

# Faserbasierte Implantate und Tissue Engineering

**Dr.-Ing. Dilbar Aibibu**

**Teilnehmer: MwDMB-9-VTM  
MwDMB-3-AVT**

---

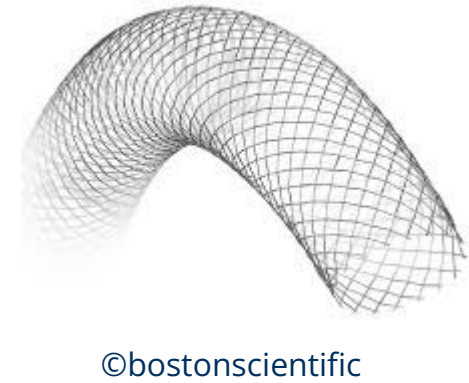
# Kapitel 3

# Werkstoffe

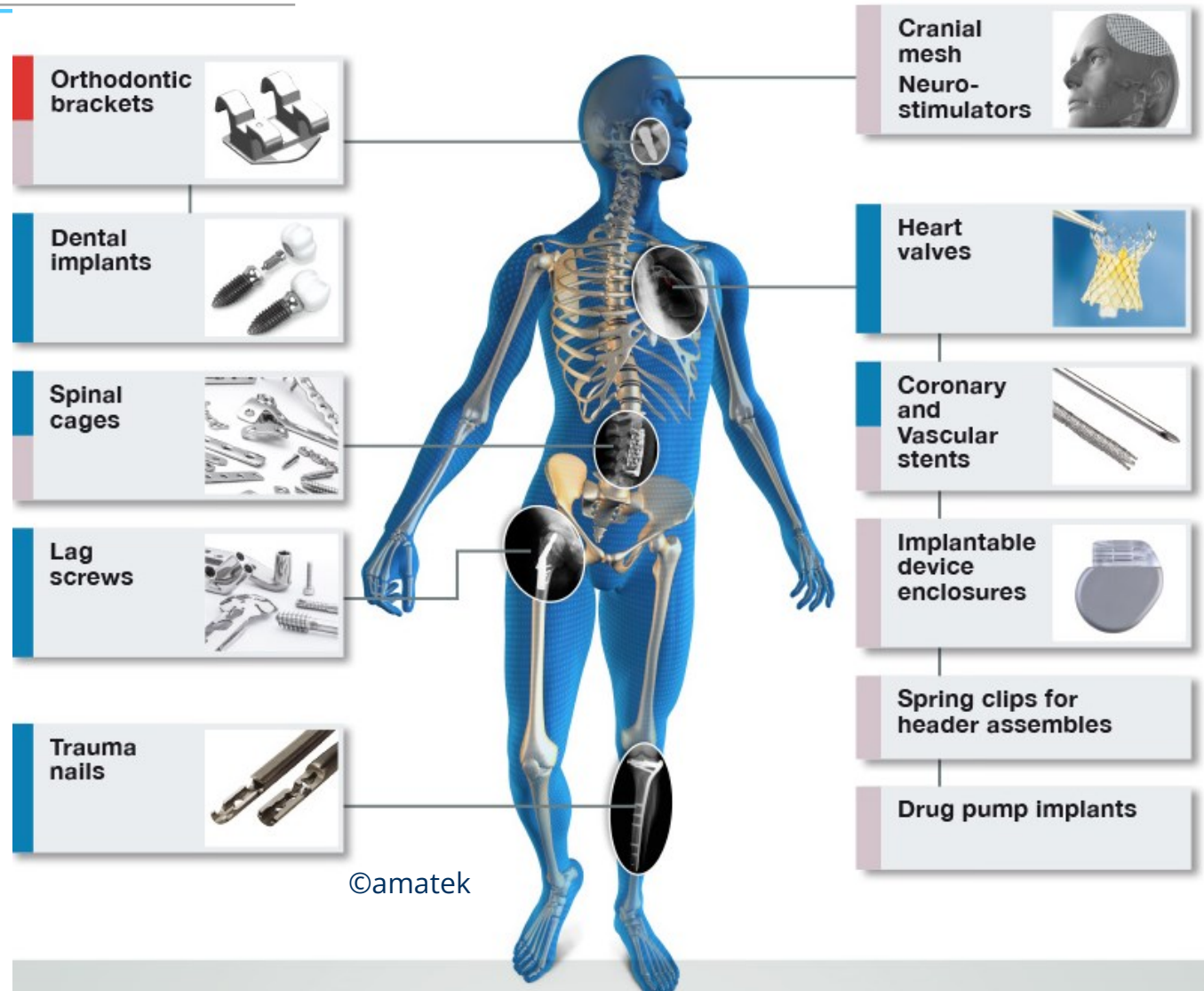
---

# 3.1 Metalle

# Metalle als Implantate

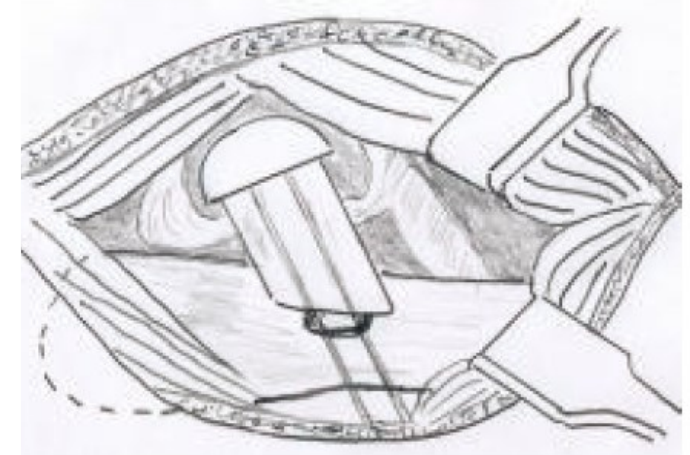


# Metalle als Implantate



# Geschichtlicher Überblick

Jahr	Entdecker/ Verfasser	Bemerkungen
1565	Petronius	Behandlung einer angeborenen Gaumenspalte mit einer Goldplatte.
17. Jhdt.	Hieronymus Fabricius	Verwendung von Eisen-, Gold- und Bronzedrähten bei der Wundnaht.
1775	Lapeyode/ Sicre	Erster Nachweis über den Gebrauch von Knochen- drähten.
1829	Levert	Wissenschaftliche Arbeit über die Verträglichkeit von Metallen im Körper. In dieser Arbeit wird gezeigt, dass Platin am wenigsten Irritationen verursacht, zudem wurde die Toxizität von Blei nachgewiesen.
1860-83	J. Lister	Entwicklung der Antisepsis. Erfolgreiche Durchführung von Operationen mit Silberdraht zur Fixation von gebrochenen Kniescheiben.
1886	H. Hansmann	Entwicklung der ersten Knochenplatte aus Stahl mit einem Nickelüberzug.
1893–1912	W.A. Lane	Entwicklung von Stahlschrauben und -platten für die Knochenbruchbehandlung.
1909	A. Lambotte	Entwicklung von Platten aus Al, Ag und Cu.



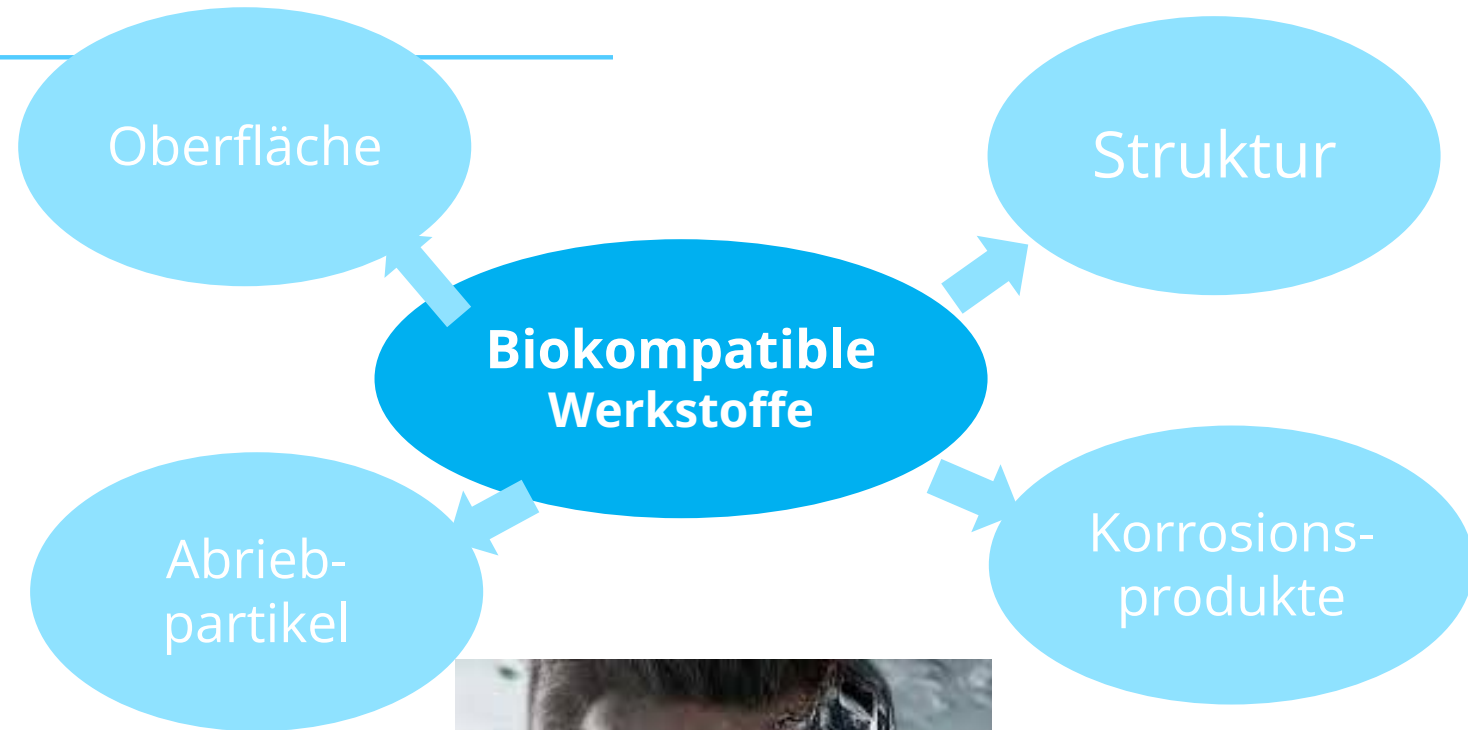
# Geschichtlicher Überblick

1912	W. O'Neil Sherman	Entwicklung einer Knochenplatte aus mit Vanadium legiertem Stahl hoher Festigkeit und Zähigkeit.
ab 1920	Krupp	Herstellung von CrNi-Stählen (CrNi188) und CrNi-Mo-Stählen (CrNiMo1810) brachte entscheidende Verbesserung der Korrosionsbeständigkeit.
1930	Erdle	Entwicklung einer CoCr-Legierung (Vitallium) und erste Anwendung als Gussprothese.
1936	C.S.Venable W.G. Stuck	Entwicklung einer Gusslegierung auf Kobalt- und Chrombasis, die erstmals im Dentalsektor unter dem Namen Vitallium® (Howmedica, Inc.) eingeführt wurde.
1938	P. Wiles	Erste Prothese für den totalen Hüftgelenkersatz.
1940–1950	Leventhal	Untersuchung von Tantal, Titan sowie von kaltverformbaren wolfram- und nickelhaltigen Kobaltlegierungen als Implantatwerkstoffe.
1946	J. und R. Judet	Erste unter biomechanischen Gesichtspunkten konzeptionierte Hüftprothese.
ab 1946	J. Cotton	Kommerzielle Herstellung von Titan und Titanlegierungen.
1960	Charnley	Entwicklung von modularen Hüftgelenkendoprothesen



# Biologische Anforderungen

- Annahme durch den Körper/Verankerung im Körper
- nicht thrombogen
- nicht toxisch, allergen, fibrogen oder karzinogen
- kein Abbau zellulärer Elemente (Hämolyse)
- keine Veränderung an Plasmaproteinen und Enzymen
- keine Gewebsnekrose



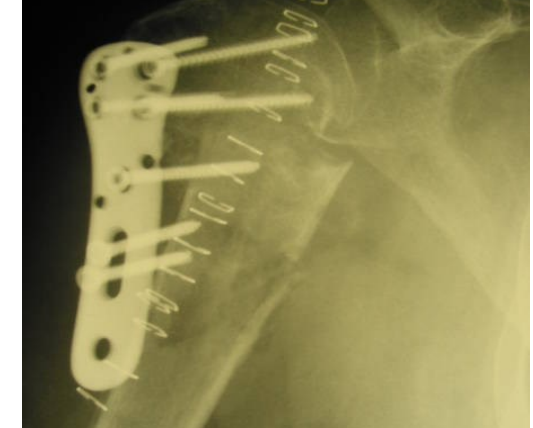
# Physikalische und chemische Anforderungen

---

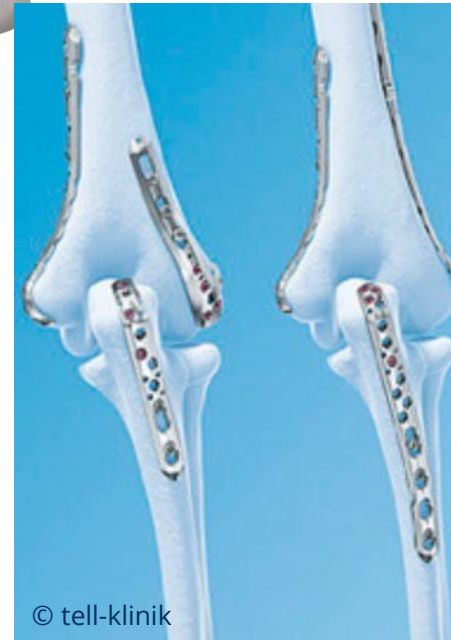
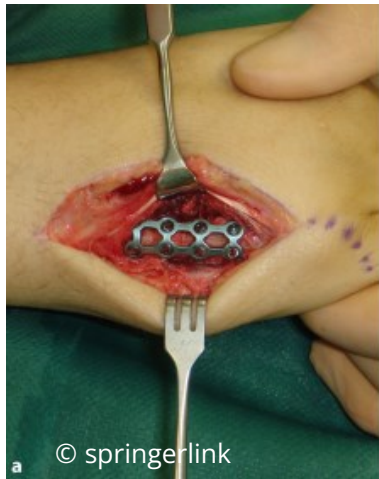
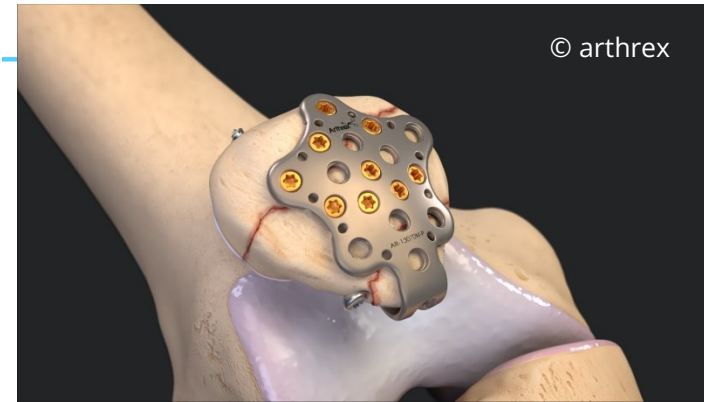
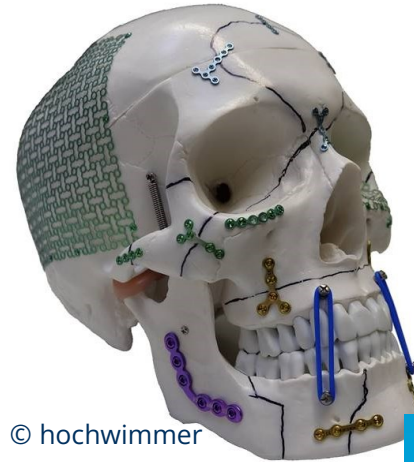
- korrosionsfest, degradationsfest und auslaugungsfest bei Kontakt mit Blut oder Körperflüssigkeiten
- mechanische Eigenschaften müssen den Anforderungen genügen (möglichst knochenähnliche Implantatsteifigkeit)
- Funktion übernehmen (Verschleiß, Ermüdung)
- Eine Regeneration lässt sich mit metallischen Werkstoffen nicht erreichen. Trotzdem müssen Implantate chemisch aggressivster Umgebung ohne Qualitätsverlust über teilweise sehr lange Zeiträume funktionieren.
- Mean Time to Failure (Zeit bis zum Ausfall)  $\geq$  Lebenserwartung des Patienten
- technische Verarbeitbarkeit
- preiswert

# Vorteile von Metallen

- **Anpassung an bestimmte Form** während der Operation:
  - z. B. Form von Osteosyntheseplatten an die Form des Knochens
  - ohne großen Aufwand, ohne Einbuße der Festigkeit
- **hohe Zugfestigkeit, Dauerfestigkeit**
  - abhängig von Konstruktion und Verarbeitung (Kerben, Inhomogenität, ...)
- **hohe Dehngrenze** → somit hohe Kriechbeständigkeit
- **Einstellbarkeit der mechanischen Eigenschaften**
  - chemische Zusammensetzung
  - z. B. Gefügehomoenisierung durch Cobalt und Nickel
  - Herstellverfahren (Guss, Sintern, ...)
  - Verarbeitungsverfahren (Kalt- bzw. Warmverformung)
  - Nachbehandlungsverfahren (Tempern) → Optimierung der Kristallgefüges von Gusslegierungen
- **Einfluss auf die Biokompatibilität**
  - Zusammensetzung

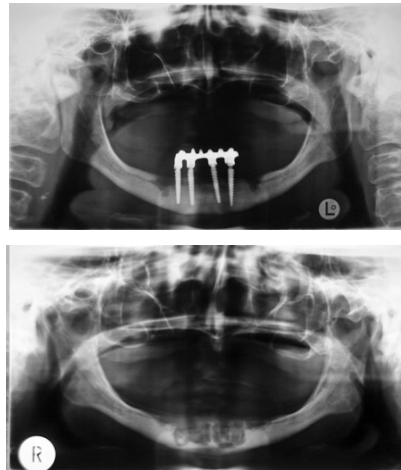
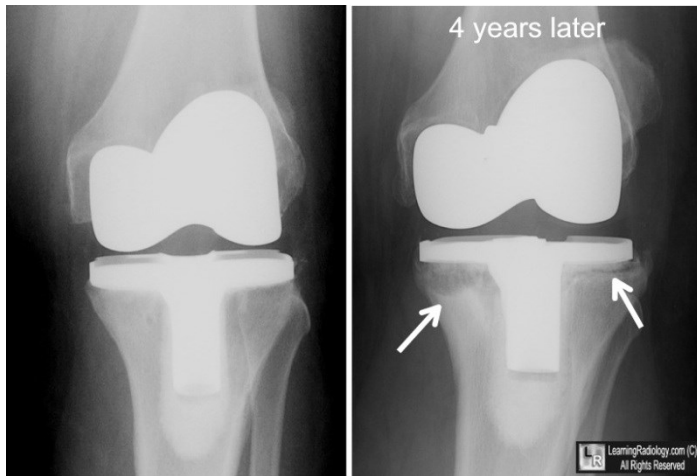


# Vorteile von Metallen

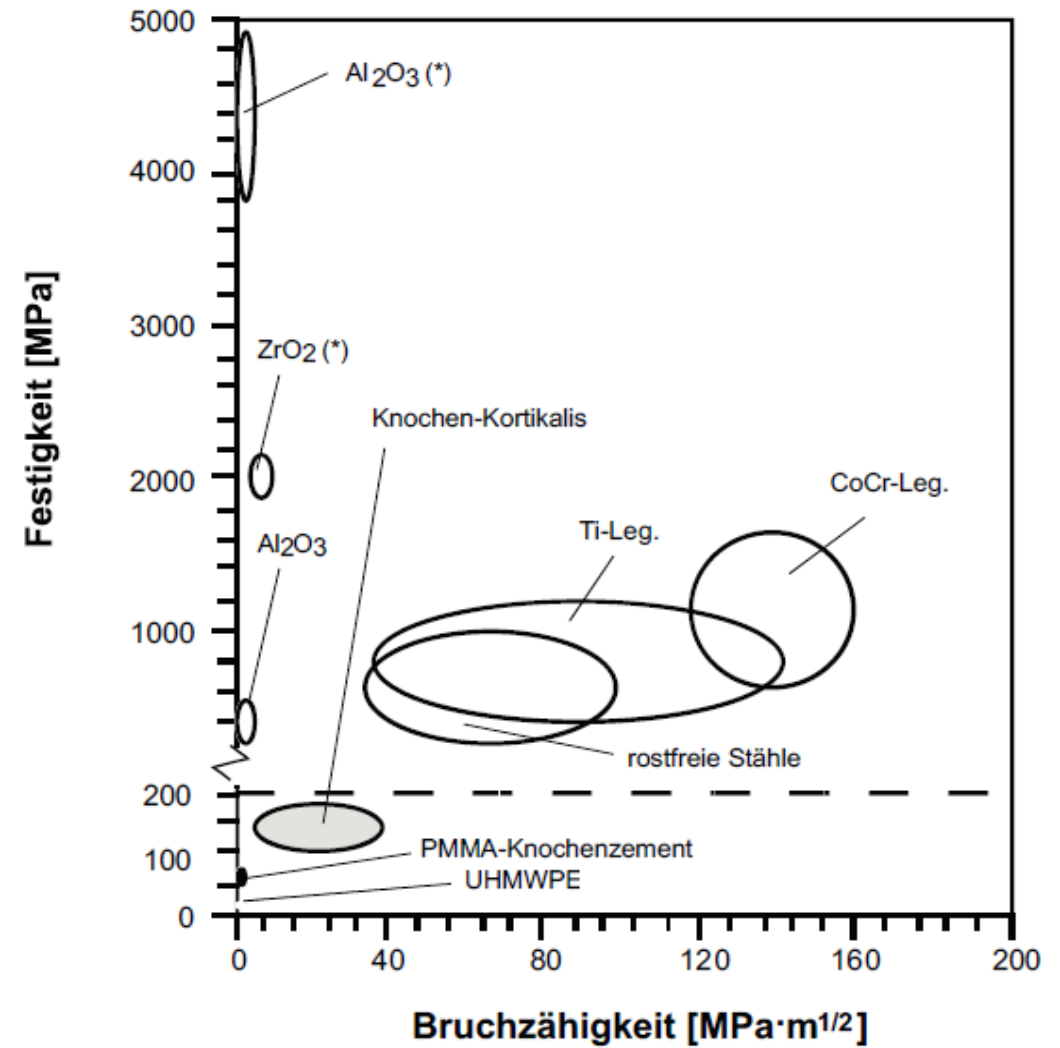
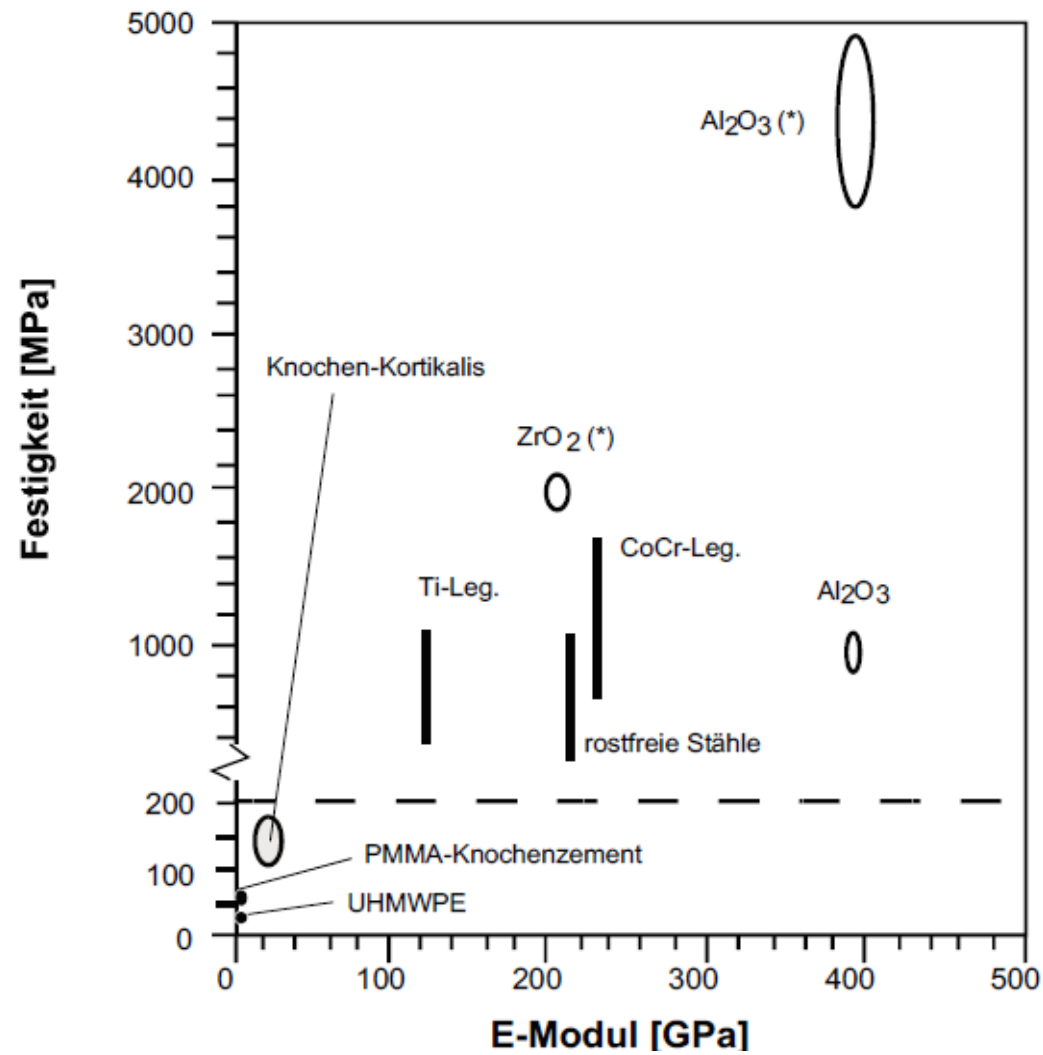


# Nachteile von Metallen

- erhebliche Differenzen bezüglich des E-Moduls zwischen Metallen
  - je steifer, desto mehr verändert der Knochen seine Struktur durch die Entlastung bzw. unphysiologische Belastung (**Stress Shielding**)
    - erneute Knochenbrüche nach Entfernung der Langzeitimplantaten
- dauernde Stressbelastung führt zu Nekrosen des umgebenden Gewebe
- übermäßige Belastung (z. B. durch punktuellen Druck)
  - Abbau des Knochens → Lockerung des Implantats
- **Korrosion in vivo**
- Allergien → Metallallergien, insbesondere Nickel
- operative Entfernung des Implantats nach der Knochenheilung



# Mechanische Eigenschaften



# Mechanische Eigenschaften

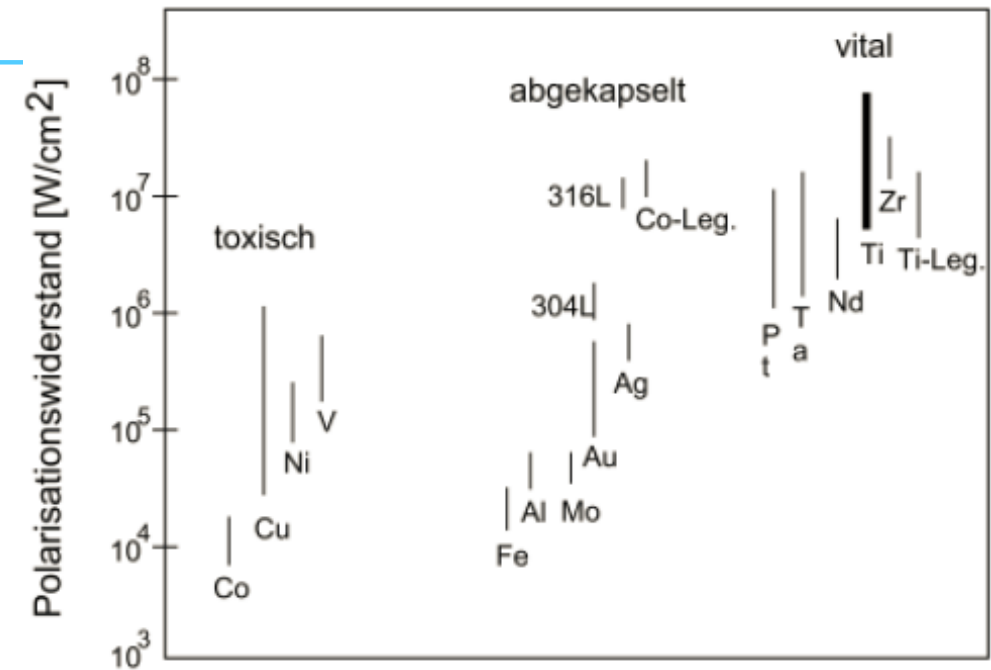
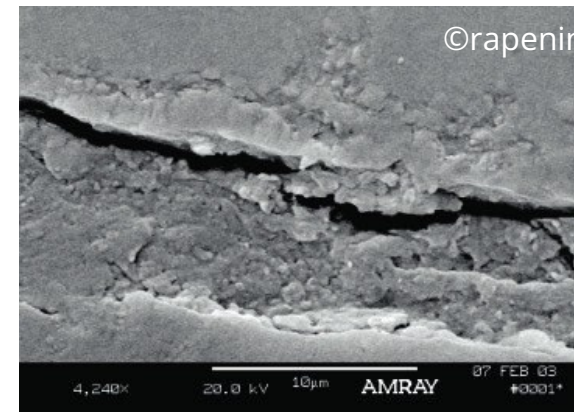
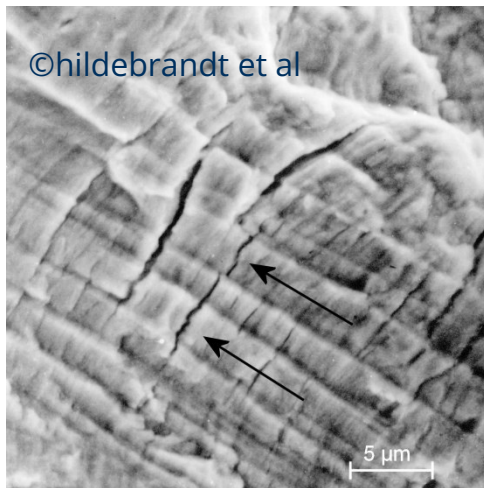
	FG [N/mm <sup>2</sup> ]	E [10 <sup>3</sup> N/mm <sup>2</sup> ]	FG/E [%]	(FG) <sup>2</sup> /E [10 <sup>6</sup> J/m <sup>2</sup> ]
Kortikaler Knochen	150	20	0,75	1,1
Kaltverformter rostfreier Stahl	730	190	0,38	2,8
Geschmiedete CoCrMo-Legierung	1000	230	0,43	4,3
Kaltverformtes cp-Titan (Grade 4)	690	105	0,66	4,5
Ti6Al4V	940	110	0,85	8,0
Ti5Al2,5Fe	915	110	0,83	7,6
Ti6Al7Nb	920	110	0,84	7,7

FG= Fließgrenze E= Elastizitätsmodul FG/E= zulässige Dehnung  
(FG)<sup>2</sup>/E= Arbeitsvermögen= Energiedichte

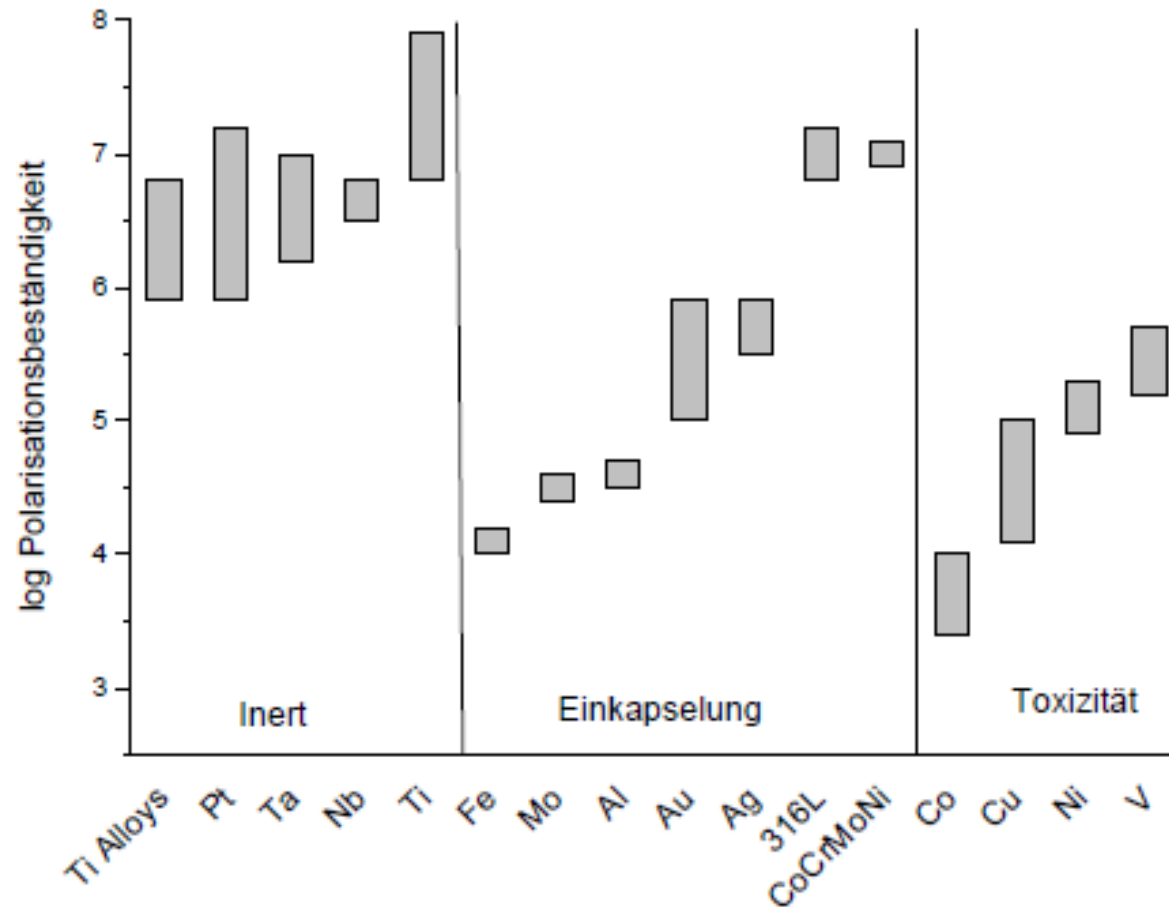
# Korrosion

## Beeinträchtigung der Körpergewebe durch Korrosion:

- Elektrische Ströme können das Verhalten von Zellen beeinflussen;
- pH und Sauerstoffpartialdruck können während der Korrosionsprozesses variieren, was zur Änderung der chemischen Umgebung führt;
- Die Freisetzung metallischer Ionen kann eine Veränderung des Zellmetabolismus zur Folge haben.



# Korrosion



- Inerte Metalle → keine Reaktion
- Durch Weichteilschicht abgekapselte Metalle
- Toxische Metalle → starke Reaktionen und Absterben von Zellen

# Metalle im Organismus

wichtige Spurenelemente	toxische Wirkung	beide Effekte (je nach Konzentration)	allergische Reaktion	krebserregende Wirkung
Zn, Cu, Mn, Mg, Ca, Na...	As, Pb, Hg, Be, Sr, Cr...	Cu, Co, Ni, Zn	Ni, Co, Cr...	Cr- Verbindungen, Ni-Sulfide, Ni-Oxide

## Toxikologie von Metallen

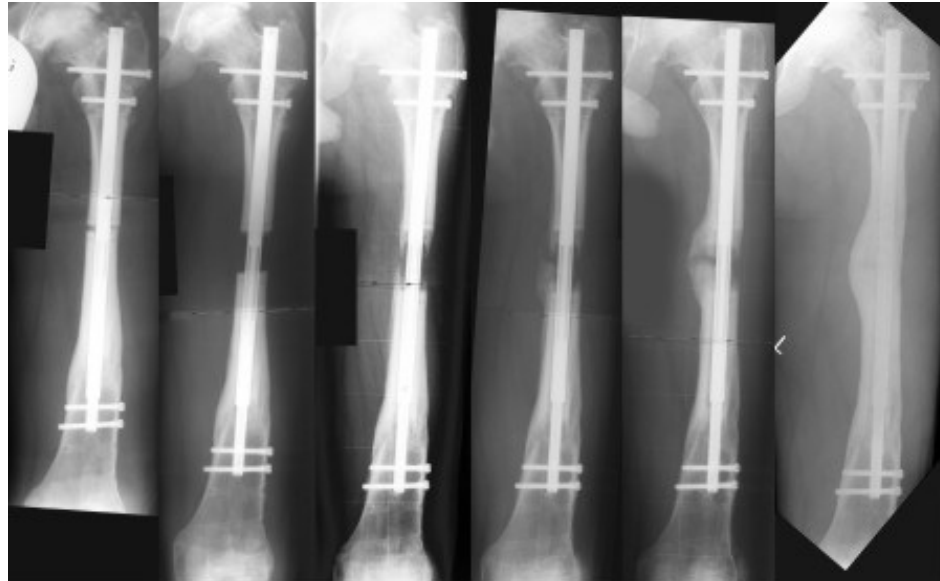
- Nickel: allergen, kanzerogen, Alzheimer, Kontaktdermatitis
- Vanadium: Bronchitiden, kanzerogen?
- Chrom: Schleimhautgeschwüre, Kontaktdermatitis, kanzerogen (Lungenkrebs)
- Aluminium: Osteomalazie, mikrozytäre Anämie, Enzephalopathie
- Beryllium: Metaldampffieber, toxische Pneumonie, Berylliose, kanzerogen im Tierversuch: Lungenkrebs

- Hauptsächlich **hochlegierter Stahl** mit
  - 17-20% Chrom, 12-14% Nickel und 2-4% Molybdän
  - **Austenitische Kristallstruktur**
- Niedriger Kohlenstoffgehalt (max. 0.03%)
  - verhindert die **Ausscheidung von Chromkarbid** an den Korngrenzen und
  - fördert Beständigkeit gegen interkristalline **Spannungsrissskorrosion**.
  - Erhöhung der Beständigkeit gegen interkristalline Korrosion durch Zulegieren von 2-4 Gew.% Molybdän
- **Duplexstähle** (25Cr-7Ni-4Mo-N):
  - höherer Molybdän- und Stickstoffgehalt als die austenitischen Stähle und
  - somit beständiger gegen interkristalline- und Spaltkorrosion.

# Stahl

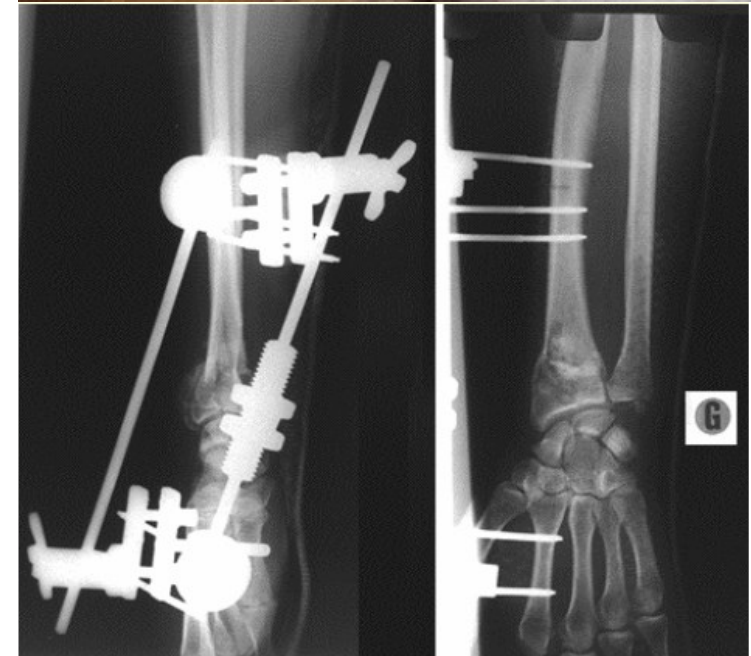
## Anwendungen

### Interne Fixationssystemen



- (+) hohe Festigkeit
- (+) gut geeignet für Kurzanwendungen
- (-) Anfällig auf Spannungskorrosion  
→verliert Festigkeit
- (-) Nickelallergie

### externe Fixationssystemen



# CoCrMo-Legierungen

---

- **CoCrMo-Gusslegierungen:** Ausscheidungen des Typs M<sub>23</sub>C<sub>6</sub> (Cr und Mo) in kubisch flächenzentrierten ⇒ hohe Abriebbeständigkeit
  - nachträgliches Diffusionsglühen (1220 – 1230°C, 1h) verbessert Zähigkeit (zu hohe Glühtemperaturen: **nachteiliger Effekt auf Festigkeit**).
- **CoCrMo-Schmiedelegierungen:** kleine Korngröße und feine Karbidverteilung.  
⇒ hohe Ermüdungsfestigkeit  
Anwendung: Hüftgelenk-Endoprothetik.
- **CoCrW<sub>Ni</sub>-Legierungen:** geringer Kohlenstoffgehalt ⇒ feinkörniges einphasiges Gefüge  
Anwendung: Endoprothesen und chirurgische Instrumente
- **CoNiCrMo-Legierungen:** kubisch-flächenzentriertes Gefüge ⇒ hohe Festigkeit und Zähigkeit.  
Genügt nicht den Anforderungen an die **Verschleißbeständigkeit** für Endoprothesen-Kugeln ⇒ lediglich Schäfte. (Kugeln werden aus CoCrMo-Gusslegierung hergestellt und verschweißt.)

# CoCrMo-Legierungen

Hüftkopf



©ohst

Hüftschaft



©ohst

Kniegelenk-Tibia-tray



1-7#

Material: CoCrMo

Kniegelenk, Femur



145° Flexion/PS  
Material: CoCrMo  
+ Imported PE

Femoral 1#-9#  
Tibial 1#-7#  
Pad 1/2/4/6#



© 2012 courtesy of Smith & Nephew

©smith&nephew

- (+) hohe Festigkeit
- (+) langzeitstabil
- (+) relativ verschleißfest
- (-) Freisetzung der Co, Cr und Ni-Ionen bei Einsatz in Reibsystemen

# Titan-Legierungen

---

- **Reines Titan** (commercially pure **(cp) titanium**)
  - cp Titan: unlegiertes Titan ( $\alpha$ -Titan mit hexagonal dichtest gepackter Kristallstruktur) mit geringer Konzentration an ***Verunreinigungselementen***
    - Kohlenstoff, Eisen oder Sauerstoff.
  - hoher Schmelzpunkt - Vakuumofen – Tiegellos
  - geringe Festigkeit, hohe Zähigkeit
- **Legierung TiAl6V4:**
- durch nachträgliche Wärmebehandlung  $\Rightarrow$  Zweiphasenlegierung mit gleichmäßiger Verteilung der Mischkristallphasen
  - erhöhte Festigkeit und
  - verbesserte Ermüdungseigenschaften im gegossenen Zustand nach der Abkühlung

# Titan-Legierungen

**Ziel der Legierung:** Verbesserung der mechanischen Eigenschaften und Steigerung der Korrosionsbeständigkeit

Legierung	Zugfestigkeit [MPa]	0,2 % Streckfestigkeit [MPa]	Bruchdehnung [%]
cp-Ti (Grade 2)*	241	172	24
Ti6Al7Nb	1115	929	13
Ti6Al4V	1076	940	15
Ti15Mo	874	544	21
Ti15Mo5Zr3Al	882	870	20

©Disigi

## **Technische Verwendung:**

Chemieindustrie, Nahrungsmittelindustrie, Papierindustrie, Schiffsbau, Luftfahrtindustrie

## **Vorteile:**

bioinert und bioaktiv, extreme Korrosionsbeständigkeit, selten Ionenfreisetzung, niedriger E-modul (80-120 GPa), hohe Dauerfestigkeit,

## **Nachteile:**

Schlechte Verschleißigenschaften

# Titan-Legierungen

Zahnimplantat



©edelweis

Hüftgelenkspfannen



©Zimmer

Hüftgelenkschaft



©Aesculap

gekoppelte Knieprothese



©Aesculap

Tibianadel



Schädelimplantate



©3d

Arthrodeseseplatte



©baumer

künstliches Herz



©inr-management

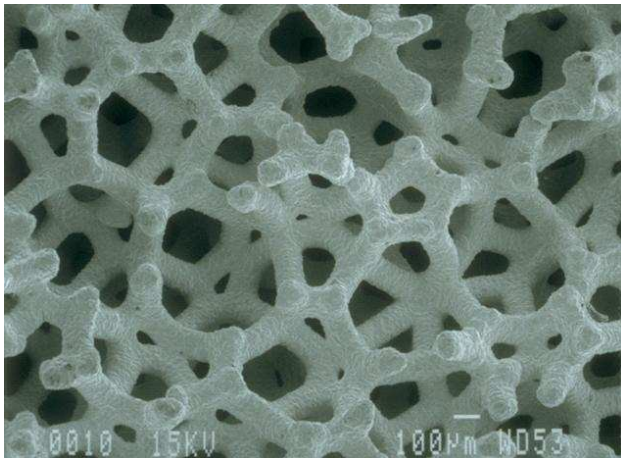
# Normen und Preise

Werkstoffe	Qualität	Norm		Preis für Rundmaterial 30 mm Ø €/kg
Stähle	X2 CrNiMo I8 I5 3	ISO 5832 – 1	ASTM F I38	10,20
	REX 734	ISO 5832 – 9	ASTM F I586	15,31
	P 2000	DIN 1.4452	-	20,41
Co-Basis- Legierungen	Co Cr28Mo6	ISO 5832 – 9	ASTM F I537	71,43
	CoNiCrMo	ISO 5832 – 6	ASTM F 562	66,33
	CoNiCrMoWFe	ISO 5832 – 8	ASTM F 563	66,33
Titan	Grade I – 4	ISO 5832 – 2	ASTM F 67	30,61
	TiAl6V4 (ELI)	ISO 5832 – 3	ASTM F I36	35,71
	TiAl6Nb7	ISO 5832 -11	ASTM F I295	40,82

	Dichte g/cm <sup>3</sup>
Titan	4,5
CoCrMo	8,3
316 (Stahl)	7,9

# Tantal

- platin-graues, hartes unedles Metall
- elastisch  $\Rightarrow$  walzbar und schmiedbar; Schmelzpunkt: 3017 °C
- sehr gute Biokompatibilität (bioaktiv)
- hoch Korrosionsfest (besser als Ti und Ti-Liegeungen)
- Tantalschaum hat ähnliche Eigenschaften wie Knochenkortikalis
- Extrem teuer – noch kaum Anwendung



Tantal/Titan Zahnimplantat



©Zimmer

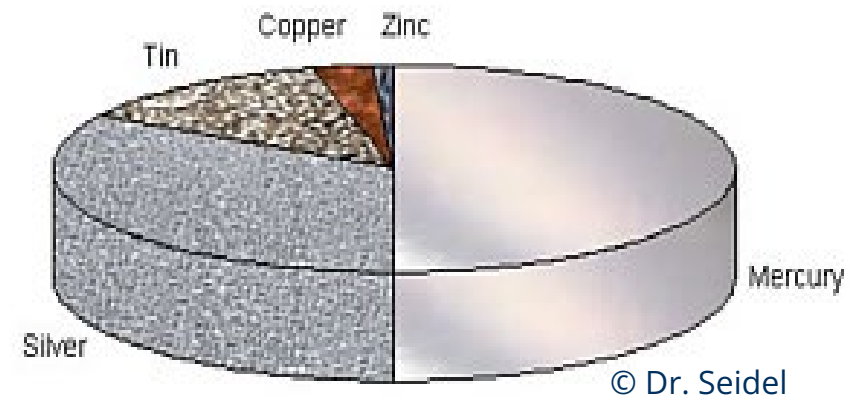
Tantalbeschichtete  
Bandscheibenimplantat



©empa

# Amalgam

- 1826 Entwicklung des Quecksilberamalgams durch Taveau in Paris
- 1840 Amalgamverbot wegen der dabei auftretenden Quecksilberdampfvergiftung
- 1855 Wiedergulassung
- 1926 Chemiker A. Stock aus dem Kaiser-Wilhelm-Institut warnt erneut vor Quecksilberamalgam ("Die Gefährlichkeit des Quecksilberdampfes und der Amalgame") und beschrieb 1939 die chronische Vergiftung infolge der Instabilität des Amalgams.
- 1985 Verbot des Amalgams im Ostblock und Amalgamverzicht in Japan
- 1997 Verbot in Schweden
- Aktuell Verbot in Österreich angekündigt



## Toxische Eigenschaften

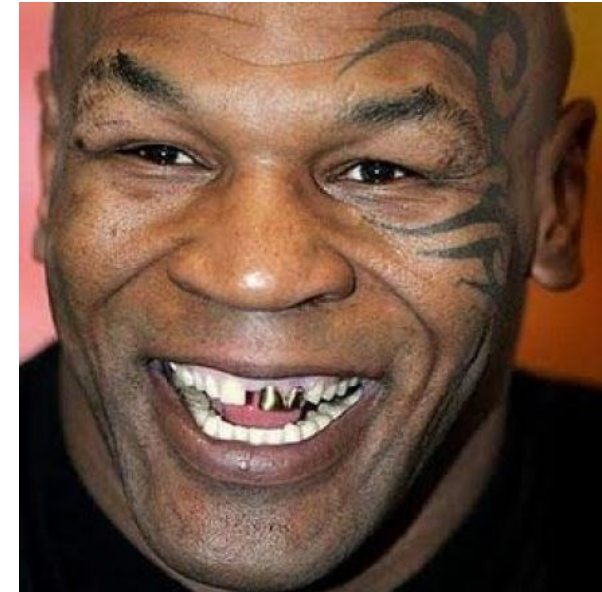
- Entstehung von Methylquecksilber (hochtoxisch mit schleichenden Symptomen)
- Quecksilber hindert Enzyme an wichtigen Stoffwechselprozessen, beispielweise an der Produktion von Energie und Hormonen.
- Quecksilber hemmt den Transport von wichtigen Mineralstoffen, verdrängt wichtige Spurenelemente und kann so zu körperlichen Funktionsstörungen führen.
- Das Schwermetall kann auch Bakterien gegenüber Antibiotika resistent machen.
- Quecksilber bildet freie Radikale, die die Entstehung von Krebs begünstigen und den Alterungsprozess beschleunigen.

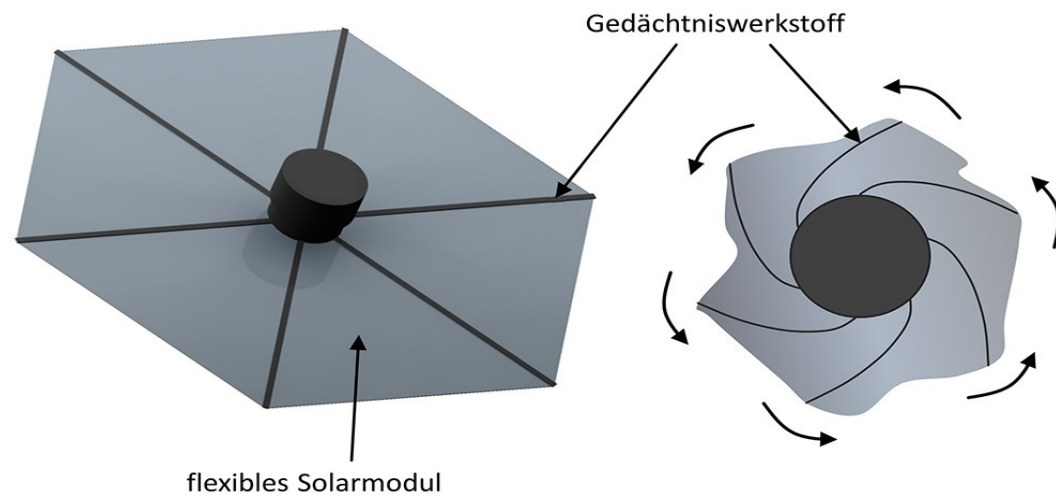
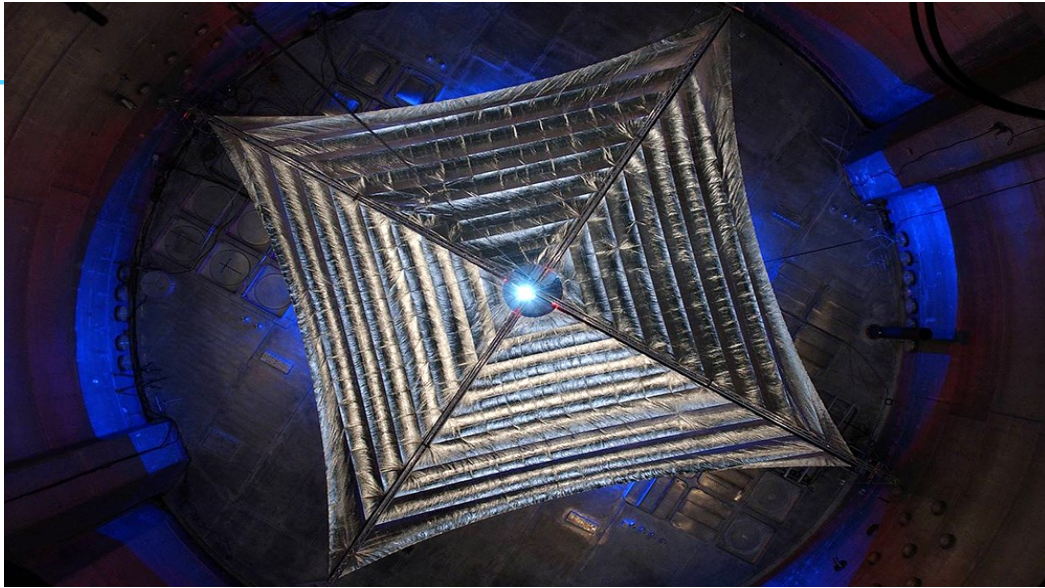
## Symptome:

- Autoimmunkrankheiten
- Gelenkserkrankungen
- Herz-Kreislauf-Erkrankungen
- Alzheimer
- Multiple Sklerose
- Depressionen

# Goldinlays

- Legierungen aus Gold, Silber, Platin, Kupfer, Palladium
- Sehr gut verträglich – bei Einsatz in der Mundhöhle
- Keine Korrosion
- Wird einzementiert
- Hohe Dichte
- Niedrige Festigkeit
- !Nie gemeinsam mit Amalgam – Kontaktkorrosion!





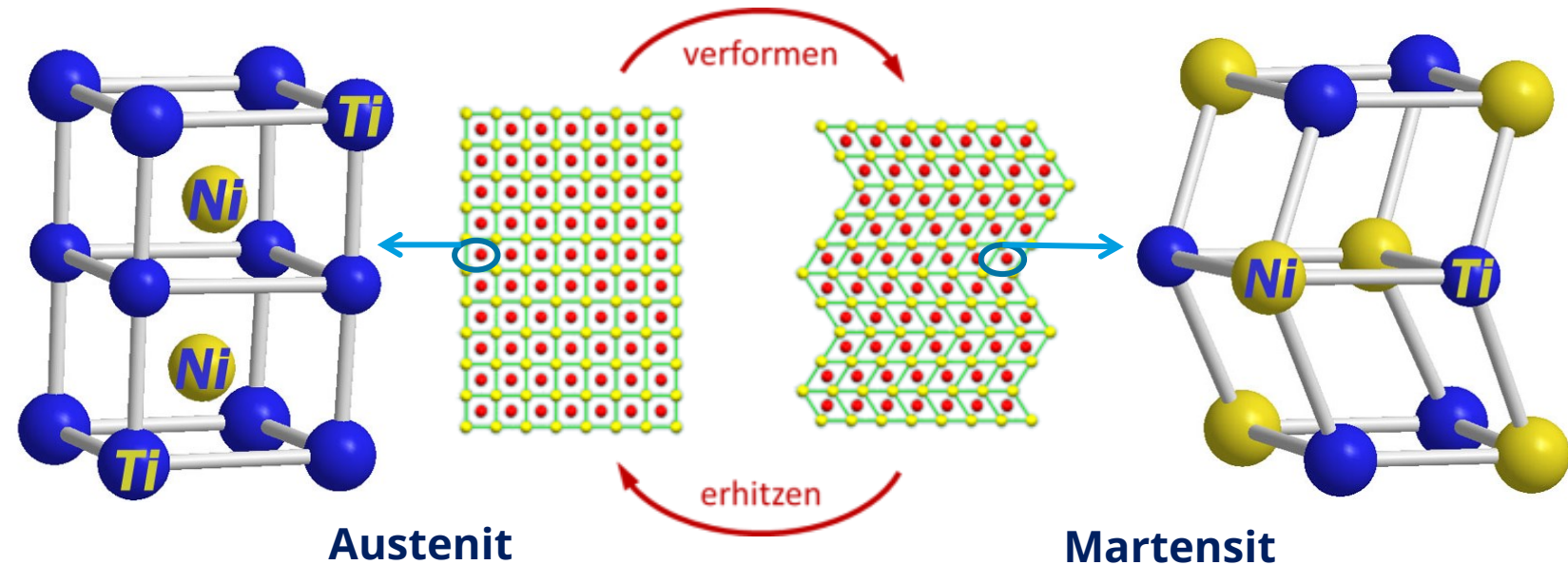
# Formgedächtnislegierungen

## Mechanismus

- Thermisch induzierte Phasenumwandlung ändert die Gefügestruktur
  - Spannungs-Dehnungs-Verhalten

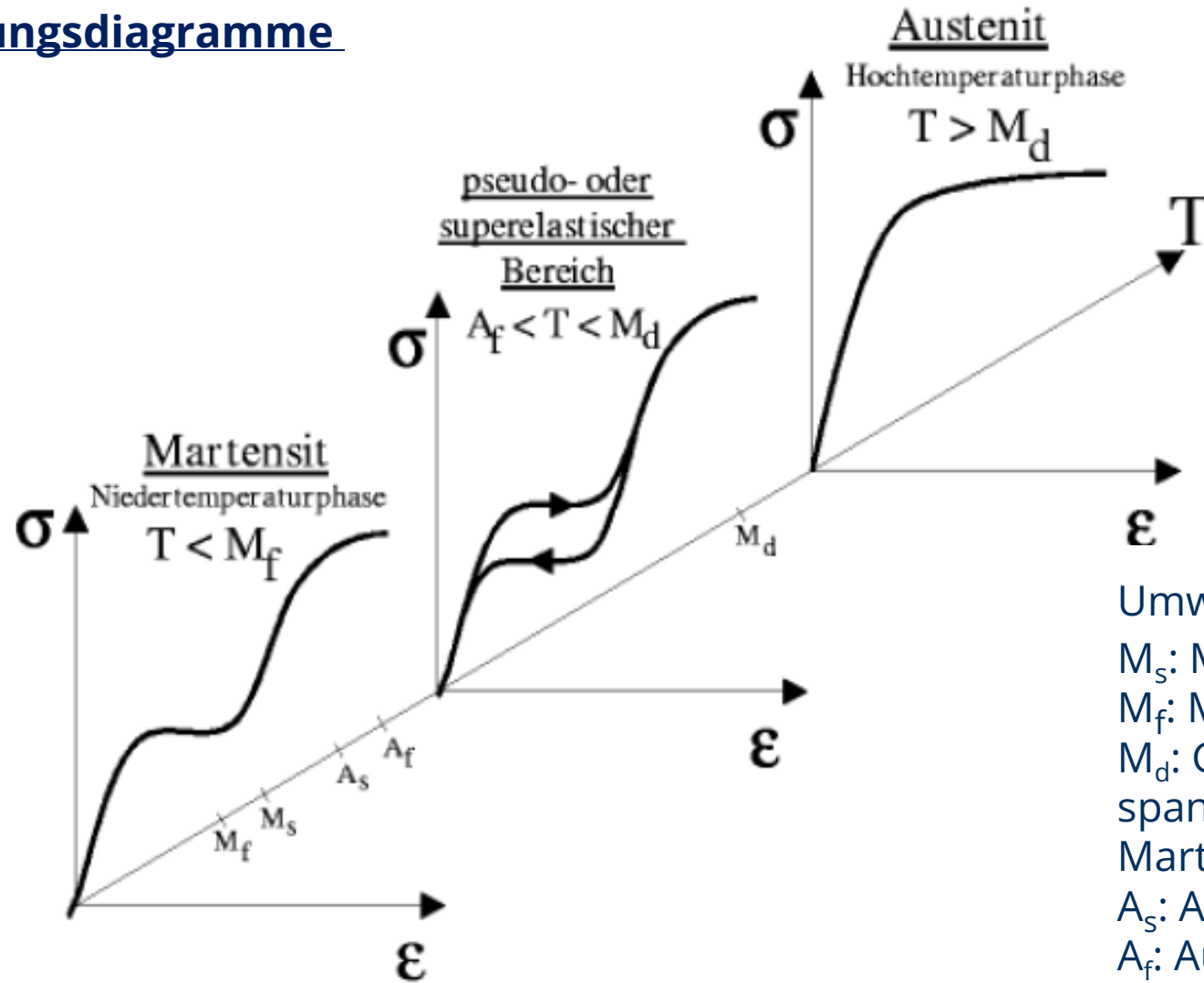
## Effekte:

- Pseudoelastizität: reversible 8% Dehnung
- Ein-Weg-Effekt: mechanisches Rückstellen beim Erhitzen
- Zwei-Weg-Effekt: Formänderung bei Erhitzen und Abkühlen



# Formgedächtnislegierungen

## Spannungs-Dehnungsdiagramme



Umwandlungstemperaturen  
 $M_s$ : Martensit-start  
 $M_f$ : Martensit-finish  
 $M_d$ : Grenztemperatur zur spannungsinduzierten Martensitbildung  
 $A_s$ : Austenit-start  
 $A_f$ : Austenit-finish

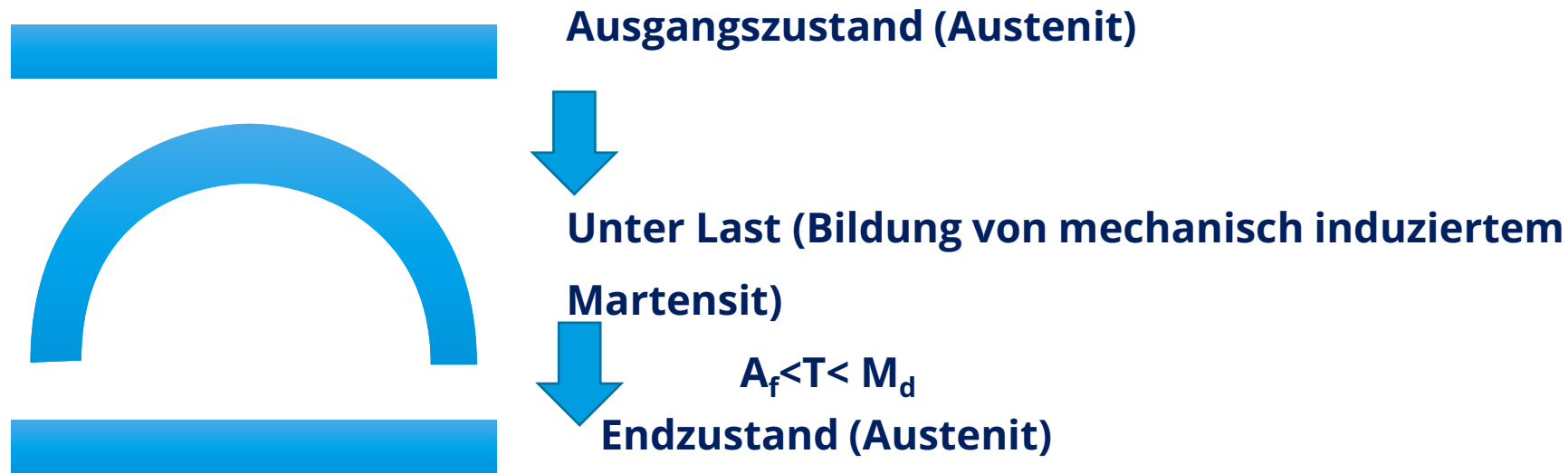
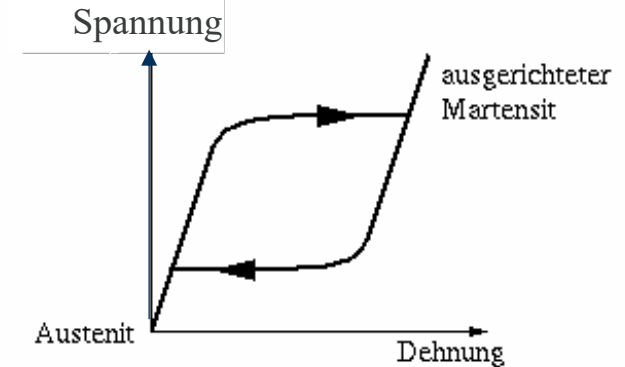
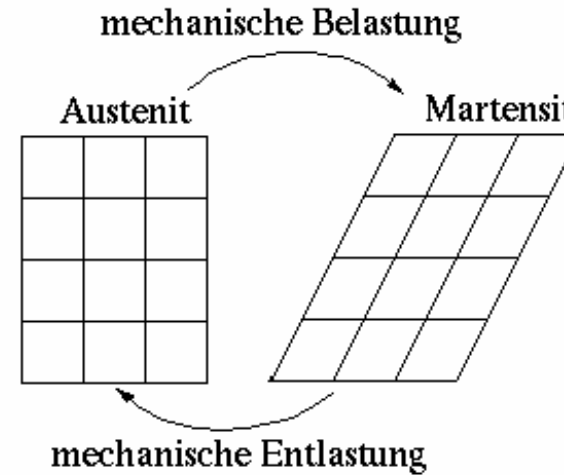
# Formgedächtnislegierungen

Eigenschaft	Einheit	Material		
		NiTi	Cu-Zn-Al	Cu-Al-Ni
Dichte	$[g/cm^3]$	6,4-6,5	7,8-8,0	7,1-7,2
Elektrische Leitfähigkeit	$[10^6 \cdot 1/\Omega m]$	1-1,5	8-13	7-9
Zugfestigkeit	$[N/mm^2]$	800-1000	400-700	700-800
Bruchdehnung	$[\%]$	40-50	10-15	5-6
Maximale $A_s$ -Temperatur	$[^\circ C]$	120	120	170
Maximaler Ein-Weg-Effekt	$[\%]$	8	4	5
Maximaler Zwei-Weg-Effekt	$[\%]$	5	1	1,2
Zulässige Spannung	$[N/mm^2]$	250	75	100
Verminderung des Effekts bei thermischen Zyklen	$[\%]$ [Anzahl]	kein Abbau 100 000	ca. 10% 10 000	ca. 10% 1 000

# Formgedächtnislegierungen

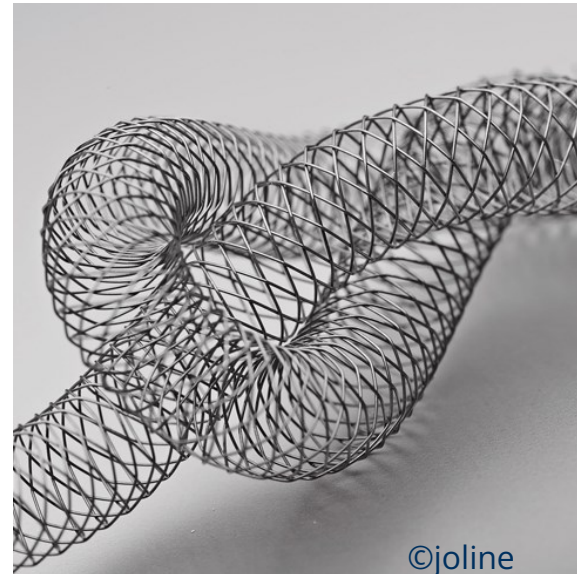
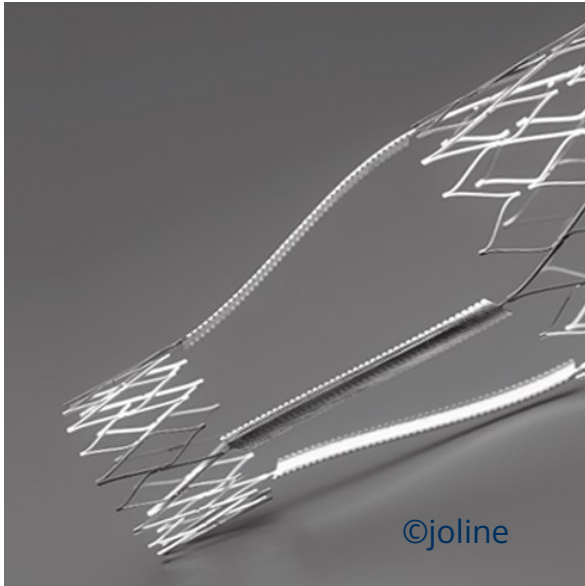
## Pseudoelastizität (Superelastizität)

Große elastische (reversible) Verformungen (Dehnung) bis zu 8 % durch spannungsinduzierte Bildung von Martensit.



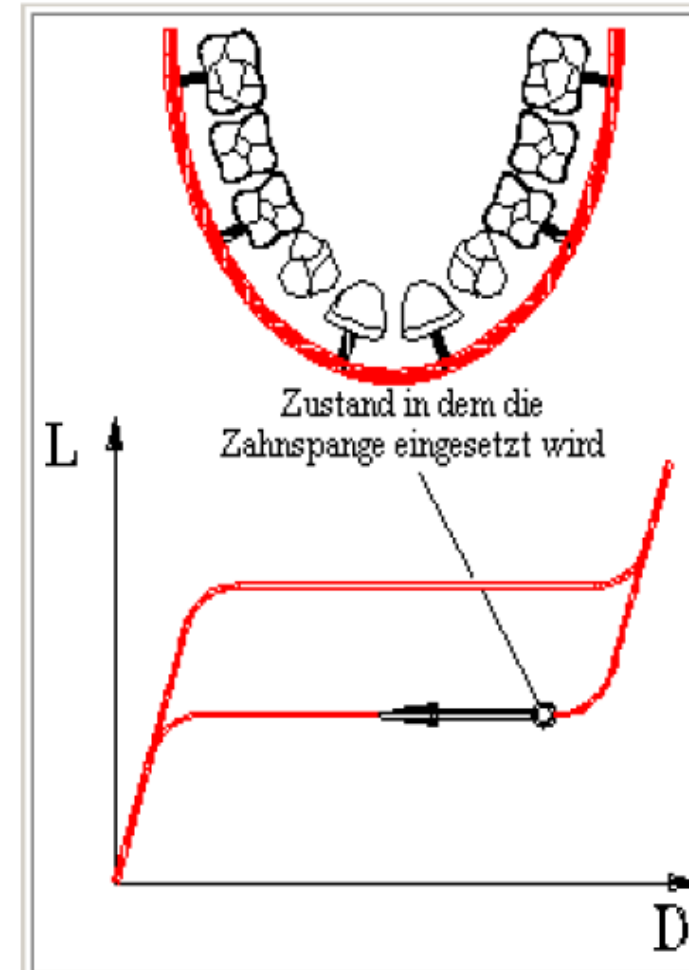
# Formgedächtnislegierungen

## Pseudoelastizität (Superelastizität)



# Formgedächtnislegierungen

## Pseudoelastizität (Superelastizität)

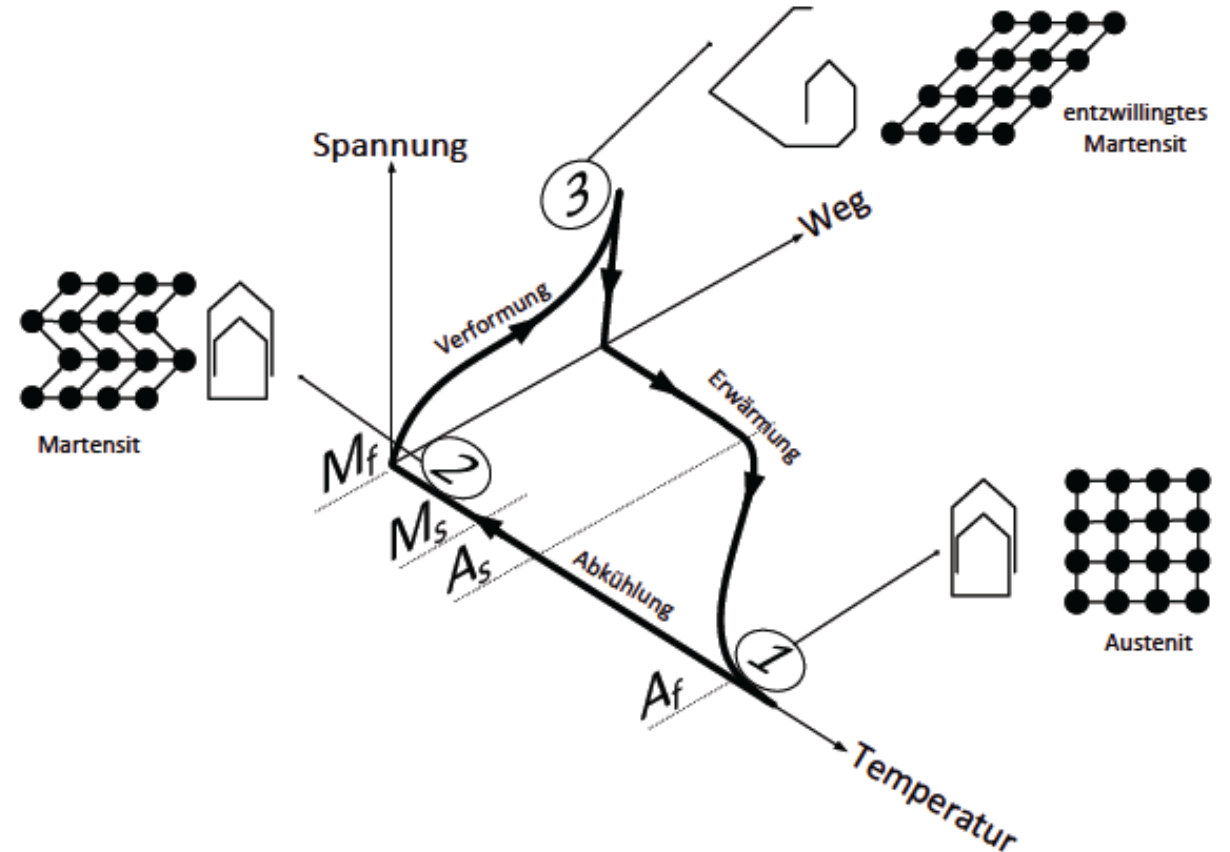
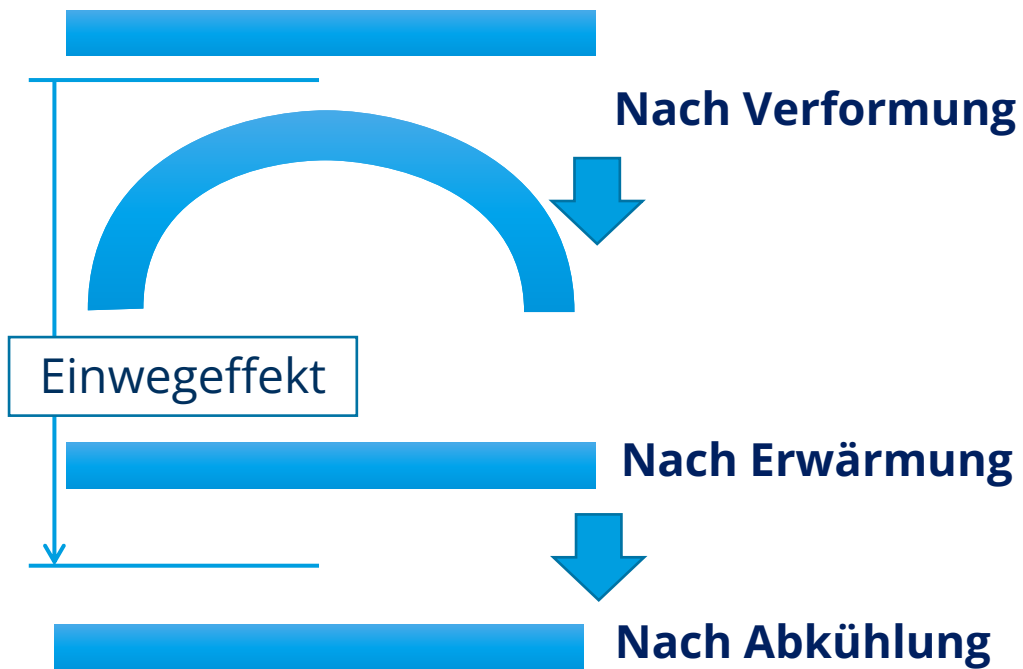


# Formgedächtnislegierungen

## Einwegeffekt

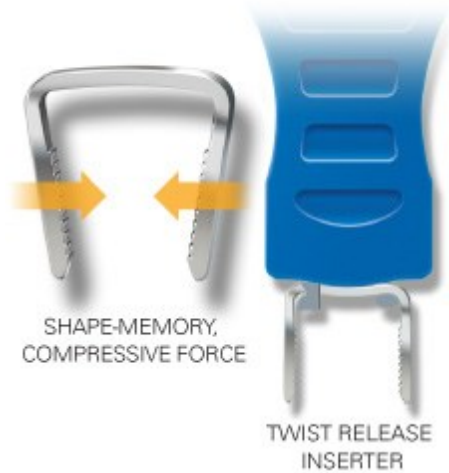
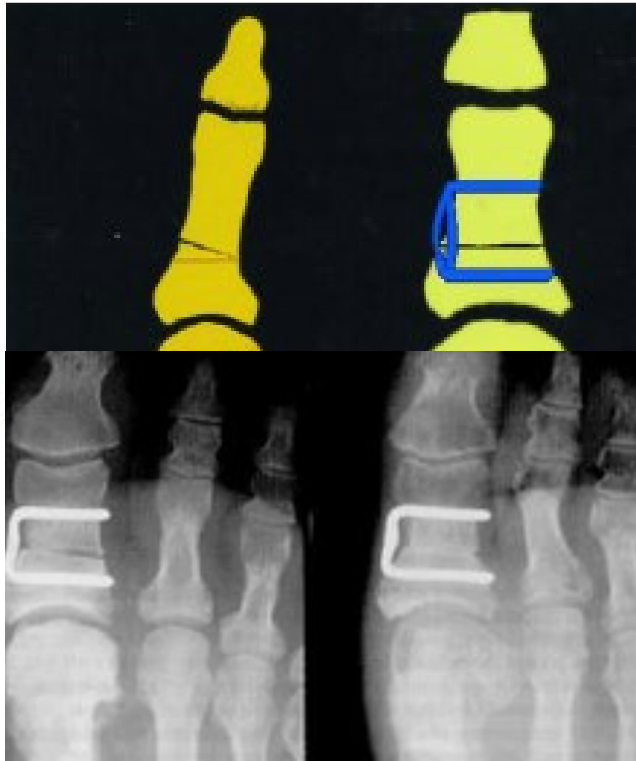
Erinnerung an die ursprüngliche Form beim Erwärmen nach einer starken Verformung durch eine reversible martensitische Phasenumwandlung

### Ausgangszustand (Austenit)



# Formgedächtnislegierungen

## Einwegeffekt



©IAW

A

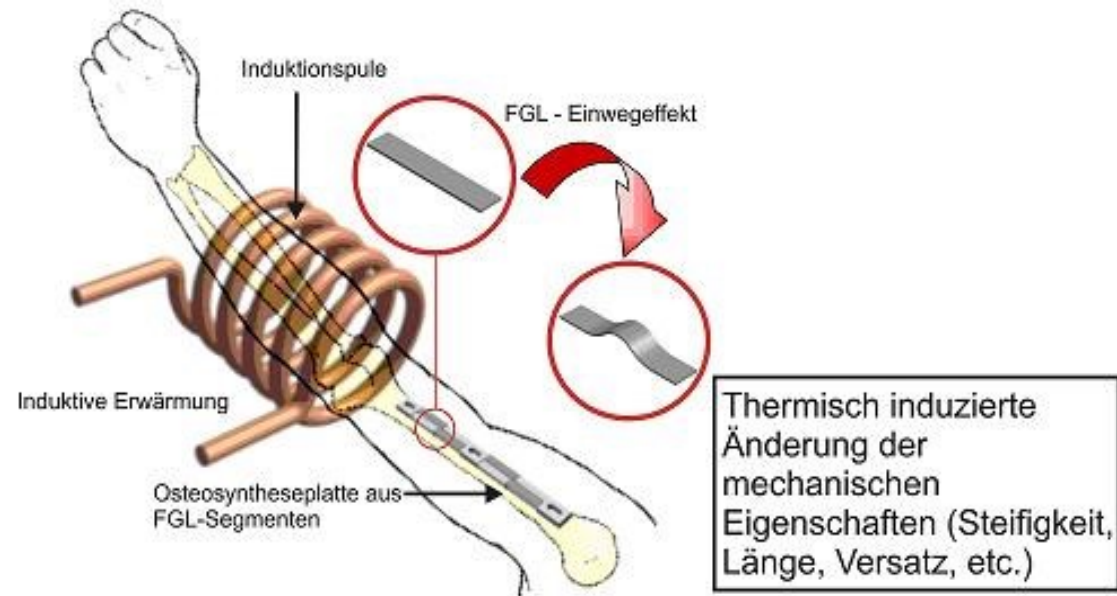
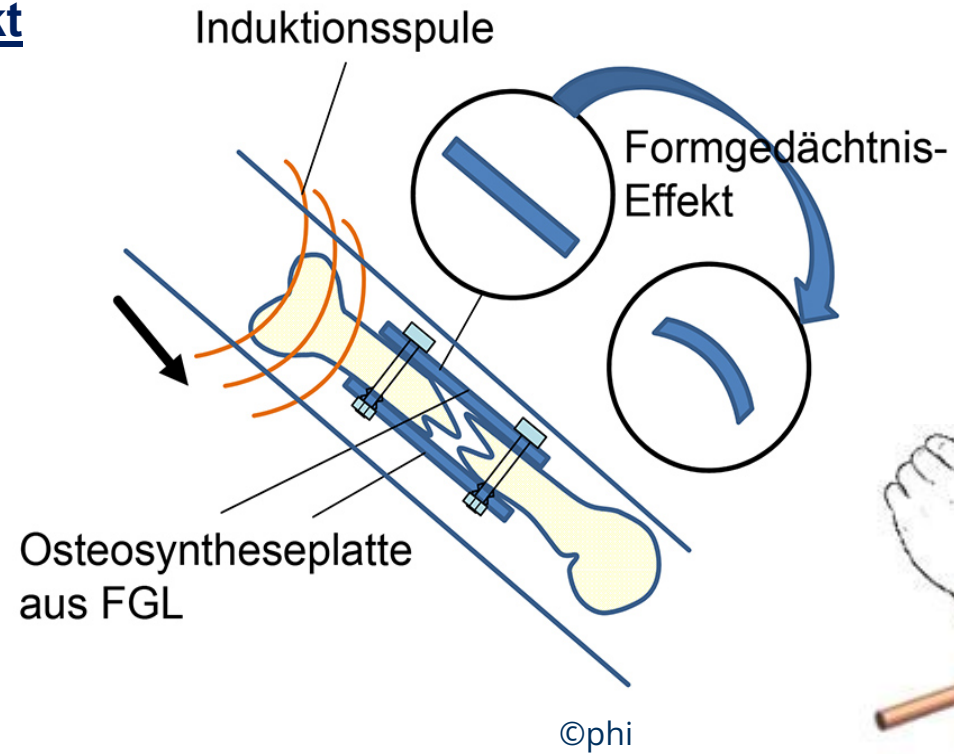


©K Implant

Zementfreies  
Hüftprothesensystem mit  
Formgedächtniselementen zur  
Verbesserung der Primärstabilität

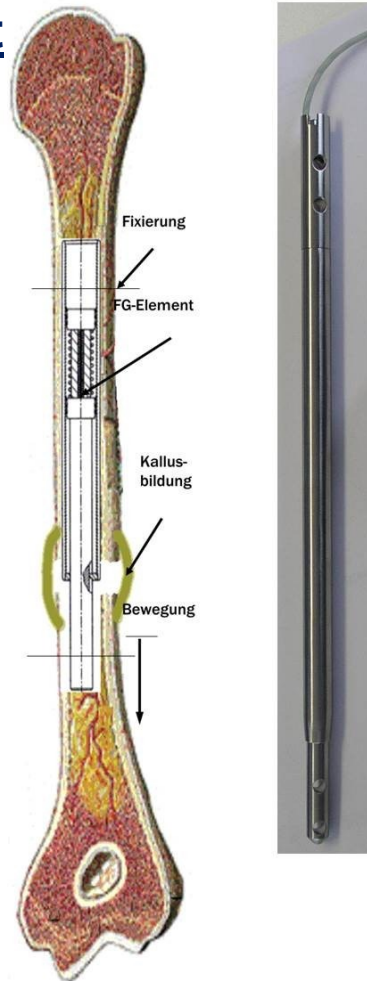
# Formgedächtnislegierungen

## Einwegeffekt

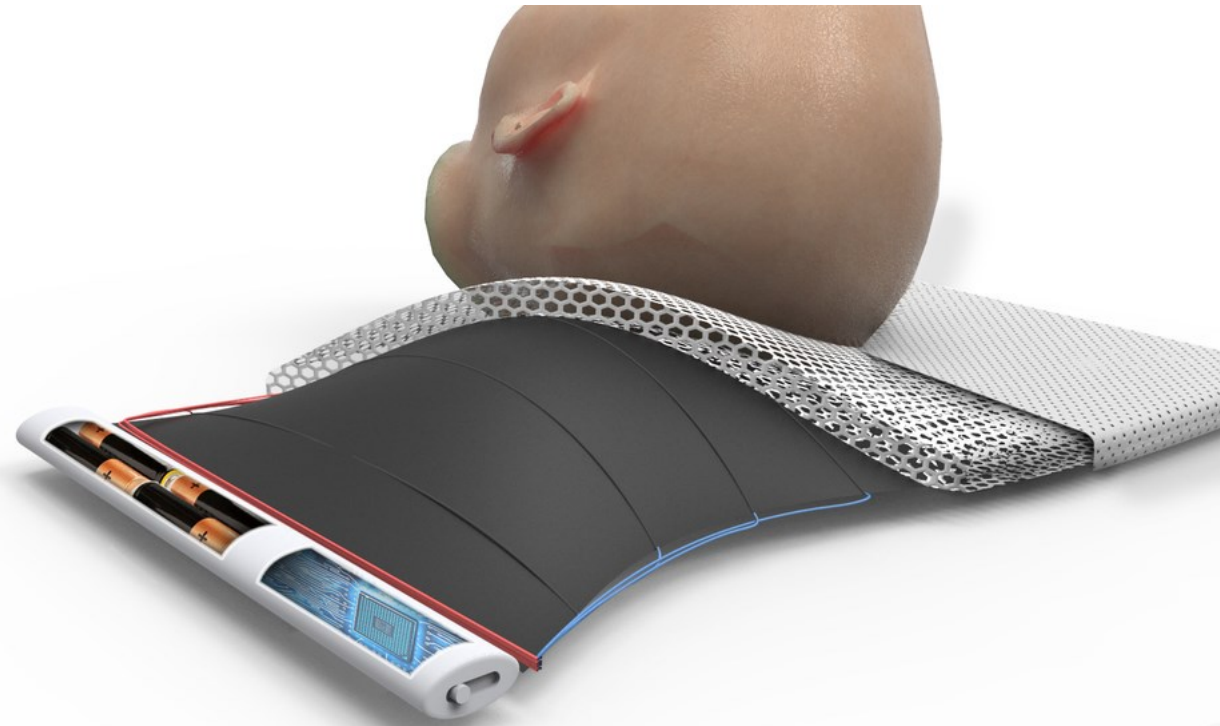


# Formgedächtnislegierungen

## Zweiwegeeffekt



© HTWG



©Smart3

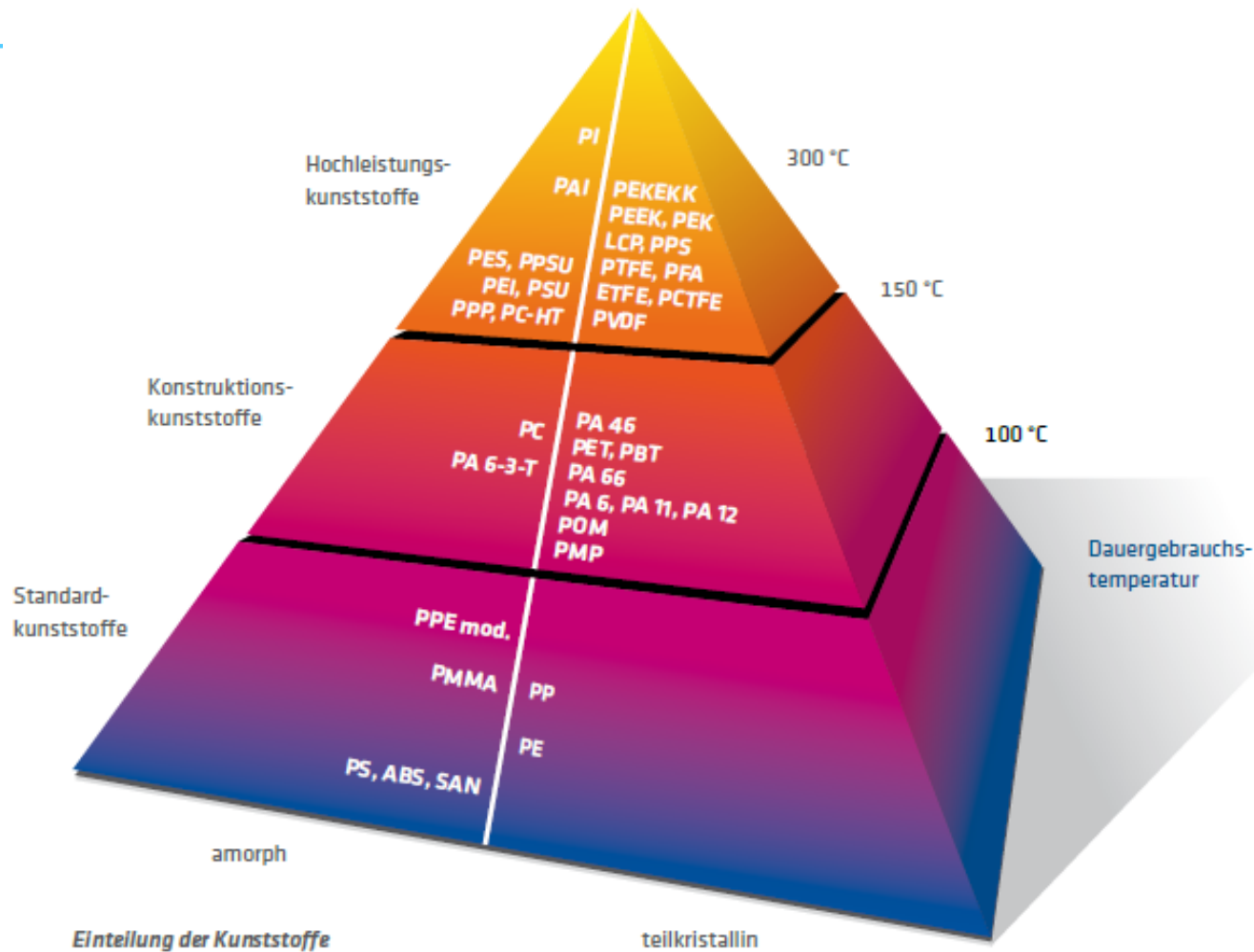
# KONTROLFRAGEN

---

- Welche biologischen und physikalischen Anforderungen werden an Metallen als Biomaterial gestellt?
- Nennen Sie bitte mindestens 5 Vor- und Nachteile von Metallen als Medizinprodukt?
- Welche Einflüsse hat die Korrosion von Metallimplantaten auf die Körpergewebe?
- Welches Ziel verfolgt die Titanlegierungen der Metalle? Nennen Sie dabei die Vor- und Nachteile der Titanlegierungen.
- Erklären Sie bitte das Mechanismus und des Formgedächtniseffekts bei Metallen.
- Erklären Sie die Pseudoelastizität bei Formgedächtnislegierungen bei Metallen und nennen Sie dazu 3 Beispiele.

---

# 3.1 Polymere



©Ensinger

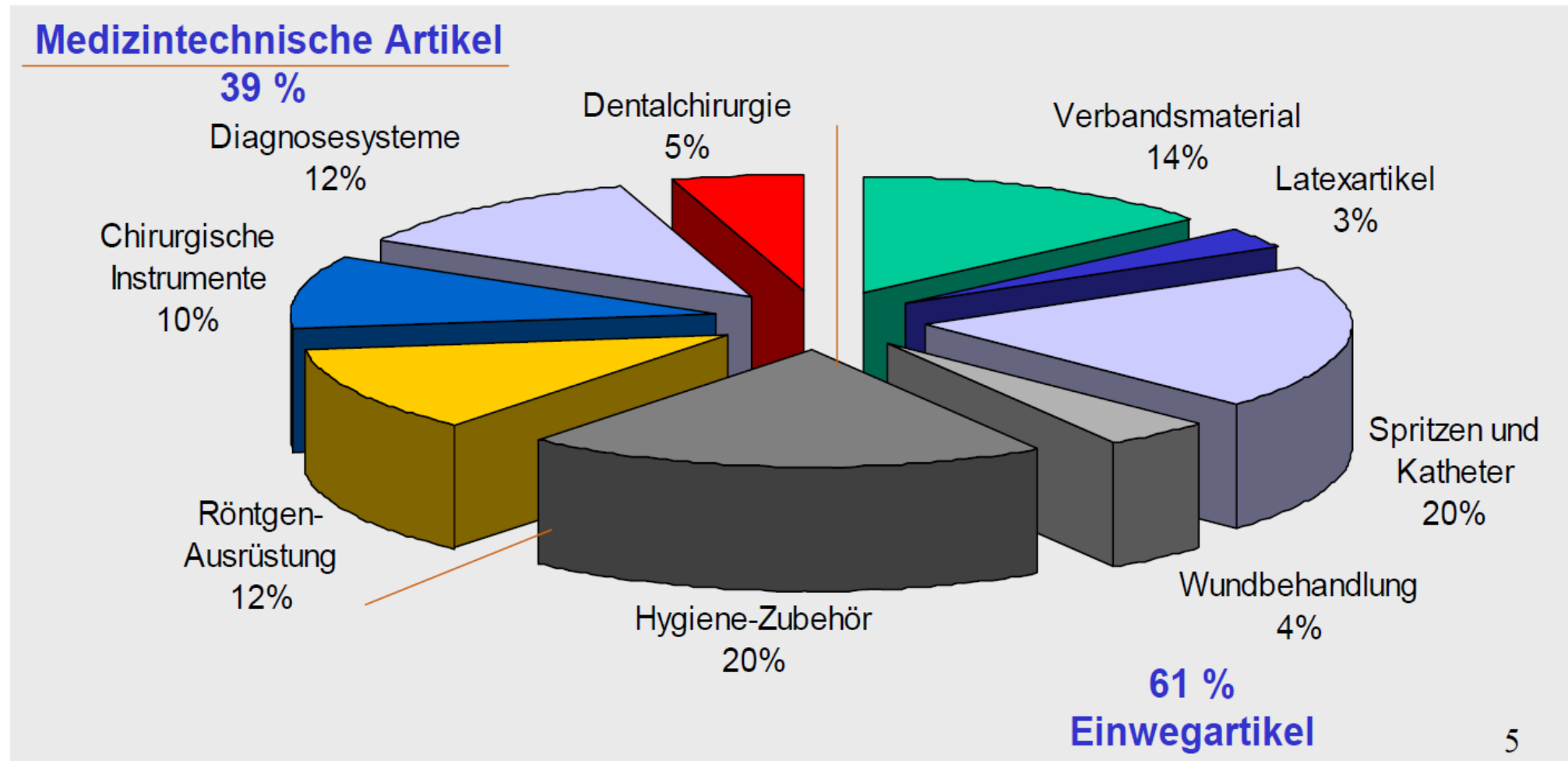
Einteilung der Kunststoffe

# Anwendung in der Medizin

- Implantate (z. B. künstliche Blutgefäße, Herzklappen, Hüftgelenk- oder Gefäßprothesen)
- Einwegartikel (z. B. Katheter, Schlauchsysteme)
- Abbaubare Strukturen (z. B. Nahtmaterial, Knochenersatz)
- Neue Technologien für Gewebekulturen (Tissue Engineering)
- Medikamentenfreisetzung (controlled drug delivery systems)
- Diagnostik-Hilfsmittel für die klinische Labortestung

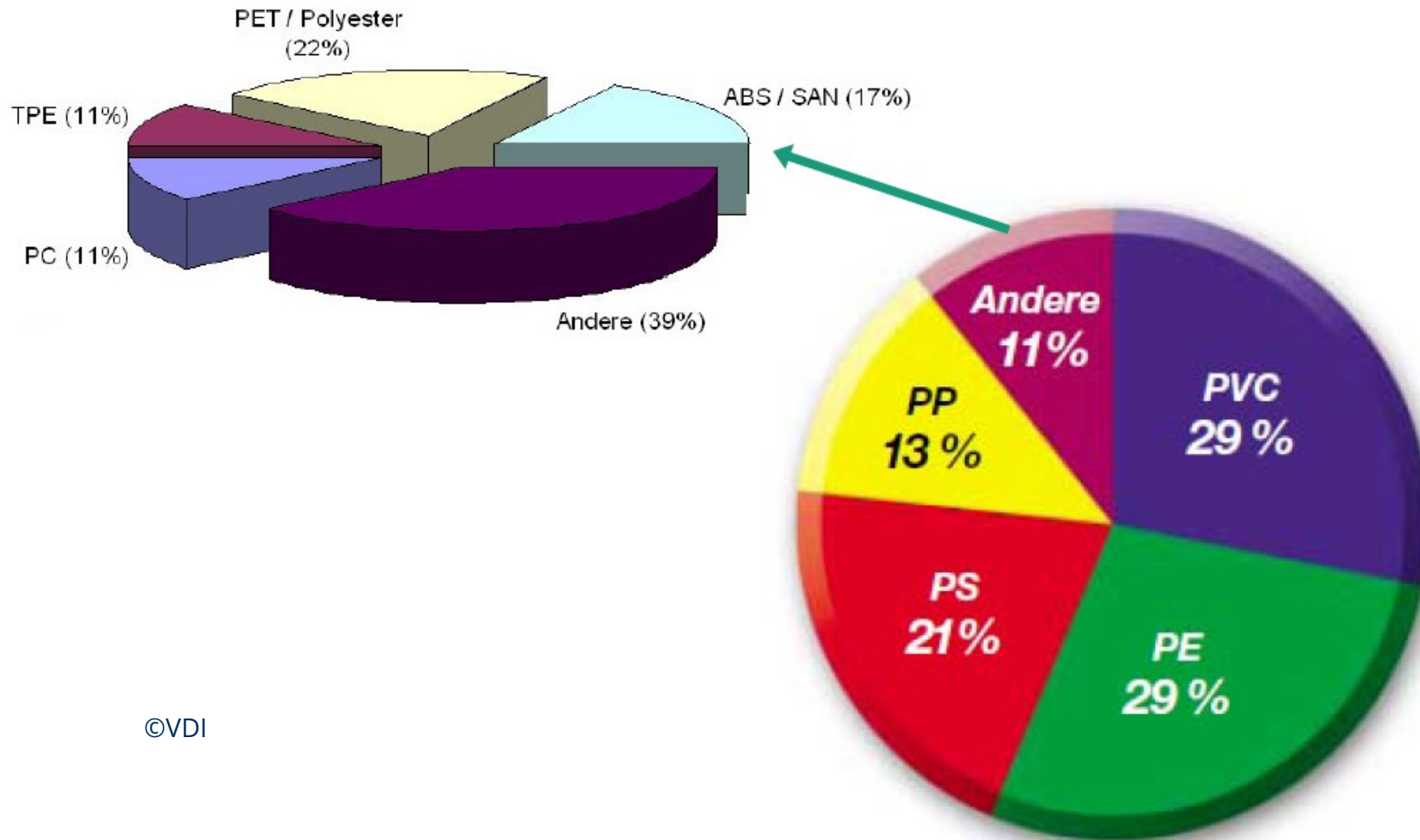


# Polymere in der Medizin-EU



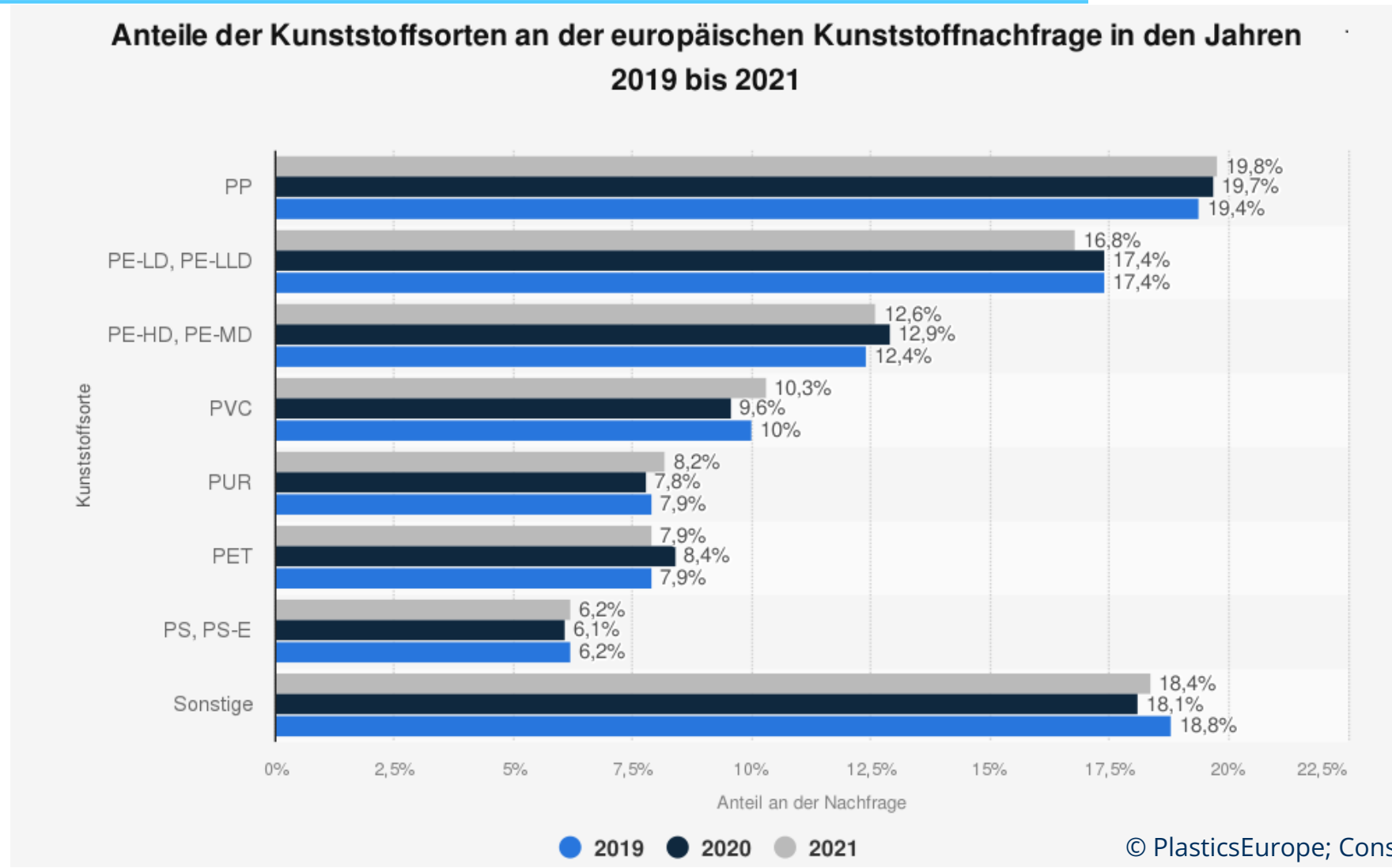
©Ensinger

# Einsatz von Polymere in der Medizin



©VDI

# Einsatz von Polymere in der Medizin



# Polymere in der Medizin

---

- Polymere stellen heute bereits 50 % aller verwendeten Materialien in der Medizintechnik.
- Der intensive Einsatz von Kunststoffen ab 1960 ist eng verbunden mit den Fortschritten bei der Entwicklung von sterilen und komplexen Medizinprodukten und hatte vor allem hygienische Gründe.
- 3,5 Mio. t Kunststoffe/a werden in der Medizintechnik verarbeitet.
- Bei Einwegartikeln dominieren vor allem die Polyethylen, Polypropylen, Polystyrol und Polyvinylchlorid, die mehr als 80 % des Gesamtverbrauches ausmachen.
- Der Einsatz von technischen und Hochleistungs-Kunststoffen wird in den nächsten Jahren mit ca. 8% überdurchschnittlich anwachsen.

# Besondere Eigenschaften (Vorteile)

---

- leicht (Dichte zwischen  $0,8 \text{ g/cm}^3$  und  $2,2 \text{ g/cm}^3$ )
- flexibel (großes Spektrum von E-Modul und Festigkeit)
  - Dehnbarkeit, Dämpfungsverhalten, gewichtsspezifische Festigkeit, Gleitverhalten
- eine niedrige Verarbeitungstemperatur
  - i.d.R. ab RT bis  $250 \text{ °C}$ , Ausnahmen bis  $400 \text{ °C}$
- Mischung von Additiven
  - Füll- und Verstärkungsstoffen, Treibmitteln, Farbstoffen und Wirkstoffen
- chemische/physikalische Eigenschaften
  - Bio-/Hämo-Kompatibilität, keine elektrische Polwirkung, keine Korrosion, Wasseraufnahme, Degradierbarkeit, Resorbierbarkeit
- gut geeignet für die Großserienfertigung
- eine hohe Gestaltungsfreiheit
- Röntgentauglich und kompatibel mit der Magnet-Resonanz-Tomografie (MRT).
- sonstige positive Eigenschaften : PREIS und hygienische Gründe (Sterilität bei Einmalverwendung).

# Nachteile

---

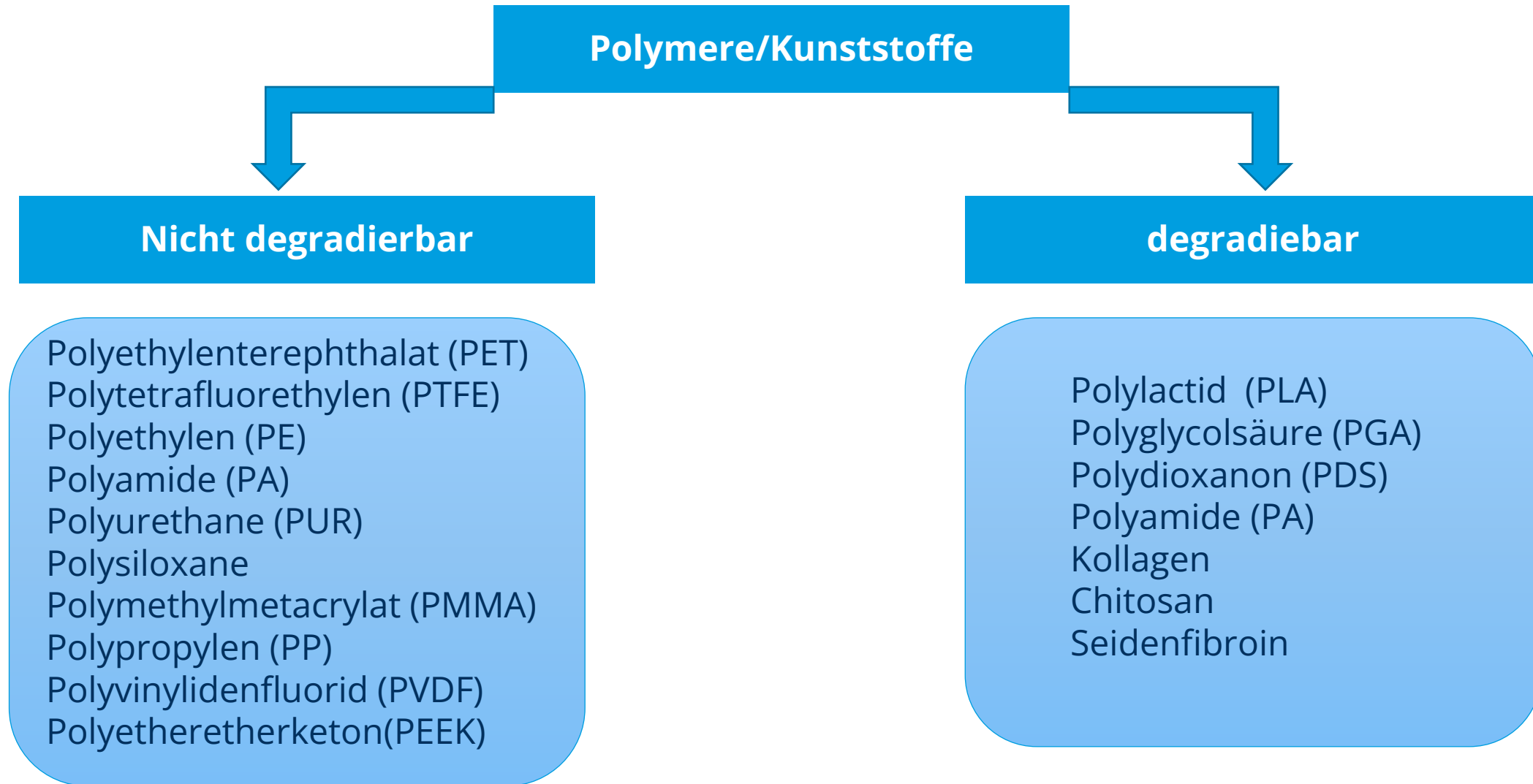
- Einschränkungen hinsichtlich Sterilisierbarkeit, chemischer Beständigkeit und Permeabilität.
- Einschränkungen hinsichtlich Recyclingfähigkeit.
- mechanische Eigenschaften
  - spezifische Festigkeit
- nicht röntgenkontrastsichtig
- chemische/physikalische Eigenschaften
  - begrenzt degradationsstabil
- nur begrenzt wiederverwendbar / resterilisierbar

# Nachteile

---

- Einschränkungen hinsichtlich Sterilisierbarkeit, chemischer Beständigkeit und Permeabilität.
- Einschränkungen hinsichtlich Recyclingfähigkeit.
- mechanische Eigenschaften
  - spezifische Festigkeit
- nicht röntgenkontrastsichtig
- chemische/physikalische Eigenschaften
  - begrenzt degradationsstabil
- nur begrenzt wiederverwendbar / resterilisierbar

# Einteilung

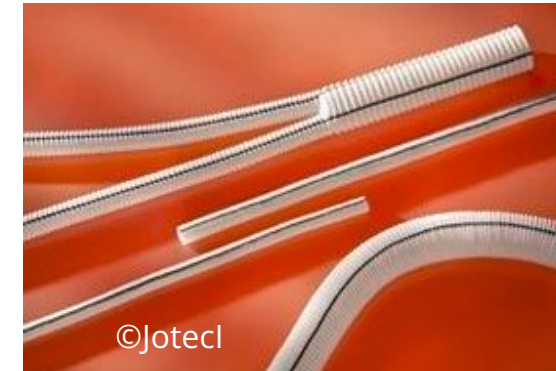


---

# 3.1. 1 nicht degradierbare Polymere

# Polyethylenterephthalat (PET)

- mäßige Querempfindlichkeit bei relativ hoher Reißfestigkeit
- Texturierung: Erhöhung der Dehnbarkeit → Isoelastizität
- Kriechbeständigkeit:
  - schlechter als bei Hochmodul-Fasern, besser als bei Polyolefinen
- Verarbeitung: Schmelzspinnen (Fasern), Blasextrusion (Folien)
  - Weiterverarbeitung der Fasern durch alle textilen Prozesse
  - Formgebung (z. B. Plissierung) durch Thermofixierung bei 180°C
  - Gefahr der thermomechanischen Degradation
- Produktnamen (Fasern): Dacron (DuPont), Trevira (Hoechst), Terylene (ICI),
- Medizinische Produkte: Gefäßersatz (fast ausschließlich), Nahtmaterial, Kreuzbandersatz, Patches, ...



# Polytetrafluorethylen (PTFE)

## Eigenschaften:

- gute Gewebe- und Blutverträglichkeit
- chemisch sehr stabil
- biologischen inert:
  - keine knöchernes Einwachsen und bindegewebige Einschneidung
- geringe Kriechfestigkeit → Kriechanfälligkeit
  - Überdimensionierung der Prothese erforderlich
- hohe Grenzflächenspannung → geringe Thrombogenität
- durchschnittliche Fibrinogenadsorption
- geringe Blutplättchenadhäsion

## Verarbeitung:

- Pastenextrusion zu Schläuchen oder Bändchen
- Produktnamen: Teflon (DuPont), Gore-Tex (GORE)

**Medizinische Produkte:** Gefäßprothesen, Kreuzbandprothesen, Nahtmaterial  
Katheter, ...



©vascetek



©B.Braun

# Polyethylen (PE)

---

## Eigenschaften

- Biokompatibilität, gute Gewebeverträglichkeit
- hohe Biostabilität nur geringe Festigkeitsabnahme in Abhängigkeit von der Implantationszeit
- gutes Verschleißverhalten durch geringen Reibungskoeffizienten
- starkes Kriechen
- Knickempfindlichkeit → Probleme bei Schlauchmaterial oder Katheter
- mäßige Querempfindlichkeit bei relativ hoher Reißfestigkeit

## Verarbeitung:

- Verpressen + mechanische Nachbearbeitung,
- Spritzguss, Schmelzextrusion,
- Gelspinning-Verfahren (Hochmodul-PE, z. B. DYNEEMA SK60)

## Medizinische Produkte:

- Implantate (Glenkersatz: Hüftpfannen, Knieprothese, Fingergelenk, Sehnen- und Bänderersatz ...)
- Einmalartikel (Katheter, extracorporale Schlauchsysteme, Verpackungsmaterial ...)

# Polyethylen (PE)

**LDPE (low-density PE)**

**LLDPE (linear low-density PE)**

**Anwendung: Folien, Behälter, Schläuche**

**HDPE (high-density PE)**

**UHMWPE**

**(ultrahigh-molecular-weight PE)**

**Anwendung: Knie- und**

**Fingergelenkimplantate,**

**Acetabulumpanne für Hüftprothese**

Eigenschaften	LDPE	HDPE	UHMWPE
Dichte [g/cm <sup>3</sup> ]	0.91–0.925	0.941–0.965	0.94–0.99
Molekulargewicht [g/mol]	20'000–600'000	< 450'000	2–10 mio.
Kristallinitätsgrad [%]	40–55	60–80	50–90
Zugfestigkeit [N/mm <sup>2</sup> ]	10	27	41
Dehnung [%]	500	> 550	ca. 450
Zug E-Modul bei 23°C [N/mm <sup>2</sup> ]	210	1400	800–2700
Schubmodul bei 23°C [N/mm <sup>2</sup> ]	100–200	700–1000	ca. 300
Wasseraufnahme (23°C/ 50% rel. LF) [%]	< 0.1	< 0.1	0.01
Schmelzbereich [°C]	105–110	130–135	135–155
Gebrauchstemperatur ohne mechanische Beanspruchung in Luft [°C]			
kurzzeitig	80–90	90–120	–
langzeitig	60–75	70–80	100

# Polyethylen (PE)

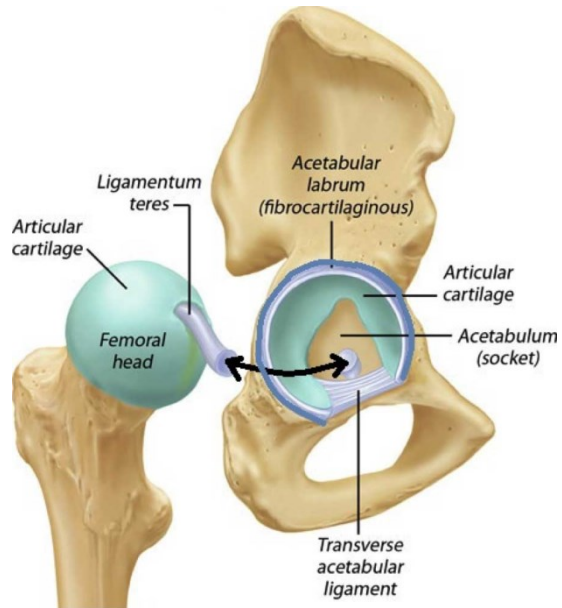
Acetabulumpfanne



Kniegelenk



Bandscheibenimplantat



Fingergelenk-implantate



# Polyamide (PA)

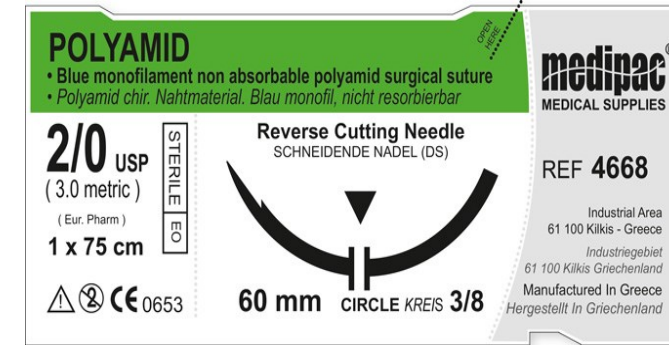
## Eigenschaften

- relativ hohe Feuchtigkeitsaufnahme
  - dadurch hohe in vivo-Degradation
  - nach 2 Monaten einen Abfall der Reißkraft um nahezu 60 - 80 %
- geringe Biostabilität
  - nicht für die Implantation über längere Zeiträume geeignet

Verarbeitung: Extrusion

Medizinische Produkte: Kurzzeitimplantate

z. B. Schlauchsysteme, chirurgische Nähfäden, ...



# Polypropylen (PP)

## Eigenschaften

- Die Dichte von PP 0,895 - 0,92 g/cm<sup>3</sup> → der Standardkunststoff mit der geringsten Dichte.
- Biologisch inert und geruchlos und hautverträglich
- wasser- und luftundurchlässig und resistent gegen viele Chemikalien
- Hohe Dimensionsstabilität, insbesondere bei wiederholten Sterilisationszyklen

Verarbeitung: Extrusion

Medizinische Produkte: Herniennetze, Einwegartikel, Verpackung, Membranen für Nierendialyse, Nahtmaterial,



© B. Braun



© B. Braun

# Polyvinylidenfluorid (PVDF)

## Eigenschaften

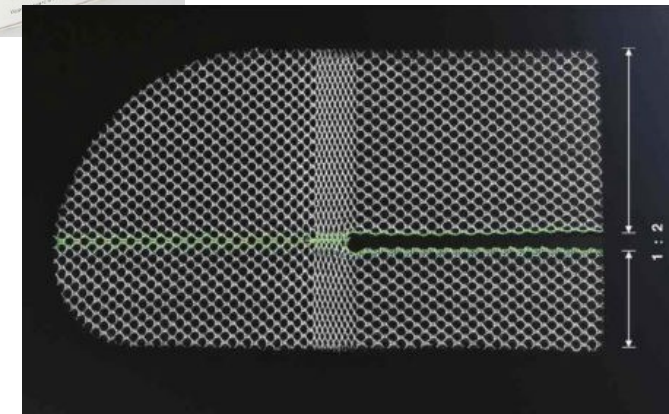
- zweitwichtigste Fluorpolymer mit piezoelektrischen Eigenschaften
- hohe Beständigkeit gegenüber vielen Chemikalien
- Hohe Reinheit und physiologische Unbedenklichkeit
- hydrophobe Oberfläche → keine Biofilme auf der Oberfläche

## Verarbeitung: Extrusion

Medizinische Produkte: Implantate (Hernien), Cochleaimplantat, Nahtmaterial, Schläuche, Dichtungen



© Deivicemed



© Dynamesh

# Polyurethane (PUR)

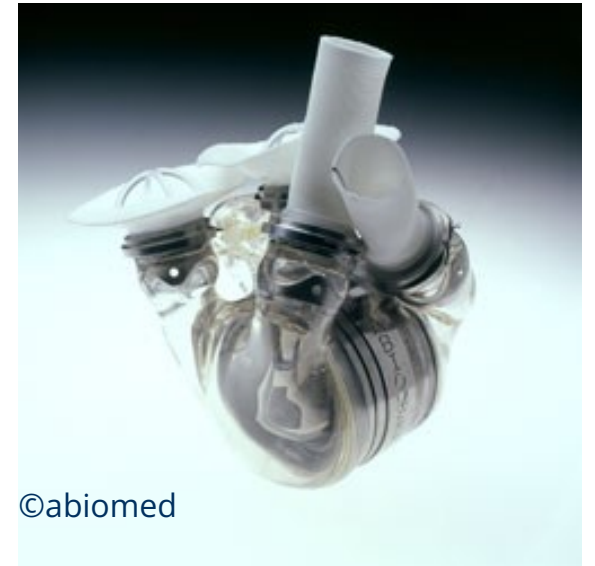
## Eigenschaften

- einstellbare Härte und Dehnbarkeit
- ausgezeichnete Blut- und Gewebeverträglichkeit
- Thrombogenität beeinflussbar
  - z. B. durch Copolymerisation mit Silikonelastomeren
  - Veränderung der grenzflächenphysikalischen Eigenschaften
- hohe Reißdehnungen möglich → bis zu 600 %
- hydrolytischer in vivo-Abbau möglich
  - abhängig von Ausgangskomponenten und Verarbeitung
- Extrusionstypen enthalten Gleitmittel und Antioxidantien → nicht biostabil

## Verarbeitung:

Extrusion, Spritzguss, Fasersprüh-Verfahren, elektrostatisches Spinnenverfahren, Phasenseparationsverfahren aus Lösung

**Medizinische Produkte:** künstliche Herzklappen, Diaphragma für künstliche Herzpumpen, Katheter, Ballonkatheter



# Polyurethane (PUR)

<b>Polyurethan</b>	<b>Beschreibung</b>	<b>Einsatzgebiete</b>
Angioflex ( <i>Abiomed</i> , USA)	segmentiertes Urethan-Silikon-Copolymer auf der Basis von Polyether	Künstliche Herzklappen, Diaphragma für künstliche Herzpumpen
Biomer® (*) ( <i>Ethicon Inc.</i> , USA)	lineares, segmentiertes aromatisches Polymer auf der Basis von Polyether	Künstliches Herz, künstliche Herzklappen
Cardiothane ( <i>Kontron Inc.</i> , USA) (ehemals Avcothane, <i>Avco</i> , USA)	vernetztes, aromatisches Urethan-Silicon Copolymer auf der Basis von Polyether	Ballonkatheter
Pellethane (*) ( <i>Dow Chemical</i> , USA)	lineares, segmentiertes, aromatisches Polymer auf der Basis von Polyether	Katheterschläuche
Tecoflex HR® ( <i>Thermedics</i> , USA)	lineares, segmentiertes, aliphatisches Polymer auf der Basis von Polyether	Diaphragma für künstliche Herzpumpen, Katheter, künstlicher Hautersatz (skin buttons)

# Polysiloxane

## Eigenschaften

- mechanische Eigenschaften von Materialtyp abhängig
  - Grad der Vernetzung, Art und Anteil des Füllstoffes (z. B.  $\text{SiO}_2$ ), ...
  - Verbesserung durch Blends bzw. Copolymere mit PUR
- geringe mechanische Festigkeit
  - aufgrund der großen Beweglichkeit der Si - O – Bindung
  - durch Zusatz von Füllstoffen verbesserbar
- Füllstoffe verschlechtern die Blutverträglichkeit
- relativ geringe Proteinadsorption
- **Verarbeitung:** Kalt-Extrusion + Vernetzung unter Hitze, Heißextrusion, Spitzguss
- **Anwendung:** Implantate (plastische Chirurgie, Fingergelenkprothese), Katheter, extracorporale Schlauchsysteme



# Polycarbonat (PC)

## Eigenschaften

- gute Biokompatibilität
- gute Biostabilität
- hartes Material: relativ spröde

## Verarbeitung:

- thermoplastisch → Spritzguss, Extrusion
- Lösung

## Medizinische Produkte:

- Behältnisse
- Schläuche
- Spritzen
- Gehäuseteile: Herzschrittmacher
- Komponente für Dialysegeräte
- Einmalartikel



# Polyetheretherketon(PEEK)

## Eigenschaften

- hohe Schmelztemp. 330 °C
- hohe Temperaturbeständigkeit (dauerhaft bis zu +260° C)
- sehr gute chemische Beständigkeit
- sehr gute Abriebfestigkeit und Gleitvermögen
- sehr gute Sterilisierungsbeständigkeit
- gute Strahlungsbeständigkeit
- hohe Dimensionsstabilität

## Verarbeitung:

- thermoplastisch → Spritzguss, Extrusion
- Lösung

## Medizinische Produkte:

- Gelenkimplantate, chirurgischen Instrumente.  
Zahnmedizin (Krone und Inlays)



© evonik

© evonik/Vestakeep

# Polymethylmetacrylat (PMMA)

## Eigenschaften

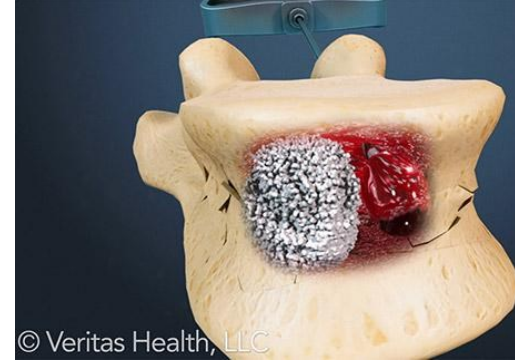
- eines der ersten synthetischen Biomaterialien
- Hauptaufgabe (aller Zemente) Übertragung von Masse (des Patienten) und Kräften vom Implantat (Prothese) auf den Knochen.
- aus Zweikomponenten zu verarbeiten
- relativ gute Biokompatibilität
- Biostabilität
- Toxizität des Monomers (Problem!)

## Verarbeitung:

- exotherme Polymerisation
- Erwärmung der Umgebung bis 120°C möglich (Problem!)

## Medizinische Produkte:

Knochenzement, Intraokulare Linze, plastische Chirurgie, Schädel-Abdeckungen  
Gesichtschirurgie



# Polymethylmetacrylat

---

- Vermischen der beiden Komponenten (ca. 30 sec)
- Ruhezeit, um Luftblasen entweichen zu lassen (ca. 30 sec)
- Umfüllen in Spritze (ca. 1 min)
- Stehenlassen der abgefüllten Spritze (Polymerisation) (ca. 2 min)
- Applikation des Knochenzementes mit Spritze (plastische Konsistenz) (ca. 3 min)
- Aushärtenlassen des Knochenzementes (ca. 2–3 min)
- Spülen mit Ringer-Lösung zur Ableitung der Polymerisationswärme.

# KONTROLFRAGEN

---

- Welche besondere Eigenschaften/Vorteile haben die Polymere als Biomaterial?
- Nennen Sie bitte die Nachteile der Polymere als Biomaterial?
- Welche Polymere (mind. 5) werden am meistens als nichtresorbierbares Material für die medizinische Anwendung eingesetzt? Nennen Sie für jedes Polymere 3 Anwendungsbeispiele. (F 51-62)
- Welche Eigenschaften (mind. 3) hat das nicht resorbierbare Polyethylenterephthalat (PET) als Implantat? Nennen Sie bitte 3 Medizinprodukte aus PET.
- Nennen Sie die Vor- und Nachteile der Polyethelen (PE) und geben Sie mind. 3 Anwendungsbeispiele von PE als Medizinprodukt.
- Nennen Sie mind. 3 Eigenschaften von Polymethylmesacrylat (PMMA) und geben Sie 3 Anwendungsbeispiele von PMMA als Medizinprodukt.

---

# 3.1.2 abbaubare Polymere

# Abbaubare Polymer

---

## Ein Polymer gilt als abbaubar, wenn:

- Körperflüssigkeiten den Abbau auslösen,
- das Polymer im Stoffwechsel verwertet werden kann und
- seine Abbauprodukte ebenfalls vom Körper abgebaut werden.

### synthetische abbaubare Polymere

PLA (Polymilchsäure)  
PGA (Polyglycolsäure)  
Polydioxanon (PDS)  
PCL (Polycaprolacton)  
PHA / PHB

### Natürliche Biopolymere

Proteine (z. B. Kollagen, Fibroin)  
Chitin / Chitosan  
Cellulose  
Alginat  
Fibrin

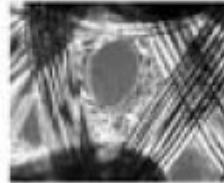
Nahtfäden für den Wundverschluss



Membranen in der Zahnmedizin



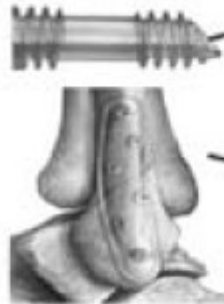
Leitstrukturen für das Tissue Engineering



Biokeramiken für die Knochendefektfüllung



Platten und Schrauben für die Fusschirurgie



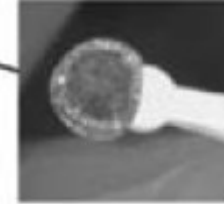
Platten und Schrauben für die Gesichtschirurgie



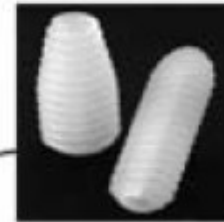
Anker zur Befestigung von Sehnen und Bändern in der Schulterchirurgie



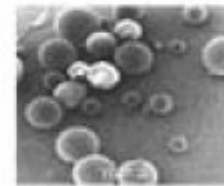
Cage als Platzhalter nach Bandscheibentfernung



kannulierte Schrauben zur Fixation von Sehnen in der Kniechirurgie



Mikrosphären für das Freisetzen von Wirkstoffen



# Degradation, Resorption und Biostabilität

---

**Degradation:** Verlust der chemischen Integrität und damit der mechanischen Stabilität, verursacht durch

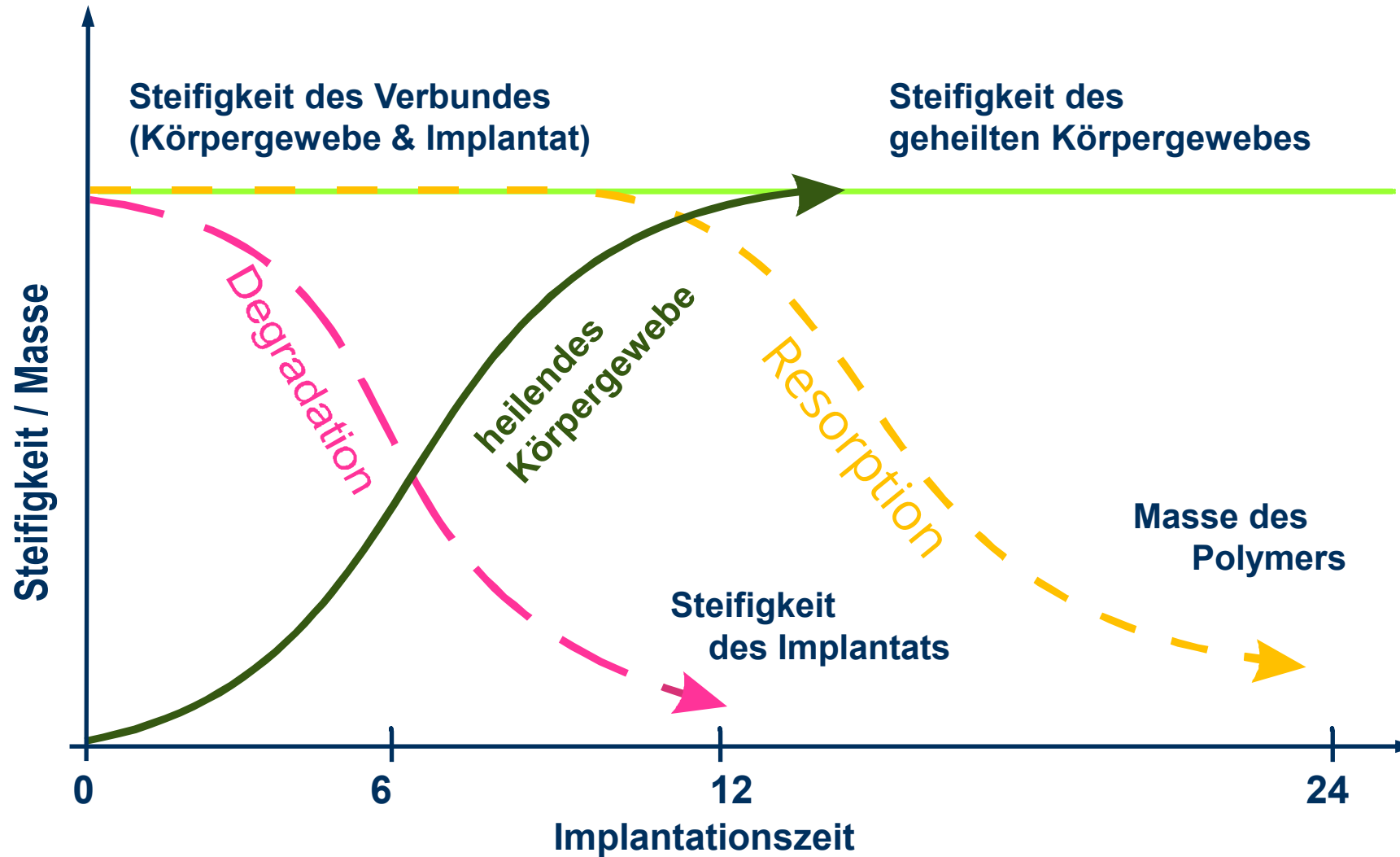
- Spaltung von Molekülketten
- Abnahme des Molekulargewichts
- unter Umständen Beibehaltung der äußeren Form

**Resorption:** Volumenverlust (Degradation vorhanden), verbunden mit

- Abbau des Materials unter Verlust der äußeren Form
- Abtransport und Ausscheidung über den Stoffwechsel
- Freisetzung niedermolekularer Bestandteile
- Desintegration

**Biostabilität:** niedrige oder fehlende Wechselwirkung zwischen Kunststoff und dem biologischen Milieu

# Idealisierter Degradationsverlauf



# Biodegradation

---

**Biodegradation ist der kontrollierte, körperverträgliche Abbau eines Materials im Organismus ohne schädliche Rückstände.**

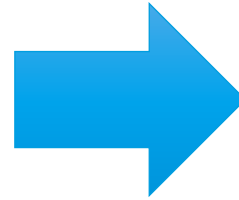
- mechanisch und chemische Langzeitstabilität zur Gewährleistung der Implantatfunktion über die gesamte Verweildauer im Körper
- Degradation und Resorption durch den Organismus
  - gezielter Verlust der mechanischen oder physikalischen Eigenschaften
  - nach Erfüllung der Funktion über einen vorherbestimmten Zeitraum
  - keine operative Entfernung des Systems nach Erfüllung der Funktion notwendig  
z. B. Nahtmaterial, Osteosyntheseplatten
- **Biodegradation ≠ mechanischer Zerfall**  
→ Es geht um **biologischen Abbau**,
- **Biodegradation ≠ sofortige Resorption**
  - Erst Abbau, **dann** Aufnahme der Produkte.

# Degradationsursachen und -mechanismen

---

## Ursachen

- Wasser / Feuchtigkeit
- pH-Wert
- Enzyme / Mikroorganismen
- Sauerstoff / Licht
- Temperatur
- mechanische Belastung



## Mechanismen

- Hydrolytische Degradation
- Enzymatischer Abbau
- Oxidative Degradation
- Thermische Degradation
- mechanischer Kettenbruch

# Degradationsmechanismen

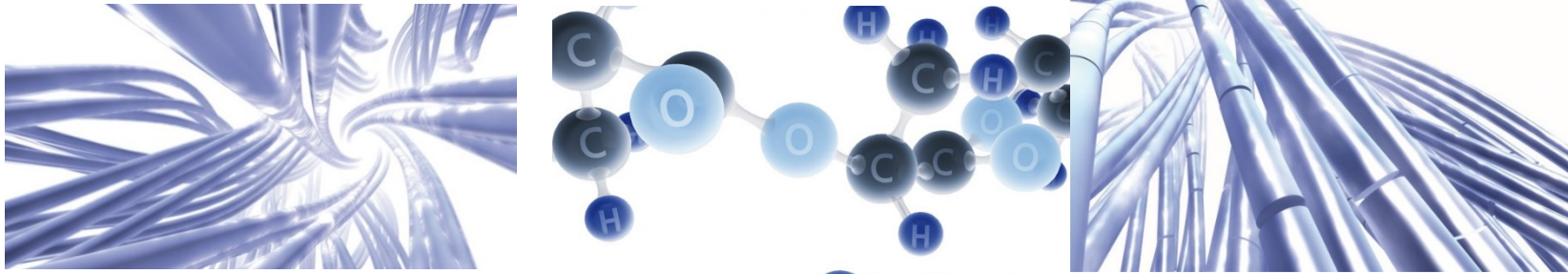
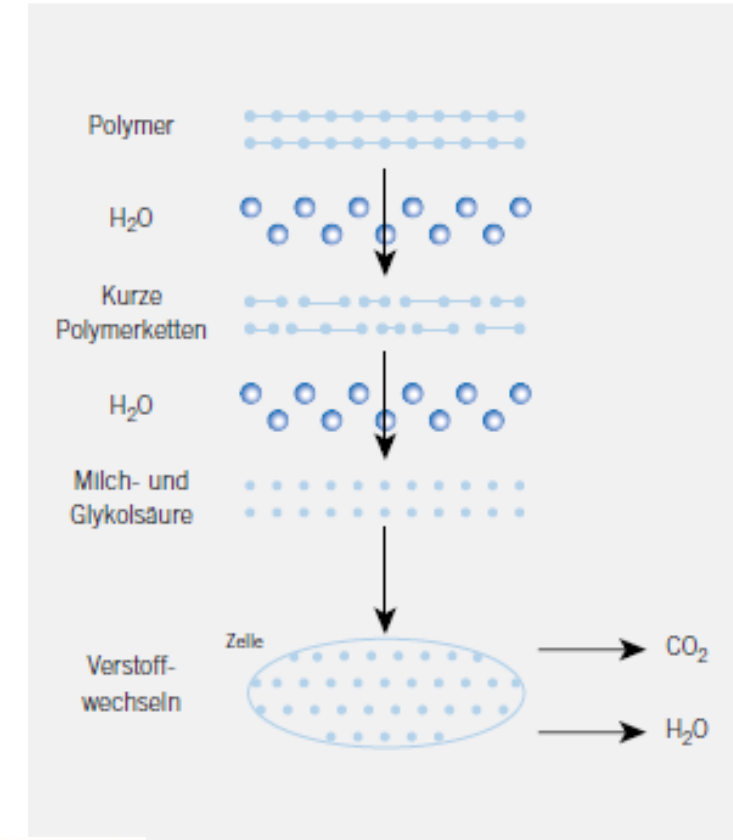
## Hydrolyse

- Material hydrolytisch instabile Bindungen aufweist
- Polymer hydrophil ist: auslösendes Medium kommt in Kontakt mit den hydrolyseinstabilen Bindungen
- Hydrolyse unter physiologischen Bedingungen: 37°C und pH
  - pH 2.0 (Magen), pH 9.0 (Pankreas), ...
- Hydrolysestabile Polymerstruktur durch
  - Grenzfläche → Polymer hydrophob
  - chemische Struktur → keine hydrolysierbaren Bindungen

## Beispiel:

Gewünschte Hydrolyse: Polylactid wird zu Milchsäure abgebaut

Unerwünschte Hydrolyse: Polyamid wird zu Aminen abgebaut → toxisch!



# Degradationsmechanismen

---

## Enzymatische Degradation

- findet an spezifischen Gruppen, die von Enzym erkannt werden.
  - Hydrolytisch, oxidativ oder direkte Kettenspaltung
- Kontrolle der Degradation durch die adsorptiv zugängliche Oberfläche , weil
  - Enzyme können aufgrund großer Molekülmasse nicht in Polymer diffundieren

## Beispiel

ausgeprägt bei natürlichen Polymeren: natürliche Polyester(Polyhydroxyalkanoate), Polysachariden (Chitin und Alginate), Polypeptiden (Seide, Kollagen)

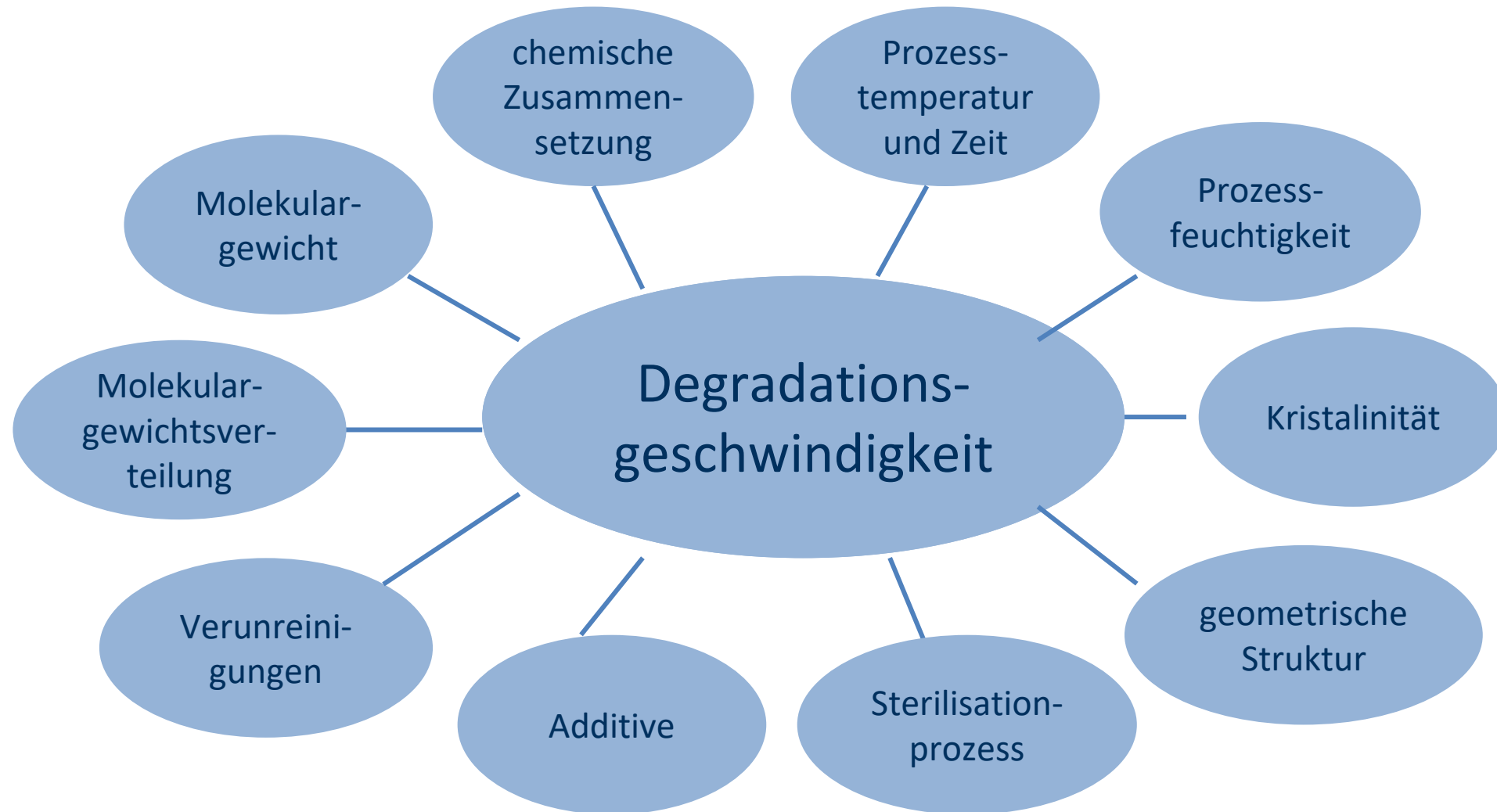
UHMW-PE: oxidative Degradation von UHMWPE in vivo

- möglicherweise durch Oxidasen der Synovialflüssigkeit ausgelöst.

Polyolefine: Degradation ausgelöst durch enzymatisch-oxidativen Kettenbruch

- Degradation durch Zellen (z. B. Abbau durch Leukocyten nachgewiesen)
- Superoxidation durch Fremdkörperriesenzellen: Peroxidbildung

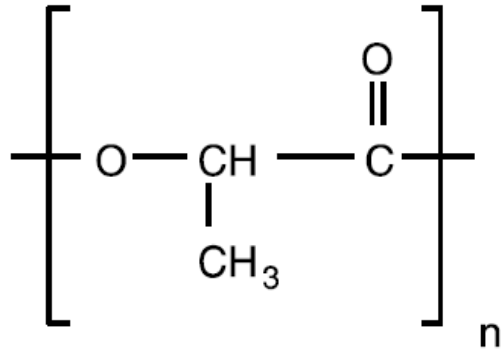
# Einflussgrößen auf die Degradationsgeschwindigkeit



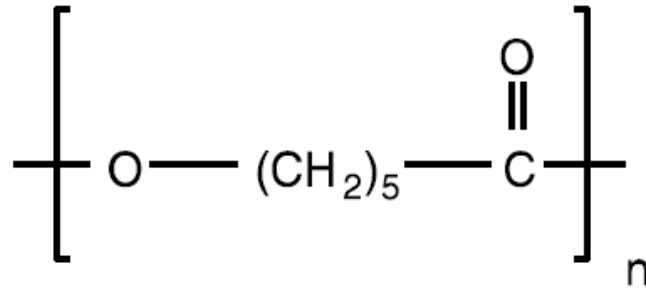
---

# 3.1.2.1 synthetische abbaubare Polymere

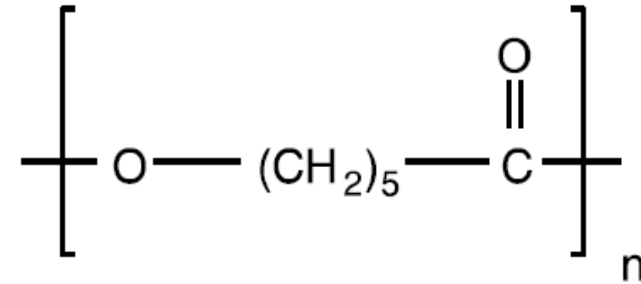
# Basis synthetisch resorbierbarer Polymere



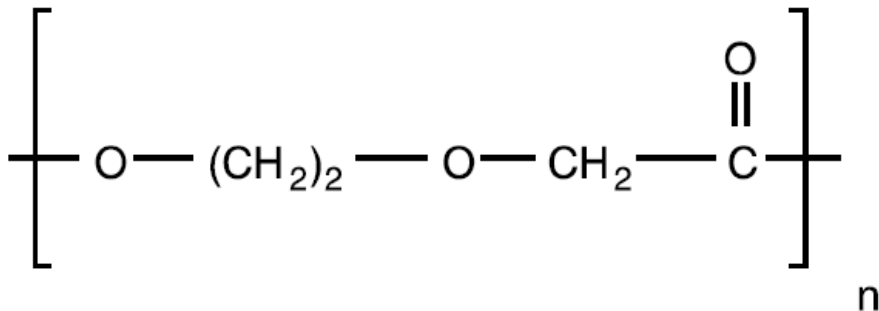
Lactid



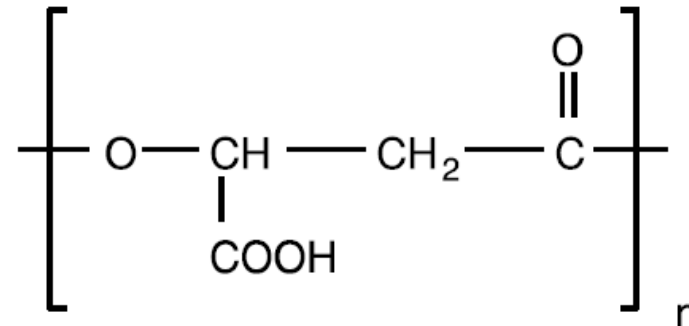
Glykolid



$\epsilon$ -caprolacton



P-dioxanon



$\beta$ -hydroxybutyrat

# resorbierbarer Polymere Preise in € /kg

---

Polymer	technische Anwendung	medizinische Anwendung
Polyglykolsäure	2-3	2.00
Polymilchsäure	5	1.500
deren Copolymere	./.	> 1.500
Chitosan	140	2.000

# Polyglycolsäure (PGA)

---

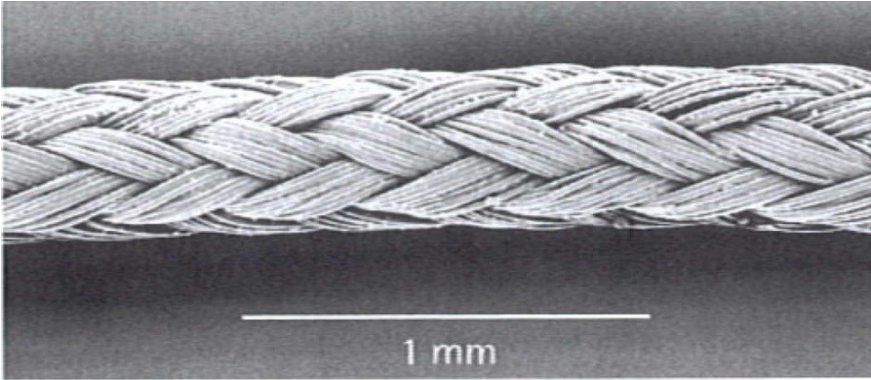
## Eigenschaften:

- schnelle Degradation
  - nach 26 - 28 Tagen keine mechanische Festigkeit mehr vorhanden
  - abhängig von Verarbeitungs- und Lagerungsbedingungen
    - Luftfeuchtigkeit führt zu Polymerabbau
  - Verlängerung der Degradationszeit durch Copolymerisation mit PLLA
- langsamere Resorption durch steigende Kristallinität und zunehmendes Molekulargewicht
  - kristalline Strukturen weisen in vivo längere Resorptionszeiten auf
- Erhöhung der Kristallinität spritzgegossener Teile möglich
  - durch Tempern oder definiert langsame Abkühlung
- optimale Kristallinität nur bei Fasern erreichbar → durch Verstreckung

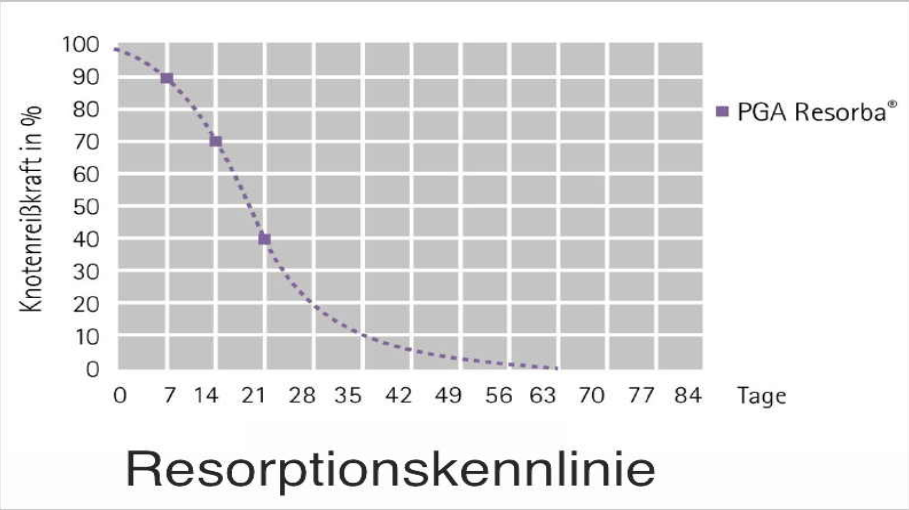
**Verarbeitung:** Schmelzextrusion

**Medizinische Produkte:** Nahtmaterial, Patches, Netze, ...

# Polyglycolsäure (PGA)



REM-Aufnahme eines PGA-Fadens



Resorptionskennlinie



# Polylactid

---

## Eigenschaften:

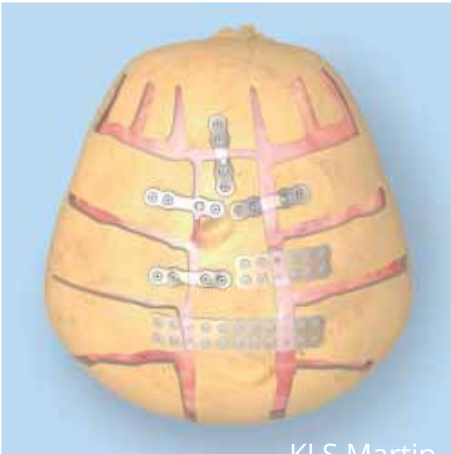
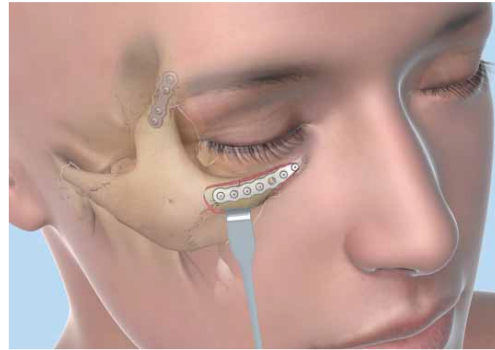
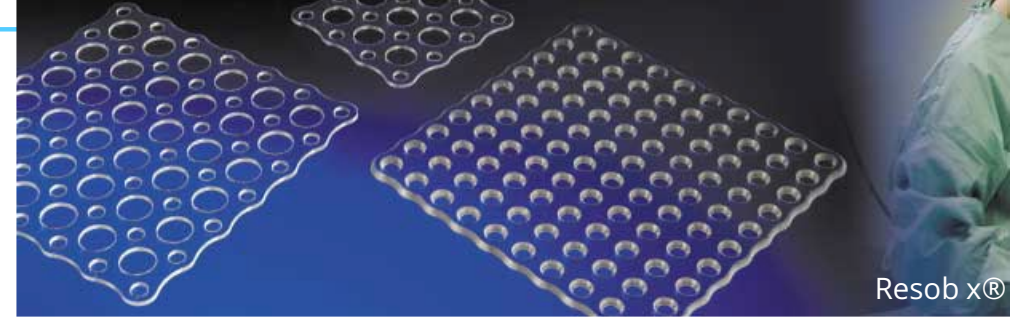
- längere Degradationszeit als PGA → abhängig von MW, Kristallinität und mechanischen Eigenschaften
- Gewichtsverlust nach 6 Monaten etwa 10 %
- PLA-Modifikationen: Degradationszeit
  - PLLA (linksdrehendes PLA) → 9 - 18 M
  - PDLA (rechtsdrehendes PLA) → 9 - 18 M
  - PLDLA → 6 - 9 M
  - PLLA  $\gamma$ -bestrahlt (8 kGy) → 3 - 6 M
  - PLLA  $\gamma$ -bestrahlt (25 kGy) → 2 - 3 M

**Verarbeitung:** Schmelzextrusion, Trockenspinnen → Fasern  
Spritzguss → kompakte Implantate

## Medizinische Produkte:

- textile Implantate: Kreuzbandaugmentation, Gurtungen
- Faserverbundwerkstoffe: Osteosynthese
- kompakte Implantate: Anastomosenringe, Platten, Stifte

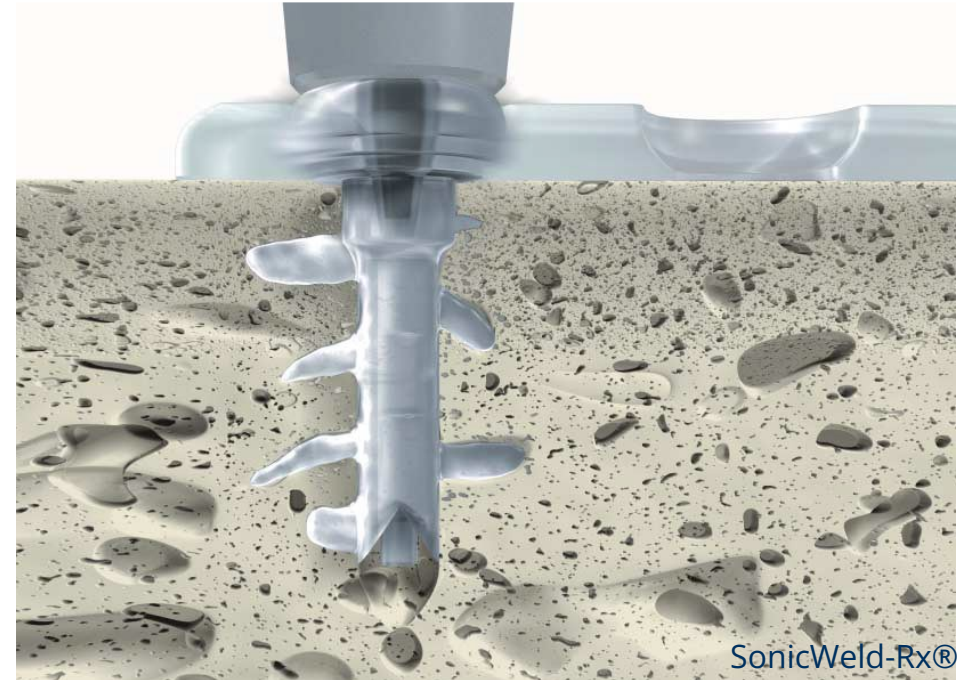
# Polylactid



Kraniofaziale Korrekturosteotomien  
(beispielsweise Kraniosynostosen)



Präprothetische Augmentation



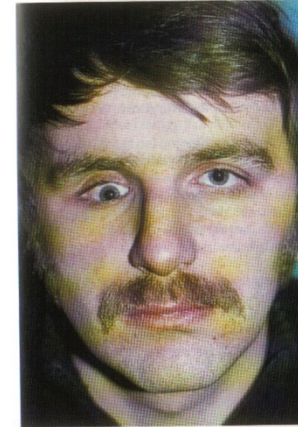
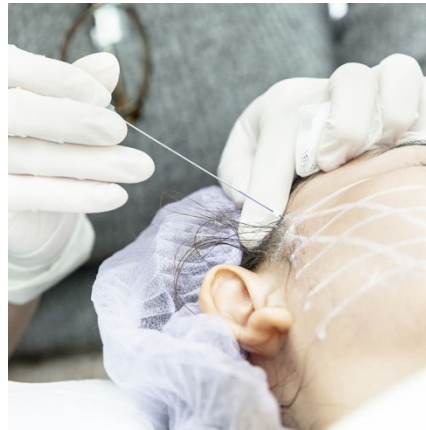
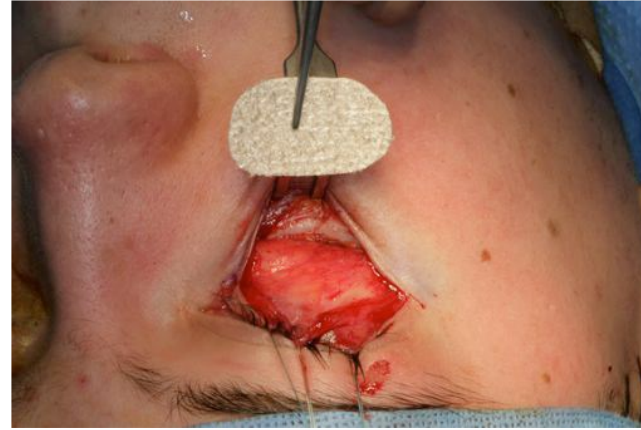
# Polydioxanon (PDS)

## Eigenschaften:

- Degradationszeit zwischen PGA und PLLA
- stark elastisch dehnbar
  - relativ niederer E-Modul und geringe Zugfestigkeit
- geringere mechanische Festigkeit als PGA
- geringe Stabilität → deshalb scheidet dieses Material als Osteosynthesematerial aus

Verarbeitung: Schmelzextrusion, Lösung

Medizinische Produkte: Nahtmaterial, Orbitarekonstruktion, Kreuzbandaugmenation



# KONTROLFRAGEN

---

- Welche Polymere (mind. 5) werden am meistens als nichtresorbierbares Material für die medizinische Anwendung eingesetzt? Nennen Sie für jedes Polymere 3 Anwendungsbeispiele.
- Definieren Sie Degradation und Resorption.
- Erläutern Sie die Mechanismen der Degradation und Resorption
- Welche Parameter (min. 6) beeinflussen die Degradationsgeschwindigkeit von resorbierbaren Polymeren?
- Welche Eigenschaften (mind. 3) hat das resorbierbare Polyglycolsäure (PGA) als Implantat? Nennen Sie bitte 3 Medizinprodukte aus PGA.

---

# 3.2.1.2 Natürliche abbaubare Biomaterialien

# Herkunft

---

## Tierischen Ursprungs

- Faserpolymer Kollagen (v. a. Typ I)
- Glycosaminoglycane (Hyaluronsäure...)
- Fibrin (Fibrin-Kleber)
- Laminin/Elastin (letzteres praktisch völlig unlöslich)
- Chitosan (Derivat des Chitins)
- Seiden-Fibroin

## Pflanzlichen und sonstigen Ursprungs

- Alginat (Braunalgen)
- Cellulose und Cellulosederivate (Pflanzen)
- Stärke (Pflanzen)
- Polyhydroxybutyrate (PHB); (Bakterien)

# Kollagen

---

- ein wichtigstes Faserprotein im menschlichen Körper (25 % der Proteingehalt) und
- Bestandteil nahezu aller Zelltypen:
  - Fibroblasten, Chondroblasten und Extrazelluläre Matrix
- Hauptherkunft: Knochen, Haut und Sehne
- Strukturprotein in Bindegewebe, Blutgefäße und Atemwege
- Gerüstprotein für Knorpel, Knochen und Dentin
- Bestimmung der Anordnung der Kollagenfibrillen zueinander durch den biologischen Funktionen der betreffenden Geweben:
  - Parallele Ausrichtung in Sehnen (Kraftübertragung)
  - Flache Gebilde in der Haut
  - Flächige Netzwerk in der Sclera des Auges (Reißfestigkeit)
  - Räumliches lichtdurchlässiges Netz im Augen-Glaskörper (Formfestigkeit)

# Anordnung der Kollagenmoleküle

## Anordnung der Kollagenmoleküle

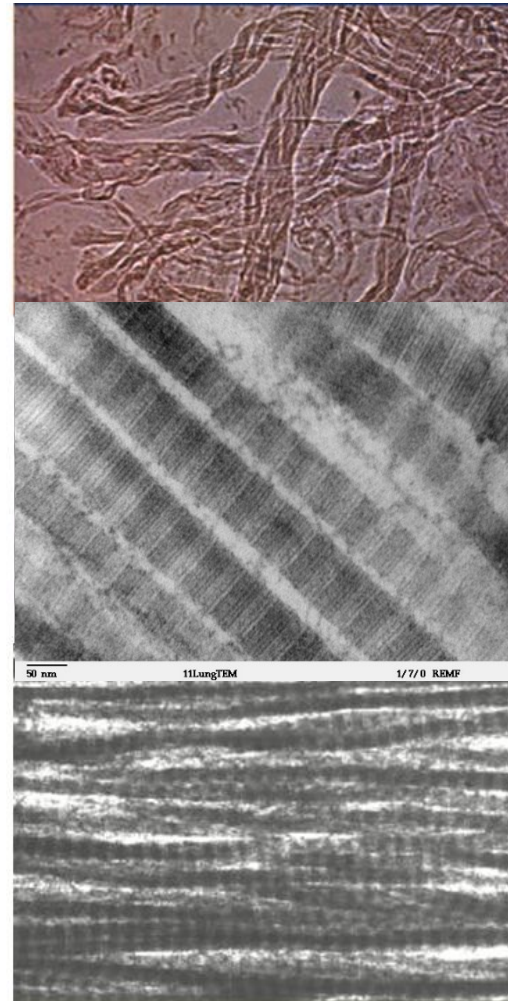
Faser



Fibrillen

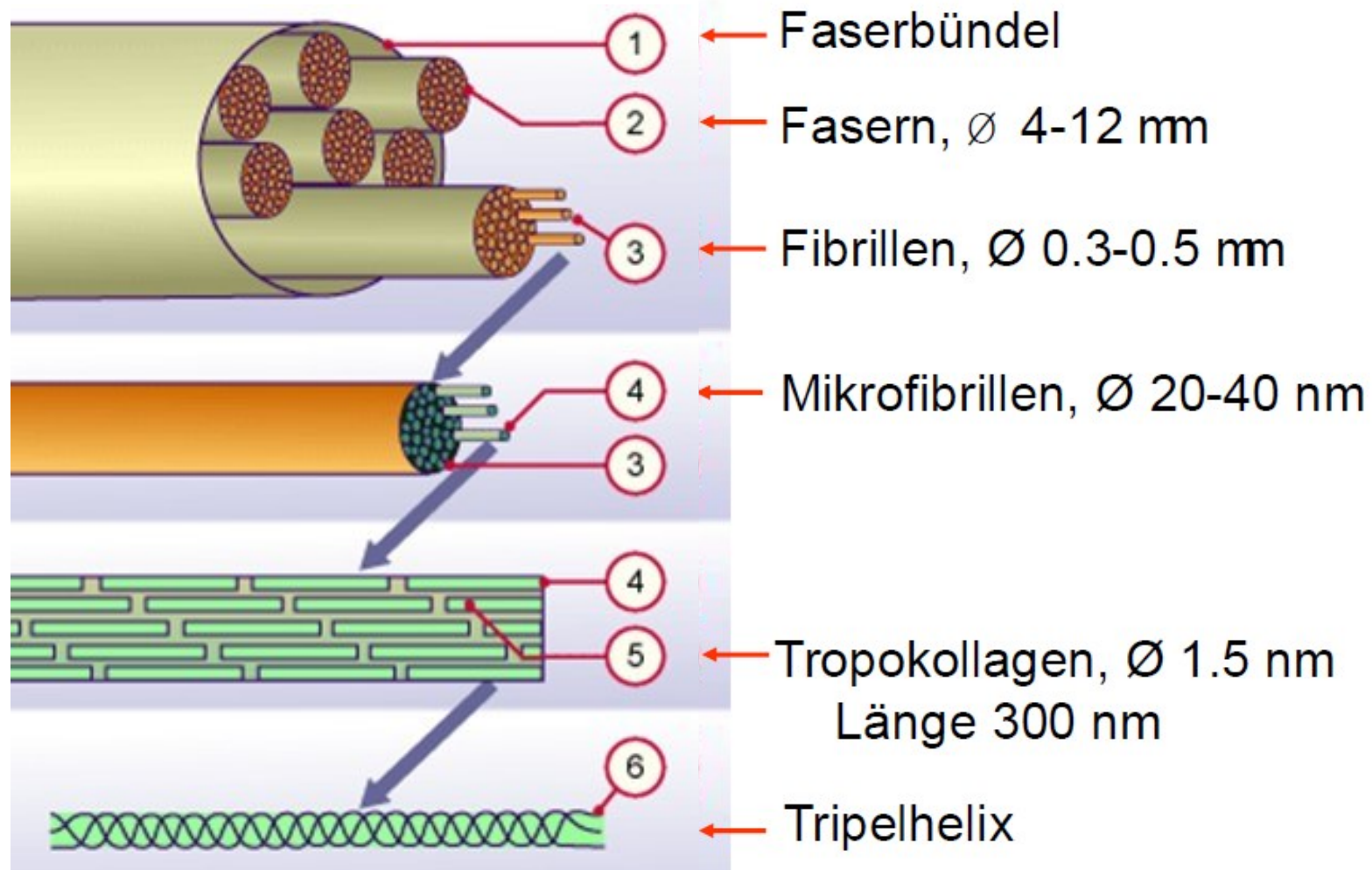


Kollagenmoleküle



4

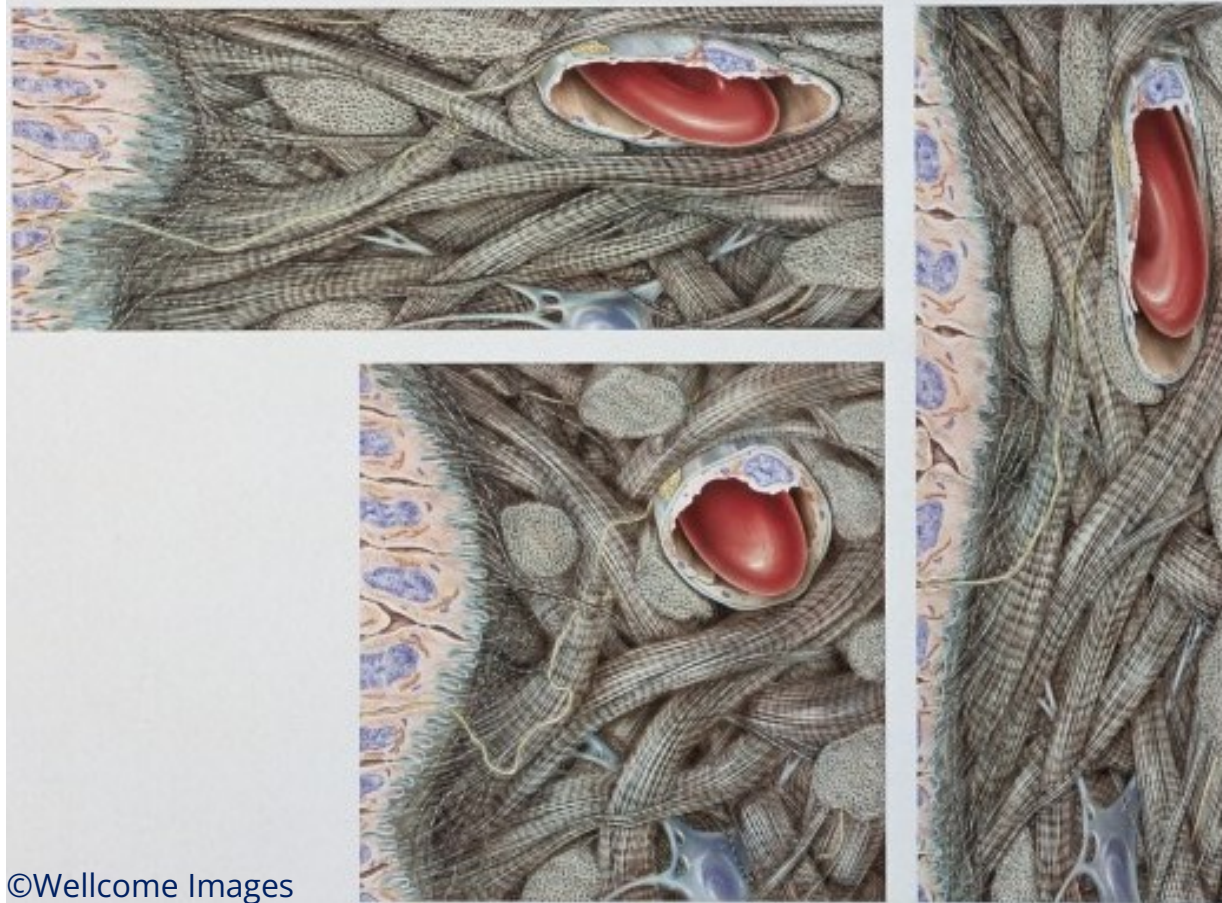
# Kollagene Fasern



- Grundstruktureinheit:  
Tropokollagen aus drei  
Polypeptidketten gleicher Größe
- Übergeordnete Struktureinheit :  
Kollagenfaser oder Kollagenfibrille  
➤ Durchmesser: 0,2-0,5  $\mu$ m

# Kollagene Fasern

## Kollagenfasern im Bindegewebe der Haut als Ausgangsmaterial der biologischen Netze



©Wellcome Images

## Kollagentypen und Vorkommen im menschlichen Körper

Kollagentyp	Vorkommen
I	Fibrillen des lockeren und straffen Bindegewebes des Knochens
II	Knorpel
III	Blutgefäße
IV	Basalmembran
V	Sehnen, Haut, Blutgefäße
VI	Blutgefäße, Plazenta, Uterus, Leber, Niere, Haut, Bänder, Cornea
VII	Haut
VIII	Blutgefäße
IX	Knorpel
X	Knorpel
XI	Knorpel
XII	Sehnen, Bänder

# Kollagen

---

## Herkunft (Typ I)

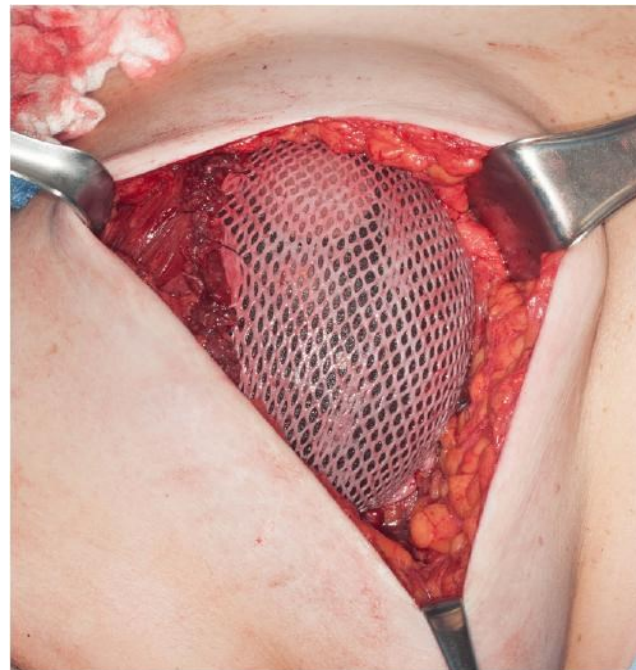
- Faserprotein des Bindegewebes und der ECM
- Tier: v. a. Rind, Schwein, Pferd, Ratte
- Gewebe: v. a. Haut und Sehnen;
- Saure oder basische Extraktion plus Enzyme

## Eigenschaften

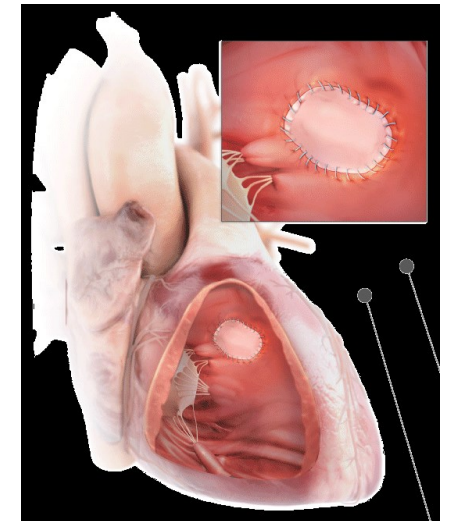
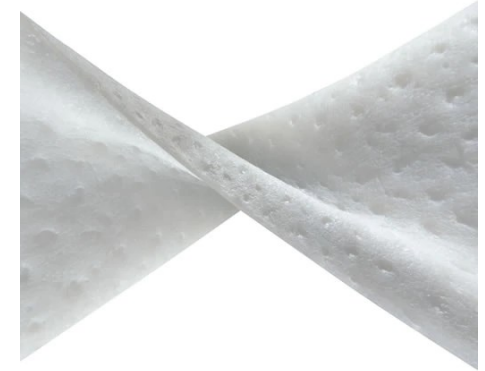
- In (Wasser-) löslicher und unlöslicher Form herstellbar
- Lösliches Kollagen: reassemblierbar zu Fibrillen
- Scaffold: Membranen, Schäume, Gele; neu: Fasern
- Oft auch als Komposit mit anderen Materialien bzw. zur Beschichtung von Scaffold- oder Implantatoberflächen

# Kollagen

## Allograf-Kollagenimplantat

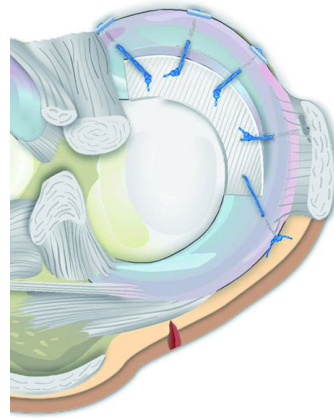


## Xenograf-Kollagenimplantat



# Kollagen

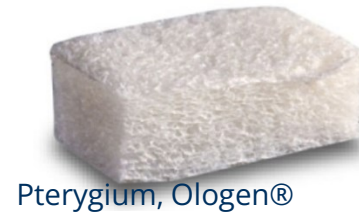
## Xenograf-Kollagenimplantat



Innenminiskus



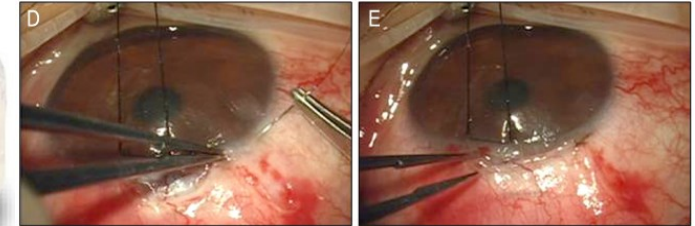
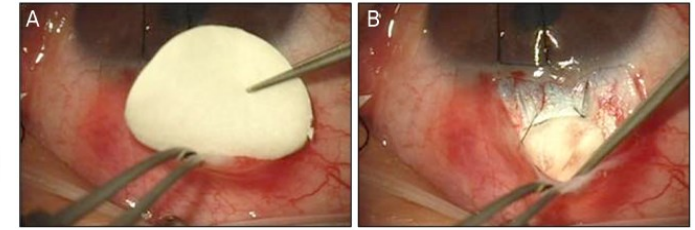
Außenminiskus



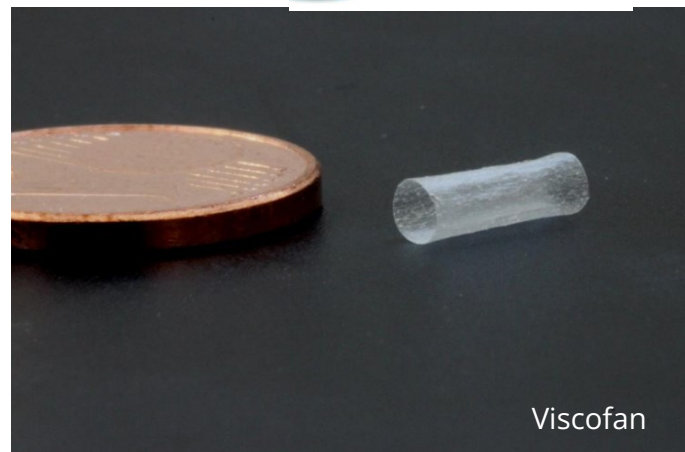
Pterygium, Ologen®



Glaukom, Ologen®



Viscofan®

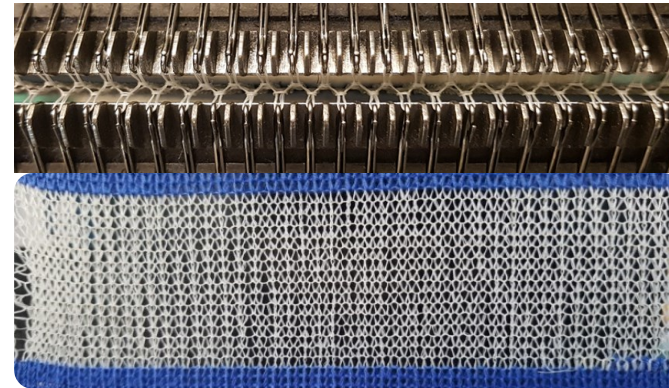
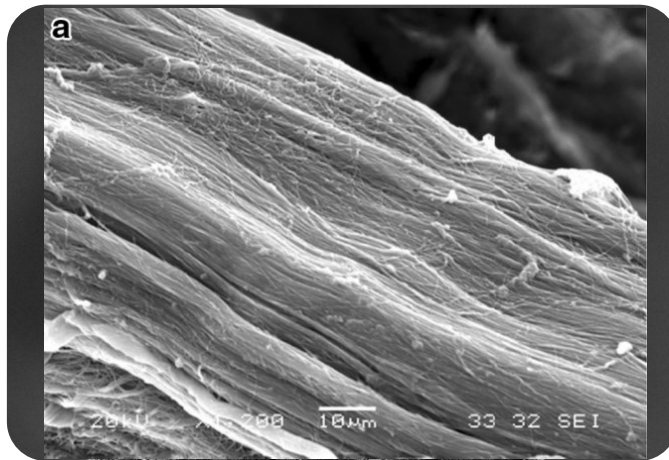
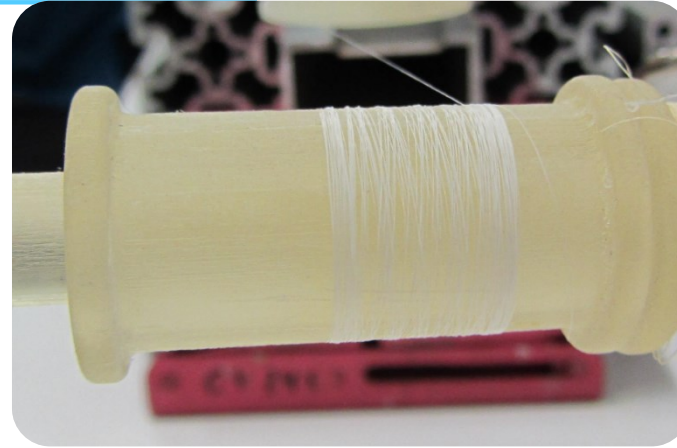
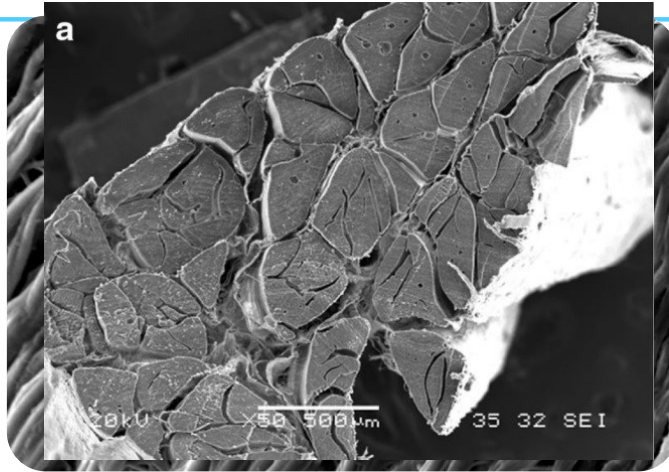


Viscofan



geistlich®

# Kollagen



**Human flexor tendons.** Reprinted from Zhou et al. Tendon allograft sterilized by peracetic acid/ethanol combined with gamma irradiation. J Orthop Sci 2014; 19: 627–636 [43], with permission from Elsevier.

---

# 3.2 Keramik

# Keramik

---

- wird aus einer anorganischen und nichtmetallischen Rohmasse geformt und
- erhält ihre Eigenschaften durch einen Trocknungs- oder einen Sintervorgang
- aufgrund der Korngröße unterscheidet man zwischen:
  - **Grobkeramik** (Korngröße  $> 0,1$  mm) → Ziegel, Schamotte
  - **Feink Keramik** (Korngröße  $< 0,1$  mm) → Steingut, Terrakotta, Porzellan, technische Keramik
- Porzellan und technische Keramik werden durch **Sintern** hergestellt
  - Verpressen von Pulvermassen und nachfolgende Wärmebehandlung
    - bei Temperatur unterhalb des Schmelzpunktes
      - Porosität und das Volumen wird deutlich verringert
        - verschleißfest, korrosionsbeständig, dicht, ...

keramische Produkte für technische Anwendungen, z. B. in:

- Maschinenbau
- Verfahrenstechnik
- Elektronik
- Computertechnik
- Luft und Raumfahrt
- Medizintechnik und Biomedizin usw.

Entsprechend chemischer Zusammensetzung unterscheidet man:

- **Silikat-Keramik** → Quarzporzellan, Steatit, Cordierit, ...
- **Oxid-Keramik** → Aluminiumoxid, Zirkonoxid, Titanoxid, ...
- **Nichtoxid-Keramik** → Carbide und Nitride → z. B. Siliziumkarbid

In der Medizin und Biomedizin: Aluminium- und Zirkonoxid, Calciumphosphate, Biogläser, Glaskeramiken

# medizinische Keramik und deren Einsatz

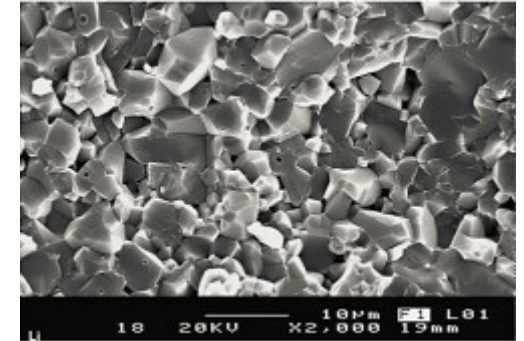
<b>Biokeramische Werkstoffe</b>	<b>Medizinische Anwendungsgebiete</b>
Aluminiumoxid	Hüftgelenksgugeln Dentalimplantate Gesichtschirurgie Mittelohrimplantate
Zirkonoxid	Hüftgelenksgugel
Hydroxylapatit	Orthopädische Implantate Knochenersatz Dentalimplantate Ohrimplantate Wirbelersatz
Bioaktive Gläser und Glaskeramiken	Implantate für die Gesichtschirurgie Dentalimplantate Knochenersatz Wirbelersatz Orthopädische Implantate

# Aluminiumoxid

- der wichtigste oxidkeramische Werkstoff
- besteht von 80 % bis 99 % aus Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )
  - wird aus dem gelbbraunen Sedimentgestein gewonnen
  - aufwändige chemische Umwandlungsprozesse

## Eigenschaften:

- hohe Festigkeit und Härte
- hohe Verschleißfestigkeit
- Korrosionsbeständigkeit
- hohe Wärmeleitfähigkeit
- hervorragendes Isolationsvermögen
- hohe Zähigkeit
- Hochtemperaturfestigkeit
- ausgezeichnete Gewebeverträglichkeit
- gutes Preis-Leistungs-Verhältnis



# Aluminiumoxid

Werkstoffpaarung	Abriebrate [ $\mu\text{m}/\text{Jahr}$ ]
Co-Cr-Mo-Legierung/ UHMWPE	200
$\text{Al}_2\text{O}_3/\text{UHMWPE}$	20–130
$\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Al}_2\text{O}_3$	1–10



# Zirkonoxid

## Eigenschaften

- aus Zirkonsand oder zirkonhaltigen Mineralen (z. B. Baddeleyit) gewonnen
  - in monokliner, tetragonaler und kubischer Kristallmodifikation
  - für technische Anwendungen wird kubische Form verwendet
  - zusätzlich stabilisiert durch CaO, MgO und  $Y_2O_3$ , die mit  $ZrO_2$  kubische Mischkristalle bilden
- zunehmende Bedeutung in den letzten Jahren
  - wegen hervorragenden tribologischen Eigenschaften sowie
    - höchsten Biegebruch- und Zugfestigkeit
    - Bruchzähigkeit
    - E-Modul ähnlich Stahl
    - hohen Verschleißfestigkeit
    - Korrosionsbeständigkeit
    - niedrigen Wärmeleitfähigkeit
    - Sauerstoffionenleitfähigkeit
    - Gewebeverträglichkeit



**Einsatz:** Hauptsächlich in Zahnheilkunde als Implantat; mechanisch hochbelastbare Komponente → z. B. Gelenk-Prothese

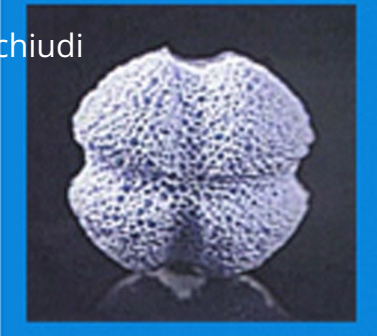
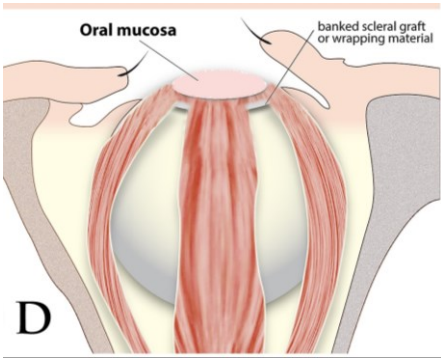
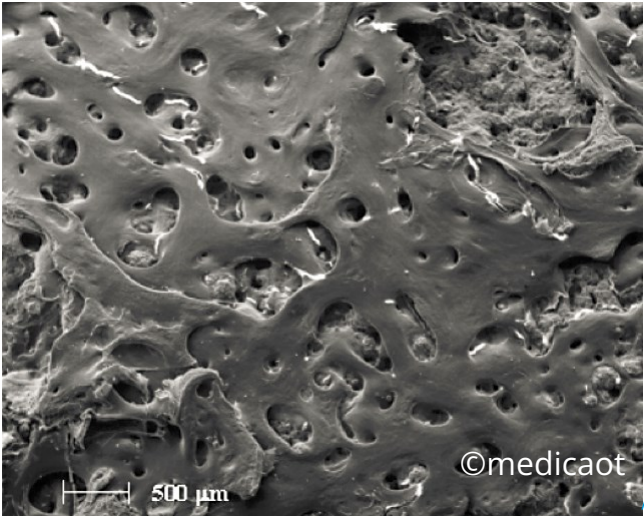
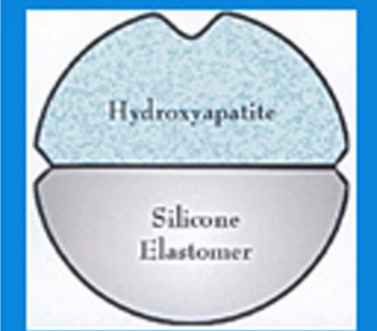
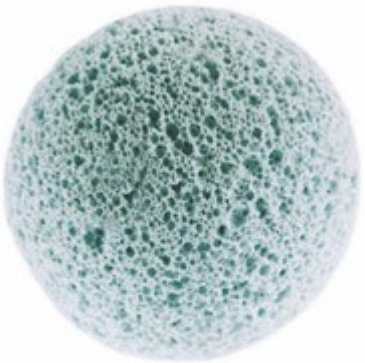
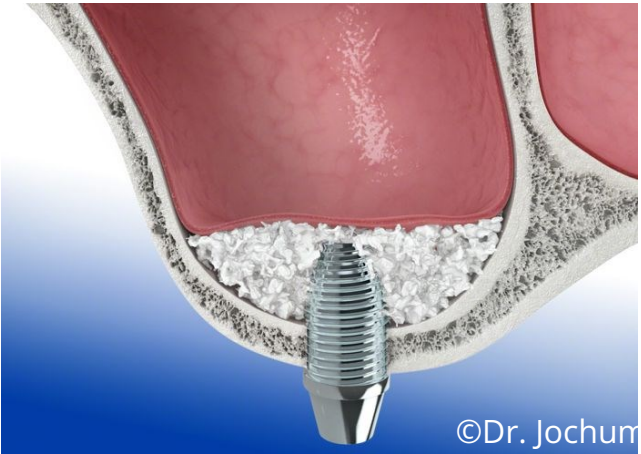
# Hydroxylapatit ( $\text{Ca}_5[\text{OH} | (\text{PO}_4)_3]$ )

## Eigenschaften

- ähnliche Komposition wie die mineralische Phase des Knochens und der Zähne
  - Rund 60–70% des Knochens und bis zu 98% des Zahnschmelzes
- Hohe Biokompatibilität, Bioaffinität und **Osteokonduktivität**
  - Keine Bildung von fibrillärem Bindegewebe
  - Ausbildung einer Verbindung zwischen Implantat und Gewebe mit hoher Festigkeit
  - Kürzere Heilungsphase als bei metallischen Implantaten
  - Reduzierte bis verhinderte Ionenfreisetzung der metallischen Substrate (Beschichtung mit HA)
- Nicht **osteinduktiv** → nicht-idealen Material für die Knochenregeneration
  - Keine Anziehung von Knochenvorläuferzellen oder Zytokine
- synthetisches Apatit  $\beta$ -TCP weist jedoch eine erhöhte Resorptionsrate, Osteokonduktivität und Osteoinduktivität als HAP auf.
- Nicht für lasttragende Implantate
  - Spröde, geringe Zugfestigkeit und geringe Bruchzähigkeit
- → **Einsatz:** als Festkörper in nicht lasttragenden Anwendungen z.B. Mittelohrimplantat oder Füllmaterial für Knochendefekte, Beschichtung von Implantatoberflächen

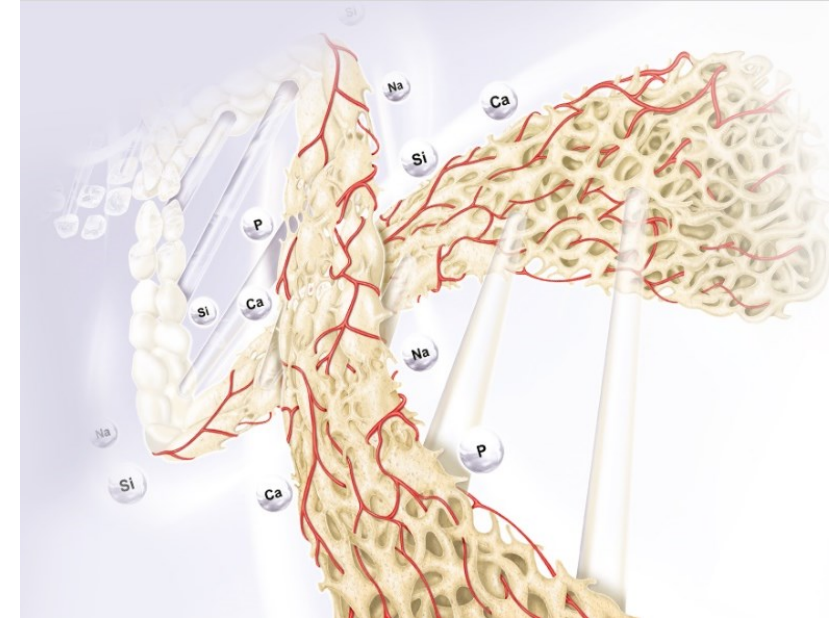


# Hydroxylapatit



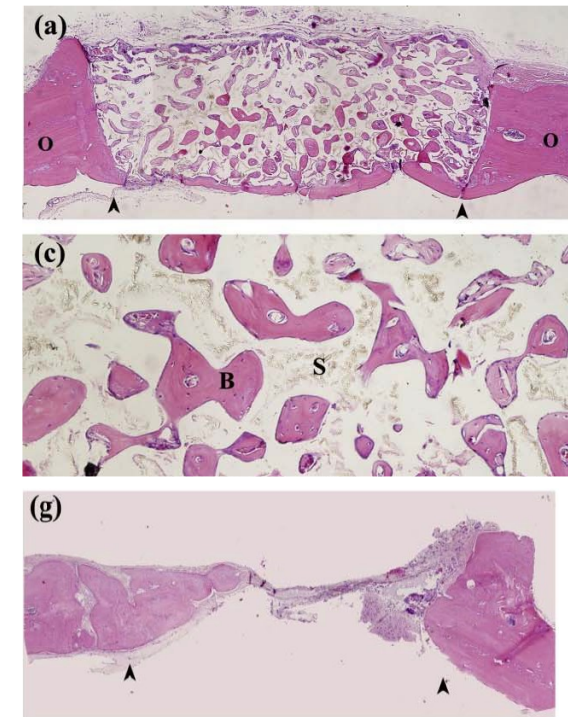
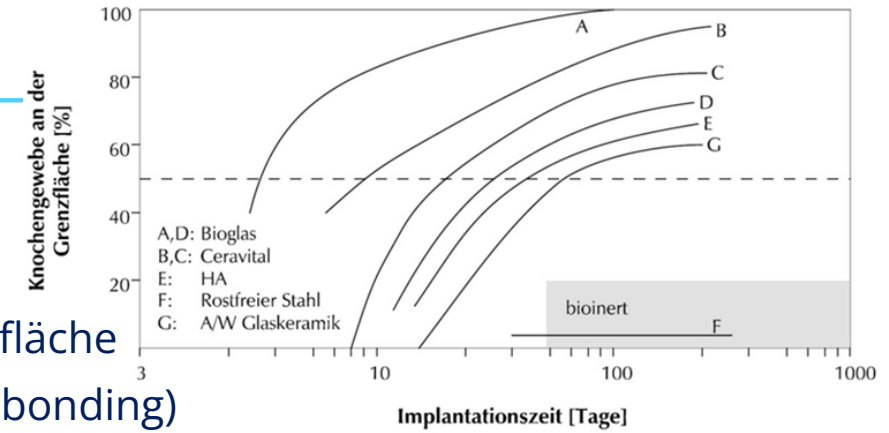
## Zusammensetzung vom BioGlas®

- Bioglass® oder bioaktives Glas gehört zu bioaktiven Keramiken
- Unterscheiden sich zwischen Silikat-, Phosphate- und Borat-basierte Gläser
- Das erste Bioglass®= 45S5 von Larry Hench 1969
  - SiO<sub>2</sub> 45 mol%
  - Na<sub>2</sub>O 24,5 mol%
  - CaO 26,9 mol%
  - P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> 2,6 mol%
- Weitere Typen
  - 58S (60 SiO<sub>2</sub>- 36 CaO- 4 P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> )
  - 1393 (53 SiO<sub>2</sub>- 20 CaO- 6 Na<sub>2</sub>O-4 P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-12 K<sub>2</sub>O- 5 MgO)
  - 70S30C (70 SiO<sub>2</sub>- 30 CaO)
- Modifikation mit biologisch aktiven Elementen zur Realisierung hoher Bioaktivität und der Funktionalitäten wie Angiogenese und antibakterielle Wirkung
  - Ce, Ga, Co, Cu, Sr, Li, Nb, Bo, Zn, und Mn

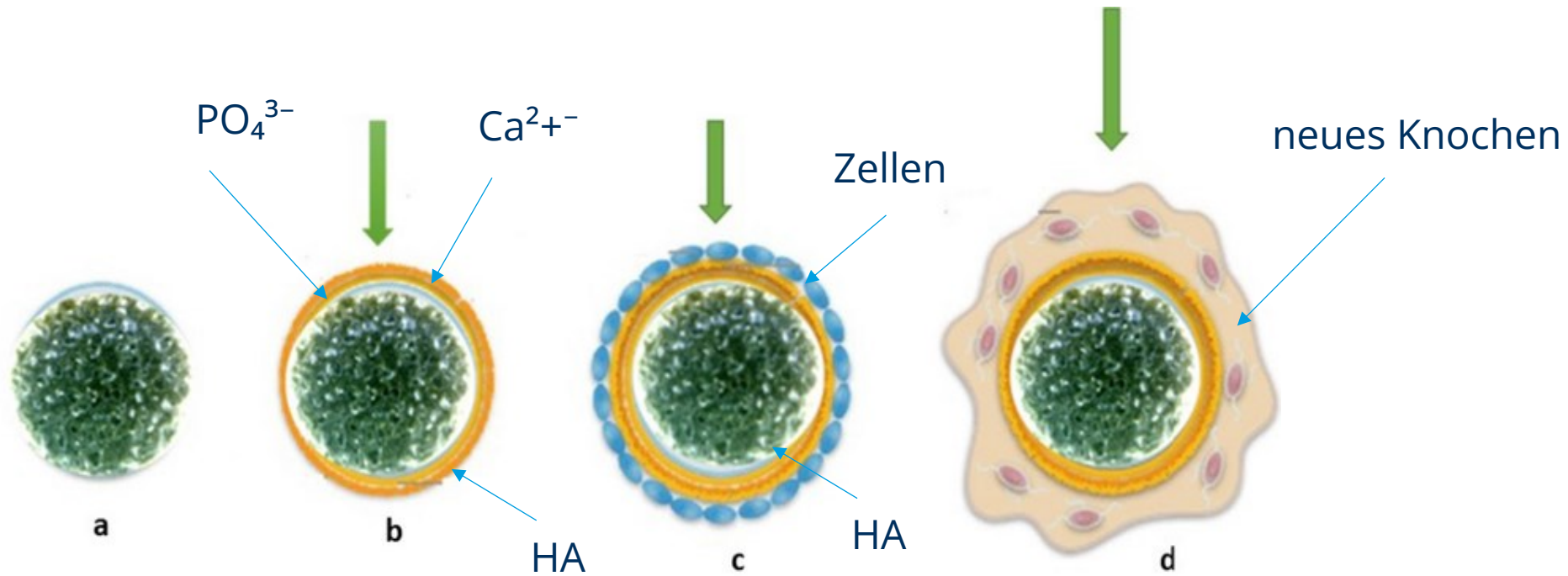


## Eigenschaften

- biodegradabel, **osteinduktiv** und **osteokonduktiv**
  - Verbesserte Form- und Stoffschlüssigkeit, große Wechselwirkungsoberfläche
- Rasche und schnelle Verbindung (schneller als HA) mit dem Knochen (bone bonding) durch
  - die Ausbildung einer Hydroxylcarbonatapatit- Schicht (HCA) an der Oberfläche des Glases
  - Stimulation der Osteogenese durch die Abbauprodukte (Si- und Ca-Ionen)
- Bildung einem stoffschlüssigem Interface mit Knochen
  - mechanischer Stabilität und Kraftübertragung
- Antibakteriell, entzündungshemmend und antioxidativ
- Blutstillend
- Spröde, geringe Zugfestigkeit und geringe Bruchzähigkeit
  - Zugfestigkeit: 40-60 MPa; E-Modul: 30-35 Gpa



# Umbau bioaktiver Gläser



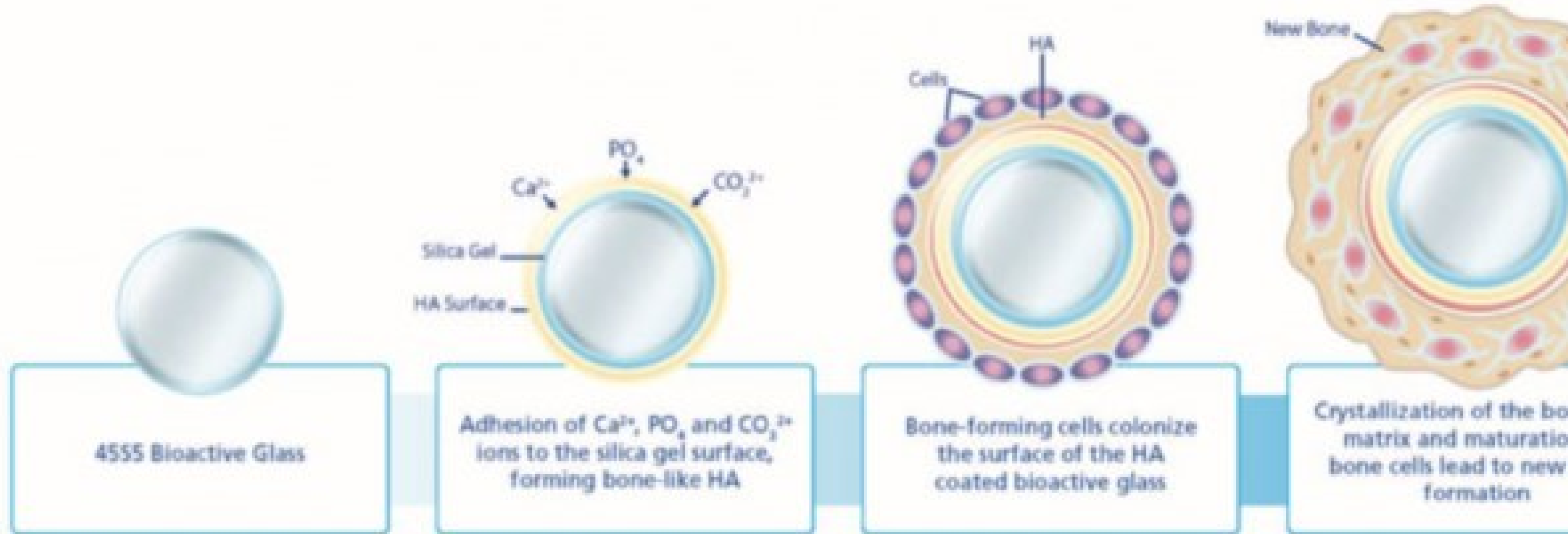
45S5 bioaktives  
Glas

Ionenreaktion,  
Adhäsion und  
Bildung von HA

Bildung und  
Prolifilation  
von Zellen

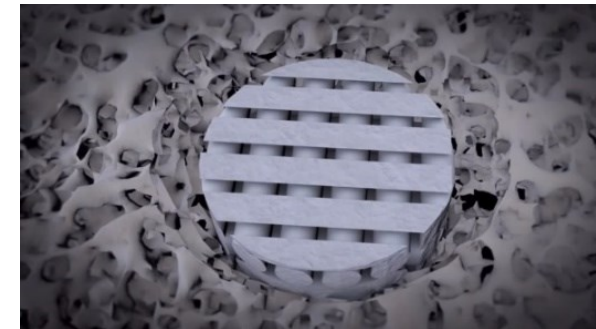
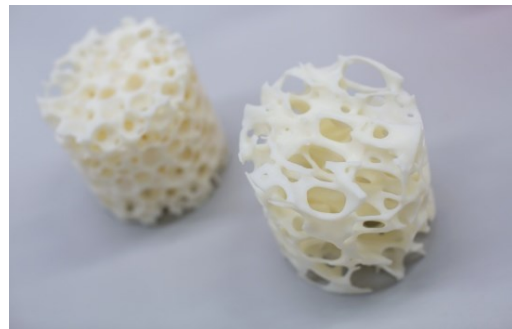
Bildung des  
neuen  
Knochens

# Bioactive Glass Surface Reaction



## Aktuelle Herstellungsform & Methoden

- Granulat
  - Partikel, Pulver und Pellets
- Paste
- Mikroporöse Strukturen mittels
  - (a) Sol-Gel Verfahren,
  - (b) Sintern, (c) Schäumen,
  - (d) CAM unterstützte Extrusion,
  - (e) unidirektionale Gefrieren
- Nanofasermembrane



## Einsatzgebiete

- Millionenfacher nicht lasttragenden Einsatz von Bioglas 45S5 für die Heilung von Knochendefekten im Kiefer und in der Orthopädie
- Anwendungen als Festkörper sind z.B. Heilung von Knochendefekten bei
  - Osteoporose oder Tumorentfernung
  - Mittelohrimplantat,
  - Zahnstifte
- Spinalfusion und bei schwerer Bandscheibenvorfall
- Wundheilung bei chronischen Wunden
- Beschichtung von Implantatoberflächen

# KONTROILFRAGEN

---

- Welche Polymere (mind. 5) werden am meistens als nichtresorbierbares Material für die medizinische Anwendung eingesetzt? Nennen Sie für jedes Polymere 3 Anwendungsbeispiele.
- Nennen Sie bitte die vier wichtigsten medizinischen Keramik und geben Sie für jede min. 3 Einsatzbeispiele.
- Welche Eigenschaften (mind. 4) hat Hydroxylapatit als Biokeramik? Nennen Sie die Einsatzbereiche von Hydroxylapatit.
- Nennen Sie die Eigenschaften vom Bioglas und min. 3 Einsatzbeispiele für Bioglas.