



Anforderungen an Implantatwerkstoffe

1. Unschädlichkeit

- Nicht karzinogen
- Nicht toxisch
- Antigenfrei
- Nicht radioaktiv

2. biologische und chemische Kompatibilität

- Keine Fremdkörperreaktion
- elektrochemische Stabilität (korrosionsbeständig)
- Einbeziehung in den Lagerstoffwechsel
- Biologische / chemische Stabilität (Resorptionsstop)

3. mechanische Kompatibilität

- ausreichende mechanische Festigkeit
- isoelastische Beziehung zum Lagergewebe
- Keine Verschleißprodukte (z. B. durch Abrieb)

4. Funktionalität

- ggf. ästhetisch tolerabel
- ggf. Reinigungsmöglichkeit
- röntgenologische Stabilität

5. Handhabung

- Praktische Handhabung (z. B. im OP)
- Sterilisierbarkeit
- Sichtbarkeit in der Diagnostik (Röntgen, MRT)
- Kompatibilität zu diagnostischen Verfahren z. B. MRT (nicht magnetisierbar, nichtleitend)
- Entfernbarkeit
- Bearbeitbarkeit
- Individuelle Anpassbarkeit

6. Ökonomische / ökologische Faktoren

- Kosten
- Recyclingfähigkeit ?
- Entsorgung ?

Bei Implantaten wichtig:

- Langzeitbeständigkeit (mechanisch und chemisch: kein korrosiver Angriff !)
- Risiko allergener Reaktionen durch Freisetzung von Stoffen (durch Abrasion / Korrosion)

Anorganisch nichtmetallisch

metallisch

Organisch/polymer

Keramiken

Biogläser

Metalle

Polymere

Gelenkprothetik
Zahnprothetik

-
-
-
-
-
-

Knochenzement
Beschichtungen

-
-
-
-
-
-

Gelenkprothetik
Zahnprothetik
Gefäßchirurgie
Kanülen
Nägel

-
-
-
-
-
-

Zemente
Gefäßchirurgie
Gleitkörper (Gelenke)

-
-
-
-
-
-

Keramiken

- Urformen aus pulverigem Zustand & Hilfsstoffen

Natürliche synthetische Rohstoffe

anorganische Komponenten

↓ Mahlen

Pulver → definierte Korngrößenverteilung → bestimmt Gefügequalität, ca. 0,5-5 µm



+ organische Zusatzstoffe (Bindemittel, Plastifizierer, Stabilisatoren, Verflüssiger)

Compounding (Masseaufbereitung) → mischen & uneten / granulieren



Granulat oder Schlacke/Paste



Pressen/Gießen/bildsame Formgebung

Grünkörper → Grünbearbeitung

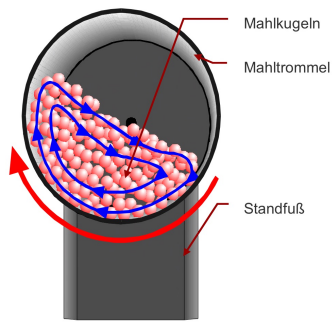


Trocknen/Entbindern → Vorsintern → Sintern



Keramisches Bauteil

Pulverherstellung



Sprühtrocknen

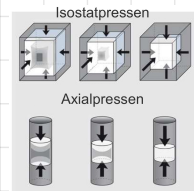
- Keramik + Binder + Plastifizierer → dünnflüssiger Schlacke
- Versprühen und Trocknen im Luftstrom
- Granulie = sprühtrocknete agglomerierte Pulver (50-100 µm)

Formgebung → Grünkörper

Pressen

- Aufbereiten → Mischen & Mahlen → Sprühtrocknen → Pressen
- Isostat- & Axialpressen (2. wirtschaftlicher)

Axialpressen: - 600-2000 bar
- axial-radial-symmetrische Bauteile
- Ausgangsstoff: rieselsähiges Pulver
- einfache Geometrien



Extrudieren

- Strangpressen
- Keramik + org. Plastifizierer & Binder
- axial/-radial-symmetrische Bauteile
- keine Längsbegrenzung

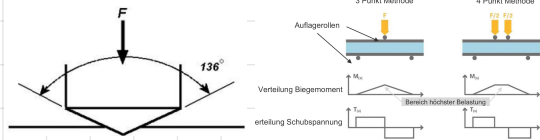
Spritzgießen

- komplexe Geometrien & große Stückzahl
- CIM (Ceramic Injection Modeling)
- Keramik + org. Plastifizierer & Binder
- teures Werkzeug
- kleine & komplexe Bauteile
- endkonturnah & hohe Oberflächengüte

Materialcharakterisierung

Härtemessung über **Ikenesverfahren**: Vickershärte

Biegefestigkeit: 3-Punkt oder 4-Punkt Biegeversuch
 Biaxialtest



hohe Streuung d. Biegefestigkeitswerte, da Bruch durch Fehler im Keramikgefüge → Fehlerhäufigkeit im Werkstoffgefüge

Bruchzähigkeit:

kritisches Spannungsintensitätsfaktor K_{Ic} : Maß für Risszähigkeit/-anfälligkeit

→ keine Spannungsminderung durch plastische Verformung möglich

→ Bruch durch Spannungsüberhöhung an Kerben/Gefügefehlern

Gefügeanalyse → Korngrößen- & -verteilung

REM-Aufnahmen:

- Homogenität der Gefüge
- Defekte?
- Porosität

Vermessung nach Linienschnittverfahren

Autoklavtest: Messung des gebildeten Anteils an monoklinem Zirkonoxid
 10h im Autoklav = 3-6 Jahre in vivo

Hochleistungskeramiken

Gelenkersatz

mechanische Belastung: Hüfte → flächige Druckbelastung

Knie → Zug/Druck/Torsion

tribologische Belastung: Verschleißfähigkeit, Vermeidung von Abrieb

Kontakt mit Gewebe: meist bioinert

Langzeitstabilität in vivo: chemisch stabil, keine Änderung der Zusammensetzung

Reines ZrO_2 existiert in drei Polytypen

Hannink 2000

kubisch > 2600 K
 tetragonal 1400-2600 K
 monoklin < 1400 K

- Hochtemperaturmodifikationen können durch Stabilisatoren **metastabil** erhalten werden
- Weitverbreitet: Yttriumoxid 2,5-3 mol-% ⇒ tetragonal PSZ/TZP > 8 mol-% ⇒ kubisch FSZ

$ZrO_2 - Y_2O_3$ bei Raumtemperatur

nicht thermodynamisch stabil

Aluminiumoxid ist ein ausgereifter Werkstoff mit wenig weilerem Entwicklungspotential, problematisch ist insbesondere die zu geringe Festigkeit und Bruchzähigkeit. Keramik/Keramik Paarungen sind möglich. Sehr anfällig für Fehler beim Einbau im OP.

Zirkonoxid 3Y-TZP besitzt überlegene mechanische Eigenschaften, ist aber anfällig für hydrothermale Alterung (LTD). Nur Keramik/Polymere Paarungen möglich (Gegenkörper verschleißt schneller)

→ Mischkeramiken aus beiden Werkstoffen können die positiven Eigenschaften erhalten und die Nachteile vermindern

ZTA: „zirconia toughened alumina“ ZrO_2 Dispersion in Al_2O_3 -Matrix
 ATZ: „alumina toughened zirconia“ Al_2O_3 Dispersion in ZrO_2 -Matrix

⇒ Compositewerkstoff: Zirkonoxidverstärktes Aluminiumoxid ZTA

↳ vereint positive Eigenschaften von Al_2O_3 und Y-TZP

Al_2O_3 : hohe Härte

hohe Verschleißbeständigkeit

geringer Preis

hohe chemische Beständigkeit

Festigkeit und Zähigkeit wie Y-TZP

Erhöhte Zuverlässigkeit

Hohe Härte für Keramik/Keramik Gleitpaarungen

Hohe Alterungsbeständigkeit

Extrem hohe Abriebfestigkeit

Erstes für Knieimplantate geeignetes Material !!

ZrO_2 : Aktivierung zusätzlicher Verstärkungsmechanismen

verbesserte Zähigkeit & Festigkeit

feineres Gefüge

Alterungsbeständigkeit

Knochen

Kompositmaterial aus Kollagen und Hydroxylapatite

Remodeling des Knochens

- ständiger Umbau und Erneuerung
- Belastung: Dichtezunahme
- Entlastung: Knochenmasseverlust
- Osteoblasten: 1-2 $\mu\text{m}/24\text{h}$
- Osteoklasten: 60 $\mu\text{m}/24\text{h}$
- Ausbildung Havers'sches System: 2-4 Monate

Knochenersatzmaterialien

Calciumphosphat $\left\{ \begin{array}{l} \text{Orthophosphate} \\ \text{Pyrophosphate} \\ \text{Polyphosphate} \end{array} \right.$

Überwiegende Calciumphosphatphase: Hydroxylapatit

Hydroxylapatit

- 75% der Skelettmasse
 - gute Anbindung an natürliche Knochensubstanz $\rightarrow$ fester Knochenverbund nach 4-6 Wochen
 - geringe Resorptionsgeschwindigkeit, extrem langsam abbaubar
 - hydrophil, bioaktiv, biokompatibel, osteokonduktiv
 - spröde, ausreichende Druckfestigkeit
 - geringe Biege- und Torsionsfestigkeit, kaum belastungsstabil
 - ideales Oberflächenbeschichtungsmaterial
- $\rightarrow$ Zum Auffüllen von Lücken, oft poröse, schaumartige Strukturen („Scaffolds“)

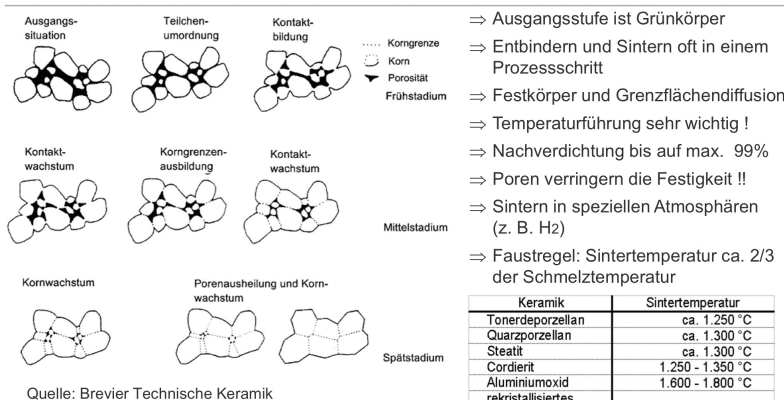
β -Tricalciumphosphat

- gute Biokompatibilität
- Osteokonduktiv/- & induktiv
- schnell resorbierbar

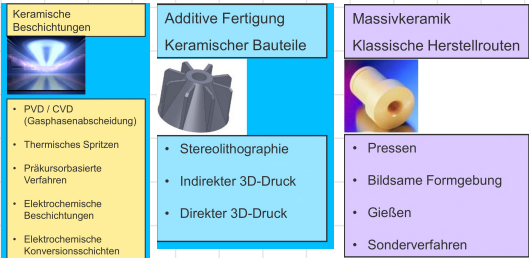
Glasseramiken: - Zusatz von Alkalinen oder Mg bei Herstellung von Calciumphosphaten
- geringe Kristallinität $\rightarrow$ eig. keine Keramiken

anorganische Gläser

- schnelle Anbindung an Knochen
 - schlechte mechanische Eigenschaften
- $\rightarrow$ nicht für lasttragende Implantate

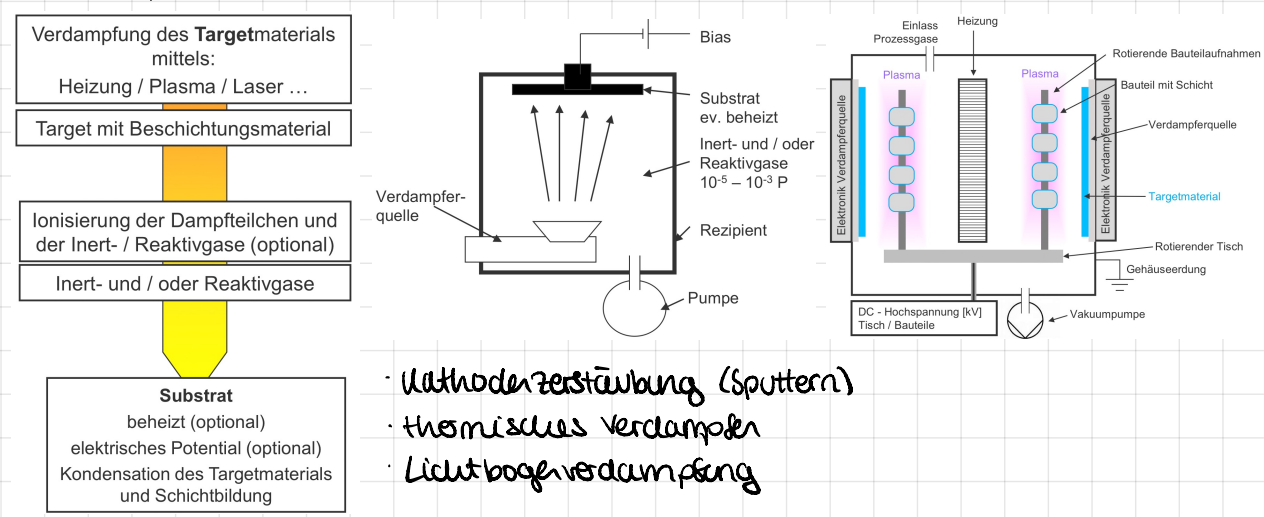


Fertigungsmethoden Keramik



PVD physical - vapour - deposition

- Abscheidung aus der Gasphase
- Verdampferquelle überhitzt Feststoff in Gasphase
↳ atomare Species treffen auf Substrat aus und bilden Schicht (0 - ... µm)
- benötigt ionisierte Teilchen
- aufwändige Vakuumtechnik
- hohe Härde

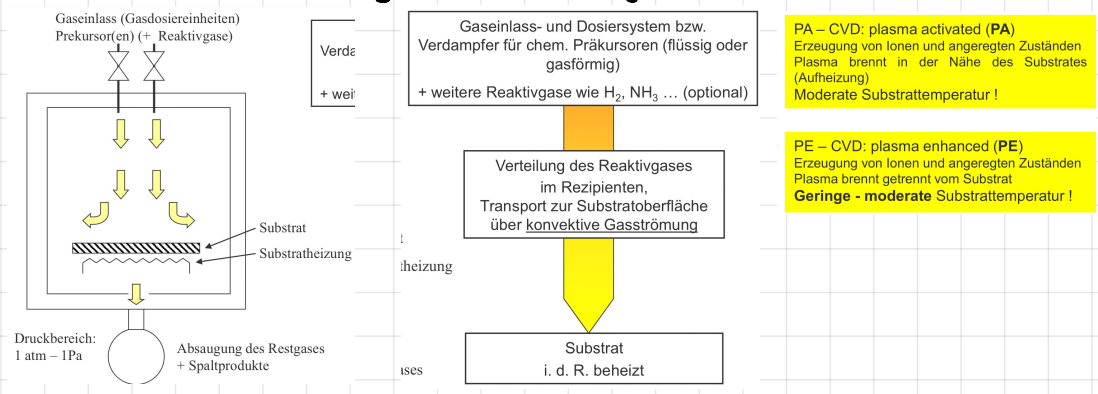


- Kathodenzerstäubung (Sputtern)
- thermisches Verdampfen
- Lichtbogenverdampfung

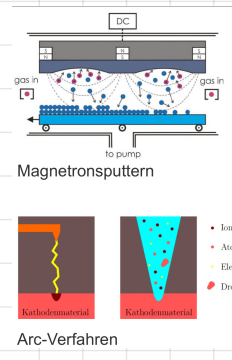
z.B. Unieppelen, Katheter, Schrauben

CVD chemical - vapour - deposition

- Dampf oder Reaktivgas wird einge-
leitet
- > chemische Reaktion auf Oberfläche,
Reaktionsprodukte bilden Schicht (wenige Atomlagen - einige µm)
- hohe Materialvielsalt
- Spaltprodukte \ Abgase Aufbereitung schwierig



besser weil niedrigere Temp.



Diamantähnliche Kohlenstoffschichten (DLC)

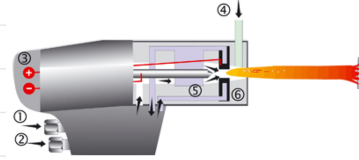
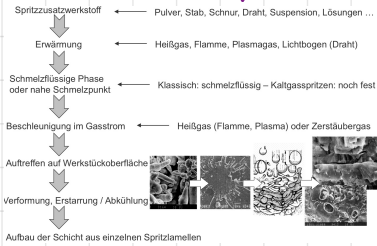
- Kohlenstoff in Form von Graphit / Diamant / Polymer

Aufbau: Funktionsschicht
Stützschiicht
Haftschiicht

Anwendung bei Uniegegelen Tibiaseitig Stents

- hohe Härte & Oberflächengüte
- bioinert / biokompatibel

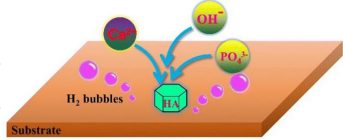
thermisches Spritzen



atmosphärisches Plasmaspritzen: hohe Gastemperaturen, ionisiertes Gas (→ Plasma)

Hüftgelenkschale, Uniegelehne

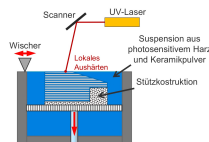
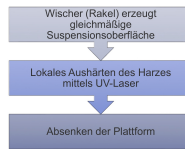
CaP-Beschichtung über elektrochemisches Verfahren



Stereolithographie (SL)

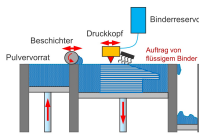
Aushärtung durch selektives Belichten

- komplexe Geometrien möglich
- für Keramik aufwändig
- hohe Genauigkeit
- Stützstruktur notwendig, danach Sintern



Indirektes 3D-drucken: Binder-Jetting

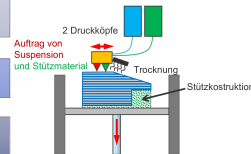
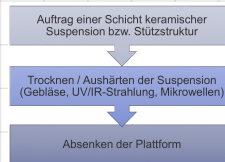
- schnelles Verfahren
- niedrige Energiekosten
- keine Stützstruktur notwendig
- Zahnimplantate



Direktes 3D-drucken: Particle-Jetting

- niedrige Energiekosten
- dauert lange wegen Trocknung
- mehrere Werkstoffe gleichzeitig verarbeitbar
- Fused deposition of ceramics:

Auftrag einzelner Tropfen keramischer Suspension

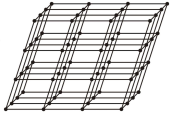


Metalle

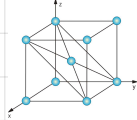
Aufbau

amorphe & kristalline Anordnung

Translationsgitter

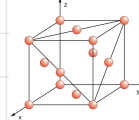


kubisch raumzentriertes Gitter



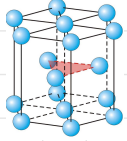
Mn, Cr, Nb, α -Fe

kubisch flächenzentriertes Gitter



γ -Fe, Cu, Al, Pb, Ag, Au

hexagonal-dichtes-gepacktes Gitter



Mg, Zn, Be, α -Ti, α -Co

schlecht plastisch verformbar

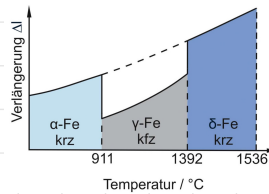
Polymorphie = Allotropie

Umwandlung in ein anderes Atomgitter bei

Überschreiten einer bestimmten Temperatur

Änderungen:

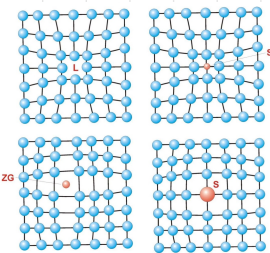
- mechanische Eigenschaften
- meiste physikal. Eig.
- spezifisches Volumen



Gitterfehler

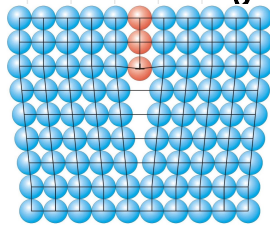
- nulldimensional $\rightarrow$ Punktfehler
- eindimensional $\rightarrow$ Linienfehler
- zweidimensional $\rightarrow$ Flächenfehler
- dreidimensional $\rightarrow$ räuml. Fehler

nulldimensional

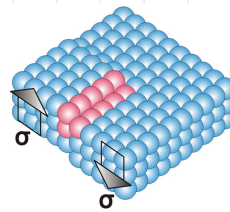


Verzerrung des Gittergitters durch Gitterfehler

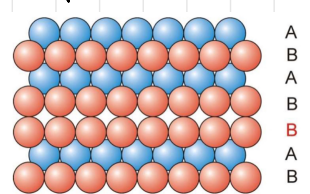
Stufenversetzung



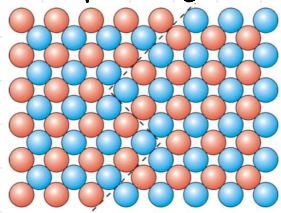
Schraubenversetzung



Stapelfehler

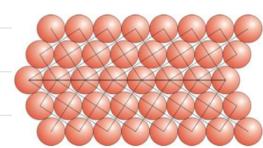


Antiphasengrenze



Klein- & Großwinkelkorngrenzen

Zwillingsgrenze



3D-Fehler $\rightarrow$ Ansammlung von Leerstellen $\rightarrow$ Ansammlung von substituierenden Atomen

$\downarrow$

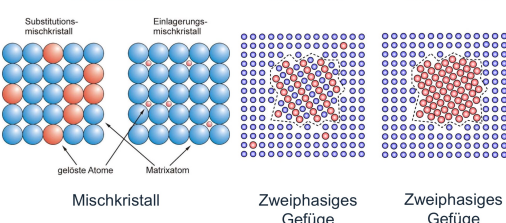
Einschlüsse, Linien, Poren

Legierungsbildung

Vollkommene Löslichkeit

Teilweise Löslichkeit

Vollkommene Unlöslichkeit



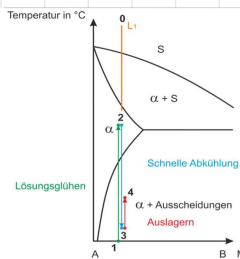
Korrosionsschutz

Festigkeitssteigerung, Steifigkeit, Verschleiß

el. & chem. Leitfähigkeit

Beeinflussung d. Übergangstemperatur

Biokompatibilität



0-1: **langsame Abkühlung:** Bei Unterschreiten der Segregatslinie scheidet sich aufgrund der stark abnehmenden Löslichkeit β -MK meist auf den Korngrenzen aus $\rightarrow$ mäßige Festigkeitssteigerung

1-2: **Lösungsglühen:** Die Legierung wird auf eine Temperatur erhitzt bei der sich wieder alle B-Atome im α -MK lösen können. Die Ausscheidungen lösen sich wieder auf.

2-3: **Abschrecken:** Aufgrund der hohen Abkühlgeschwindigkeit können sich bei Unterschreiten der Segregatslinie keine Ausscheidungen (β -MK) bilden. Die B-Atome bleiben in α -MK zwangsgelöst. Man nennt dies einen übersättigten Mischkristall.

3-4: **Auslagern:** Bei Auslagern bei Raumtemperatur (Kaltauslagern) oder bei leicht erhöhter Temperatur (Warmauslagern) bilden sich mit der Zeit viele kleine β -MK Ausscheidungen im Korninneren $\rightarrow$ starke Festigkeitssteigerung



Ausscheidungen: eine oder mehrere feste Partikel der selben chemischen Zusammensetzung (= Phasen) aus dem festen Zustand eines Mischkristalls

$\rightarrow$ bei abnehmender Temp. nimmt Löslichkeit ab
 $\rightarrow$ temperatur- und zeitabhängig

Abscheidung von metastabilen Phasen

Festigkeit

Festigkeitskennwerte

- Zugfestigkeit
- Bruchzähigkeit
- Streckgrenze
- Schwingfestigkeit
- ...

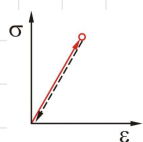
reversible Verformung

Endzustand = Ausgangszustand

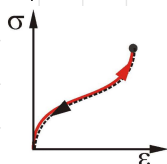
beim Entlasten werden Formänderungen sofort / mit Verzögerung vollständig abgebaut

Verformungen:

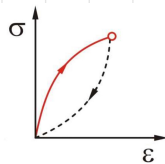
linear-elastisch



hyperelastisch



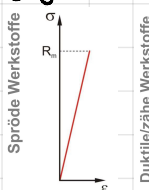
anelastisch



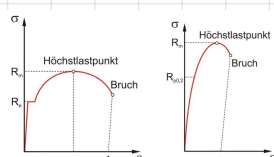
bspw. Theraband, Elastomere

irreversible Verformung

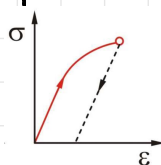
Zugversuch



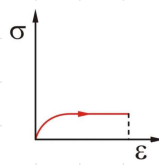
Duktile / zähe Werkstoffe



plastisch



viskos

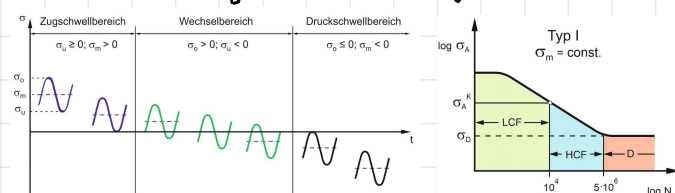


Härtung

Härte = Widerstand den ein Körper dem Eindringen eines anderen härteren Körpers entgegenbringt

zyklische Belastung

durch schwingende Belastungen



Werkstoffe für Implantate

Anforderungen an Implantatwerkstoffe

- mechanisch:
- Dämpfung, Reibung, Verschleiß
 - Steifigkeit $\rightarrow$ E-Modul
 - R_e, R_m
 - plast. Verformbarkeit

- Korrosiv:
- beständig gegen Körperflüssigkeiten
 - keine allergene / toxische Korrosionsprodukte

- biologisch:
- nicht toxisch
 - nicht immunreaktiv, keine Trombenbildung
 - bioaktiv
 - sterilisierbar

keine Wechselwirkung mit anderen Implantaten!

- biomedizinisch:
- nicht toxisch, allergen, Karzinogen, Fibrogen
 - keine Behinderung der Knochenversorgung
 - keine Einheilung durch Bindegewebe
 - An/Auflösung des Implantats durch den Körper
 - aufwachsen osteoblastenähnlicher Knochenzellen zur Fixierung des Implantats im Knochen
 - Antibakterielle Eigenschaften

- **Biotolerant:**
 - Eignung für eher kurzfristige Verweildauer
 - Keine Zersetzung
 - Geringe Gewebereaktionen möglich
- **Bioinert:**
 - Keine biologische / chemische Wechselwirkung
 - Nur sehr geringe Gewebereaktion $\rightarrow$ Nur Druckbelastung übertragbar
 - Keine Freisetzung von toxischen Substanzen
 - Einige Keramiken und viele Metalle
- **Biokonduktiv:**
 - Keine biologische / chemische Wechselwirkung
 - Keine Freisetzung von toxischen Substanzen
 - Knöchernes Gewebe wächst auf Oberflächenrauigkeiten auf
 - Übertragung von Druck und Zug möglich
 - Einige Keramiken und Titanlegierungen
- **Bioaktiv:**
 - Vollständige Reaktion des Körpers mit dem Material
 - Zug und Druckbelastung möglich
 - Umwandlung der Materialbeschichtung in Knochensubstanz

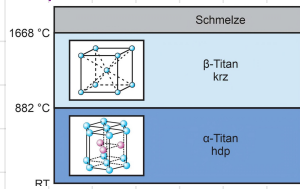
rostfreie ferritische Stähle

- gute Korrosionsbeständigkeit
- ferromagnetisch $\rightarrow$ nicht MRT-kompatibel
- Skalpellhülle, chirurgische Instrumente

austenitische Stähle

- Ni_2 -Gitter
- Edelstähle, fast immer rostfrei
- gute Korrosionsbeständigkeit
- nicht ferromagnetisch $\rightarrow$ MRT-kompatibel
- Legierung erforderlich
- geringere Härte & Festigkeit wie ferritische Stähle
- gut zu desinfizieren
- Allergien & Sensibilisierung möglich
- Legierung kann sich lösen $\rightarrow$ erhöhte Metallionenkonzentration im Blut
- Fixationschrauben, Behälter, OP-Ausstattung

Titan



- höchste Korrosionsbeständigkeit, v.a. gegen Säuren → Deckschicht
- MPK kompatibel
- niedriges E-Modul
- geringes spez. Gewicht bei hoher Festigkeit
- aufwändige Bearbeitung / Schweißen

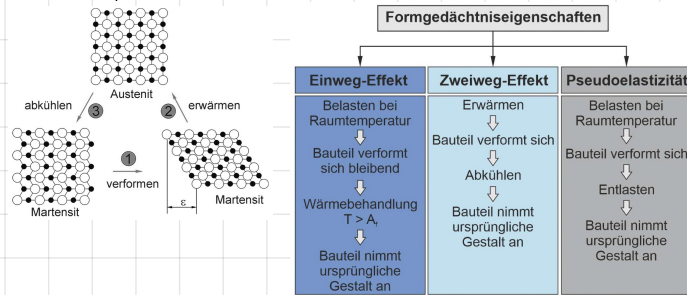
- Zahnprothesen/-implantate, dauerhafte Implantate, Stents
- Hüft & Knieprothesen, Wirbelsäule (Bandscheibenersatz)
- Nägel, Schrauben, Platten, Beschichtungen

Biokompatibilität

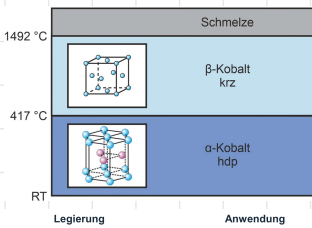
- Bildung reines und stabiles TiO_2 -Schicht
- messbare Bindung zwischen Titan und Knochen & Knochenwachstum
- Oberflächenstruktur beeinflusst Gewebereaktion
- Formgedächtnislegierung in Kombination mit Nickel → Ohrimplantat (Nitinol)

Nitinol

- Ohrimplantat, Stents



Kobalt



- unedles Element → Legierung für Korrosionsbeständigkeit
- rein nicht MPK-kompatibel → CoCr-Legierung
- eig. immer in Legierung
- hochfest, widerstandsfähig, abriebfest, langzeitstabil, geringes Verschleiß
- CoCrNi korrodieren im Körper + Kontraindikation Nierenschäden
- bei Implantatversagen hohe Ionenfreisetzung

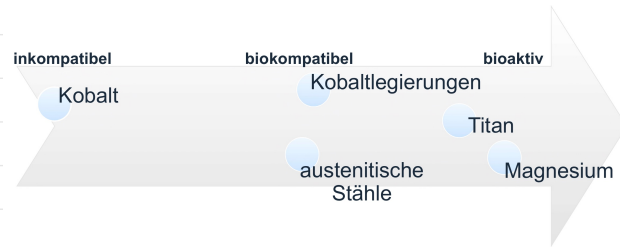
Legierung	Anwendung
CoCrMo (Gusslegierung)	Gelenkersatz für Hüft-, Knie-, Ellbogen-, Schulter-, Knöchel- und Fingergelenke, Knochenplatten und -schrauben, künstliche Herzklappen
CoCrMo (Schmiedelegerung)	Gelenkersatz
CoCrWNi (Schmiedelegerung)	Gelenkersatz, Herzklappen, Drähte, Chirurgische Instrumente
CoNiCrMo (Schmiedelegerung)	Hüftgelenkschäfte

Magnesium

- sehr schlechte Korrosionsbeständigkeit, porös, Reaktion mit Wasser
- Sauerstoff-Schutzschicht
- MPK-kompatibel
- natürlich im Körper enthalten
- > **bioresorbierbare Implantate, Kurzzeitimplantate**
- werden mit der Zeit von Körper abgebaut → biodegradierbar
- Basis für nachwachsendes Körpergewebe
- einstellbare Degradations / Abbauraten
- Magnesiumhydroxid wirkt osteoproliferativ
- Wasserstoffbildung → Wasserstofftaschen → Verlust der Stabilität, v.a. bei großen Implantaten
- Lometallische Gläser
- Stents, Stützgerüste, Drug-Delivery-System
- Knochenimplantate (-ersatz-) Schrauben

Werkstoffvergleich

	Ferritischer Stahl weich	Ferritischer Stahl hart	Aust. Stahl	Titan/ Ti-Leg.	CoCr-Leg.	Magnesium
R _e [MPa]	260	600	190 – 400	320 – 900	310 – 1520	170
R _m [MPa]	450	1100	490 – 1000	520 – 925	650 – 2000	220
E-Modul [GPa]	210	210	190	55-140	220-234	44
Härte [HV]	160 – 300	225 – 600	160	126 – 330	250 – 700	75
A ₅ [%]	20	5	60	25 – 10	20 – 2	2
Umformvermögen	Gut	Schlecht	Sehr gut bis gut	Schlecht	Ausreichend	Schlecht
Schweißvermögen	Sehr gut bis aufwendig	-	Sehr gut bis aufwendig	Aufwendig	Aufwendig	Aufwendig
Korrosionsbest.	Gut	Gut	Gut bis sehr gut	Überragend	Sehr gut	Schlecht bis sehr schlecht
MRT-tauglich	Nein	Nein	Ja	Ja	Ja (in Legierung)	Ja
Verträglichkeit	Sensibilisierung & Allergien (Ni/ Cr)	Sensibilisierung & Allergien (Ni/ Cr)	Sensibilisierung & Allergien (Ni/ Cr)	Sehr gut	Allergien, teilweise toxisch	Sehr gut
Biokompatibilität	-	-	Bioinert	Bioaktiv	Biotolerant	Stark Bioaktiv



Anwendung	Metalle
Osteosynthese, Gelenkersatz	Austenitische Stähle Titan und Ti-Legierungen Co-Cr-Legierungen
Dentalchirurgie	Titan und Ti-Legierungen Co-Cr-Legierungen Austenitische Stähle
Gefäßchirurgie	Co-Cr-Legierungen Ni-Ti-Legierungen Mg-Legierungen
Chirurgische Instrumente	Ferritische, martensitische u. austenitische Stähle Titanlegierungen

Probleme auf Metallimplantate

- Entzündungsreaktion
- Pseudotumore
- Abrieb → Entzündungen im Gelenk durch Abriebpartikel
- Knöchelverlust Weichteilgewebeveränderungen → Implantatlockerung, Fraktur, ungenügende knöcherne Abstützung
- ⇒ häufigste Gründe für Revisionsoperationen in der Hüftendoprothetik

austenitischer Stahl

- Korrosion, Freisetzung löslicher Produkte
- Allergien

Titan

- Reintitan quasi korrosionsresistent, reibkorrosionsanfällig
- bakterielle Infektresistenz
- Titanallergien quasi nicht existent
- Komplikationen: postoperative Infektionen

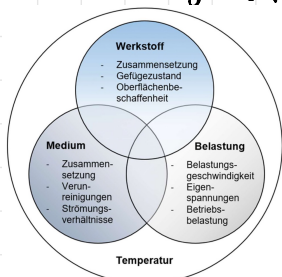
Kobalt

- Metallgleitpaarungen setzen Chrom- & Kobaltionen frei
- in hoher Konzentration zytotoxisch
- Verfärbungen/lokale Wasseransammlungen
- organtoxisch, Grenzwert Co: 7 µg/l

Korrosion

unerwünschte, von der Oberfläche ausgehende chemische, physikalisch-chemische oder elektrochemische Reaktion eines Werkstoffes mit seiner Umgebung

→ Schädigungsprozess ausgehend von Oberfläche

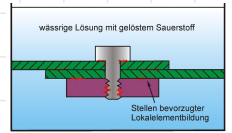
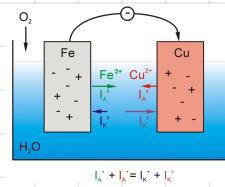


elektro-chemisch

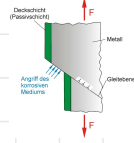
- mind. 2 edle Metalle
- unterschiedl. Werkstoffzustände
- Elektrolyt - Konzentrationsgradient

Säurekorrosion, Kontaktkorrosion (Amalgam $\rightarrow$ Gold)

Reibkorrosion $\rightarrow$ kleine Metallpartikel werden aus Oberfläche heraus gerissen
 Lochkorrosion Zerstörung des Passivfilms, beschleunigte Korrosion

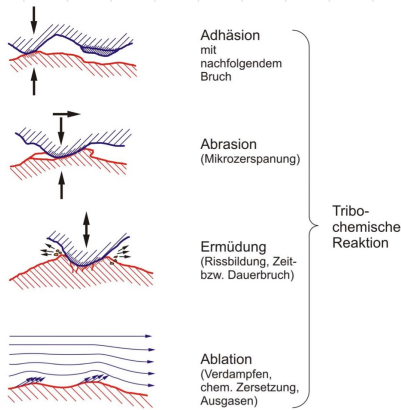


Spannungsrisskorrosion



Verschleiß

Werkstoffabtrag an der Oberfläche durch Reibung



Polymere

organische Makromoleküle aus linearen und verzweigten Molekülketten, aus gleichartigen Einheiten
Kollomomere

Synthetisch

- Thermoplaste: aus linearen Molekülen, thermisch umformbar, mehrfach umformbar, recyclebar
- Duroplaste: aus vernetzten Molekülen, nur mechanisch bearbeitbar (Harze), kaum umformbar
- Elastomere: weitmaschig vernetzt, elastisch verformbar (Silikone, PUR)

natürlich

Proteine: AS-Ketten, 3D-Faltung

Kohlenhydrate: Monosaccharide, über glycosidische Bindungen linear/verzweigt/vernetzt verbunden

biotechnologisch hergestellt

in Bakterien oder Zellen synthetisiert (PHB), spezielle natürliche Pol.

mechanisch

- ⊕ Flexibilität, Dehnbarkeit, Dämpfungsverhalten, Gleitverhalten, gewichtsspezifische Festigkeit
- ⊖ volumenspezifische Festigkeit

optisch

- ⊕ Transparenz möglich, röntgendurchsichtig
- ⊖ in Bildgebenden Verfahren nicht sichtbar

chemisch/physikalisch

- ⊕ Bio-/Hämkompatibilität, keine el. Polwirkung, keine Korrosion, geringes Gewicht
- Degradierbarkeit/Resorbierbarkeit ganz gut
- ⊖ schwer zu sterilisieren, degradationsstabil

strukturell

- ⊕ Permeabilität, relativ geringe Dichte

sonstiges

- ⊕ Preis, hygienisch, gute Verarbeitbarkeit/Kombinationsfähigkeit
- ⊖ Abfallproblematik, Recycling schwer

Einsatzgebiet

Windeln, Handschuhe, OP- Kleidung, Sterilverpackungen

Schläuche, Kanülen, Spritzen, Katheter, Drainagen

Beatmer, Endoskope, Blutbehälter, Infusionsbeutel, Drug Delivery

Implantate

Hilfsmittel: Nahtmaterial, Osteosynthese, Patches, Knochendefektfüllung

Funktionale Prothesen: Bänder, Gelenke, Blutgefäßprothesen, Mittelohr*, Auge / Linse, Kiefer, Zahn, Herzklappen, Ösophagus, Trachea, Herniennetze, Stents

Plastische Chirurgie: Brust, Ohr*, Nase*

Biohybride Organe: Blutgefäßersatz*, Pankreas (Bauchspeicheldrüse)*, Leber*, Trachea*, Herzklappen*

Regenerationsmedizin: Zellträger, Matrices

Analytik

Kernspinresonanztopographie (NMRT)

Infrarotspektroskopie (IR)

Elementar-Analyse, Element-Analyse

Gelpermeationschromatographie (GPC)

Lichtstreuung

intrinsische Viskosität

Melt-Flow-Index

E-Modul, Elastizität

Unstabilität, Glasübergangstemp., Schmelzpunkt

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

- Spaltung von Molekülketten
- Abnahme der Molekülmasse
- unter Umständen Beibehaltung der äußeren Form

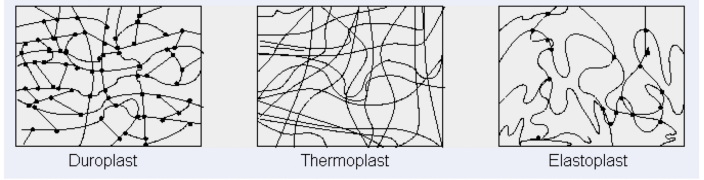
Resorption = Volumenverlust (Degradation vorhanden), verbunden mit

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

Biologische Abbaubarkeit = Abbau des Materials im biologischen Milieu durch

- Mikroorganismen (Bakterien, Pilzen)
- Hydrolyse, Enzyme, Macrophagen (in vivo)

Biostabilität = niedrige oder fehlende Wechselwirkung zwischen Kunststoff und dem biologischen Milieu

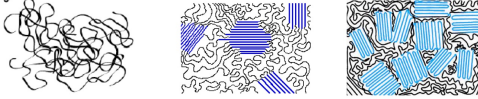


Grundlagen

Grundlagen Polymere

ITFT
DEUTSCHE INSTITUTE FÜR
TEXTILFASERFORSCHUNG

- Molekulargewichtsverteilung von ~ 5000 g/mol bis > 1.000.000 g/mol
- Kettenaufbau aus Monomerbausteinen (vgl. Perlenkette)
- Hochselektive Reaktion der Monomere erforderlich
- Polymere sind polydispers (unterschiedl. Kettenlängen)
- Die Polymerketten liegen in Lösung und in der Schmelze meist als Knäuel vor
- Es existieren meist teilkristalline oder amorphe Strukturen (niedermolekulare Verbindungen können dagegen vollständig auskristallisieren)

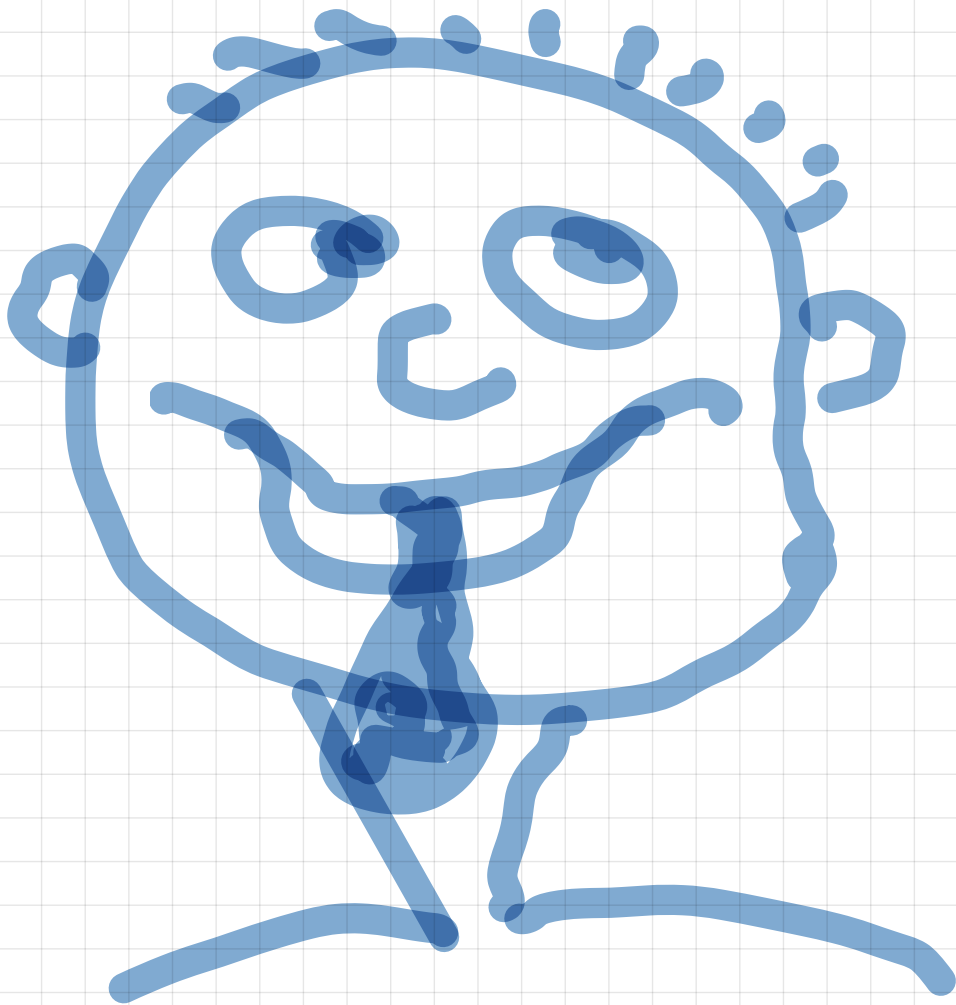


Polyreaktionen

ITFT
DEUTSCHE INSTITUTE FÜR
TEXTILFASERFORSCHUNG

Verfahren:

- **Massepolymerisation** (in situ): Ohne Zusätze meist in eigener Schmelze
- **Lösungspolymerisation**: Monomer und Polymer in Lösemittel gelöst
- **Fällungspolymerisation**: Monomer gelöst, Polymer fällt aus
- **Suspensionspolymerisation**: Monomer durch Stabilisator in Wasser gelöst, Polymer fällt aus
- **Emulsionspolymerisation**: Monomer durch Emulgator in Wasser gelöst, Polymer fällt aus
- **Gasphasenpolymerisation**: Gasförmiges Monomer, Polymer als Partikel in Gas gehalten (Wirbelbett)



Altfragen

Anorganisch nichtmetallisch

metallisch

Organisch/polymer

Keramiken

Biogläser

Metalle

Polymere

Gelenkprothetik
Zahnprothetik

.
. .
. .
. .
. .

Knochenzement
Beschichtungen

.
. .
. .
. .
. .

Gelenkprothetik
Zahnprothetik
Gefäßchirurgie
Kanülen
Nägel

.
. .
. .
. .
. .

Zemente
Gefäßchirurgie
Gleitkörper (Gelenke)

.
. .
. .
. .

Compoundieren