

Zusammenfassung  
—  
Biomedizinische Messtechnik Teil 2

Cand.-Inform. Michael Aschke

14. April 2000

# Inhaltsverzeichnis

<b>1 Grundlagen der Fluidmechanik</b>	<b>7</b>
1.1 Drücke . . . . .	7
1.2 Viskosität . . . . .	7
1.3 Strömungsprofil . . . . .	8
1.4 Fluss . . . . .	8
1.5 Analogien zur elektrischem Stromkreis . . . . .	9
1.6 Strömung in einem Rohrsystem . . . . .	9
<b>2 Blutkreislauf</b>	<b>11</b>
2.1 Anatomie des Herz-Kreislaufsystems . . . . .	11
2.2 Blutdruck und -fluss . . . . .	11
2.2.1 Kontraktion des Herzens . . . . .	11
2.2.2 Zentraler Blutdruck und -fluss . . . . .	12
2.2.3 Ortsabhängigkeit von Blutdruck und -fluss . . . . .	13
2.2.4 Ortsabhängigkeit der Pulskurven . . . . .	13
2.3 Einflussfaktoren auf den Blutdruck . . . . .	14
2.3.1 Das PV-Diagramm des Herzens . . . . .	14
2.4 Konstruktion des PV-Diagramms . . . . .	16
2.5 Die Autoregulation des Herzens (Franck-Starling-Effekt) . . . . .	17
2.5.1 Der Barorezeptorreflex . . . . .	19
2.6 Der Sauerstofftransport im Blut . . . . .	19
2.6.1 Physikochemie des Sauerstofftransportes . . . . .	19
2.6.2 Diagnostisch wichtige Parameter . . . . .	20
2.6.3 Pathologische Einflussfaktoren an Symptome . . . . .	20
<b>3 Elektrophysiologie des Herzens</b>	<b>22</b>
<b>4 Messung des Blutdrucks</b>	<b>23</b>
4.1 Drucksensoren . . . . .	23
4.2 Invasive Blutdruckmessung . . . . .	24
4.2.1 Extrakorporale Druckmessung . . . . .	24
4.2.2 Intrakorporale Druckmessung (Tip-Katheter) . . . . .	26
4.3 Nichtinvasive Blutdruckmessung . . . . .	27
4.3.1 Riva-Rocci . . . . .	27
4.3.2 Palpatorische Blutdruckmessung . . . . .	27
4.3.3 Korotkow . . . . .	27
4.3.4 Oszillatorische Blutdruckmessung . . . . .	28
4.3.5 Ultraschall-Dopplermethode . . . . .	28

4.4	Aktuelle Entwicklungen . . . . .	28
<b>5</b>	<b>Messung des Blutflusses</b>	<b>31</b>
5.1	Elektromagnetisches Messverfahren . . . . .	31
5.1.1	Physikalische Grundlagen . . . . .	31
5.2	Laufzeitmessung mit Ultraschall . . . . .	33
5.2.1	Physikalische Grundlagen . . . . .	33
5.2.2	Gepulstes US-Laufzeitverfahren . . . . .	34
5.2.3	CW-Phasendifferenz Messverfahren . . . . .	35
5.3	Doppler-Messverfahren . . . . .	36
5.3.1	Physikalische Grundlagen . . . . .	36
5.3.2	CW-Doppler-Verfahren . . . . .	36
5.3.3	PW-Doppler-Verfahren . . . . .	38
5.3.4	Farbdoppler-Verfahren . . . . .	38
5.4	Alternative Verfahren . . . . .	38
<b>6</b>	<b>Pulsoximetrie</b>	<b>39</b>
6.1	Grundlagen der Spektralphotometrie . . . . .	39
6.2	Bestimmung der Sauerstoffsättigung . . . . .	41
6.3	Störeinflüsse . . . . .	42
6.4	Bestimmung der Hämoglobinkonzentration . . . . .	43
<b>7</b>	<b>Messung des Herzzeitvolumens HZV</b>	<b>44</b>
7.1	Indikatorverdünnungsmethode . . . . .	44
7.1.1	Farbstoffverdünnungsmethode . . . . .	45
7.1.2	Thermodilutionsmethode . . . . .	46
7.1.3	Isotopenverdünnungsmethode . . . . .	46
7.2	Impedanzkardiographie . . . . .	47
<b>8</b>	<b>Herzschriltmacher</b>	<b>49</b>
8.1	Schrittmacherindikatoren . . . . .	49
8.2	Schrittmachertypen . . . . .	49
8.2.1	Einkammerschrittmacher . . . . .	49
8.2.2	Zweikammerschrittmacher . . . . .	52
8.3	Schrittmachertechnik . . . . .	56
8.3.1	Elektroden . . . . .	56
8.3.2	Gehäuse . . . . .	56
8.3.3	Energieversorgung . . . . .	57
8.3.4	Elektronik . . . . .	57
8.4	Schrittmacherprogrammierung . . . . .	58
8.5	Frequenzadaption . . . . .	59
8.5.1	Steuerung . . . . .	59
8.5.2	Regelung . . . . .	59
<b>9</b>	<b>Defibrillator</b>	<b>61</b>
9.1	Elektrophysiologische Grundlagen . . . . .	61
9.2	Therapie . . . . .	61
9.2.1	Defibrillation . . . . .	61
9.2.2	Kardioversion . . . . .	62
9.3	Technische Realisierung . . . . .	62

9.3.1	Anforderungen . . . . .	62
9.3.2	Gleichstromdefi . . . . .	63
9.3.3	Automatische Defibrillatoren . . . . .	65
9.4	Implantierbare Defis . . . . .	65

# Abbildungsverzeichnis

1.1	Schichtenmodell zur Definition der Viskosität . . . . .	8
1.2	Strömungsprofil in einem geraden Rohr mit kreisförmigem Querschnitt und dem Radius $r_0$ . . . . .	8
1.3	Veranschaulichung der Kontinuitätsgleichung . . . . .	9
1.4	Auswirkungen von Bernoulli-Gleichung und Strömungswiderstand auf den statischen Druck in einem Rohr . . . . .	10
1.5	Koppelung von Strömungswiderstand, Bernoulli-Gleichung und Kontinuitätsgleichung	10
2.1	Schematischer Aufbau des Herz-Kreislaufsystems . . . . .	11
2.2	Unterteilung eines Herzzyklus in vier Phasen . . . . .	12
2.3	Zentraler Blutdruck und -fluss (linker Ventrikel) . . . . .	12
2.4	Gesamtquerschnitt, Druck und mittlere Strömungsgeschwindigkeit im Gefäßsystem	13
2.5	Veränderung des Strompulses: links herznah, rechts herzfern . . . . .	13
2.6	Aortendruck, Druck im linken Ventrikel sowie Aortenfluss und Volumen des linken Ventrikels . . . . .	15
2.7	Druck-Volumenbeziehung des linken Ventrikels während eines Herzzyklus . . . . .	15
2.8	Ruhedehnungskurve. Ihre Steigung ist ein Maß für die Steifigkeit der Ventrikelmuskulatur (das Reziproke das Maß für die Dehnbarkeit der ventrikelmuskulatur . . . . .	15
2.9	Kurve der isobaren Maxima . . . . .	16
2.10	Kurve der isovolumetrischen Maxima . . . . .	16
2.11	Herzarbeit im PV-Diagramm: Grenzbedingungen werden durch vier Kurven festgelegt, innerhalb derer die mechanische Arbeit des Herzens möglich ist: Ruhedehnungskurve, Kurven der isobaren und isovolumetrischen Maxima und Unterstützungskurve.	17
2.12	Anpassung des Herzens an eine akute Volumenbelastung. Bei Erhöhung des enddiastolischen Volumens erhöht das Herz sein Schlagvolumen ( $SV1 \rightarrow SV2$ ) . . . . .	18
2.13	Anpassung des Herzens an eine akute Druckbelastung in der Aorta . . . . .	18
2.14	Die Anpassung des Schlagvolumens an sich ändernde Belastungen ist nicht beliebig. Bei Überschreiten eines enddiastolischen Grenzvolumens tritt eine Schlagvolumenverringerng auf, da die isovolumetrischen Maxima ab diesem Punkt drastisch fallen.	18
2.15	Vereinfachtes Regelschema des Barorezeptorreflexes . . . . .	19
2.16	Herzzeitvolumen, Schlagvolumen und Herzrate sind von der physischen bzw. psychischen Belastung abhängig . . . . .	19
2.17	Der Sauerstofftransport im Herz-Kreislaufsystem . . . . .	20
2.18	Zusammenfassung möglicher Pathologien im Bereich der Sauerstoffversorgung . . . . .	21
4.1	Offenes U-Rohr-Barometer . . . . .	23
4.2	Prinzipieller Aufbau einer Druckmessdose . . . . .	23
4.3	Membran mit einer integrierten Vollbrückenschaltung . . . . .	24
4.4	Aufbau eines extrakorporalen Druckmesssystems . . . . .	24

4.5	Mechanisches Ersatzschaltbild des Katheters. Die Masse $m$ entspricht der zu bewegenden Masse der Flüssigkeitssäule zwischen Katheteröffnung und Sensor, der Reibungskoeffizient $r$ beschreibt die Innenreibung der Flüssigkeit und die Federkonstante $n$ charakterisiert die Compliance des Katheters und der Sensormembran. . .	25
4.6	Sprungantwort eines extrakorporalen invasiven Blutdruckmesssystems mit einer Katheterlänge von 50cm und einem T-Stück . . . . .	25
4.7	Messfehler bei der Messung des statischen Druckes in strömenden Flüssigkeiten. Fall <b>c</b> zeigt den richtigen Fall, in dem die Öffnungsflächennormale senkrecht zur Strömungsrichtung steht. In den Fällen <b>a</b> und <b>b</b> geht teilweise der Staudruck mit in das Messsignal ein. . . . .	26
4.8	Sprungantwort eines Tip-Katheters . . . . .	27
4.9	Blockschaltbild einer nicht-invasiven Druckmesseinheit, die durch eine Koinzidenzschaltung Geräuschartefakte unterdrückt . . . . .	28
4.10	Zusammenhang von Korotkow-Geräuschen und Druckoszillationen des Manschetendruckes . . . . .	29
4.11	Oszillometrische Blutdruckmessung. In der oberen Darstellung sind die Oszillationen und in der unteren der Druckverlauf in der Manschette dargestellt . . . . .	29
4.12	Blockschaltbild eines oszillometrischen Blutdruckmessers . . . . .	29
5.1	Ein äusseres magnetisches Feld führt bei einem strömenden Medium zu einer Ladungstrennung und so zu einer von außen messbaren elektrischen Spannung (Hallspannung) . . . . .	32
5.2	Messung der Strömungsgeschwindigkeit einer ionischen Flüssigkeit . . . . .	32
5.3	Ersatzschaltbild zur Erläuterung der Störeinkopplung . . . . .	32
5.4	Zusammenhang von Magnetstrom und der weiteren Signalverarbeitung . . . . .	33
5.5	Blockschaltbild eines elektromagnetischen Flussmessgerätes . . . . .	33
5.6	US-Laufzeitverfahren . . . . .	34
5.7	Blockschaltbild eines gepulsten Laufzeitflussmessers . . . . .	35
5.8	Blockschaltbild eines CW-Phasendifferenz-Flussmessers . . . . .	35
5.9	Blutflussmessung mit Ultraschall nach dem Dopplerprinzip . . . . .	36
5.10	Prinzipieller Aufbau einer Stereo-Messsonde zur Messung des Einstrahlwinkels $\alpha$ . Sie besteht aus einem US-Sender und zwei Empfängern, die jeweils um einen bekannten Einstrahlwinkel $\beta$ zum Sender geneigt sind. . . . .	37
5.11	Blockschaltbild eines CW-Doppler-Flussmessgerätes . . . . .	37
5.12	Schematischer Aufbau eines PW-Dopplergerätes . . . . .	37
6.1	Zusammenhang von $p_{O_2}$ , $s_{O_2}$ , $c_{Hb}$ usw. mit pathophysiologischen Fällen . . . . .	39
6.2	Gesetz von Lambert-Beer . . . . .	40
6.3	Absorptionsspektren der Hämoglobinfractionen . . . . .	40
6.4	Schichtenmodell der Transmissionspulsoximetrie . . . . .	41
6.5	Prinzipieller Aufbau eines Transmissionsensors . . . . .	42
7.1	Zur Ableitung des Fickschen Prinzips . . . . .	44
7.2	Spirograph . . . . .	45
7.3	Konzentration $c$ in Abhängigkeit der Zeit $t$ . . . . .	45
7.4	Konstruktion der Primärkurve . . . . .	45
7.5	Messung der Thoraximpedanz . . . . .	47
7.6	Zusammenhang zwischen der Widerstandsänderung $dZ/dt$ und dem Fluss in der Aorta . . . . .	47
7.7	Zeitliche Ableitung der Thoraximpedanzänderung in Abhängigkeit zum EKG . . . . .	48

8.1	6: Grundintervallzähler, 4: Impulsgenerator, 5: Ausgangsstufe (hier für V00) . . . .	50
8.2	Funktionsdiagramm des V00-Schrittmachers . . . . .	50
8.3	Blockschaltbild des VVI, 1: Verstärker mit Filtercharakteristik, 2: Monoflop für Ventrikelrefraktärzeit, ST und LS: Steuerungs- und Logikschaltung, Rest bekannt .	50
8.4	Funktionsdiagramm, VVI-Schrittmacher . . . . .	51
8.5	Blockschaltbild des AAI-Schrittmachers. 2: Monoflop für Refraktärzeit, Rest bekannt	51
8.6	Funktionsdiagramm des AAI-Schrittmachers . . . . .	51
8.7	Blockschaltbild des VAT-SM: neu: 3: Monoflop für AV-überleitungszeit, Rest bekannt	52
8.8	Funktionsdiagramm VAT-SM . . . . .	52
8.9	Untersetzung beim VAT-SM (durch RFZ-A) . . . . .	53
8.10	Prinzipschaltbild des VDD-SM . . . . .	53
8.11	Funktionsdiagramm VDD-SM . . . . .	53
8.12	Blockschaltbild des DVI-SM . . . . .	54
8.13	Funktionsdiagramm, DVI-SM . . . . .	54
8.14	DDD-SM (vorhofgesteuert) . . . . .	54
8.15	Funktionsdiagramm des vorhofgesteuerten DDD-SMs . . . . .	55
8.16	Funktionsdiagramm des ventrikelgesteuerten DDD-SM's . . . . .	55
8.17	Schrittmacherindikation . . . . .	56
8.18	Modell der Kreislaufregelung für kurzfristige Änderungen. . . . .	59
8.19	Regelkreis mit Rückführung des SV . . . . .	60
8.20	PEP-Intervall . . . . .	60
9.1	a: Wechselstrom- und b: Gleichstromdefibrillator . . . . .	62
9.2	Blockschaltbild eines halbautomatischen Gleichstromdefibrillators . . . . .	63
9.3	Mögliche Schaltungen eines DC-Defibrillators: a) einfacher Gleichstromdefibrillator, b) und c) Gleichstromdefibrillatoren mit Induktivität. Die unter c) dargestellte Schaltung wird heute am häufigsten verwendet. . . . .	63
9.4	Energiemessschaltung eines Defibrillators . . . . .	64
9.5	Fehlerströme je nach Lage des Massepunktes . . . . .	64
9.6	Verlauf der Äquipotentiallinien bei Elektroden mit scharfen und runden Kanten . .	65

# Kapitel 1

## Grundlagen der Fluidmechanik

### 1.1 Drücke

Es gibt drei verschiedene Drücke:

**Statischer Druck:**

$$P = \frac{F}{A} \quad (1.1)$$

**Hydrostatischer Druck:** Flüssigkeitssäule:

$$P_{\text{hydro}} = \rho \cdot g \cdot h \quad \text{mit } \rho : \text{spezifische Dichte der Flüssigkeit} \quad (1.2)$$

**Staudruck:** “Aufprall” der Teilchen auf Widerstände:

$$P_{\text{stau}} = \rho \cdot \frac{v^2}{2} \quad \text{mit } v : \text{Geschwindigkeit der Flüssigkeit} \quad (1.3)$$

Die Summe aller Drücke ist konstant (*Bernoulli-Gleichung*):

$$P_{\text{stat}} + \rho \cdot g \cdot h + \rho \cdot \frac{v^2}{2} = \text{const} \quad (1.4)$$

### 1.2 Viskosität

Zur Beurteilung ist Schubspannung  $\tau$  wichtig:

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (1.5)$$

Damit lässt sich der “Koeffizient der inneren Reibung” die **Viskosität**  $\mu$  über Zusammenhang zwischen Schubspannung  $\tau$  und Geschwindigkeitsgradienten definieren:

$$\tau = \mu \cdot \frac{dv}{dy} \quad (1.6)$$

Was ist Blut? Welche Viskosität? **Vergleich mit einem Fuß, den man mal langsam, mal schnell aus nassem Sand zieht!**



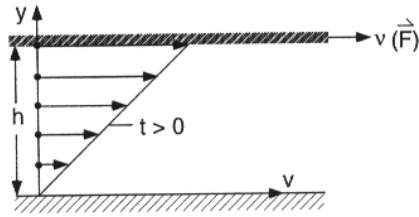


Abbildung 1.1: Schichtenmodell zur Definition der Viskosität

### 1.3 Strömungsprofil

Schubspannung in einem Rohr mit Radius  $r$ :

$$\tau = \frac{F}{2r\pi l} \quad (1.7)$$

Verhältnis zwischen Strömungsprofil und dadurch verursachten Kraft mittels Definition der Viskosität:

$$F = \mu \cdot 2\pi r l \cdot \frac{dv}{dr} \quad (1.8)$$

Mit Kräftegleichgewicht zwischen schubspannungsbedingter und druckdifferenzbedingter Kraft:

$$\mu \cdot 2\pi r l \cdot \frac{dv}{dr} = \pi r^2 (P_1 - P_2) \quad (1.9)$$

Mit Prandtl'scher Haftbedingung ( $v = 0$  an Rohrwand) ergibt sich:

$$v(r) = \frac{(P_1 - P_2)}{4l\mu} (r_0^2 - r^2) \quad (1.10)$$

Daraus folgt ein parabolisches Strömungsprofil in einem Rohr mit dem Radius  $r_0$ .

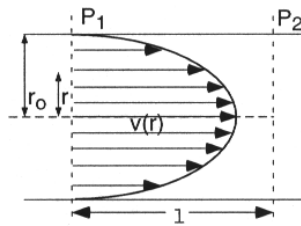


Abbildung 1.2: Strömungsprofil in einem geraden Rohr mit kreisförmigem Querschnitt und dem Radius  $r_0$

### 1.4 Fluss

Fluss = Flüssigkeitsvolumen durch Fläche pro Zeit. Flüssigkeitsvolumen:

$$dV = v \cdot A \cdot dt$$

somit für den Fluss:

$$Q = \frac{dV}{dt} = v \cdot A$$

Bzgl. der Rohrströmung folgt das **Hagen-Poiseuille'sche Gesetz**:

$$Q = \int_0^{r_0} 2\pi r \cdot v(r) dr = \frac{\pi}{8} \frac{P_1 - P_2}{\mu l} \cdot r_0^4 \quad (1.11)$$

Somit ist der Fluss proportional zur Druckdifferenz  $\Delta P$  zwischen den beiden begrenzenden Ebenen und zur vierten Potenz des Rohrradius  $r_0$ . Wichtig, da hierdurch Bedeutung der inneren Reibung und des dadurch entstehenden Strömungsprofils ersichtlich wird.

## 1.5 Analogien zur elektrischem Stromkreis

Potential  $\sim$  Druck; Spannung  $\sim$  Druckdifferenz; Strom  $\sim$  Fluss; Ladung  $\sim$  Volumen; Widerstand  $\sim$  Strömungswiderstand; Kapazität  $\sim$  Compliance (Dehnbarkeit); Induktivität  $\sim$  Inertanz (Trägheit). Strömungswiderstand:

$$R_s = \frac{P_1 - P_2}{Q} \quad (1.12)$$

## 1.6 Strömung in einem Rohrsystem

**Kontinuitätsgleichung:** Der Gesamtfluss in einem System bleibt stets konstant:

$$Q = v_1 A_1 = v_2 A_2 = v_3 A_3 + v_4 A_4 = \text{const.}$$

Erhöht sich der Staudruck, so fällt der statische Druck. In Abb. 1.4 fällt der statische Druck um

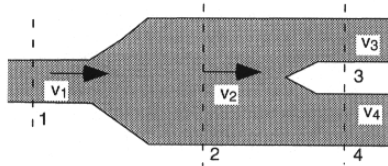


Abbildung 1.3: Veranschaulichung der Kontinuitätsgleichung

$\frac{1}{2}\rho v^2$ . Wenn die Fläche kleiner wird, so wird der Staudruck größer, der statische Druck kleiner und die Geschwindigkeit (*Kontinuitätsgleichung*) nimmt zu. Das alles gilt nur für ein gerades Rohr und einen laminaren<sup>1</sup> Strom.

<sup>1</sup>in stabilen, nicht verwirbelten Schichten gleitend

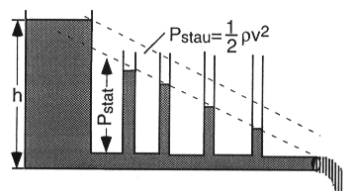


Abbildung 1.4: Auswirkungen von Bernoulli-Gleichung und Strömungswiderstand auf den statischen Druck in einem Rohr

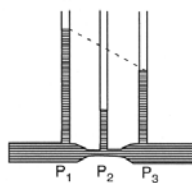


Abbildung 1.5: Koppelung von Strömungswiderstand, Bernoulli-Gleichung und Kontinuitätsgleichung

# Kapitel 2

## Blutkreislauf

### 2.1 Anatomie des Herz-Kreislaufsystems

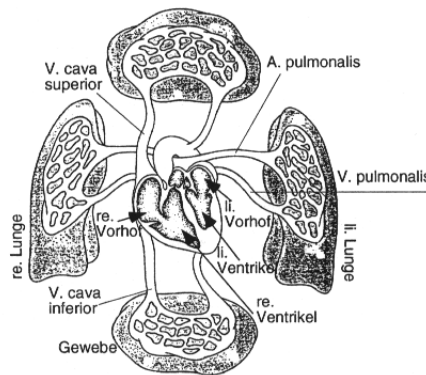


Abbildung 2.1: Schematischer Aufbau des Herz-Kreislaufsystems

Das linke Herz versorgt den großen Kreislauf (Körper), das rechte Herz den kleinen Kreislauf (Lunge). Im kleinen Kreislauf transportieren Arterien das sauerstoffarme Blut und die Venen das sauerstoffreiche. AV-Klappen sind Segelklappen, durch die das Blut in die Ventrikel strömt. Das Blut verlässt die Ventrikel durch Taschenklappen. Das linke Herz ist zwar kräftiger, doch stoßen linkes und rechtes Herz gleich viel Blut aus.

## 2.2 Blutdruck und -fluss

### 2.2.1 Kontraktion des Herzens

Folgende vier Phasen:

**Anspannungsphase:** Kammer durch Kontraktion des Vorhofes gefüllt. Taschenklappe zu; Segelklappe zum Atrium noch offen. Kontraktion des Herzmuskels. Wegen Druckanstieg → Segelklappe schließt. Aortendruck (Nachlast) noch zu hoch. Isovolumetrische Kontraktion von 2-11mmHg auf 80mmHg.

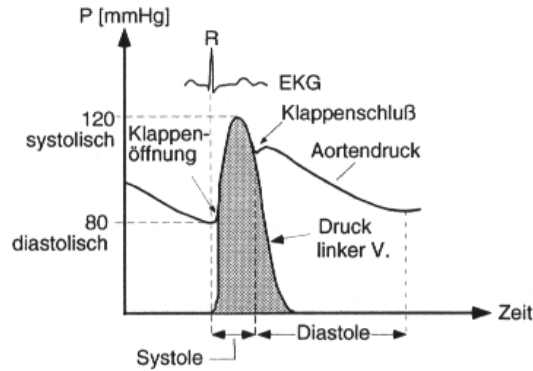


Abbildung 2.2: Unterteilung eines Herzzyklus in vier Phasen

**Auswurfphase:** Kammerdruck = Aortendruck; Taschenklappe öffnet. Blutvolumen des Ventr. wird unter weiterem Druckanstieg in Aortenbogen ausgeworfen. Druckmaximum von etwa 120mmHg. Es existiert nun Verbindung zwischen Ventr. und Aorta → Druckkurven gleich.

**Entspannungsphase:** Ventrikeldruck sinkt unter Aortendruck → Geringer Blutrückfluss, Taschenklappe schliesst. Inertanz (Massenträgheit) des Blutes sorgt für Inzisierung in Druck-Zeit-Kurve. (Leichter Druckanstieg nach Klappenschluss, wegen Trägheit und "Aufprall" auf Klappe beim Rückfluss). Aortendruck nimmt langsamer ab, wegen Compliance und Entkoppelung vom linken Ventrikel.

**Füllungsphase:** Wenn Ventrikeldruck unter venösem Druck → Segelklappe öffnet. Blut fließt in Ventrikel. Zusätzlich kontrahiert Atrium, um Zufluss zu unterstützen. Während Füllungsphase sinkt Aortendruck auf Minimum von etwa 80mmHg.

### 2.2.2 Zentraler Blutdruck und -fluss

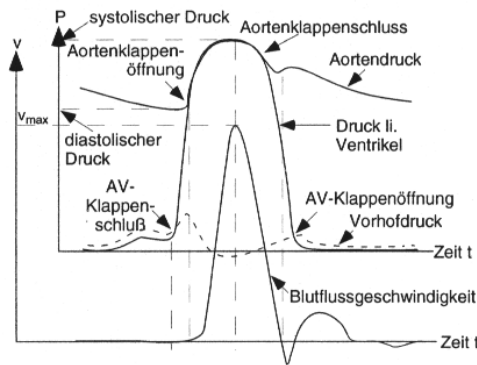


Abbildung 2.3: Zentraler Blutdruck und -fluss (linker Ventrikel)

Anspannungs- und Auswurfphase: **Systole**; Entspannungs- und Füllungsphase: **Diastole**. Ma-

ximaler (arterieller) Blutdruck  $P_{\text{sys}}$ ; minimaler:  $P_{\text{dias}}$ . Mittlerer arterieller Blutdruck (MABP):

$$P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt \tag{2.1}$$

Positiver Fluss nach Klappenschluss durch Rückschwingen der Klappe. Maximaler Blutfluss im ersten Drittel der Austreibungsphase ( $v_{\text{max}} = 50\text{cm/s}$ ).

### 2.2.3 Ortsabhängigkeit von Blutdruck und -fluss

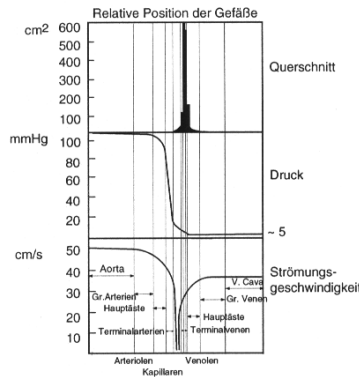


Abbildung 2.4: Gesamtquerschnitt, Druck und mittlere Strömungsgeschwindigkeit im Gefäßsystem

Wichtige Werte: Beitrag zum peripheren Widerstand: kleine Arterien 19%, Arteriolen 47% und Kapillaren 27%. Parallele Verästelungen verringern den Strömungswiderstand. Da die gleichzeitig durchflossene Fläche auf  $3000\text{cm}^2$  steigt, sinkt in den Arteriolen und Kapillaren die Strömungsgeschwindigkeit. Im kleinen Kreislauf kommt es nur zu maximalen Drücken von ca. 30mmHg. Da in beiden Kreisläufen gleiche Gesamtflüsse bewältigt werden müssen, benötigt der große Kreislauf eine deutlich höhere Druckdifferenz  $\rightarrow$  linke Ventrikel größer und muskulöser als das rechte.

### 2.2.4 Ortsabhängigkeit der Pulscurven

Mit zunehmender Entfernung vom Herzen nimmt die Amplitude des systolischen Strompulses ab und die Komponente des diastolischen Pulses zu. Dies geschieht wegen der Compliance der Gefäße. In den Arteriolen und Kapillaren ist der Fluss fast kontinuierlich. Durch die Änderung der

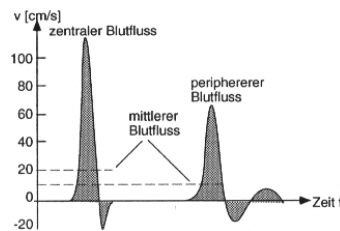


Abbildung 2.5: Veränderung des Strompulses: links herznah, rechts herzfern

Pulskurve kommt es zu einer Veränderung des Staudruckes. Er nimmt mit zunehmender Entfernung ab, somit steigt der systolische Blutdruck (da laut Bernoulli der Gesamtdruck konstant ist). Bei der Druck-Zeit-Kurve kommt aber auch noch ein anderer Effekt zum Tragen: Die Pulswelle wird an der Peripherie reflektiert und läuft als "Rückflusswelle" wieder zurück. Der systolische Blutdruck steigt herzfjern und der diastolische sinkt.

## 2.3 Einflussfaktoren auf den Blutdruck

Folgende Faktoren beeinflussen den Blutdruck:

- **Alter** Faustregel: systolische Blutdruck = Lebensjahre + 100; diastolische Blutdruck: 90mm-Hg
- Atmung (Bei Inspiration geringer Druckabfall, bei Expiration leichter Druckanstieg)
- psychische Belastungen (z.B. Erwartungshypertonie)
- physische Faktoren (Schlaf, Füllungsstand der Blase, Nahrungsaufnahme)
- Aussentemperatur (kalte Umgebung → Blutdrucksteigerung)
- Körpertemperatur
- Tageszeit (min um 03:00, max um 15:00)
- Muskularbeit
- Körperlage (liegend, stehend etc.) Bei Orthostase (Schneller Wechsel von liegend zu stehend steigt der systolische und diastolische Blutdruck)
- Blutvolumen (Blutverlust → Abfall des Blutdrucks)
- Messort im Körper (vgl. isobare Indifferenzlinie etc.)

Bei systolischen Werten von über 160mmHg und diastolischen von über 95mmHg spricht man von **Hypertonie**. Bei systolischen Werten unter 100mmHg spricht man von **Hypotonie**.

Oben genannte Faktoren verändern meist den peripheren Widerstand der Blutgefäße, so dass sich das Herz an die neuen Strömungsparameter anpassen muss. Diese Regelung nennt man Homöostase ("Aufrechterhaltung des Systemgleichgewichts").

### 2.3.1 Das PV-Diagramm des Herzens

Das endsystolische Volumen stellt ein Minimum dar, das enddiastolische Volumen ein Maximum. Das Schlagvolumen ist die Blutmenge, die während der Auswurfphase in die Aorta ausgeworfen wird. Es existiert eine untere Grenze für das Volumen: das *Residualvolumen*, das aus anatomischen Gründen nicht unterschritten werden kann. Die Differenz zwischen endsystolischem Volumen und Residualvolumen dient als Reservevolumen, welches im Bedarfsfall dem Herz verfügbar gemacht werden kann. Vorteile der Darstellung: Arbeit des Herzens lässt sich direkt aus Kreisintegral berechnen.

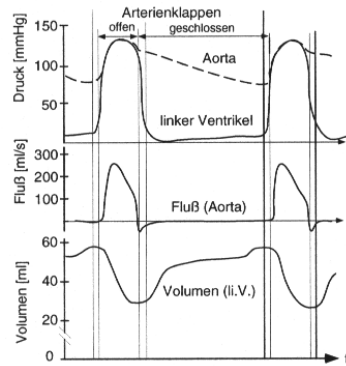


Abbildung 2.6: Aortendruck, Druck im linken Ventrikel sowie Aortenfluss und Volumen des linken Ventrikels

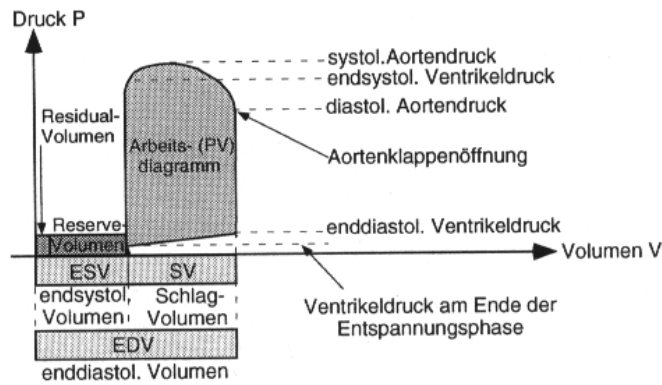


Abbildung 2.7: Druck-Volumenbeziehung des linken Ventrikels während eines Herzzyklus

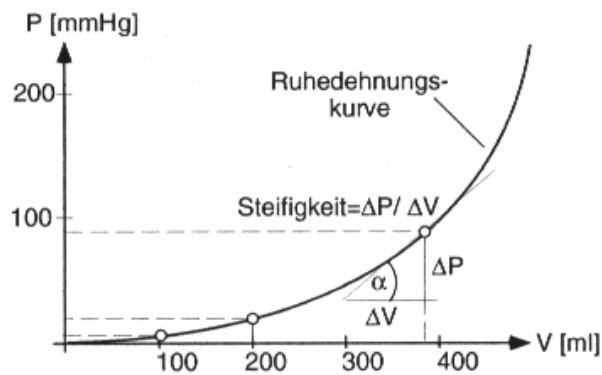


Abbildung 2.8: Ruhedeckungskurve. Ihre Steigung ist ein Maß für die Steifigkeit der Ventrikelmuskulatur (das Reziproke das Maß für die Dehnbarkeit der ventrikelmuskulatur)



## 2.4 Konstruktion des PV-Diagramms

zur Konstruktion sind vier Kurven notwendig: Ruhedehnungskurve, Kurve der isobaren Maxima, Kurve der isovolumetrischen Maxima und die Kurve der Maxima der Unterstützungszuckungen. Die Ruhedehnungskurve stellt die Druck-Volumen-Relation des diastolisch völlig erschlafften Herzens dar. Sie stellt die Gesamtheit der möglichen enddiastolischen Ausgangslagen des Herzens bei verschiedenen Füllungen dar. Sie entsteht, wenn man bei verschiedenen Füllungen des erschlafften Herzens den Druck misst.  $\frac{\Delta P}{\Delta V}$  ist die Steifigkeit,  $\frac{\Delta V}{\Delta P}$  wird Dehnbarkeit genannt. Die Krurve der

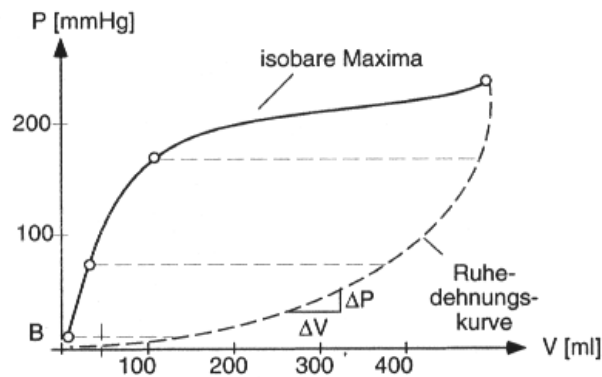


Abbildung 2.9: Kurve der isobaren Maxima

isobaren Maxima ist nur im Experiment herzustellen, da sich nur dann das Herz aus der ruhelage rein isobar oder isovolumetrisch kontrahieren kann. Sie entsteht, wenn die gesamte bei der Kontraktion des Herzens auftretende mechanische Energie in eine Muskelverkürzung übergeht. Es ergibt sich die maximale Volumenverkleinerung  $\Delta V$  bei konstantem Druck (isobare Füllung) (geht nur bei offenem System). Die Kurve der isovolumetrischen Maxima wird auf gleiche Art und Weise

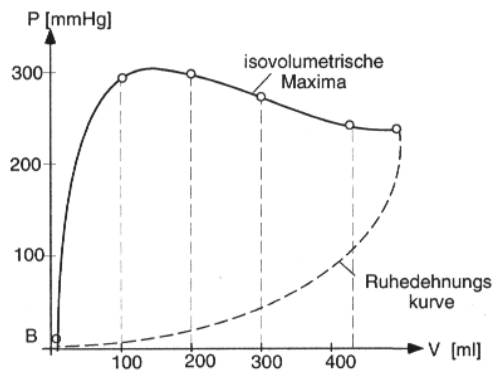


Abbildung 2.10: Kurve der isovolumetrischen Maxima

bestimmt. Hier wird die gesamte bei der Kontraktion des Herzens auftretende mechanische Energie bei gleichbleibendem Volumen in Druck umgesetzt.

Die U-Kurve entsteht, wenn man den enddiastolischen Punkt isobar auf die Kurve der isobaren Maxima überträgt (Punkt B) und isovolumetrisch auf die Kurve der isovolumetrischen Maxima

verlegt (Punkt A). Verbindet man Punkt A und B, so entsteht die U-Kurve. Die U-Kurve schneidet niemals die Kurve der isobaren Maxima. Die U-Kurve wird flacher, je höher das enddiastolische Volumen ist. Enddiastolischer Ventrikeldruck ca. 80mmHg(=Aortendruck)

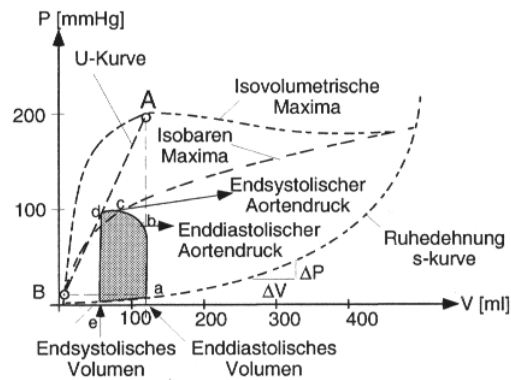


Abbildung 2.11: Herzarbeit im PV-Diagramm: Grenzbedingungen werden durch vier Kurven festgelegt, innerhalb derer die mechanische Arbeit des Herzens möglich ist: Ruhedehnungskurve, Kurven der isobaren und isovolumetrischen Maxima und Unterstützungskurve.

## 2.5 Die Autoregulation des Herzens (Frank-Starling-Effekt)

Bei Veränderungen treten folgende Effekte auf:

- Akute Vorlaständerung: (venöses Angebot. Steigt es, so steigt auch die enddiastolische Füllung.)
- Akute Nachlaständerung: (peripherer Widerstand. Erhöht er sich, so muss das Herz mehr Druck aufbringen, um ihn zu überwinden (z.B. bei Vasokonstriktion der Gefäße bei "Sprung ins kalte Wasser"))

Für das normale Funktionieren muss die Kontinuitätsgleichung erfüllt sein: Vom linken Ventrikel muss im Mittel genau so viel Blut ausgeworfen werden, wie in den rechten gelangt. Diese Effekte müssen automatisch (ohne Eingreifen höherer Zentren) reguliert werden. Diese Sicherstellung der Kontinuität nennt man Frank-Starling Mechanismus. 1. Beispiel: Erhöhtes venöses Angebot (Vorlast).  $SV_1 = \text{normal}$ ,  $SV_2 = \text{Effekt}$ . Das Schlagvolumen wird durch das enddiastolische Volumen reguliert. Abb 2.13 zeigt den Effekt bei Nachlast. Da der Ventrikel nun einen höheren Innendruck aufbringen muss, bis sich die Aortenklappe öffnet, sinkt das Schlagvolumen (Fläche unter  $SV_2$ ). Es bleibt mehr Restvolumen zurück  $\rightarrow$  höhere enddiastolische Füllung bei  $SV_3$ . Somit muss das Herz das ursprüngliche Schlagvolumen ( $SV_1$ ) gegen einen erhöhten Druck auswerfen. Anpassung des Schlagvolumens nicht beliebig möglich. Bei Überschreiten eines enddiastolischen Grenzvolumens treten Einschränkungen des Schlagvolumens auf. Die absolute Höhe kann durch sympathische Erregung oder schwächende Einflüsse (Herzinsuffizienz) beeinflusst werden.

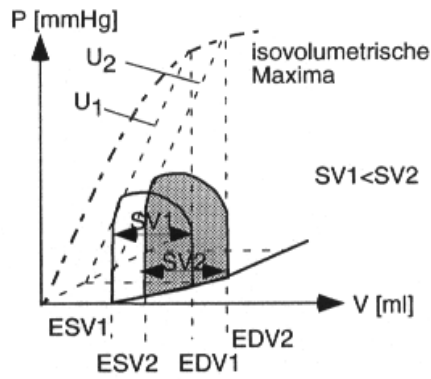


Abbildung 2.12: Anpassung des Herzens an eine akute Volumenbelastung. Bei Erhöhung des enddiastolischen Volumens erhöht das Herz sein Schlagvolumen ( $SV_1 \rightarrow SV_2$ )

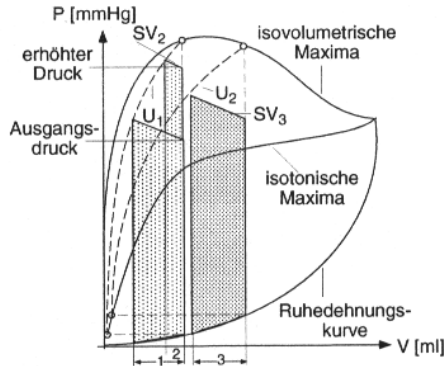


Abbildung 2.13: Anpassung des Herzens an eine akute Druckbelastung in der Aorta

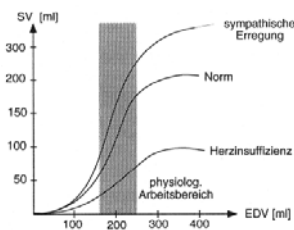


Abbildung 2.14: Die Anpassung des Schlagvolumens an sich ändernde Belastungen ist nicht beliebig. Bei Überschreiten eines enddiastolischen Grenzvolumens tritt eine Schlagvolumenverringerng auf, da die isovolumetrischen Maxima ab diesem Punkt drastisch fallen.

### 2.5.1 Der Barorezeptorreflex

Reicht die Autoregulation nicht aus (z.B. bei überschreiten bestimmter Vorlast- oder Nachlastwerte (weil z.B. das HZV nicht der aktuellen Belastung angepasst ist)), so greift ein zusätzlicher Regelkreis ein: der Barorezeptorreflex.

Grundgedanke: Physische oder psychische Einflüsse auf peripheren Widerstand führt zu Ansteigen (TPR steigt) oder Absinken (TPR sinkt) des mittleren Blutdrucks. Barorezeptoren im Bereich der Halsschlagader nehmen den Blutdruck auf und leiten den Wert an die Medulla Oblongata weiter. Von dort aus werden Sinusknoten, Myokard und Vasomotoren (Blutgefäße umgebende Muskeln; steuern die Compliance der Venen) als Stellglieder gesteuert, um HZV anzupassen. Somit soll der Barorezeptorreflex den mittleren arteriellen Blutdruck annähernd konstant halten (vorwiegend durch Änderung des HZV und TPR), um somit die Perfusion bei wechselnder Belastung sicherzustellen. (norm. 4-5l/min; durch BRR bis zu 30l/min). Die Stellglieder wirken nicht linear

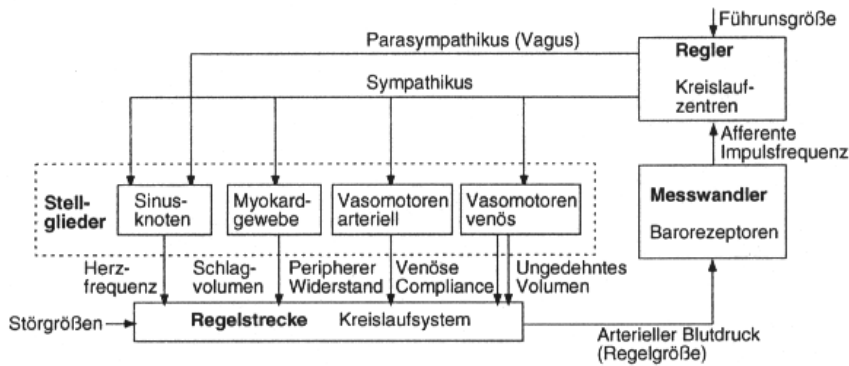


Abbildung 2.15: Vereinfachtes Regelschema des Barorezeptorreflexes

zusammen, sondern weisen erhebliche Unterschiede auf (siehe Abb. 2.16).

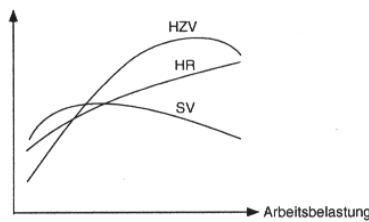


Abbildung 2.16: Herzzeitvolumen, Schlagvolumen und Herzrate sind von der physischen bzw. psychischen Belastung abhängig

## 2.6 Der Sauerstofftransport im Blut

### 2.6.1 Physikochemie des Sauerstofftransportes

Treibende KKraft ist Differenz der Absolutdrücke.

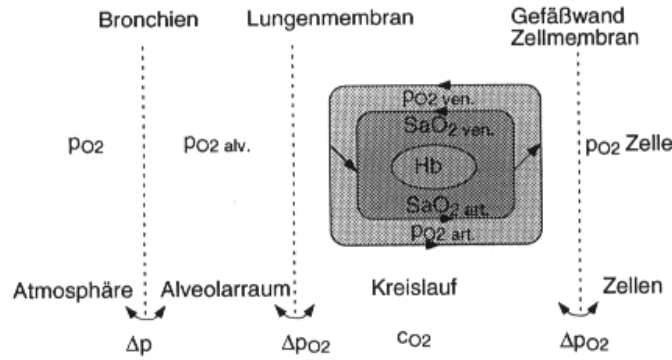


Abbildung 2.17: Der Sauerstofftransport im Herz-Kreislaufsystem

$$c_{O_2}(\text{phys.}) = \alpha \cdot p_{O_2} \quad (2.2)$$

$p_{O_2}$  ist Sauerstoffpartialdruck,  $\alpha$  ist Löslichkeitskoeffizient. Der Sauerstoffpartialdruck gibt an, welchen Beitrag der Sauerstoff zum Gesamtdruck beiträgt. Mit einem Löslichkeitskoeffizienten  $\alpha$  von ca.  $2,4 \cdot 10^{-5} \text{ hPa}^{-1}$  stellt sich im Gleichgewichtszustand ca. 0,0024ml Sauerstoff pro ml Blut ein. Das ist nicht ausreichend. Deshalb ex. zwiterte Transportmechanismus: das Hämoglobin. Es ist eine Art chemischer Puffer.  $HbO_2$ : Oxihämoglobin. Reaktion ist reversibel und benötigt keine wesentliche Aktivierungsenergie. Gesamtsauerstofftransport = physikalischer + chemischer Transport. Verhältnis von phys. zu chem. Transport 1:50 bis 1:100.

$$SaO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \quad (2.3)$$

Sauerstoffsättigung (funktionell! nicht auf das gesamte Hb bezogen! (+dysfunktionelle Gruppen)). (Bezogen auf gesamt Hb-Gruppen: fraktionell)

$$c_{O_2} = SaO_2 \cdot c_{Hb} \cdot H + \alpha \cdot p_{O_2} \quad (2.4)$$

H = Hüfner-Faktor (normal: 1,39ml/g) Sauerstoffsättigung hängt mit Sauerstoffpartialdruck zusammen. Je höher dieser, desto höher auch die Sauerstoffsättigung.

### 2.6.2 Diagnostisch wichtige Parameter

$\alpha$  und H sind Konstanten  $\rightarrow$  somit idealerweise  $SaO_2$ ,  $c_{Hb}$  und  $p_{O_2}$  zu bestimmen. Die Sauerstoffaffinität des Hb hängt von: pH-Wert,  $CO_2$ -Partialdruck, Temperatur und 2,3 Diphosphoglyceratkonzentration ab. Wenn pH-Wert steigt, oder Temp. oder 2,3 DPG-Konzentration oder  $p_{CO_2}$  sinken, reichen geringere Partialdrücke aus, um eine ausreichende Sauerstoffsättigung zu erreichen. Da  $p_{O_2}$  nur 1-2% Anteil an  $c_{O_2}$  hat, sind  $SaO_2$  und  $c_{Hb}$  die wesentlichen Größen.

### 2.6.3 Pathologische Einflussfaktoren an Symptome

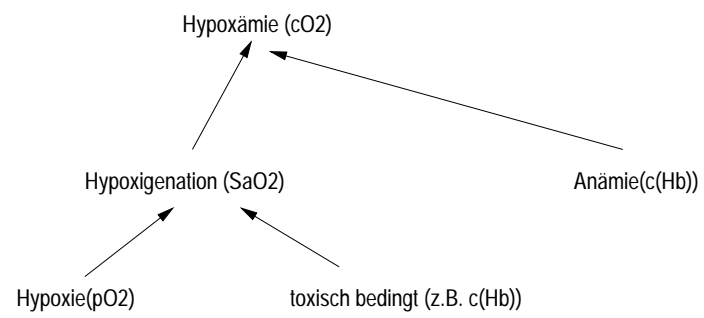


Abbildung 2.18: Zusammenfassung möglicher Pathologien im Bereich der Sauerstoffversorgung

## Kapitel 3

# Elektrophysiologie des Herzens

Siehe alte zusammenfassung oder Skript.

# Kapitel 4

## Messung des Blutdrucks

Messung des Blutdrucks ist klinisch wertvoll für Pathogenese von Herz-Kreislaufferkrankungen. Man unterscheidet zwischen **invasiven** und **nicht invasiven** Methoden. Bei der invasiven Methode gibt es noch die extrakorporalen und die intrakorporalen Messmethoden.

### 4.1 Drucksensoren

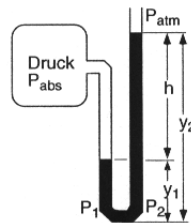


Abbildung 4.1: Offenes U-Rohr-Barometer

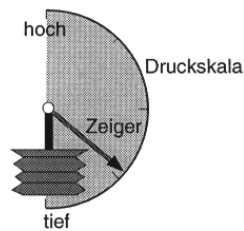


Abbildung 4.2: Prinzipieller Aufbau einer Druckmessdose

Das U-rohr Barometer wird heute kaum noch benutzt. In heutigen Sphygmomanometern wird meist eine Druckmessdose verwendet. Es sind Drucksensoren erforderlich, welche ein elektrisches Signal abgeben. Als Geber lassen sich induktive, kapazitive und potentiometrische unterscheiden.

**Induktive Geber** nutzen die Verformung der Membran zur Verschiebung eines leitfähigen Werkstoffes in einer Spule, wodurch sich die Induktivität ändert.



**Kapazitive Sensoren** bestimmen die Kapazität zwischen Druckmembran und Referenzelektrode.

**Potentiometrische Sensoren** beruhen auf Widerstandsänderung eines Werkstoffes, welche durch Verformung aber auch mikroskopische Veränderungen in der Kristallstruktur verursacht werden.

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\sigma}{E} \cdot (1 + 2\mu + k) \sim \Delta P \tag{4.1}$$

Mit  $\sigma$ : Spannung der Membran,  $E$ : Elastizitätsmodul (wenn Durchbiegung klein gegenüber Abmessungen der Membran):  $\sigma \sim \Delta P$ ,  $\mu$ : Querkontraktionszahl (bei Metallen zwischen 0,3 und 0,5,  $k$ -Faktor (bei  $n$ -dot  $> 0$ , bei  $p$ -dot  $< 0$ ) zwischen 0 und 4,4). Druckgeber werden meist auf Trägermembran aufgebracht. Als Trägermembran wird Siliziummembran verwendet. Auf ihr werden die

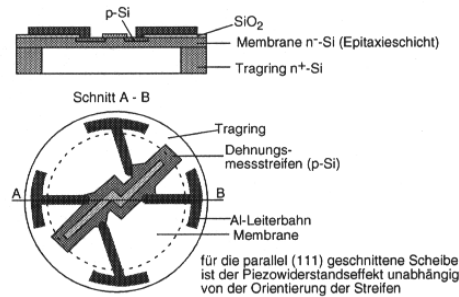


Abbildung 4.3: Membran mit einer integrierten Vollbrückenschaltung

Drucksensoren durch Ionenimplantation hergestellt. (→ sehr kleine Abmessung, billig, erlaubt sogar "Wegwerfdrucksensoren" für einmaligen Gebrauch).

## 4.2 Invasive Blutdruckmessung

### 4.2.1 Extrakorporale Druckmessung

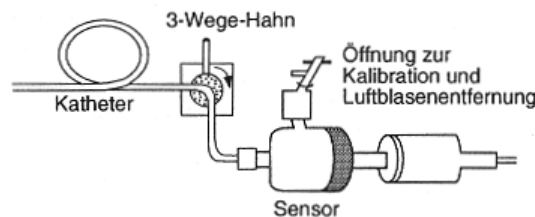


Abbildung 4.4: Aufbau eines extrakorporalen Druckmesssystems

Katheter notwendig. Drucksensor befindet sich ausserhalb und ist über Koppelflüssigkeit im Katheter mit dem Blutgefäß verbunden. Nachteile: Compliance des Katheters, Reibung der Flüssigkeitssäule, Trägheit der Flüssigkeitssäule.

$$P \cdot A_k = F_{\text{ext}}(t) = F_{\text{Trägheit}}(t) + F_{\text{Reibung}}(t) + F_{\text{Elastizität}}(t) \tag{4.2}$$

mit  $P$  = Blutdruck,  $A_k$ : Öffnungsfläche des Katheters am Messort.

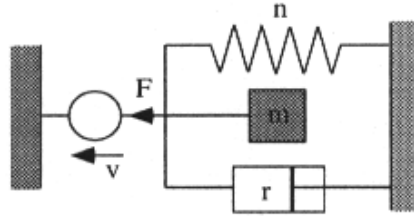


Abbildung 4.5: Mechanisches Ersatzschaltbild des Katheters. Die Masse  $m$  entspricht der zu bewegend Masse der Flüssigkeitssäule zwischen Katheteröffnung und Sensor, der Reibungskoeffizient  $r$  beschreibt die Innenreibung der Flüssigkeit und die Federkonstante  $n$  charakterisiert die Compliance des Katheters und der Sensormembran.

**übertragungsverhalten des Katheters**

Auf eine sprungartige Druckänderung reagiert die Flüssigkeitssäule mit einer langsam abklingenden Oszillation. Kompromiss zwischen Dämpfung und Lage der Resonanzfrequenz. Einstellungen

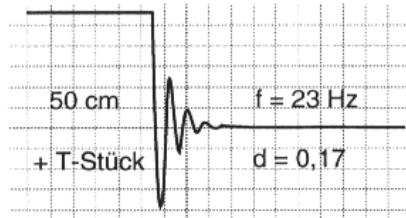


Abbildung 4.6: Sprungantwort eines extrakorporalen invasiven Blutdruckmesssystems mit einer Katheterlänge von 50cm und einem T-Stück

Dämpfungs-konstante  $\lambda=0,6$  (wegen möglichst konstantem Amplitudengang. Für verzerrungsfreie Messung ist auch konstanter Phasengang erforderlich. Dies wird erreicht, wenn Eigenfrequenz deutlich über dem höchsten in der Blutdruckkurve vorkommenden Frequenzanteils liegt. Fourieranalyse zeigt, dass die ersten 10 Harmonischen (Viefache der Grundfrequenz) ausreichen. Bei Herzfrequenz von  $120\text{S}/\text{min} = 2\text{Hz}$  braucht man eine Bandbreite von mindestens 0-20Hz.

**Messung des übertragungsverhaltens**

Vorherige Messung wichtig, um Artefakte zu vermeiden. Je kleiner die Dämpfungs-konstante ist, desto mehr nähert sich  $\omega$  der Resonanzfrequenz  $\omega_0$  der freien ungedämpften Schwingung an.

**Messfehler und Abhilfe**

Proportionalitäten

$$\omega_0 \sim r_k \sim \sqrt{\frac{1}{l_k}} \sim \sqrt{\frac{1}{C_{\text{ges}}}} \sim \sqrt{\frac{1}{\rho}}$$

mit  $\omega_0 =$  Resonanzfrequenz,  $r_k$ : Radius des Katheters,  $l_k$ : Länge des Katheters,  $C_{ges}$ =Gesamtcompliance ( $C_{Kathetermaterial} + C_{Wandmembran}$ ) und  $\rho$ : Dichte der Flüssigkeit.

$$d \sim \frac{1}{r_k^3} \sim \sqrt{l_k} \sim \sqrt{C_{ges}} \sim \sqrt{\rho}$$

Daraus folgt: Katheterdurchmesser muss groß sein und Länge bzw. Compliance muss klein sein, um große Resonanzfrequenz zu bekommen.

Zeitliche Veränderungen der Messverhältnisse durch:

- Blutverklumpungen im Katheter bzw. an der Mündung: dadurch  $r_k$  kleiner  $\rightarrow$  Resonanzfrequenz sinkt deutlich.
- Veränderungen der Koppelflüssigkeit: Dringt Blut ein, so wird Dichte und Viskosität höher  $\rightarrow$  Dämpfung erhöht sich (hier und oben hilft kontinuierliches Spülen mit phys. Kochsalzlösung. (Fenwal-Vorrichtung: erhöhter stat. Druck im Katheter  $\rightarrow$  kein Blut dringt ein, da ständig geringe Mengen Katheterflüssigkeit ins Blutgefäß strömen.
- Luftblasen im Katheter  $\rightarrow$  Gesamtcompliance steigt (+ C-Luft); Abhilfe: Kochen der Koppelflüssigkeit, Spülen.
- Veränderung der Querschnittsfläche des Katheters: Bei konstantem Fluss  $Q \rightarrow$  unterschiedliche Flussgeschwindigkeiten (Kontin.-Gleichung)  $\rightarrow$  unterschiedliche statische Drücke (Bernoulli)  $\rightarrow$  Veränderung des Messergebnisses.
- Lageveränderung des Katheters: Wichtig: Öffnungsfläche senkrecht zur Strömungsrichtung des Blutes. Hierfür meist Öffnung seitlich angeordnet, zur Lagestabilisierung des Katheters.
- Höhendifferenz zwischen Messort und Drucksensor: potentielle Energie muss gleich sein, sonst verändert sich nach Bernoulli der statische Druck (unter Vernachlässigung der kinetischen Energiedichte (Staudruck)).  $P_1 + \rho gh_1 = P_2 + \rho gh_2 = \text{konst.}$

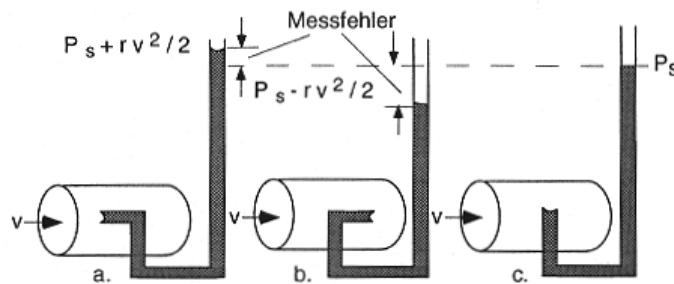


Abbildung 4.7: Messfehler bei der Messung des statischen Druckes in strömenden Flüssigkeiten. Fall c zeigt den richtigen Fall, in dem die Öffnungsflächennormale senkrecht zur Strömungsrichtung steht. In den Fällen a und b geht teilweise der Staudruck mit in das Messsignal ein.

### 4.2.2 Intrakorporale Druckmessung (Tip-Katheter)

Hier entfallen alle Störeinflüsse, die auf Katheter beruhen, da der Drucksensor im Blutgefäß ist. Durch Miniaturisierung ist  $C(\text{Flüssigkeit})$  klein und damit die Resonanzfrequenz gross. Ausserdem hervorragendes Einschwingverhalten:

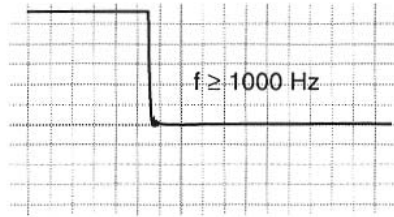


Abbildung 4.8: Sprungantwort eines Tip-Katheters

## 4.3 Nichtinvasive Blutdruckmessung

### 4.3.1 Riva-Rocci

Manschette, Grundlage 1. Newtonsche Gesetz (action = reactio) Messung Manometer. Abdrosselung der Gefäße, bis keine Fluktuation mehr erkennbar, bei ersten Anzeichen der Fluktuation  $P_{\text{sys}}$  erreicht, bei kontinuierlichem Fluss  $P_{\text{dias}}$  erreicht. Nachteil: Erkennung von exaktem Startzeitpunkt des kontinuierlichen Flusses. Maße der Manschette wichtig: zu schmal  $\rightarrow$  Druck kann nicht gleichmäßig auf Blutgefäß wirken  $\rightarrow$  zu hohe Messwerte; zu breit  $\rightarrow$  Gefäß kann unter manschette abknicken  $\rightarrow$  zu niedrige Messwerte. Manschettengröße vom Alter abhängig (je älter desto größer). Dieses Verfahren ist heute unüblich.

### 4.3.2 Palpatorische Blutdruckmessung

Ertastung des Radialimpulses am Handgelenk. (zuverlässig und artefaktfrei). Eignet sich nur als Plausibilitätsprüfung oder für den systolischen Blutdruck. Wegen schlechter Differenzierung nicht für diast. Blutdruck geeignet.

### 4.3.3 Korotkow

Prinzip, wie bei Riva-Rocci. Unterschied: Stethoskop zur Erfassung der Korotkow-Geräusche möglichst nah an der Manschette. Folgende Phasen werden bei Korotkow-Geräuschen unterschieden. Bei ersten Geräuschen systolischer Druck, in Phase V diastolischer Druck erreicht. Manchmal

Phase	Art des Korotkow-Geräusches
I	Immer lauter werdendes Zischen im Rhythmus des Pulses
II	Übergang zu einem schwach murmelnden Geräusch
III	Maximum der Lautstärke
IV	Leiser- und Dunklerwerden der Geräusche
V	Völliges Verschwinden der Geräusche

Tabelle 4.1: Einteilung der Korotkow-Geräusche bei sinkendem Manschettendruck. In seltenen Fällen tritt in Phase III eine sog. auskultatorische Lücke auf, d.h. die Korotkow-Geräusche verschwinden vorübergehend völlig

bei hohem HZV oder unter Belastung gilt Phase IV für diastolischen Druck. Heute Standard der indirekten Blutdruckmessung.

Fehlerquellen:

- Geschwindigkeit der Druckreduzierung entspricht Messauflösung. Keine zu langen Messzeiten möglich, da Perfusion gewährleistet werden muss. Optimale Druckablassgeschwindigkeit: 2-3mmHg / sec.
- Platzierung der Manschette: Gleichmäßig auf Gewebe. Direkt auf Haut. Nicht in Armbeuge (im Gelenk keine isotope Druckverteilung möglich).
- Platzierung des Stethoskops: Möglichst nahe an der Manschette, da dort die Korotkow-Geräusche entstehen.
- Umgebungsgeräusche: (durch Muskelbewegungen, Umgebungslärm, suprasystolische Töne und mechanische Übertragung der Arterien-schwingung bei fettarmen Extremitäten) Abhilfe: Bei Mikrofonen: sensibler Bereich zwischen 50Hz und 200Hz und durch Koinzidenzschaltung mit EKG (Messen 80-300ms nach R-Zacke). Zeitfenster muss an Belastung adaptiert werden.

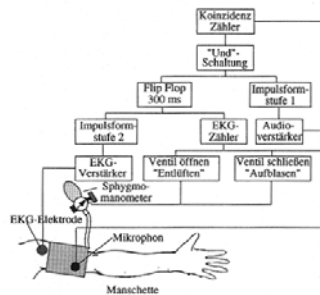


Abbildung 4.9: Blockschaltbild einer nicht-invasiven Druckmeseinheit, die durch eine Koinzidenzschaltung Geräuschartefakte unterdrückt

Entweder EKG-Triggerung, oder pulswellengetriggert. Bei letzterem automatische Nachführung des Zeitfensters, da die Verzögerung von 200ms (systolisch) auf 0ms (diastolisch) sinkt.

#### 4.3.4 Oszillatorische Blutdruckmessung

Oszillation, wegen der Compliance der Blutgefäße. Empirische Auswertung.  $A_{sys}$  45-57% der maximalen Amplitude (normal: 50%);  $A_{dias}$  75-86% der maximalen Amplitude (normal: 80%).  $A_{sys}$  erste Amplitude bei Auftreten des Korotkow-Geräusches und  $A_{dias}$  die erste Amplitude bei Verschwinden des Korotkow-Geräusches.

Vorteil: stör anfällige akustische Signalerfassung durch Druckmessung ersetzt. Verbunden mit Mikroprozessoren Automatisierung möglich zur leichteren Unterdrückung und Erkennung von Artefakten.

#### 4.3.5 Ultraschall-Dopplermethode

Messen von distalem Dopplereffekt ist sehr genau. Quantitative Blutflussmessung. (Grundprinzip Riva-Rocci). Nachteil: zu großer apparativer Aufwand → hat sich nicht durchgesetzt.

### 4.4 Aktuelle Entwicklungen

- Penaz-Prinzip: Riva-Rocci mit Lichtplethysmographische Messung; Nachteil: Zu weit weg (periphere Messung), viele Fehlerquellen.

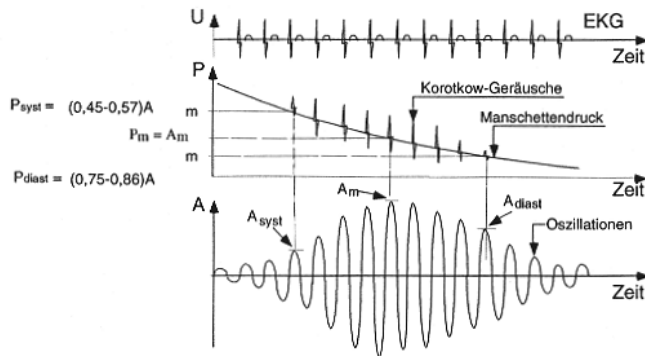


Abbildung 4.10: Zusammenhang von Korotkow-Geräuschen und Druckschwankungen des Manschetendruckes

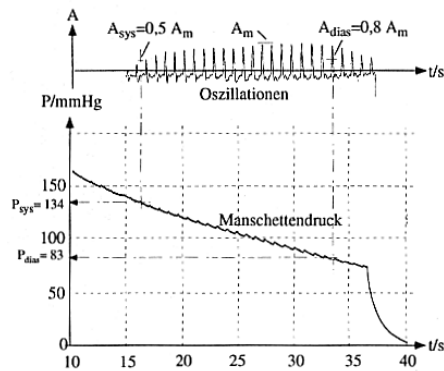


Abbildung 4.11: Oszillometrische Blutdruckmessung. In der oberen Darstellung sind die Oszillationen und in der unteren der Druckverlauf in der Manschette dargestellt

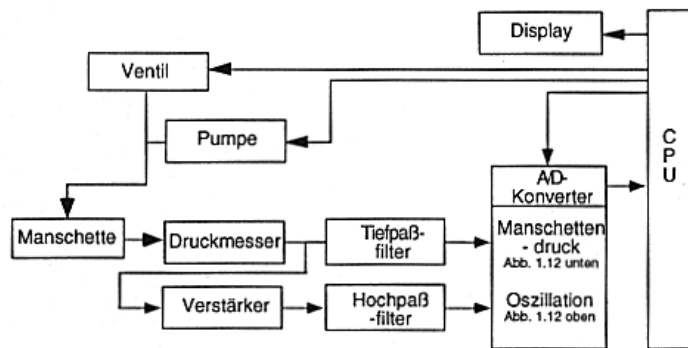


Abbildung 4.12: Blockschaubild eines oszillometrischen Blutdruckmessers

- Applanationstonometrie: piezoelektrischer Sensor, nicht bei jeder Arterie möglich. (nur bei knochennahen) Sensor wird auf Körperoberfläche über Arterie angebracht.
- Pulswellen-Laufzeit-Bestimmung: (Weitgehender linearer Zusammenhang zwischen Pulswellengeschwindigkeit und arteriellem Blutdruck) Kombination aus EKG und Abwandlung der Pulsoximetrie. Photometrischer Sensor. (Start bei R-Zacke, Detektion peripher mit Sensor, Laufzeitbestimmung)

# Kapitel 5

## Messung des Blutflusses

Blutfluss: Volumenstrom und Strömungsgeschwindigkeit. Man unterscheidet drei verschiedene Messverfahren: elektromagnetisches Messverfahren (Hall-Spannung), Laufzeit-Messverfahren und Dopplerbasierte Messverfahren.

### 5.1 Elektromagnetisches Messverfahren

Invasiv!

#### 5.1.1 Physikalische Grundlagen

Wichtig hierfür ist die **Lorentz-Kraft**  $\vec{F}_M$ .

$$\vec{F}_M = q (\vec{v} \times \vec{B}) = qvB \cdot \sin(\vec{v}, \vec{B}) \vec{e}_M \quad (5.1)$$

“Rechte-Hand-Regel”: B = Daumen, F (für positiv geladene Teilchen!): Zeigefinger, v: Mittelfinger. Bei Ladungsauslenkung entsteht elektrische Kraft, welche der magnetischen Auslenkung entgegenwirkt.

$$\vec{F}_E = q\vec{E} = qE\vec{e}_d = q\frac{U_{\text{hall}}}{d}\vec{e}_d \quad (5.2)$$

Es stellt sich ein Gleichgewichtszustand ein:

$$F_M = evB = eE = F_E$$

daraus lässt sich ableiten:

$$evB = \frac{eU_{\text{hall}}}{d}$$

und schließlich:

$$v = \frac{U_{\text{hall}}}{Bd}$$

d ist der Elektrodenabstand. Es gilt für den Fluss:

$$Q = Av = \frac{AU_{\text{hall}}}{Bd} = \frac{\pi r^2 U_{\text{hall}}}{Bd} \quad (5.3)$$



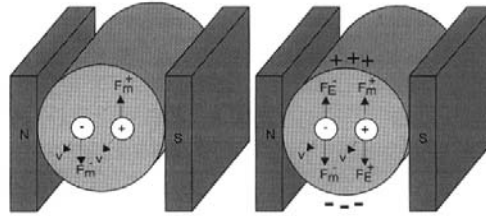


Abbildung 5.1: Ein äusseres magnetisches Feld führt bei einem strömenden Medium zu einer Ladungstrennung und so zu einer von außen messbaren elektrischen Spannung (Hallspannung)

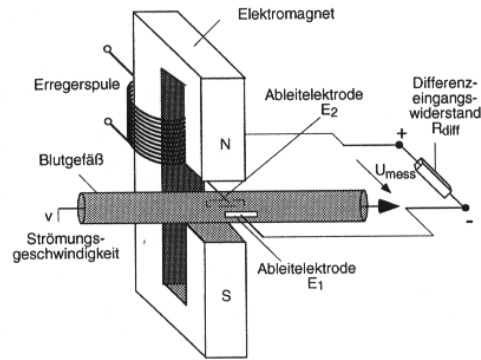


Abbildung 5.2: Messung der Strömungsgeschwindigkeit einer ionischen Flüssigkeit

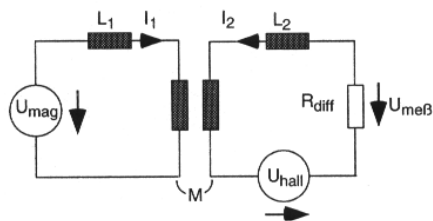


Abbildung 5.3: Ersatzschaltbild zur Erläuterung der Störeinkopplung

Hallspannung rel. klein (im Bereich um die  $300\mu V$ ). Bei Verwendung eines Gleichmagnetfeldes treten erhebliche (0,1 - 1V) Störspannungen auf. Abhilfe ist Verwendung eines Wechselfeldes. Bei Frequenz von 100Hz lassen sich schon Polarisierungseffekte vermeiden. Allerdings ebenfalls Störstrom, weil geschlossene Leiterschleife durchflossen wird ( $E1 \rightarrow$  Differenzeingangswiderstand  $\rightarrow E2 \rightarrow E1$ ). Deshalb Störspannungsabfall am Differenzeingangswiderstand.  $R_{diff}$  hochohmig, deshalb kann  $I_2$  vernachlässigt werden. Es ergibt sich:

$$U_{mess} = U_{mag} \frac{M}{L_1} + U_{hall}$$

Wichtig dabei: Umpolen induziert Schaltimpulse (deshalb Flussmessung erst nach Abklingen der Schaltimpulse), Abtasttheorem! (Abtastfrequenz  $> 2 \cdot$  Grenzfrequenz). In aller Regel reichen 100Hz als Abtastfrequenz aus. (Analog zum Blutdruck) Austastung = Ausblendung der Schaltimpulse.

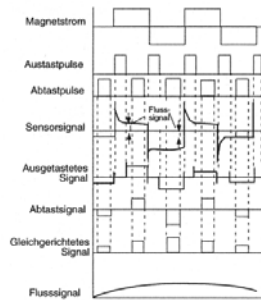


Abbildung 5.4: Zusammenhang von Magnetstrom und der weiteren Signalverarbeitung

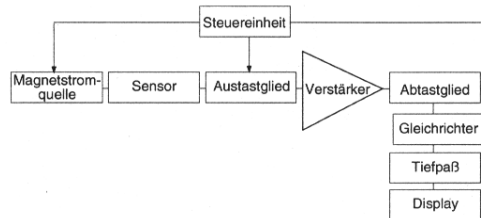


Abbildung 5.5: Blockschaltbild eines elektromagnetischen Flussmessgerätes

Gleichrichter: es entsteht ein dem Fluss proportionales Signal. Tiefpass: führt zu gewünschtem Analogsignal.

## 5.2 Laufzeitmessung mit Ultraschall

US-frequenzen  $> 20\text{kHz}$ .

### 5.2.1 Physikalische Grundlagen

$$c = \lambda f$$

akustische Impedanz:

$$Z = \rho c$$

mit  $c$ : Schallgeschwindigkeit und  $\rho$ : Dichte des Mediums. Reflexionsfaktor (bei senkrechtem Einfall):

$$r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \tag{5.4}$$

Transmissionsfaktor:  $t = 1 - r$ . Der Ultraschall kann reflektiert oder gestreut werden. Er wird an Oberflächen spiegelnd reflektiert, die groß gegenüber der Wellenlänge sind (z.B. Knochen, Oberfläche von Organen, Blutgefäße). Er wird gestreut (diffus) an Oberflächen, die gegenüber der Wellenlänge klein sind (z.B. Erythrozyten). Rote Blutkörperchen haben eine Abmessung von ca.  $2 - 7 \mu\text{m}$ , wohingegen US bei einer Frequenz von 5MHz und einer Schallgeschwindigkeit von  $1450 \text{m/s}$  (in Fett) eine Wellenlänge von ca.  $300 \mu\text{m}$  hat. Die Energie der durch Streuung reflektierten Strahlung ist proportional zur vierten Potenz der Wellenlänge (Rayleigh-Gesetz). Bei US-Wandlern werden piezoelektrische Keramiken (wegen der hohen Frequenzen) als Schweingkörper eingesetzt. Da der Piezoeffekt bidirektional funktioniert, können US-Wandler sowohl als Sender als auch als Empfänger eingesetzt werden. übliche Frequenzen liegen zwischen 8MHz (oberflächennahe Untersuchungen) und 2MHz (Untersuchungen in einigen Zentimetern Tiefe).

### 5.2.2 Gepulstes US-Laufzeitverfahren

Da US Dichteschwankungen im Medium darstellt, ändert sich die effektive Schallgeschwindigkeit bei Bewegungen des Mediums. Einstrahlung *stromabwärts*:

$$v_{\text{res}} = \frac{d}{T_{1,2}} = c + v_M \cos \alpha$$

Einstrahlung *stromaufwärts*:

$$v_{\text{res}} = \frac{d}{T_{2,1}} = c - v_M \cos \alpha$$

Daraus folgt:  $\Delta T = T_{2,1} - T_{1,2} = \frac{2dv_M \cos \alpha}{c^2}$  und schliesslich:

$$v_M = \frac{c^2 \Delta T}{2d \cos \alpha} \tag{5.5}$$

Dabei wechselt Sender und Empfänger mit einer Frequenz von 400Hz. US-Frequenz sind 3MHz.

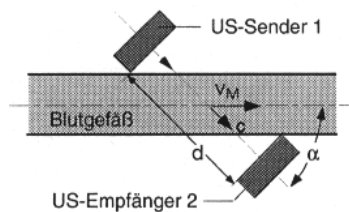


Abbildung 5.6: US-Laufzeitverfahren

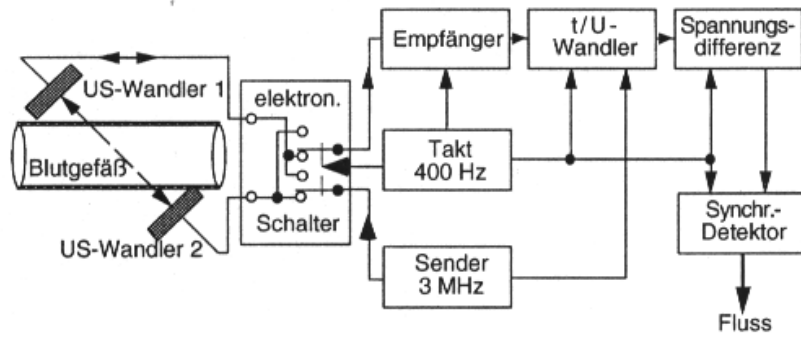


Abbildung 5.7: Blockschaltbild eines gepulsten Laufzeitflussmessers

Die Schallrichtung wird alle 2,5ms gewechselt, Sender darf nur Pakete absenden, die deutlich kürzer als die halbe Taktperiode sind (um Empfänger Aufnahme zu ermöglichen). Typische Impulsdauer: 0,08 ms. Gemessene Laufzeit wird in Spannung gewandelt und über einen Synchrondetektor in ein dem Fluss proportionales Differenzsignal gewandelt.

### 5.2.3 CW-Phasendifferenz Messverfahren

Laufzeitdifferenz lässt sich auch mit Hilfe des Phasenwinkels  $\Theta$  bestimmen. Zusammenhang:

$$\Theta = \frac{2\pi\Delta T}{T} = 2\pi f\Delta T = \frac{4\pi f d v_M \cos\alpha}{c^2}$$

f ist begrenzt, da bei zu grosser Frequenz Eindringtiefe zu gering und Frequenz nach unten durch Abtasttheorem begrenzt ist (Grenzfrequenz hier schnellste HR). Oszillatoren mit 10kHz Unter-

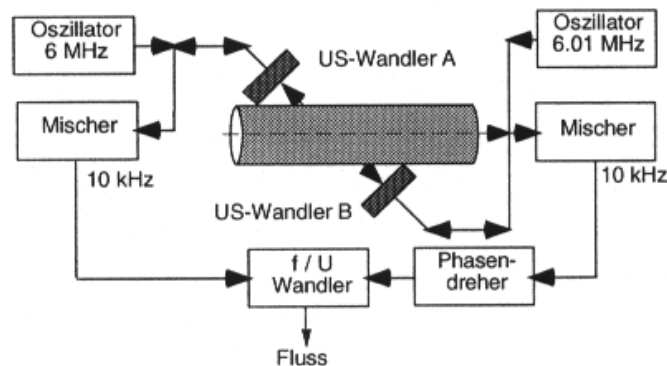


Abbildung 5.8: Blockschaltbild eines CW-Phasendifferenz-Flussmessers

schied (z.B. 6MHz und 6.1MHz), Gleichzeitiges Senden und Empfangen (CW). Sign. wird auf jeder Seite gemischt → 10kHz Differenzsignal entsteht, Nach Frequenz/Spannungswandler ergibt sich ein mit  $v_M$  linear verknüpftes Signal.

### 5.3 Doppler-Messverfahren

Bisher nur Bestimmung der Strömungsrichtung und der mittleren Geschwindigkeit.

#### 5.3.1 Physikalische Grundlagen

Durch Dopplerverfahren auch Analyse des Strömungsprofile möglich (PW).

Wichtig: Bei akustischem Dopplerverfahren ist die Bewegung des Senders und des Empfängers **relativ zum Medium** zu berücksichtigen. Folgende Zusammenhänge existieren: Hierbei kann

Sender	Empfänger	Zusammenhang
steht	steht	$f_E = f_S$
steht	mit $v_E$ auf Sender zu	$f_E = f_S \left(1 + \frac{v_E}{c}\right)$
steht	mit $v_E$ vom Sender weg	$f_E = f_S \left(1 - \frac{v_E}{c}\right)$
mit $v_S$ auf Empfänger zu	steht	$f_E = \frac{f_S}{\left(1 - \frac{v_S}{c}\right)}$
mit $v_S$ von Empfänger weg	steht	$f_E = \frac{f_S}{\left(1 + \frac{v_S}{c}\right)}$

Tabelle 5.1: Dopplerbedingte Frequenzverschiebungen bei unterschiedlichen relativen Bewegungen

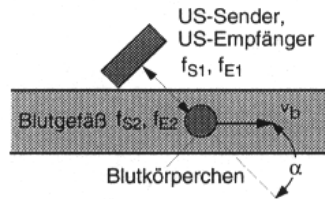


Abbildung 5.9: Blutflussmessung mit Ultraschall nach dem Dopplerprinzip

Geschwindigkeit des Blutes mit  $v_b \cos \alpha$  beschrieben werden. Wenn  $v_b \ll c$  gilt:

$$\Delta f = 2f_{S1} \left(\frac{v_b}{c}\right) \cos \alpha \tag{5.6}$$

$\alpha$  lässt sich in der klinischen Anwendung nicht bestimmen. Hierfür werden zwei US-Empfänger und ein US-Sender eingesetzt. Wichtig: Symmetrieachse des Sensors muss senkrecht zur Strömungsrichtung sein, sonst kann  $\alpha$  nicht korrekt ermittelt werden. Zur Messung der Strömungsgeschwindigkeit mittels Doppler-Verfahren eignen sich CW (damit kann man in Echtzeit messen!) und PW (mit Tiefenauflösung für Strömungsprofilanalyse)

#### 5.3.2 CW-Doppler-Verfahren

Werden Gleichanteil sowie Frequenzanteile bei  $f_S$  herausgefiltert, so ist das Ausgangssignal proportional zum Cosinus der gesuchten Frequenzverschiebung bzw. zu  $v_b$ . (Da es sich um viele Blutkörperchen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten handelt, wird ein Frequenzspektrum gemessen).

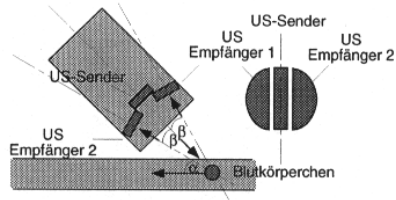


Abbildung 5.10: Prinzipieller Aufbau einer Stereo-Messsonde zur Messung des Einstrahlwinkels  $\alpha$ . Sie besteht aus einem US-Sender und zwei Empfängern, die jeweils um einen bekannten Einstrahlwinkel  $\beta$  zum Sender geneigt sind.

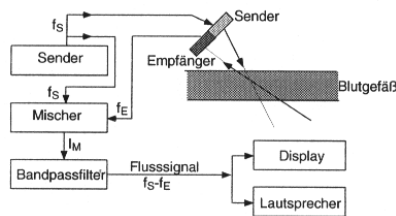


Abbildung 5.11: Blockschaltbild eines CW-Doppler-Flussmessgerätes

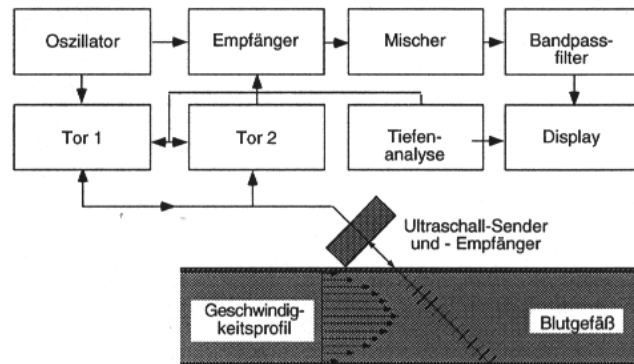


Abbildung 5.12: Schematischer Aufbau eines PW-Dopplergerätes

### 5.3.3 PW-Doppler-Verfahren

Ortsauflösung lässt sich durch zusätzliche Messung der Laufzeit erreichen. Tor1 lässt kurze Wellenpakete der Länge  $T_{\text{Puls}}$  zum Sender durch. Die Wiederholzeit ist so gewählt, dass sich keine Echos im Empfänger überschneiden. Mit Tor 2 wird aus Echosignal bestimmte Abschnitte herausgeschnitten und wie beim CW-Verfahren analysiert. Aus  $\Delta T$  zwischen Tor 1 und Tor 2 wird die Tiefe bestimmt, aus der das Echosignal stammt. Bei Wahl der übrigen Zeiten (Impulsdauer  $T_{\text{Puls}}$ , Pulswiederholzeit zwischen zwei Pulsen  $T$ ) muss der Zusammenhang zwischen Eindringtiefe und Strömungsgeschwindigkeit berücksichtigt werden. Dabei ist das Abtasttheorem wichtig. Es bestimmt die obere Grenze von  $T$ . Ausserdem ist  $T$  nach unten durch die Laufzeit begrenzt.

$$T_{\min} = \frac{2 \cdot d}{c}$$

Wenn man  $T$  so wählt, dass obere und untere Grenze zusammenfallen erzielt man optimale Ergebnisse. Es ergibt sich folgender Zusammenhang:

$$v_{\max} \cos \alpha = \frac{1}{8} \frac{c^2}{f_S \cdot d} \quad (5.7)$$

Nachteil ist, dass bei einfacher Mischung von Sende- und Empfangssignal die Richtungsinformation verloren geht. (da  $\cos$ -Anteil um 0 symmetrisch ist). Dies lässt sich durch das Verwenden eines Quadratur-Phasendetektors vermeiden. (Empfängersignal wird um  $90^\circ$  verschoben, so dass das Mischen auf einen Sinus-Term führt, der vom Vorzeichen von  $\Delta f$  abhängt).

### 5.3.4 Farbdoppler-Verfahren

Hier wird das Strömungsprofil in einem Blutgefäß gemessen, welches Aussagen über Herzklappen- und Gefäßveränderungen beinhaltet. Prinzipiell auch mit dem PW-Verfahren möglich (durch "Schritt-für-Schritt-Abtastung"), jedoch nicht exakt, da Strömung sich während Messung des Strömungsprofils ändert. Beim Farb-Doppler-Verfahren entstehen nach dem Mischen ein Realteil und ein Imaginärteil (durch Einsetzen von Quadratur-Phasendetektor). Der Einstrahlwinkel, um den sich der Zeiger (re + im) während einer Pulswiederholzeit  $\Delta T$  dreht, ist proportional zum gesuchten Mittelwert des Blutflusses. Wenn man an mehreren Orten nun misst, kann über bildgebende Verfahren die Strömungsgeschwindigkeit farbcodiert dargestellt werden.

## 5.4 Alternative Verfahren

Manchmal reicht die reine Flussinformation nicht aus, so dass invasive Verfahren notwendig werden (z.B. Ansteuerung von Implantaten, Qualitätssicherung nach einer Ballindilatation). Hier werden Katheter eingeführt, welche den Staudruck oder Druckunterschiede auf einer Strecke messen. Eine andere Möglichkeit, um qualitative Auskunft zu erhalten ist die Messung der elektrischen Impedanzen (Blut ändert Leitfähigkeit in Abhängigkeit der Strömungsgeschwindigkeit).

# Kapitel 6

## Pulsoximetrie

Die Pulsoximetrie hat höchste diagnostische Bedeutung in der klinischen Routine bzgl. der Sauerstoffversorgung der Organe. Sie beschäftigt sich mit der Bestimmung der Sauerstoffsättigung und Hämoglobinkonzentration des Blutes.

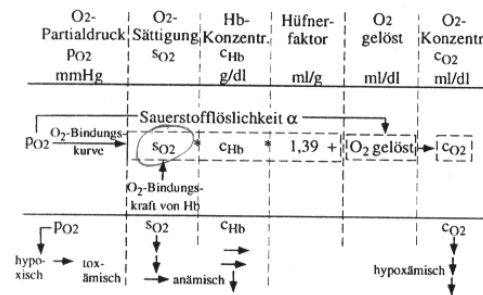


Abbildung 6.1: Zusammenhang von  $p_{O_2}$ ,  $s_{O_2}$ ,  $c_{Hb}$  usw. mit pathophysiologischen Fällen

### 6.1 Grundlagen der Spektralphotometrie

Das Lambert-Beersche Gesetz:

$$I = I_0 e^{-\alpha d} \tag{6.1}$$

Mit  $d$  = Dicke der durchstrahlten Schicht,  $\alpha$ : Absorptionskoeffizient,  $I_0$ : einfallende Lichtintensität und  $I$ : austretende Lichtintensität.  $\alpha$  ist wellenlängenabhängig und stoffspezifisch. Besteht die Substanz aus mehreren Proben, so ergibt sich:

$$\alpha = \sum_{\mu} \epsilon_{\mu}(\lambda) c_{\mu}$$

$\epsilon$  ist molarer Extinktionskoeffizient,  $\lambda$  die Wellenlänge und  $c$  die Konzentration der gelösten Substanz. Ein Problem ist, dass alle Hämoglobinfraktionen optisch aktiv sind. Eine selektive Messung ist damit nicht möglich. Lösung: Wird mit verschiedenen Wellenlängen nichtinvasiv (Finger oder Ohrfläppchen) durchleuchtet, so ergeben sich mehrere Gleichungen. Da sich während der Messung die Dicke  $d$  ändert, lassen sich so nur Quotienten (Sauerstoffsättigungen) bestimmen. Zur Absolutmessung muss Blut entnommen werden (Dicke von Küvette bekannt).



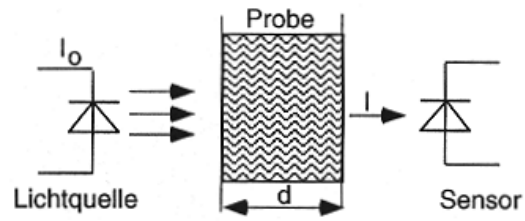


Abbildung 6.2: Gesetz von Lambert-Beer

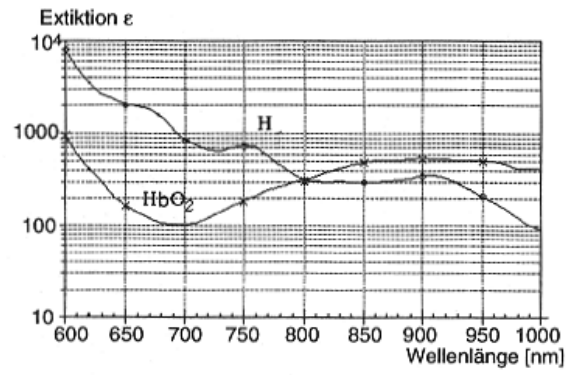


Abbildung 6.3: Absorptionsspektren der Hämoglobinfraktionen

## 6.2 Bestimmung der Sauerstoffsättigung

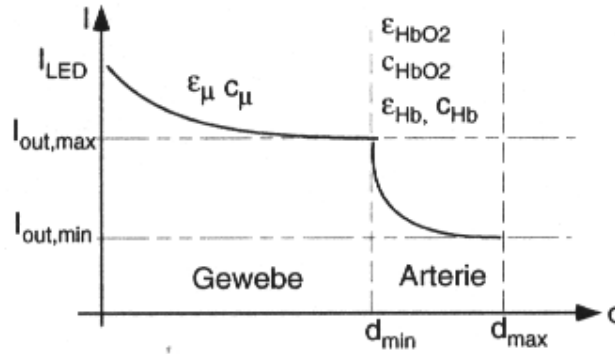


Abbildung 6.4: Schichtenmodell der Transmissionspulsoximetrie

Wie das Bild zeigt, setzt sich die transmittierte Lichtintensität aus drei Teilen zusammen (hier nur 2 dargestellt): Einem Gewebeanteil (rel. konstant; Gleichanteil), einem Anteil des Streu- bzw. umgebungslichtes und dem gesuchten arteriellen Anteil (pulsierender Anteil). Maximale transmittierte Lichtintensität während der Diastole ( $d$  am kleinsten), minimal während der Systole ( $d$  am größten).

$$I_{\max} = I_0 e^{-\alpha d_{\min}} := I_0 \cdot A(\lambda) \quad \text{und} \quad I_{\min} = I_0 A(\lambda) \cdot e^{-\alpha(d_{\max} - d_{\min})}$$

Somit:

$$I(\lambda, t) = I_0 A(\lambda) e^{-\alpha(\lambda) \cdot d(t)}$$

Extinktionskoeffizienten werden durch Kalibration ermittelt. Noch Unbekannt:  $A(\lambda)$ ,  $d(t)$ ,  $c_{\text{ges}}$  ( $=c_{Hb} + c_{HbO_2}$ ) und  $SaO_2$ . Daher vier Intensitätswerte benötigt. Da  $A$  von  $\lambda$  abhängt: Messung bei gleicher Wellenlänge zu zwei Zeitpunkten; da  $d$  zeitabhängig: Messung gleichzeitig mit zwei verschiedenen Wellenlängen.

$$\frac{I(\lambda_1, t_1)}{I(\lambda_1, t_2)} = e^{-\alpha(\lambda_1) \cdot (d(t_1) - d(t_2))}$$

Der andere Bruch analog (mit  $\lambda_2$  Gemessen wird also eine Messvariable  $\Omega$ , welche alle Informationen enthält:

$$\Omega = \frac{\frac{I(\lambda_1, t_1)}{I(\lambda_1, t_2)}}{\frac{I(\lambda_2, t_1)}{I(\lambda_2, t_2)}} = \frac{\alpha(\lambda_1)}{\alpha(\lambda_2)} \quad (6.2)$$

Somit lässt sich die Sauerstoffsättigung bestimmen zu:

$$SaO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_1) - \Omega \cdot \epsilon_{Hb}(\lambda_2)}{- (\epsilon_{HbO_2}(\lambda_1) - \epsilon_{Hb}(\lambda_1)) + \Omega \cdot (\epsilon_{HbO_2}(\lambda_2) - \epsilon_{Hb}(\lambda_2))}$$

In der Praxis ergeben sich Abweichungen, da das Lambert-Beersche Gesetz aufgrund von nicht-linearem Lichttransport in biologischem Gewebe nur näherungsweise gilt. Daher Kalibration vor

Messung notwendig. (Invasive Messung der Konzentration der einzelnen Hämoglobinfractionen, Vergleich mit pulsoximetrisch gewonnenem Wert → Anpassen der Kalibrationsfunktion). Name: Pulsoximetrie, da Berechnung von  $\Omega$  die Pulsation des Signals ausnutzt.

Messtechnische Unterscheidung zwischen “Full-Pulse-Wave-Algorithmus” (pro Pulswelle ein Sättigungswert errechnet) (bei Erfassen der Maximal- bzw. Minimalwerte bestes Signal-Rausch-Verhältnis) und “Splitted-Pulse-Wave-Algorithmus” (pro Pulswelle mehrere Messungen). SPW schneller, technisch aufwendiger (wegen geringerer Intensitätsdifferenzen (rauscharmer Aufbau, hochauflösender A/D-Wandler). Heute meist SPW mit 2 Wellenlängen. (Nur wenige Geräte mehr Wellenlängen zur Differenzierung der dysfunktionellen Hämoglobinfractionen). Heute LED's als Licht-

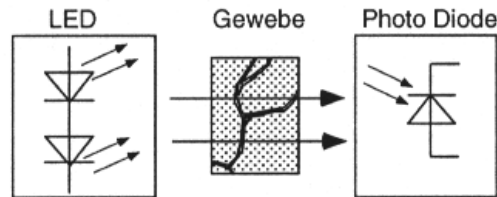


Abbildung 6.5: Prinzipieller Aufbau eines Transmissionsensors

quellen (heute 660nm rot, 940nm infrarot) und Photodioden als Detektoren. Photodioden besitzen spektrale Empfindlichkeit, die Auswahl der Bauteile nötig macht. Für gutes Signal-Rausch-Verhältnis: hohe Empfindlichkeit im zudetektierenden Wellenlängenbereich. Transimpedanzverstärker (Strom (prop. zur Lichtintensität) in Spannung umgesetzt, dann zum A/D-Wandler). Da Strom im  $\mu A$  Bereich → Differenzverstärker notwendig (mit hoher Gleichtaktunterdrückung).

Dreiphasig getaktete Ansteuerung:

- Emission  $\lambda_1$
- Emission  $\lambda_2$
- Dunkelphase zur Umlichterfassung.

### 6.3 Störeinflüsse

Störeinflüsse durch folgende Faktoren:

- Bewegungsartefakte: Relativbewegung zwischen Sensor und Patient, (Finger), Erschütterungen (z.B. beim Transport), interne Blutverlagerungen (z.B. Orthostase). Abhilfe: Rausfiltern der unphysiologischen Frequenzen (höhere Frequenzanteile), SPW (Mittelwertbildung → weitere Artefaktunterdrückung)
- Toleranz der Leuchtdioden: bis zu +/- 15nm (Veränderung des Extinktionskoeffizienten → Veränderung der Kalibrationskurve → bei konstanter Kalibration Messefehler!) Abhilfe: Selektion der LEDs.
- Minderperfusion des Applikationsortes: (Je geringer Durchblutung, desto geringer Signal) Schlechtes SR-Verhältnis. (Durchblutung hängt von äusseren Einflüssen ab (Temp, Schock)). worst case: Messung unmöglich.

- Dyshämoglobine: (Führt bei 2-Wellenlängengerät zu Problemen) Kohlenmonoxidvergiftung, Lokalanästhetika: allg. Beeinflussung der Sauerstoffaffinität des Hämoglobins
- Abhängigkeit vom Absolutwert: Nichtlinearer Zusammenhang: Oberhalb Sättigung von 90% Fehler sehr hoch: +/-1%; UNterhalb von 70% nicht mehr befriedigend: schlechter als +/-5%
- Optische und elektrische Störstrahlung: zeitliche Änderung des Messsignals. Abhilfe: Abschirmung, lichtdichter Aufbau, Abhilfen bei Bewegungsartefakten
- Farbstoffe: kann zu starken Abweichungen führen.
- Anämische Hypoxämie: Sättigungswert keine ausreichende Information über Sauerstofftransport. (wenn hier z.B. die Hämoglobinkonzentration zu gering ist)

## 6.4 Bestimmung der Hämoglobinkonzentration

Blutentnahme; Lösung zur Messung mit Kaliumferricyanid, KCN und Natriumcarbonat versetzen (→ Hämolyse (HbCN (wochenlang stabil))). Spektralphotometrische Messung bei 546nm. (Häufig Referenzmessung mit Standardlösung (Um Streuung der Apparatur zu eliminieren)). Cyanhämoglobinmethode (exakte Verfahren). Dividieren durch Erythrozytendichte gibt Auskunft über Hb-Menge pro Erythrozyt. Bei Gesunden: Färbekoeffizient 31pg/Zelle (normochrom)

# Kapitel 7

## Messung des Herzzeitvolumens HZV

Methoden zur Messung:

### 7.1 Indikatorverdünnungsmethode

Ficksches Prinzip: (Erhaltung der Masse): Von Lunge aufgenommener Sauerstoff = Differenz zwischen arterieller und venöser Sauerstoffmenge.

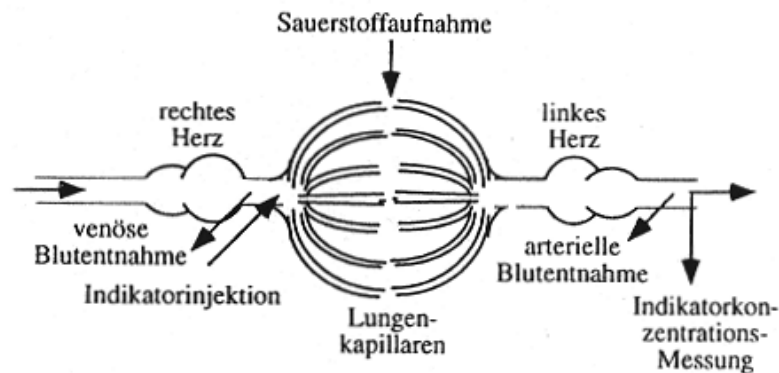


Abbildung 7.1: Zur Ableitung des Fickschen Prinzips

$$HZV = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{O_2\text{-Aufnahme}_{\text{Lunge}}/\text{Zeit}}{\text{arteriovenöse } O_2\text{-Differenz}} = \frac{\frac{\Delta m_{O_2}}{\Delta t}}{\Delta c}$$

$\Delta c$  lässt sich mit Hilfe der Pulsoximetrie bestimmen. Unbekannt noch  $\Delta m_{O_2}$ . Dies lässt sich durch einen Spirographen ermitteln: Das abgegebene Kohlendioxid wird absorbiert. Die Eintauchtiefe ist ein Maß der Volumenänderung. Treppenstufenförmiger Anstieg der einzelnen Fusspunkte (durch Systemvolumenverringern). Steigung ist Maß für den Sauerstoffverbrauch pro Zeiteinheit. *Nachteile:* Herzkatheterisierung zur Blutgewinnung erforderlich, geringes zeitliches Auflösungsvermögen der Messung, Atmung und Kreislauf müssen "steady state" sein, hoher personeller Aufwand.

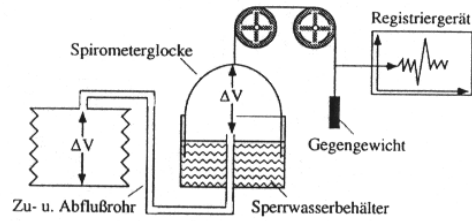


Abbildung 7.2: Spirograph

### 7.1.1 Farbstoffverdünnungsmethode

Konzentrationsmessung durch Photometer. Periphere Injektion (Ellbogen) oder herznahe Injektion (Pulmonalarterie). Farbstoff (nicht toxisch, homogene Vermischung mit Blut, von Hb disjunkte Lichtabsorption, Konzentrationsstabil) Cardiogreen (Absorptionsmaximum bei 805nm). IZ: Injek-

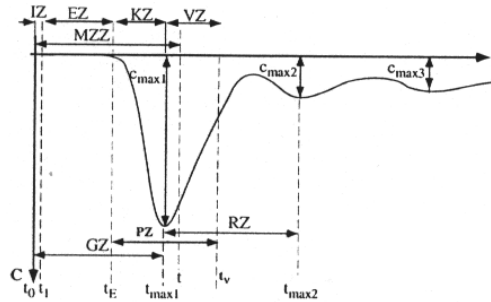


Abbildung 7.3: Konzentration  $c$  in Abhängigkeit der Zeit  $t$

tionszeit (schnelle Injektion!), EZ: Erscheinungszeit (bis erstes Erscheinen), KZ: Konzentrationszeit (Eintreffen bis erstes Max), VZ: Verdünnungszeit (erstes Max. bis Wendepunkt), PZ: Passagezeit (KZ + VZ), GZ: Gipfelzeit (KZ + EZ + IZ), RZ: Rezirkulationszeit (zwischen 1. und 2. Max), MZZ: (Zeit für Transport des Indikators zur Messstelle, mittlere Kreislaufzeit (Position des Schwerpunktes der Kurve)). Bestimmung der Primärkurve durch semilogarithmische Extrapolation.  $m =$

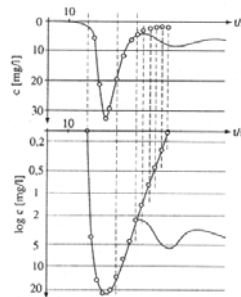


Abbildung 7.4: Konstruktion der Primärkurve

Indikatormenge

$$HZV = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{\Delta m}{\int c(t) dt} \quad (7.1)$$

Damit lassen sich einige Pathologien disgnostizieren:

- **Rechts-Links-Shunt:** (Weg von rechtem in linken Vorhof) Indikator trifft früher ein, geringeres Konzentrationsmaximum.
- **Klappenregurgitation:** (Vom linken Ventrikel wieder ins Atrium (links) zurück): Indikator trifft später ein, geringeres Konzentrationsmaximum, langsames Abklingen durch Regurgitation
- **Herzinsuffizienz:** (Normaler Weg): Indikator trifft später ein, geringeres Konzentrationsmaximum, längerer Verdünnungsschenkel.
- **Links-Rechts.Shunt:** (Von linker Kammer in rechte Kammer): Indikator trifft später ein, Shuntwelle (kleines Nachmaximum), geringeres Konzentrationsmaximum

### 7.1.2 Thermodilutionsmethode

Indikator: kaltes Plasma (30°C) oder gekühlte Kochsalzlösung. Injektion herznah (Herzkatheter (verlässliche Ergebnisse)) venös. Temperaturverlauf mittels Thermistorsonde messen. Hohe Anforderungen an Messung, da Temperaturabweichung sehr gering (0,2 - 0,3 °C) und die zeitliche Auflösung sehr gut sein muss, da Änderung sehr rasch. Da Temperaturdifferenz gemessen wird (Thermoelemente): Bezugstemperatur (Rektaltemperatur). Kurve verzerrt, da Temperatur diffuser indikator ist (reversibler Temperatureaustausch (Blut↔Gefäß)). Deswegen semilog. Extrapol. nicht ohne weiteres möglich. Aber wegen sehr geringfügiger Rezirkulation kann fast der gesamte Verdünnungsschenkel in Auswertung einbezogen werden.

$$HZV = V_L \frac{T_B - T_L}{A} \cong \frac{\text{const}}{A} \quad (7.2)$$

Forderungen an System:

- Herzaktion regelmäßig
- Blut homogen
- Rezirkulation nicht zu groß (kleine Indikatormengen)
- Kältemenge darf nicht an Gefäßwänden verloren gehen (Abgegebene Temperatur wird durch nachfolgendes Blut wieder aufgenommen)

Bei Injektion Temperaturverluste von 9%.

### 7.1.3 Isotopenverdünnungsmethode

Jod 131 (Messung des Konzentrationsverlaufes durch Strahlungsdetektor)

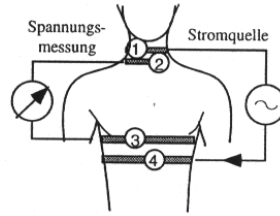


Abbildung 7.5: Messung der Thoraximpedanz

## 7.2 Impedanzkardiographie

Indirekte nicht invasive Messmethode.

$$Z = \rho_b \frac{l}{A} = \rho_b \frac{l^2}{V}$$

somit

$$V = \rho_b \frac{l^2}{Z}$$

$$\Delta V = -\rho_b \left( \frac{1}{Z_0} \right)^2 \int_0^{t_a} \frac{dZ}{dt} dt \quad (7.3)$$

4-Elektroden-Messtechnik. dt Bestimmung durch Extrapolation der Impedanzänderung. Geringer

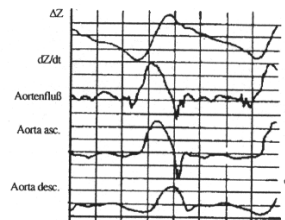


Abbildung 7.6: Zusammenhang zwischen der Widerstandsänderung  $dZ/dt$  und dem Fluss in der Aorta

technischer Aufwand, reproduzierbar, geringer zeitlicher Aufwand. Wenig aussagekräftig bei Schrittmachern oder Herzklappenfehlern, da Widerstandsänderung summarisch (= ohne Richtungsinfo). Weiteres Anwendungsgebiet: Schrittmacherbehandlung.



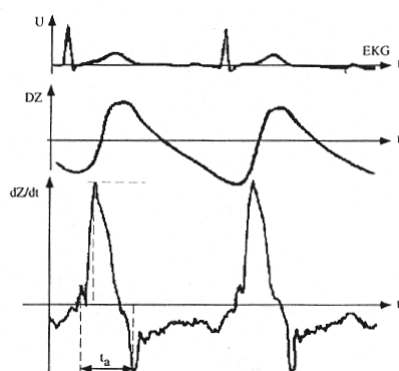


Abbildung 7.7: Zeitliche Ableitung der Thoraximpedanzänderung in Abhängigkeit zum EKG

# Kapitel 8

## Herzschrittmacher

### 8.1 Schrittmacherindikatoren

- (temporär) durch externe Schrittmacher bei:
  - Asystolien oder extreme Kammerbradykardien bei **akuten** SA-, AV-Blöcken
  - **aktue** Überleitungsstörungen
  - Schrittmacherwechsel
  - **akute** Vergiftungen
- (permanent) durch implantierte Schrittmacher bei:
  - SA-, AV-Block 2. oder 3. Grades
  - Bradykardien und Arrhythmien nach Herzinfarkt
  - Sick-sinus-syndrom
  - best. Tachykardien
  - Carotissinus-Syndrom (Kopfdrehen → Einschränkungen der Herztätigkeit)
  - Adams-Stokes-Anfälle (durch akute Asystolien, Bewusstseinsstörungen (oder Bewusstlosigkeit))

### 8.2 Schrittmachertypen

**NBG-Code:** I (Stimulation (0, A, V, D)), II(Detektion (0,A,V,D)), III(Antw. auf Detektion (0,T,I,D)), IV (Programmierbarkeit (0,P(einfach),M(multi), C(telemetrie), R(rate modulation))), V (Spez. Funktionen (0, P(stimul.), S(schock), D)).

Reiz: negativer schmaler Impuls vor P-Welle. R-Zacke im Schrittmacher-EKG negativ, da meist im rechten Ventrikel stimuliert wird und somit retrograd läuft. Ausserdem QRS-Komplex breiter, da Ausbreitung nicht über ELS sondern Muskeln. (ähneln Linksschenkelblock-EKG).

#### 8.2.1 Einkammerschrittmacher

##### V00-Schrittmacher

Zeitählerrücksetzung bei: Ablauf GI.

Beurteilung: Bei AV-Block 3. Grades können Atrium und Ventrikel gleichzeitig kontrahieren: **Schrittmachersyndrom**, bei Schrittmacherimpuls (SI) in vulnerabler Phase: Tachykardie

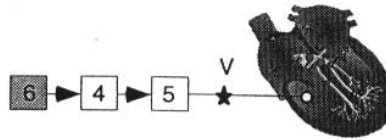


Abbildung 8.1: 6: Grundintervallzähler, 4: Impulsgenerator, 5: Ausgangsstufe (hier für V00)

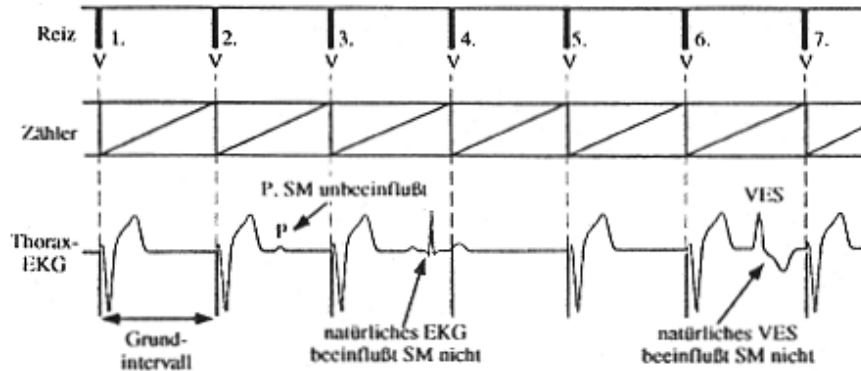


Abbildung 8.2: Funktionsdiagramm des V00-Schrittmachers

(“Schrittmacherrasen” (bis zu Flimmern!)), keine Anpassung an benötigte Leistung. Verlust von Batterieenergie.

Einsatz: Notprogramm in anderen SM.

**VVI-Schrittmacher**

R-Zacken inhibierter Demandschrittmacher. Zeitzählerrücksetzung bei: Ablauf GI, R-Detektion

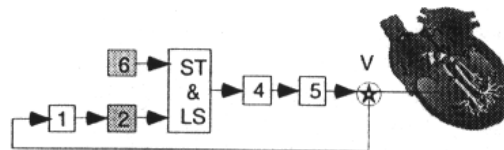


Abbildung 8.3: Blockschaltbild des VVI, 1: Verstärker mit Filtercharakteristik, 2: Monoflop für Ventrikelrefraktärzeit, ST und LS: Steuerungs- und Logikschaltung, Rest bekannt

ausserhalb von RFZ-V.

Beurteilung: +: Demandschrittmacher (arbeitet energiesparend), fehlende Parasystolien (konkurrierende herzeigene und stimulierte Aktionen), -: keine Leistungsanpassung, Schrittmachersyndrom möglich.

Einsatz: Bradykardien, Vorhofflimmern mit AV-Block, Vorhof-Paralyse.

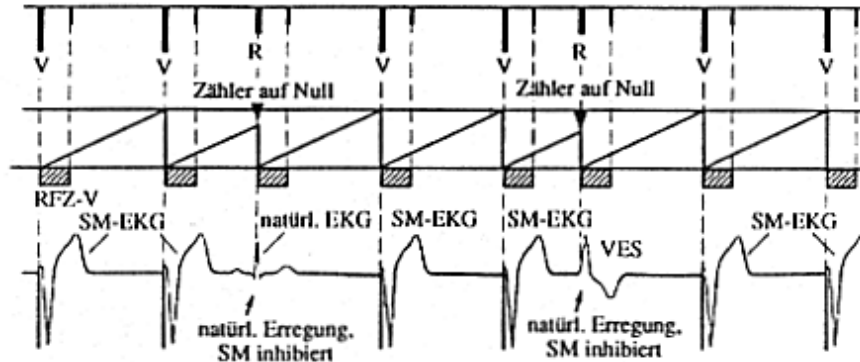


Abbildung 8.4: Funktionsdiagramm, VVI-Schrittmacher

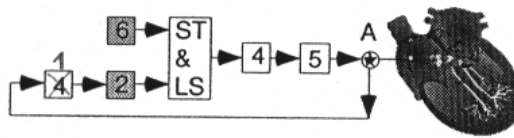


Abbildung 8.5: Blockschaltbild des AAI-Schrittmachers. 2: Monoflop für Refraktärzeit, Rest bekannt

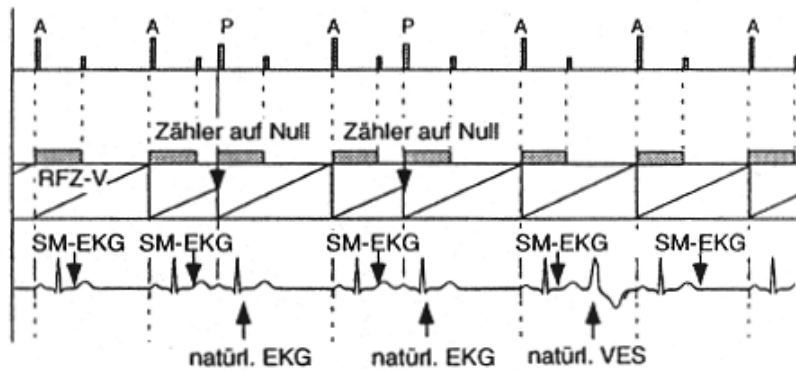


Abbildung 8.6: Funktionsdiagramm des AAI-Schrittmachers

**AAI-Schrittmacher**

Zeitählerrücksetzung bei: Ablauf GI, P-Detektion ausserhalb von RFZ-A.  
 Beurteilung: +: energiesparend (Demandschrittmacher), Parasystolien fehlen, kein Schrittmachersyndrom.  
 Einsatz: Bradykardien, Vorhofflattern, SA-Block 3.Grades mit intaktem ELS.

**8.2.2 Zweikammerschrittmacher**

Zwei Möglichkeiten: vorhofgesteuert (Zeitähler und AV-Zähler starten immer gleichzeitig) und ventrikelgesteuert (zuerst muss AV-Zähler ablaufen, dann startet Zeitähler und umgekehrt).

**VAT-Schrittmacher**

Unterschied zu Einkammer-SM (Detektion in einem Herzteil (A/V) und Stimulation im anderen Herzteil (V/A)). RFZ-A entspricht Maximum Tracking Rate

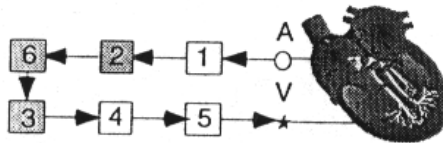


Abbildung 8.7: Blockschaltbild des VAT-SM: neu: 3: Monoflop für AV-überleitungszeit, Rest bekannt

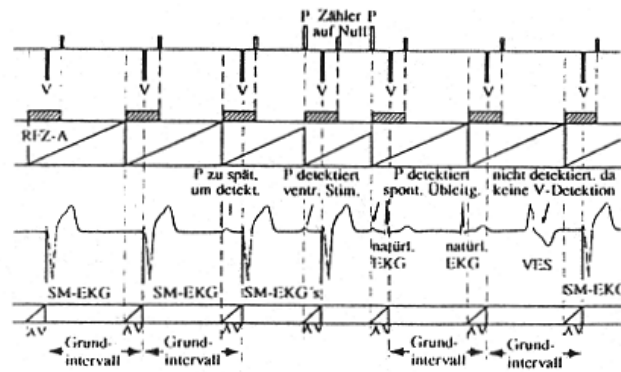


Abbildung 8.8: Funktionsdiagramm VAT-SM

Zeitählerrücksetzung bei: Ablauf GI, P-Detektion ausserhalb von RFZ-A, Ablauf von Ausweichintervall (von P-Detect: AV-Zeit + GI-Zeit (=Zeitähler + AV-Zeit)).  
 Beurteilung: +: Leistungsanpassung, -: Energieverschwender (wegen Triggerung), kann keine ventrikulären Extrasystolen (VES) erkennen, Stimulation in vulnerabler Phase → Kammerflimmern. Frequenzschieb kann schmerzhaft sein (da Rate nicht möglichst nahe an MTR)  
 Einsatz: totaler AV-Block (Sinusknoten und ELS(Vorhof) intakt), bei Vorhofflattern. Nicht bei Jugendlichen, da durch RFZ-A Ventrikelstimulationsfrequenz auf 125S/min beschränkt ist.

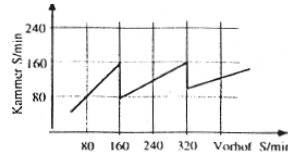


Abbildung 8.9: Untersetzung beim VAT-SM (durch RFZ-A)

**VDD-Schrittmacher**

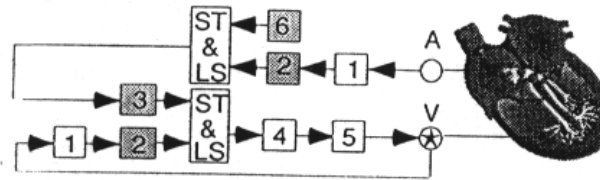


Abbildung 8.10: Prinzipschaltbild des VDD-SM

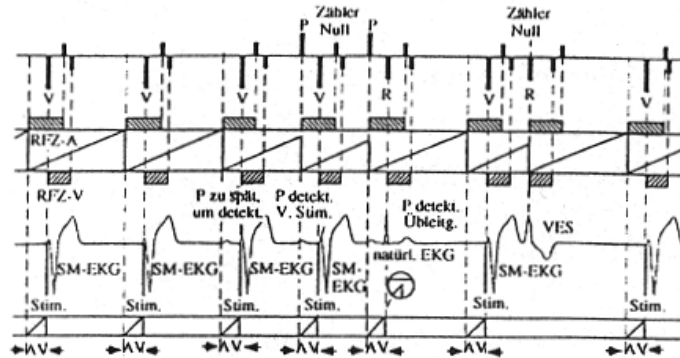


Abbildung 8.11: Funktionsdiagramm VDD-SM

Zeitählerrücksetzung bei: Ablauf GI, P-Detect außerhalb von RFZ-A, R-Detect außerhalb von RFZ-V. / RFZ-A: Start bei Start von Zeitzähler, RFZ-V: Start bei Ende von AV-Zähler.  
 Beurteilung: +: energiesparend (stand-by-Modus), Leistungsanpassung, XVX verhindert Parasy-stolien. -: Bei Ausfall von Vorhofakt ist er im VVI-Modus → Schrittmachersyndrom, Tachykardien.  
 Einsatz: kompletter AV-Block mit retrograder Erregungsleitung und normaler Sinusfunktion.  
**NICHT** bei chronischem Vorhofflattern, Vorhofftachykardie und Sinusknotendysfunktion.

**DVI-Schrittmacher**

Fähigkeit zur Synchronisation von A und V (Durch Stimulation in beiden Teilen). Atrio-ventrikulärer Demandschrittmacher. Zeitählerrücksetzung: Ablauf von GI (Emission von A-

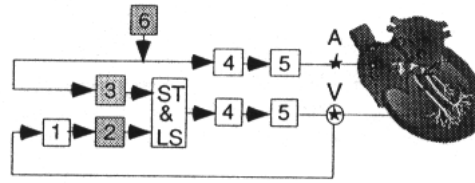


Abbildung 8.12: Blockschaltbild des DVI-SM

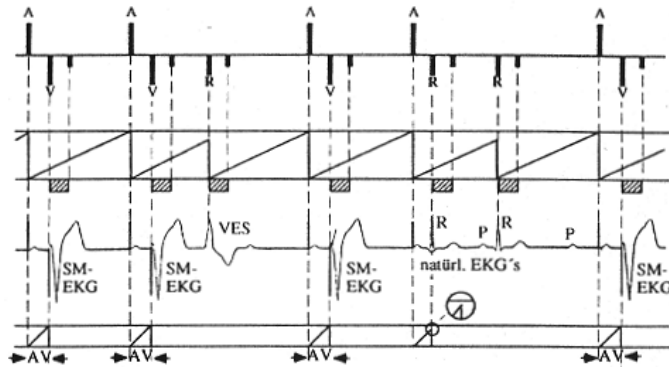


Abbildung 8.13: Funktionsdiagramm, DVI-SM

Stimulation), R-Detect ausserhalb von AV-Intervall und RFZ-V. Ablauf von Vorhofausweichintervall. / AV-Zähler: bei P-Detect während AV-Intervall.

Beurteilung: +: energiesparend, Bei AV-Block 3.Grades *und* keine natürliche Erregung: Synchrone Stimulation -: Keine A-Detektion → asynchron → Vorhoffarrhythmien, Vorhofflattern, Vorhofflimmern.

Einsatz: Sinusbradykardie, Sinusstillstand, atriale und ventrikuläre ektopische(ungewöhnliche) Arrhythmien, Brady- und Tachykardiesyndrom

### DDD-Schrittmacher (vorhofgesteuert)

“Alleskönner”: Kombination aus AAI, VAT und VVI. MTR (höchste Ventrikelstimulationsfrequenz, welche mit AV-Intervall noch zusammenarbeitet) zum Schutz vor Detektion von retrograden Vorhofwellen. **RFZ-AV2**: Start bei Ventrikelstimulation. Bildet mit RFZ-A verlängerte AV-Zeit.

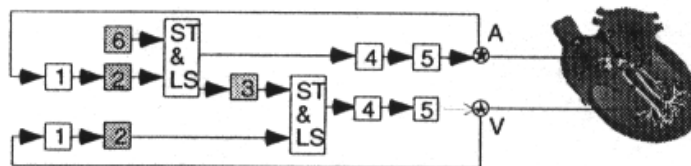


Abbildung 8.14: DDD-SM (vorhofgesteuert)

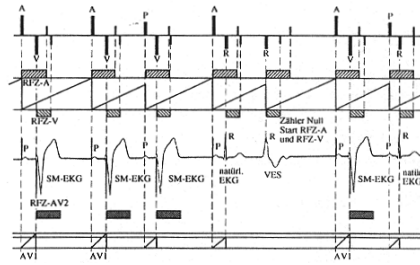


Abbildung 8.15: Funktionsdiagramm des vorhofgesteuerten DDD-SMs

Setzt Hysterese nur dann aus, wenn P ausserhalb von RFZ-A **und** RFZ-AV2 liegt.

**Hysterese im AV-Intervall** AV1-Zeit (Verlängerung des AV-Intervals und Versuch einer besseren AV-Synchronisation (passende AV-Sequenz erhöht Blutausswurf um bis zu 20%). Wenckebach-Blocking (Ab und zu Auslassen einer P-Welle (wenn diese in RFZ-AV2 liegt)). In 8.15 wird "vorheriges" RFZ-AV2 abgefragt.

Keine Hysterese bei P-Detect!!

Zeitzählerrücksetzung bei: Atrium-Pace, A-Detect, R-Detect (oder VES) ausserhalb von AV-Intervall / RFZ-A: nach Atr. Stim. / RFZ-V: nach Ventr. Stim. / RFZ-AV2: nach Ventr. Stim.

### DDD-Schrittmacher (ventrikelgesteuert)

AV1 und Vorhofausweichintervall *niemals* gleichzeitig!

RFZ-AV2 wie bei DDD-SM (vorhofgesteuert) Die Vorhofrefraktärzeit startet immer mit Zurück-

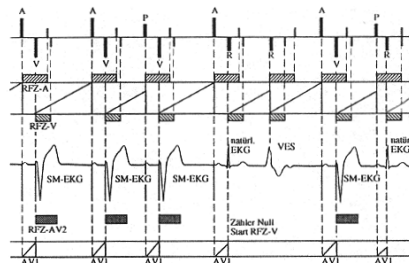


Abbildung 8.16: Funktionsdiagramm des ventrikelgesteuerten DDD-SM's

setzen des Zeitzählers (meist hier mit Start von AV1 (nicht immer!)). Ventrikelrefraktärzeit und Grundzähler starten immer gleichzeitig.

Zählerrücksetzung bei: Ablauf Zeitzähler, P-Detect, R-Detect / AV1-Rücksetzung bei: R-Detect (incl. VES). Bei VES: RFZ-A- und RFZ-V-Start! Beurteilung: +: kein Schrittmachersyndrom möglich, energiesparend (-: teuer)

Einsatz: Sinus ok und AV-Block, , benötigte AV-Synchronität, bei Schrittmachersyndrom, bei bestimmen Re-entry-Tachykardien, fortgeschrittene Kardiomyopathie, angeborenen langen QT-Syndrom QT-Zeit > 0,45sec) und Torsade de pointes (Kammeranarchie), **NICHT** bei supra-ventrikulären Tachyarrhythmien, verbunden mit Vorhofflattern, -flimmern, wenn Detektion im Atrium sinnlos. Heutige multiprogrammierbare Schrittmacher bieten folgende Modi: DDD, DVI, DAD, D00, VDD, VAT, VVI, V00, AAI, A00.



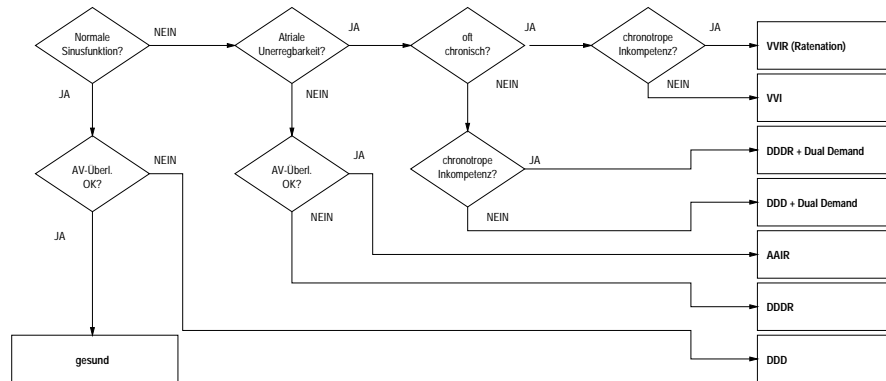


Abbildung 8.17: Schrittmacherindikation

## 8.3 Schrittmachertechnik

### 8.3.1 Elektroden

Anforderungen:

- hohe Leitfähigkeit (Elektrodenmaterial)
- E-Oberfläche klein (damit Widerstand gering)
- gutes Sensing
- gute Verankerung im Myokard (sonst Exit-Block (kein Kontakt, keine Stimulation))
- Biokompatibilität
- hohe Flexibilität der Zuleitungen
- leichtes Handling

Hohe Flexibilität und leichtes Handling durch Mandarin. (Fixierung mit Führungsdraht). Weiterer Konflikt zwischen Kleiner Oberfläche und gutem Sensing: Lösung: poröse Oberfläche, welche im Myokard anwächst (hat das Problem einer sich beim Einwachprozess ändernden Reizschwelle (siehe Programmierung)). Isolierung mit Silikongummi oder Polyurethan. Fixierung entweder atraumatisch (ohne Verletzung) oder traumatisch mittels Schrauben oder Haken. Stimulation biphasisch, um elektrolytische Vorgänge zu vermeiden.

Es gibt unipolare und biplare Herzreizing (bei unipolarer wirkt SM-Gehäuse als (indifferente) Elektrode). Unipolar benötigt geringere Reizschwelle und sorgt für geringere Flimmerneigung des Ventrikels. Bipolar Vorteil geringerer Störsignale bei Detektion (z.B. Muskelaktionsspannungen). Ausserdem Positionskontrolle über intrakardial abgeleitetes EKG.

### 8.3.2 Gehäuse

Zuerst Epoxidharz: Herausdiffusion von Gas möglich (Zinkoxidbatterien neigten zur internen Gasentwicklung), gute Biokompatibilität aber wegen hoher Wandstärken zu schwer und nichtleitend (also kein unipolarer Einsatz möglich).

Forderungen an Gehäuse:

- hermetischer Abschluss
- gute Biokompatibilität
- absolute Korrosionsfestigkeit
- hohe mechanische Festigkeit
- Abschirmung gegen elektromagnetische Störfelder
- gute Leitfähigkeit (für unipolar)
- keine scharfen Kanten (für unipolar) (führt zu hohen Stromdichten (damit zu Nekrosen))

Gute Eigenschaften haben Titan, Austenit etc. Lasergeschweisst und mit Helium dichtegeprüft. In Nähe großer Muskeln können Myopotenziale missinterpretiert werden (als Herzsignale) → Inhibition. Kann bei multiprogrammierbaren durch Umprogrammierung der Empfindlichkeit behoben werden.

### 8.3.3 Energieversorgung

Entwicklungsziele für Energieträger:

- Langlebigkeit und Zuverlässigkeit
- gute Spannungskonstanz
- einfache Überprüfbarkeit des Ladezustandes
- hohe Energiedichte
- geringe Selbstentladung
- hohe Spannung
- geringer Innenwiderstand

Heute Lithium Batterie (Anode, Kathode meist aus Jod). Biogalvanische Schrittmacher (Energie aus Bewegung des Körpers) konnten bis heute nicht realisiert werden.

### 8.3.4 Elektronik

Anforderungen:

- Schaltungsverhalten immer vorhersehbar
- Standardprogramme als Fehlerabsicherung
- Fehler leicht erkennbar und behebbar
- absolute Wartungsfreiheit
- hohe Zuverlässigkeit
- sehr kleiner Betriebsstrom (energiesparend)
- kleines Volumen

- lange Betriebszeit

Man unterscheidet zwischen Hardwareschrittmachern (kleiner und energiesparender) und Softwareschrittmachern (programmierbar). Ein Schrittmacher besteht aus drei Baugruppen: analoge Eingangs- und Ausgangsverstärker und Telemetrie, Steuerwerk und dem Ereigniszähler und EKG-Speicher. SM-Gehäuse besteht aus Titankapsel. Elektrodenanschluss ist ein angegossener Epoxidharzkopf. Wegen Zuverlässigkeit kommen nur mehrmals geprüfte Halbleiter zum Einsatz (theoretisch auf  $10^7$ -Stunden nur ein Störfall. Durchschnittliche Implantationszeit: 8 Jahre.

## 8.4 Schrittmacherprogrammierung

Heute multiprogrammierbar. Funktionsveränderung mittels (bidirektionaler) Telemetrie und “call-by-name” (frequenztechnisch gesprochen). Dieses Verfahren ist sehr sicher. Nachteil: Nicht mehr jede Klinik kann den SM programmieren.

Wichtigste Parameter:

**Schrittmacheraktivierungsfrequenz** ist selten fest einprogrammiert. Bei jüngeren Menschen meist physiologische, frequenzadaptive SM.

**Reizschwelle** ist Problem, da sie sich in ersten Wochen nach Implantation (durch das Anwachsen der Elektroden) erheblich ändert. (Bildung von nekrotischem Gewebe  $\rightarrow$  Übergangswiderstand ändert sich  $\rightarrow$  (reizwirksame Größe) Stromdichte muss erhöht werden  $\rightarrow$  dazu Oberfläche der Elektroden verkleinert, um Energiebilanz aufrecht zu erhalten). Früher 100% Sicherheit (=vierfache Rheobase und doppelte Chronaxie). Heute nach 3 Monaten telemetrisch Reizschwelle überprüfen (durch verschiedene Impulsdauern bei programmierbaren Impulsamplituden) und bei Bedarf neu einstellen. Neuere SM-Typen haben Elektronik, die die Reizschwelle ständig ermittelt.

**Eingangsempfindlichkeit** für EKG-Erkennung. EKG-Spannungen zwischen 1 und 8mV (bezogen auf R-Zacke). Bandbreite 10 - 45 Hz. P-Welle erheblich kleiner. Um Signale von Muskelsignalen unterscheiden zu können braucht man Verfahren zur Erkennung der Flankensteilheit (bei R-Zacke geringer als bei Elektromyogramm). Dies reicht zur Erkennung von QRS-Komplex aus. Frequenzgehalt: 25-45Hz. Wenn Schrittmacher Signaler verschiedener Quellen nicht unterscheiden kann: *Oversensing*  $\rightarrow$  (wenn getriggert) Parasystolien, (inhibitiert) Unterbleiben notw. Herzaktion. Bei *Undersensing* gegenteiliges Problem.

**Refraktärzeit** Aufgabe: Schrittmacherrasen zu verhindern. (Parameter meis praeimplantativ ermitteln) Über Programmierung Tachykardien und Re-entry-Pathologien behandelbar. (kurz vorher reizen, so dass Region refraktär ist, wenn “pathologischer” Reiz eintrifft.)

**Hysterese** (Zeit zwischen Ausbleiben der physiol. Herzaktion und Schrittmacherimpuls) Unbedingt nötig, um Herz lange Eigenaktion zu ermöglichen. Wenn z.B. AV-B12  $\rightarrow$  AV-B13 kann günstig sein Hysterese zu verkleinern oder auszusetzen (Vermeidung unnötig niedriger Frequenz).

**Einstellung der Arbeitsweise** Je nach Pathologie energiesparendste Arbeitsweise einstellen. Postoperativ über Telemetrie möglich. (z.B. Einkammer-SM VVI von inhibitierend  $\rightarrow$  trigger, wenn Oversensinggefahr (starke elektromagnetische Felder) besteht).

## 8.5 Frequenzadaption

Wichtig! Belastungsabhängige Anpassung der Stimulationsfrequenz (und damit erweiterter Anpassungsbereich des HZV möglich). (auch bei SA-Erregungsbildungsstörungen) Eingangsgröße entscheidet ob gesteuerter SM oder geregelter SM. Bewertung des Steuersignals erfolgt nach hämodynamischen (Blutdruckparameter (Compliance, Widerstand etc)), thermischen, metabolischen (Stoffwechsel) und emotionalen Wirksamkeit. Guter Parameter: P-Wellentriggerung. Bei Sick-Sinus korporale oder kardiale Signale (Temperatur, Bewegung)

### 8.5.1 Steuerung

Wichtigste Steuerparameter:

- Blut-Sauerstoffsättigung im rechten Ventrikel ( -: optische Sensoren wenig langzeitkonstant, hoher Energieverbrauch)
- Venöser Druck: ( +: leicht erfassbar, -: ungenau)
- Atmung: thorakale Impedanzmessung nötig. (Damit wesentlich genauere Parameter (HZV, PEP) bestimmbar)
- Temperatur: Messgenauigkeit  $0,1^{\circ}\text{C}$  (Thermistor). Kurz vor Reizelektrode in Zuleitung eingebaut.
- Körperliche Aktivität: Relativbewegungen messtechnisch erfassbar.

Frequenzsteuerung an indiv. Bedürfnisse anpassen! Extremwerte erfassen (max. Stim.-Freq., Anstiegs-, Abfallgeschwindigkeit). Nachteil: Fehlende Berücksichtigung der Autoregulation (Emotionen) und der Belastung.

### 8.5.2 Regelung

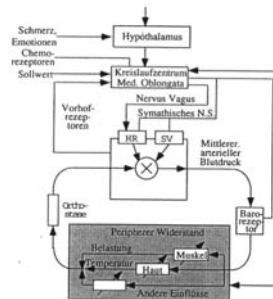


Abbildung 8.18: Modell der Kreislaufregelung für kurzfristige Änderungen.

Kardiale Steuerparameter beziehen sich direkt auf Kreislaufsystem (Vorteil). Regelung in erster Linie durch das autonome Nervensystem. Negative Rückkopplung des Barorezeptors bildet Regelkreislauf mit mehreren Ein- und Ausgängen. Regelgröße: mittlerer arterieller Blutdruck. Wichtigste Stellgrößen: totaler peripherer Widerstand, HZV ( $\text{SV} \times \text{HR}$ ). Nutzen der Stellgrößen in Medulla oblongata.

Drei Mechanismen des Körpers um erhöhten Sauerstoffbedarf durch Erhöhung des HZV auszugleichen: Vergrößerung des EDV über Druckerhöhung im Niederdrucksystem (über Frank-Starling-Mechanismus), Verringerung des ESV über Erhöhung der kontraktile Kraft der Herzmuskulatur (Inotropie), Erhöhung der Schlagfrequenz (Chronotropie). Normalerweise: Mechanismus zwei und drei.

**SM-regelung über Schlagvolumen**

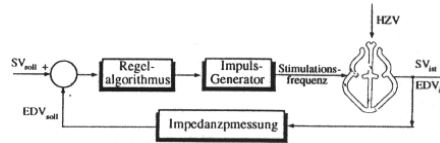


Abbildung 8.19: Regelkreis mit Rückführung des SV

Bei chronotr. Inkomp. Mechanismen eins und zwei. Ziel hier: zu hohes SV vermeiden durch Erhöhung der Schlagzahl pro Minute. Bestimmung des SV durch Impedanzplethysmographie. Vergleich mit zugeordneten Stimulationsfrequenz, Festlegung maximaler Belastung mit definierter Aktivierungsfrequenz verhindert Schrittmacherrasen. Methode benötigt 4 Elektroden, ist sehr aufwendig. Ergebnisse aber so gut, dass SM "multiphysiologisch" ist.

**SM-Regelung über Präejektionsphase**

PEP.  $PEP = 1 / HR$ . Bestimmung intrakardial durch rechtsventrikuläre Impedanzmessung. (Mes-

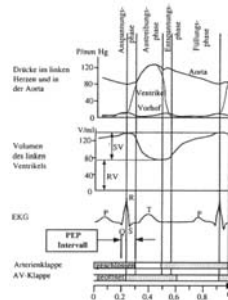


Abbildung 8.20: PEP-Intervall

sung zwischen den Elektroden (sowohl unipolar, als auch bipolar)). Verfahren sehr zuverlässig und einfach. Technische Realisierung sehr aufwendig.

**SM-Regelung über ventrikulären Inotropie-Parameter**

VIP-Bestimmung durch rechtsventrikuläre Impedanzmessung. Erweiterung des PEP-Konzepts. Aus Formänderung des Impedanzsignale (durch Systole und Diastole) wird auf Sympathikustonus geschlossen.

# Kapitel 9

## Defibrilator

Therapie für Herzanomalien, Vorhof-, Herzkammerflimmern. Einzige Möglichkeit aus Flimmervorgang geordnete Herzkontraktion wiederherzustellen. Einsatz: Wiederaktivierung des Herzmuskels nach OP, Notfälle (Flimmern).

### 9.1 Elektrophysiologische Grundlagen

Siehe BMT-1 (Plateau(200-300ms), Calciumeinstrom, absolute, relative Refraktärzeit, Dauer der Impulse beeinflusst Kontraktion (je mehr, desto stärker)), Entstehung von Störungen (Extrasystolen, ektopische Zentren (O<sub>2</sub>-Mangel, zu kalt, Kaliumentzug), Reentry, vulnerable Phase).

### 9.2 Therapie

#### 9.2.1 Defibrillation

Kritische Masse (70%) muß mind. erregt werden. Voraussetzung: ausreichend O<sub>2</sub>. (nur in ersten Sekunden gewährleistet), Wiederbelebungsmaßnahmen, medikamentöse Therapie (→ hohe Frequenzen in geringe wandeln). Impulse mit min. 2A und 10-20ms! (nach längerem Flimmern höhere Energien notwendig) heute 200-400J (Joule). 3J/kg-Körpermasse bei Erwachsenen und 2-4J/kg bei Kindern. Bei Energiemenge: Kompromiss zwischen Hitzeschäden und Notwendigkeit, ein Energieminimum zu überschreiten.

#### Defibrillationsschwelle

Energiemenge, die zur Depolarisation der kritischen Herzmasse überwunden werden muss. Bei Unterbrechung kreisender Erregung 4-mal höher als Reizschwelle einzelner Zelle. Bei ektopischem Zentrum 30-mal höher.

#### Stillstandsschwelle

Darf nicht erreicht werden, sonst Aufhebung der Sinusknotenautomatik. (Wird durch technische Bauteile im Defi vermieden)

## 9.2.2 Kardioversion

Therapie von Vorhofflattern bzw. -flimmern. Defi-Impuls durch EKG getriggert, wenn alle Zellen des Arbeitsmyokards depolarisiert sind. (ST-Strecke (200ms)). Triggerung über R-Zacke (Impuls 20ms nach R-Zacke). 90% Erfolgsquote. Impulse von 0,5-1J/kg.

## 9.3 Technische Realisierung

### 9.3.1 Anforderungen

Problem: Übergangsimpedanz des Stratum corneum überwinden, um Strom verlustfrei applizieren zu können. (→ Applikation mit z.B. 4000V). Vermeidung von Verbrennungen durch Vermeidung kleinflächiger Kontaktstellen. Vorteil von Gleichstrom: Einsatz von Batterien oder Akkus. Anforderungen an Defi:

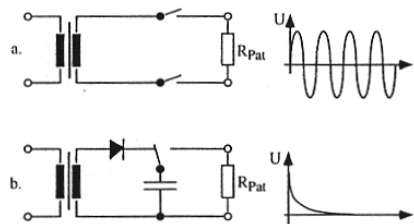


Abbildung 9.1: a: Wechselstrom- und b: Gleichstromdefibrillator

- übersichtliche Gestaltung
- einfache Bedienung
- kleine Abmessungen (bruchfest)
- sicher anwendbar
- Stauraum für Elektroden, Kabel, Gel etc.
- integrierte EKG-Einheit mit Bildschirm
- Selbstüberprüfung nach Einschalten (max. 5s Dauer)
- Statusanzeigen
- Kardioversion
- kurze Ladezeit (< 10s)
- Energieabgabe im Bereich von 5 - 400 J
- automatische interne Sicherheitsentladung
- integrierte Defibrillationselektroden für Kinder
- ausreichende Akku-Kapazität (inkl. Netzanschluss für Akkuladung)

- Schnellladung (< 2h)
- Doku
- Warneinrichtung bei gerätebedingter Fehldosierung

Vorschriften der MedGV.

### 9.3.2 Gleichstromdefi

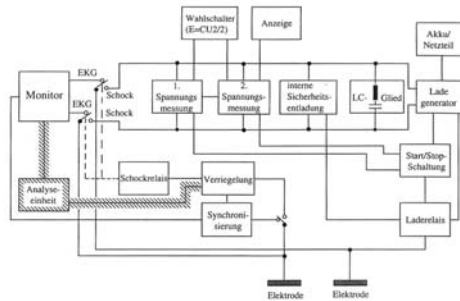


Abbildung 9.2: Blockschaltbild eines halbautomatischen Gleichstromdefibrillators

Folgendes muss prinzipiell vorhanden sein:

#### LC-Glied

Kapazität von ca.  $10\text{-}20\mu\text{F}$ . Spule, wegen Spannungsspitze bei Entladen von C (Nekrosen, Ödeme etc. verhindern). Entladung über Körperwiderstand (RLC-Kreis mit abgetrenntem Ladestromkreis.) Trabthorakaler Widerstand sinkt bei schneller Serie von Schocks  $\rightarrow$  Strommenge kann zu-

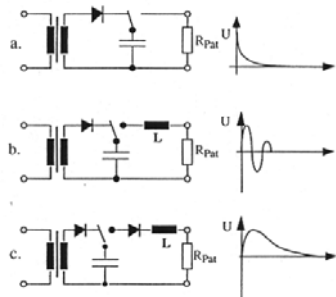


Abbildung 9.3: Mögliche Schaltungen eines DC-Defibrillators: a) einfacher Gleichstromdefibrillator, b) und c) Gleichstromdefibrillatoren mit Induktivität. Die unter c) dargestellte Schaltung wird heute am häufigsten verwendet.

nehmen (bis zu 20%). Notwendig: mindestens 3 Schocks in 90 Sekunden. Kleinere kapazitäten und höhere Spannungen bewirken stärkere Defibrillationseffekte. Induktivität vorteilhaft, da sie Stillstandsschwelle anhebt. Entladezeit zwischen 3 und 30ms physiologisch sinnvoll. Genauigkeit der Entladung  $\pm 4\text{J}$  oder 15%. Durch Verluste im Gerät muss der Kondensator mit der Zeit immer höher aufgeladen werden.



**Aufladen des Kondensators**

Ladegenerator. Hochspannung in zwei Stufen erzeugt: zunächst Multivibrator → Wechspannung → Intensität hochtransformiert (Faktor 2-3) → Spannungsvervielfältigung → Kondensator. Ladegenerator braucht Schaltung zur Energiewahl und -messung, um gewünschte Energiemenge einzustellen.  $E = \frac{C U^2}{2}$ . Komperator gibt Null, wenn  $U > \text{Vergleichsspannung}$ , sonst 1. Start-Stop-

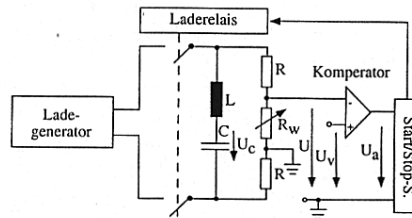


Abbildung 9.4: Energiemessschaltung eines Defibrillators

Schaltung verhindert, dass nach Schockabgabe C sofort wieder geladen werden kann (erst Taste drücken!). Vorteilhaft ist Teilung der Spannung  $U$  durch Widersände  $R$  (spart Isolationsmaterial, da  $R$  nicht so spannungsfest sein muss). Gleichzeitig Geräte sicher, da nur unbedeutender Fehlerstrom auftritt, wenn Elektrodenoberfläche Gerätemassepunkt berührt. Weiterer Sicherheits-

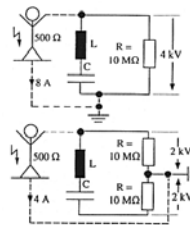


Abbildung 9.5: Fehlerströme je nach Lage des Massepunktes

aspekt: Abtrennung des Ladestromkreises bei Beginn der Schockauslösung (Strom dann sicherlich über Elektroden und nicht über gerätemassepunkt).

**Weitere Bauteile**

Entladeeinheit, Funktionskontrolle (Entladung, wenn nach 20-60sec noch kein Schock ausgelöst wurde); Synchronisierung (R-Zacken-Triggenerung), Verriegelung verhindert Schockauslösung, wenn gewählte Energiedichte nicht mit gemessener übereinstimmt (oder Übergangsimpedanz zu hoch ist). Elektronische Doku sollte bei Start aktiviert werden.

**EKG-Monitor**

Stromdichte würde empfindliche EKG-Geräte zerstören. Deshalb sollten sie kurz vor Schockauslösung abgeschaltet werden. Diagnose ohne EKG nicht möglich. Deshalb Defi und EKG kombiniert. Auch in SM eingebaut und entsprechend gesichert. (Bei implant. SM: Sicherheitsabstand der Elektroden zum SM: 10cm)

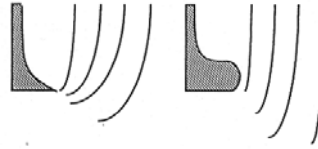
**Elektroden**

Abbildung 9.6: Verlauf der Äquipotentiallinien bei Elektroden mit scharfen und runden Kanten

Durchmesser für Erwachsene: 10cm, 8cm für Kinder, 4,5cm für Säuglinge. Leitfläche meist Ag/AgCl oder Metall. Klebeelektroden beim Einsatz automatische Defis.

**9.3.3 Automatische Defibrillatoren**

Defi ist ärztliche Massnahme. Arzt trifft aber meist (zu) spät ein → teil- oder vollautomatisierte Defis. Teilautomatisierte Defis empfehlen (bei Kammerflimmern  $> 180\text{S}/\text{min}$ ) dem Bediener Schock! Dieser muss Energie wählen und Schock auslösen. Spezifität (beliebigen Rhythmus als Nicht-Flimmern erkennen) = 100%. Sensitivität (Flimmern richtig erkennen): 92%. Analysezeit: 10s. In manuellen Modus wechseln und auf Kardioversion umschalten ist jedoch nicht möglich. Vollautomatische Defis benötigen nur noch aufgedrückte Elektroden. Rhythmusanalyse und Schockauslösung werden vom Gerät vorgenommen.

**9.4 Implantierbare Defis**

z.B. nach Myokardinfarkt und Neigung zu Tachykardien und Medikamente ersagen, nach Kammerflimmern ohne Infarktzeichen und bereits erfolgreich reanimiert. Eingepflanzte Defis überwachen kontinuierlich das EKG und schocken nach Detektion von Kammerflimmern nach 20 Sekunden automatisch. Impuls bei 10-20J. Elektroden großflächig auf Herz aufgenäht. Gesamtgewicht: 250g, Arbeitsdauer 1-3 Jahre, ca 100 Schocks möglich.