt 3.2.2 erwähnt, schließen sich die Segmente, beginnend mit dem 1. Segment, durch die ansteigende Stegbreite der Rückwand nacheinander. Die Dehnung im Kerbgrund des jeweiligen Segmentes steigt solange an, bis sich das nächst folgende Segment schließt. Danach bleibt die Dehnung fast konstant bis zum Biegeende. Die in Abbildung 24 aufgetragenen Kontaktspannungen der Segmente über dem Biegewinkel (z.B. des Modells A) zeigen diesen Ablauf. Das 2. Segment schließt sich bei einem Winkel von  $36^\circ$  und die Umfangsdehnungen 'e11' des 1. Segmentes erreichen das Maximum von  $e_{11}=0.75\%$  (Abb. 25 bis 28). Dieser Vorgang läuft bis zum 10. Segment. Dies hat sich bei  $88^\circ$  gerade geschlossen und die Umfangsdehnungen 'e11' des 9. Segmentes (Abb. 25 bis 28) erreichen das Maximum von  $e_{11}=2.09\%$ . Die Kontaktspannungen des 11. Segmentes sind natürlich alle null, da das Segment beim gesamten Biegevorgang offen bleibt. Vom 1. bis zum 9. Segment wächst die Dehnung, die maximal im betreffenden Segment auftritt.

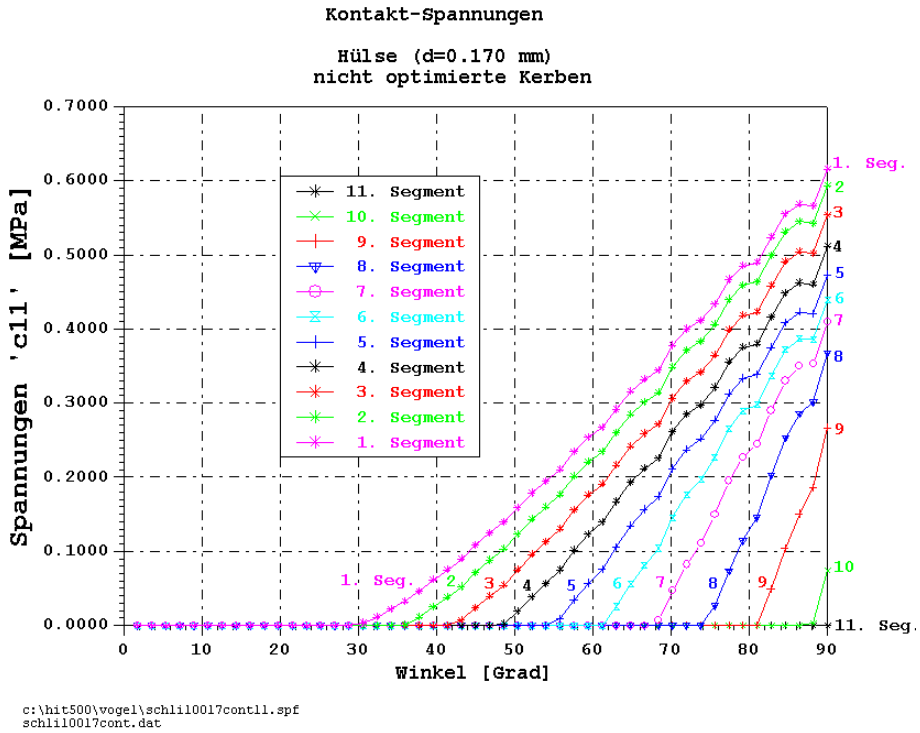


Abb. 24 - Kontaktspannungen der Segmente

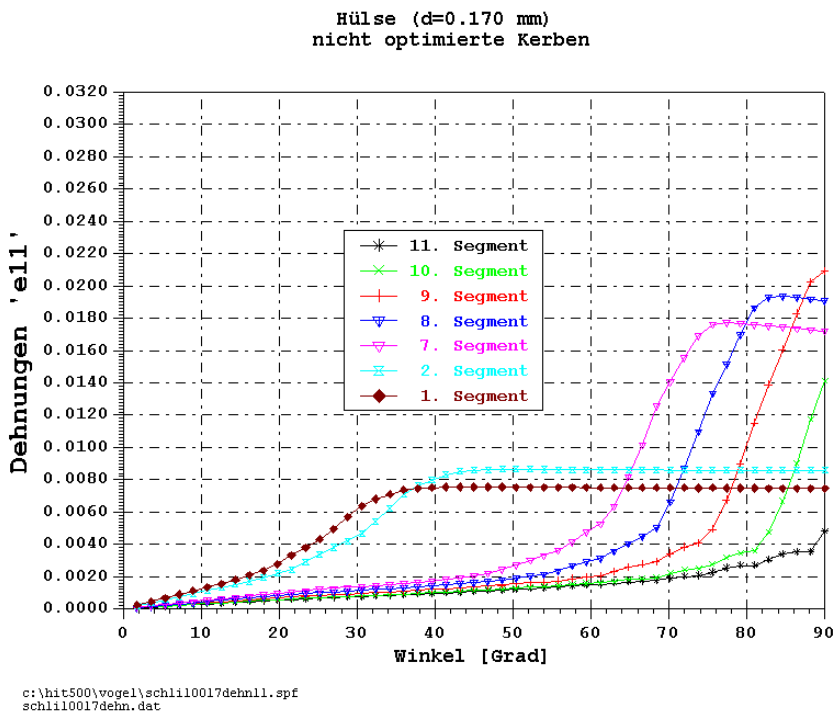


Abb. 25 - Gesamt-Umfangsdehnungen 'e11' des Modells A  
Wandstärke d=0.170 mm

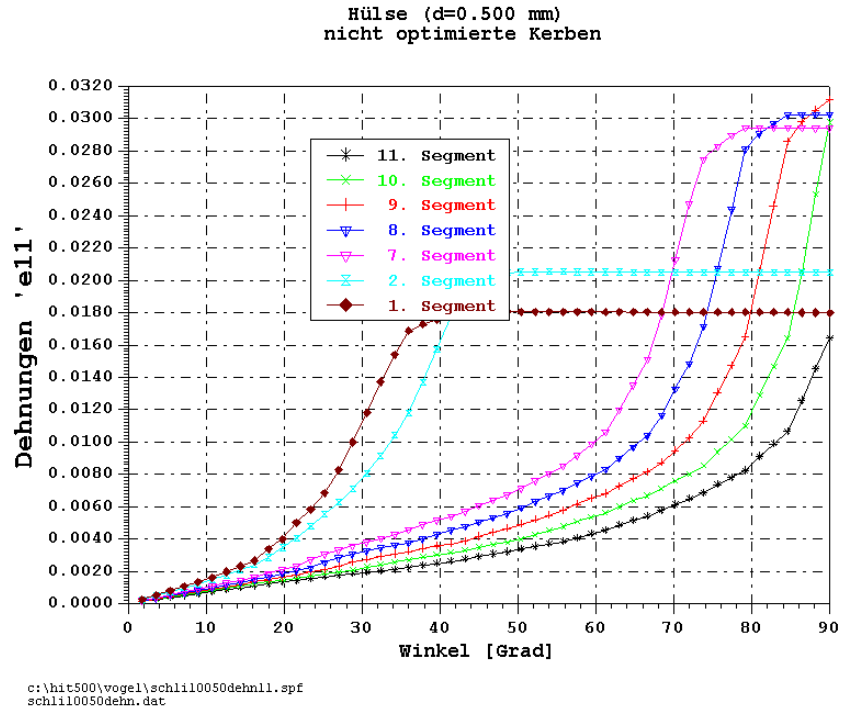


Abb. 26 - Gesamt-Umfangsdehnungen 'e11' des Modells A  
Wandstärke d=0.500 mm

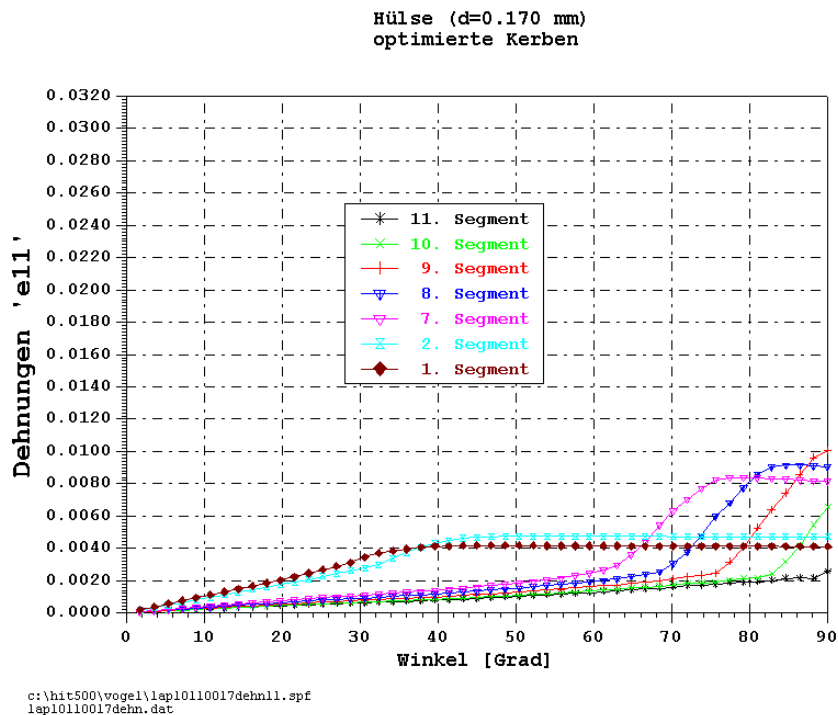
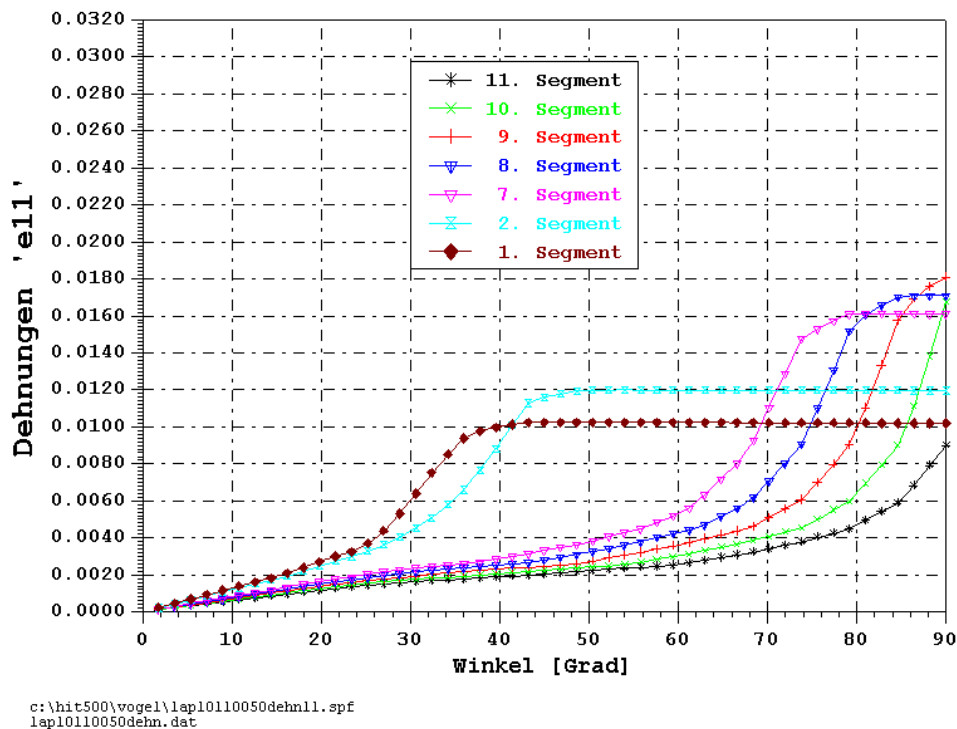


Abb. 27 - Gesamt-Umfangsdehnungen 'e11' des Modells C  
Wandstärke d=0.170 mm

Hülse (d=0.500 mm)  
optimierte Kerben



**Abb. 28 - Gesamt-Umfangsdehnungen 'e11' des Modells C  
Wandstärke d=0.500 mm**

Die Abbildungen von 29 bis 36 stellen die Verteilung der Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' bei 90° Biegewinkel als Konturplot der Modelle A und C (nicht optimierte und optimierte Form) sowohl auf dem gesamten Modell als auch im Detail das Maximum des 9. Segmentes dar. In diesen Konturplots werden Knotenpunktsdehnungen dargestellt, die aus den Elementdehnungen der um diesen Knotenpunkt liegenden Elementen durch Extrapolation und Mittelung berechnet werden. Zwischen den Elementdehnungen (Abb. 25 bis 28) und den Knotenpunktsdehnungen (Abb. 29 bis 36) treten somit geringe Unterschiede auf. Für die Ermittlung der Elementsdehnungen ist das Element im Kerbgrund der Segmente ausgewählt worden, weil dort meistens die maximalen Dehnungen vorhanden sind. Da aber das Maximum z.B. bei der optimierten Form aus dem Kerbgrund in die nähere Umgebung verschoben werden kann, führt dies auch zu Unterschieden in den Angaben der maximalen Dehnungen.

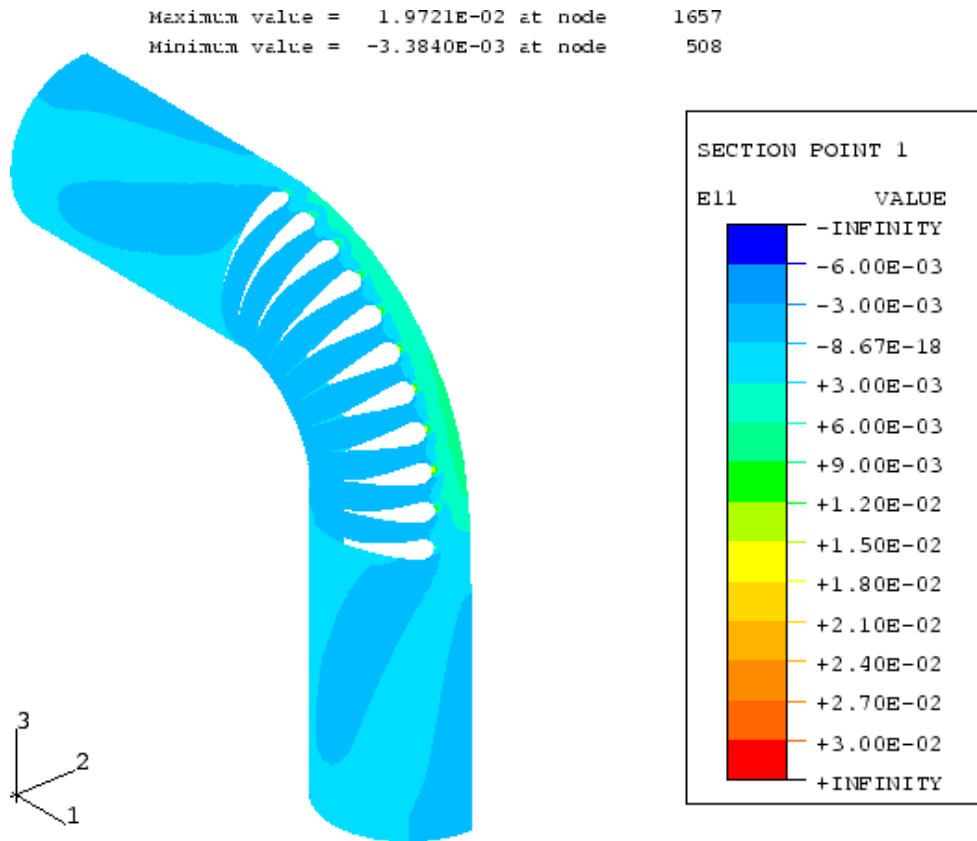


Abb. 29 - Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' der Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

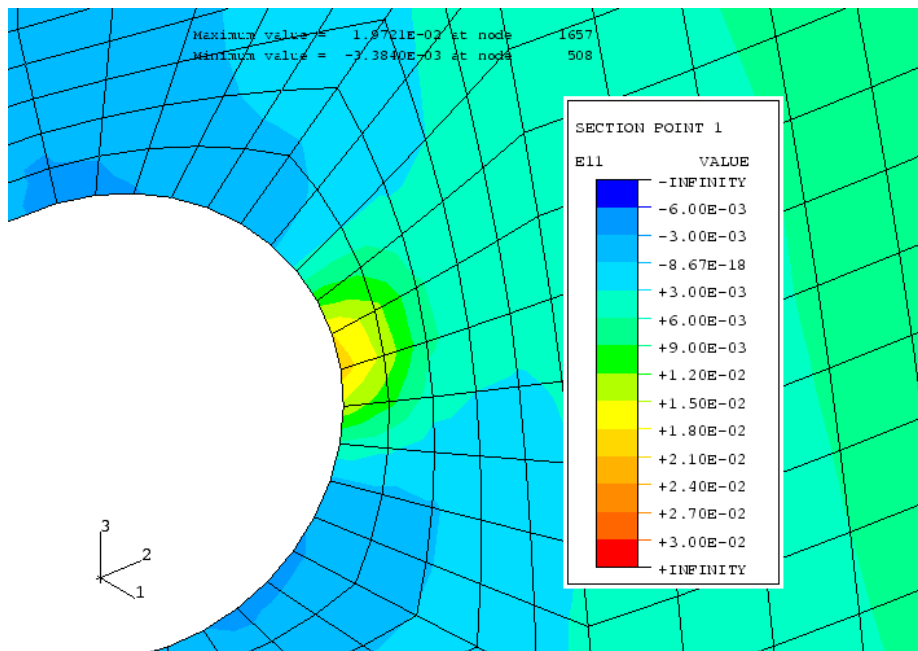


Abb. 30 - Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' der Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

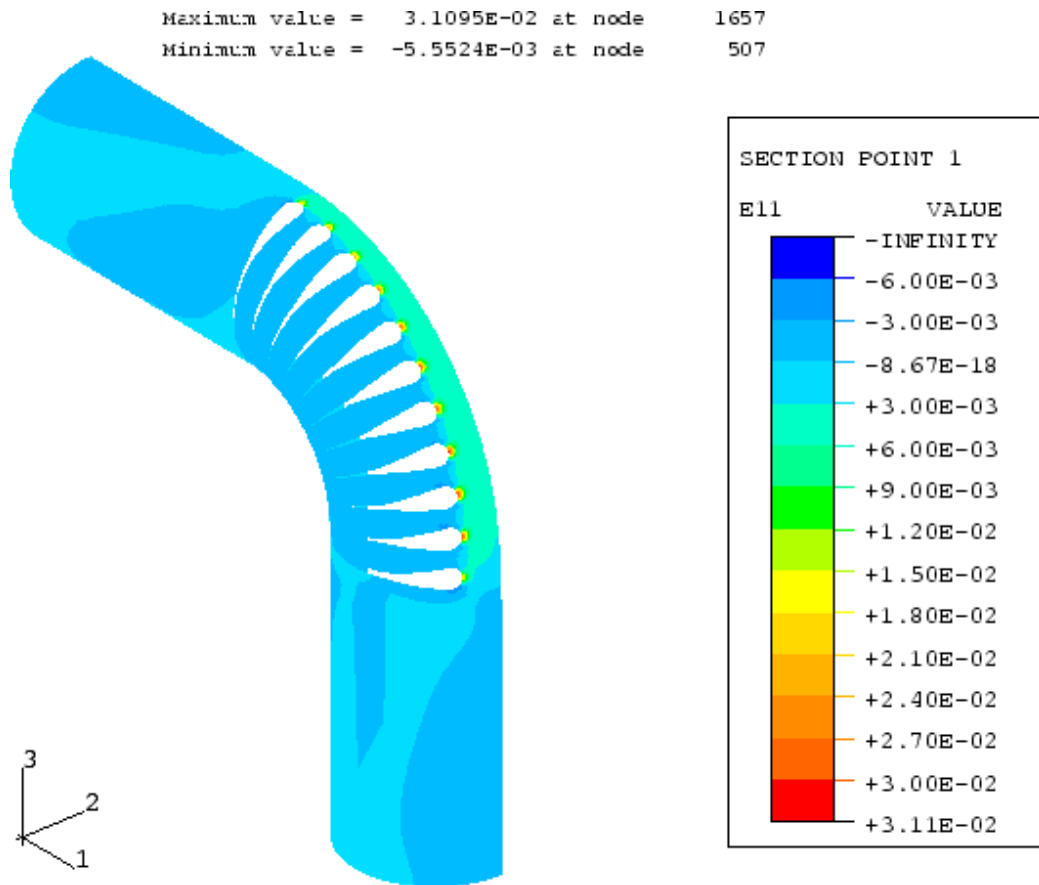


Abb. 31 - Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' der Hülse (d=0.500 mm)  
 Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

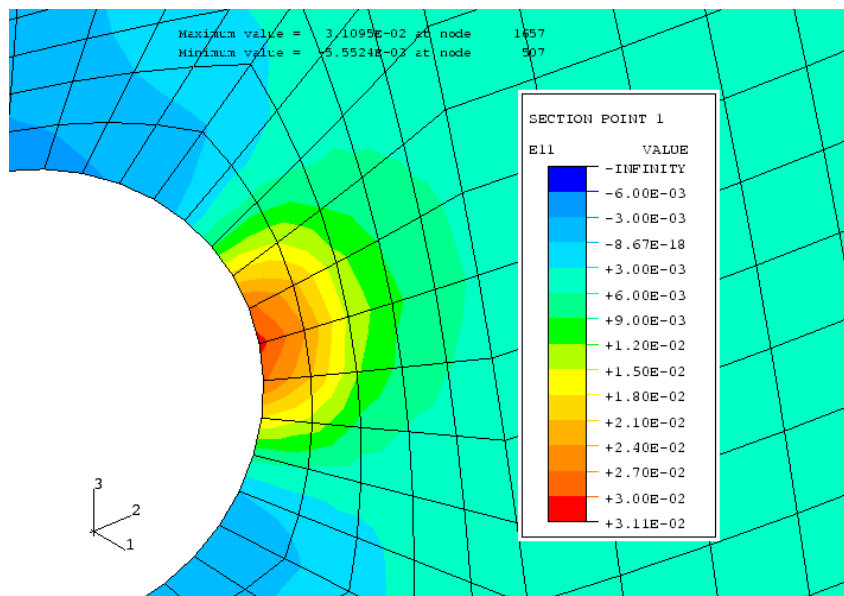


Abb. 32 - Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' der Hülse (d=0.500 mm)  
 Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

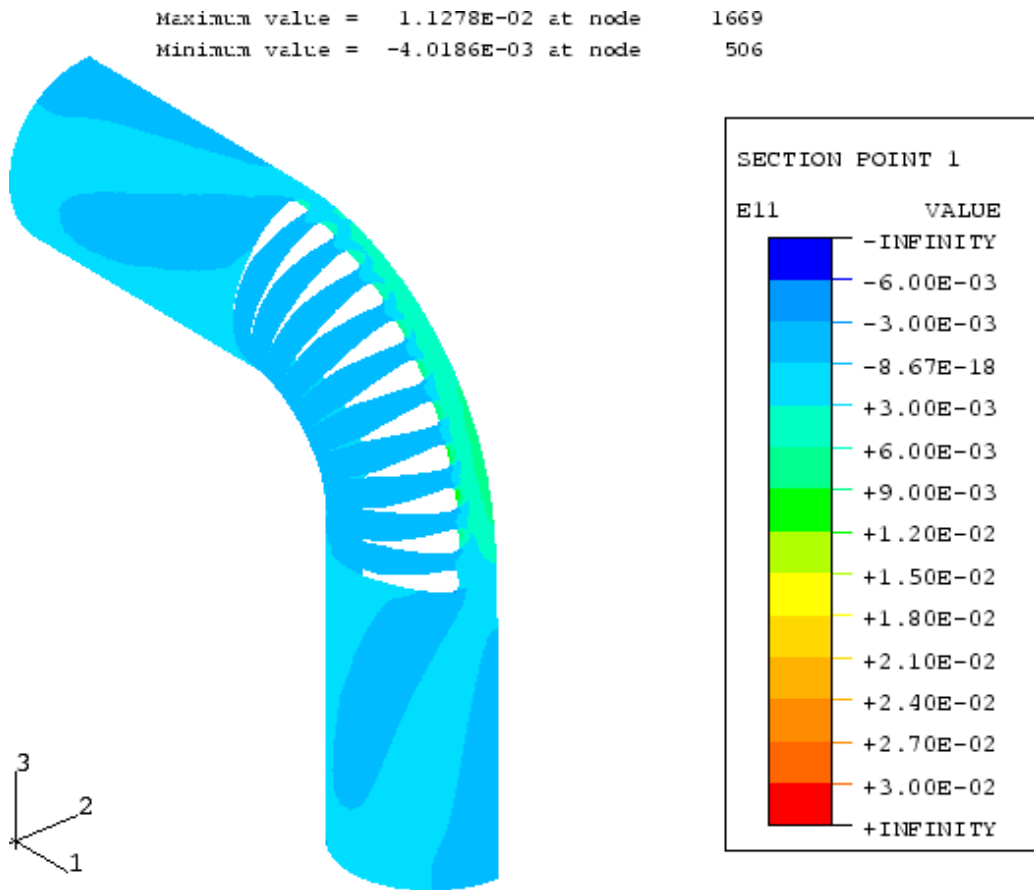


Abb. 33 - Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' der Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell C (optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

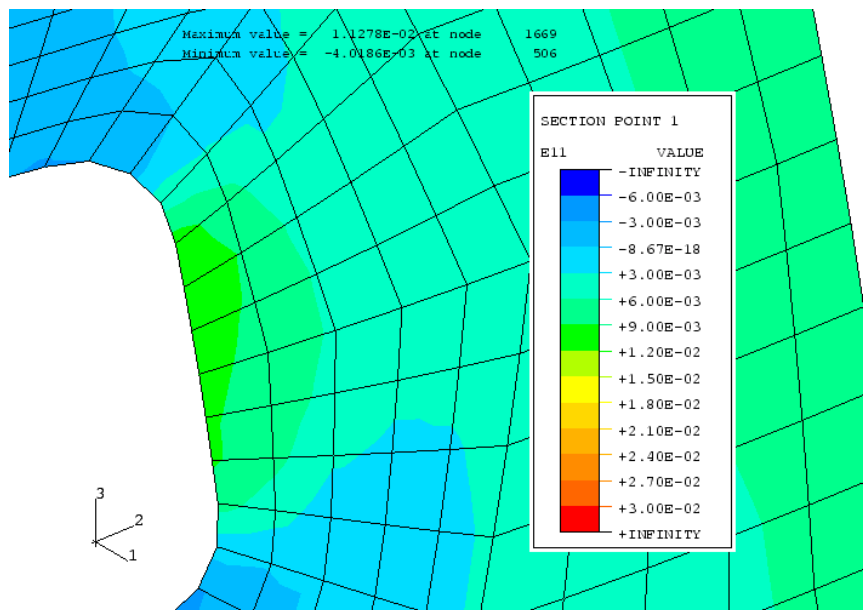


Abb. 34 - Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell C (optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°



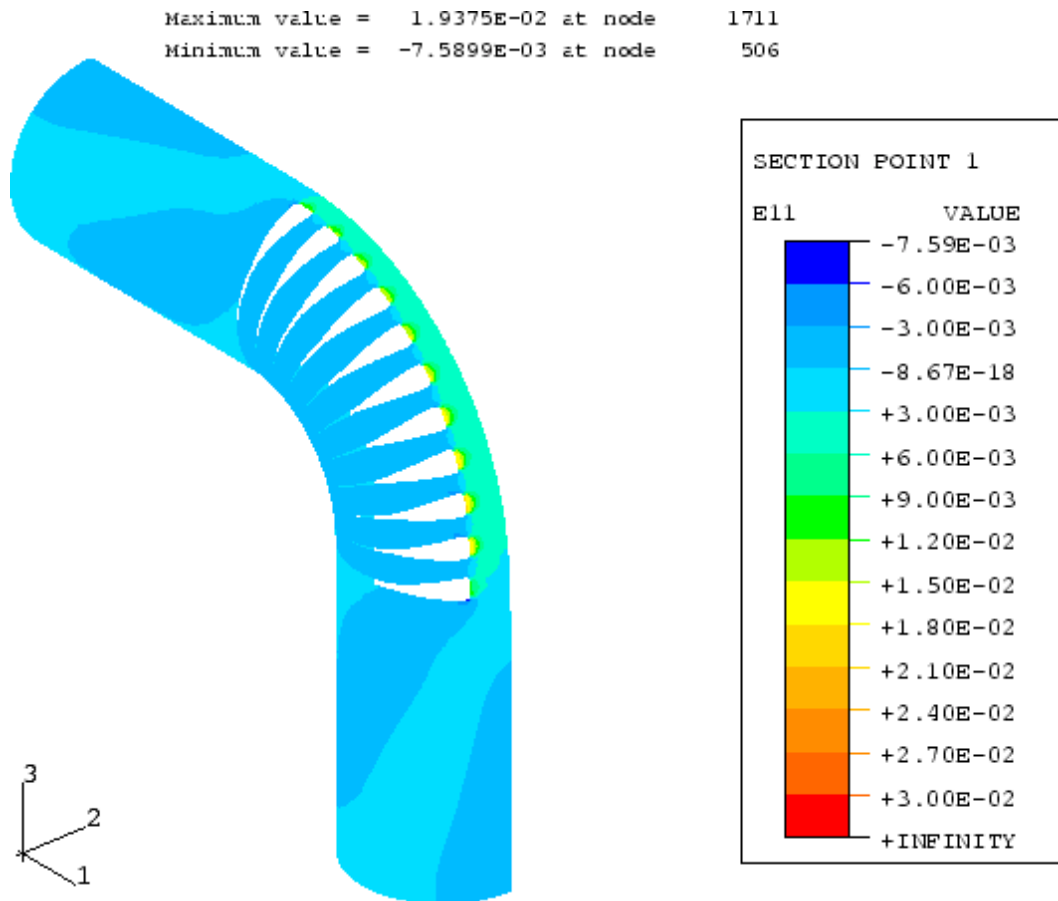


Abb. 35 - Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' der Hülse (d=0.500 mm)  
 Modell C (optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

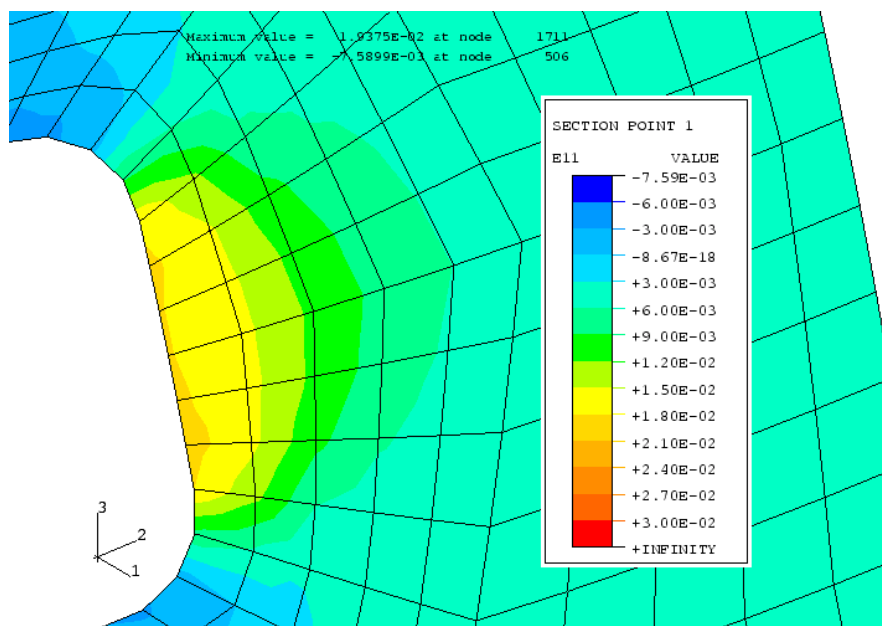


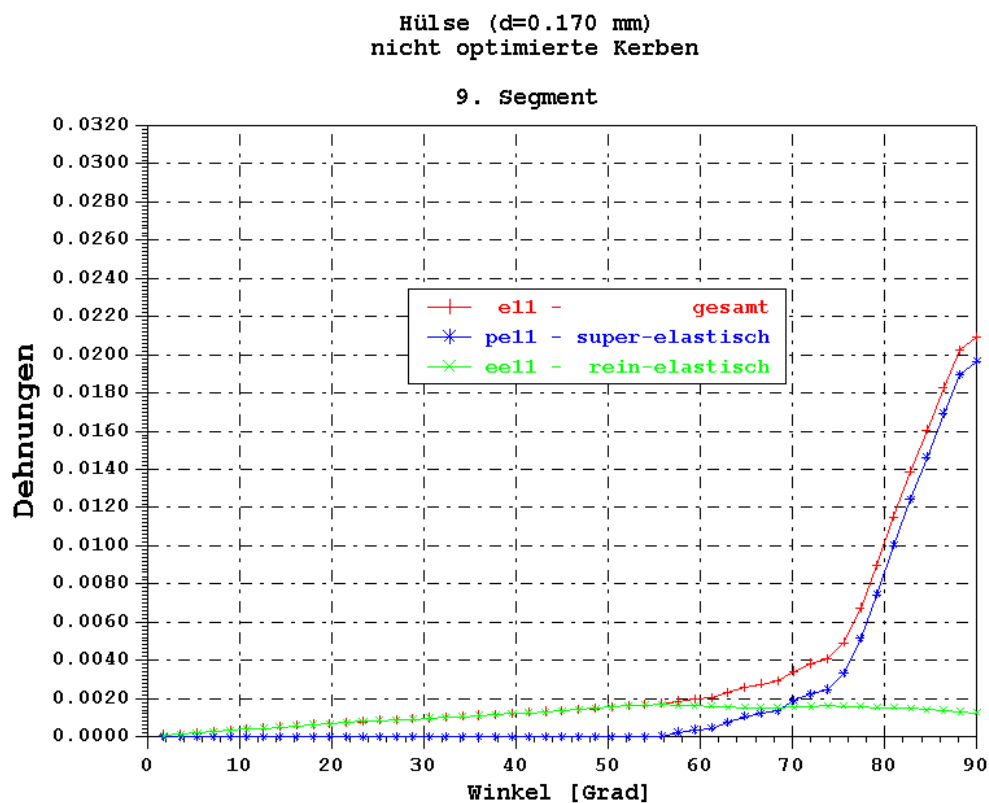
Abb. 36 - Gesamt-Umfangsdehnung 'e11' der Hülse (d=0.500 mm)  
 Modell C (optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

Die im Kerbgrund des 9. Segmentes auftretende maximale Gesamt-Umfangsdehnung von  $e_{11}=2.09\%$  des Modells **A** mit der Wandstärke  $d=0.170\text{ mm}$  wird durch Formoptimierung um  $51.7\%$  auf  $e_{11}=1.01\%$  des Modells **C** bei der maximalen Abwinklung von  $90^\circ$  reduziert. Von  $e_{11}=3.12\%$  auf  $e_{11}=1.81\%$  wird die maximale Umfangsdehnung um  $42.0\%$  bei den Modellen **A** und **C** mit der dickeren Wandstärke von  $d=0.500\text{ mm}$  (s. Tabelle 3) herabgesetzt. Infolge der dickeren Hülswand erhöht sich die Gesamt-Umfangsdehnung ' $e_{11}$ ' beim nicht optimierten Modell **A** um  $49.3\%$  und beim optimierten Modell **C** sogar um  $79.2\%$ . Alle auftretenden Gesamt-Umfangsdehnungen befinden sich weit unterhalb der 7-8 % Grenze der Umwandlungsdehnungen, in der alle Verformungen elastisch sind.

	Element-Umfangsdehnungen $90^\circ$ Abwinklung		
	Gesamt-Dehnung	super- elastischer Anteil	rein- elastischer Anteil
	' $e_{11}$ ' Maximum	' $p_{e11}$ ' Maximum	' $e_{e11}$ ' Maximum
Nicht optimierte Kerbform:			
Modell A - $d=0.170\text{ mm}$	2.09 %	1.97 %	0.12 %
$d=0.500\text{ mm}$	3.12 %	2.90 %	0.22 %
Optimierte Kerbform:			
Modell C - $d=0.170\text{ mm}$	1.01 %	0.83 %	0.18 %
$d=0.500\text{ mm}$	1.81 %	1.63 %	0.18 %

**Tabelle 3**

In der Tabelle 3 ist zu der Gesamt-Dehnung der rein-elastische und der super-elastische Anteil der Dehnung angegeben. Bei der maximalen Abwinklung von  $90^\circ$  beträgt der super-elastische Anteil der Dehnung zur Gesamt-Dehnung um die 90 %. Der Verlauf der rein-elastischen und super-elastischen Dehnung sowie der Gesamt-Dehnung des im Kerbgrund liegenden Elementes vom 9. Segment über der Abwinklung ist in den Abbildungen 37 bis 40 aufgetragen. Die super-elastische Dehnung 'pell' beginnt bei der Hülse des Modells A mit der Wandstärke  $d=0.170$  mm im 9. Segment bei einer Abwinklung von  $56^\circ$  (Abb. 37). Allein durch die dickere Wand von  $d=0.500$  mm fängt die super-elastische Dehnung schon bei kleinen Abwinklungen von  $18^\circ$  (Abb. 38) an. Beim optimierten Modell C verschiebt sich der Beginn der super-elastischen Dehnung von  $68^\circ$  Abwinklung herunter auf  $28^\circ$  (Abb. 39 und 40).



c:\hit500\vogel\schi110017plas11.spf  
schi110017dehn/plas.dat

**Abb. 37 - Umfangsdehnungen 'e11/pell/ee11' der Hülse Modell A - Wandstärke  $d=0.170$  mm**

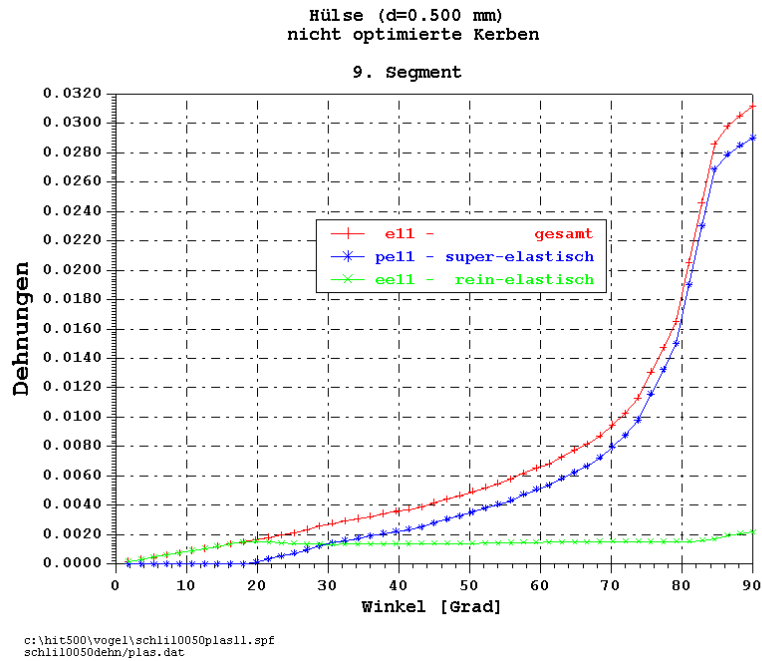


Abb. 38 - Umfangsdehnungen 'e11/pe11/ee11' der Hülse  
Modell A - Wandstärke d=0.500 mm

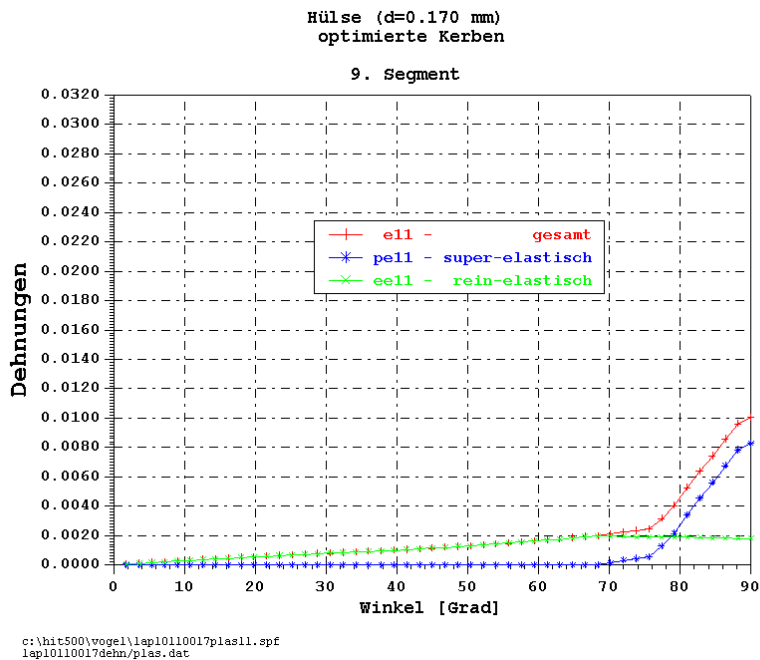
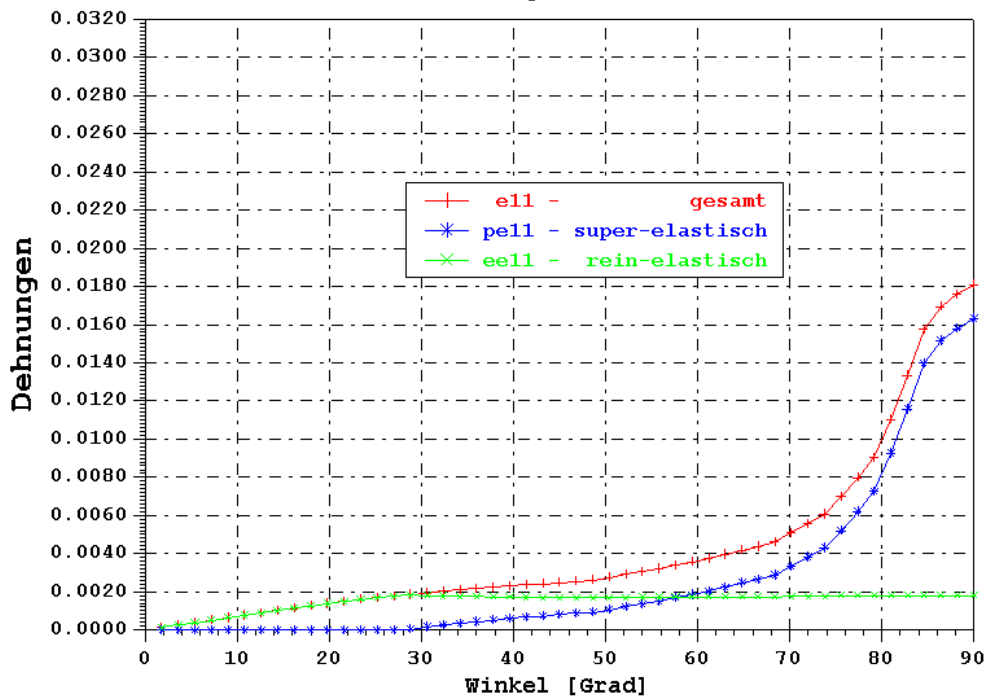


Abb. 39 - Umfangsdehnungen 'e11/pe11/ee11' der Hülse  
Modell C - Wandstärke d=0.500 mm

Hülse (d=0.500 mm)  
optimierte Kerben

9. Segment



c:\hit500\vogel\lap10110050plas11.spf  
lap10110050dehn/plas.dat

**Abb. 40 - Umfangsdehnungen 'e11/pe11/ee11' der Hülse  
Modell C - Wandstärke d=0.500 mm**

Die Formoptimierung verlagert den Anfang der super-elastischen Umfangsdehnung um  $12^\circ$  von  $56^\circ$  Abwinklung auf  $68^\circ$  bei den Modellen A und C derselben Wandstärke  $d=0.170$  mm (Abb. 37 und 39) und um  $10^\circ$  von  $18^\circ$  auf  $28^\circ$  bei den Modellen mit der Wandstärke  $d=0.500$  mm (Abb. 38 und 40). Die folgenden Abbildungen 41 und 42 zeigen im Detail am Steg der Rückwand der Modelle A und C mit der Wandstärke  $d=0.500$  mm in einem Konturplot, daß die super-elastische Umfangsdehnung 'pe11' nur im Kerbgrund der Segmente auftritt. In den übrigen Wandbereichen liegt keine super-elastische Umfangsdehnung 'pe11' vor. Die Verteilung der rein-elastischen Umfangsdehnung 'ee11' kann aus den Abbildungen 43 und 44 entnommen werden.

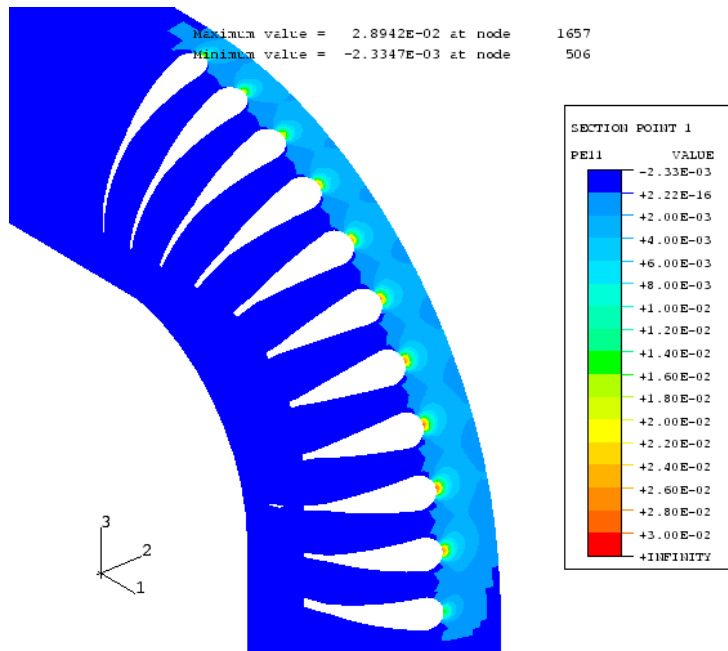


Abb. 41 - Super-elastische Umfangsdehnung 'pe11' der Hülse  
 nicht optimiertes Modell A - d=0.500 mm  
 Biegewinkel=90°

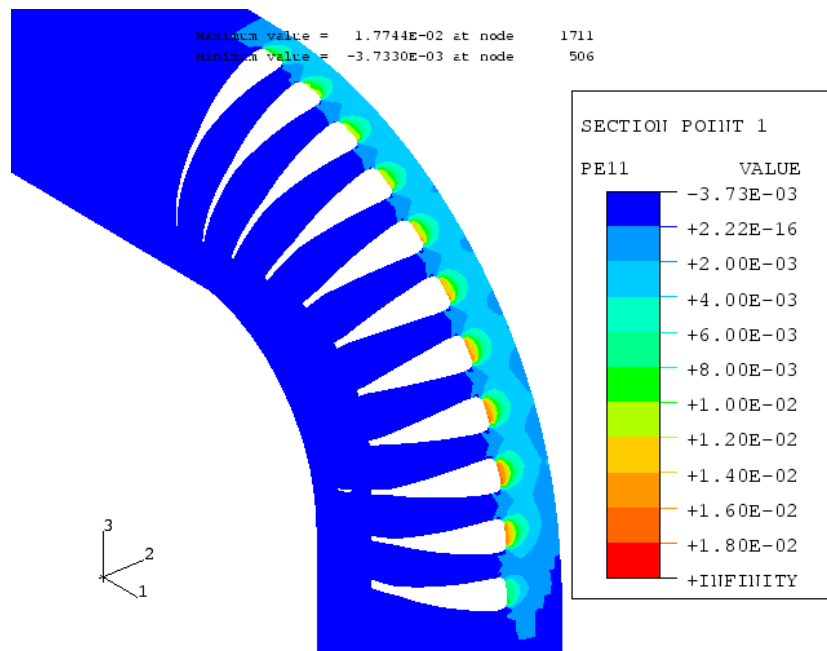


Abb. 42 - Super-elastische Umfangsdehnung 'pe11' der Hülse  
 optimiertes Modell C - d=0.500 mm  
 Biegewinkel=90°

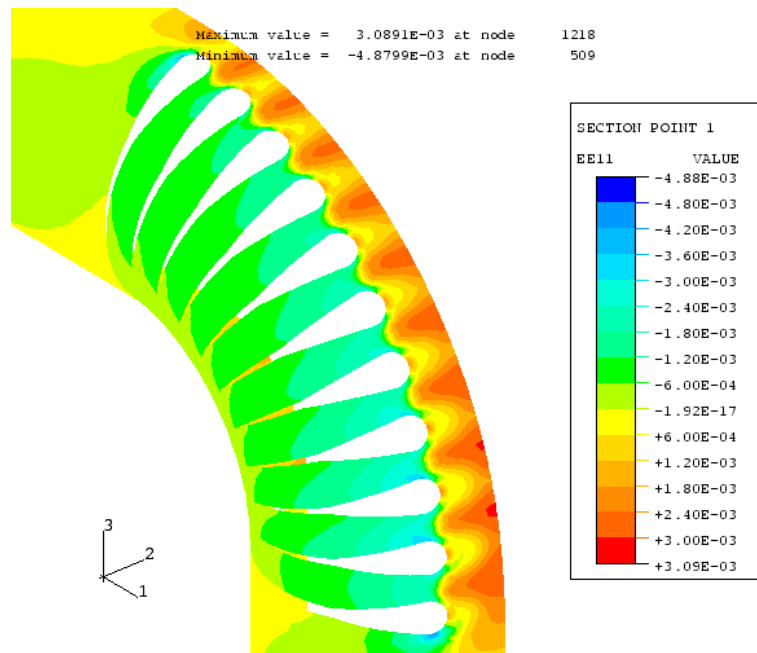


Abb. 43 - Rein-elastische Umfangsdehnung 'ee11' der Hülse  
 nicht optimiertes Modell A - d=0.500 mm  
 Biegewinkel=90°

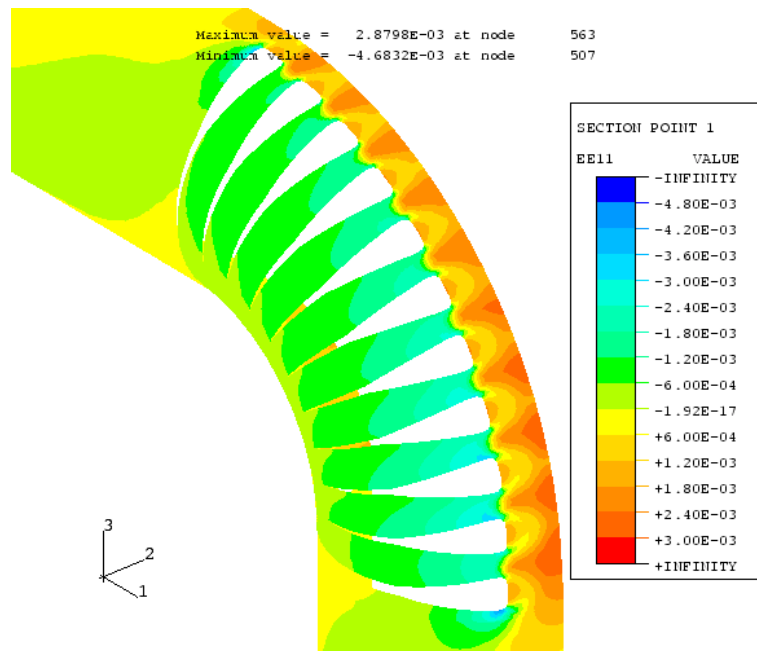


Abb. 44 - Rein-elastische Umfangsdehnung 'ee11' der Hülse  
 optimiertes Modell C - d=0.500 mm  
 Biegewinkel=90°

Im Verlauf der Biegung verformen sich die Kerben zu etwas spitzer zulaufenden Formen. Die Hülswand der Segmente wird somit in achsialer Richtung gestaucht und im Kerbgrund in Umfangsrichtung gedehnt. Das bedeutet, daß in den FE-Analysen die Umfangsdehnungen, wie bisher angegeben, mit positivem Vorzeichen und die Biegedehnungen (Dehnungen in achsialer Richtung) mit negativem Vorzeichen versehen sind.

Der Verlauf der Gesamt-Biegedehnungen 'e22' im Kerbgrund der Segmente zeigt dasselbe Verhalten wie die Gesamt-Umfangsdehnungen 'e11'. Die Dehnung im Kerbgrund des betreffenden Segmentes steigt (absolut gesehen) solange an, bis sich das folgende Segment schließt. In den Abbildungen von 45 bis 56 sind die Daten der Biegedehnungen 'e22' dokumentiert.

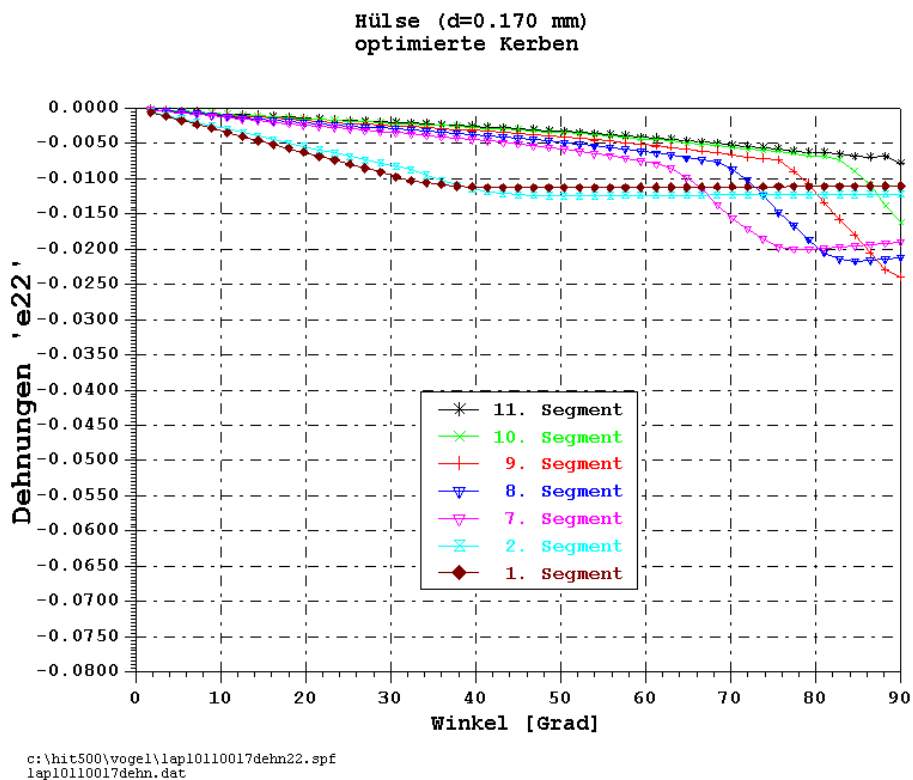


Abb. 45 - Gesamt-Biegedehnungen 'e22' des Modells A  
Wandstärke d=0.170 mm



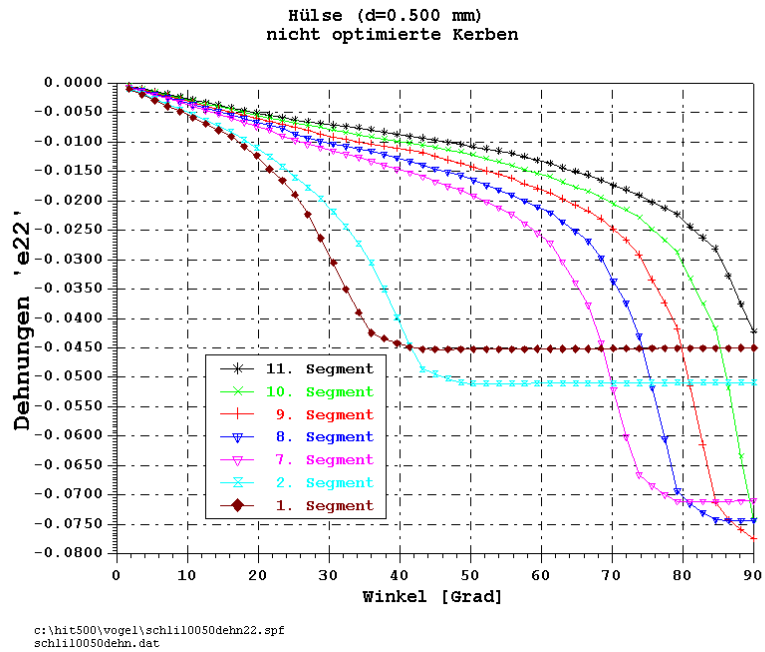


Abb. 46 - Gesamt-Biegedehnungen 'e22' des Modells A  
Wandstärke d=0.500 mm

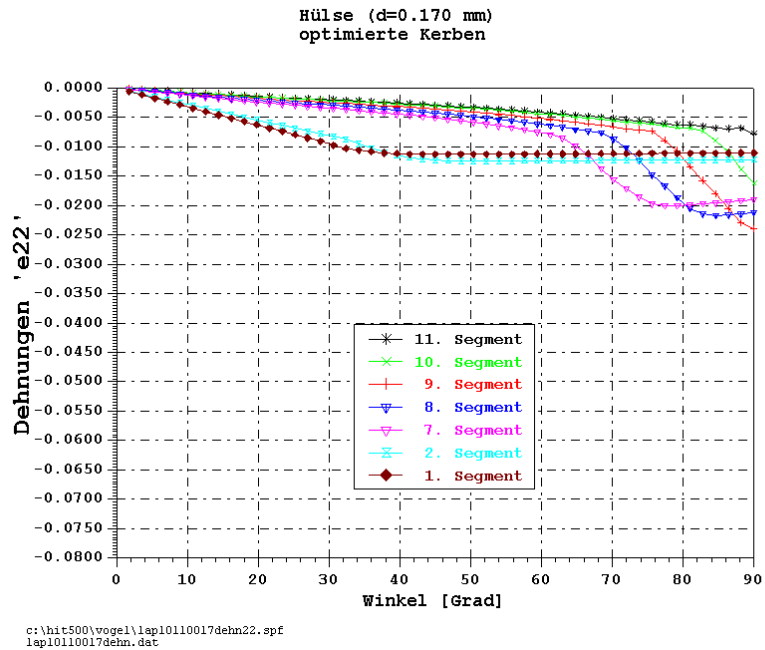
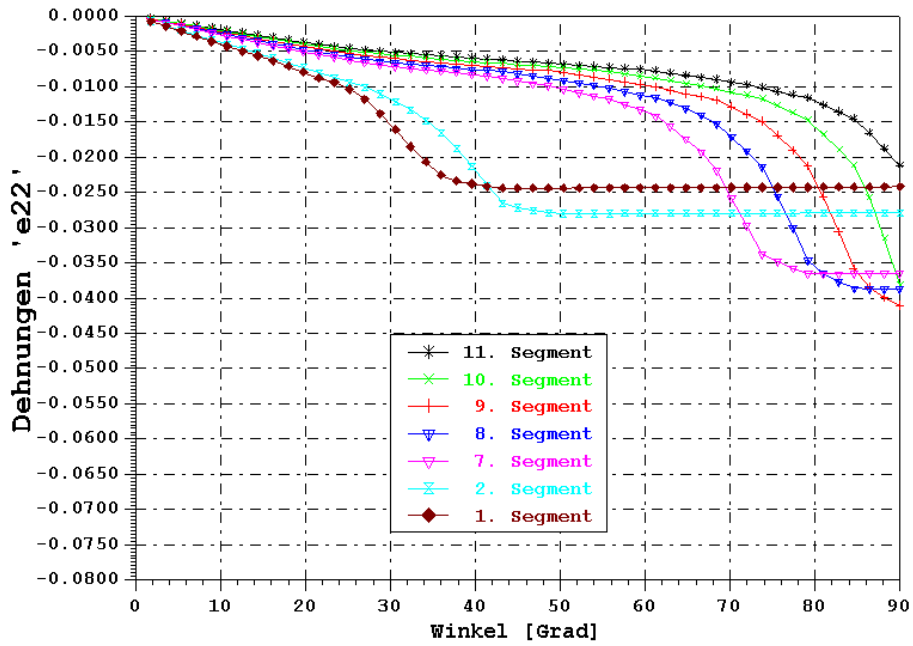


Abb. 47 - Gesamt-Biegedehnungen 'e22' des Modells C  
Wandstärke d=0.170 mm

Hülse (d=0.500 mm)  
optimierte Kerben



c:\hit500\vogel\lap10110050dehn22.spf  
lap10110050dehn.dat

Abb. 48 - Gesamt-Biegedehnungen 'e22' des Modells C  
Wandstärke d=0.500 mm

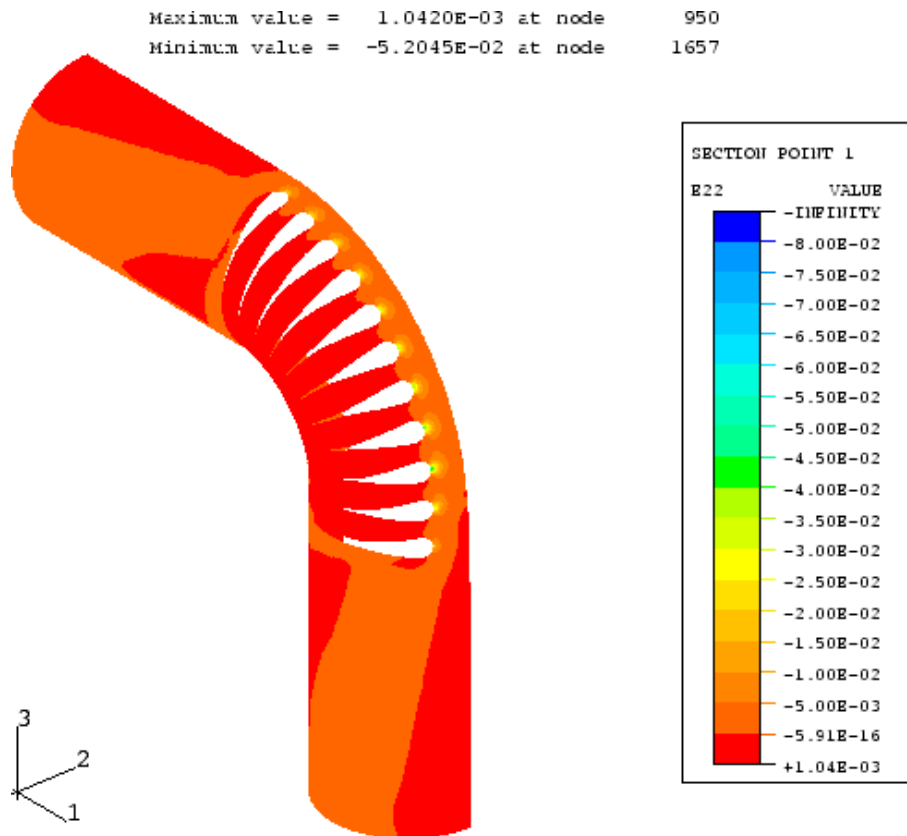


Abb. 49 - Gesamt-Biegedehnung 'e22' der Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

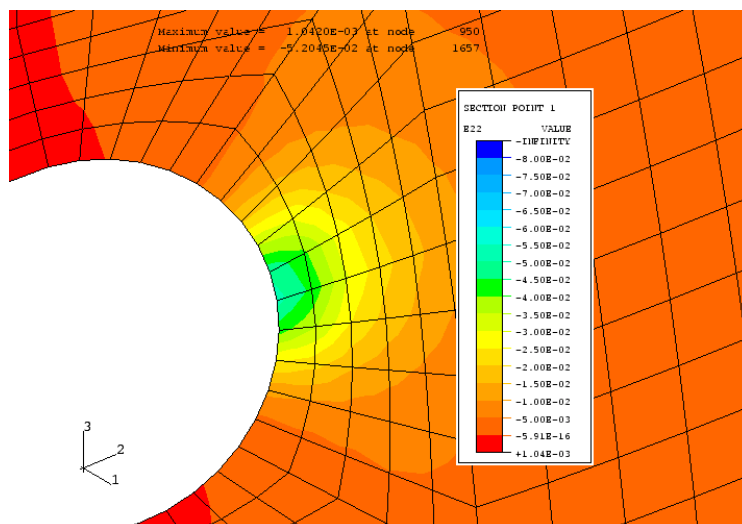


Abb. 50 - Gesamt-Biegedehnung 'e22' der Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

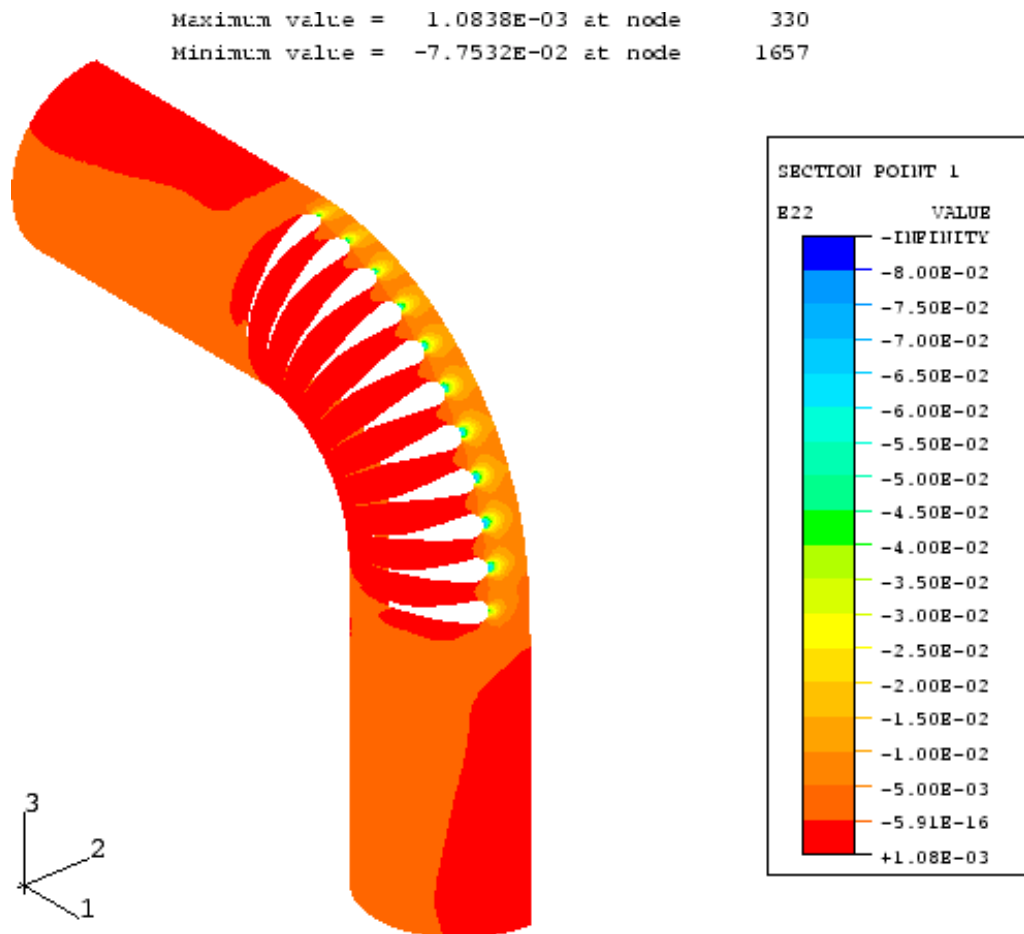


Abb. 51 - Gesamt-Biegedehnung 'e22' der Hülse (d=0.500 mm)  
 Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

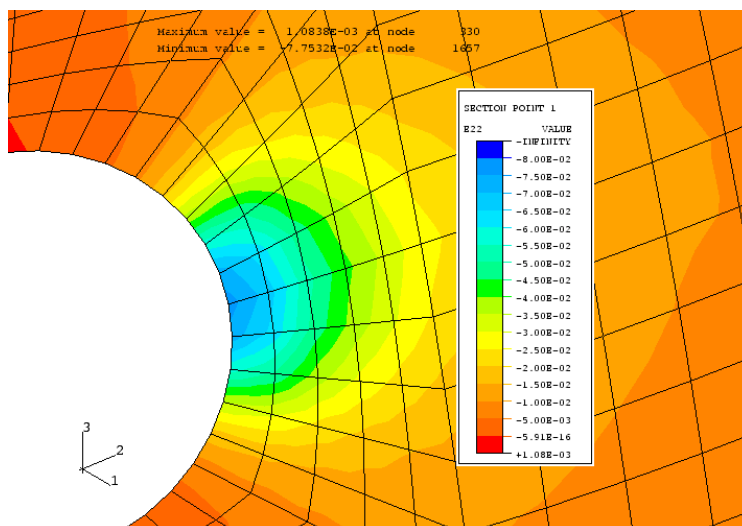


Abb. 52 - Gesamt-Biegedehnung 'e22' der Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

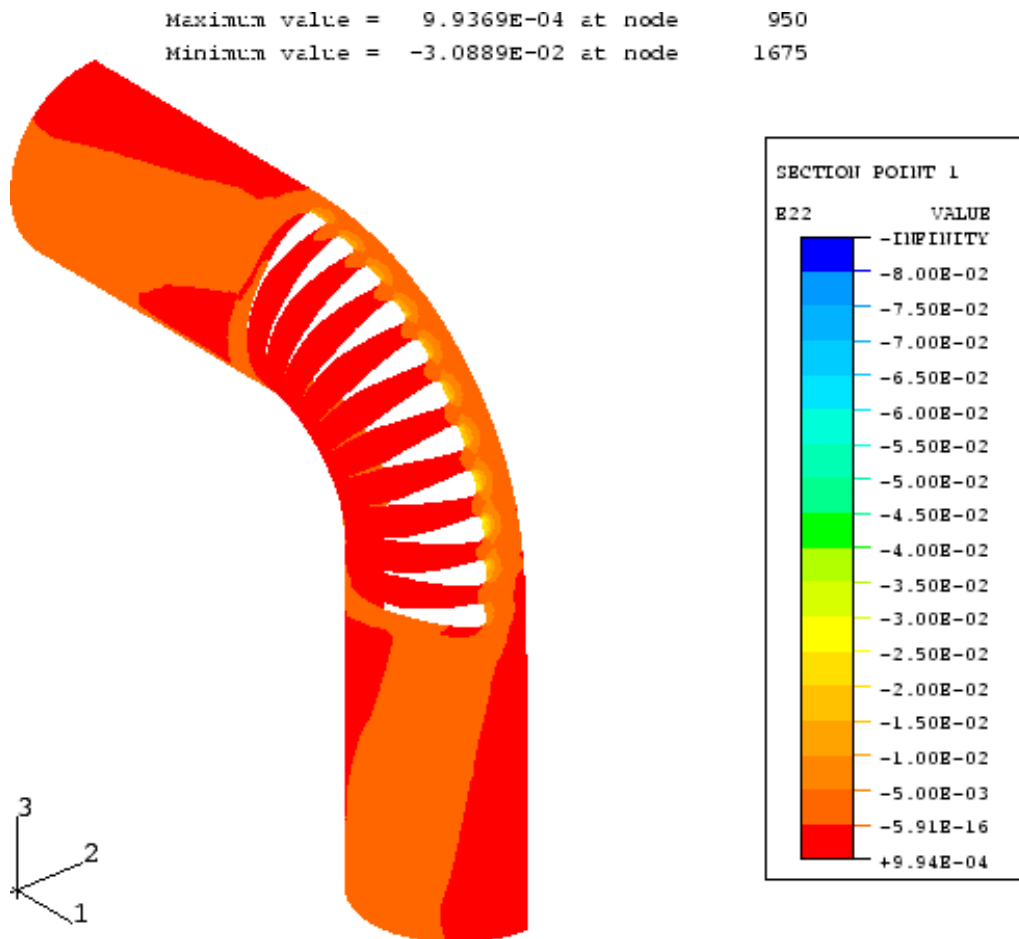


Abb. 53 - Gesamt-Biegedehnung 'e22' der Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell C (optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

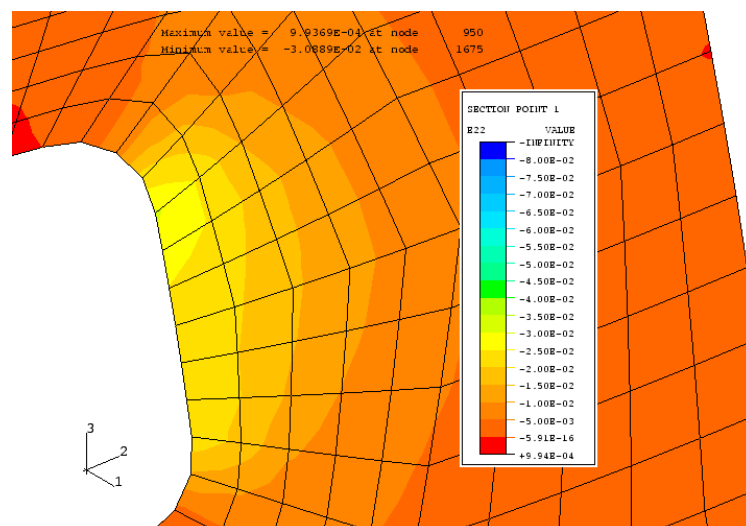


Abb. 54 - Gesamt-Biegedehnung 'e22' der Hülse (d=0.170 mm)  
 Modell C (optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

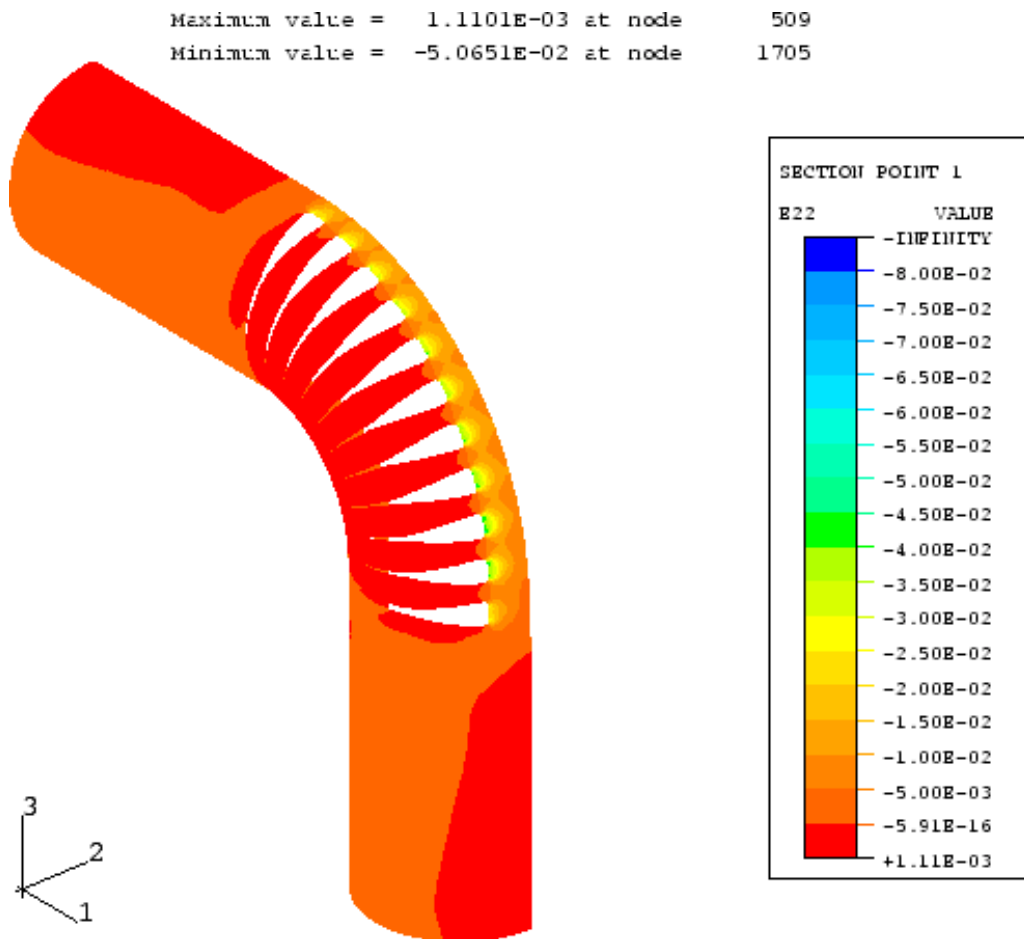


Abb. 55 - Gesamt-Biegedehnung 'e22' der Hülse (d=0.500 mm)  
 Modell C (optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

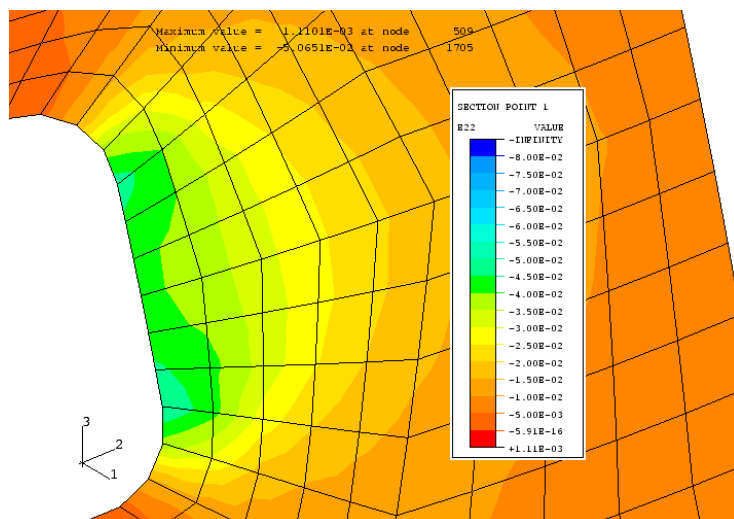


Abb. 56 - Gesamt-Biegedehnung 'e22' der Hülse (d=0.500 mm)  
 Modell C (optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

Die maximalen Gesamt-Biegedehnungen (Stauchungen) liegen wieder im Kerbgrund des 9. Segmentes. Das Maximum von  $e_{22}=-5.41\%$  des Modells **A** mit der Wandstärke  $d=0.170\text{ mm}$  wird durch Formoptimierung um **55.6 %** auf  $e_{22}=-2.40\%$  des Modells **C** verringert. Bei den Modellen mit der dickeren Wandstärke von  $d=0.500\text{ mm}$  fallen die maximalen Werte (s. Tabelle 4) von  $e_{22}=-7.75\%$  auf  $e_{22}=-4.11\%$ . Dies ist eine Reduzierung um **47.0 %**. Beim nicht optimierten Modell **A** wächst die maximale Gesamt-Biegedehnung von  $e_{22}=-5.41\%$  auf  $e_{22}=-7.75\%$  durch die dickere Hülswand um **43.3 %**. Die maximale Dehnung des Modells A mit der Wandstärke  $d=0.500\text{ mm}$  erreicht mit  $e_{22}=-7.75\%$  das Ende des superelastischen Bereiches von  $|7-8|\%$ , nach der das Material plastische verformt wird. Alle anderen Gesamt-Biegedehnungen liegen unterhalb dieser Grenze, so daß die Verformungen elastisch sind.

	Element-Biegedehnungen 90° Abwinklung		
	Gesamt-Dehnung	super- elastischer Anteil	rein- elastischer Anteil
	'e22' Maximum	'pe22' Maximum	'ee22' Maximum
<b>Nicht optimierte Kerbform:</b>			
Modell A - $d=0.170\text{ mm}$	-5.41 %	-4.76 %	-0.65 %
$d=0.500\text{ mm}$	-7.75 %	-6.90 %	-0.85 %
<b>Optimierte Kerbform:</b>			
Modell C - $d=0.170\text{ mm}$	-2.40 %	-1.76 %	-0.64 %
$d=0.500\text{ mm}$	-4.11 %	-3.48 %	-0.63 %

**Tabelle 4**

Zu der Gesamt-Biegedehnung ist in der Tabelle 4 der rein-elastische und der super-elastische Anteil der Dehnung mitaufgeführt. Wie bei der Umfangsdehnung beträgt der super-elastische Anteil der Dehnung zur Gesamt-Dehnung bis zu 90 % bei der maximalen Abwinklung von 90°. Der Kurvenverlauf der rein-elastischen und super-elastischen Biegedehnung sowie der Gesamt-Biegedehnung des im Kerbgrund liegenden Elementes vom 9. Segment über der Abwinklung ist in den Abbildungen 57 bis 60 aufgezeichnet. Der Beginn der super-elastische Biegedehnung 'pe22' beginnt wie bei der Umfangsdehnung 'pell' mit denselben Abwinklungen (s. Tabelle 5).

	<b>Anfang der super-elastischen Biegedehnungen</b>
	<b>Abwinklung [Grad]</b>
<b>Nicht optimierte Kerbform:</b>	
Modell A - d=0.170 mm	56° - Abb. 57
d=0.500 mm	18° - Abb. 58
<b>Optimierte Kerbform:</b>	
Modell C - d=0.170 mm	68° - Abb. 57
d=0.500 mm	28° - Abb. 58

**Tabelle 5**



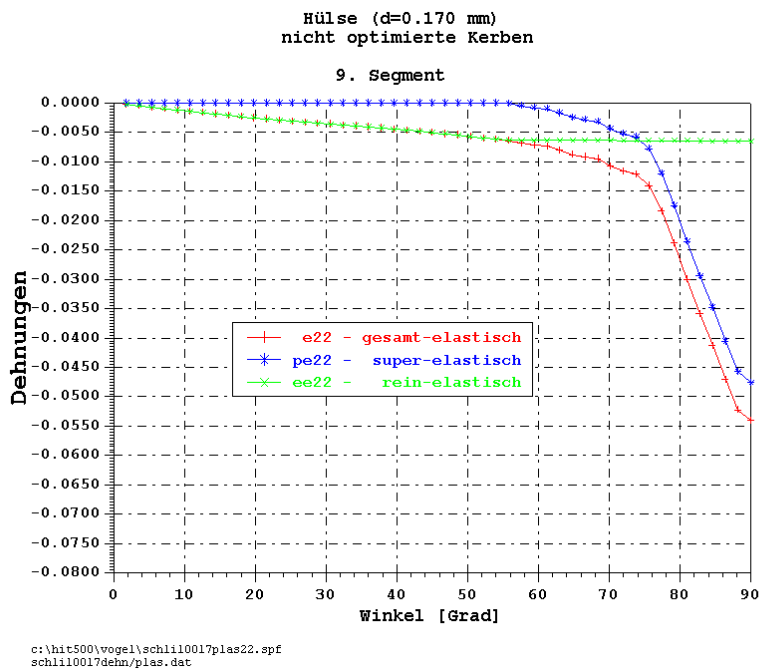


Abb. 57 - Biegedehnungen 'e22/pe22/ee22' der Hülse Modell A - Wandstärke d=0.170 mm

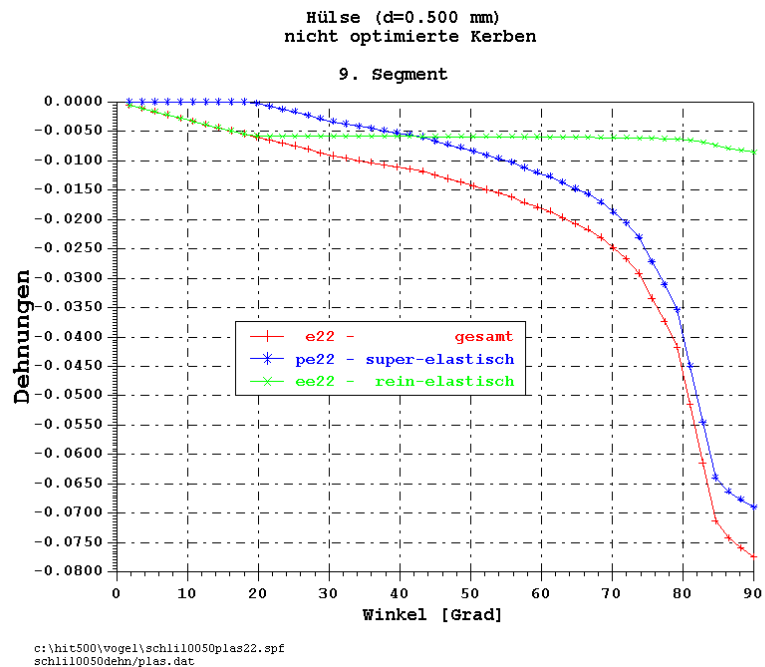


Abb. 58 - Biegedehnungen 'e22/pe22/ee22' der Hülse Modell A - Wandstärke d=0.500 mm

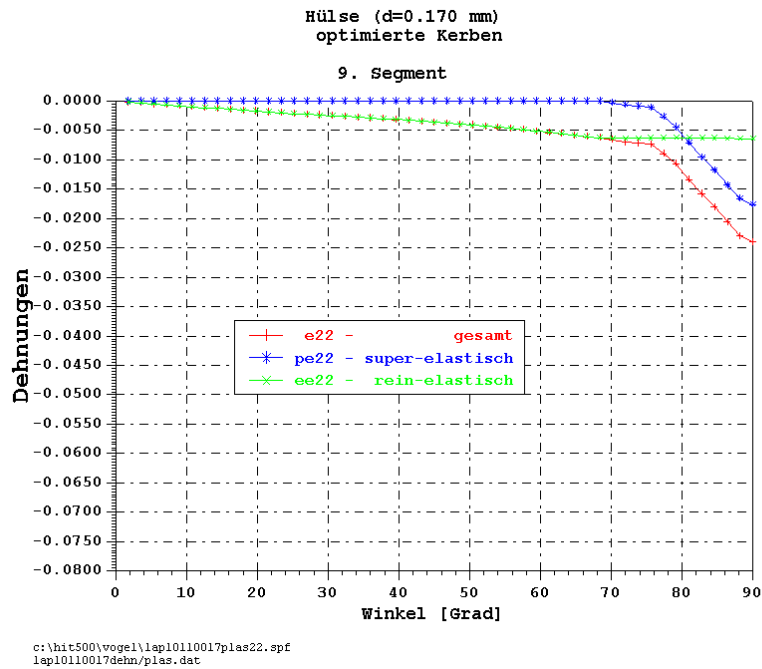


Abb. 59 - Biegedehnungen 'e22/pe22/ee22' der Hülse Modell C - Wandstärke d=0.170 mm

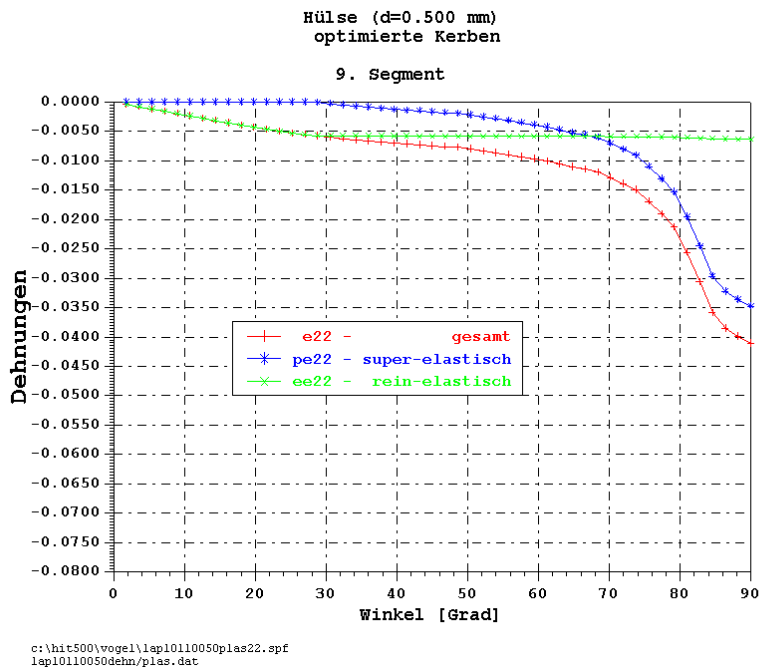


Abb. 60 - Biegedehnungen 'e22/pe22/ee22' der Hülse Modell C - Wandstärke d=0.500 mm

Durch die Formoptimierung wird genau wie bei der Umfangsdehnung der Anfang der super-elastischen Biegedehnung um  $12^\circ$  von  $56^\circ$  Abwinklung auf  $68^\circ$  bei den Modellen A und C derselben Wandstärke  $d=0.170$  mm (Abb. 57 und 59) und um  $10^\circ$  von  $18^\circ$  auf  $28^\circ$  bei den Modellen mit der Wandstärke  $d=0.500$  mm (Abb. 58 und 60) verschoben. In den Abbildungen 61 und 62 wird im Detail am Steg der Rückwand der Modelle A und C mit der Wandstärke  $d=0.500$  mm in einem Konturplot gezeigt, daß die super-elastische Biegedehnung 'pe22' nur im Kerbgrund der Segmente auftritt. Die übrigen Wandbereichen weisen keine super-elastische Biegedehnung 'pe22' auf. Die rein-elastischen Biegedehnung 'ee22' wird in den Konturplots der Abbildungen 63 und 64 wiedergegeben.

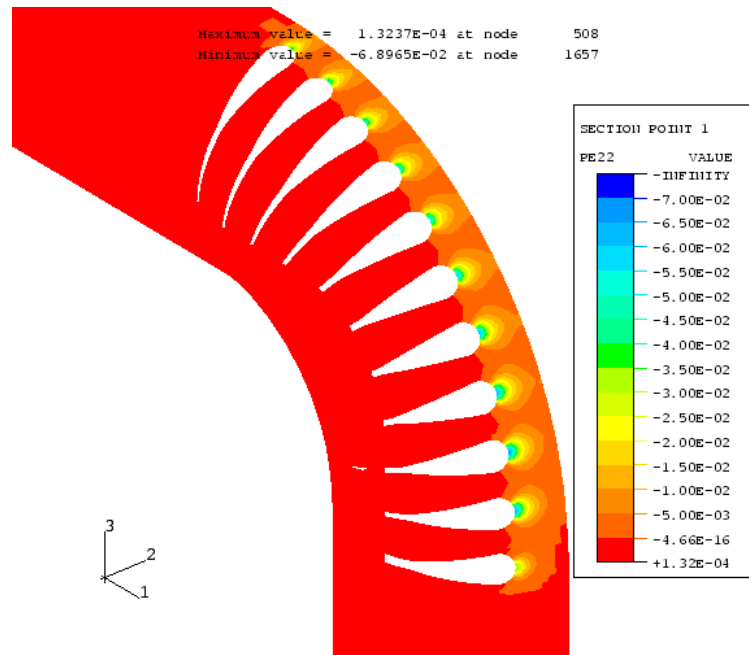


Abb. 61 - Super-elastische Biegedehnung 'pe22' der Hülse  
 nicht optimiertes Modell A - d=0.500 mm  
 Biegewinkel=90°

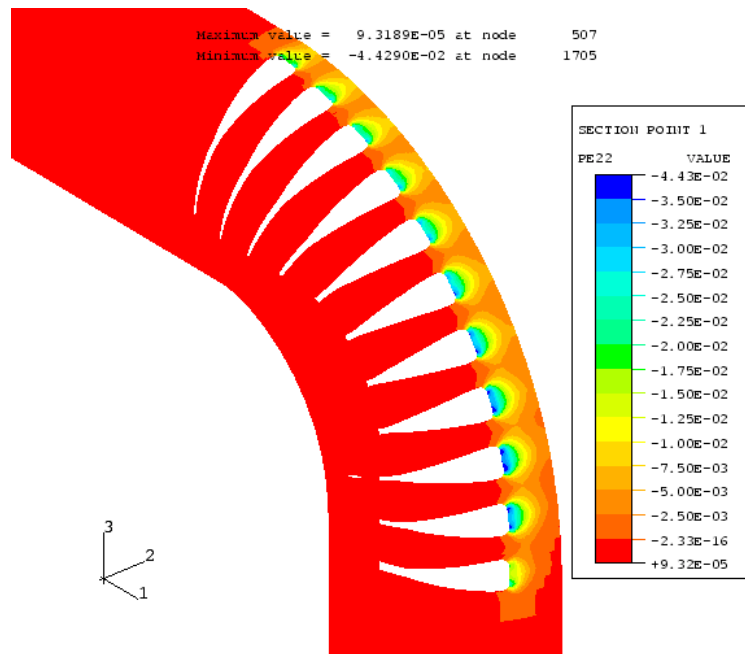


Abb. 62 - Super-elastische Biegedehnung 'pe22' der Hülse  
 optimiertes Modell C - d=0.500 mm  
 Biegewinkel=90°

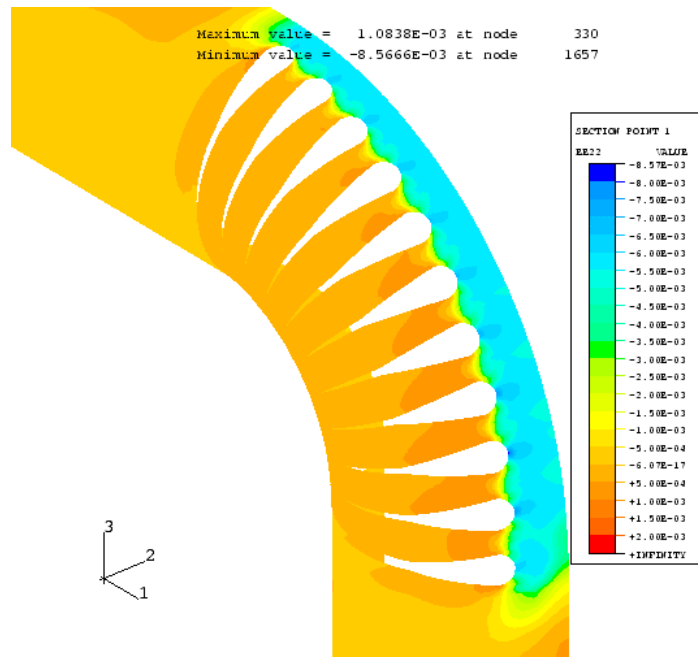


Abb. 63 - Rein-elastische Biegedehnung 'ee22' der Hülse nicht optimiertes Modell A - d=0.500 mm Biegewinkel=90°

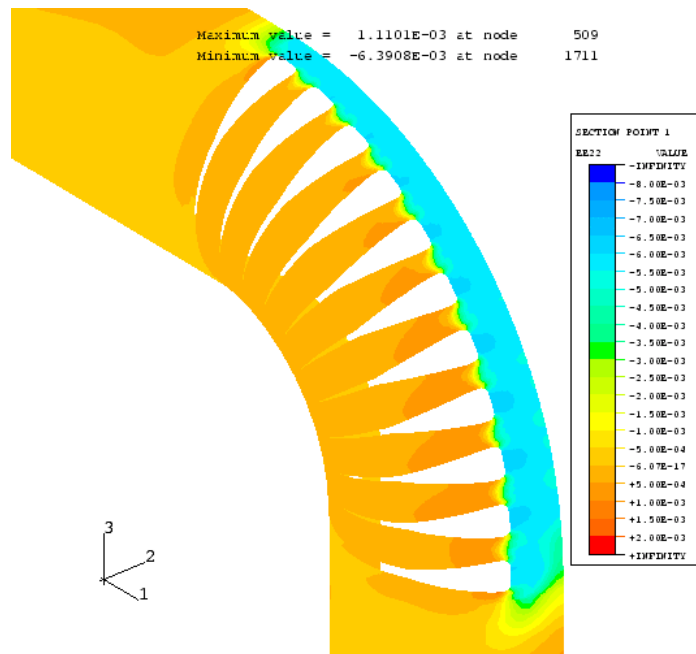
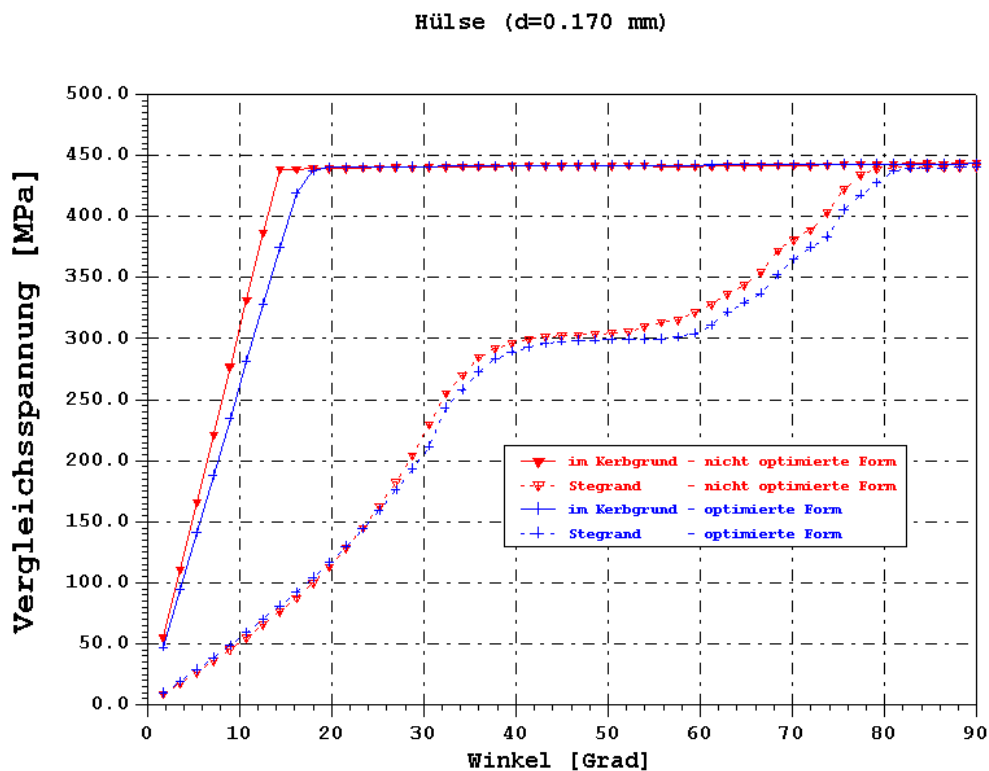


Abb. 64 - Rein-elastische Biegedehnung 'ee22' der Hülse optimiertes Modell C - d=0.500 mm Biegewinkel=90°

### 3.2.4 Auswertung der Spannungsdaten

Die Superelastizität der Formgedächtnislegierung Ni<sub>51</sub>Ti ermöglicht Verformungen bis zu 8 % bei nahezu konstanter Spannung. Die im Kerbgrund maximal auftretende von Mises Vergleichsspannung  $\sigma_v$  der Hülse (sowohl nicht optimierte als auch optimierte Form) mit der Wandstärke  $d=0.170$  mm steigt schnell auf die Plateauspannung ( $\sigma=440$  MPa) an und bleibt bis zur  $90^\circ$  Abwinklung konstant (s. Abb. 65). Die Vergleichsspannungen am Stegrand **Fr-Kr** (Abb. 66) erreichen erst bei  $80^\circ$  Abwinklung die Plateauspannung.



c:\hit500\vogel\lapgesl0mis-2.spf

Abb. 65 - von Mises Vergleichsspannung  $\sigma_v$  der Hülse mit der Wandstärke  $d=0.170$  mm als Funktion der Abwinklung

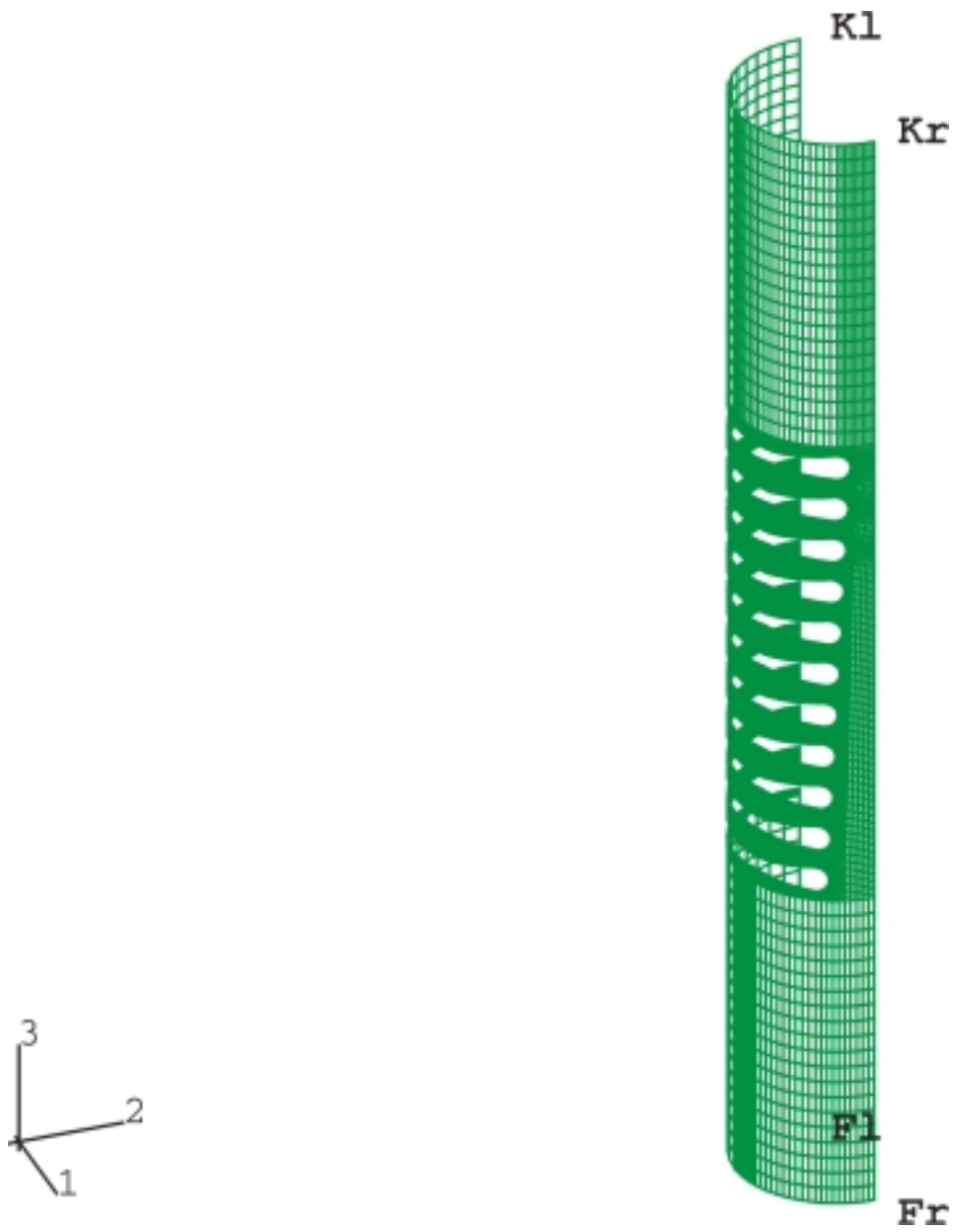
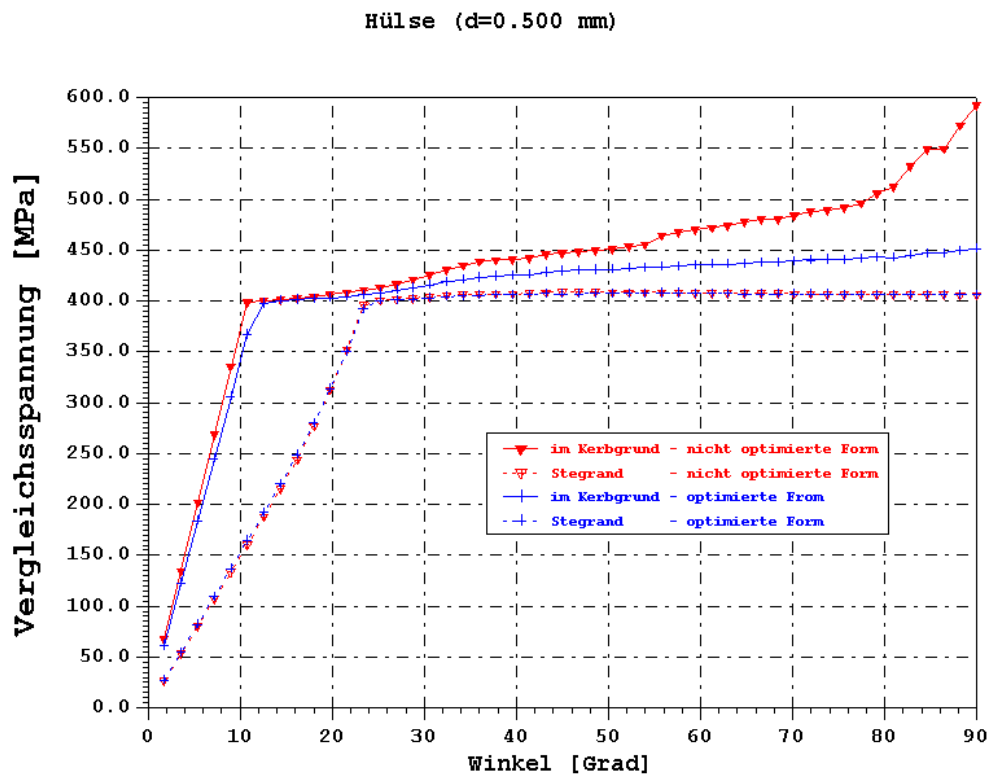


Abb. 66 - FE-Modell des Distalendes Stegrand Fr-Kr

Die von Mises Vergleichsspannung  $\sigma_v$  im Kerbgrund der Hülse (sowohl nicht optimierte als auch optimierte Form) mit der Wandstärke  $d=0.500$  mm steigt ebenso schnell auf die Plateauspannung ( $\sigma=400$  MPa) an (s. Abb.: 67) wie bei der Hülse mit der Wandstärke  $d=0.170$  mm. Jedoch nach weiteren  $10^\circ$  Abwinklung wächst die Vergleichsspannung der Hülse mit der nicht optimierten Kerbform weiter an und erreicht bei  $90^\circ$  Abwinklung den maximalen Wert von  $\sigma_v=592.4$  MPa. Die Vergleichsspannungen bei der Hülse mit der optimierten Kerbform steigt bis zur maximalen Abwinklung nur um 10% über die Plateauspannung auf  $\sigma_v=451.6$  MPa an. Die Vergleichsspannungen am Stegrand **Fr-Kr** erreichen die Plateauspannung schon bei  $24^\circ$  Abwinklung und bleiben dann konstant bis zum Ende.



c:\hit500\vogel\lappesl0mis-3.spf

Abb. 67 - von Mises Vergleichsspannung  $\sigma_v$  der Hülse mit der Wandstärke  $d=0.500$  mm als Funktion der Abwinklung



Die maximalen von Mises Vergleichsspannungen sind in der folgenden Tabelle 6 aufgelistet und liegen ungefähr um den Faktor 2 niedriger als die Zugfestigkeit von  $\sigma_B=1150$  MPa.

	<b>von Mises Vergleichsspannung <math>\sigma_v</math> [MPa]</b>
	<b>Maximum</b>
<b>Nicht optimierte Kerbform:</b>	
Modell A - d=0.170 mm	444.0
d=0.500 mm	592.4
<b>Optimierte Kerbform:</b>	
Modell C - d=0.170 mm	443.2
d=0.500 mm	451.6

**Tabelle 6**

Die Verteilung der von Mises Vergleichsspannung als Kontourplot der Hülse (Modell A - nicht optimierte Form und Modell C - optimierte Form) mit der Wandstärke d=0.500 mm ist in den Abbildungen 68 und 70 zu entnehmen. Zusätzlich ist die Spannungsverteilung im Detail des 9. Segmentes, in der die maximalen Spannungen auftreten, in den Abbildungen 69 und 71 dargestellt.

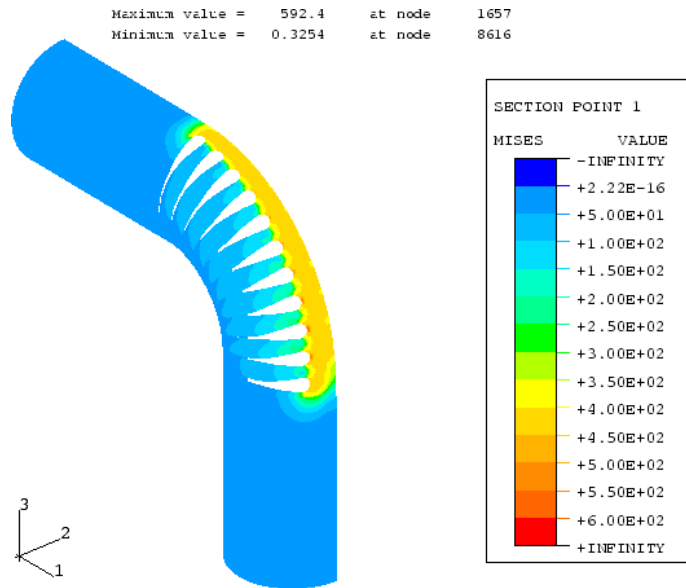


Abb. 68 - von Mises Vergleichsspannung  $\sigma_v$  der Hülse  
 (d=0.500 mm) - Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 Biegewinkel=90°

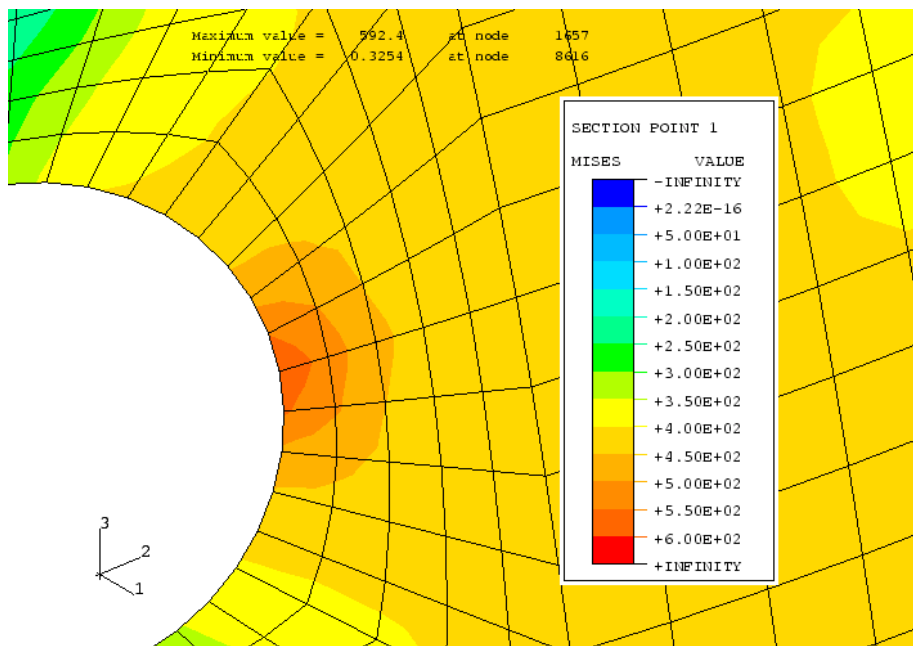


Abb. 69 - von Mises Vergleichsspannung  $\sigma_v$  der Hülse  
 (d=0.500 mm) - Modell A (nicht optimierte Kerben)  
 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

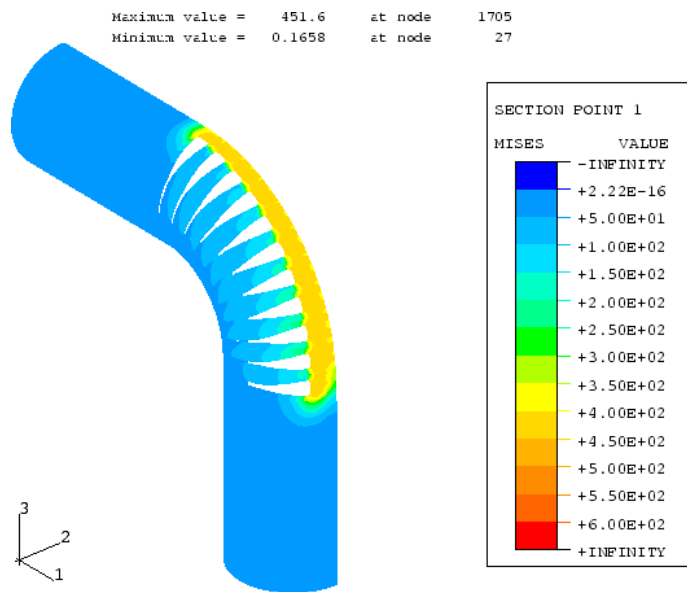


Abb. 70 - von Mises Vergleichsspannung  $\sigma_v$  der Hülse (d=0.500 mm) - Modell C (optimierte Kerben) Biegewinkel=90°

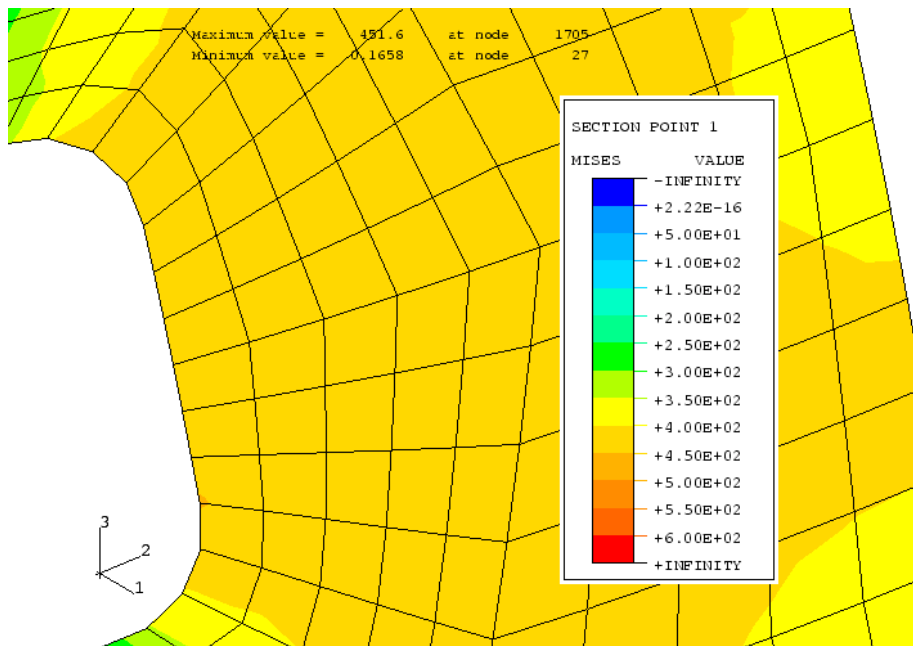


Abb. 71 - von Mises Vergleichsspannung  $\sigma_v$  der Hülse (d=0.500 mm) - Modell C (optimierte Kerben) 9. Segment im Detail - Biegewinkel=90°

## 4 Schlussbemerkungen

Das Ziel der computergestützten Formoptimierung (**CAO: Computer Aided Optimization**) ist, eine homogene Spannungsverteilung auf der Kerboberfläche zu erzielen. Die Spannungsspitze im Kerbgrund des 9. Segmentes (Abb. 69) der nicht optimierten Form des Modells A verschwindet in der optimierten Form des Modells C (Abb. 71). Über die gesamte Kerbe stellt sich nun eine homogene Spannungsverteilung ein. Ebenso ist die Homogenisierung der Umfangs- und Biegedehnung ('**e11**' und '**e22**') von der nicht optimierten zur optimierten Kerbform in den Abbildungen 30 zu 34, 32 zu 36, 50 zu 54 und 52 zu 56 eindrucksvoll zu erkennen. Die Reduzierung der maximalen Dehnungen (s. Tabell 3 und 4) um **50%** zeigt die Effizienz der Formoptimierung.

Plastische Verformungen konnten in keiner Analyse ermittelt werden. Die Dehnungen im Kerbgrund der nicht optimierten Hülse mit einer Wandstärke  $d=0.500$  mm erreichen gerade das Ende des super-elastischen Plateaus.

## 5 Literaturverzeichnis

- [aba5.6]            ABAQUS USER MANUAL  
Version 5.6  
Hibbitt, Karlson & Sorensen, Inc.
- [abapre]           ABAQUS/Pre User's Manual  
Version 5.4  
Hibbitt, Karlson & Sorensen, Inc.
- [Ben79]            G. Bensmann, F. Baumgart, J. Hartwig  
Untersuchung der Memory-Legierung Nickel-Titan  
und Überlegungen zu ihrer Anwendung im Bereich  
der Medizin  
Tech.Mitt. Krupp 37 1 (1979)
- [Drumm95]         P. Drumm  
Aktoren zur Darstellung taktiler Wahrnehmung für  
die minimal invasive Chirurgie  
Diplomarbeit, Universität Karlsruhe, Institut  
für Technologie der Elektrotechnik, 1955
- [Dut90]            R.S. Dutta, K. Madangopal, H.S. Gadiyar,  
S. Banerjee  
Corrosion Behaviour of Ni-Ti Shape Memory Alloy  
Metallic Corrosion (1990)
- [Guber97]         A. Guber  
Endoskopische Neurochirurgie  
Einsatz von Mikrostrukturen und Mikrosystemen  
in der Medizin  
Kopien zur Vorlesung Medizintechnik  
Forschungszentrum Karlsruhe, 1997
- [Mattheck93]      C. Mattheck  
Design in der Natur  
Rombach Verlag Freiburg, 1993
- [pat75]            MSC/PATRAN  
Finite Element Pre-/Postprozessor
- [plotit]           Plotit for Windows, User's Guide  
Version 3.1, ICS GmbH, Frankfurt
- [SMST97]          SMST Workshop  
Shape Memory and Superelastic Technologies  
Monterrey Penninsula, California 1997

- [Vog98] B. Vogel  
Entwicklung und Aufbau eines bis zu 90°  
abwinkelbaren flexiblen Endoskops aus NiTi  
für die Integration einer Videokamera  
Diplomarbeit 1998, Universität Karlsruhe  
Fakultät für Maschinenbau
- [Stökel88] D. Stöckel, E. Hornbogen, F. Ritter,  
P. Tautzenberger  
Legierungen mit Formgedächtnis  
Expert Verlag, 1988