

Grundlagen kieferorthopädischer Werkstoffkunde



C. Bourauel
*Poliklinik für Kieferorthopädie
der Universität Bonn*

Übersicht 1

Mechanische Eigenschaften metallischer Werkstoffe

- Belastung und Verformung
- Dehnung und Spannung
- Spannungs/Dehnungs-Diagramm
- Belastung kieferorthopädischer Drähte: **Biegung**

Übersicht 2

Charakteristische Eigenschaften kieferorthopädischer Drähte

- Stahldraht
- Kobalt-Chrom
- Titan-Molybdän
- 'klassische Alternativen'
- **Nickel-Titan-Legierungen**

Deformation kieferorthopädischer Behandlungselemente



Belastung und Verformung



- Kieferorthopädische Behandlungselemente speichern durch ihre **Deformation mechanische Energie**.
- In Form von **Kräften** und **Drehmomenten** wird sie an das System Zahn/Zahnhalteapparat/Knochen abgegeben.
- Größe, Richtung und Charakteristik der Kraftsysteme hängen von den **Materialeigenschaften** ab.

Belastung und Verformung

Die Wahl des **korrekten Behandlungsmittels** erfordert daher eine **genaue Kenntnis** der Zusammenhänge und Einflüsse von

- ▶ **Werkstoffeigenschaften und**
- ▶ **geometrischen Parametern.**

(Drahtlänge, -querschnitt, Fehlstellungen)



Übersicht

Mechanische Eigenschaften metallischer Werkstoffe

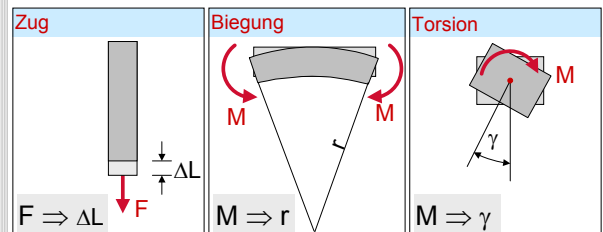
- Belastung und Verformung
- Dehnung und Spannung
- Spannungs/Dehnungs-Diagramm
- Belastung kieferorthopädischer Drähte: **Biegung**

Belastungsarten

- ◆ Zug (Druck) *Kraft*
- ◆ Biegung *Drehmoment*
- ◆ Torsion *Drehmoment*

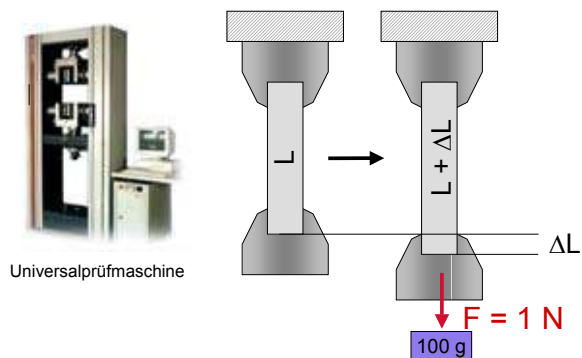
Belastung und Verformung

- ▲ Beim Einwirken einer **Kraft** oder eines **Drehmomentes** verformt sich der Werkstoff.



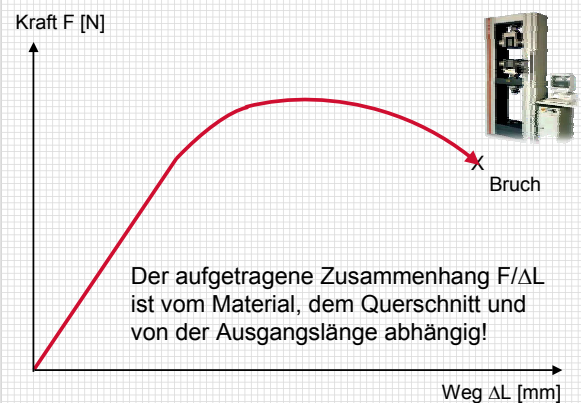
- ▲ Der Zusammenhang zwischen **Belastung** und **Verformung** ist charakteristisch für das **Material**.

Zugversuch



- ▶ Die **Kraft F** bewirkt eine **Verlängerung** um ΔL .

Kraft/Weg-Diagramm

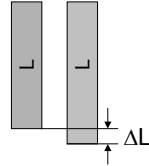


◆ Belastung und Verformung: Dehnung

Zur Einführung von **material- und geometrieunabhängigen Parametern** wird die **Dehnung ε** als relative Längenänderung oder als Längenänderung in Prozent der Originallänge angegeben:

■ **Dehnung:** $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \cdot 100 \text{ [%]}$

$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$ (dimensionslos)



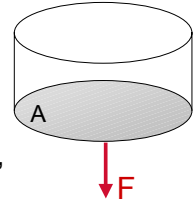
◆ Belastung und Verformung: Spannung

Mit der Verformung ist die **Spannung σ** verknüpft. Dies ist eine innere Kraft im Werkstoff, die der äußeren Last F entgegengesetzt und vom gleichen Betrag ist (Actio=Reactio, Kräftegleichgewicht). Sie wird in Kraft/Flächeneinheit angegeben:

■ **Spannung:** $\sigma = \frac{F}{A} \text{ [MPa]}$

$\text{[MPa]} = \text{[N/mm}^2\text{]}$,

$A = \text{Querschnitt}$



◆ Spannungs/Dehnungs-Diagramm

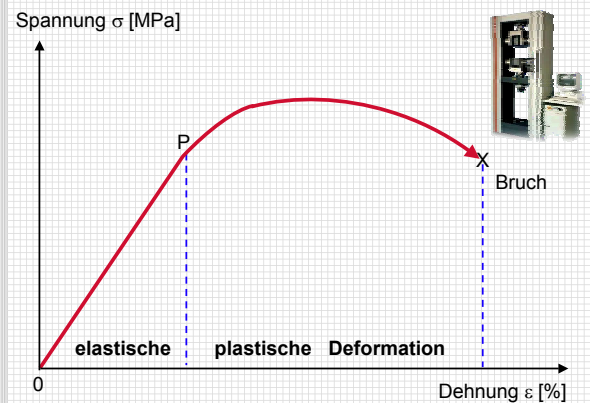
◆ **Spannung** und **Dehnung** sind unabhängig von den Abmessungen der Probe.

◆ Wird für einen Werkstoff der Zusammenhang aus **Spannung σ** und **Dehnung ε** in einer Grafik aufgetragen, so entsteht **eine für das Material charakteristische Kurve**.

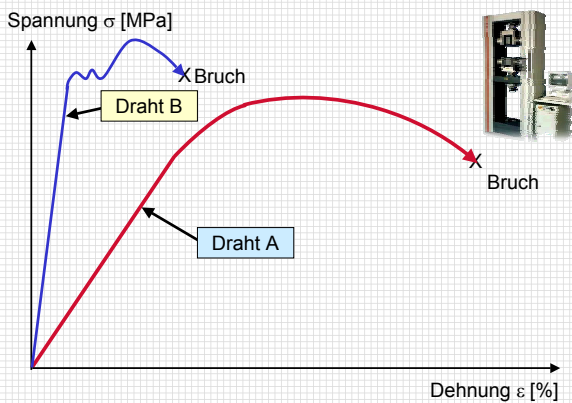
◆ Diesem Spannungs/Dehnungs-Diagramm können **alle wichtigen Materialparameter** entnommen werden.

◆ Das Diagramm erhält man aus einem Zugversuch.

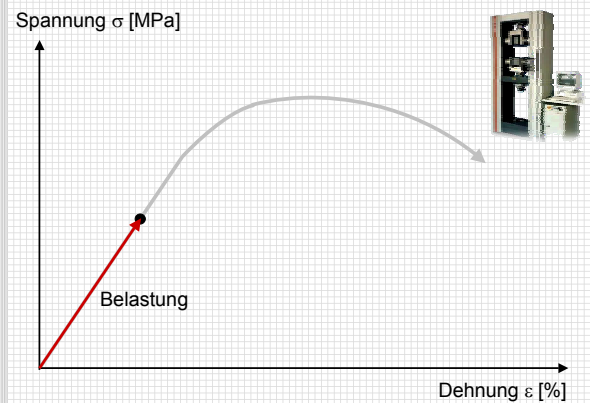
◆ Spannungs/Dehnungs-Diagramm



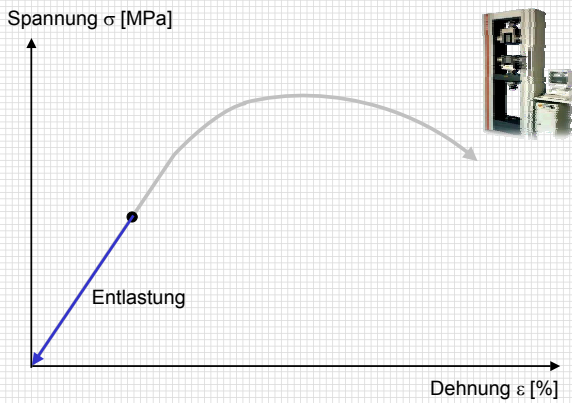
◆ Spannungs/Dehnungs-Diagramm



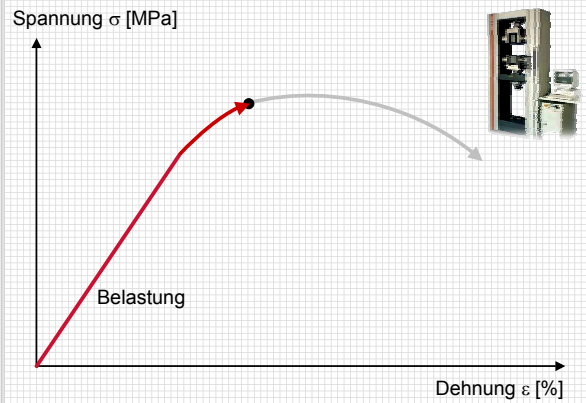
◆ Elastische Verformung



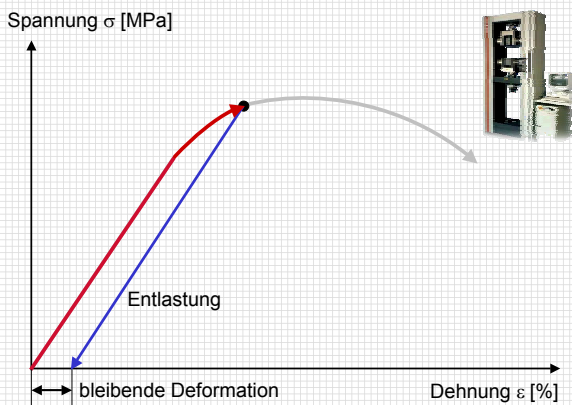
◆ Elastische Verformung



◆ Plastische Verformung

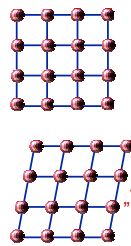


◆ Plastische Verformung



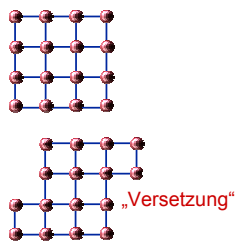
◆ Elastische Verformung

▲ Die **elastische Verformung** ist vollständig **reversibel**, d.h. nach Wegnahme der Last nimmt der Werkstoff wieder seine ursprüngliche Form an.

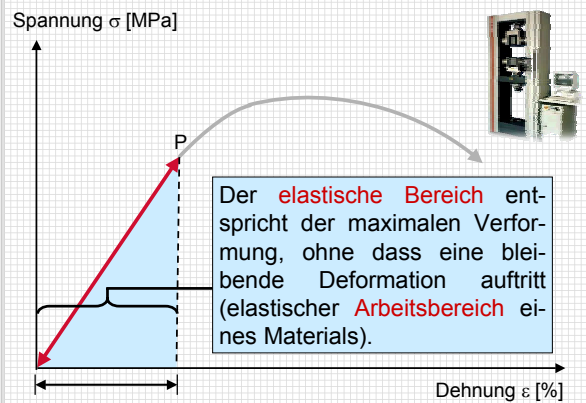


◆ Plastische Verformung

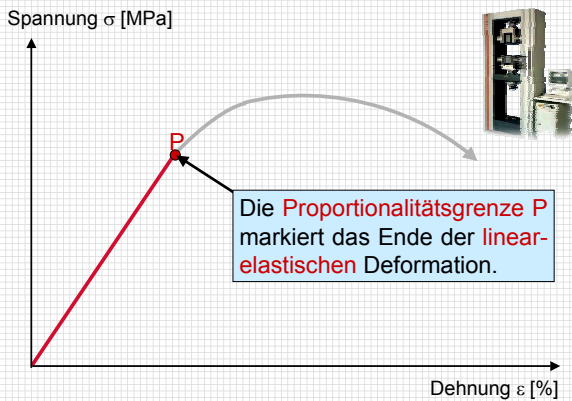
▲ Bei der **plastischen Verformung** tritt eine bleibende Deformation auf; diese Verformung ist **irreversibel**.



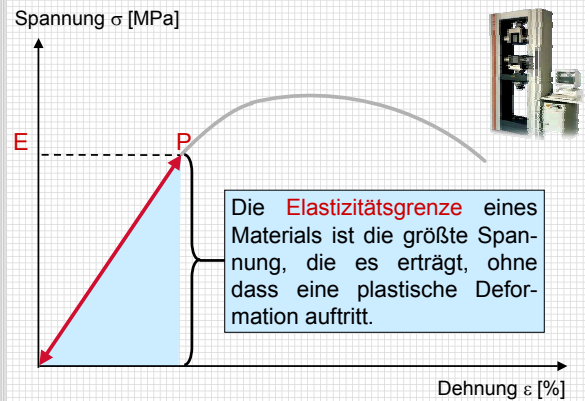
◆ Elastische Verformung



◆ Elastische Deformation: Proportionalität



◆ Elastizitätsgrenze



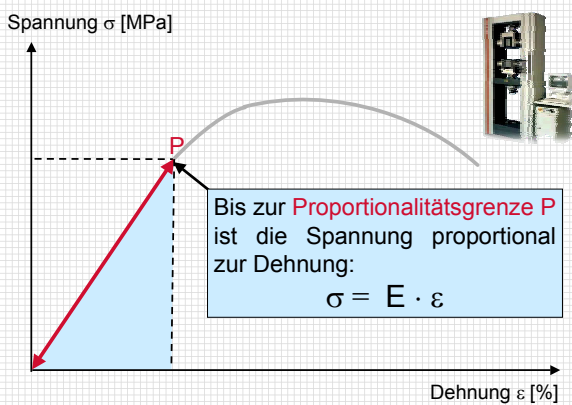
◆ Proportionalitäts- und Elastizitätsgrenze

- ◆ Die **Proportionalitätsgrenze P** markiert das Ende des linear-elastischen Bereichs. Oberhalb dieser Spannung besteht keine Proportionalität mehr zwischen Spannung und Dehnung.
- ◆ P entspricht ungefähr der **Elastizitätsgrenze**, der Grenze also, ab der sich der Werkstoff **plastisch** verformt.
- ◆ Oft auch: **Streckgrenze**.

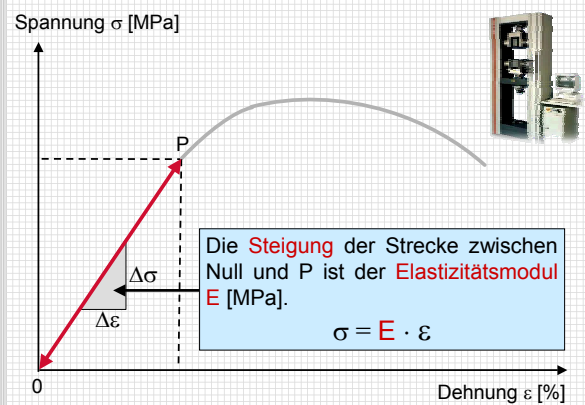
◆ Hookesches Gesetz (Robert Hooke, 1635-1703)

- ◆ Bei einem Werkstoff, der dem **Hookeschen Gesetz** gehorcht, sind die zwei Bereiche zu unterscheiden:
- ◆ OP: linear-elastisches Verhalten mit Proportionalität von Spannung und Dehnung,
- ◆ PX: nichtlinear-elastische (plastische) Deformation mit Bruch des Materials bei der Dehnung X und Maximalspannung Y.

◆ Hookesches Gesetz



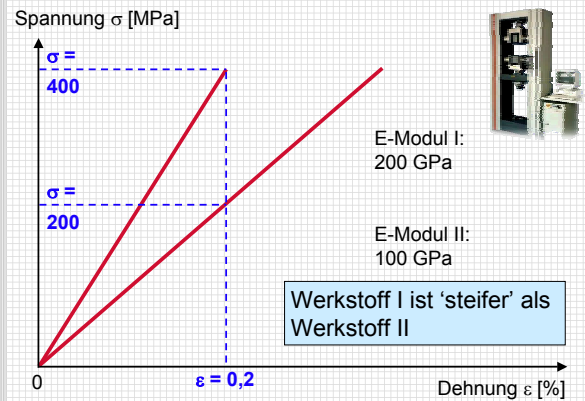
◆ Elastizitätsmodul



◆ Elastizitätsmodul

- ◆ Die **Proportionalitätskonstante** wird **Elastizitätsmodul** genannt. Dies ist die Steigung der Geraden im linear-elastischen Bereich. Er ist ein Maß für die Steifigkeit des Werkstoffs.
- ◆ Der E-Modul wird berechnet aus $\Delta\sigma/\Delta\varepsilon$ und in $[\text{N/m}^2]$ oder $[\text{Pa}]$ angegeben.
- ◆ Die Angabe der Größenordnung erfolgt jeweils mit k, M und G: 10^3 , 10^6 , 10^9 .

◆ Beispiel



◆ Elastizitätsmoduln versch. Materialien

▶ <u>Diamant</u>	1.200.000
▶ <u>Aluminiumoxid</u>	380.000
▶ <u>Edelstahl</u>	200.000
▶ <u>Gold</u>	80.000
▶ <u>Polyurethan</u>	2000
▶ <u>Gummi</u>	100

[MPa]

◆ Elastizitätsmoduln orthod. Legierungen

▶ <u>Edelstahl</u>	200.000
▶ <u>Kobalt-Chrom („Elgiloy“)</u>	220.000
▶ <u>Titan-Molybdän („TMA“)</u>	80.000
▶ <u>Nickel-Titan („Nitinol“)</u>	40.000*

* im linear-elastischen Bereich bei Rückverformung

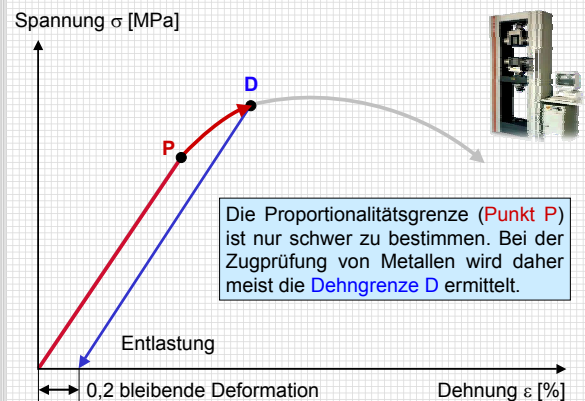
[MPa]

◆ Relative Steifigkeiten orthod. Legierungen

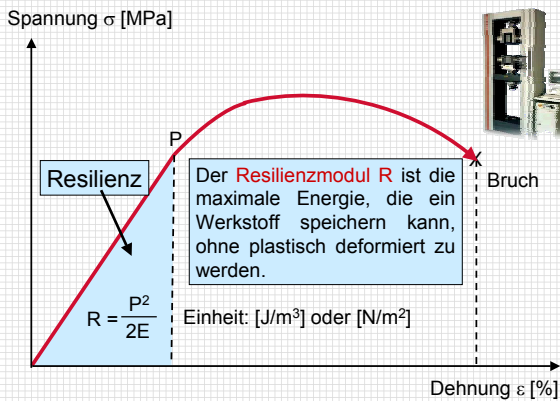
▶ <u>Edelstahl</u>	100%
▶ <u>Kobalt-Chrom („Elgiloy“)</u>	110%
▶ <u>Titan-Molybdän („TMA“)</u>	40%
▶ <u>Nickel-Titan („Nitinol“)</u>	20%

relative Steifigkeit

◆ 0,2%-Dehngrenze



◆ Resilienz: Fläche unter der Kurve



◆ Resilienzen orthodontischer Legierungen

▶ Edelstahl	20
▶ Kobalt-Chrom („Elgiloy“)	5
▶ Titan-Molybdän („TMA“)	14
▶ Nickel-Titan („Nitinol“)	21

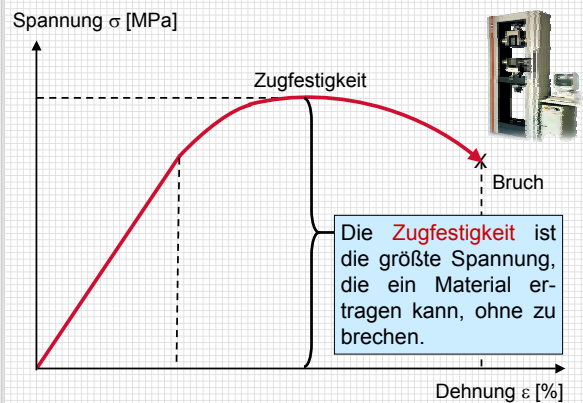
[MJ/m²]

◆ Parameter der elastischen Verformung

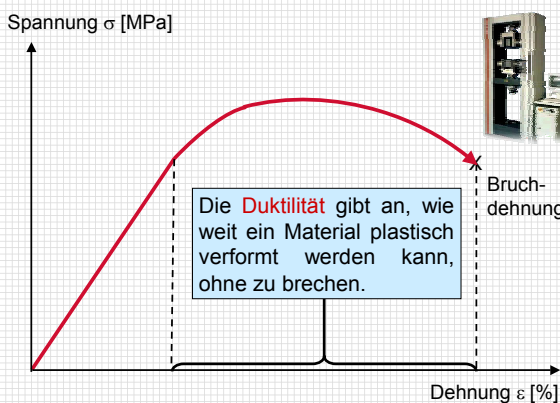
- **Proportionalitätsgrenze**
Elastischer Bereich, Arbeitsbereich
Elastizitätsgrenze, Dehngrenze
- **Elastizitätsmodul, Steifigkeit**
- **Resilienz (gespeicherte Energie)**



◆ Zugfestigkeit (Bruchfestigkeit / Belastbarkeit)



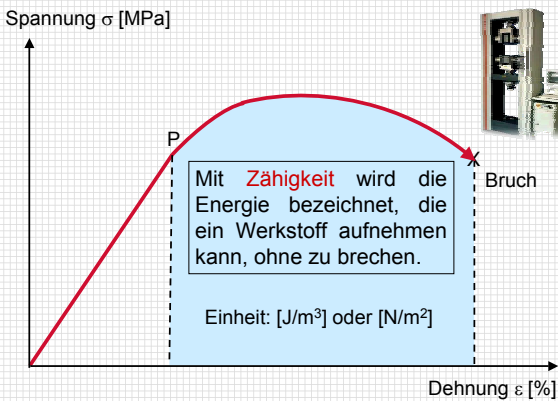
◆ Duktilität / Dehnbarkeit



◆ Duktilität und Dehnbarkeit

- **Duktilität** und **Dehnbarkeit** eines Metalls hängen eng zusammen. Sie charakterisieren das plastische Verhalten des Werkstoffs.
- Sie sind daher wichtig für das Verhalten beim Drahtziehen oder Walzen (zu Folien oder Blechen), in der kieferorthopädischen Anwendung für das Einbringen von **Loops**, **Aktivierungsbiegungen**, etc.
- Bestimmung der Werte:
über die **Bruchdehnung** (Duktilität)
über die **Querschnittsverminderung** (Dehnbarkeit)

◆ Zähigkeit: Fläche unter der Kurve

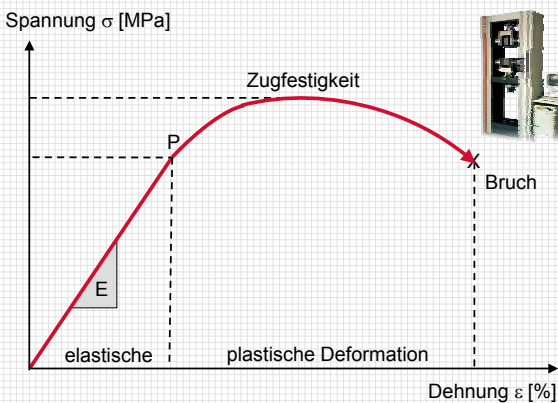


◆ Parameter der plastischen Verformung

- Zugfestigkeit
- Duktilität
- Bruchdehnung
- Zähigkeit (aufgenommene Energie)



◆ Spannungs/Dehnungs-Diagramm



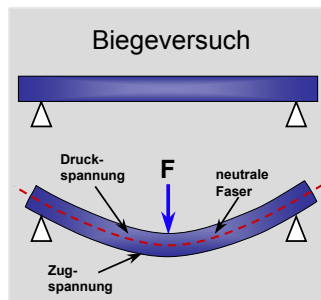
◆ Klinische Belastung



- Kieferorthopädische Drähte werden überwiegend auf **Biegung** belastet!

◆ Biegebelastung orthodontischer Drähte

- Um der kieferorthopädischen Anwendung möglichst nahe zu kommen, ist eine Prüfung der Drähte im Biegeversuch zu empfehlen.
- Die Merkgeln basieren auf Formeln zu Last/Durchbiegeraten.



◆ Biegung: Materialabhängigkeit

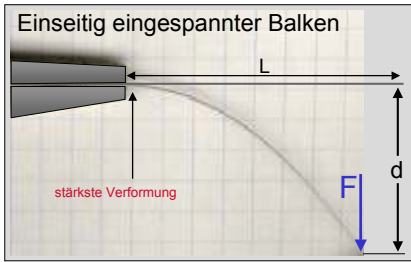


$$F = 3 E I \frac{d}{L^3}$$

- ⚠ Die erzeugte **Kraft F** verhält sich proportional zum **Elastizitätsmodul E** des Drahtes.

d.h.: TMA (80 GPa) statt Stahl (200 GPa) ⇒ ca. 1/2 Kraft

◆ Biegung: Geometrieabhängigkeit



$$F = 3 E I \frac{d}{L^3}$$

⚠ Die erzeugte Kraft F verhält sich umgekehrt proportional zur 3. Potenz der Drahtlänge L .

d.h.: Verdoppelung der Länge \Rightarrow 1/8 der Kraft

◆ Biegung: Geometrie, runder Draht



$$F = 3 E I \frac{d}{L^3}$$

Flächenträgheitsmoment

$$I = \frac{\pi r^4}{4}$$

r

⚠ Die erzeugte Kraft F verhält sich proportional zur 4. Potenz des Drahtradius r .

d.h.: Verdoppelung des Radius \Rightarrow 16-fache Kraft

◆ Biegung: Geometrie, rechteckiger Draht



$$F = 3 E I \frac{d}{L^3}$$

Flächenträgheitsmoment

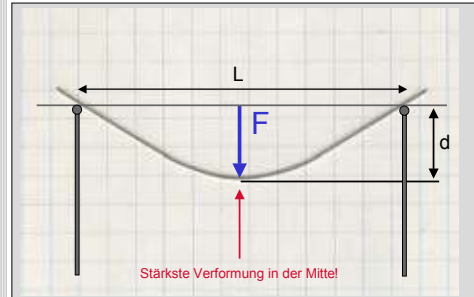
$$I = \frac{b h^3}{12}$$



⚠ Die erzeugte Kraft F verhält sich proportional zur 3. Potenz der Drahthöhe h und proportional zur Breite b .

d.h.: Verdoppelung der Höhe \Rightarrow 8-fache Kraft

◆ Dreipunkt-Biegeversuch



$$I = \frac{\pi r^4}{4}$$

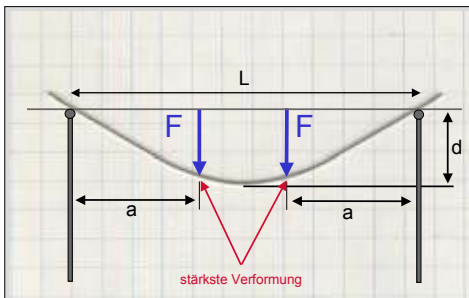
r

$$I = \frac{b h^3}{12}$$

h

⚠ $F = 48 E I \frac{d}{L^3}$ Recht nahe an der kieferorthopädischen Situation. Die Bogenenden liegen jedoch frei auf!

◆ Vierpunkt-Biegeversuch



$$I = \frac{\pi r^4}{4}$$

r

$$I = \frac{b h^3}{12}$$

h

⚠ $F = \frac{8 E I d}{L^2 a \left[1 - \frac{4}{3} \left(\frac{a}{L} \right)^2 \right]}$ Beachtung der Bracketbreite \Rightarrow Vierpunktbiegeversuch entspricht einer kieferorthopädischen Situation am besten. Die Last/Durchbiege-Formel ist recht kompliziert.

◆ Eigenschaften kieferorthopädischer Drähte

► Die Eigenschaften kieferorthopädischer Drähte können nach den Formeln berechnet und verglichen werden.



► Aus den Formeln werden Merkgelungen hergeleitet, in die die Drahtgeometrie und die Materialeigenschaften eingehen.

► Grundlage ist die ‚einfache‘ Formel der 3Pkt.-Biegung:

$$F = (48 E \cdot I) \cdot (D/L^3)$$

◆ Biegung: Merkgeln

Die erzeugte Kraft F ist proportional

- ▶ zu $\frac{1}{L^3}$ Verdoppelung von L : $1/8 F$
- ▶ zu r^4 r  Verdoppelung von r : $16 F$
- ▶ zu bh^3 h  Verdoppelung von h : $8 F$
- ▶ zum Elastizitätsmodul E des Drahtes

◆ Beispiele / Schlussfolgerung

- 1.) Reduktion des Drahtquerschnitts
 - ▶ Geht man von einem **0.016"-Runddraht** auf einen **0.014"-Draht** über, so reduziert sich die Kraft um einen Faktor $(16/14)^4 = 1,7$ (nicht viel).
 - ▶ Bei einer **Halbierung** des Querschnitts reduziert sich die Kraft dagegen drastisch um einen Faktor **16!** Dies geht aus Stabilitätsgründen aber nicht. Zudem verliert man die Kontrolle über das Bracket.

◆ Beispiele / Schlussfolgerung

2.) Eine **Drahtverlängerung wäre effektiver**, hat aber auch Grenzen!

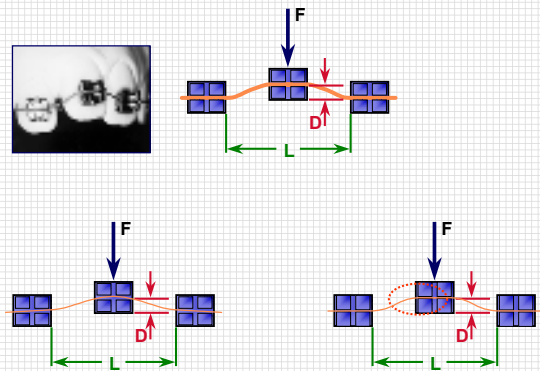
Verlängert man den Abstand zwischen den beiden Stützpunkten, so reduziert sich die Kraft mit L^3 .

Möglichkeiten:

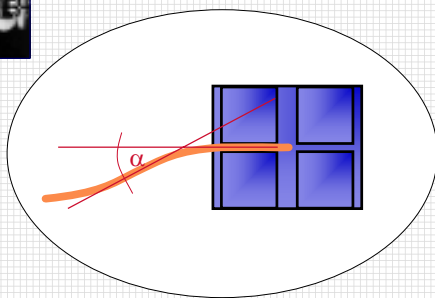
- ▶ **Auslassen eines Brackets**
- ▶ **Sehr schmale Brackets**

Bsp.: Bei Verdoppelung der Drahtlänge reduziert sich die Kraft um einen Faktor 8.

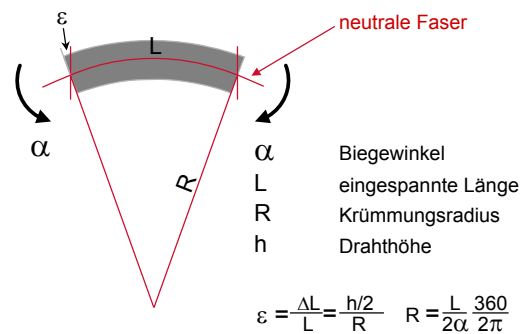
◆ Dünne Drähte in engen Slots?



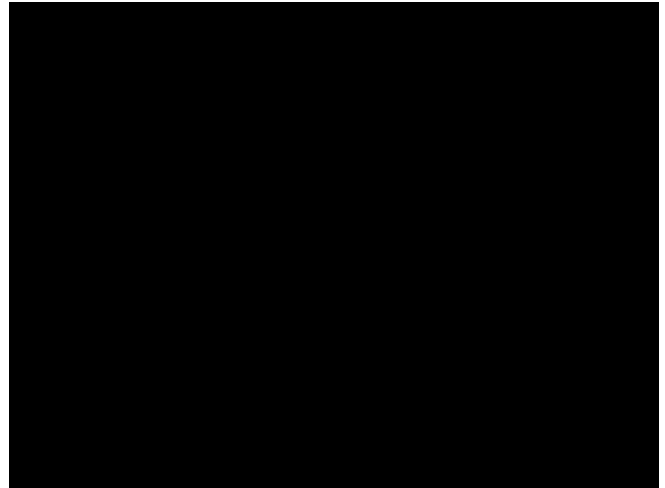
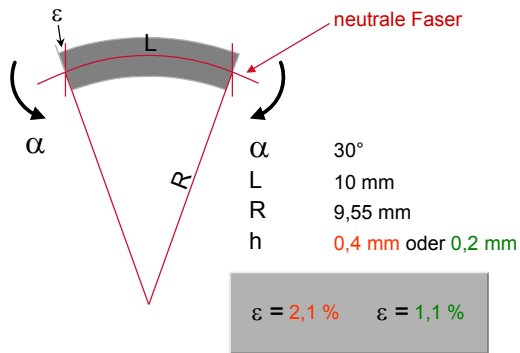
◆ Dünne Drähte in engen Slots?



◆ Stärkste Dehnung im Draht: Oberfläche!



◆ Stärkste Dehnung im Draht: Oberfläche!



◆ Übersicht

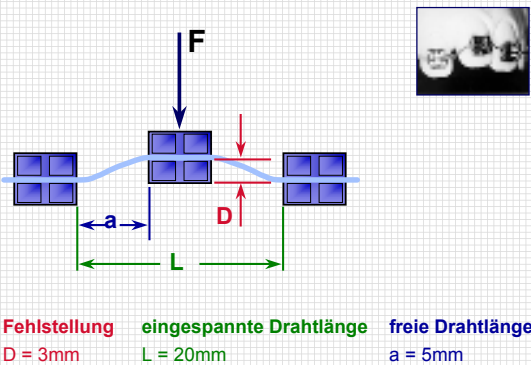
Charakteristische Eigenschaften kieferorthopädischer Drähte

- Stahldraht
- Kobalt-Chrom
- Titan-Molybdän
- 'klassische Alternativen'
- Nickel-Titan-Legierungen

◆ Beispiele anhand 1-er Extrusion



◆ Berechnung der extrudierenden Kraft



◆ Mechanische Eigenschaften von Edelstahl

Stahldrähte haben den größten Anwendungsbereich. Neben Drähten werden auch Brackets, Bänder, Schrauben und weitere kieferorthopädische Produkte aus verschiedenen Edelstählen hergestellt.

	E-Modul [GPa]	El.-grenze [N/mm ²]	Bruchdehnung [%]	Bruchdehnung [%]
weich	180	280	0,2	50
hart	200	1050	0,6	6
federhart	230	1450	0,7	1

◆ Extrudierende Kraft bei hartem Edelstahl

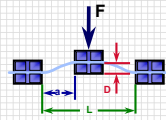
Vierkantdraht .016"x.022":

F = 11,2N



Runddraht .016":

F = 4,8N



Fehlstellung **eingespannte Drahtlänge** **freie Drahtlänge**
 D = 3mm **L = 20mm** **a = 5mm**

◆ Kobalt-Chrom (CoCr)

Die Legierung **Kobalt-Chrom** wurde zur Herstellung von Federelementen entwickelt (ursprünglich in der Uhrenindustrie).

Sie erlaubt **große plastische Deformationen**. Es bietet sich die Möglichkeit einer anschließenden Wärmebehandlung an, um die elastischen Eigenschaften von Stahl zu erzielen.

◆ Mechanische Eigenschaften von CoCr

Kobalt-Chrom weist im vergüteten Zustand einen **sehr hohen E-Modul** auf, bei ansonsten mit hartem Edelstahl vergleichbaren mechanischen Eigenschaften. Die erzeugten Kräfte sind demzufolge nochmals höher als beim Stahldraht.

	E-Modul [GPa]	El.-grenze [N/mm ²]	Bruchdehnung [%]
	240	1000	0,4
			2

◆ Extrudierende Kraft bei CoCr

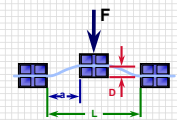
Vierkantdraht .016"x.022":

F = 13,4N



Runddraht .016":

F = 5,8N



Fehlstellung **eingespannte Drahtlänge** **freie Drahtlänge**
 D = 3mm **L = 20mm** **a = 5mm**

◆ Titan-Molybdän (TMA)

Die Legierung **Titan-Molybdän** wurde von Burstone 1980 in die Kieferorthopädie eingeführt:

Beta Titanium - a new orthodontic alloy.
 American Journal of Orthodontics, 77
 (1980) 121 - 132

Ergebnis einer ‚gezielten‘ Suche nach einer geeigneten Legierung.

◆ Mechanische Eigenschaften von TMA

TMA zeichnet sich durch einen **kleinen Elastizitätsmodul** und einer im Vergleich zu Stahl **hohen Dehn- grenze sowie Bruchdehnung** aus. Zudem wird Legierungen auf Titan-Basis eine **hohe Biokompatibilität** zugesprochen.

	E-Modul [GPa]	El.-grenze [N/mm ²]	Bruchdehnung [%]
	75	500	0,7
			30

◆ Extrudierende Kraft bei Einsatz von TMA

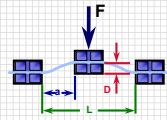
Vierkantdraht .016"x.022":

F = 4,3N



Runddraht .016":

F = 1,8N



Fehlstellung D = 3mm
eingespannte Drahtlänge L = 20mm
freie Drahtlänge a = 5mm

◆ Klassische Alternativen

Für die Reduktion von Kräften und Drehmomenten stehen drei Parameter zur Verfügung:

- ◆ **Drahtquerschnitt** (r^4 bzw. bh^3)
- ◆ **Drahtlänge** ($1/L^3$)
- ◆ **Elastizitätsmodul** (linearer Einfluss)

Bei gegebener Dimension des Bracketslots kann der Drahtquerschnitt jedoch nicht beliebig reduziert werden (Spiel des Bogens im Slot).

Auch die freie Drahtlänge zwischen den Brackets ist festgelegt.

◆ Strategien zur Reduktion der Kraftgröße

- ◆ Drahtlänge
- ◆ Drahtdurchmesser
- ◆ E-Modul

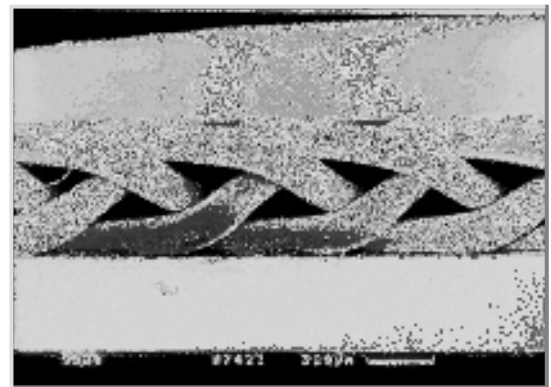
◆ Querschnittsformen

	rund	quadratisch	rechteckig
solide			
verseilt			
koaxial			

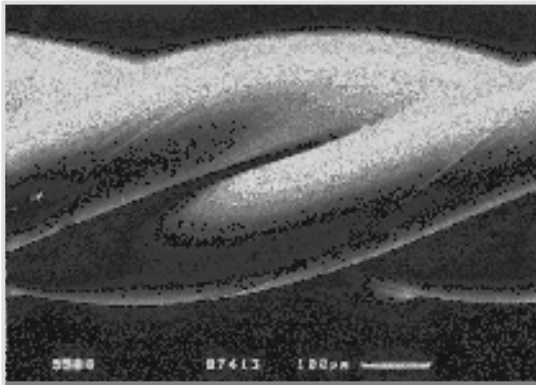
◆ Gebräuchliche Drahtdimensionen

▼	0.012"	0,30 mm
	0.014"	0,36 mm
	0.016"	0,40 mm
	0.017"	0,43 mm
	0.018"	0,46 mm
▼	0.016" x 0.016"	0,40 mm x 0,40 mm
▼	0.016" x 0.022"	0,40 mm x 0,57 mm
	0.017" x 0.025"	0,43 mm x 0,63 mm
	0.018" x 0.025"	0,46 mm x 0,63 mm

◆ Verseilter Rechteckdraht



◆ Verseilter Runddraht



◆ Extrudierende Kraft: verseilter Stahldraht

Runddraht .016", 3-fach:

F = 0,2N



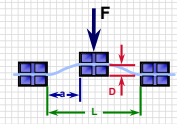
Runddraht .016", 5-fach:

F = 0,05N



Vierkantdraht .016"x.022":

F = 0,05N



Fehlstellung D = 3mm
eingespannte Drahtlänge L = 20mm
freie Drahtlänge a = 5mm

◆ Vor- und Nachteile verseilter Drähte

- Bei der Berechnung der extrudierenden Kraft, die ein verseilter Draht erzeugt, wird **nicht das Flächenmoment des Gesamtquerschnitts** berechnet.
- Es wird das **Flächenmoment einer Einzelfaser** berechnet und dieses mit der Zahl der Fasern multipliziert.
- Dadurch sinkt die Kraft stark ab.**

Flächenträgheitsmoment

$$I = \frac{\pi r^4}{4}$$

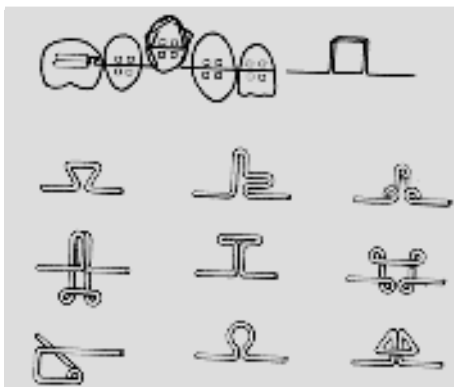
r

Verseilte Drähte zeigen bei ausgeprägten Fehlstellungen oft plastische Deformationen.

◆ Alternative: Loops oder Federelemente

- Eine **'Verlängerung'** des Drahtes ist durch das Einbiegen von Loops möglich.
- Dabei stehen für verschiedene **Fehlstellungen** jeweils spezielle **Modifikationen** zur Verfügung.
- Die **Kraftsysteme** dieser Loops sind aber nicht mehr direkt zu berechnen, sondern können nur **gemessen** oder mit Hilfe **numerischer Methoden** bestimmt werden.

◆ Drahtverlängerung durch Loops



◆ Drahtverlängerung durch Loops



◆ Drahtverlängerung durch Loops



◆ Eigenschaften orthodontischer Drähte

Ein idealer orthodontischer Draht sollte über folgende Eigenschaften verfügen:

- ◆ hohe Dehngrenze
 - ▶ dies erlaubt große Aktivierungen ohne plastische Deformation
- ▶ gute Kontrolle über die Zahnbewegung
- ▶ weniger Nachaktivierungen

◆ Eigenschaften orthodontischer Drähte

- ◆ kleiner Elastizitätsmodul
 - ▶ dadurch können bei reduzierten, weitgehend konstanten Kräften Drähte mit großem Querschnitt eingesetzt werden, was eine kontrollierte Zahnbewegung erlaubt
- ◆ hohe Bruchdehnung (Duktilität)
 - ▶ erlaubt die Herstellung von Federelementen
 - ▶ und das Einbringen von Aktivierungsbiegungen

◆ Orthodontische Nickel-Titan-Drähte



◆ Mechanische Eigenschaften von Nitinol

Der 'klassische' Nitinol wurde bereits 1971 von Andreasen und Hilleman vorgestellt (An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. J. Am. Dent. Assoc.). Nitinol zeichnet sich durch hervorragende elastische Eigenschaften aus, lässt sich aber nicht plastisch verbiegen.

	E-Modul [GPa]	El.-grenze [N/mm ²]	Bruchdehnung [%]	Bruchdehnung [%]
	40	500	8,0	12

◆ Extrudierende Kraft bei Nitinol

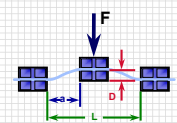
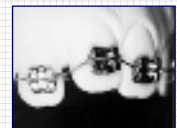
Vierkantdraht .016"x.022":

F = 2,3N



Runddraht .016":

F = 0,9N

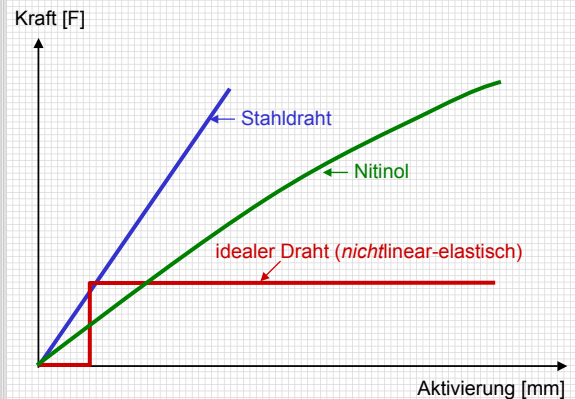


Fehlstellung $D = 3\text{mm}$ eingespannte Drahtlänge $L = 20\text{mm}$ freie Drahtlänge $a = 5\text{mm}$

◆ Mechanische Anforderungen

- ▶ Definierte Kraft- bzw. Drehmomentgröße
- ▶ Konstante Kraftabgabe
- ▶ Breiter elastischer Bereich (Arbeitsbereich)
- ▶ Hoher Energieinhalt (Resilienz)
- ▶ Nichtlineares Verhalten
- ▶ Fehlertoleranz

◆ Idealer Draht



◆ Eigenschaften von NiTi-Legierungen

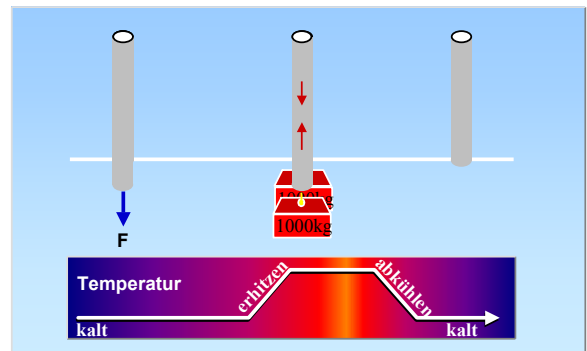
Phänomenologische Beschreibung

Nitinol, oder allgemein **Nickel-Titan**, gehört zu den **Formgedächtnis-Legierungen** (FGL) und weist zwei außergewöhnliche Eigenschaften auf:

- ▶ **Formgedächtniseffekt (FGE)**
- ▶ **Pseudoelastizität (oft auch Superelastizität)**

Beispiele: NiTi, NiTiCo, NiTiCu, NiTiFe, CuZn, CuZnAl, AuCd, FePt, FePd, FeNiCoTi

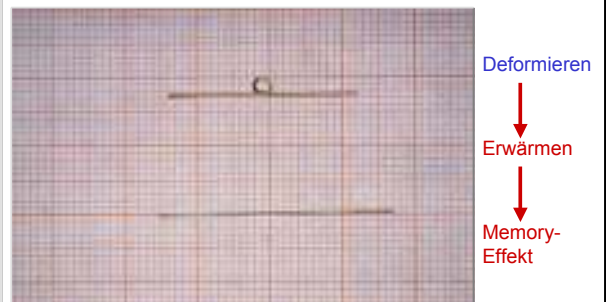
◆ Der Formgedächtnis-Effekt



◆ ... auch Memory-Effekt genannt

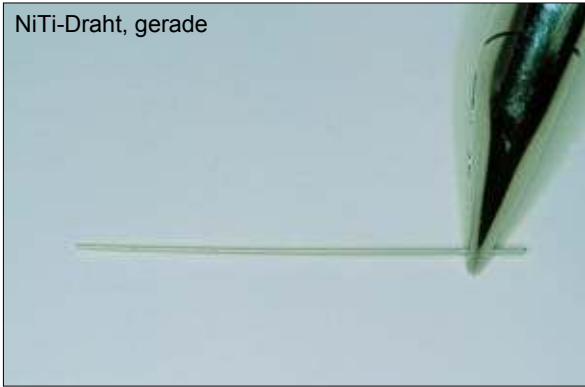
- ▶ Ein Draht aus einer Memory-Legierung kann bei einer niedrigen Temperatur stark (bis ca. 8%) gedehnt werden.
- ▶ Hängt man anschließend ein Gewicht an und erwärmt den Draht, so zieht sich dieser zusammen und zieht das Gewicht mit in die Höhe.
- ▶ So kann mit diesem Memory-Effekt Arbeit verrichtet werden.

◆ Der Formgedächtnis-Effekt



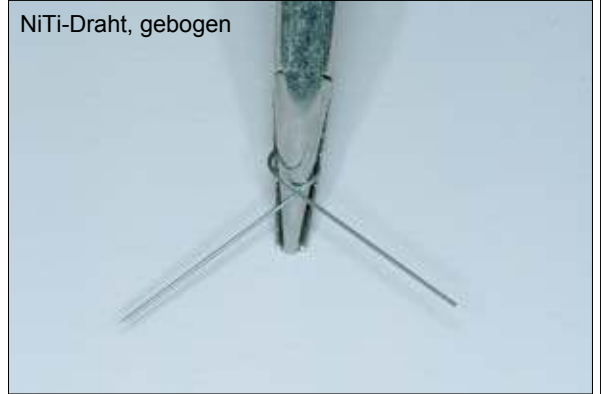
◆ Ein Experiment...

NiTi-Draht, gerade



◆ ... mit Knoff-Hoff...

NiTi-Draht, gebogen



◆ ... und Kaffee (oder Tee):



◆ Der Formgedächtniseffekt.



◆ Entdeckung des Formgedächtniseffekts an NiTi

- W.J. Buehler, J.V. Gilfrich, R.C. Wiley:
Effect of low-temperature phase changes on
the mechanical properties of alloys near
composition TiNi.
J. Appl. Physics. 34 (1963), 1475

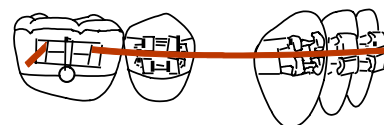
Nitinol

Nickel Titanium Naval Ordnance
Laboratory



◆ Memoryeffekt: kieferorthopädische Anwendung

- G.F. Andreasen, T.B. Hilleman:
An evaluation of 55 cobalt substituted **nitinol**
wire for use in **orthodontics**.
J. Am. Dent. Assoc 82 (1971), 1373

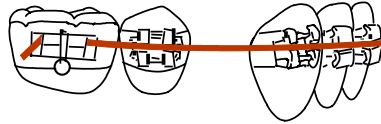


◆ Andreasens „use hypothesis“ (1972)

◆ NiTi-Draht bei Raumtemperatur

◆ Vorrecken → 8%

◆ Einsetzen



→ 18 N ←

20°

37°

◆ „Use hypothesis“

▶ Ein Nickel-Titan-Draht wird bei **Raumtemperatur** vorgereckt und anschließend eingesetzt. Bei **Erwärmung** ‚erinnert‘ er sich an seine Ausgangslänge und zieht sich zusammen.

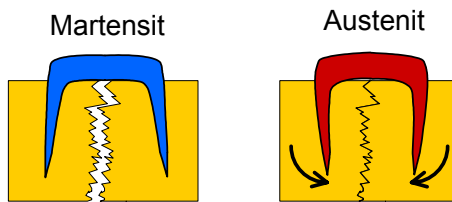
▶ **Probleme:**

Bis zum Einligieren darf sich der Draht nicht erwärmen.

▶ Sehr hohe Kräfte, auch wenn sich die angegebenen 18 N auf 14 Zähne verteilen.

◆ Anwendung des Formgedächtniseffekts

„Memory-Osteosynthese“

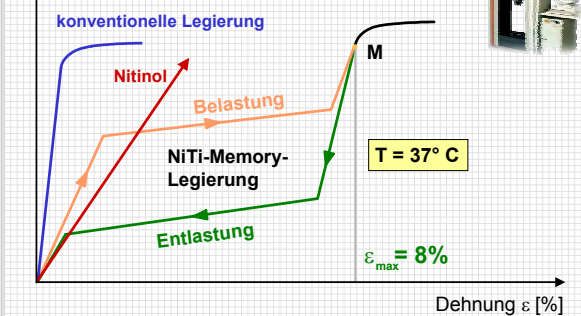


kalt

warm

◆ Die Pseudo-(Super-)elastizität

Spannung σ [MPa]



$\epsilon_{\max} = 8\%$

Dehnung ϵ [%]

◆ Pseudoelastizität, Superelastizität

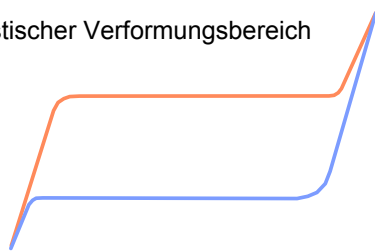
▶ Superelastizität bedeutet nicht nur „super“ elastisch

▶ nichtlineare, reversible (elastische) Verformung

▶ extrem großer elastischer Verformungsbereich

▶ hohe Resilienz

▶ Hysterese



◆ Kieferorthopädische NiTi-Drähte



◆ Eigenschaften pseudoelastischer Drähte

- ▲ Durch die **hohe Dehngrenze** von 8% haben Behandlungselemente aus NiTi-Legierungen einen **extrem weiten Aktivierungsbereich**.
- ▲ Die **Kraftsysteme** sollten bedingt durch die **Plateaus** nahezu **konstant** sein; bei **Entlastung** (kieferorthopädische Anwendung) sind die **Kräfte** durch die Hysterese **niedriger**.
- ▲ Pseudoelastische Drähte (Legierungen) weisen stets einen FGE auf. **Beide Effekte beruhen auf derselben kristallographischen Grundlage**. Die Formgebung ist dadurch schwierig.

◆ Hauptanwendungsgebiet

**Nivellierungsdrähte, die
möglichst**

kleine aber langwegige

Kräfte erzeugen.

◆ Nivellierung mit NiTi-Drähten

