

Biomedizinische Messtechnik I VL 4

Prof. Wilhelm Stork

Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV)



Wiederholung

SI System

1960: Intern. Einheitensystem (SI) für 7 Basisgrößen mit Basiseinheit

Länge	m
Masse	kg
Zeit	s
Stromstärke	Ampere
Temperatur	Kelvin
Stoffmenge (1971)	mol
Lichtstärke	Candela

vgl. Angloamerikanisches Maßsystem "Imperiales System" (1824/1959)

1978: Metrifizierung von UK, Kanada "symbolisch", rechtliche Durchsetzung angestrebt bis 2009 (unrealistisch!)

Die SI-Basiseinheiten und deren gegenseitige Abhängigkeiten durch die im Jahr 2012 gültigen Definitionen

21 02.11.2012 W. Stork - Biomedizinische Messtechnik I Kapitel 2: Messen und Messgeräten ITIV Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV)

Vergleichsmethoden

- Ausschlagverfahren
 - Die Messgröße steuert die Ausgangsgröße
 - Energie kommt von der Messgröße
 - Hohe Rückwirkung
- Kompensationsverfahren
 - Energie kommt von der Hilfsquelle
 - Rückwirkung wird minimiert

27 02.11.2012 W. Stork - Biomedizinische Messtechnik I Kapitel 2: Messen und Messgeräten ITIV Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV)

Signalabtastung und -quantisierung

- Zeitdiskret
- Wertdiskret

23 02.11.2012 W. Stork - Biomedizinische Messtechnik I Kapitel 2: Messen und Messgeräten ITIV Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV)

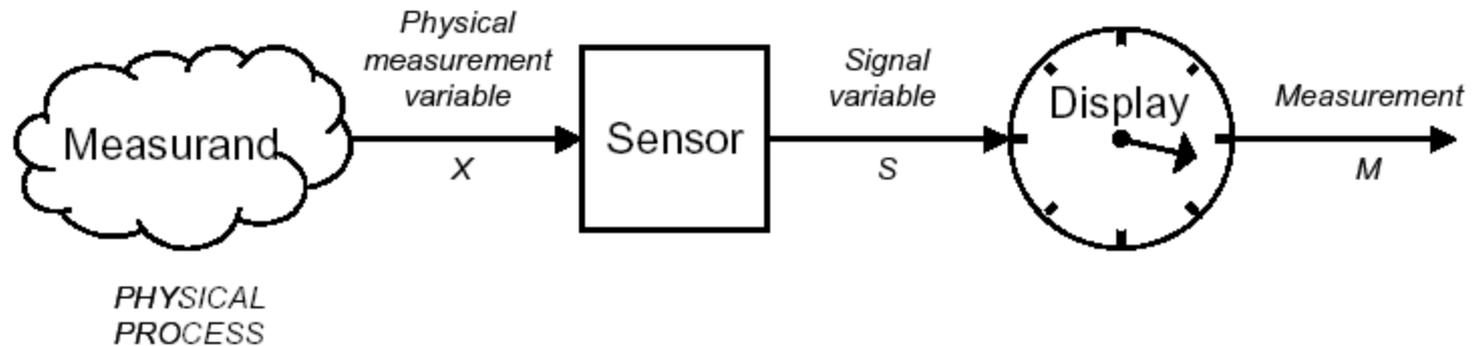
Abtasttheorem: Nyquist-Shannon

- Abtastfrequenz muss größer als die doppelte der im Signal enthaltenen Maximalfrequenz sein

Nyquist-Theorem: Falls ein Signal keine Frequenzkomponenten oberhalb einer Frequenz f_{max} beinhaltet, kann dieses Signal durch Abtastwerte mit einer Frequenz von $>2f_{max}$ eindeutig wiedergegeben werden.

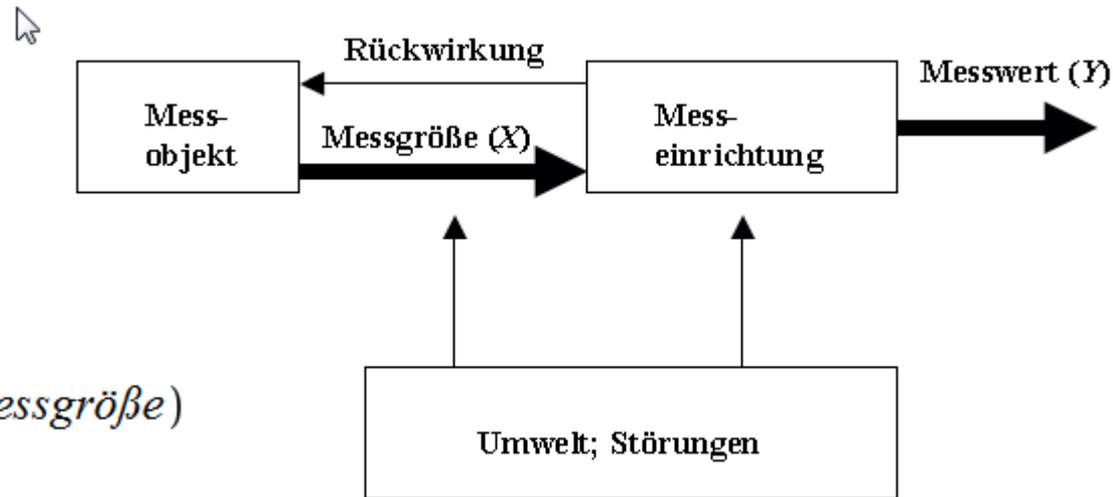
28 02.11.2012 W. Stork - Biomedizinische Messtechnik I Kapitel 2: Messen und Messgeräten ITIV Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV)

Begriffe: Messung, Genauigkeit, Messfehler

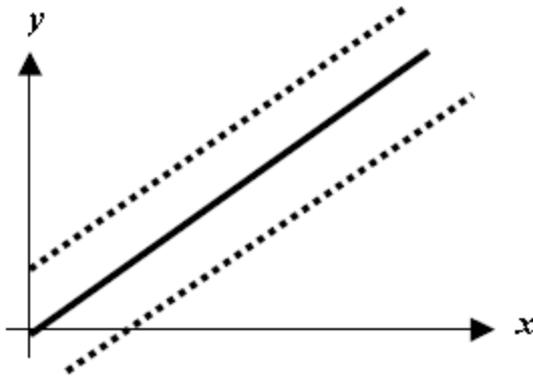


- Messung: Vergleich einer unbekanntem Größe mit einer Standardgröße der selben Signalform
- Messfehler: Abweichung der Messwerts M vom wahren Wert X
- Absoluter Fehler: $AE = M - X$
- Relativer Fehler: $RE = AE / X$
- Auflösung: minimale Änderung dX , welche eine Änderung des Messwerts M verursacht

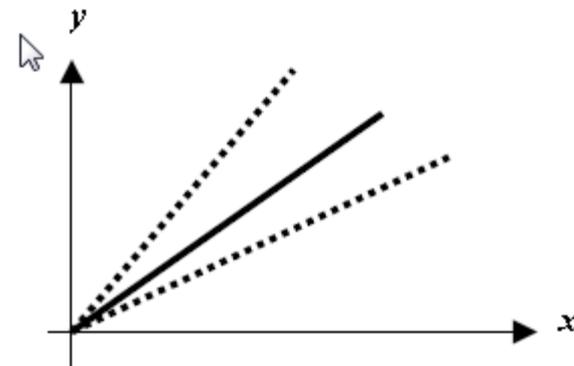
Messabweichungen



$$\text{Messwert} = f(\text{Messgröße})$$

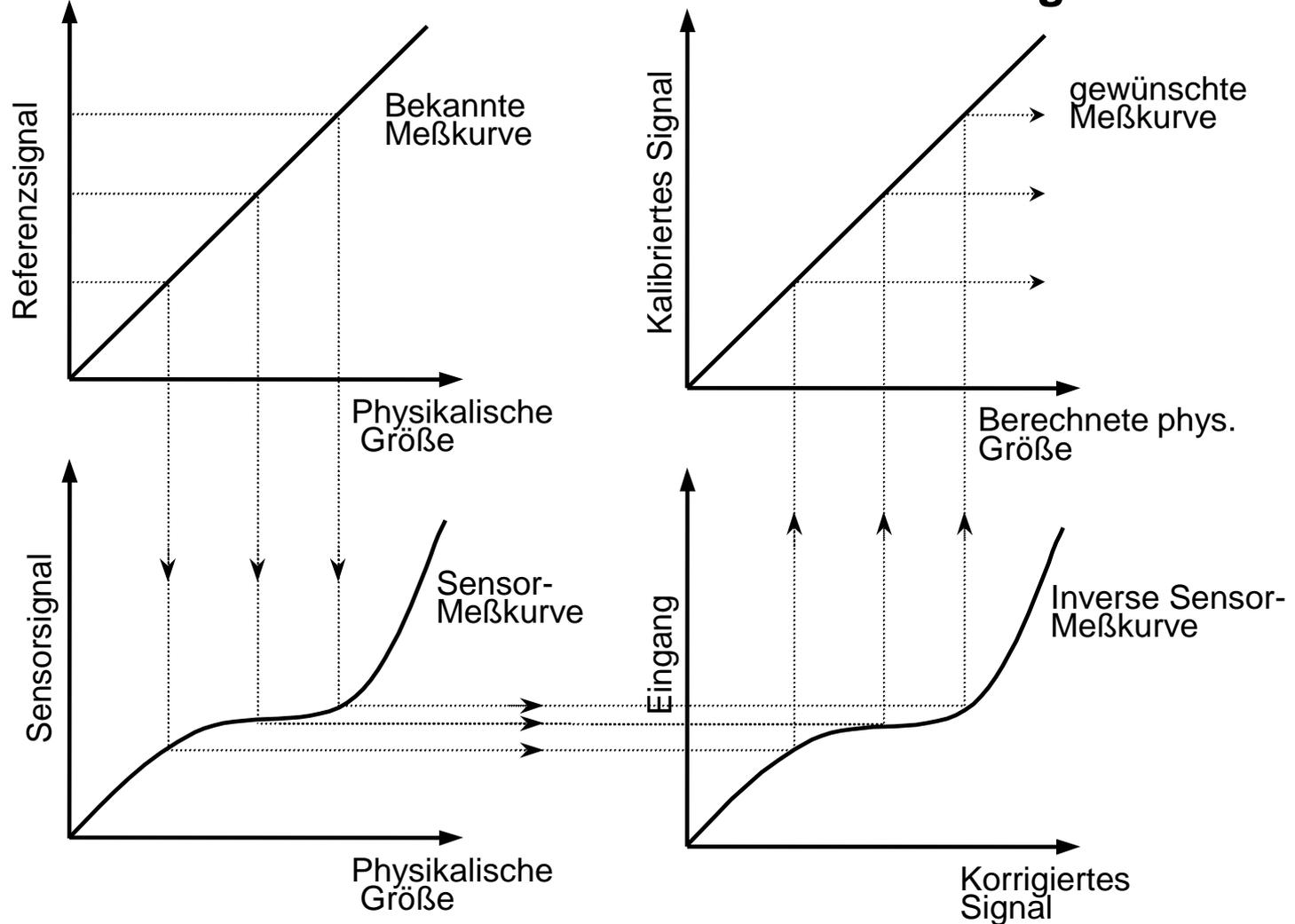


■ Additiver Messfehler

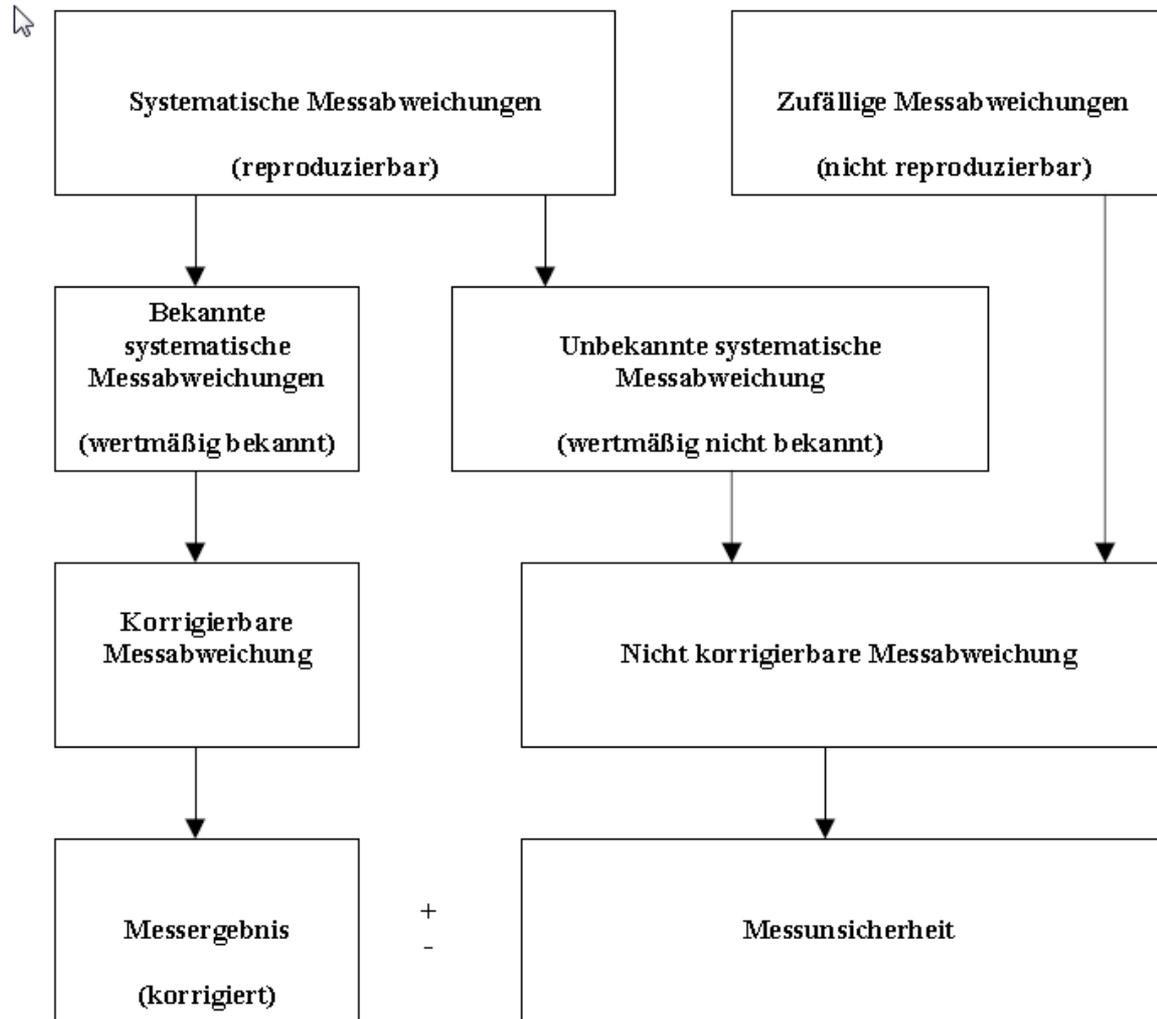


Multiplikativer Messfehler

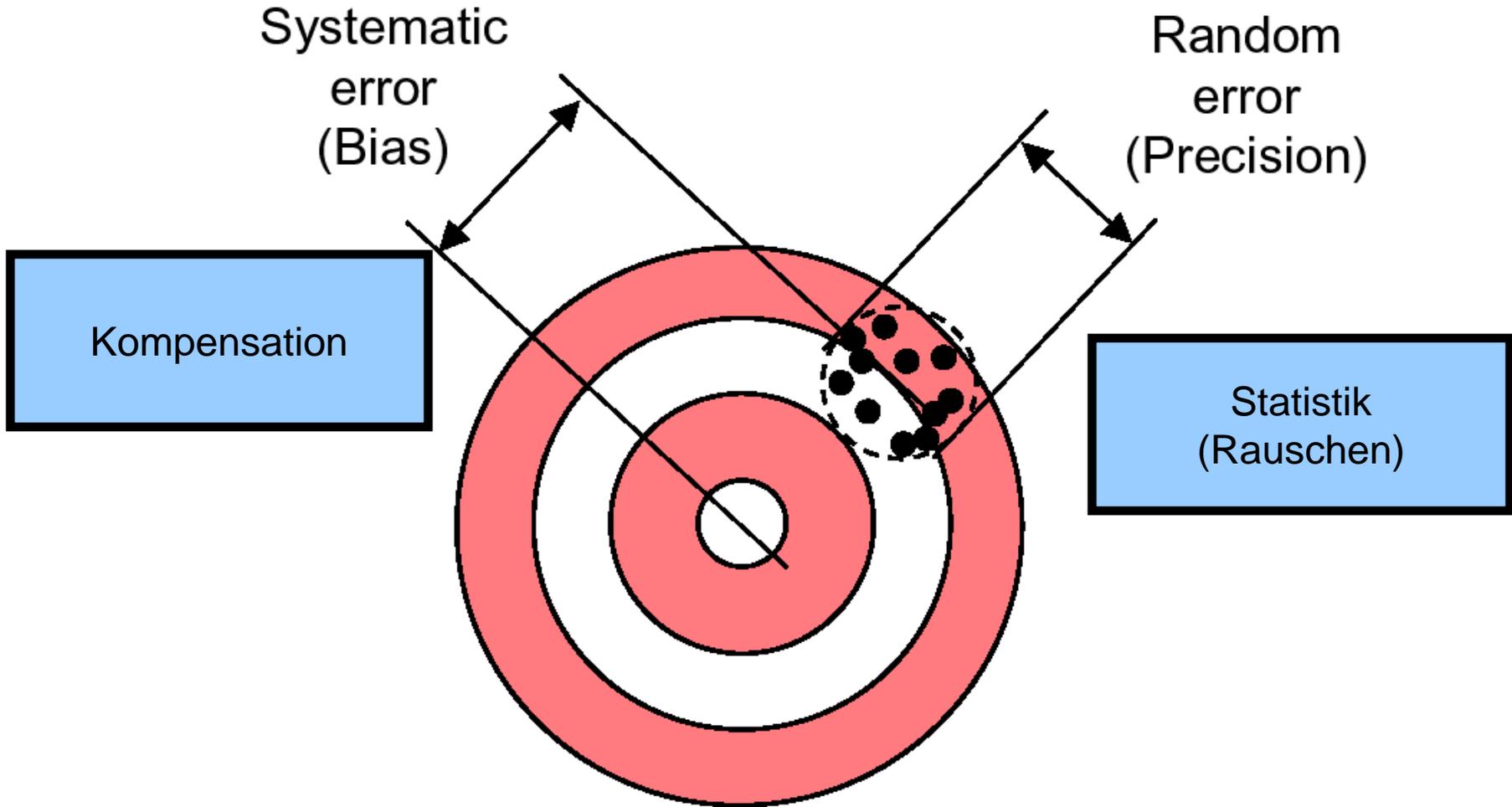
Nichtlineare Messfehler: Korrektur durch Kalibrierung



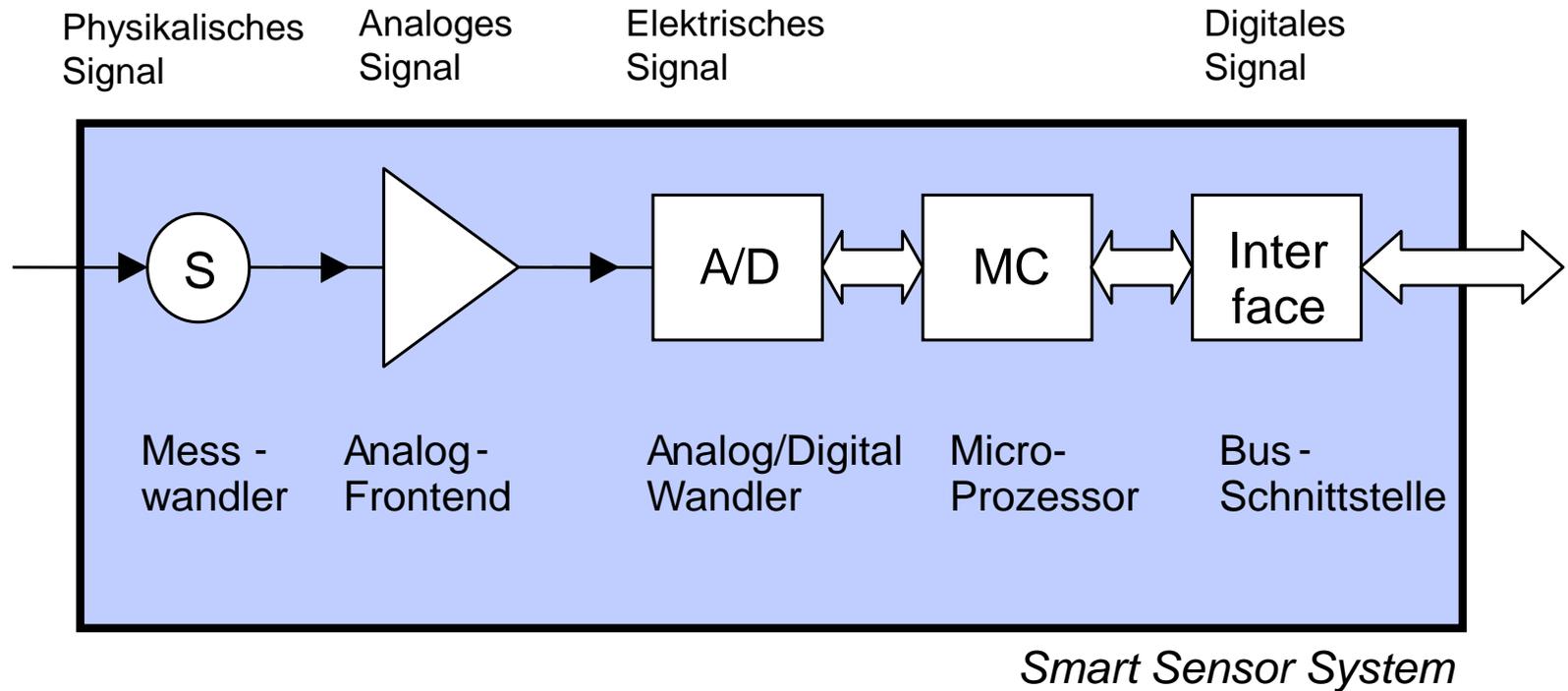
Messfehler



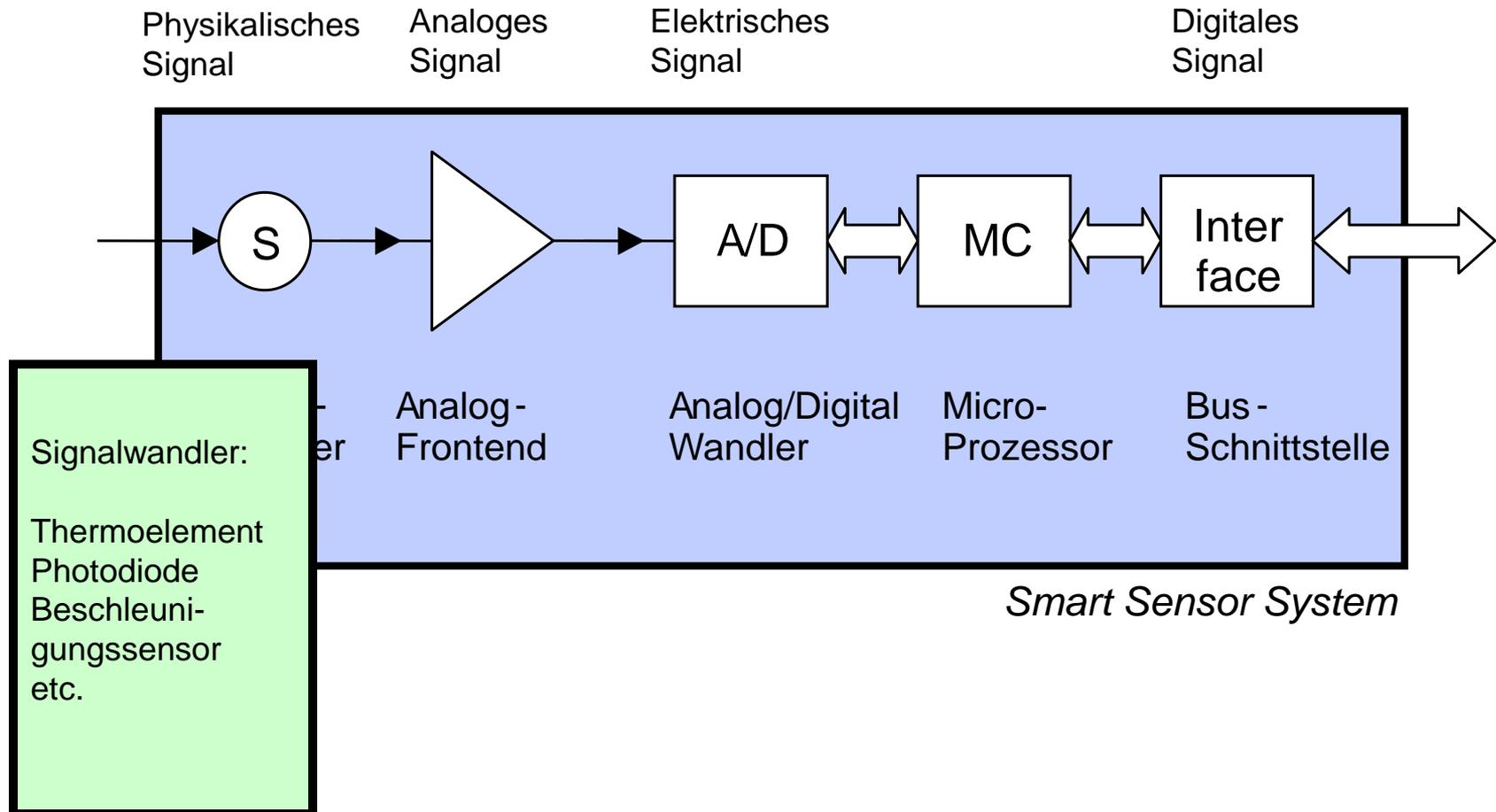
Begriffe: Genauigkeit, Präzision



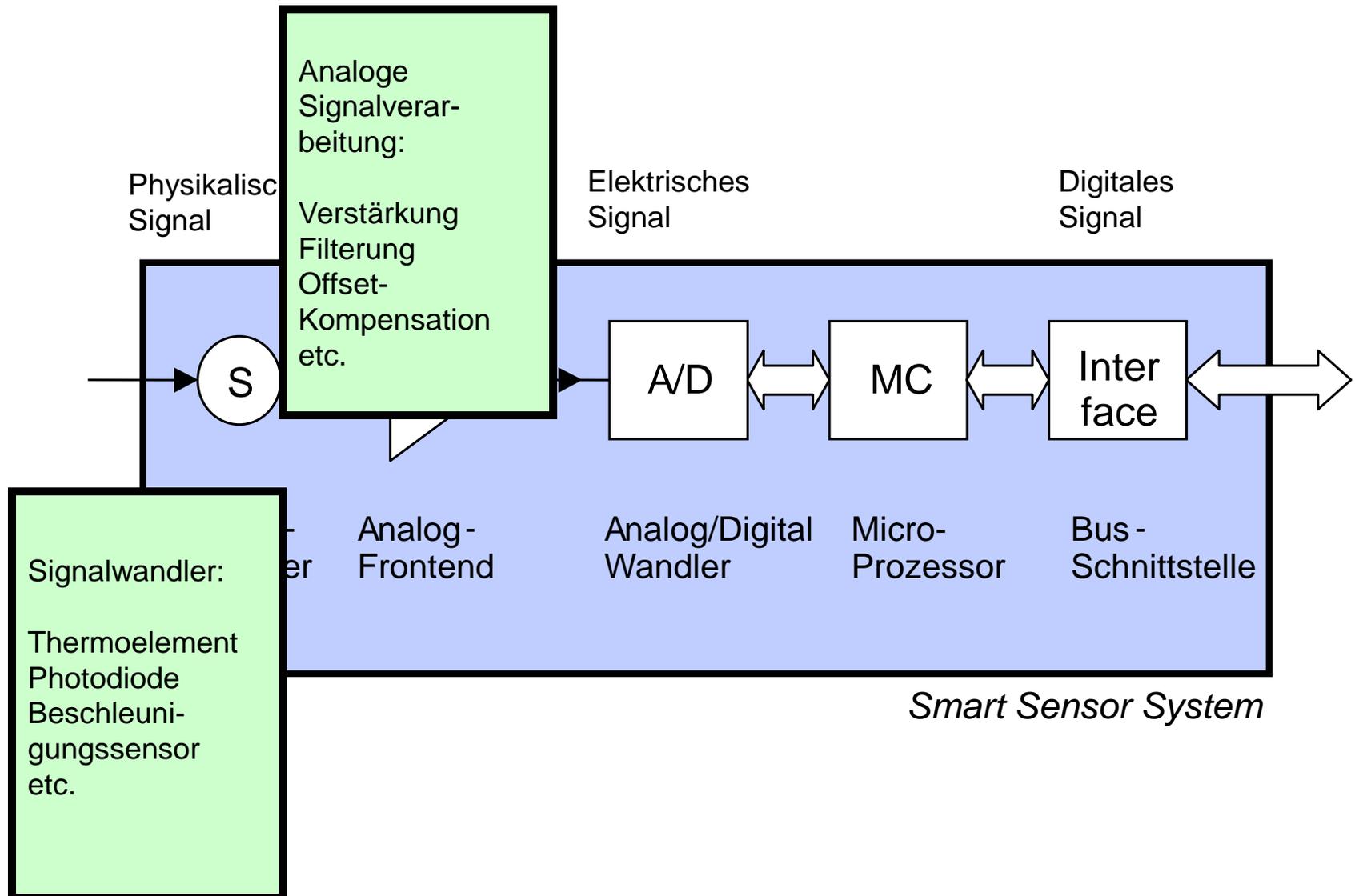
Smart Sensors: Aufbau



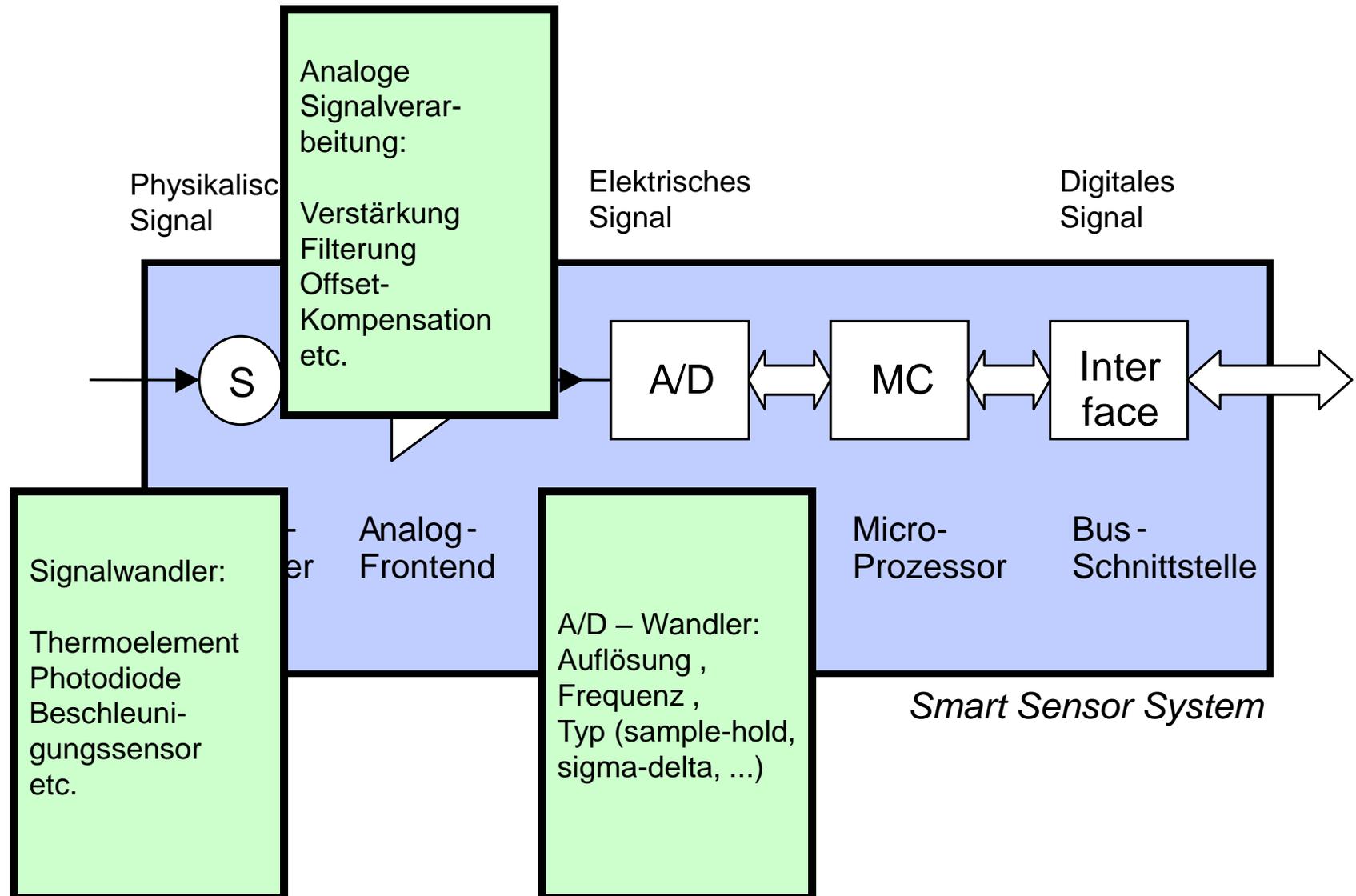
Smart Sensors: Aufbau



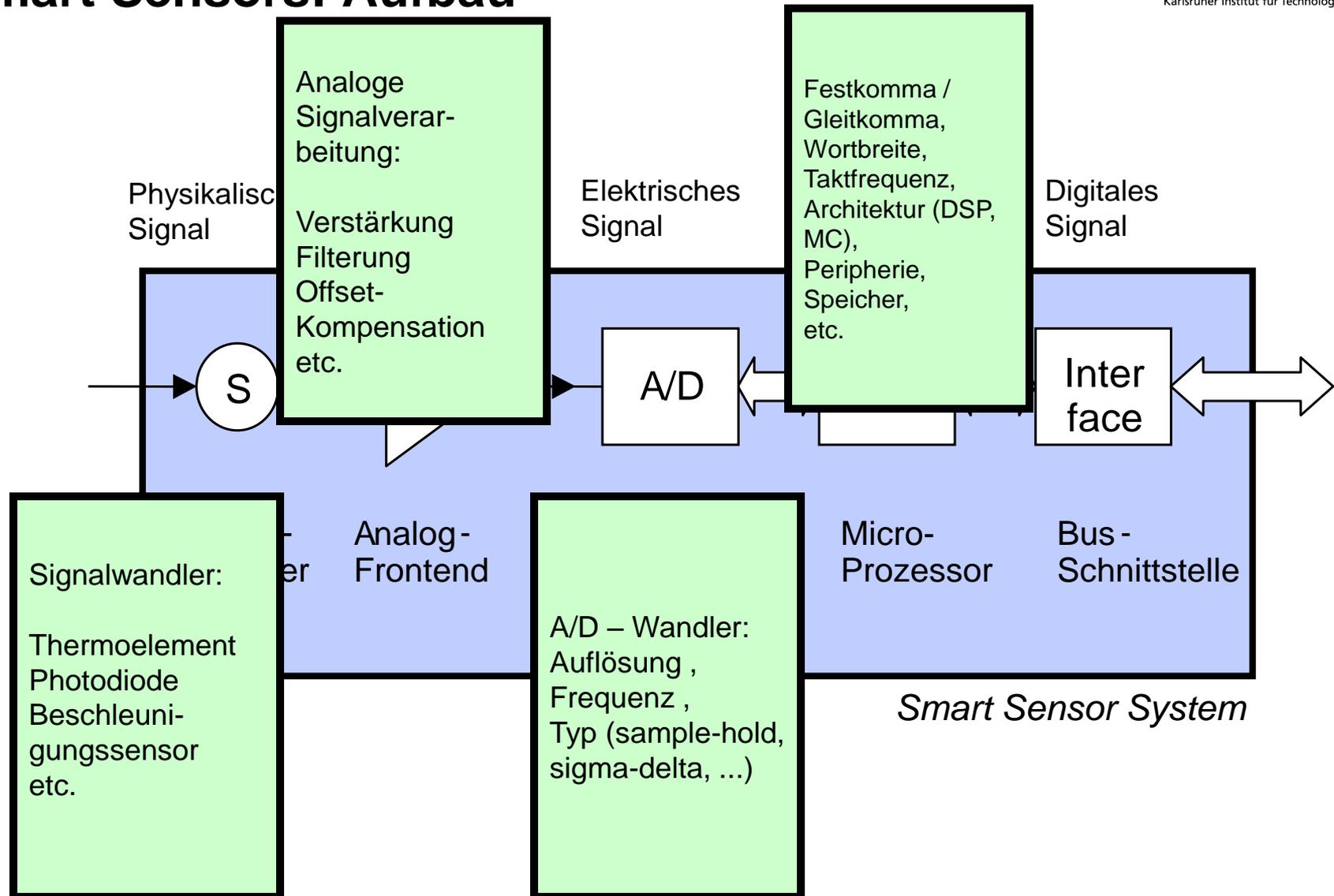
Smart Sensors: Aufbau



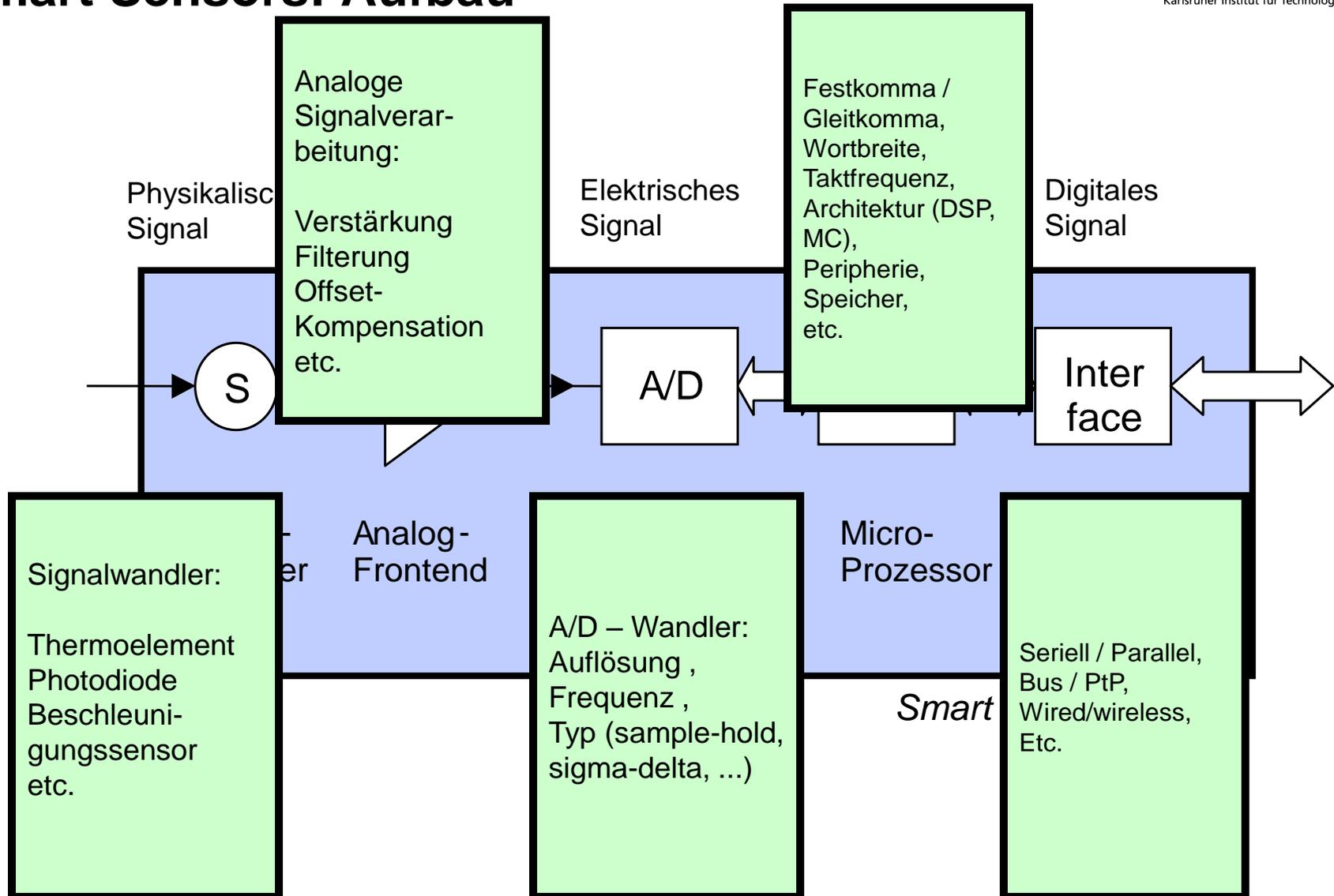
Smart Sensors: Aufbau



Smart Sensors: Aufbau

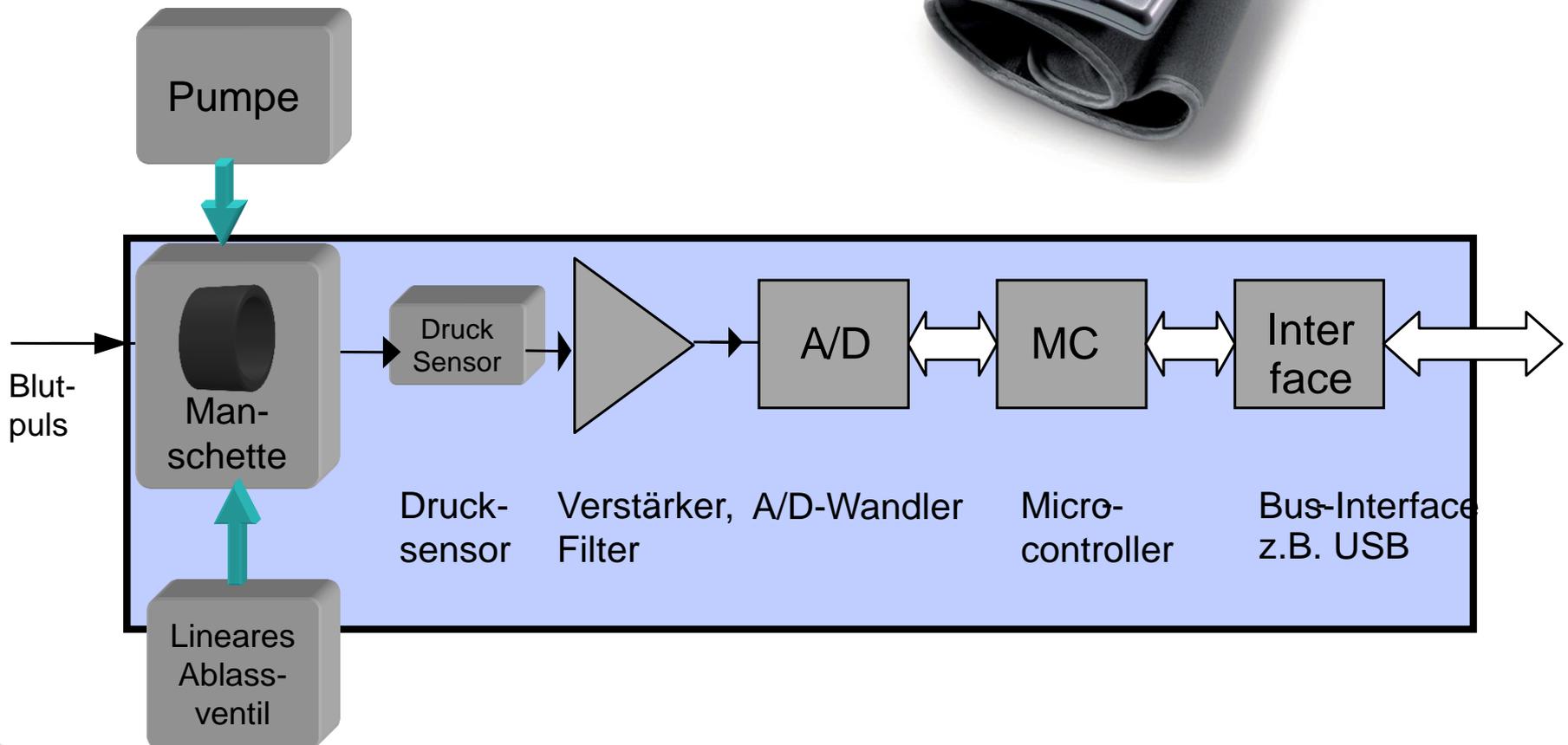
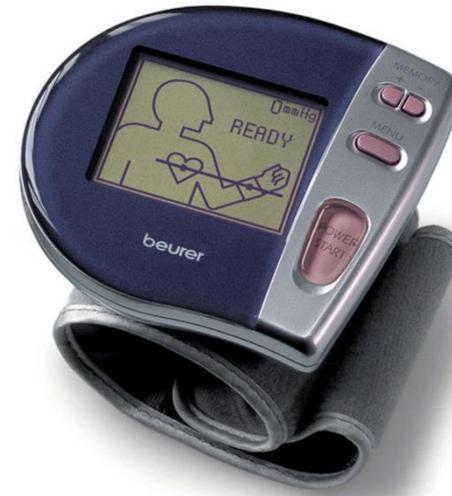


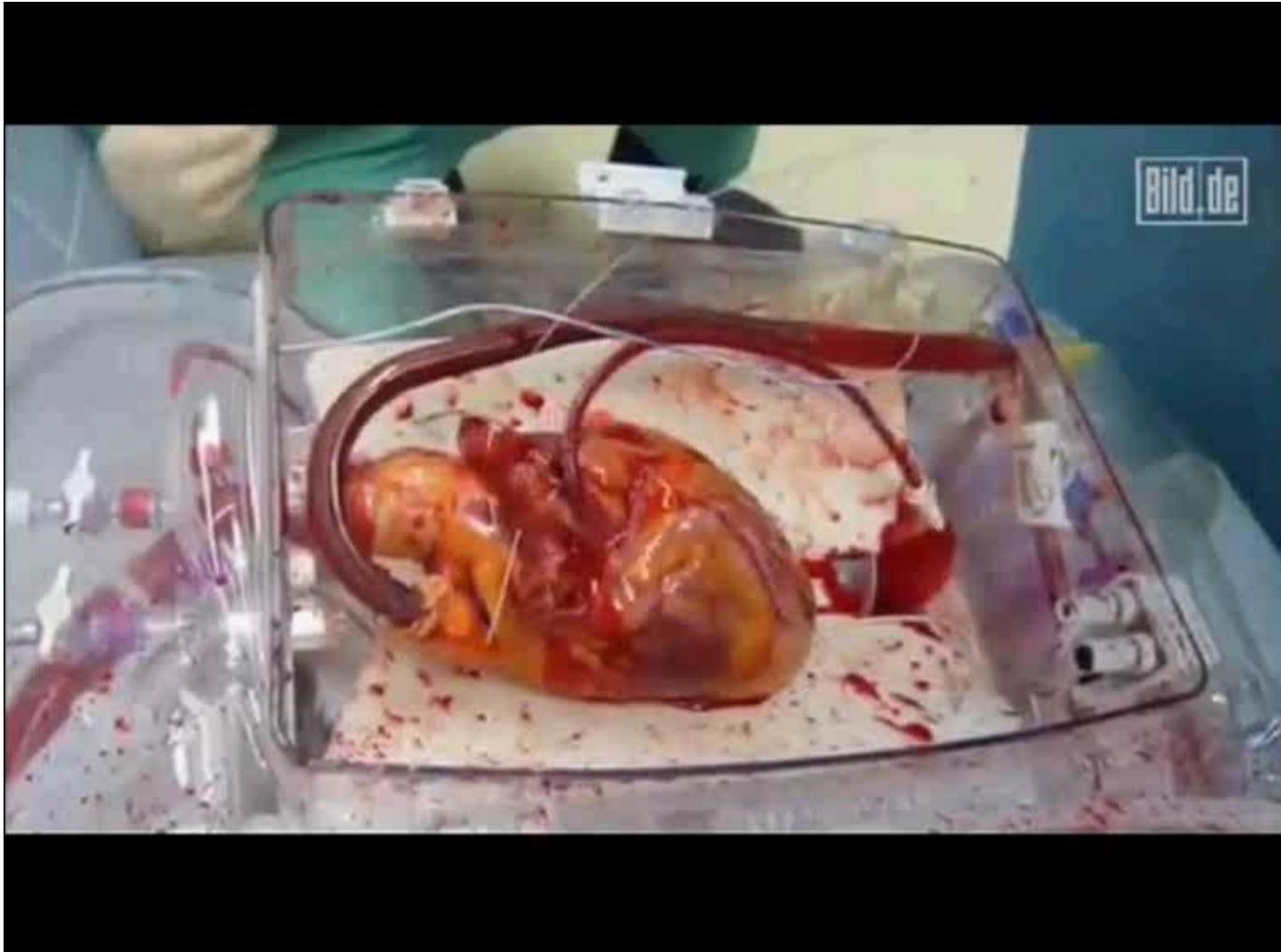
Smart Sensors: Aufbau

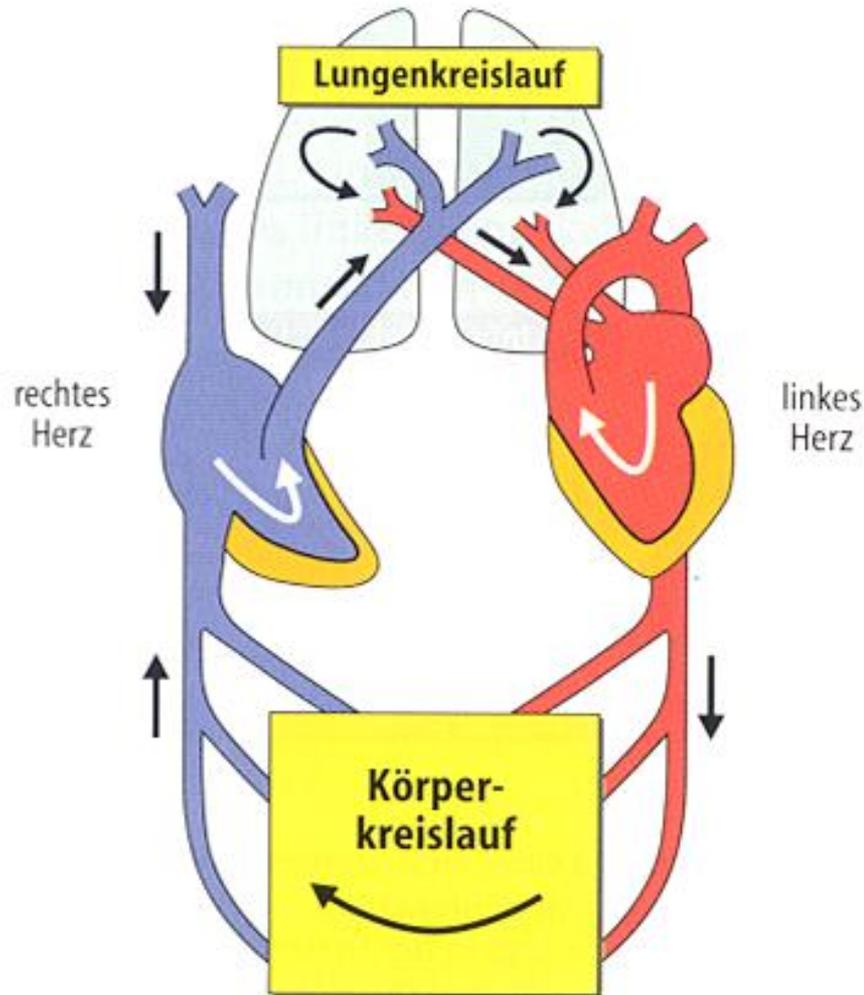


Smart Sensor: Beispiel

- Blutdruckuhr :
Oszillometrisches Verfahren



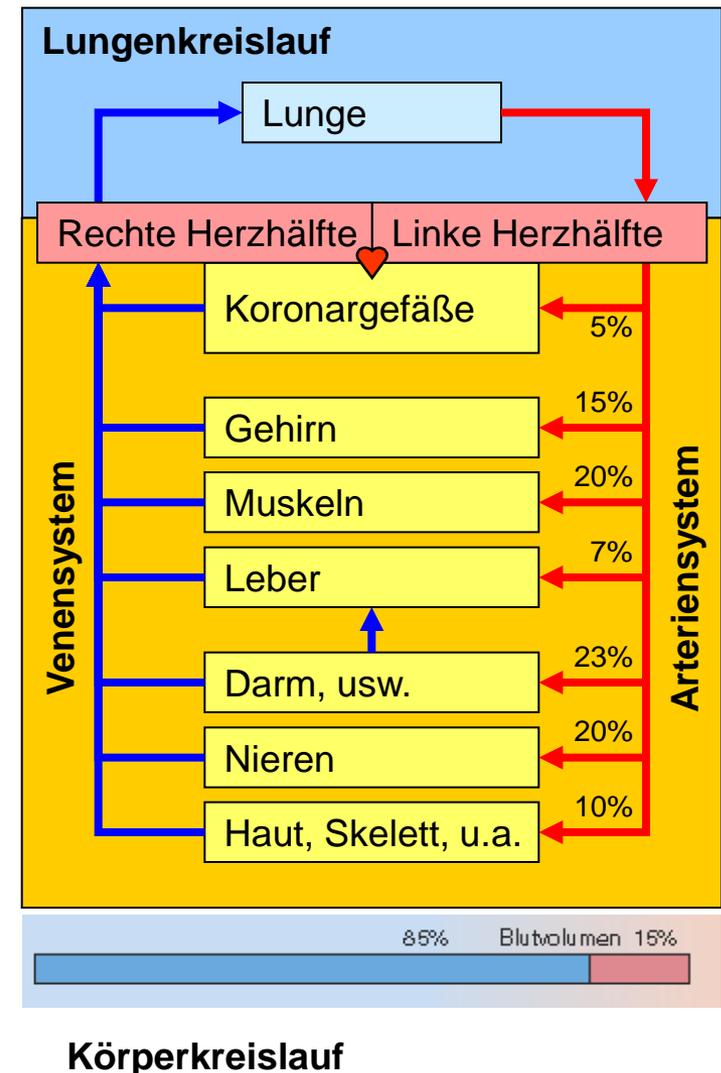




- Kardiovaskuläres System = Herz-Kreislauf-System
- Transportsystem
 - Pumpe: Herz
 - Transportmittel: Blut
 - geschlossener Kreislauf: Gefäßsystem (Arterien, Venen ...)
- Pulsatorischer Blutausswurf vom Herzen ins Arteriensystem
 - Herzerregung: EKG
 - Bluttransport: Pulswellen
 - Volumenpuls
 - Druckpuls
 - Strom-/Geschwindigkeitspuls

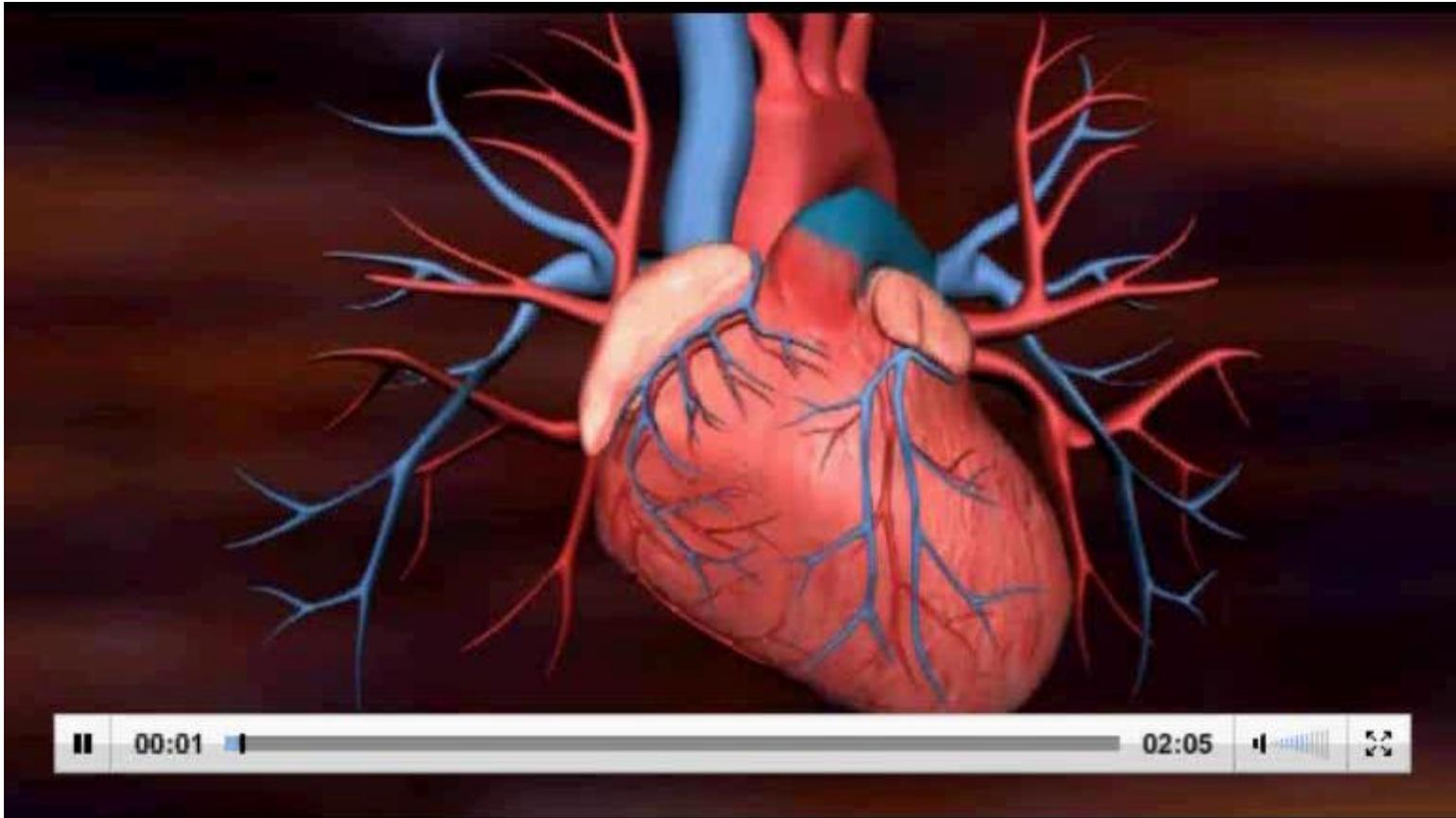
Aufbau des kardiovaskulären Systems

- Herz pumpt das Blut durch
 - Lungenkreislauf
 - Körperkreislauf
 - Blut versorgt Organe mit
 - Sauerstoff
 - Nährstoffen
 - Globale Regulation des zentralen arteriellen Blutdrucks
 - Lokale Regulation der Organperfusion
- ➔ Medizinisch interessant
- Zentraler Blutdruck
 - Organperfusion
 - Koronargefäße
 - Gehirn



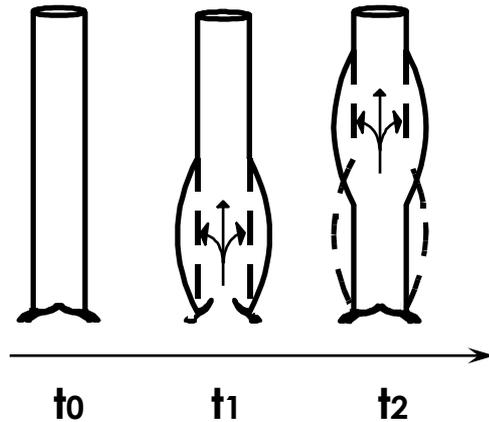
Medizinische Messgrößen: Blutdruck

■ Blutkreislauf

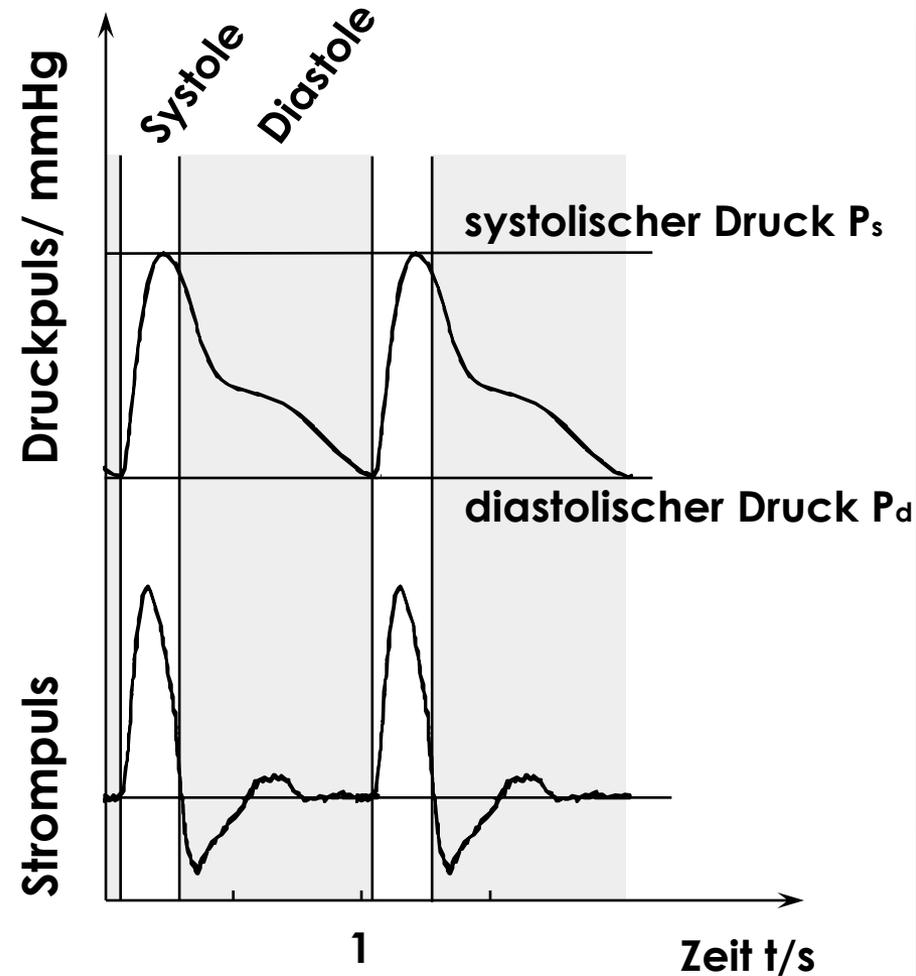


Arterielle Hämodynamik

Volumenpuls

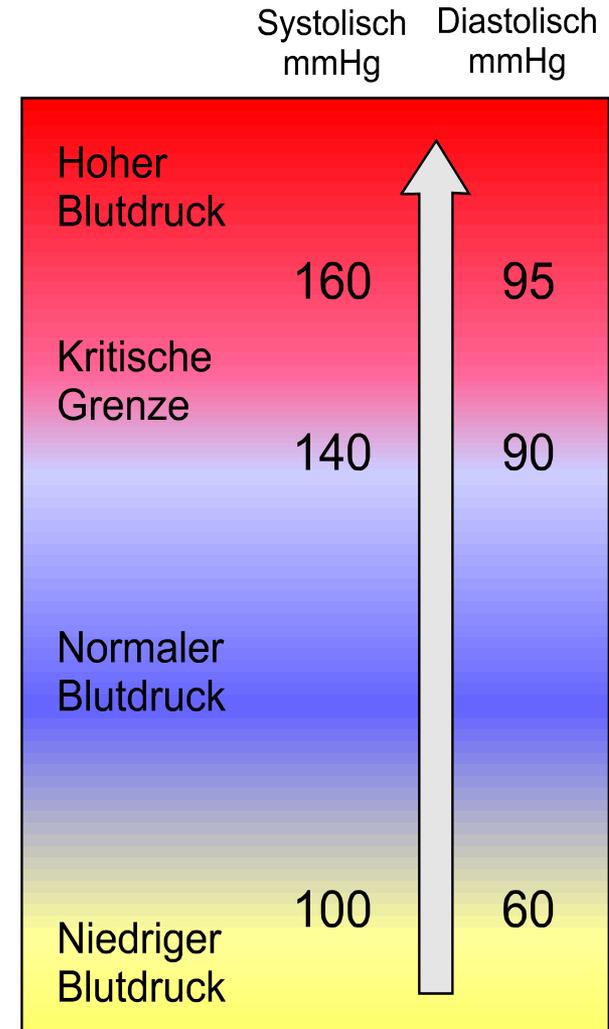


- Druck- und Geschwindigkeitsverlauf im arteriellen Gefäß

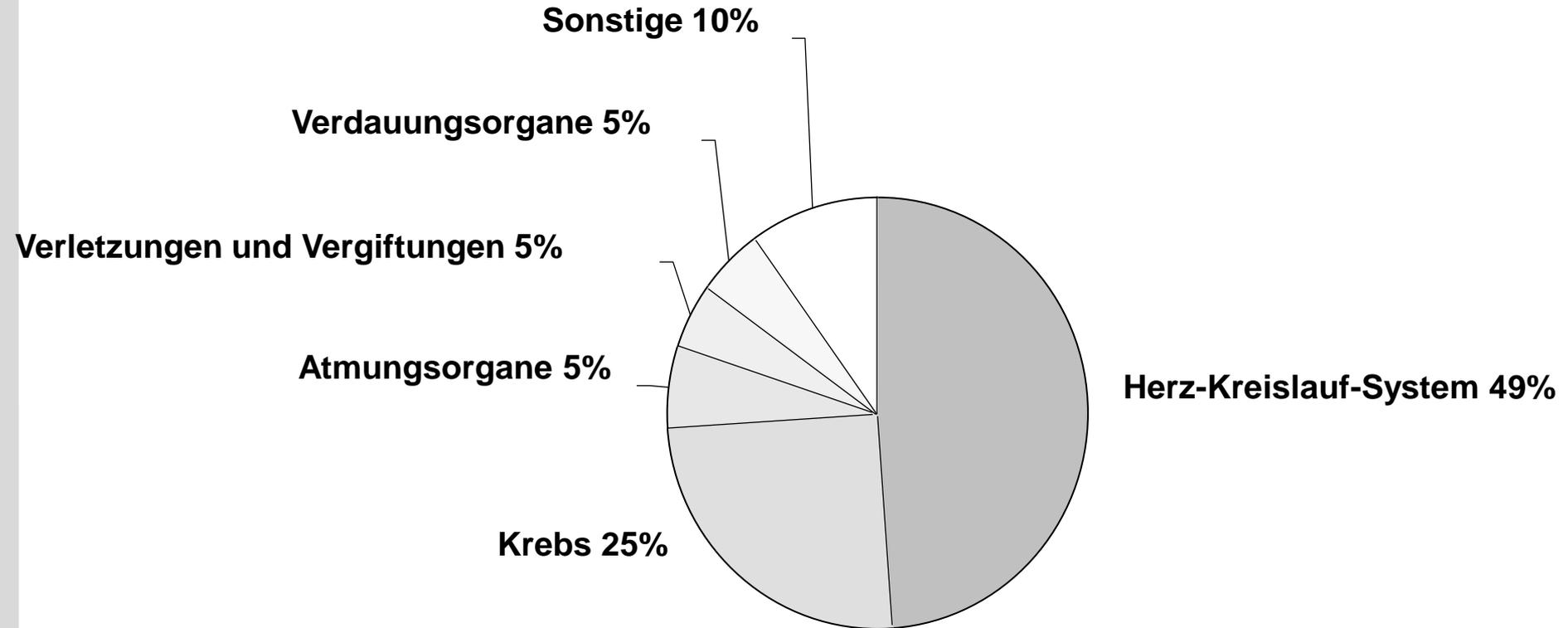


Blutdruck

- Blutdruck ist ein wichtiger Indikator für den physiologischen Zustand des Menschen.
- Blutdruck sollte regelmäßig kontrolliert werden und sollte systolisch dauerhaft nicht über 130 mmHg sein.
- Mögliche Folgen von Bluthochdruck:
 - Durchblutungsstörungen
 - Arteriosklerose
 - Nierenversagen
 - Schlaganfall
 - Herzinfarkt



Todesursachen in den Industrieländern

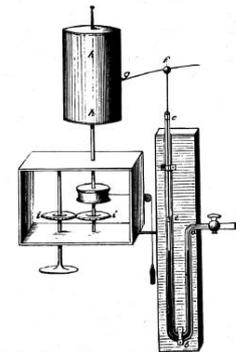


Blutdruck: Historisches

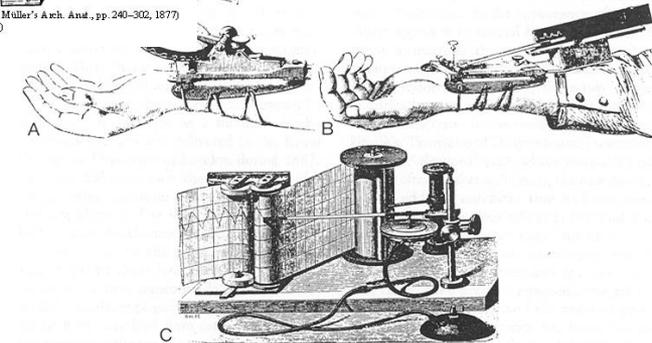
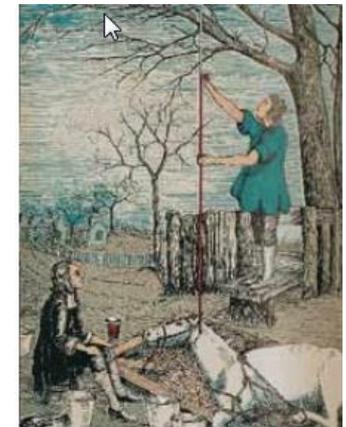


Wappen des Royal College of Physicians, England 16. Jhr.

- Das Fühlen des Pulses am Handgelenk ist seit dem Altertum bekannt.
- **1733** Stephen Hale, Englischer Pfarrer, Experiment mit Pferd und Glasrohr (Höhe Blutsäule ca. 2.75m, Pulsamplitude ca. 5-10 cm, welcher Druck?)
- **1828** Poiseuilles mißt mit einem Quecksilber Manometer den Blutdruck in einem arteriellen Gefäß eines Hundes
- **1847** Carl Ludwig Kymograph Quecksilber Manometer plus Schreibanordnung
- **1854** Entwicklung der Sphygmographie (Pulsgraphie) durch Karl von Vierordt (Karlsruhe, Tübingen) und **1860** durch Marey und Mahomed (Paris) Luftröhre anstelle von Quecksilber



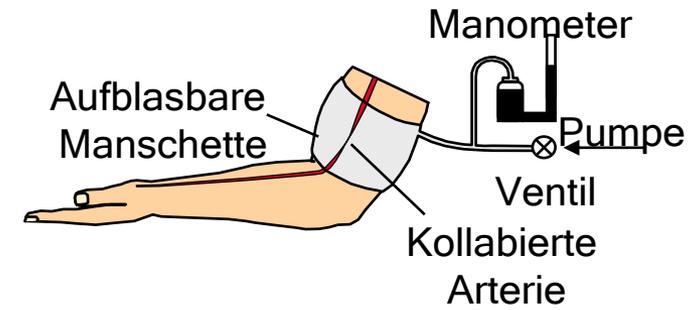
Carl Ludwigs (1847) Kymograph (Ludwig C. Müller's Arch. Anat., pp. 240-302, 1877) (Geddes, 1970)



Sphygmograph E. Marey (1860)

Blutdruck Historisches II

- **1896** Riva-Rocci Einführung des Luftdruckmanschettensystems in die klinische Praxis (Sphygmomanometer)
- **1906** Korotkow entdeckt die nach ihm benannten Geräusche für die sphygmomanometrische Blutdruckmessung
- **1993** Markteinführung der ersten automatischen Blutdruckuhr durch Matsushita (Embedded System)



Sphygmomanometer Riva-Rocci (1896)



Druck

- Druck ist Normalkraft pro Fläche

$$p = \frac{F_n}{A} \text{ oder } p = \frac{dF_n}{dA}$$

Einheit: N/m² (= Pa, Pascal) oder bar (1 bar = 100.000 N/m²)

- Hydrostatischer Druck

$$p(h) = \rho g h$$

$p(h)$ – Hydrostatischer Druck in Abhängigkeit von der Höhe des Flüssigkeitsspiegels

g – Erdbeschleunigung (für Deutschland: $g \approx 9,81 \text{ m/s}^2$)

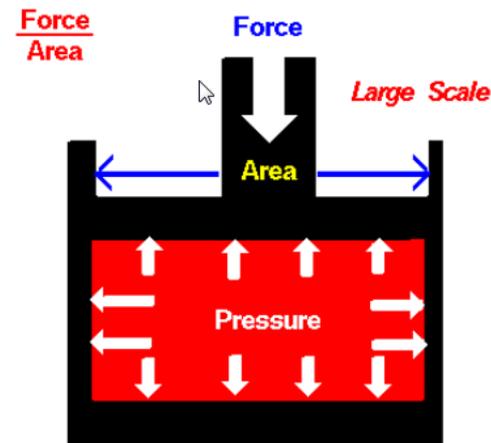
ρ – Dichte (für Wasser: $\rho \approx 1000 \text{ kg/m}^3$)

h – Höhe des Flüssigkeitsspiegels [1]

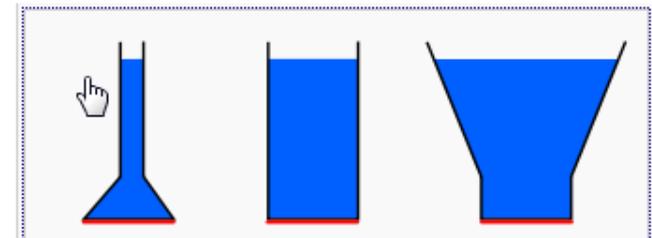
- Hydrodynamischer Druck

$$p = \frac{1}{2} \rho \cdot v^2$$

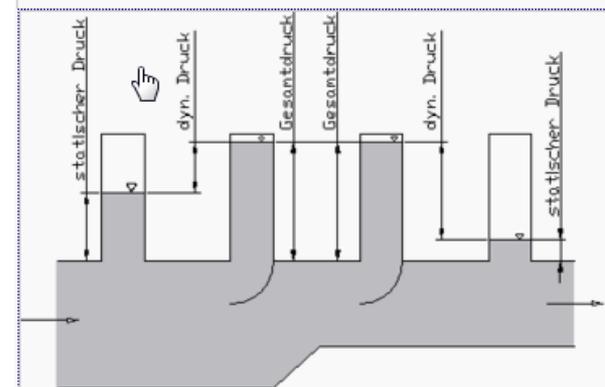
(p ist der dynamische Druck, ρ ist die Dichte des strömenden Fluids und v ist die Geschwindigkeit)



Pressure force acts perpendicular to enclosing surfaces.



Der hydrostatische Druck am Boden ist in allen drei Gefäßen gleich groß.



statischer und dynamischer Druckanteil in einer verlustfreien Strömung

Druck: Erhaltungssätze

■ Energieerhaltungssatz:

Feder
Energie

Potentielle
Energie

Kinetische
Energie

$$\overline{P}_{stat} \cdot V + m \cdot g \cdot h + \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 = konst.$$

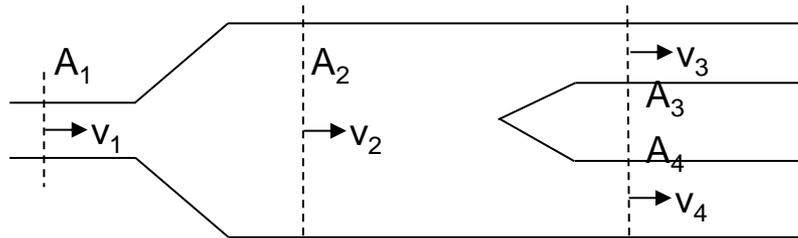
■ Bernoulli-Gleichung (Energieerhaltung/Volumen)

$$P_{stat} + \rho \cdot g \cdot h + \rho \cdot \frac{v^2}{2} = P_{stat} + P_{hydro} + P_{stau} = konst.$$

■ Kontinuitätsgleichung (bei verzweigten Systemen)

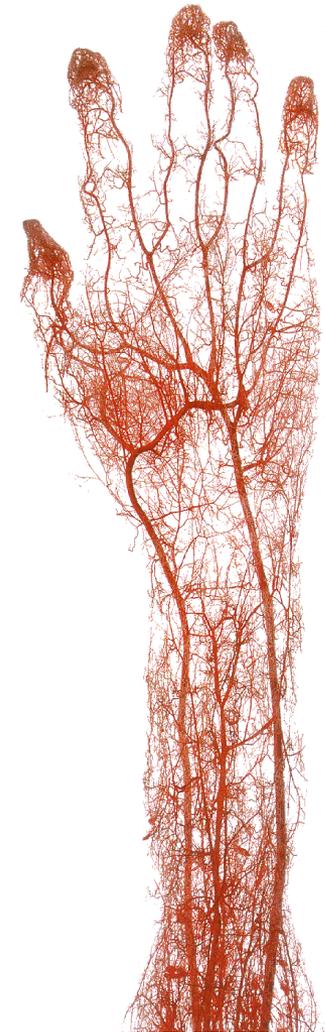
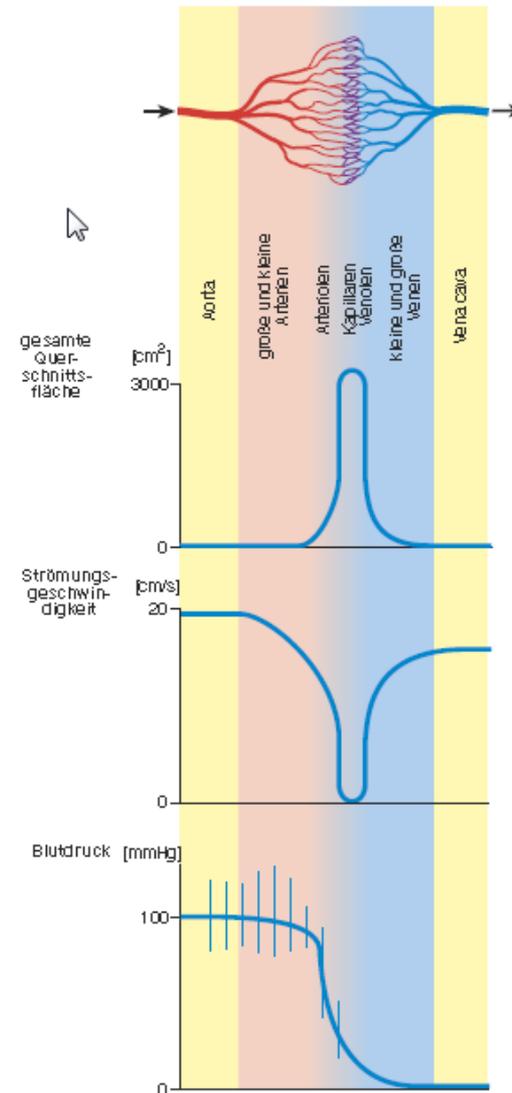
$$Fluss = v_1 \cdot A_1 = v_2 \cdot A_2 = v_3 \cdot A_3 + v_4 \cdot A_4 = konst.$$

Fluss
Volumen/Zeit



Querschnittsfläche und Strömungsgeschwindigkeit

- Zu den kleinen Gefäßen hin nimmt die Querschnittsfläche zu und die Geschwindigkeit ab (Kontinuitätsgesetz)



Druckeinheiten

Druckeinheiten und Umrechnungsfaktoren

	Pascal	Bar	Technische Atmosphäre	Physikalische Atmosphäre	Torr	Pound-force per square inch
	$\equiv 1 \text{ N/m}^2$	$\equiv 1 \text{ Mdyn/cm}^2$	$\equiv 1 \text{ kp/cm}^2$	$\equiv p_{\text{STP}}$	$\equiv 1 \text{ mmHg}$	$\equiv 1 \text{ lb}_f/\text{in}^2$
1 Pa	1	$1,0000 \cdot 10^{-5}$	$1,0197 \cdot 10^{-5}$	$9,8692 \cdot 10^{-6}$	$7,5006 \cdot 10^{-3}$	$1,4504 \cdot 10^{-4}$
1 bar	$1,0000 \cdot 10^5$	1	$1,0197 \cdot 10^0$	$9,8692 \cdot 10^{-1}$	$7,5006 \cdot 10^2$	$1,4504 \cdot 10^1$
1 at	$9,8067 \cdot 10^4$	$9,8067 \cdot 10^{-1}$	1	$9,6784 \cdot 10^{-1}$	$7,3556 \cdot 10^2$	$1,4223 \cdot 10^1$
1 atm	$1,0133 \cdot 10^5$	$1,0133 \cdot 10^0$	$1,0332 \cdot 10^0$	1	$7,6000 \cdot 10^2$	$1,4696 \cdot 10^1$
1 Torr	$1,3332 \cdot 10^2$	$1,3332 \cdot 10^{-3}$	$1,3595 \cdot 10^{-3}$	$1,3158 \cdot 10^{-3}$	1	$1,9337 \cdot 10^{-2}$
1 psi	$6,8948 \cdot 10^3$	$6,8948 \cdot 10^{-2}$	$7,0307 \cdot 10^{-2}$	$6,8046 \cdot 10^{-2}$	$5,1715 \cdot 10^1$	1

1 Torr = 1 mm Hg = 1 mm Quecksilbersäule = ca. 133,3 Pa

(mm Hg ist innerhalb der EU gesetzliche Einheit zur Blutdruckmessung)

Einfluss des hydrostatischen Drucks

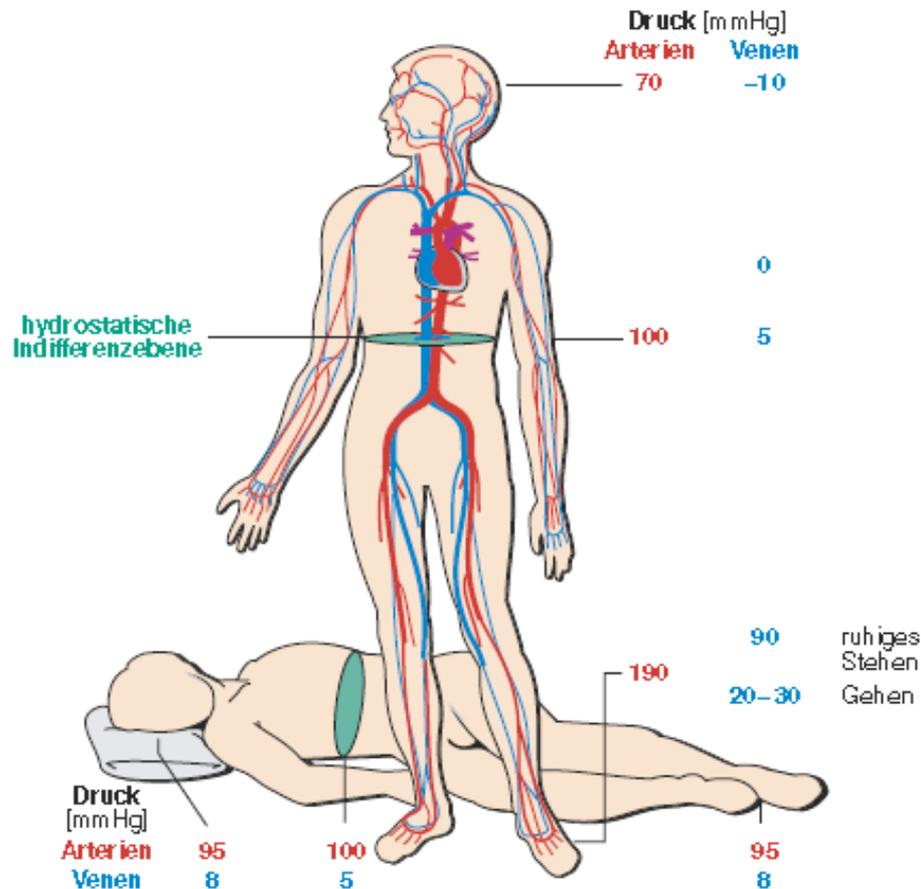


Abb. 8-36 Einfluss der Schwerkraft auf die arteriellen und venösen Drücke im Stehen und Liegen. Die venösen Drücke in den Beinvenen sind beim Gehen durch die Wirkung der Muskelpumpe deutlich niedriger als beim ruhigen Stehen.

Blutdruckkurven (Herz nah, Herz fern)

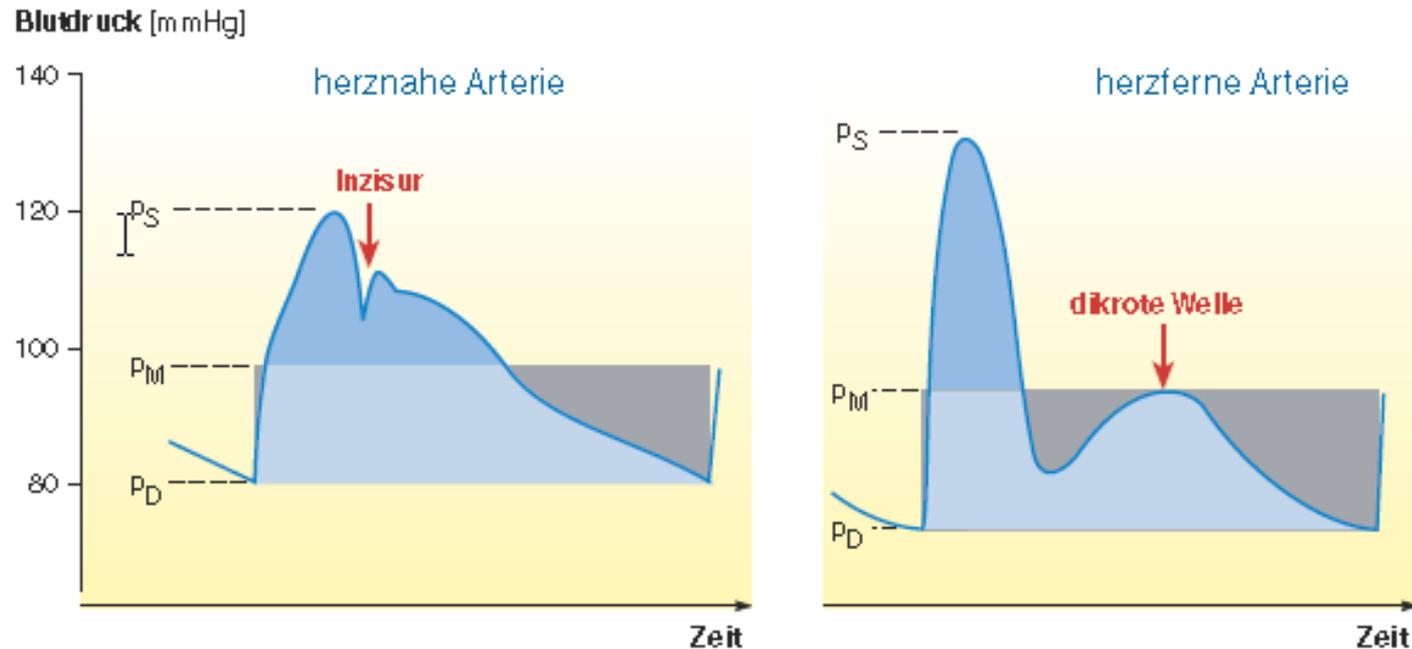


Abb.8-32 Blutdruckverlauf in einer herznahen (Aorta) und herzfernen Arterie. In der Peripherie ist die Blutdruckamplitude besonders durch Anstieg des systolischen Drucks erhöht. Der mittlere Blutdruck ist jedoch herzfern vermindert, wie aus der Umwandlung der Fläche unter einer Pulscurve in ein Rechteck gleicher Fläche (bestehend aus grauen und hellblauen Flächen) nachgewiesen werden kann. p_S = systolischer Druck, p_M = mittlerer Druck, p_D = diastolischer Druck.

Modell des homogenen Gefäßsegments

Allgemeine Navier-Stokesche Bewegungsgleichungen für eine

- laminar strömende
- inkompressible
- Newtonsche Flüssigkeit

$$\rho \cdot \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \nabla) \vec{v} \right) = -grad p + \vec{f}_A + \eta \Delta \vec{v}$$

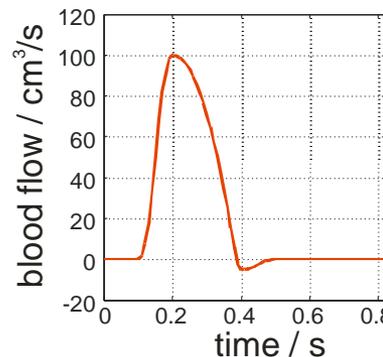
- Navier-Stokes komplex
=> Vereinfachung

- Ansatz (Taylorentwickl.)
grad nur in z

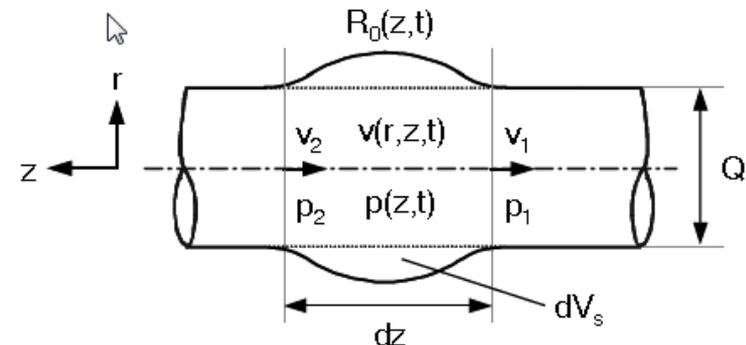
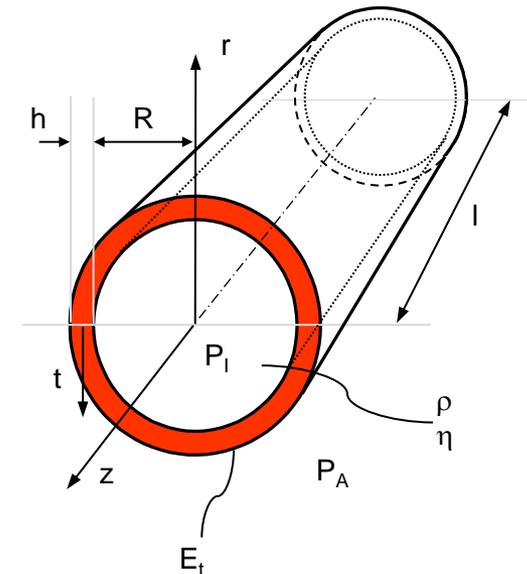
$$p_1 = p(z, t)$$

$$p_2 = p(z + dz, t) = p(z, t) + \frac{dp}{dz} \cdot dz$$

Initialer Herzfluss



Arteriensegment



Schlauchleitung

■ Druckdifferenz

$$p_2 - p_1 = \frac{dp}{dz} \cdot dz$$

■ Kräftegleichgewicht (Q: Querschnitt)

■ Bernoulli

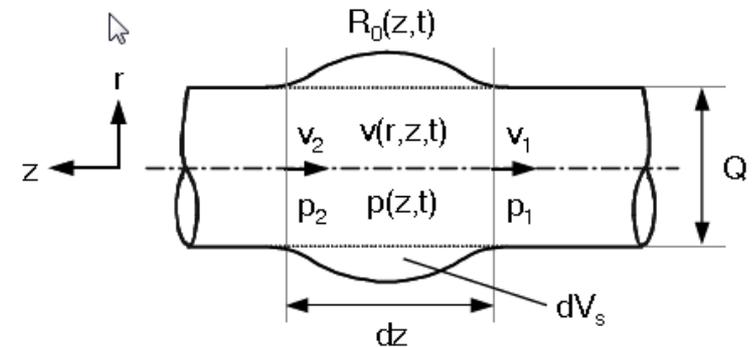
$$\rho \cdot Q \cdot dz \cdot \frac{dv}{dt} = -Q \cdot \frac{dp}{dz} \cdot dz$$

■ Druckgradient erzwingt Beschleunigung der Flüssigkeit

$$\rho \cdot \frac{dv}{dt} = -\frac{dp}{dz}$$

■ Kontinuitätsgleichung

$$Q \cdot (v_1 - v_2) = \frac{dV_s}{dt}$$



Schlauchleitung II

- Analog zu p_2 Taylorentwicklung für v_2

$$-Q \cdot \frac{dv}{dz} = \left(\frac{dV_s}{dp} \cdot \frac{1}{dz} \right) \cdot \frac{dp}{dt} = \frac{C}{dz} \cdot \frac{dp}{dt} = C' \cdot \frac{dp}{dt}$$

Mit Compliance (Elastizität) $C = \frac{dV}{dp}$ und c Ausbreitungsgeschwindigkeit der Pulswelle

$$\kappa = \frac{dp}{dV} \cdot V = \frac{V}{C}$$

$$c = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho}}$$

$$C = \frac{V_s}{\rho \cdot c^2}$$

Folgt die Differentialgleichung

$$-\rho \cdot \frac{dv}{dz} = \frac{1}{c^2} \cdot \frac{dp}{dt}$$

Zeitl. Differenzierung:
Wellengleichung für p und v

$$\frac{d^2 p}{dt^2} = c^2 \cdot \frac{d^2 p}{dz^2}$$

$$\frac{d^2 v}{dt^2} = c^2 \cdot \frac{d^2 v}{dz^2}$$

Dissertation Peter Elter, Uni Ka, 2001,
<http://d-nb.info/1013872142/34>

Harmonischer Lösungsansatz

- Harmonischer Lösungsansatz

$$p(z, t) = P \cdot e^{j\omega t - \gamma \cdot z}$$

$$v_z(r, z, t) = V_z(r) \cdot e^{j\omega t - \gamma \cdot z}$$

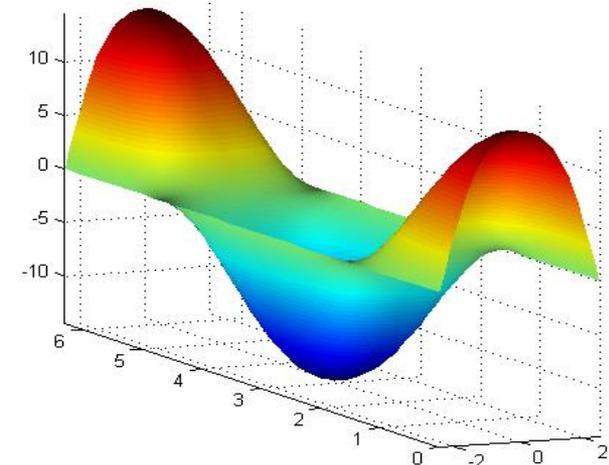
- führt zur Besselschen Differentialgleichung mit J_0 Besselfunktion 0-ter Ordnung

$$v_z(r, z, t) = \frac{\gamma}{j\omega\rho} \cdot \left(1 - \frac{J_0\left(\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot r\right)}{J_0\left(\sqrt{\omega\rho/\eta} \cdot j^{3/2} \cdot R_0\right)} \right) \cdot P \cdot e^{j\omega t - \gamma \cdot z}$$

Modell des homogenen Gefäßsegments

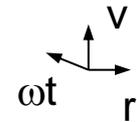
- Lösung ergibt Geschwindigkeitsprofil

$$v_z(r, z, t) = \frac{\gamma}{j\omega\rho} \left(1 - \frac{J_0\left(j^{3/2}r\sqrt{\omega\rho/\eta}\right)}{J_0\left(j^{3/2}R_0\sqrt{\omega\rho/\eta}\right)} \right) \cdot P \cdot e^{j\omega t - \gamma z}$$



- Integration über Querschnitt liefert Fluss

$$i(z, t) = -\frac{\gamma \cdot \pi R_0^2}{j\omega\rho} \frac{J_2\left(j^{3/2}R_0\sqrt{\omega\rho/\eta}\right)}{J_0\left(j^{3/2}R_0\sqrt{\omega\rho/\eta}\right)} \cdot P \cdot e^{j\omega t - \gamma z} = \frac{1}{Z_L} \cdot P \cdot e^{j\omega t - \gamma z}$$



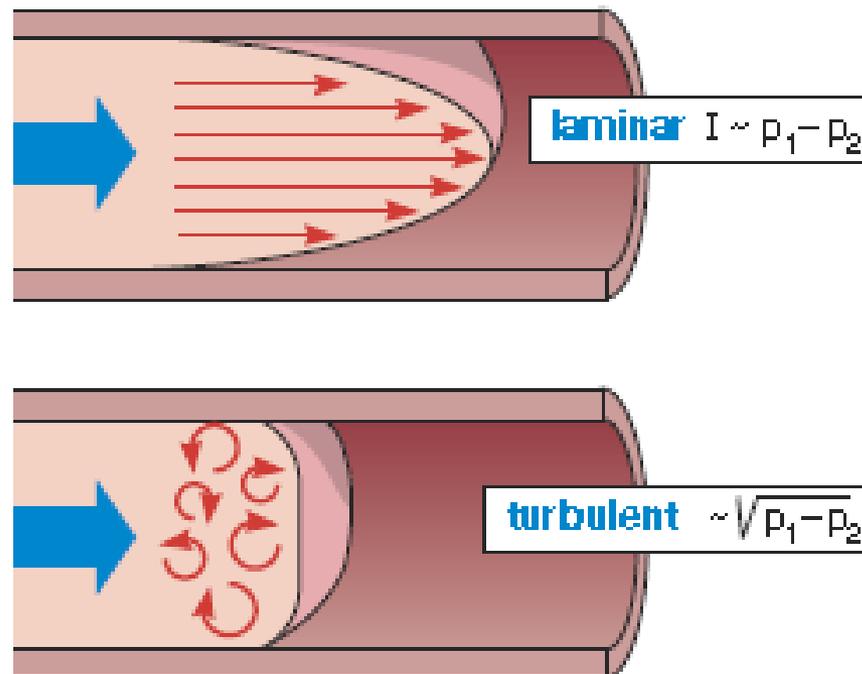
- Koeffizientenvergleich

$$Z_L = -\frac{j\rho \cdot c}{\pi R_0^2} \sqrt{\frac{J_0\left(j^{3/2}R_0\sqrt{\omega\rho/\eta}\right)}{J_2\left(j^{3/2}R_0\sqrt{\omega\rho/\eta}\right)}}$$

$$\gamma = Z_L \frac{\pi R_0^2 \cdot \omega}{j\rho \cdot c^2}$$

Strömungsprofile

- Laminar: Parabolisches Profil
 - Volumenfluss proportional zu Druckdifferenz

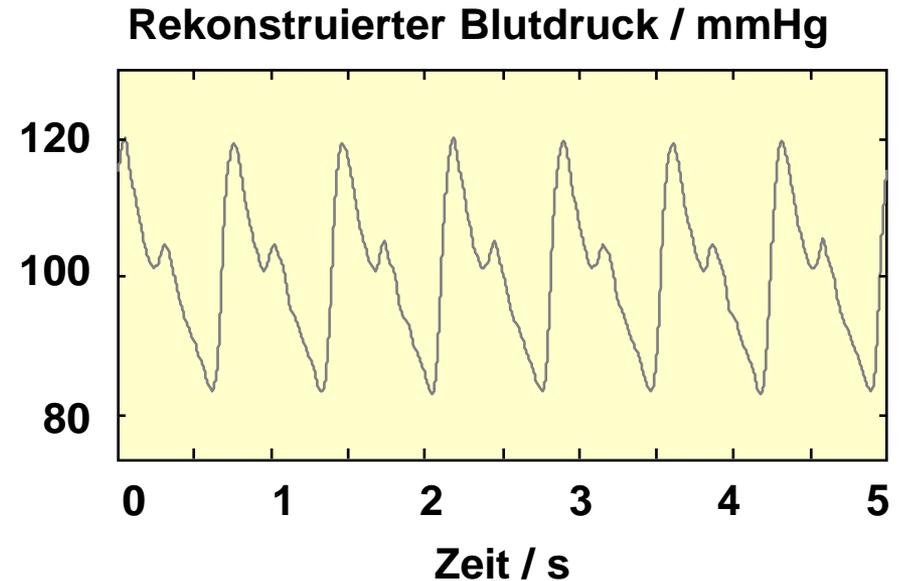


- Turbulente Strömung (Hindernisse)
 - Volumenfluss proportional zu Wurzel Druckdifferenz

Simulation

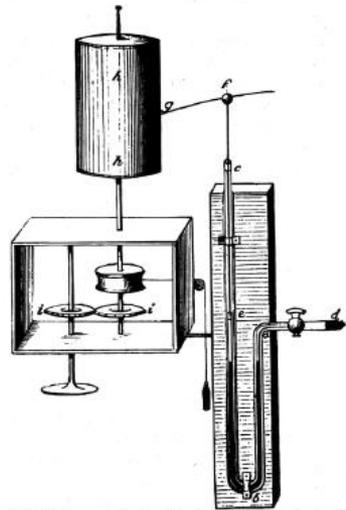
■ Rekonstruktion des Blutdrucks aus anderen kardiovaskulären Parametern

- Blutflußgeschwindigkeit
- Pulswellengeschwindigkeit
- Blutdichte
- Blutviskosität
- Arterienradius
- Arteriensegmentlänge
- Dämpfung



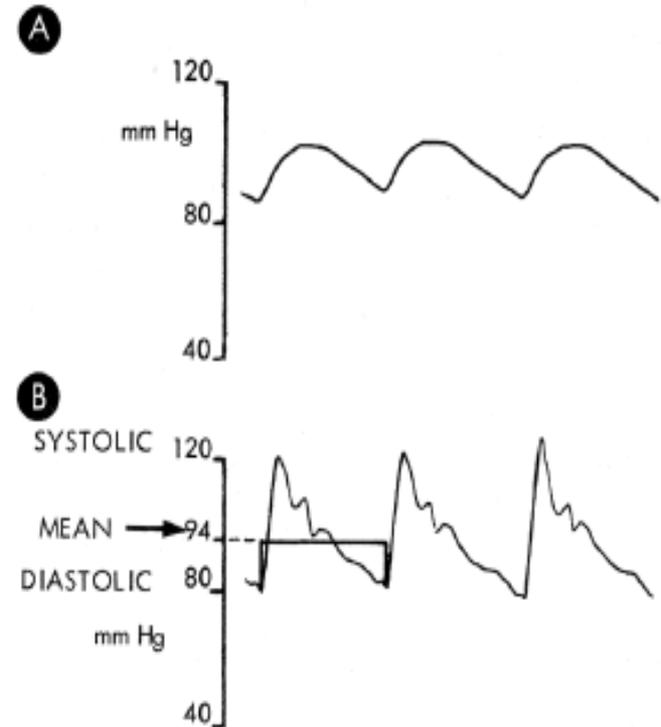
■ Pulsform durch vor- und rücklaufende Wellen

Druckkurven: Invasives Manometer

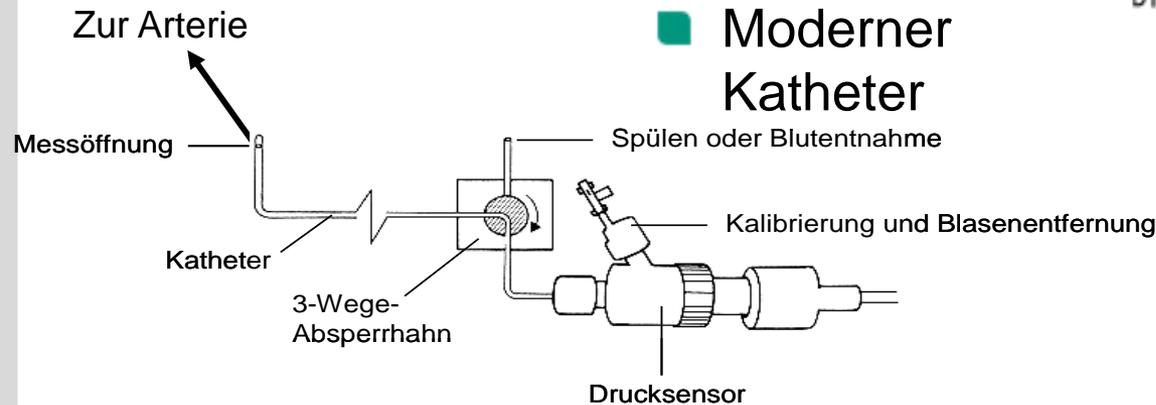


Carl Ludwig: (1847) Kymograph (Ludwig C.: Müller's Arch. Anat., pp. 240-302, 1877)
(Geddes, 1970)

■ Quecksilber Manometer



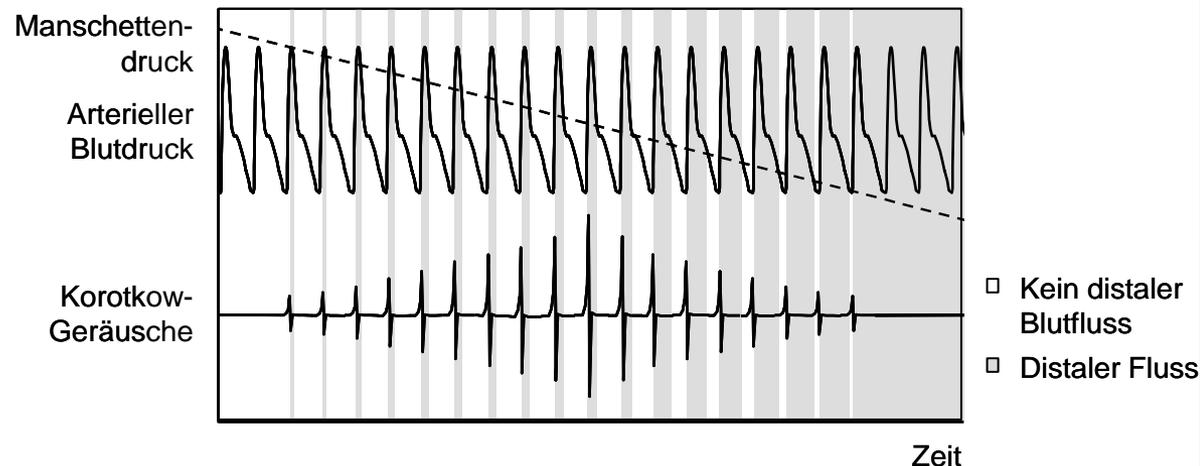
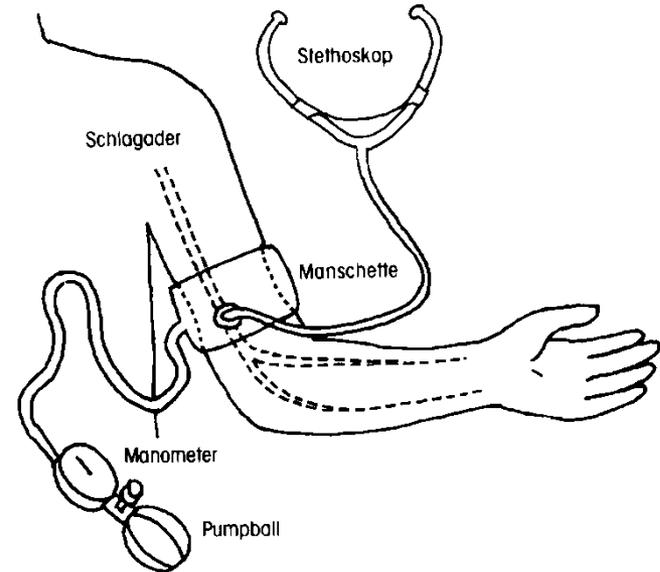
■ Moderner Katheter

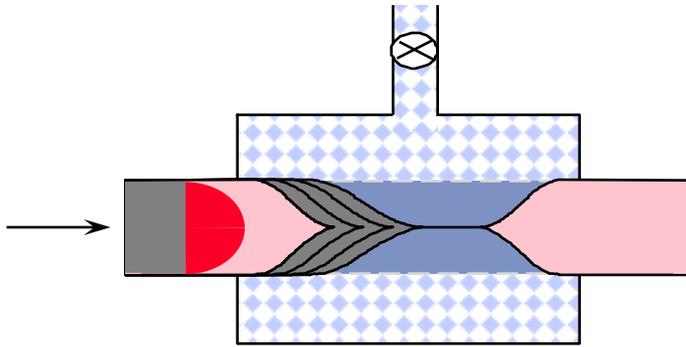


•Goldstandard der Blutdruckmessung

Auskultation: Nichtinvasiv

- Unterbrechung des Arteriellen Blutstroms im Unterarm durch Aufpumpen einer Druckmanschette
- Langsame Druckverminderung und gleichzeitiges Abhören der Korotkow'schen Strömungsgeräusche in der Ellenbeuge
- Einsetzen der Pulsgeräusche
 - ▶ Systolischer Blutdruck
- Verschwinden der Pulsgeräusche
 - ▶ Diastolischer Blutdruck

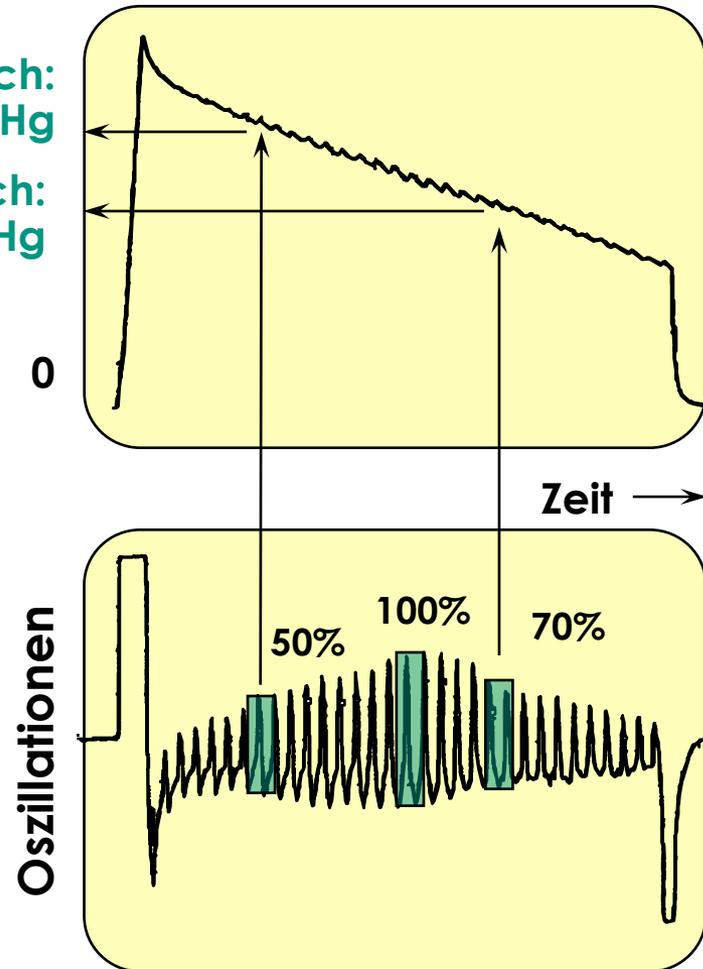




Systolisch:
125 mmHg
Diastolisch:
85 mmHg

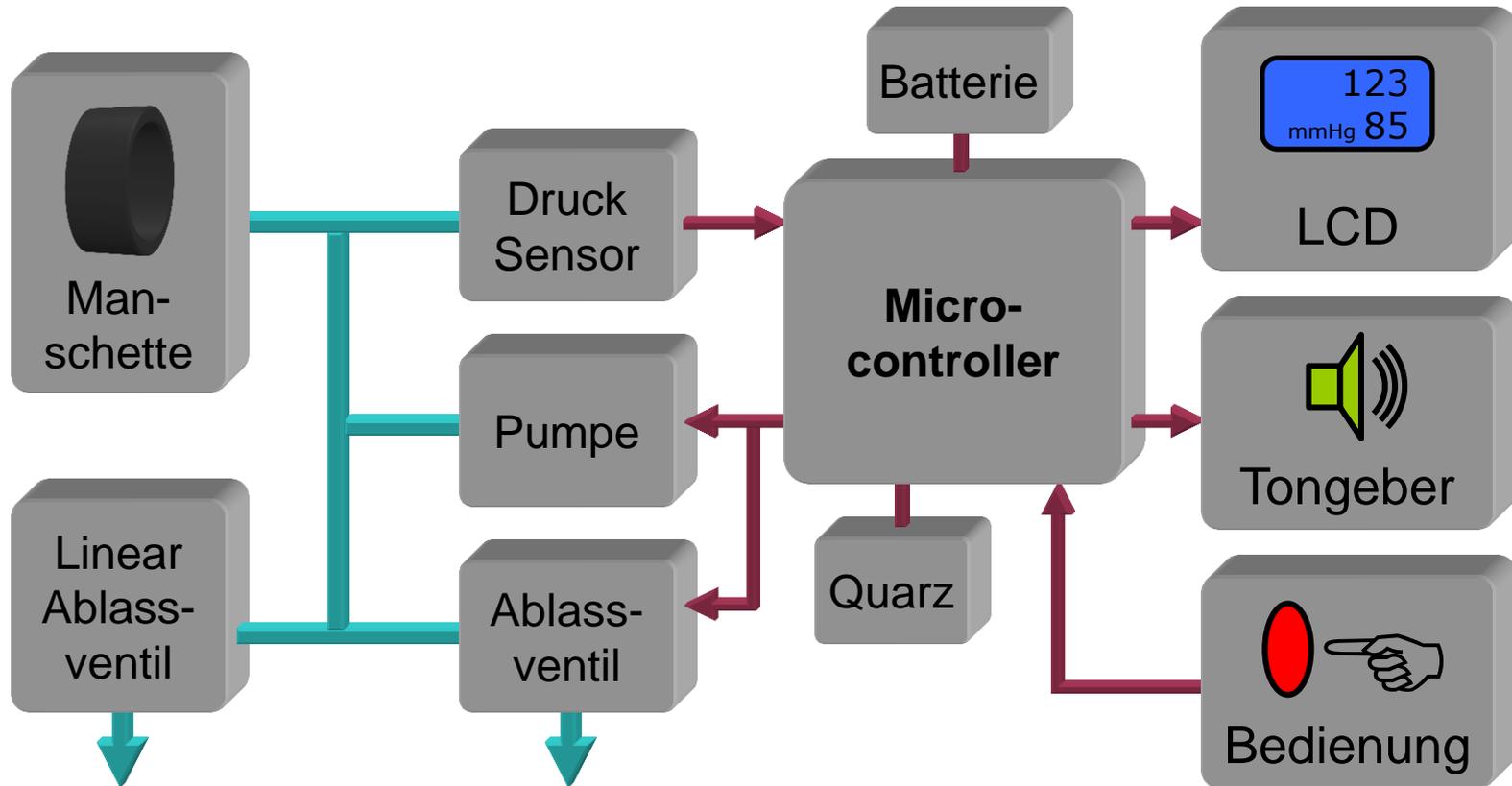
- Nichtinvasiv mit Manschette
- Automatische Systeme mit Signalverarbeitung
- Keine kontinuierliche Messung möglich
- Korrelation mit wahren Blutdruck: ca. 85%
- 80% Marktanteil

Manschettendruck/mmHg



Oszillometrisches Verfahren

■ Funktionsblöcke oszillometrischer Blutdrucksensor



Meßgenauigkeit

■ Messgenauigkeit des Blutdrucks mit oszillometrischen Systems gegen invasive Systeme:

■ $r_{\text{sys}} = 0.59 - 0.88$

■ $r_{\text{mean}} = 0.64 - 0.76$

■ $r_{\text{dia}} = 0.46 - 0.72$

