

Biomedical Implant Engineering

Prof. Cattaneo · Universität Stuttgart · WS 2025/2026 · rekonstruiert direkt im Anschluss an die Klausur

Aus dem Gedächtnis rekonstruiert — Reihenfolge, genaue Formulierungen und Teilpunkte können von der echten Klausur abweichen. Zahlenwerte sind so notiert, wie erinnert; im Zweifel nicht als exakt zitierfähig behandeln.

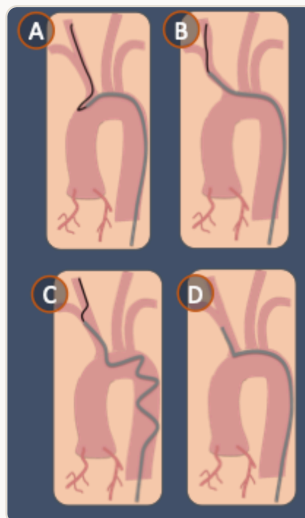
1

KATHETER

Guidewire-Platzierung & Flexibilität/axiale Stabilität

Abbildung: nur der Guidewire (nicht der Katheter) liegt bereits im richtigen Zielgefäß.

Gefragt war der Zusammenhang zwischen Katheter-Flexibilität und axialer Stabilität in Bezug auf dieses Szenario.



Original-Foliengrafik ("Critical issues occurring during navigation"): in A knickt der Guidewire am Zugang zum Zielgefäß (Katheter ist nicht gefolgt), in B/D navigiert er glatt hinein, in C knickt/verwindet er sich im Hauptgefäß.

2

BALLONKATHETER

Form des Mold (Gussform) berechnen

Berechnung der Form/des Innendurchmessers einer Mold (Gussform) mithilfe einer Formel, die auch schon in den Übungsaufgaben verwendet wurde — vermutlich die "Balloon design"-Aufgabe (negative Mold für den Ballon-Formprozess).

$$d_1 = 1 / (1/d_0 - p_1/(2 \cdot E \cdot s))$$

We manufacture the negative mold for the balloon shaping process. What is the inner diameter of the mold?

$$\varepsilon_1 = \frac{\pi \cdot (d_1 - d_0)}{\pi \cdot d_0} = \frac{p_{i,1} \cdot d_1}{2 \cdot E \cdot s}$$

$$d_0 = \frac{1}{\left(\frac{1}{d_1} + \frac{p_{i,1}}{2 \cdot E \cdot s}\right)} = \frac{1}{\left(\frac{1}{3,5 \cdot 10^{-3}} + \frac{6 \cdot 10^5}{2 \cdot 150 \cdot 10^6 \cdot 40 \cdot 10^{-6}}\right)} m = \frac{1}{(286 + 50)} m \approx 3 \text{ mm}$$

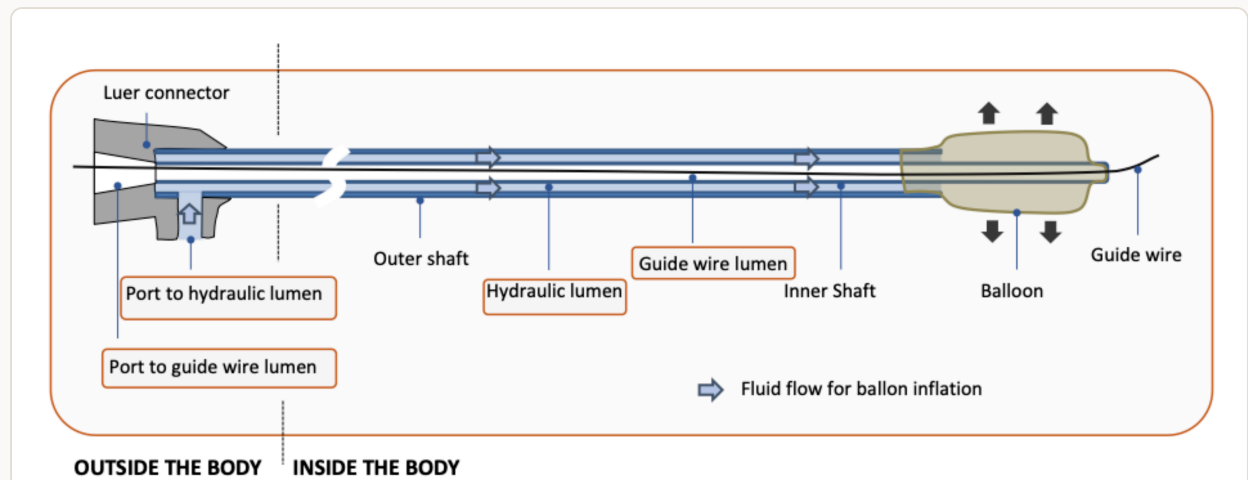
Übungsaufgabe "Balloon design": Innendurchmesser der negativen Mold aus Ziel-Durchmesser d_1 , Druck p_1 , E-Modul und Wandstärke s (gleiche Formel wie oben, nach d_0 aufgelöst).

3

KATHETER

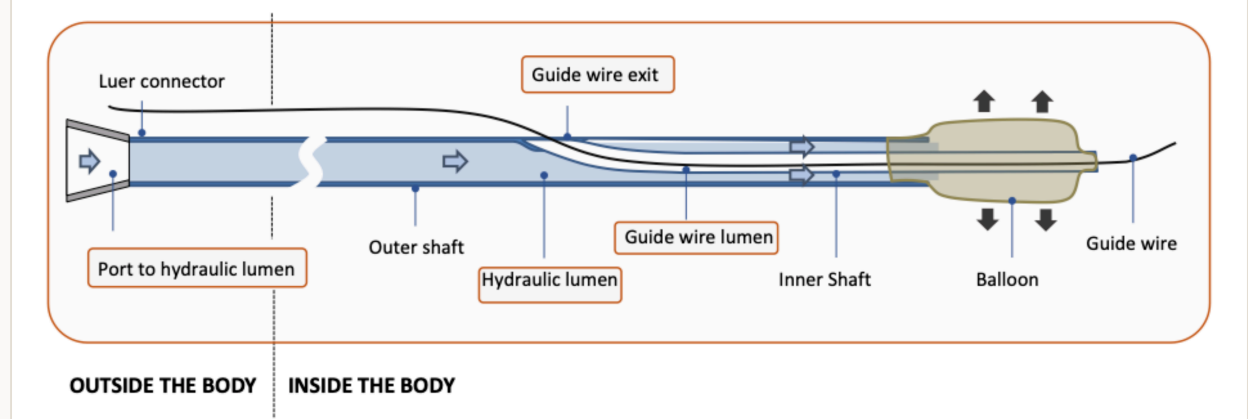
OTW- und RX-Katheter zeichnen

Einen Over-the-Wire- und einen Rapid-Exchange-Katheter zeichnen und beschriften.



Over-the-Wire (OTW) — Guidewire-Lumen verläuft über die gesamte Katheterlänge; Luer-Konnektor mit zwei Ports (Guidewire, Balloninflation).

Guide wire exit near distal tip → not a port; cannot be used for guide wire insertion during the procedure.



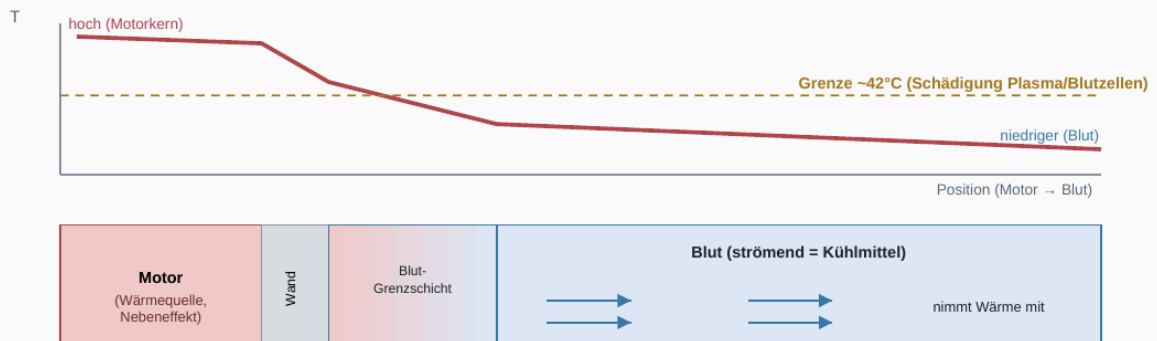
Rapid Exchange (RX) — Guidewire-Lumen beschränkt sich auf den distalen Katheterabschnitt; Guidewire-Exit nahe der Spitze ist kein Port (kein Guidewire-Einführen während des Eingriffs möglich).

Axiale Blutpumpe — Wärmeverlauf & Rechnung

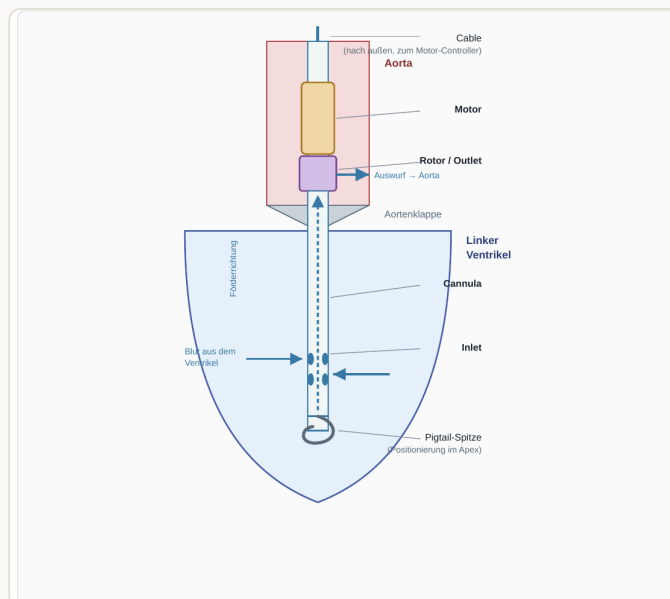
- Wärmeverlauf (Temperatur) von Gehäuse zu Blut zeichnen, inklusive Blutfluss mit Inlet und Outlet.
- Multiple-Choice-Frage: Möglichkeiten, die Wärmeübertragung zu verbessern.
- Rechenaufgabe: Druck war relevant; gegeben waren Durchmesser und Länge. Der Durchmesser wurde vergrößert (Faktor $\approx 1,2 \cdot$ ursprünglicher Durchmesser), die Länge dadurch um 50 % erhöht (genauer Zusammenhang/Fragestellung nicht mehr sicher erinnerlich).

Eigene Rekonstruktions-Skizzen zu dieser Aufgabe (Impella-Prinzip, als am nächsten liegend bestätigt):

Szenario 1 — Impella: Wärmeübertragung Motor → Blut (Verknüpfung Kap. 11 & 14)



Wärmeverlauf Motor → Wand → Blut-Grenzschicht → Blut, mit $\sim 42^\circ\text{C}$ -Schädigungsgrenze — das vorbeiströmende Blut wirkt als Kühlmittel.



Gesamter Impella-Katheter in situ: Ansaugen am Inlet im Ventrikel, Förderung entlang des Motors, Auswurf am Rotor/Outlet in die Aorta.

5

STENTS

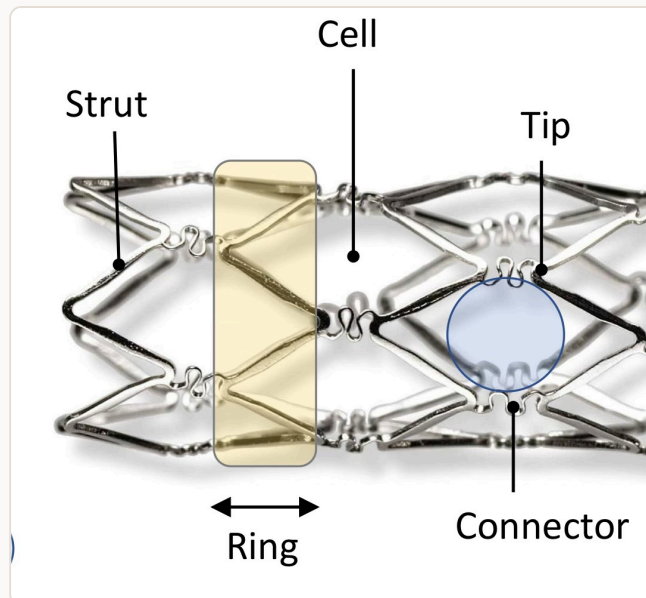
Stent beschriften & Strutlänge berechnen

- Stent-Komponenten beschriften: Strut, Ring, Tip, Connector, Cell.
- Rechenaufgabe: Strutlänge berechnen.
- Rechenaufgabe: Auswirkung auf die Oversizing (bzw. auf den Biege widerstand des Struts), wenn man die Strutbreite b größer oder kleiner wählt — vermutlich über die Biegemoment-/Balkentheorie-

Formelkette aus Kapitel 10 (Coronary Stenting):

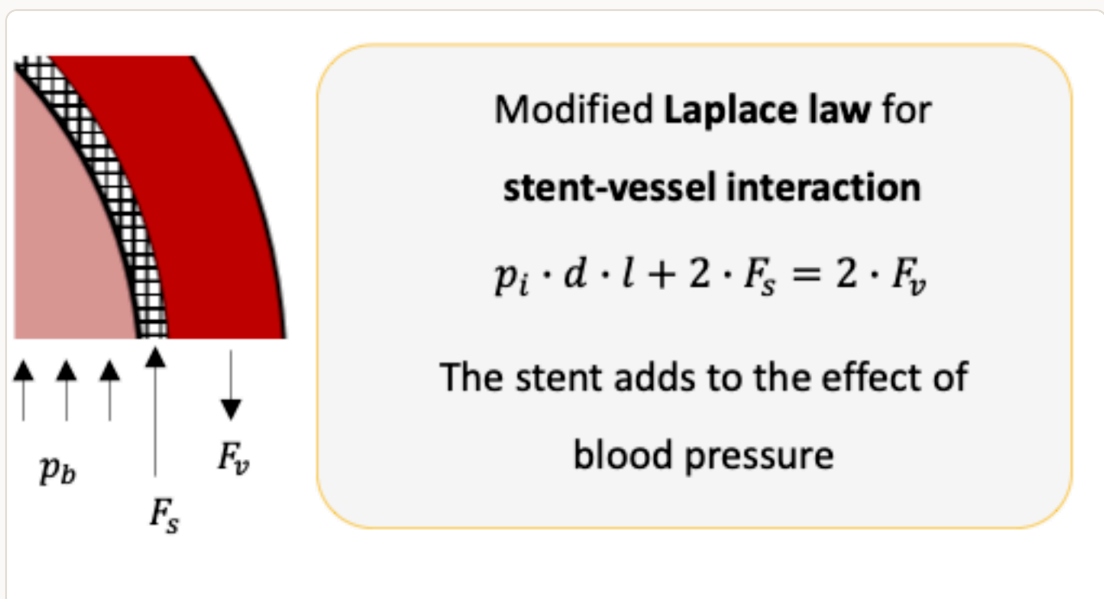
$$F_r = (2 \cdot E_v \cdot \epsilon \cdot s_v - p_b \cdot d) / 2 \cdot l_r \rightarrow M_r = F_r \cdot l_r / 2 \rightarrow 1/\rho = M_r / (E \cdot I), \text{ mit } I = b^3 \cdot h / 12$$

Größeres b (Strutbreite) oder h (Strutdicke) $\rightarrow$ größeres $I \rightarrow$ kleinere Krümmung $1/\rho \rightarrow$ weniger Verformung unter Last $\rightarrow$ Stent behält seine Radialkraft/Oversizing-Wirkung besser (Trade-off: größeres Profil, schlechtere Crossability).



Beschriftung eines Laser-cut-Stents: Strut, Cell, Tip, Connector, Ring.

Ergänzend: Kräfte zwischen Stent, Gefäß und Blut (Pfeile einzeichnen) — Original-Foliengrafik nach Ballondeflation:



Kräfte am Stent-Gefäß-Querschnitt nach Ballondeflation: Blutdruck p_b und Stentkraft F_s wirken der Gefäßkraft F_v entgegen — $p_i \cdot d \cdot l + 2 \cdot F_s = 2 \cdot F_v$ ("Der Stent addiert sich zur Wirkung des Blutdrucks").

Gegenüberstellung einer Metallherzklappe und einer Herzklappe mit Polymerrand. Dazu eine Statistik, sinngemäß zu erhöhtem Schlaganfallrisiko bzw. verbessertem PVL (paravalvuläres Leck) — die genaue Fragestellung dazu nicht mehr sicher Erinnerung.

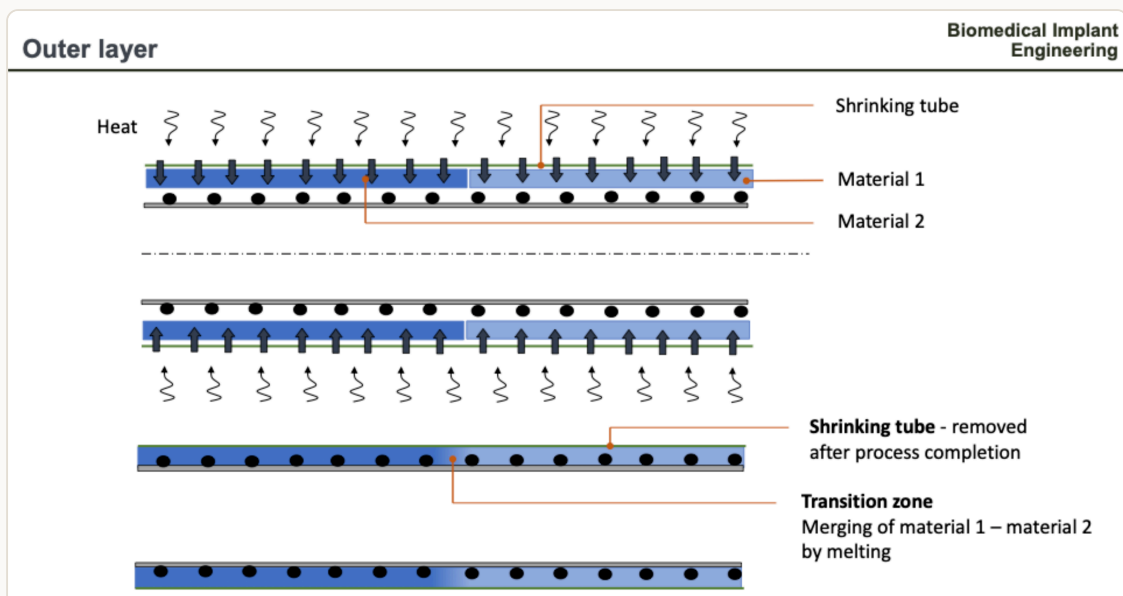
7

NEURO / FERTIGUNG

Mikrokatheter-Fertigung mit Shrinking Tube

Das Fertigungsverfahren eines Mikrokatheters mit einem Shrinking Tube beschreiben.

- **Innere Schicht (Inner Layer):** Fluoropolymere (FP) — PTFE, FEP oder PFA. Niedriger Reibungskoeffizient (reduziert Reibung des Implantats beim Vorschieben) und hämokompatibel (blutinert, geringes Thrombusrisiko im Mikrokatheter-Lumen).
- **Äußere Schicht (Outer Layer):** thermoplastische Elastomere (TPE) — Polyurethan (PU) oder Polyether-Block-Amid (Pebax). Deckt die Metallverstärkung ab und schützt so das Endothel vor Verletzung.
- **Verbindung der Schichten:** Fluoropolymere sind chemisch inert/hitzebeständig → keine direkte Verklebung/Verschmelzung möglich; die Oberfläche der inneren Schicht wird stattdessen **geätzt** (aufgeraut), damit sich die äußere Schicht mechanisch daran verankert.



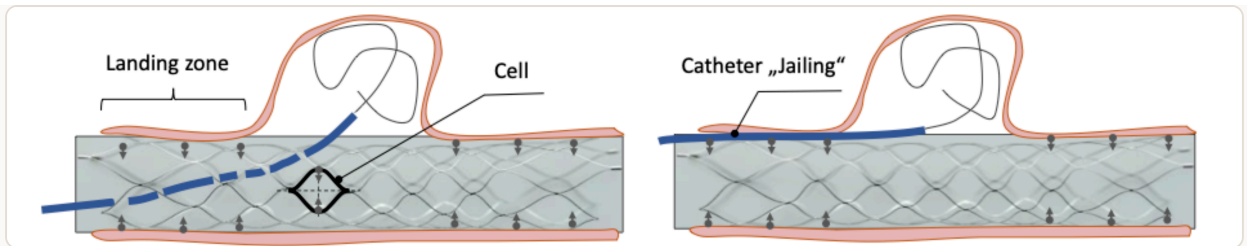
Outer layer / Shrinking-Tube-Prozess: Wärme presst die Schichten (Material 1, Material 2) radial zusammen; die Shrinking Tube wird nach Prozessende entfernt; an der Übergangszone verschmelzen Material 1 und 2 miteinander.

8

NEURO / ANEURYSMA

Stent-assisted Coiling

Zwei Verfahren beschreiben: Coiling through-the-cell (durch die Zelle eines gewebenen Stents) und Coiling per Jailing.



Stent-assisted Coiling — links: Coil-Katheter durch eine Stent-Zelle ("through-the-cell"); rechts: Coil-Katheter wird vor Stent-Freisetzung positioniert und vom Stent fixiert ("Jailing").