

Universität Leipzig
Medizinische Fakultät
Carl-Ludwig-Institut für Physiologie
Liebigstr. 27
04109 Leipzig

Formeln und Tabellen zum Physiologiepraktikum

Zusammengestellt von

Dipl.-Ing. B. Bartsch

2024

Version 4.3

Liebe Studierende,

lassen Sie sich beim Durchblättern dieser Formelsammlung nicht einschüchtern, diese soll ein nützliches Hilfsmittel für das physiologische Praktikum sein. Beispielsweise ist es möglich, aus Körpergröße, Gewicht und Geschlecht einer Versuchsperson genauere Normwerte für die Atmungsparameter (Vittalkapazität, 1-s-Kapazität usw.) zu bestimmen. Natürlich stellen diese Werte auch nur ein Mittel aus einer Probandengruppe dar. Besonders atmungsintensive Sportarten (z. B. Schwimmen) oder das Spielen eines Blasinstrumentes führen selbstverständlich zu größeren Werten.

Angereichert wurde die Formelsammlung durch zahlreiche Nomogramme. Auch wenn die „Blütezeit“ der Nomogramme einige Jahrzehnte, vor der Erfindung des Taschenrechners, zurückliegt, ermöglichen diese die schnelle Ermittlung wichtiger physiologischer Größen [17]. Vergleichen Sie einfach mal den Aufwand, den Sie benötigen, um ihre Körperoberfläche beispielsweise nach der Formel von Looney [13] (Tabelle 1.10) zu berechnen, mit dem, die Werte aus den Nomogrammen (Abb. 1.10 bzw. 1.11) zu bestimmen. Einfach auf der linken Achse ihre Größe suchen, dann auf der rechten Achse ihr Gewicht und die beiden Punkte mit einem Lineal verbinden. Der Schnittpunkt mit der mittleren Achse liefert dann eine Schätzung ihrer Körperoberfläche.

Zum Schluss kann Mathematik auch streng sein: Die Wahrscheinlichkeit, dass in der Fülle der Formeln und Zahlen noch Fehler stecken, ist sicher größer als Null. Falls Sie einen Fehler finden, kontaktieren Sie mich bitte: bengt.bartsch@medizin.uni-leipzig.de

Bedanken möchte ich mich bei Frau Prof. Raßler und Herrn Prof. Thoß für das zeitaufwendige Korrekturlesen!

Bengt Bartsch

Oktober 2023

Inhaltsverzeichnis

1	Physiologische Formeln und Tabellen	1-1
1.1	Intensität-Dauer-Kurve (IDK)	1-1
1.2	EKG	1-4
1.2.1	Umrechnung am EKG-Schrieb	1-4
1.2.2	Potential und Spannung am Kugelmodell	1-5
1.2.3	Auswertung QT-Strecke	1-7
1.3	Atmung	1-9
1.3.1	Normierung der Gasvolumina am Glockenspirometer	1-9
1.3.2	Wichtige Atemparameter aus anthropometrischen Daten	1-13
1.3.3	Sauerstoff-Bindungskurve	1-17
1.4	Körperoberfläche und BMI (Body Mass Index)	1-18
1.5	Energieumsatz	1-23
1.5.1	Grundumsatz	1-23
1.5.2	Ruheumsatz und Tagesumsatz	1-26
1.6	Kreislauf	1-29
1.6.1	Altersgang der Blutdrücke	1-29
1.6.2	Fluss, Schlagvolumen und Herzminutenvolumen	1-30
1.6.3	Ohm'sches Gesetz des Kreislaufs	1-32
1.6.4	Compliance	1-35
1.7	Leistungsphysiologie	1-39
1.7.1	Einschätzung der kardiopulmonalen Leistungsfähigkeit anhand der aeroben Kapazität $\dot{V}_{O_2\max}$	1-39
1.7.2	Richtwerte für weitere Kenngrößen beim Ausbelastungstest	1-41
1.8	Sinnesphysiologie	1-42
1.8.1	Reizgesetz nach Weber und Fechner	1-42
1.8.2	Ohr	1-43
1.8.3	Labyrinth	1-44
1.9	Zentralnervöse Verarbeitung: Versuchsanzahl bei evozierten Potentialen	1-46
2	Anhang I: Mathematische Formeln und Tabellen	2-1
2.1	Dreisatz, Proportionalitäten	2-1
2.2	Exponentialfunktion, Zeitkonstante τ	2-1
2.2.1	Entlade- und Ausgleichsvorgänge	2-1
2.2.2	Aufladevorgänge	2-2
2.3	Logarithmus-Funktion	2-2
3	Anhang II: Naturwissenschaftliche Formeln und Tabellen	3-1
3.1	Wichtige physikalische Einheiten	3-1
3.2	Einige chemische Grundlagen	3-2
3.2.1	Stoffmengen und Konzentrationen	3-2
3.2.2	Osmolalität	3-3

Inhaltsverzeichnis

3.2.3 Dichte des Wassers	3-4
4 Abkürzungen	4-1
Literatur	I-1
Index	I-4

Tabellenverzeichnis

1.1	Typische Werte für Chronaxie und Zeitkonstante	1-2
1.2	Bedingungen für standardisierte Atemvolumina.	1-9
1.3	Ausgewählte Sättigungsdampfdrücke	1-10
1.4	Normierungsfaktoren für STPD. 1 Torr = 1 mmHg	1-10
1.5	Normierungsfaktoren für BTPS	1-11
1.6	Probandendaten für Rechenbeispiele	1-13
1.7	Abschätzung von Atemgrößen aus Körpergröße h in m und Lebensalter LA im Bereich von 18 bis 70 Jahren.	1-13
1.8	Entwicklung von Atemgrößen	1-13
1.9	Sauerstoffpartialdruck in Abhängigkeit von der Sättigung	1-17
1.10	Körperoberfläche KO für Erwachsene in m ² (Körpergröße h in m, Gewicht m in kg)	1-18
1.11	Körperoberfläche nach [30]	1-18
1.12	BMI-Klassifikation	1-21
1.13	Einige Grundumsätze in kJ/Tag für ein Alter von 22 Jahren nach [18]	1-23
1.14	Formeln für den Grundumsatz in kJ/Tag (Körpergröße h in m, Gewicht m in kg, Lebensalter LA in Jahren)	1-23
1.15	RQ in Abhängigkeit vom Nährstoff	1-26
1.16	PAL (physical activity level)	1-27
1.17	MET (metabolic equivalent of task) aus [31], weitere in [2]	1-27
1.18	Referenzbereich der Blutdrücke in mmHg [23]	1-29
1.19	Blutdruckklassen nach WHO	1-29
1.20	Ruhepuls aus [5] und [23]	1-30
1.21	Vergleich von Kreislaufgrößen [31]. Die max. Herzfrequenz sollte bei Ausbelastung 220-Alter nicht übersteigen!	1-30
1.22	Anthropometrische Schätzung des HMV aus dem Körpergewicht in kg aus [5]	1-31
1.23	Geschätzte Compliance.	1-38
1.24	O ₂ -Aufnahme in Ruhe [ml · min ⁻¹ · kg ⁻¹] nach: Klinker/Pape/Silbernagl, Physiologie, Abb. 18.15	1-40
1.25	Kardiopulmonale Leistungsfähigkeit nach: Handbook für Physicians: Exercise Testing. Am. Heart Ass., Dallas, 1972	1-40
1.26	Aerobe Kapazität nach: Klinker/Pape/Silbernagl, Physiologie, Abb. 18.15	1-40
1.27	Atemäquivalent für O ₂ : EqO ₂ = $\dot{V}_E / \dot{V}_{O_2}$	1-41
1.28	Sauerstoffpuls (\dot{V}_{O_2} / HF)	1-41
1.29	Kennwerte der Anaeroben Schwelle (AT) (PWC = physical work capacity, hier: maximal erreichte Leistung)	1-41
1.30	Einige Exponenten für das Steven'sche Gesetz [29]	1-42
1.31	Spannungen und geschätzte Reizanzahl bei evozierten Potentialen. Die Spannungen können sehr stark von Proband zu Proband schwanken.	1-46
3.1	Physikalische Größen	3-1
3.2	Molmasse einiger ausgewählter Stoffe	3-2

3.3 Dichte des luftgesättigten Wassers in g/ml bei Normaldruck 3-4

Abbildungsverzeichnis

1.1	Intensitäts-Dauer-Kurve einer Einzelzelle	1-2
1.2	Links: Direkte Reizung einer Zelle mit einer Micro-Elektrode. Rechts: Indirekte Reizungen von Nervenfasern durch die Haut.	1-3
1.3	Einfaches Modell für die unterschwellige Reizung an der Zellmembran	1-3
1.4	Der Thorax wird als homogene Kugel in isolierter Umgebung mit der Leitfähigkeit κ und dem Radius \bar{r} betrachtet. In der Kugelmitte rotiert der Integralvektor \vec{P} . α ist bei maximalen Integralvektor der Lagetypwinkel.	1-6
1.5	Die drei Messelektroden (rot,gelb,grün) bilden durch die Thoraxform und Feldverzerrung kein gleichseitiges Dreieck. Erst das Kugelmodell liefert das gleichseitige Einthoven-Dreieck.	1-7
1.6	Nomogramm für QT_C . Achtung: Achsen verlaufen gegensinnig.	1-8
1.7	Nomogramm für die inspiratorische Vitalkapazität nach den Formeln aus der Tabelle 1.7, Beachten Sie, dass die Achsen für Größe und Gewicht gegensinnig verlaufen!	1-14
1.8	Nomogramm für die 1s-Kapazität nach den Formeln aus der Tabelle 1.7	1-15
1.9	Nomogramm für den Spitzenfluss nach den Formeln aus der Tabelle 1.7	1-16
1.10	Nomogramm für die Körperoberfläche für Frauen nach [13]	1-19
1.11	Nomogramm für die Körperoberfläche für Männer	1-20
1.12	BMI-Nomogramm. Die Achsen für das Gewicht und die Größe laufen gegensinnig!	1-22
1.13	Nomogramme für Grundumsatz, oben Frauen unten Männer.	1-25
1.14	Altersgang der Blutdrücke (Medianwerte) (Robert-Koch-Institut: [1] und [20])	1-29
1.15	Einfachstes Kreislaufmodell, die Blutdrücke sind Mittelwerte	1-32
1.16	Nomogramm für MAD nach Formel 1.19	1-33
1.17	Erweitertes Kreislaufmodell mit Compliance.	1-35
1.18	Windkesselfunktion der großen Gefäße	1-36
1.19	Geschätzter Altersgang der Compliance	1-38
1.20	Maximale Sauerstoffaufnahme, modifiziertes Nomogramm nach Åstrand und Ryhming [3]	1-39
1.21	Hörschwelle in dB(SPL)	1-43
1.22	Hörverlustdarstellung im Audiogramm. Achtung: Positive Hörverluste werden nach unten eingezeichnet! Dargestellt ist eine C ⁵ -Senke (Cochlea-Schaden bei ca. 4 kHz).	1-44
1.23	Abnahme des Winkels beim Zeigeversuch nach Bárány	1-45
2.1	Ungebremster Anstieg bei $e^{t/\tau}$	2-2
2.2	x wird immer kleiner bei $e^{-t/\tau}$	2-2
2.3	Aufladevorgänge	2-2

1 Physiologische Formeln und Tabellen

Seien Sie vorsichtig mit Gesundheitsbüchern – Sie könnten an einem Druckfehler sterben.

(Mark Twain)

1.1 Intensität-Dauer-Kurve (IDK)

Intensität: Reizstärke, elektrische Stromstärke (z. B. bei Messung der Nervenleitgeschwindigkeit) oder Spannung (bei Herzschrittmacher). Bei direkter Applikation von Strom in die Zelle über eine Mikroelektrode, liegt die Intensität im nA-Bereich, bei indirekter Reizung über eine Oberflächen-elektrode (Kathode) im mA-Bereich (Praktikumsversuch am Medianus).

Dauer: Dauer des elektrischen Reizes (Impulsbreite): t_{Dauer}

Rheobase: Die kleinste Intensität, die ein Aktionspotential auslöst bei sehr großer (theoretisch unendlicher) Reizdauer: $I_{Rheobase}$. Die Rheobase hängt von der Reizart ab. Bei direkter Reizung mit einer Micro-Elektrode (Abb. 1.2 links) reichen wenige nA aus, um ein Aktionspotential auszulösen. Bei der indirekten Reizung (Abb. 1.2 rechts) durch die Haut fließt der Strom durch das den Nerv umgebende Gewebe und verschiebt das Potential an der Außenseite der Zellmembran bei der Kathode zu negativeren Werten. Dadurch verkleinert sich dort die Membranspannung und ein Aktionspotential wird beim Erreichen der Schwellenspannung generiert. Die Rheobase liegt dann im Bereich um die 5 mA (beispielsweise Reizung des N. Medianus mit der Kathode am Handgelenk).

Chronaxie: Bei Rechteckreizen die Dauer für den energieärmsten Reiz, die Intensität ist dann gleich der doppelten Rheobase. Die Chronaxie ist proportional zur Membranzeitkonstante $t_{Chronaxie} = \ln 2 \cdot \tau \approx 0.7 \cdot \tau$. Wird bei vielen Stimulationen (Messung Nervenleitgeschwindigkeit, Herzschrittmacher usw.) als Ausgangswert benutzt. Beim Herzschrittmacher schont dieser Impuls das Herz und die Batterie!

Zeitkonstante: Produkt aus Membranwiderstand und Membrankapazität $\tau = R_M \cdot C_M$

Mathematische Näherung des Zusammenhangs zwischen Intensität I und Impulsbreite t_{Dauer} nach Hoorweg und Weiß (um 1900):

$$I = I_{Rheobase} \cdot \left(1 + \frac{t_{Chronaxie}}{t_{Dauer}}\right)$$

Näherung aus dem Membranmodell (Lapicque 1907) [16]:

$$I = \frac{I_{Rheobase}}{1 - e^{-t_{Dauer}/\tau}}$$

Ausführlicher Vergleich beider Modelle in [8].

Erregbare Struktur	Chronaxie	Zeitkonstante
Ventrikel [16]	2 ms	2,9 ms
Extensor (Arm) [16]	0.16 ... 0.3 ms	0.23 ... 0.4 ms
Flexor (Arm) [16]	0.08 ... 0.1 ms	0.11 ... 0.14 ms
N. Medianus (Praktikum)	ca. 0,7 ms	ca. 1 ms
Dendrit (Hippocampus Ratte) [28]	ca. 1 ms	1.4 ms
Axon(Hippocampus Ratte) [28]	ca. 0.1 ms	0.14 ms

Tabelle 1.1: Typische Werte für Chronaxie und Zeitkonstante

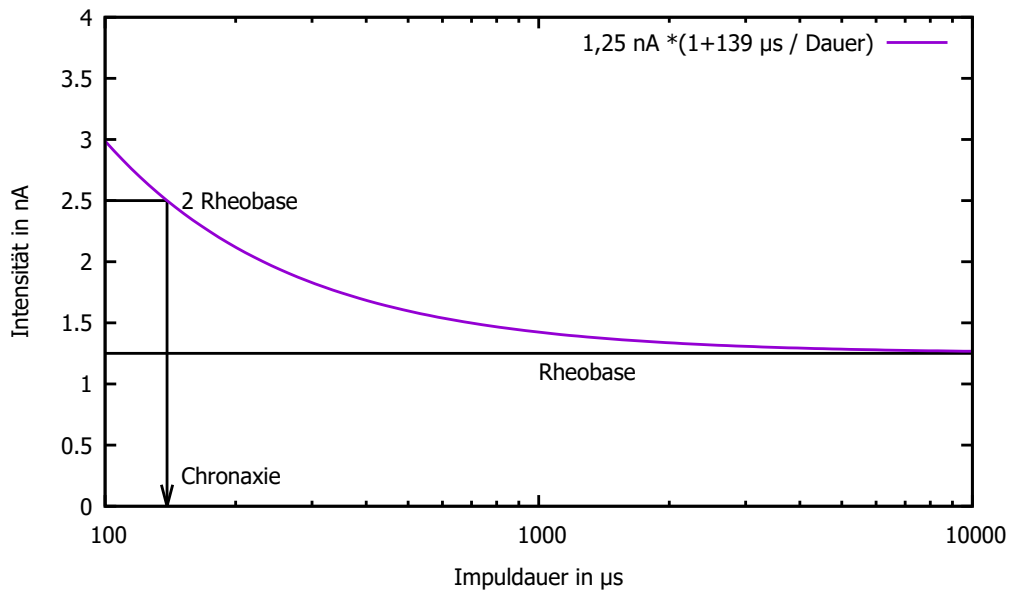


Abbildung 1.1: Intensitäts-Dauer-Kurve einer Einzelzelle

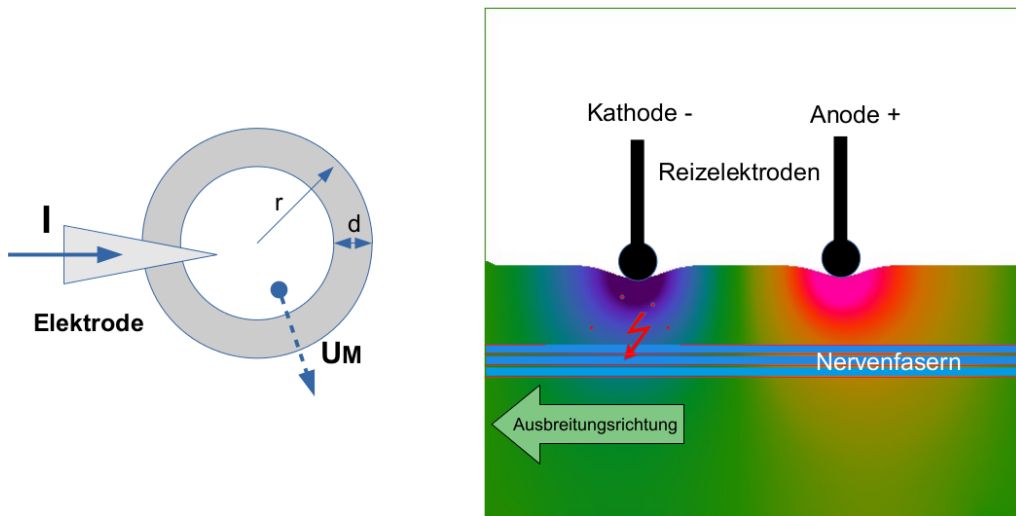


Abbildung 1.2: Links: Direkte Reizung einer Zelle mit einer Micro-Elektrode. Rechts: Indirekte Reizungen von Nervenfasern durch die Haut.

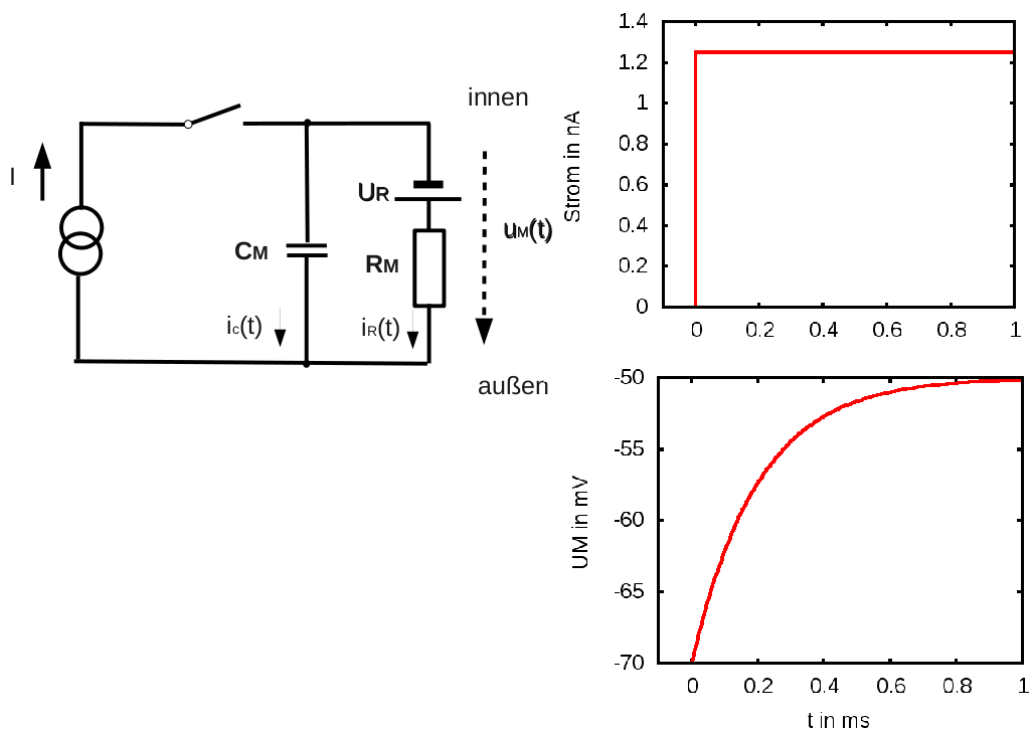


Abbildung 1.3: Einfaches Modell für die unterschwellige Reizung an der Zellmembran

Beispiel: Einfaches Membranmodell [16] (Abb. 1.3)

Die Membranspannung hängt vom eingespeisten Strom I , dem Membranwiderstand R_M , der Membrankapazität C_M und dem Ruhepotential U_R ab.

$$U_M(t) = I \cdot R_M \cdot (1 - e^{-t/\tau}) + U_R \quad (1.1)$$

Bestimmung der Rheobase: Nach unendlich langer Reizdauer $t_{Dauer} \rightarrow \infty$ soll die Membranspannung die Schwellenspannung $U_{Schwelle}$ erreichen und ein Aktionspotential auslösen. Die erforderliche Intensität ist dann die Rheobase $I_{Rheobase}$:

$$U_M = U_{Schwelle} = I_{Rheobase} \cdot R_M + U_R$$

$$I_{Rheobase} = \frac{U_{Schwelle} - U_R}{R_M} \quad (1.2)$$

Ersetzt man in Gleichung 1.1 die Membranspannung U_M durch die Schwellenspannung $U_{Schwelle}$ und löst nach I auf, erhält man die Intensitäts-Dauer-Kurve (IDK). Für ein Rechteckimpuls mit der Dauer t_{Dauer} lässt sich damit der kleinste Strom zu Auslösung eines Aktionspotentials ermitteln [16].

$$I = \frac{U_{Schwelle} - U_R}{R_M \cdot (1 - e^{-t_{Dauer}/\tau})} = \frac{I_{Rheobase}}{1 - e^{-t_{Dauer}/\tau}} \quad (1.3)$$

Bestimmung der Chronaxie: Ein Rechteckimpuls mit der doppelten Rheobase als Stromstärke hat als Impulsbreite die Chronaxie

$$2 \cdot I_{Rheobase} = \frac{I_{Rheobase}}{1 - e^{-t_{Chronaxie}/\tau}} \quad t_{Chronaxie} = \tau \cdot \ln 2 \quad (1.4)$$

1.2 EKG

1.2.1 Umrechnung am EKG-Schrieb

Gegeben: Papiergeschwindigkeit v_{Papier} , Strecke L in mm auf dem Schrieb.

Gesucht: Zeit (Dauer) t der Strecke L

$$v_{Papier} = \frac{L}{t} \quad t = \frac{L}{v_{Papier}}$$

Beispiel: Der Abstand zweier R-Zacken ist 40 mm, die Papiergeschwindigkeit 50 mm/s. Wie groß sind die Periodendauer T und die Herzfrequenz f ?

$$T = \frac{40 \text{ mm}}{50 \text{ mm/s}} = 0.8 \text{ s} \quad f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0.8 \text{ s}} = 1.25 \text{ Hz} = 75 \text{ bpm}$$

$\frac{1}{s} = 1 \text{ Hz}$. Für die Umrechnung der Frequenz in Schläge pro Minute (bpm) ist das Ergebnis in Hz mit 60 zu multiplizieren.

1.2.2 Potential und Spannung am Kugelmodell

Dipol, Integralvektor: Vereinfachtes Modell der Herzerregung: Erregte Zellen \rightarrow Stromquellen, nicht erregte Zellen \rightarrow Stromsenken. Die gerichteten Ströme von bereits erregten Zellen zu noch nicht erregten Zellen werden als Vektoren dargestellt. Durch die anatomische Form des Herzens breitet sich die Erregung in verschiedene Richtungen über diese Vektoren aus. Die Summation der einzelnen Vektoren ergibt den Summen- oder Integralvektor. Dabei werden sämtliche Stromquellen und -senken zu einer Stromquelle und -senke zusammengefasst, wobei die Senke um den Vektor \vec{d} (Ausbreitungsrichtung) versetzt ist. Dadurch entsteht ein Dipol mit einem elektrischen Dipolfeld. Der zwischen der Stromquelle und -senke fließende Strom I mal Ausbreitungsrichtung \vec{d} ergibt wiederum den Integralvektor $\vec{P} = I \cdot \vec{d}$. Die Länge von \vec{P} entspricht der Stromstärke. Durch die ständige Änderung der Ausbreitungsrichtung beschreibt die Spitze des Integralvektors die Herzschleife.

Potential, Spannung: Das elektrische Feld im Thorax erzeugt auf der Oberfläche durch Ladungsverschiebung Potentiale. Einzelne Potentiale lassen sich nicht messen, sondern nur Potentialdifferenzen zwischen zwei Elektroden als elektrische Spannung. Einthoven-Ableitung: $U_I = \varphi_L - \varphi_R$, $U_{II} = \varphi_F - \varphi_R$, $U_{III} = \varphi_F - \varphi_L$. (φ_L - Potential linker Arm, φ_R - Potential rechter Arm, φ_F - Potential linker Fuß).

Kugelmodell: Der Thorax wird als elektrisch homogene Kugel mit der Leitfähigkeit κ in einer isolierten Umgebung (Luft) betrachtet. In der Kugelmitte befindet sich statt des Herzens der Integralvektor. Das Potential φ an der Oberfläche einer isolierten Kugel ist (in [14] Gleichung 2.153)

$$\varphi = \frac{3\vec{P} \cdot \vec{r}}{4\pi\kappa r^3} = \frac{3P}{4\pi\kappa r^2} \cos \Theta \quad \vec{P} \cdot \vec{r} = P \cdot r \cdot \cos \Theta \quad (1.5)$$

Winkel α : Lagetypwinkel zwischen dem maximalen Integralvektor (R-Zacke) und der Horizontalen. Berechnung über die R-Zacken der Einthoven-Ableitung:

$$\alpha = \text{atan} \left(\frac{2U_{II} - U_I}{\sqrt{3}U_I} \right) \quad (1.6)$$

„atan“ ist die Arcustangensfunktion, also die Umkehrung der Tangensfunktion.

Winkel β : Schnittwinkel zwischen Integralvektor und Ableitrichtung. Ändert sich ständig durch die Rotation des Integralvektors.

Projektionsgesetz: $u \sim P \cdot \cos \beta$ Die elektrische Spannung einer Ableitung ist der Projektion des Integralvektors auf die Ableitrichtung proportional. Ist beispielsweise der maximale Integralvektor parallel zur Ableitrichtung $\cos 0^\circ = 1$ erhält man große R-Zacken, steht dagegen der Integralvektor senkrecht zur Ableitrichtung $\cos 90^\circ = 0$ verschwinden die R-Zacken.

Bipolare Ableitung, Ableitrichtung: Bei einer bipolaren EKG-Ableitung wird die Potentialdifferenz (Spannung) zwischen zwei Elektroden an den Stellen \vec{r}_1 und \vec{r}_2 gemessen. Die Verbindungslinie zwischen den beiden Elektroden ergibt näherungsweise (Burger-Dreieck in Abb. 1.5) die Ableitrichtung $\vec{c} = \vec{r}_2 - \vec{r}_1$. Der Betrag $|\vec{c}|$ entspricht den Elektrodenabstand. Aus dem Kugelmodell folgt (skalares Vektorprodukt!)

$$U = \varphi_2 - \varphi_1 = \frac{3}{4\pi\kappa r^3} \cdot \vec{P} \cdot \vec{c} = \frac{3}{4\pi\kappa} \cdot \frac{P \cdot |\vec{c}| \cdot \cos \beta}{r^3} \quad (1.7)$$

Fazit:

- Die Spannung $U \sim P$ ist ein Maß für die elektrischen Ströme im Herzen.
- Ein größerer Elektrodenabstand. liefert eine größere Spannung $U \sim |\vec{c}|$

Öffnungswinkel δ : Bei der Einthoven-Ableitung ist der Elektrodenabstand $|\vec{c}|$ vom Kugelradius abhängig (große Menschen, breitere Schultern, größerer Elektrodenabstand)), daher wird dieser ersetzt durch (graues Dreieck in der rechten Abb. 1.4) [26]

$$|\vec{c}| = 2r \sin \frac{\delta}{2} \quad U = \frac{3}{2\pi\kappa r^2} \cdot P \cdot \cos \beta \cdot \sin \frac{\delta}{2} \quad (1.8)$$

δ ist der Öffnungswinkel (erste Elektrode - Herz - zweite Elektrode) und beträgt bei der Einthoven-Ableitung ca. 120° für alle drei Ableitungen. Für die elektrische Spannung zwischen den Elektroden gilt: $u \sim \sin \delta/2$

Summenformel: Die drei Spannungen U_I , U_{II} und U_{III} bilden einen geschlossenen Umlauf (Abb. 1.5), daraus folgt (Kirchhoff'scher Maschensatz):

$$U_{II} = U_I + U_{III} \quad (1.9)$$

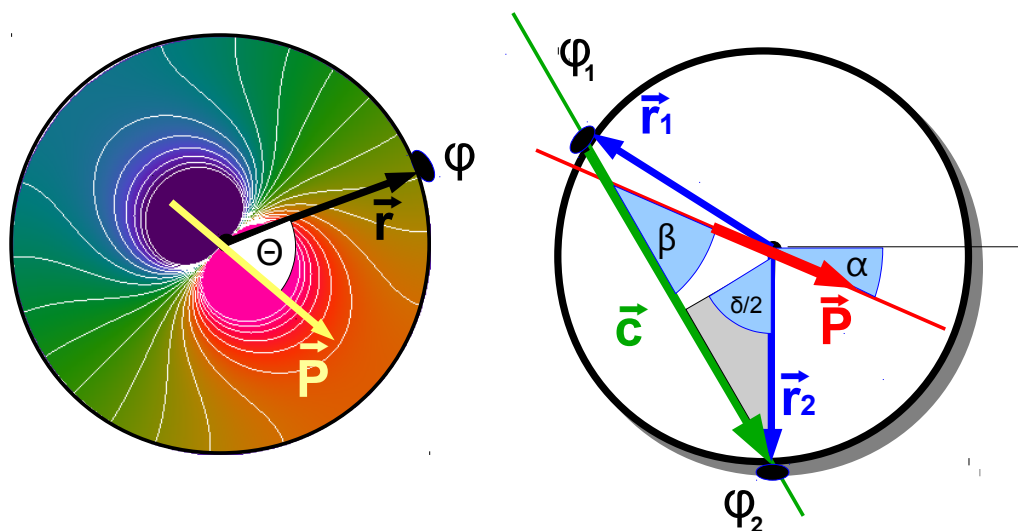


Abbildung 1.4: Der Thorax wird als homogene Kugel in isolierter Umgebung mit der Leitfähigkeit κ und dem Radius \vec{r} betrachtet. In der Kugelmitte rotiert der Integralvektor \vec{P} . α ist bei maximalen Integralvektor der Lagetypwinkel.

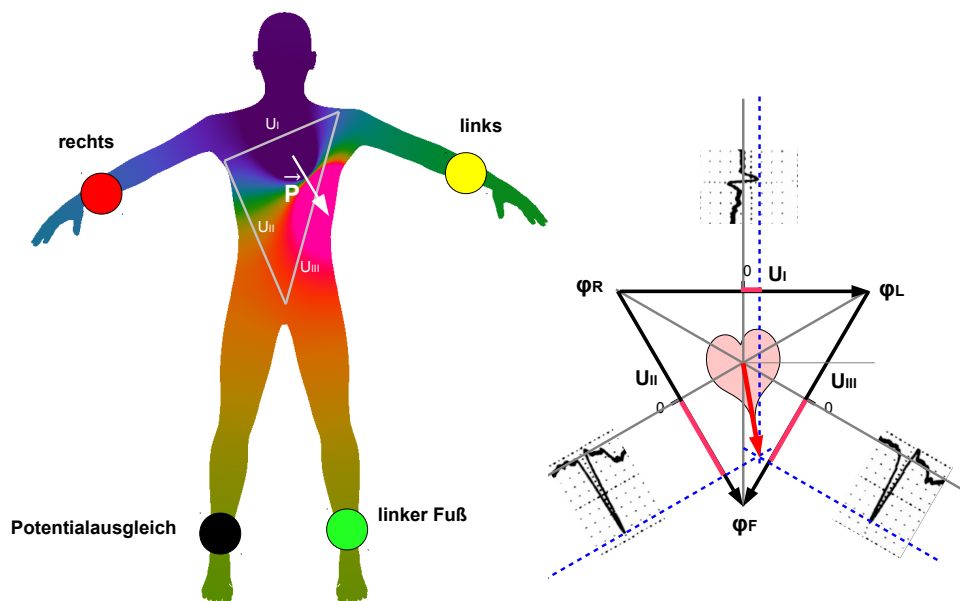


Abbildung 1.5: Die drei Messelektroden (rot,gelb,grün) bilden durch die Thoraxform und Feldverzerrung kein gleichseitiges Dreieck. Erst das Kugelmodell liefert das gleichseitige Einthoven-Dreieck.

Beispiel: Bei welchem Lagetypwinkel α verschwindet die R-Zacken in Ableitung III?

Aus der Summenformel 1.9 für $U_{III} = 0$ folgt $U_I = U_{II}$, dann ist $\alpha = \text{atan}\left(\frac{1}{\sqrt{3}}\right) = 30^\circ$. Genau bei dem Übergang vom Quertyp zum Indifferenztyp steht der Integralvektor senkrecht auf Ableitung III.

1.2.3 Auswertung QT-Strecke

Um ein Long-QT-Syndrom (LQTS) auszuschließen, muß die QT-Strecke (von der Q-Zacke bis zum Ende der T-Welle) in s ausgemessen werden. Der Wert ist von der Herzfrequenz abhängig und wird auf eine Herzfrequenz von 60 bpm approximiert (Formel nach Bazett [4]):

$$QT_C = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

Diese Formel ist auch als Nomogramm verfügbar. RR ist der Abstand zwischen zwei R-Zacken in s. QT_C ist der approximierte Wert und sollte kleiner als 0,46 s bei Frauen und kleiner als 0,45 s bei Männern sein. Es gibt genauere Formeln, die auch den Altersgang berücksichtigen [22]:

$$QT_c = QT - [0.152 \cdot (RR - 1000 \text{ ms})] - [0.318 \text{ ms/Jahr} \cdot (\text{Alter} - 60)] \quad \text{Männer}$$

$$QT_c = QT - [0.154 \cdot (RR - 1000 \text{ ms})] - [0.207 \text{ ms/Jahr} \cdot (\text{Alter} - 60)] - 4.58 \text{ ms} \quad \text{Frauen}$$

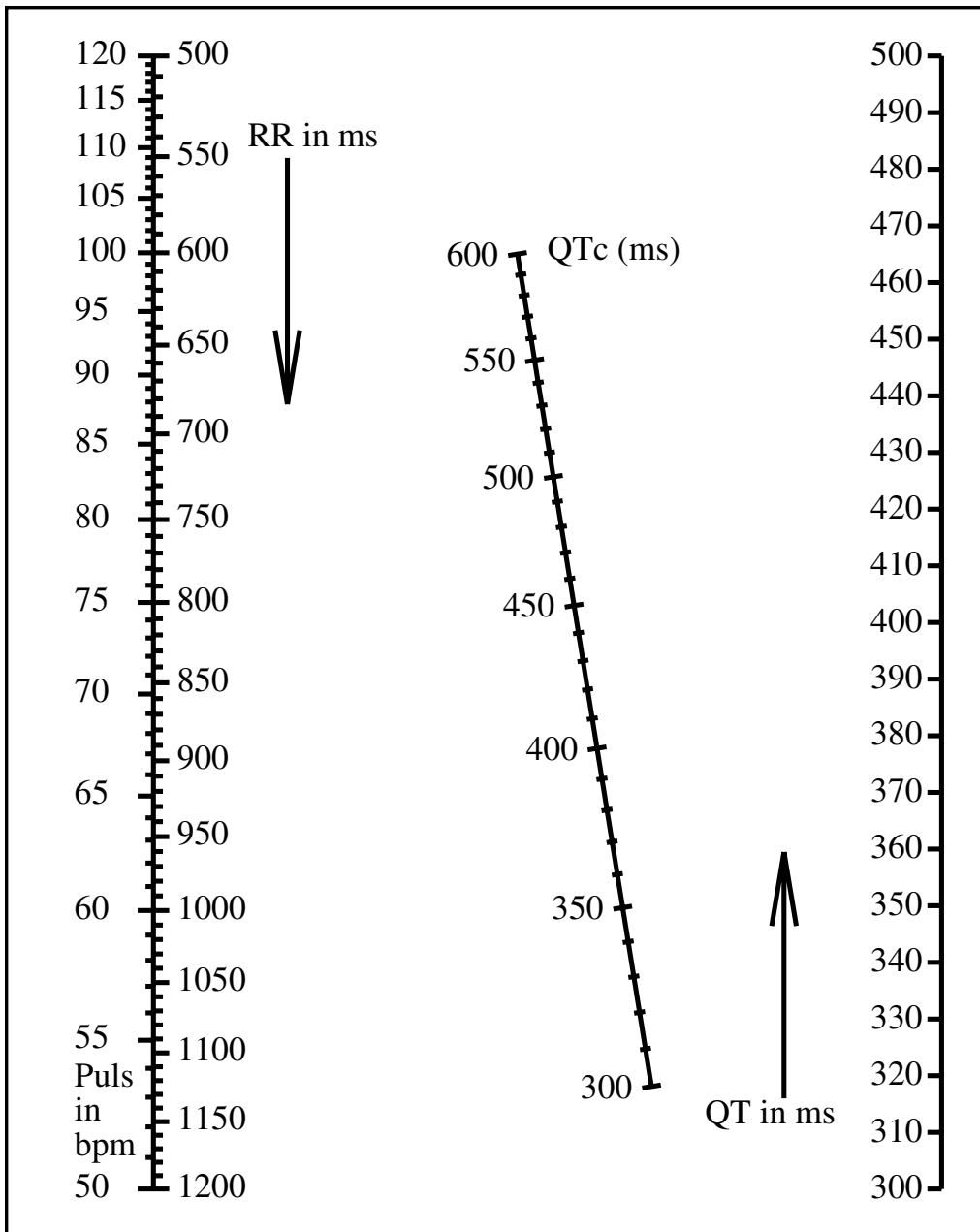


Abbildung 1.6: Nomogramm für QT_C . Achtung: Achsen verlaufen gegensinnig.

1.3 Atmung

1.3.1 Normierung der Gasvolumina am Glockenspirometer

Das mit dem Glockenspirometer gemessene Volumen V_{Glocke} ist von der Temperatur und dem wetterabhängigen Luftdruck in der Glocke abhängig. Um die Volumina vergleichen zu können, müssen diese auf Standardtemperaturen und -drücke normiert werden (s. Tab. 1.2).

Standard	Standardtemperatur	Standardluftdruck
ATPS Ambient Temperature Pressure Saturated	Raumtemperatur T_{Raum}	$p_{\text{Raum}} - p_{\text{WD}}$
ATPD Ambient Temperature Pressure Dry	Raumtemperatur T_{Raum}	p_{Raum}
BTPS Body Temperature Pressure Saturated	Körpertemperatur $37^\circ\text{C} = 310\text{ K}$	$p_{\text{Raum}} - 6281\text{ Pa}$
STPD Standard Temperature Pressure Dry	$0^\circ\text{C} = 273,15\text{ K}$	$101,325\text{ kPa}$ $= 760\text{ Torr}$

Tabelle 1.2: Bedingungen für standardisierte Atemvolumina.

In der Glocke herrschen näherungsweise ATPS-Bedingungen vor:

- Die Luft in der Glocke kühlt sich schnell auf Raumtemperatur T_{Raum} ab.
- Die Glocke ist mit Gewichten ausbalanciert, daher entspricht der Luftdruck in der Glocke näherungsweise dem Luftdruck p_{Raum} im Raum.
- Die Luft in der Glocke ist mit Wasserdampf gesättigt.

Die Standardisierung erfolgt mit trockener Luft, daher müssen gedanklich alle Wassermoleküle aus dem Glockenvolumen entfernt werden. Der Druck in der Glocke verringert sich dann um den Partialdruck des Wasserdampfes p_{WD} (Sättigungsdampfdruck). Aus der idealen Gasgleichung folgt:

$$V_{\text{Glocke}} \cdot \frac{p_{\text{Raum}} - p_{\text{WD}}}{T_{\text{Raum}}} = V_{\text{Standard}} \cdot \frac{p_{\text{Standard}}}{T_{\text{Standard}}}$$

$$V_{\text{Standard}} = k \cdot V_{\text{Glocke}} \quad \text{mit} \quad k = \frac{T_{\text{Standard}}}{T_{\text{Raum}}} \cdot \frac{p_{\text{Raum}} - p_{\text{WD}}}{p_{\text{Standard}}}$$

p_{WD} hängt von der Temperatur der Luft ab. Eine Näherung stammt von G. Magnus [15]:

$$p_{\text{WD}} \approx 610,78\text{ Pa} \cdot e^{\frac{17,08085 \cdot (T - 273,15\text{ K})}{T - 38,975\text{ K}}}$$

Normierung von ATPS auf STPD und BTPS:

$$V_{\text{STPD}} = k_{\text{STPD}} \cdot V_{\text{Glocke}} \quad \text{mit} \quad k_{\text{STPD}} = \frac{273,15\text{ K}}{T_{\text{Raum}}} \cdot \frac{p_{\text{Raum}} - p_{\text{WD}}}{101,325\text{ kPa}}$$

Temperatur	Temperatur	Partialdruck des Wasserdampfes
0°C	273,15 K	611 Pa
19°C	292,15 K	2201 Pa
20°C	293,15 K	2342 Pa
21°C	294,15 K	2491 Pa
22°C	295,15 K	2648 Pa
23°C	296,15 K	2814 Pa
24°C	297,15 K	2989 Pa
25°C	298,15 K	3173 Pa
37°C	310,15 K	6281 Pa

Tabelle 1.3: Ausgewählte Sättigungsdampfdrücke

$$V_{BTPS} = k_{BTPS} \cdot V_{Glocke} \quad \text{mit} \quad k_{BTPS} = \frac{310,15 \text{ K}}{T_{Raum}} \cdot \frac{p_{Raum} - p_{WD}}{p_{Raum} - 6,281 \text{ kPa}}$$

Rechenbeispiel:

Für einen Luftdruck von beispielsweise $P = 101,87 \text{ kPa}$ (mittl. Wert für Leipzig) und einer Raumtemperatur $\vartheta = 22 \text{ °C} = 295,15 \text{ K}$ ist

$$k_{STPD} = \frac{273,15 \text{ K} \cdot (101,87 \text{ kPa} - 2,648 \text{ kPa})}{295,15 \text{ K} \cdot 101,325 \text{ kPa}} \approx 0,906$$

mit dem Partialdruck des Wasserdampfes bei Raumtemperatur $p_{WD} = 2,648 \text{ kPa}$.

$$k_{BTPS} = \frac{310,15 \text{ K} \cdot (101,87 \text{ kPa} - 2,648 \text{ kPa})}{295,15 \text{ K} \cdot (101,87 \text{ kPa} - 6,281 \text{ kPa})} \approx 1,09$$

Tabelle 1.4: Normierungsfaktoren für STPD. 1 Torr = 1 mmHg

		k _{STPD}						
p in Pa	p in Torr	19°C	20°C	21°C	22°C	23°C	24°C	25°C
97992	735	0.8839	0.8796	0.8753	0.8709	0.8664	0.8619	0.8574
98125	736	0.8852	0.8808	0.8765	0.8721	0.8676	0.8631	0.8586
98258	737	0.8864	0.8821	0.8777	0.8733	0.8688	0.8643	0.8598
98392	738	0.8876	0.8833	0.8789	0.8745	0.8701	0.8655	0.8610
98525	739	0.8888	0.8845	0.8801	0.8757	0.8713	0.8667	0.8622
98658	740	0.8901	0.8857	0.8814	0.8769	0.8725	0.8680	0.8634
98792	741	0.8913	0.8870	0.8826	0.8782	0.8737	0.8692	0.8646
98925	742	0.8925	0.8882	0.8838	0.8794	0.8749	0.8704	0.8658
99058	743	0.8938	0.8894	0.8850	0.8806	0.8761	0.8716	0.8670
99192	744	0.8950	0.8906	0.8863	0.8818	0.8773	0.8728	0.8682
99325	745	0.8962	0.8919	0.8875	0.8830	0.8785	0.8740	0.8694
99458	746	0.8975	0.8931	0.8887	0.8843	0.8798	0.8752	0.8706
99592	747	0.8987	0.8943	0.8899	0.8855	0.8810	0.8764	0.8718

Fortsetzung auf der nächsten Seite

1 Physiologische Formeln und Tabellen

p in Pa	p in Torr	19°C	20°C	21°C	22°C	23°C	24°C	25°C
99725	748	0.8999	0.8956	0.8911	0.8867	0.8822	0.8776	0.8730
99858	749	0.9011	0.8968	0.8924	0.8879	0.8834	0.8788	0.8742
99992	750	0.9024	0.8980	0.8936	0.8891	0.8846	0.8801	0.8754
100125	751	0.9036	0.8992	0.8948	0.8903	0.8858	0.8813	0.8766
100258	752	0.9048	0.9005	0.8960	0.8916	0.8870	0.8825	0.8778
100391	753	0.9061	0.9017	0.8973	0.8928	0.8883	0.8837	0.8791
100525	754	0.9073	0.9029	0.8985	0.8940	0.8895	0.8849	0.8803
100658	755	0.9085	0.9041	0.8997	0.8952	0.8907	0.8861	0.8815
100791	756	0.9098	0.9054	0.9009	0.8964	0.8919	0.8873	0.8827
100925	757	0.9110	0.9066	0.9021	0.8976	0.8931	0.8885	0.8839
101058	758	0.9122	0.9078	0.9034	0.8989	0.8943	0.8897	0.8851
101191	759	0.9135	0.9090	0.9046	0.9001	0.8955	0.8909	0.8863
101325	760	0.9147	0.9103	0.9058	0.9013	0.8967	0.8921	0.8875
101458	761	0.9159	0.9115	0.9070	0.9025	0.8980	0.8934	0.8887
101591	762	0.9171	0.9127	0.9082	0.9037	0.8992	0.8946	0.8899
101725	763	0.9184	0.9139	0.9095	0.9050	0.9004	0.8958	0.8911
101858	764	0.9196	0.9152	0.9107	0.9062	0.9016	0.8970	0.8923
101991	765	0.9208	0.9164	0.9119	0.9074	0.9028	0.8982	0.8935
102125	766	0.9221	0.9176	0.9131	0.9086	0.9040	0.8994	0.8947
102258	767	0.9233	0.9188	0.9144	0.9098	0.9052	0.9006	0.8959
102391	768	0.9245	0.9201	0.9156	0.9110	0.9065	0.9018	0.8971
102525	769	0.9258	0.9213	0.9168	0.9123	0.9077	0.9030	0.8983
102658	770	0.9270	0.9225	0.9180	0.9135	0.9089	0.9042	0.8995
102791	771	0.9282	0.9238	0.9192	0.9147	0.9101	0.9055	0.9007
102925	772	0.9294	0.9250	0.9205	0.9159	0.9113	0.9067	0.9020
103058	773	0.9307	0.9262	0.9217	0.9171	0.9125	0.9079	0.9032
103191	774	0.9319	0.9274	0.9229	0.9183	0.9137	0.9091	0.9044
103325	775	0.9331	0.9287	0.9241	0.9196	0.9150	0.9103	0.9056
103458	776	0.9344	0.9299	0.9254	0.9208	0.9162	0.9115	0.9068
103591	777	0.9356	0.9311	0.9266	0.9220	0.9174	0.9127	0.9080
103725	778	0.9368	0.9323	0.9278	0.9232	0.9186	0.9139	0.9092
103858	779	0.9381	0.9336	0.9290	0.9244	0.9198	0.9151	0.9104

Tabelle 1.5: Normierungsfaktoren für BTPS

k _{BTPS}								
p in P	P in Torr	19°C	20°C	21°C	22°C	23°C	24°C	25°C
97992	735	1.1089	1.1035	1.0980	1.0925	1.0869	1.0813	1.0756
98125	736	1.1088	1.1034	1.0980	1.0924	1.0869	1.0812	1.0755
98258	737	1.1088	1.1033	1.0979	1.0924	1.0868	1.0812	1.0755
98392	738	1.1087	1.1033	1.0978	1.0923	1.0867	1.0811	1.0754
98525	739	1.1086	1.1032	1.0978	1.0923	1.0867	1.0811	1.0753
98658	740	1.1085	1.1032	1.0977	1.0922	1.0866	1.0810	1.0753
98792	741	1.1085	1.1031	1.0976	1.0921	1.0866	1.0809	1.0752

Fortsetzung auf der nächsten Seite

1 Physiologische Formeln und Tabellen

p in P	p in Torr	19°C	20°C	21°C	22°C	23°C	24°C	25°C
98925	742	1.1084	1.1030	1.0976	1.0921	1.0865	1.0809	1.0752
99058	743	1.1083	1.1030	1.0975	1.0920	1.0865	1.0808	1.0751
99192	744	1.1083	1.1029	1.0975	1.0920	1.0864	1.0808	1.0751
99325	745	1.1082	1.1028	1.0974	1.0919	1.0863	1.0807	1.0750
99458	746	1.1081	1.1028	1.0973	1.0918	1.0863	1.0807	1.0750
99592	747	1.1081	1.1027	1.0973	1.0918	1.0862	1.0806	1.0749
99725	748	1.1080	1.1026	1.0972	1.0917	1.0862	1.0806	1.0749
99858	749	1.1079	1.1026	1.0971	1.0917	1.0861	1.0805	1.0748
99992	750	1.1079	1.1025	1.0971	1.0916	1.0861	1.0805	1.0748
100125	751	1.1078	1.1024	1.0970	1.0915	1.0860	1.0804	1.0748
100258	752	1.1078	1.1024	1.0970	1.0915	1.0860	1.0804	1.0747
100391	753	1.1077	1.1023	1.0969	1.0914	1.0859	1.0803	1.0747
100525	754	1.1076	1.1023	1.0968	1.0914	1.0858	1.0803	1.0746
100658	755	1.1076	1.1022	1.0968	1.0913	1.0858	1.0802	1.0746
100791	756	1.1075	1.1021	1.0967	1.0913	1.0857	1.0802	1.0745
100925	757	1.1074	1.1021	1.0967	1.0912	1.0857	1.0801	1.0745
101058	758	1.1074	1.1020	1.0966	1.0911	1.0856	1.0801	1.0744
101191	759	1.1073	1.1019	1.0965	1.0911	1.0856	1.0800	1.0744
101325	760	1.1072	1.1019	1.0965	1.0910	1.0855	1.0800	1.0743
101458	761	1.1072	1.1018	1.0964	1.0910	1.0855	1.0799	1.0743
101591	762	1.1071	1.1018	1.0964	1.0909	1.0854	1.0799	1.0742
101725	763	1.1070	1.1017	1.0963	1.0909	1.0854	1.0798	1.0742
101858	764	1.1070	1.1016	1.0963	1.0908	1.0853	1.0798	1.0741
101991	765	1.1069	1.1016	1.0962	1.0908	1.0853	1.0797	1.0741
102125	766	1.1069	1.1015	1.0961	1.0907	1.0852	1.0797	1.0740
102258	767	1.1068	1.1015	1.0961	1.0906	1.0852	1.0796	1.0740
102391	768	1.1067	1.1014	1.0960	1.0906	1.0851	1.0796	1.0739
102525	769	1.1067	1.1013	1.0960	1.0905	1.0850	1.0795	1.0739
102658	770	1.1066	1.1013	1.0959	1.0905	1.0850	1.0795	1.0738
102791	771	1.1065	1.1012	1.0958	1.0904	1.0849	1.0794	1.0738
102925	772	1.1065	1.1012	1.0958	1.0904	1.0849	1.0794	1.0738
103058	773	1.1064	1.1011	1.0957	1.0903	1.0848	1.0793	1.0737
103191	774	1.1064	1.1010	1.0957	1.0903	1.0848	1.0793	1.0737
103325	775	1.1063	1.1010	1.0956	1.0902	1.0847	1.0792	1.0736
103458	776	1.1062	1.1009	1.0956	1.0902	1.0847	1.0792	1.0736
103591	777	1.1062	1.1009	1.0955	1.0901	1.0846	1.0791	1.0735
103725	778	1.1061	1.1008	1.0955	1.0900	1.0846	1.0791	1.0735
103858	779	1.1060	1.1007	1.0954	1.0900	1.0845	1.0790	1.0734

Der Sättigungsdampfdruck wurde in diesen Tabellen nach der genaueren Approximation von Wagner W. und A. Pruss [32] berechnet.

1.3.2 Wichtige Atemparameter aus anthropometrischen Daten

Für die Beispielrechnungen werden folgende Probandendaten verwendet:

	Größe h in m	Gewicht m in kg	Lebensalter LA in Jahren
Probandin VP_w	1,68	63	25
Proband VP_m	1,81	79	25

Tabelle 1.6: Probandendaten für Rechenbeispiele

Quelle[11] und [24]	Formel	Probanden
Vitalkapazität [l]♀	$VC = 4,66 \cdot h - 0,026 \cdot LA - 3,28$	$VP_w: 3,8 \text{ l}$
Vitalkapazität [l]♂	$VC = 6,1 \cdot h - 0,028 \cdot LA - 4,65$	$VP_m: 5,7 \text{ l}$
funkt. Residualkapazität [l]♀	$FRC = 2,24 \cdot h + 0,001 \cdot LA - 1,0$	$VP_w: 2,9 \text{ l}$
funkt. Residualkapazität [l]♂	$FRC = 2,34 \cdot h + 0,009 \cdot LA - 1,09$	$VP_m: 3,4 \text{ l}$
1-s-Kapazität [l]♀	$FEV1 = 3,95 \cdot h - 0,025 \cdot LA - 2,6$	$VP_w: 3,4 \text{ l}$
1-s-Kapazität [l]♂	$FEV1 = 4,3 \cdot h - 0,029 \cdot LA - 2,49$	$VP_m: 4,6 \text{ l}$
Spitzenfluss PEF [l/s] ♀	$PEF = 5,5 \cdot h - 0,03 \cdot LA - 1,11$	$VP_w: 7,4 \text{ l/s}$
Spitzenfluss PEF [l/s] ♂	$PEF = 6,14 \cdot h - 0,043 \cdot LA + 0,15$	$VP_m: 10,2 \text{ l/s}$

Tabelle 1.7: Abschätzung von Atemgrößen aus Körpergröße h in m und Lebensalter LA im Bereich von 18 bis 70 Jahren.

Altersgruppe	Ruhewerte für Atmung [11]				Belastung [31] Erwachsener
	Neugeboren	Kind	Jugendlicher	Erwachsener	
Atemfrequenz BF in Züge/min	40 - 50	20 - 30	16 - 20	14 - 18	50 - 60
Atemzugvolumen V_t $V_t \approx 8..10 \text{ ml/kg} \cdot m$	17 ml	200 ml	400 ml	500 ml	2000 ml
Atemminutenvolumen $AMV = BF \cdot V_t$	765 ml/min	5 l/min	7 l/min	8 l/min	100 l /min bis 220 l/ min

Tabelle 1.8: Entwicklung von Atemgrößen

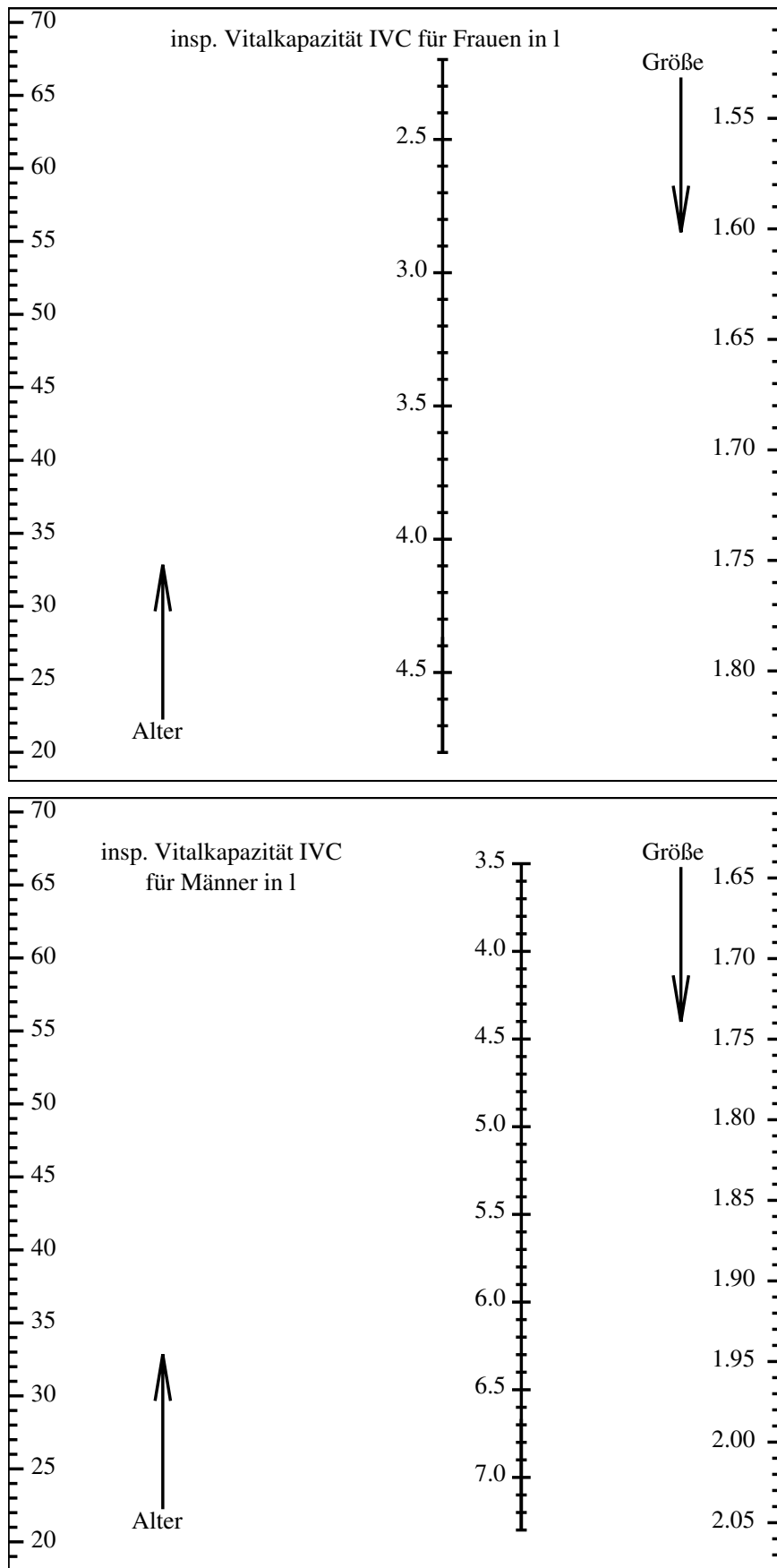


Abbildung 1.7: Nomogramm für die inspiratorische Vitalkapazität nach den Formeln aus der Tabelle 1.7, Beachten Sie, dass die Achsen für Größe und Gewicht gegensinnig verlaufen!

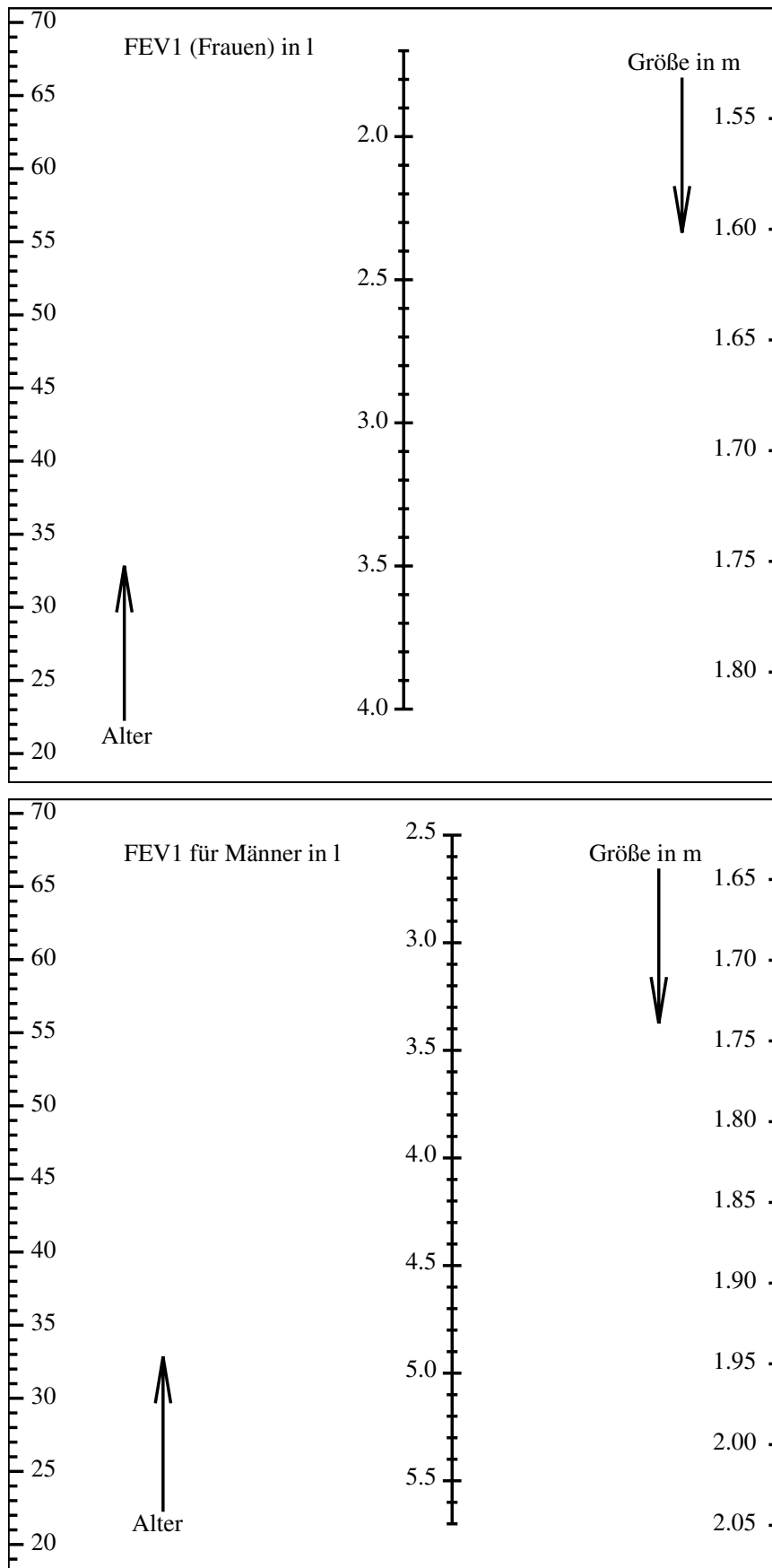


Abbildung 1.8: Nomogramm für die 1s-Kapazität nach den Formeln aus der Tabelle 1.7

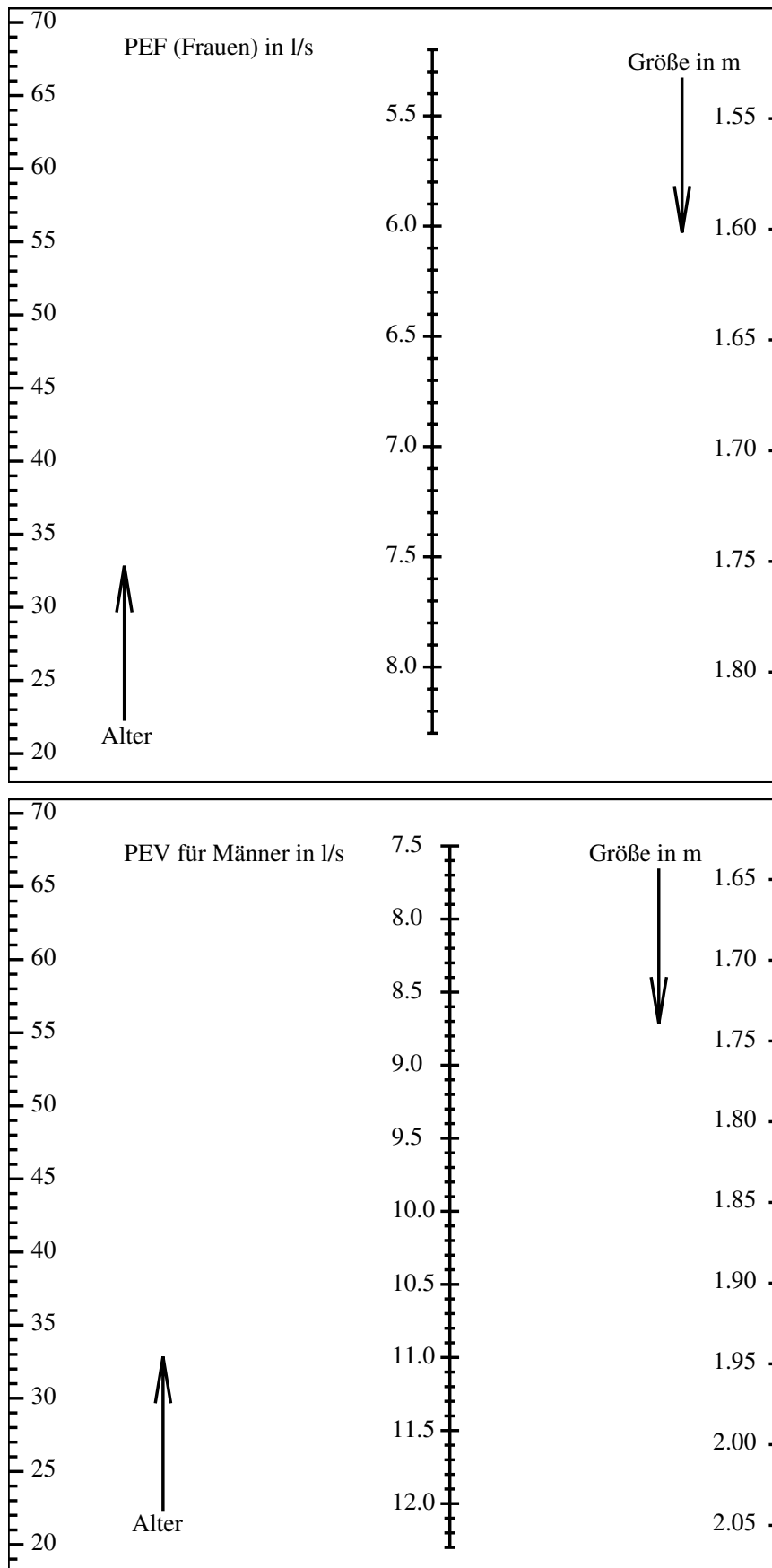


Abbildung 1.9: Nomogramm für den Spitzenfluss nach den Formeln aus der Tabelle 1.7

1.3.3 Sauerstoff-Bindungskurve

Approximation nach Severinghaus[27] (37° , $P_{aCO_2} = 40$ mmHg und $pH = 7,4$):

$$S = 100 \cdot \left(\frac{23400}{PaO_2^3 + 150 \cdot PaO_2} + 1 \right)^{-1} \quad (1.10)$$

Sätt. %	P _{O2} mmHg	P _{O2} kPa	Sätt. %	P _{O2} mmHg	P _{O2} kPa	Sätt. %	P _{O2} mmHg	P _{O2} kPa
0.0	0.0	0.00	34.0	20.8	2.77	68.0	35.4	4.72
1.0	1.6	0.21	35.0	21.1	2.82	69.0	36.0	4.80
2.0	3.0	0.40	36.0	21.5	2.87	70.0	36.6	4.88
3.0	4.3	0.57	37.0	21.9	2.92	71.0	37.3	4.97
4.0	5.4	0.72	38.0	22.2	2.97	72.0	37.9	5.05
5.0	6.4	0.86	39.0	22.6	3.02	73.0	38.6	5.15
6.0	7.3	0.98	40.0	23.0	3.07	74.0	39.3	5.24
7.0	8.1	1.09	41.0	23.4	3.12	75.0	40.0	5.34
8.0	8.9	1.18	42.0	23.7	3.17	76.0	40.8	5.44
9.0	9.6	1.28	43.0	24.1	3.22	77.0	41.6	5.55
10.0	10.2	1.36	44.0	24.5	3.27	78.0	42.5	5.66
11.0	10.8	1.44	45.0	24.9	3.32	79.0	43.4	5.78
12.0	11.4	1.52	46.0	25.3	3.37	80.0	44.3	5.91
13.0	11.9	1.59	47.0	25.7	3.42	81.0	45.3	6.04
14.0	12.5	1.66	48.0	26.1	3.47	82.0	46.4	6.18
15.0	13.0	1.73	49.0	26.5	3.53	83.0	47.5	6.33
16.0	13.5	1.79	50.0	26.9	3.58	84.0	48.7	6.49
17.0	13.9	1.86	51.0	27.3	3.63	85.0	50.0	6.67
18.0	14.4	1.92	52.0	27.7	3.69	86.0	51.4	6.86
19.0	14.8	1.98	53.0	28.1	3.75	87.0	53.0	7.06
20.0	15.3	2.04	54.0	28.5	3.80	88.0	54.7	7.29
21.0	15.7	2.09	55.0	28.9	3.86	89.0	56.6	7.54
22.0	16.1	2.15	56.0	29.4	3.92	90.0	58.7	7.82
23.0	16.5	2.20	57.0	29.8	3.98	91.0	61.0	8.14
24.0	16.9	2.26	58.0	30.3	4.04	92.0	63.8	8.50
25.0	17.3	2.31	59.0	30.7	4.10	93.0	67.0	8.93
26.0	17.7	2.36	60.0	31.2	4.16	94.0	70.9	9.45
27.0	18.1	2.41	61.0	31.7	4.23	95.0	75.7	10.09
28.0	18.5	2.47	62.0	32.2	4.29	96.0	81.9	10.92
29.0	18.9	2.52	63.0	32.7	4.36	97.0	90.6	12.08
30.0	19.3	2.57	64.0	33.2	4.43	98.0	104.2	13.89
31.0	19.6	2.62	65.0	33.7	4.50	99.0	131.9	17.59
32.0	20.0	2.67	66.0	34.3	4.57	99.3	148.8	19.84
33.0	20.4	2.72	67.0	34.8	4.64	99.5	166.7	22.22

Tabelle 1.9: Sauerstoffpartialdruck in Abhängigkeit von der Sättigung

1.4 Körperoberfläche und BMI (Body Mass Index)

Die Körperoberfläche KO ist ein wichtiges Maß bei der Dosierung von Medikamenten, auch viele physiologische Größen werden darauf normiert (Tab. 1.10).

Quelle	Formel zur KO-Berechnung	Probanden Tab. 1.6
DuBois 1915 [6] 9 Probanden	$KO = 0,20247 \cdot h^{0,725} \cdot m^{0,427}$	VP _w : 1,73 m ² VP _m : 2,01 m ²
Mosteller 1987 [19] 401 Probanden	$KO = \frac{1}{6} \cdot \sqrt{h \cdot m}$	VP _w : 1,73 m ² VP _m : 1,99 m ²
Tikusisis 2001 [30] ♀ ♂ 3D-Scanner 395 männl. und 246 weibl. Probanden	$KO = 0,18557 \cdot h^{0,55} \cdot m^{0,47}$ $KO = 0,20301 \cdot h^{0,6} \cdot m^{0,44}$	VP _w : 1,71 m ² VP _m : 1,98 m ²
Looney D P at al 2020 [13] ♀ ♂ 3D-Scanner 3891 männl. und 1712 weibl. Probanden	$KO = 0,19871 \cdot h^{0,5832} \cdot m^{0,447}$ $KO = 0,20299 \cdot h^{0,6335} \cdot m^{0,4348}$	VP _w : 1,71 m ² VP _m : 1,98 m ²

Tabelle 1.10: Körperoberfläche KO für Erwachsene in m² (Körpergröße h in m, Gewicht m in kg)

Körperoberfläche in m ²										
	Frauen					Männer				
	55 kg	60 kg	65 kg	70 kg	75 kg	65 kg	70 kg	75 kg	80 kg	85 kg
165 cm	1,61	1,67	1,74	1,8	1,86	1,72	1,78	1,83	1,89	1,94
170 cm	1,63	1,7	1,77	1,83	1,89	1,75	1,81	1,87	1,92	1,97
175 cm	1,66	1,73	1,8	1,86	1,92	1,78	1,84	1,9	1,95	2,01
180 cm	1,69	1,76	1,82	1,89	1,95	1,81	1,87	1,93	1,99	2,04

Tabelle 1.11: Körperoberfläche nach [30]

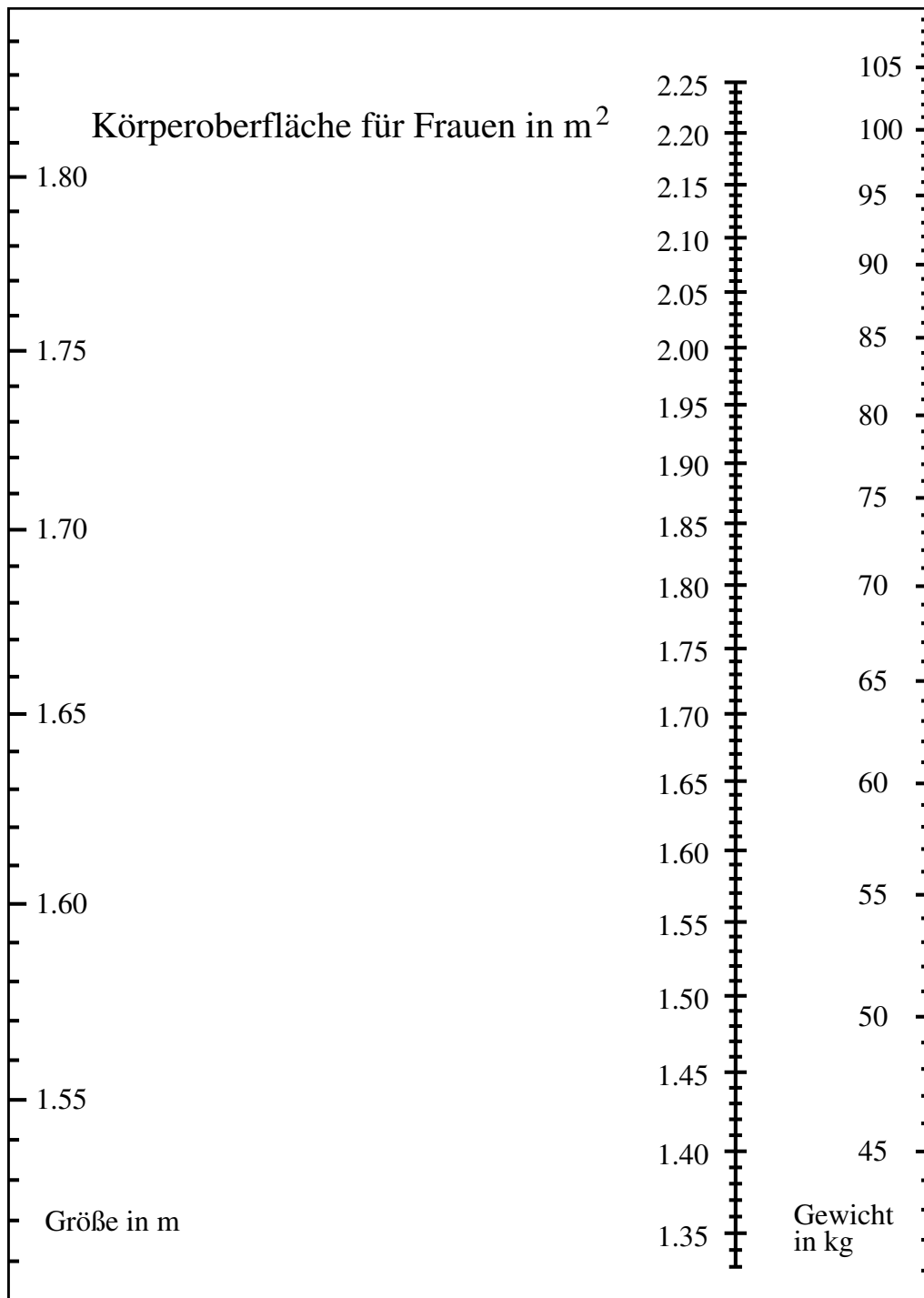


Abbildung 1.10: Nomogramm für die Körperoberfläche für Frauen nach [13]

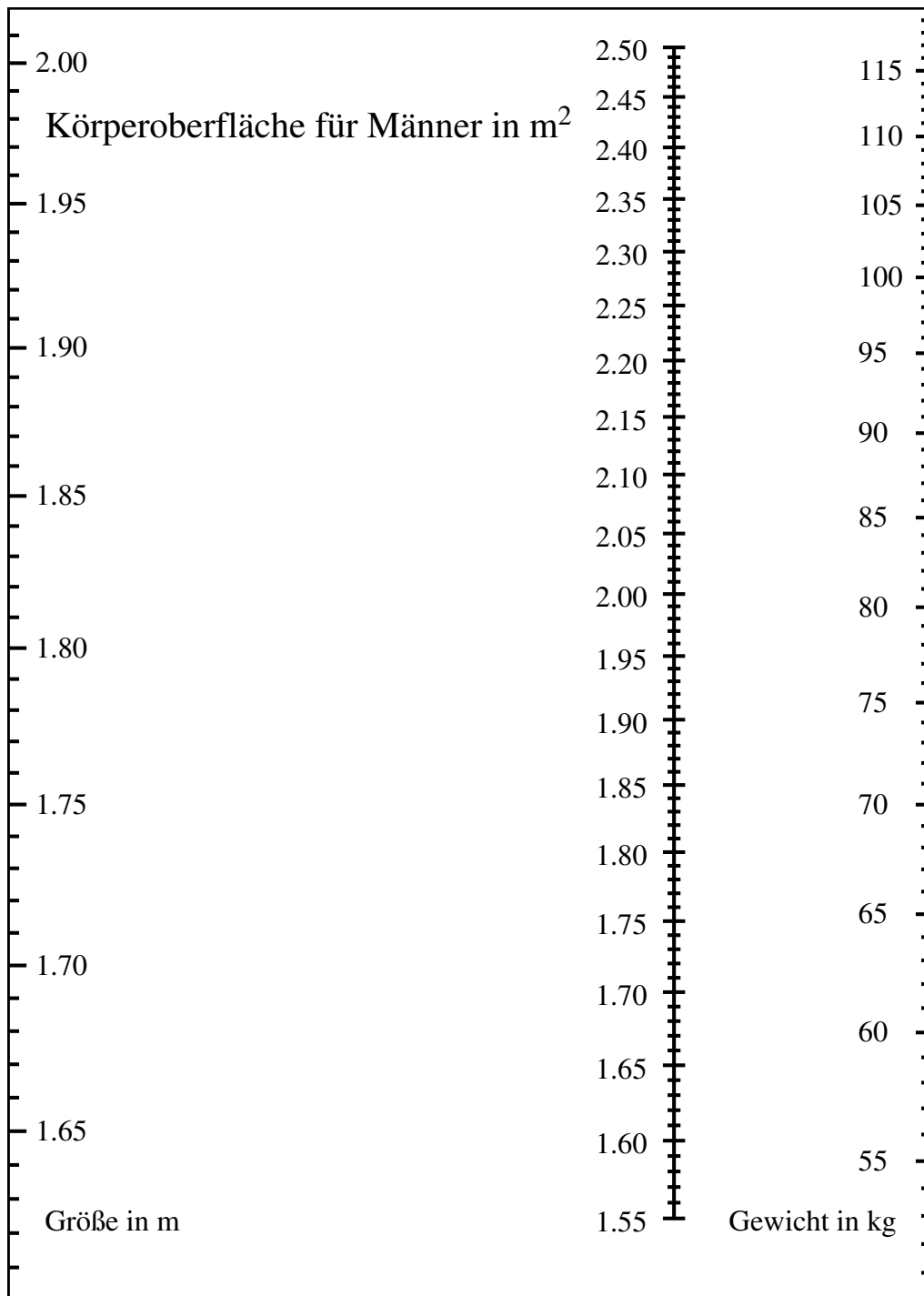


Abbildung 1.11: Nomogramm für die Körperoberfläche für Männer

Aus dem LIFE-Projekt [12] (Leipzig Research Center for Civilization Diseases) wurde folgende Formel vorgeschlagen (3D-Scan von 1435 Teilnehmern):

$$KO = 0.0051 \cdot h^{0.8516} \cdot m^{0.3262} \cdot e^{-0.0012 \cdot \text{Geschlecht}} \cdot e^{0.0036 \cdot \text{BMI}} \quad (1.11)$$

Bei Männern ist Geschlecht=1, bei Frauen Geschlecht=0. Hier ist die Körpergröße h in cm einzusetzen. BMI = Body mass index.

Beispiel für die Probandin aus Tab. 1.6 (h = 168 cm, m = 63 kg):

$$BMI = 63/1.68^2 = 22,3$$

$$KO = 0.0051 \cdot 168^{0.8516} \cdot 63^{0.3262} \cdot e^{0.0036 \cdot 22.3} \approx 1,68 m^2$$

Analog für den Probanden (h = 181 cm, m = 79 kg, BMI = 24,1):

$$KO = 0.0051 \cdot 181^{0.8516} \cdot 79^{0.3262} \cdot e^{-0.0012} \cdot e^{0.0036 \cdot 24.1} \approx 1,91 m^2$$

Für die Ermittlung des BMI (Body Mass Index)

$$BMI = \frac{m}{h^2}$$

mit (Gewicht = Masse m in kg, Größe = Höhe h in m) kann das Nomogramm in Abb. 1.12 benutzt werden. Beachten Sie den Einfluss der Muskelmasse auf das Körpergewicht: Natürlich leiden Kraftsportler, wie Gewichtheber mit einem BMI > 25 nicht an Adipositas!

Klassifikation nach WHO	
BMI	Ernährungsstatus
< 18,5	Untergewicht
18,8 - 24,9	Normalgewicht
25 - 29,9	Übergewicht
30 - 34,9	Adipositas Grad I
35 - 39,9	Adipositas Grad II
> 40	Adipositas Grad III

Tabelle 1.12: BMI-Klassifikation

Quelle: <https://www.who.int/europe/news-room/fact-sheets/item/a-healthy-lifestyle---who-recommendations>

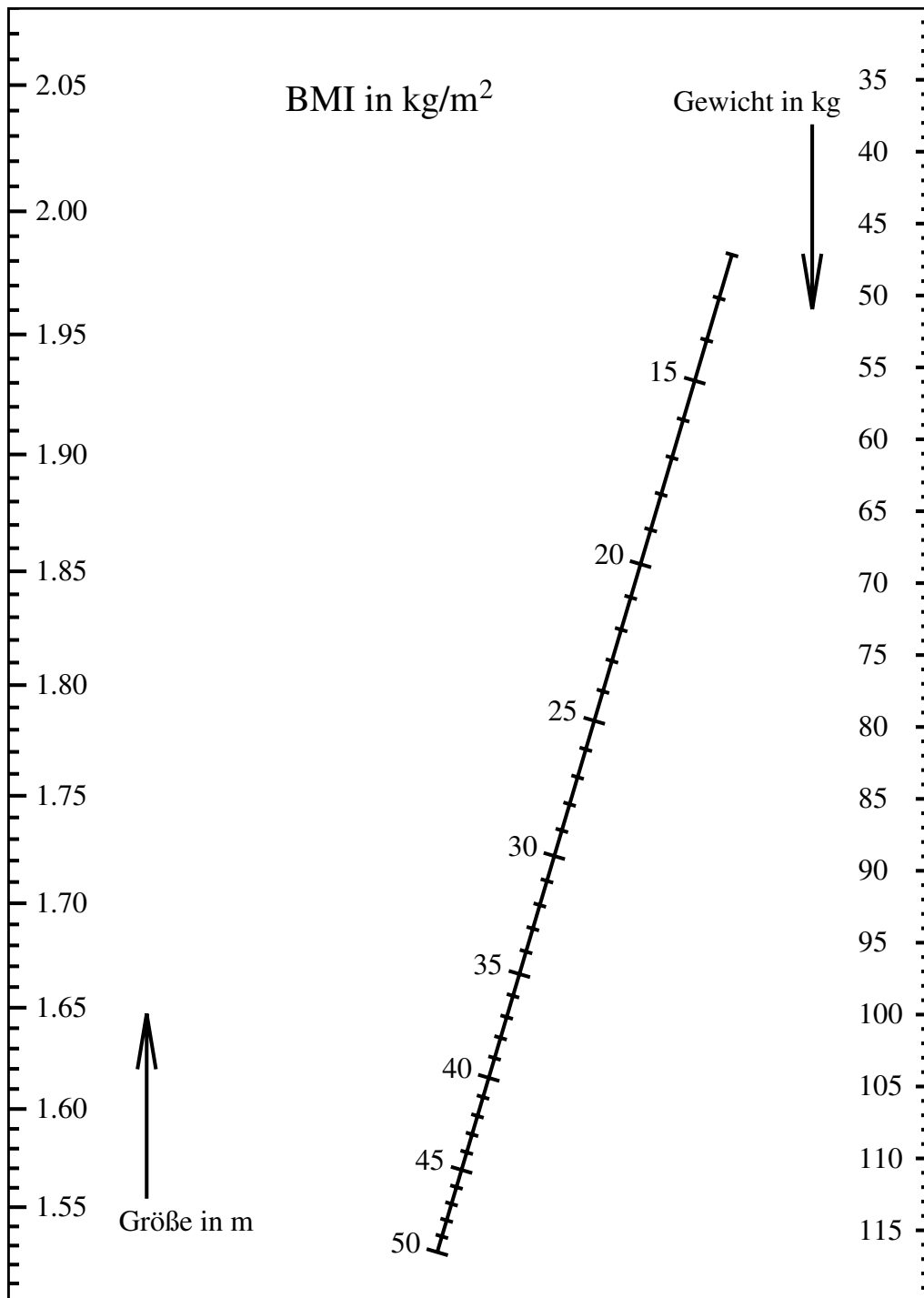


Abbildung 1.12: BMI-Nomogramm. Die Achsen für das Gewicht und die Größe laufen gegensinnig!

1.5 Energieumsatz

1.5.1 Grundumsatz

Messbedingungen

Der Grundumsatz gibt die benötigte Energie pro Tag für die basalen Lebensvorgänge unter folgenden Bedingungen an:

- nach 12-stündiger Nüchternheit,
- in körperlicher und psychisch-geistiger Ruhe,
- bei Indifferenztemperatur (für Unbekleidete 28 ... 29°C, für Bekleidete 21 ... 22°C).

Anthropometrischen Abschätzung des Grundumsatzes

Grundumsatz in kJ/Tag										
	Frauen					Männer				
	55 kg	60 kg	65 kg	70 kg	75 kg	65 kg	70 kg	75 kg	80 kg	85 kg
165 cm	5495	5704	5914	6123	6332	6609	6818	7028	7237	7446
170 cm	5626	5835	6045	6254	6463	6740	6949	7159	7368	7577
175 cm	5757	5966	6175	6385	6594	6871	7080	7290	7499	7708
180 cm	5888	6097	6306	6516	6725	7002	7211	7421	7630	7839
185 cm	6019	6228	6437	6647	6856	7133	7342	7551	7761	7970

Tabelle 1.13: Einige Grundumsätze in kJ/Tag für ein Alter von 22 Jahren nach [18]

Geschlecht	Formel	Probanden Tab. 1.6
Überschlag [kJ/Tag]		
♀	$GU \approx 90 \cdot m$	5670 kJ/Tag
♂	$GU \approx 100 \cdot m$	7900 kJ/Tag
Harris & Benedict (1918) [10] [kJ/Tag]		
♀	$GU = 2742,754 + 40,04 \cdot m + 774,39 \cdot h - 19,576 \cdot LA$	6077 kJ/Tag
♂	$GU = 278,309 + 57,575 \cdot m + 2094,781 \cdot h - 28,366 \cdot LA$	7909 kJ/Tag
Mifflin & Jeor (1991) [18] [kJ/Tag]		
♀	$GU = -674,074 + 41,826 \cdot m + 2616,75 \cdot h - 20,6 \cdot LA$	5852 kJ/Tag
♂	$GU = 20,934 + 41,826 \cdot m + 2616,75 \cdot h - 20,6 \cdot LA$	7547 kJ/Tag

Tabelle 1.14: Formeln für den Grundumsatz in kJ/Tag (Körpergröße h in m, Gewicht m in kg, Lebensalter LA in Jahren)

Für die Berechnung des Energiebedarfs bei künstlicher Ernährung gibt es ähnliche Formeln, die zusätzlich Traumata, künstliche Beatmung (Minutenvolumen), Fieber u. ä. berücksichtigen, z. B. nach Faisy, Fagon [25]:

$$GU = 33,49 \cdot m + 58,62 \cdot h + 133,98 \cdot \text{Minutenvolumen} + 393,56 \cdot \text{Körpertemperatur} - 20239$$

Schritte für die Nomogramme in Abb. 1.13 : Ziehe die erste Linie vom Gewicht m zur Körpergröße h , dann die zweite Linie vom Schnittpunkt auf der Pivot-Achse P zum Alter. Der Schnittpunkt der zweiten Linie mit der GU-Achse liefert den Grundumsatz in MJ/Tag.

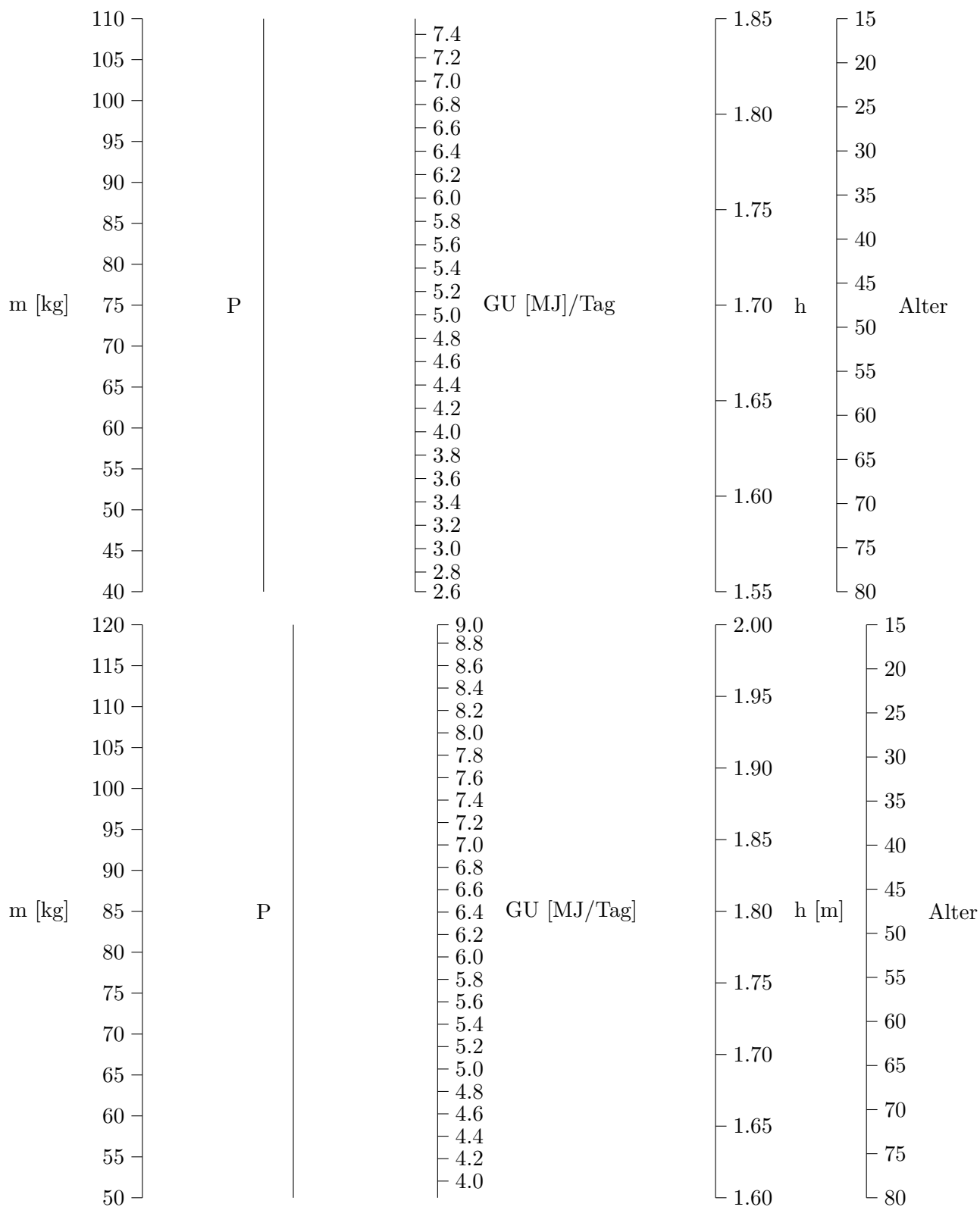


Abbildung 1.13: Nomogramme für Grundumsatz, oben Frauen unten Männer.

Bestimmung des Grundumsatzes über indirekte Kalorimetrie

Der Energieumsatz \dot{E} (Energie pro Zeit = Leistung P) wird aus der Oxidation der Nahrung bestritten und ist damit proportional zum Sauerstoffverbrauch (normiert auf STPD, s. Abschnitt 1.3.1)

$$P = \dot{E} = k\ddot{A} \cdot \dot{V}_{O_2}^{STPD} \quad (1.12)$$

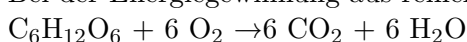
Das kalorische Äquivalent $k\ddot{A}$ drückt aus, wie viel Energie aus einem Liter Sauerstoff gewonnen werden kann. Es hängt direkt vom respiratorischen Quotienten RQ ab.

$$RQ = \frac{\text{abgeatmetes Kohlendioxid pro Zeit}}{\text{aufgenommener Sauerstoff pro Zeit}} = \frac{\dot{V}_{CO_2}}{\dot{V}_{O_2}} \quad (1.13)$$

$$k\ddot{A} = 5,16 \frac{kJ}{l} \cdot RQ + 16 \frac{kJ}{l} \quad (1.14)$$

Rechenbeispiel:

Bei der Energiegewinnung aus reiner Glukose und Sauerstoff (beispielsweise direkt am Muskel)



ist das Verhältnis aus Kohlendioxid und Sauerstoff gleich, also $RQ = 1$ und damit das kalorische Äquivalent $K\ddot{A}_{Muskel} = 21.2 \text{ kJ/l}$ (s. Tab. 1.15).

Nährstoff	RQ	$k\ddot{A}$ [kJ/l]
Kohlenhydrate	1	21,2
Proteine	0.81	20,2
Fette	0,7	19,6
europ. Essen	ca. 0,82	20,2

Tabelle 1.15: RQ in Abhängigkeit vom Nährstoff

Rechenbeispiel:

Der Soll-Grundumsatz für die Probandin beträgt 5852 kJ/Tag (s. Rechenbeispiel 1.5.1). Sie benötigt am Glockenspirometer in 10 min 2.5l Sauerstoff bei 23°C Raumtemperatur und 100,7 kPa Luftdruck. Mit dem Korrekturfaktor für das Volumen $k_{STPD} = 0,896$ (Tab. 1.4) ergibt das den normierten Sauerstoffverbrauch

$$\dot{V}_{O_2}^{STPD} = k_{STPD} \cdot \frac{V_{O_2}}{t_{Ruhe}} = 0,896 \cdot \frac{2,5l}{10min} = 0,224l/min$$

und den Energieumsatz für ein $k\ddot{A} = 20,2 \text{ kJ/l}$ ($RQ = 0,82$) auf 24 h hochgerechnet:

$$\dot{E} = \dot{V}_{O_2}^{STPD} \cdot K\ddot{A} = 0,224 \frac{l}{min} \cdot 20,2 \frac{kJ}{l} = 4,52 \frac{kJ}{min} \approx 6516 \frac{kJ}{Tag}$$

1.5.2 Ruheumsatz und Tagesumsatz

Praktisch lassen sich die strengen Vorschriften für den Grundumsatz nicht einhalten, daher wird der Ruheumsatz REE ("resting energy expenditure") bei mentaler Ruhe unter normaler Temperatur und

wenigen Stunden Nahrungskarenz bestimmt. Dieser ist etwa 5 % höher als der Grundumsatz [7]. Der Tagesumsatz TEE (“total energy expenditure”) setzt sich zusammen aus:

$$TEE = REE + PAEE + DIT$$

PAEE - aktivitätsabhängiger Energieumsatz (“physical activity energy expenditure”)

DIT - Nahrungsinduzierte Thermogenese (“diet-induced thermogenesis”)

Vereinfacht wird der Tagesumsatz als Vielfaches des Ruheumsatzes angegeben:

$$TEE = PAL \cdot REE$$

Lebensstil	PAL (physical activity level)
sitzende Bürotätigkeit, kein Sport	1,3 ... 1,5
leichte Freizeitaktivitäten	1,6 ... 1,7
gesunder PAL	1,75
stehende Arbeit	1,8 ... 1,9
schwere körperliche Arbeit	2 ... 2,4
zum Vergleich: Tiere in freier Wildbahn	ca. 3

Tabelle 1.16: PAL (physical activity level)

Verbesserung des PAL-Wertes bei sportlicher Aktivität [31]:

$$\Delta PAL = \frac{(MET - 1) \cdot t \cdot F}{1440}$$

F ist bei Frauen 1,22 und bei Männern 1,17. t ist die Trainingsdauer in Minuten. MET (“metabolic equivalent of task”) ist die erforderliche Leistung (einschließlich Grundumsatz) als Vielfaches des Ruheumsatzes.

Aktivität	MET
Schlafen	ca. 1
Gehen (4,8 km/h)	3
Fahrradergometer (100 W)	5
Fahrradergometer (150 W)	7
Joggen (8 km/h)	8
Radfahren (25 km/h)	10

Tabelle 1.17: MET (metabolic equivalent of task) aus [31], weitere in [2]

Beispiel: Ein Student möchte sein träges Leben (Schlafen, in der Vorlesung sitzen, im Seminar sitzen, chillen ...) $Pal = 1,4$ auf einen gesunden Wert von $1,75$ durch Jogging verbessern. Wie lange muss er täglich trainieren?

$$\Delta PAL = 1,75 - 1,4 = 0,35$$

$$t = \frac{1440 \cdot \Delta PAL}{F \cdot (MET - 1)} = \frac{1440 \cdot 0,35}{1,17 \cdot (8 - 1)} \approx 62 \text{ min}$$

“Halte durch, Junge!”

1.6 Kreislauf

1.6.1 Altersgang der Blutdrücke

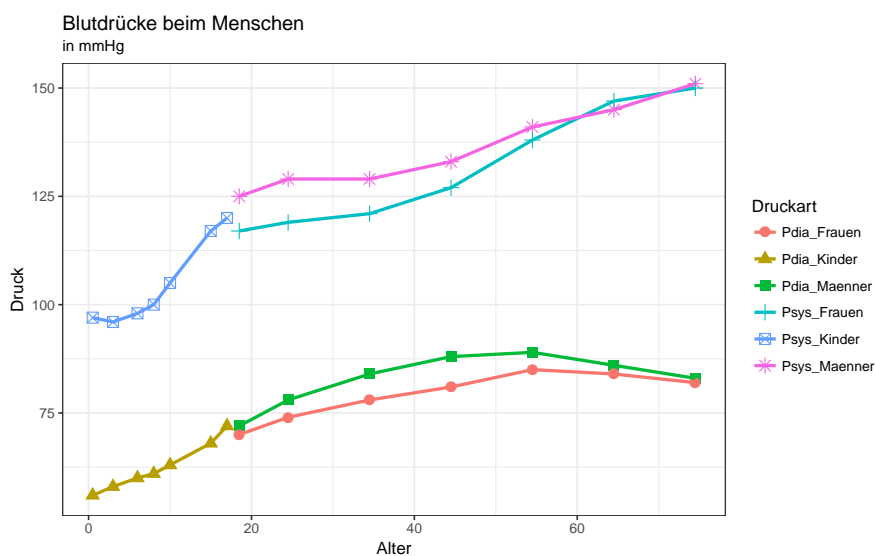


Abbildung 1.14: Altersgang der Blutdrücke (Medianwerte) (Robert-Koch-Institut: [1] und [20])

Blutdrücke		
Alter	Systolisch	Diastolisch
0 - 3 Monate	70 - 86	
3 - 12 Monate	86 - 93	60 - 82
1 - 9 Jahre	95 - 101	68 - 74
9 - 14 Jahre	101 - 110	68 - 74
über 18 (optimal)	< 120	< 80

Tabelle 1.18: Referenzbereich der Blutdrücke in mmHg [23]

Klasse	systolischer Blutdruck	diastolischer Blutdruck
ideal	< 120 mmHg	< 80 mmHg
normoton	< 140 mmHg	< 90 mmHg
borderline	140 ... 149 mmHg	und/oder 90 ... 94 mmHg
hyperton	> 149 mmHg	und/oder > 94 mmHg

Tabelle 1.19: Blutdruckklassen nach WHO

1.6.2 Fluss, Schlagvolumen und Herzminutenvolumen

Der Fluss $\dot{V} = dV/dt$ ist das augenblicklich durch ein Gefäß fließende Blutvolumen. Das Herzzeitvolumen HZV ist das mittlere vom linken Ventrikel ausgeworfene Volumen pro Zeitintervall. Ist das Zeitintervall eine Minute, spricht man vom Herzminutenvolumen HMV. Es ergibt sich aus dem Produkt vom Schlagvolumen SV und Herzfrequenz:

$$HMV = SV \cdot \text{Herzfrequenz} \quad (1.15)$$

Altersgruppe	Herzfrequenz in Schläge pro Minute
< 1	110 - 160
1-2	100 - 150
2-5	95 - 140
5 -12	80 - 120
Erwachsene	
♀	75
♂	62 - 70
Ausdauersportler	< 60
Senium	80 - 85

Tabelle 1.20: Ruhepuls aus [5] und [23]

Beispiel: Ein Proband mit einer Herzfrequenz von 70 Schläge pro Minute und einem Schlagvolumen $SV = 72 \text{ ml}$ hat ein

$$HMV = 70 \frac{1}{\text{min}} \cdot 72 \text{ ml} = 5040 \frac{\text{ml}}{\text{min}} = 5 \frac{\text{l}}{\text{min}}$$

70 Schläge pro Minute entsprechen $70/60 \approx 1,17$ Schläge pro Sekunde

$$HZV = 1,17 \frac{1}{\text{s}} \cdot 72 \text{ ml} \approx 84 \frac{\text{ml}}{\text{s}}$$

	Untrainierter			Ausdauersportler		
	SV	HF	HMV	SV	HF	HMV
Ruhe	70 ml	70 Schläge/min	ca. 5 l/min	100 ml	50 Schläge/min	5 l/min
Ausbelastung	100 ml	200 Schläge/min	20 l/min	200 ml	200 Schläge/min	40 l/min

Tabelle 1.21: Vergleich von Kreislaufgrößen [31]. Die max. Herzfrequenz sollte bei Ausbelastung 220-Alter nicht übersteigen!

Herzminutenvolumen HMV in l/min	
Baby	$HMV \approx 0,3 \cdot \text{Gewicht}$
Kinder zu Beginn der Pubertät	$HMV \approx 0,1 \cdot \text{Gewicht}$
Erwachsene	$HMV \approx 0,07 \dots 0,08 \cdot \text{Gewicht}$

Tabelle 1.22: Anthropometrische Schätzung des HMV aus dem Körpergewicht in kg aus [5]

Beispiel: 12-jähriges Kind, 45 kg Gewicht, Herzfrequenz = 80 Schläge pro Minute

$$HMV \approx 0,1 \cdot \text{Gewicht} = 4,5 \text{ l/min}$$

$$SV = \frac{HMV}{\text{Herzfrequenz}} = \frac{4,5 \text{ l/min}}{80 \cdot 1/\text{min}} \approx 56 \text{ ml}$$

Erwachsener, 65 kg Gewicht, Herzfrequenz = 70 Schläge pro Minute

$$HMV \approx 0,07 \cdot \text{Gewicht} \approx 4,6 \text{ l/min}$$

$$SV = \frac{HMV}{\text{Herzfrequenz}} = \frac{4,6 \text{ l/min}}{70 \cdot 1/\text{min}} \approx 68 \text{ ml}$$

Abschätzung des Schlagvolumens nach Broemser und Ranke (ca. 1930):

$$SV = \frac{(p_{sys} - p_{dia}) \cdot A_{AO} \cdot t_{sys} \cdot t_P}{2 \rho \cdot c \cdot t_{dia}} \quad (1.16)$$

p_{sys}	systolischer Blutdruck in Pa (120 mmHg = 15996 Pa)
p_{dia}	diastolischer Blutdruck in Pa (80 mmHg = 10664 Pa)
A_{AO}	Aortenquerschnitt in m^2 (ca. $3,1 \cdot 10^{-4} m^2$)
t_{sys}	Systolendauer (exakter: Austreibungszeit) in s (ca. 0,3 s)
t_{dia}	Diastolendauer in s (ca. 0,56 s)
$t_P = t_{sys} + t_{dia}$	Periodendauer (Dauer eines Herzzyklus) in s (ca. 0,86 s)
c	Pulswellengeschwindigkeit in m/s (ca. 5 m/s) zwischen A. carotis und A. radialis
ρ	Dichte des Blutes ($\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$)

1.6.3 Ohm'sches Gesetz des Kreislaufs

Elektrischer Stromkreis	Blutkreislauf
Spannung U	Differenz der Mitteldrücke zwischen Aorta und rechtem Vorhof
Strom I	Fluss \dot{V} HMV - mittleres Volumen pro Minute HZV - mittleres Volumen pro Sekunde
Widerstand $R = \frac{U}{I}$	TPR (Gleichung 1.17)

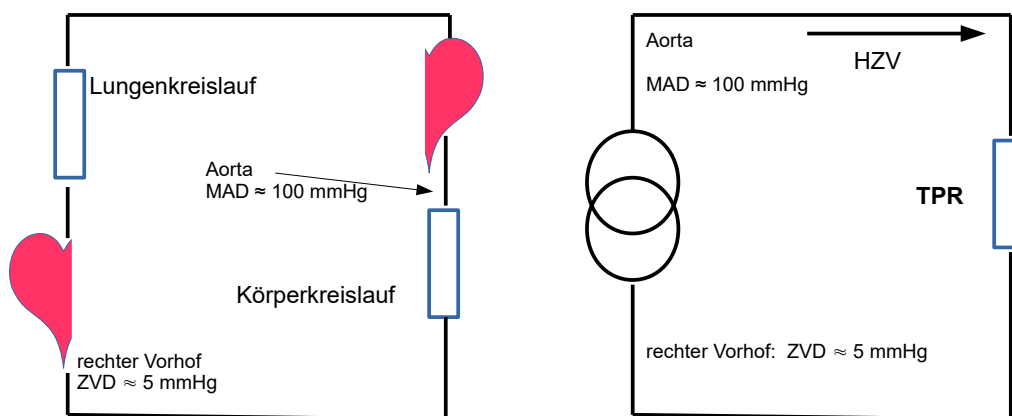


Abbildung 1.15: Einfachstes Kreislaufmodell, die Blutdrücke sind Mittelwerte

Für das einfachste Kreislaufmodell in Abb. 1.15 gilt nach dem Ohm'sche Gesetz für den totalen peripheren Systemwiderstand TPR im Körperkreislauf

$$TPR = \frac{MAD - ZVD}{HZV} \quad (1.17)$$

Der mittlere Druck im rechten Vorhof ZVD (zentraler Venendruck) beträgt etwa 5 mmHg.

Für den mittleren Aortendruck MAD gibt es folgende Abschätzungen:

$$MAD \approx \frac{p_{dia} + p_{sys}}{2} \quad \text{herznah, im Bereich der Aorta} \quad (1.18)$$

$$MAD \approx p_{dia} + \frac{p_{sys} - p_{dia}}{3} \quad \text{im Bereich der Arteria brachialis} \quad (1.19)$$

Etwas genauer:

$$MAD \approx p_{dia} + 0,38 \cdot (p_{sys} - p_{dia}) \quad (1.20)$$

Der Faktor 0,38 berücksichtigt die Kurvenform während der Systole. Ist der systolische Blutdruck größer als 140 mmHg, sollte man 0,42 als Faktor nehmen [9].

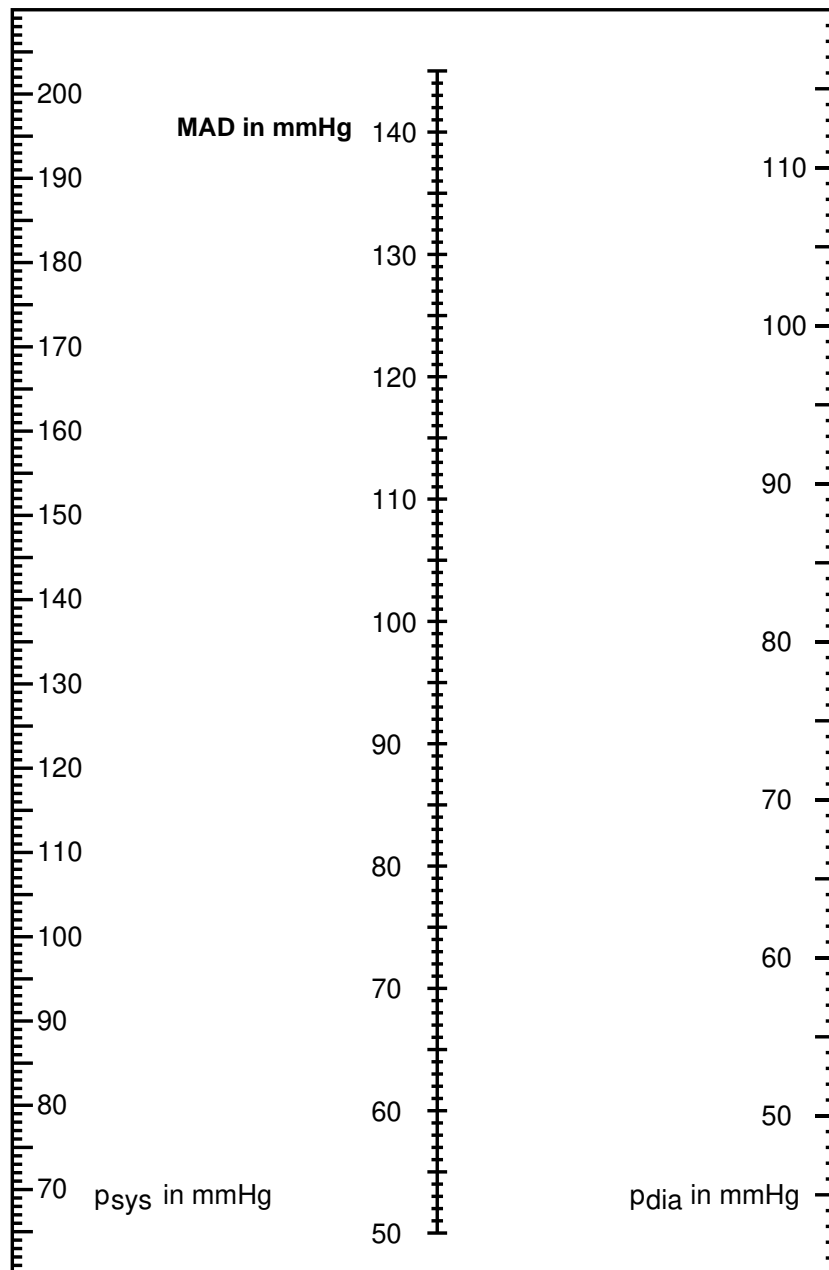


Abbildung 1.16: Nomogramm für MAD nach Formel 1.19

Der MAD-Wert sollte bei gesunden Erwachsenen im Bereich von 70 bis 105 mmHg liegen. Werte unter 60 mmHg bedeuten eine gefährliche Unterversorgung mit O₂. Als Ursache kommen mangelnde Herzleistung (großflächiger Herzinfarkt, AV-Block dritten Grades o.ä) oder ein starker Abfall des TPR (beispielsweise Hitzekollaps) in Frage.

In der Praxis sind verschiedene Einheiten für den totalen peripheren Widerstand TPR üblich (Beachte: 1 mmHg = 133,322 Pa, 1 dyn = 10⁻⁵ Pa, 1 m³ = 1000 l):

$$1 \frac{\text{mmHg} \cdot \text{min}}{\text{l}} = 0,06 \frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}}{\text{ml}} = \frac{133,322 \cdot 60 \text{ Pa} \cdot \text{s}}{0,001 \text{ m}^3} \approx 8 \frac{\text{MPa} \cdot \text{s}}{\text{m}^3} = 80 \frac{\text{dynsec}}{\text{cm}^5}$$

Normwerte für den Körperkreislauf: 90 ... 140 MPa s/m³.

Beispiel: Erwachsener mit p_{sys} = 120 mmHg, p_{dia} = 80 mmHg und HMV = 5 l/min

$$MAD = 80 \text{ mmHg} + 0,38 \cdot (120 \text{ mmHg} - 80 \text{ mmHg}) = 95 \text{ mmHg}$$

$$TPR = \frac{95 \text{ mmHg} - 5 \text{ mmHg}}{5 \text{ l/min}} = 18 \frac{\text{mmHg} \cdot \text{min}}{\text{l}}$$

$$18 \frac{\text{mmHg} \cdot \text{min}}{\text{l}} = 1,08 \frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}}{\text{ml}} = 143,7 \frac{\text{MPa} \cdot \text{s}}{\text{m}^3} = 1437 \frac{\text{dynsec}}{\text{cm}^5}$$

Für den Lungenkreislauf gibt es eine analoge Formel für den dortigen totalen peripheren Widerstand PVR:

$$PVR = \frac{PAD - PCWP}{HMV} \quad (1.21)$$

PAD ist der mittlere pulmonalarterieller Druck (ca. 10 mmHg) und PCWP ist der pulmonalkapillärer Verschlussdruck (ca. 6 mmHg)

$$PVR = \frac{10 \text{ mmHg} - 6 \text{ mmHg}}{5 \text{ l/min}} \approx 0,8 \frac{\text{mmHg} \cdot \text{min}}{\text{l}}$$

1.6.4 Compliance

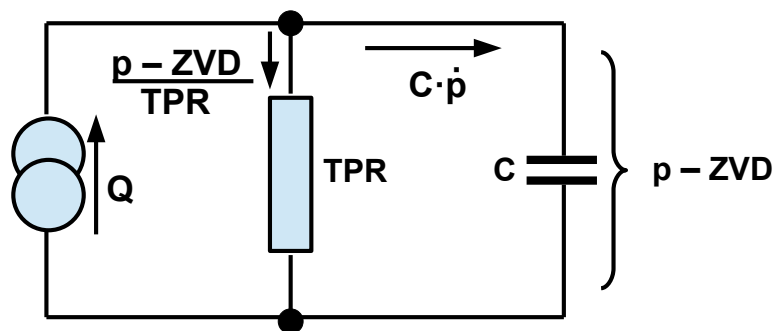


Abbildung 1.17: Erweitertes Kreislaufmodell mit Compliance.

Otto Franck erweiterte das einfache Kreislaufmodell I (Abb. 1.15) um die Compliance¹. Während der Systole teilt sich der vom Herzen kommende Fluss Q in zwei Teile auf: Ein Teil fließt durch den Körper (TPR), der andere in den Zwischenspeicher, der durch die Weitung der großen Arterien während der Systole entsteht:

$$Q = \frac{p - ZVD}{TPR} + C \cdot \dot{p}$$

Integration über die Austreibungszeit (vom Öffnen der Aortenklappe t_A bis zum Schließen t_E) liefert das Schlagvolumen:

$$\int_{t_A}^{t_E} Q dt = SV = \int_{t_A}^{t_E} \frac{p - ZVD}{TPR} dt + \int_{t_A}^{t_E} C \cdot \dot{p} dt$$

Das Schlagvolumen SV ist die Summe aus dem systolischen Abflussvolumen (Versorgung des Körpers während der Systole) und dem Speichervolumen ΔV (Abb. 1.18) :

$$SV = V_{\text{syst. Abfluss}} + \Delta V$$

Das während der Systole vom Herzen ausgeworfene Schlagvolumen SV fließt zu einem Teil als systolisches Abflussvolumen $V_{\text{syst. Abfluss}}$ in den Körperkreislauf. Der andere Teil bildet das systolische Speichervolumen ΔV .

Um das Integral für den systolischen Abfluss zu berechnen, bräuchte man den genauen Zeitverlauf des Druckes p . Dieser lässt sich nur über einen Druckkatheter ermitteln. Ersetzt man p als grobe Näherung durch den MAD, gibt es keine zeitabhängige Größe mehr und die Integration vereinfacht sich zu

$$\frac{MAD - ZVD}{TPR} \int_{t_A}^{t_E} dt = (t_E - t_A) \cdot \frac{MAD - ZVD}{TPR} = t_{\text{Austreibung}} \cdot \frac{MAD - ZVD}{TPR}$$

¹Die Compliance wurde erst später in die Kreislaufphysiologie eingeführt. O. Franck benutzte das Elastizitätsmodul $E' = 1/C$.

Beispiel: Erwachsener mit $MAD = 95 \text{ mmHg}$, $ZVD = 5 \text{ mmHg}$, $TPR = 18 \frac{\text{mmHg} \cdot \text{min}}{l}$ und $t_{\text{Austreibung}} = 0,3 \text{ s}$

$$V_{\text{Syst. Abfluss}} \approx t_{\text{Austreibung}} \frac{MAD - ZVD}{TPR} = 0,3 \text{ s} \cdot \frac{90 \text{ mmHg} \cdot l}{18 \text{ mmHg} \cdot \text{min}}$$

$$0,3 \text{ s} \cdot \frac{90 \text{ mmHg} \cdot 1000 \text{ ml}}{18 \text{ mmHg} \cdot 60 \text{ s}} = 25 \text{ ml}$$

Während der Austreibungszeit fließen etwa 25 ml durch den Körper.

$$\text{Speichervolumen: } \Delta V = \int_{t_A}^{t_E} C \cdot p dt = C \cdot (p_E - p_{dia}) = C \cdot \Delta p$$

p_E ist der endsystolische Druck zum Zeitpunkt des Klappenschlusses und kann nur über Katheder gemessen werden. Broemser und Ranke fanden folgende empirische Näherung:

$$\Delta p = p_E - p_{dia} \approx \frac{1}{2} (p_{sys} - p_{dia})$$

Damit kann mit einer gewöhnlichen Blutdruckmessung das ΔP abgeschätzt werden.

Die Compliance C als Proportionalitätsfaktor gibt an, um wie viel ml sich die Gefäße ausdehnen, wenn der Blutdruck um 1 mmHg ansteigt.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} = \frac{\Delta V}{p_E - p_{dia}} \approx \frac{2 \Delta V}{p_{sys} - p_{dia}}$$

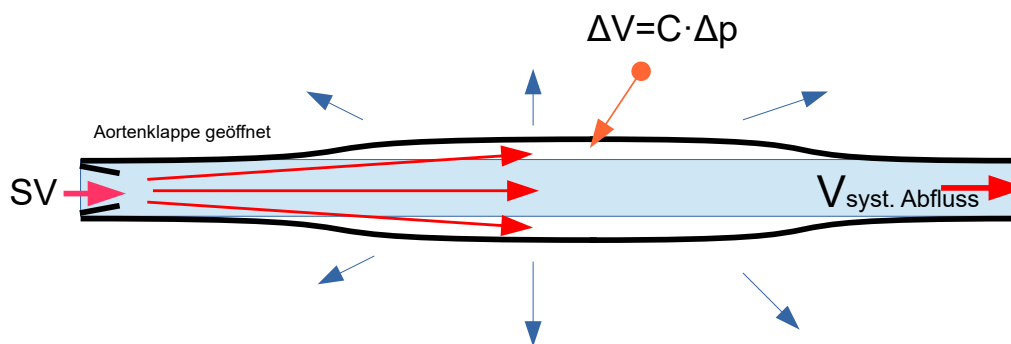


Abbildung 1.18: Windkesselfunktion der großen Gefäße

Beispiel (Fortsetzung): Erwachsener mit $p_{sys} = 120 \text{ mmHg}$, $p_{dia} = 80 \text{ mmHg}$ und $C = 2,3 \text{ ml/mmHg}$

$$\Delta V = C \cdot \Delta p = C \cdot \frac{1}{2}(p_{sys} - p_{dia}) = 2,3 \cdot \text{ml/mmHg} \cdot \frac{1}{2} \cdot 40 \text{ mmHg} = 46 \text{ ml}$$

Die 46 ml werden während der Austreibungsphase in den geweiteten Arterien zwischengespeichert und fließen in der Systole durch die Organe. Das Schlagvolumen beträgt etwa

$$SV = V_{syst.Abfluss} + \Delta V = 25 \text{ ml} + 46 \text{ ml} = 71 \text{ ml}$$

Abschätzung der Compliance aus dem Schlagvolumen, Blutdrücke und Herzfrequenz: Das Schlagvolumen SV versorgt während einer Herzperiode t_p den Körper mit Blut. Das Speichervolumen als Anteil des Schlagvolumens fließt während der Diastole t_{dia} :

$$\Delta V \approx \frac{t_{dia}}{t_p} SV \quad C \approx \frac{2 \frac{t_{dia}}{t_p} SV}{p_{sys} - p_{dia}} \quad (1.22)$$

Beispiel: Erwachsener mit $SV = 70 \text{ ml}$, $p_{sys} = 120 \text{ mmHg}$, $p_{dia} = 80 \text{ mmHg}$, Puls = 70 bpm, $t_{Austreibung} = 0,3 \text{ s}$

$$t_p = \frac{60 \text{ s/min}}{70 \text{ bpm}} \approx 0,86 \text{ s}$$

$$t_{dia} = t_p - t_{Austreibung} = 0,86 \text{ s} - 0,3 \text{ s} = 0,56 \text{ s}$$

$$C \approx \frac{2 \frac{0,56}{0,86} \cdot 70 \text{ ml}}{120 \text{ mmHg} - 80 \text{ mmHg}} = 2,28 \frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$$

Abschätzung der Compliance aus der Pulswellengeschwindigkeit und Aortenquerschnitt: Über die Pulswellengeschwindigkeit c_{Puls} kann die Compliance für ein Gefäß bestimmt werden (Bramwell und Hill 1922):

$$c_{Puls} = \sqrt{\frac{V}{C \cdot \rho}} \quad (1.23)$$

V ist das Volumen im Gefäß, $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$ die Dichte des Blutes. Setzt man nach Broemser und Ranke das Volumen $V = A_{AO} \cdot c_{puls} \cdot t_{Austreibung}$, ergibt sich für die Compliance:

$$C = \frac{A_{AO} \cdot t_{Austreibung}}{\rho \cdot c_{puls}}$$

A_{AO} ist der Aortenquerschnitt.

Beispiel: Erwachsener mit $A_{AO} = 3,4 \text{ cm}^2$, $c_{puls} = 6 \text{ m/s}$

$$C = \frac{3,4 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2 \cdot 0,3 \text{ s}}{1060 \text{ kg/m}^3 \cdot 6 \text{ m/s}} = 1,924 \cdot 10^{-8} \text{ m}^3/\text{Pa} = 2,14 \text{ ml/mmHg}$$

Die Compliance ist altersabhängig. In der Kindheit steigt sie mit dem Gefäß- und Herzwachstum an, im Alter nimmt sie mit zunehmender Gefäßsteifigkeit ab.

Alter	p _{sys}	p _{dia}	Δp	HF	t _p	t _{austr}	t _{dia}	SV	HMV	ΔV	sys.Abfl.	C
1	96	56	40	107	0,56	0,23	0,33	9	1,0	5	4	0,27
4	98	61	37	94	0,64	0,24	0,39	25	2,4	15	10	0,83
9	102	63	39	94	0,64	0,24	0,39	32	3,0	20	12	1,01
14	110	67	43	84	0,71	0,26	0,45	47	3,9	30	17	1,39
16	120	70	50	80	0,75	0,27	0,48	65	5,2	42	23	1,67
20	120	80	40	70	0,86	0,29	0,57	72	5,0	48	24	2,39
40	130	89	41	70	0,86	0,29	0,57	72	5,0	48	24	2,33
60	140	94	46	75	0,80	0,28	0,52	70	5,3	46	24	1,99
70	160	96	64	80	0,75	0,27	0,48	60	4,8	39	21	1,21

Tabelle 1.23: Geschätzte Compliance.

Alter, Blutdrücke und Schlagvolumen stammen aus der Literatur. Die Austreibungszeit wurde nach

$$t_{\text{austreibung}} \approx 0,343\sqrt{t_p} - 0,04 \text{ s}$$

geschätzt. Die Anspannungszeit wurde zu 0,04 angenommen. Das Speichervolumen errechnete sich nach Gleichung 1.22.

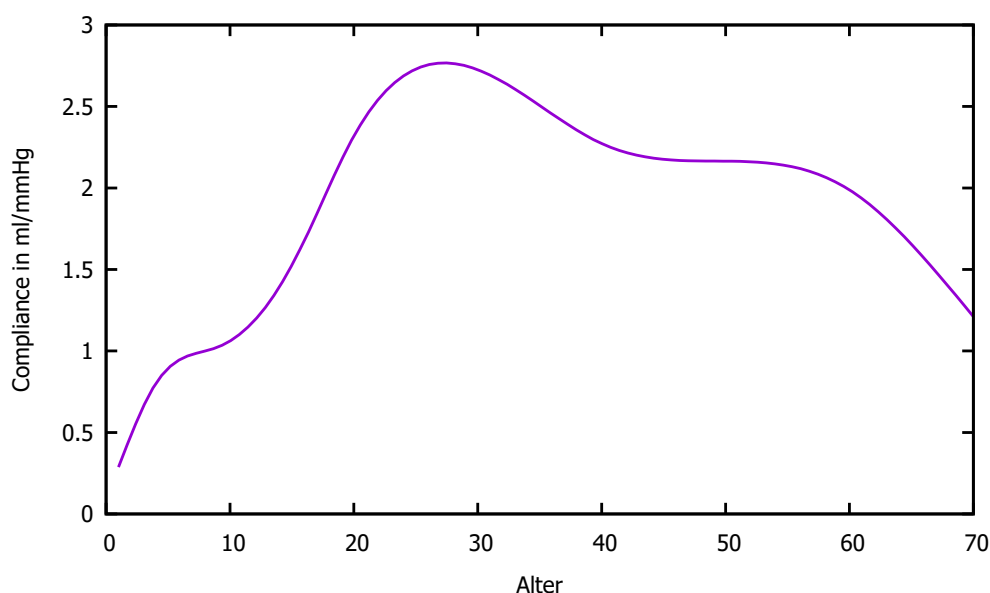


Abbildung 1.19: Geschätzter Altersgang der Compliance

1.7 Leistungsphysiologie

1.7.1 Einschätzung der kardiopulmonalen Leistungsfähigkeit anhand der aeroben Kapazität $\dot{V}_{O_2\max}$

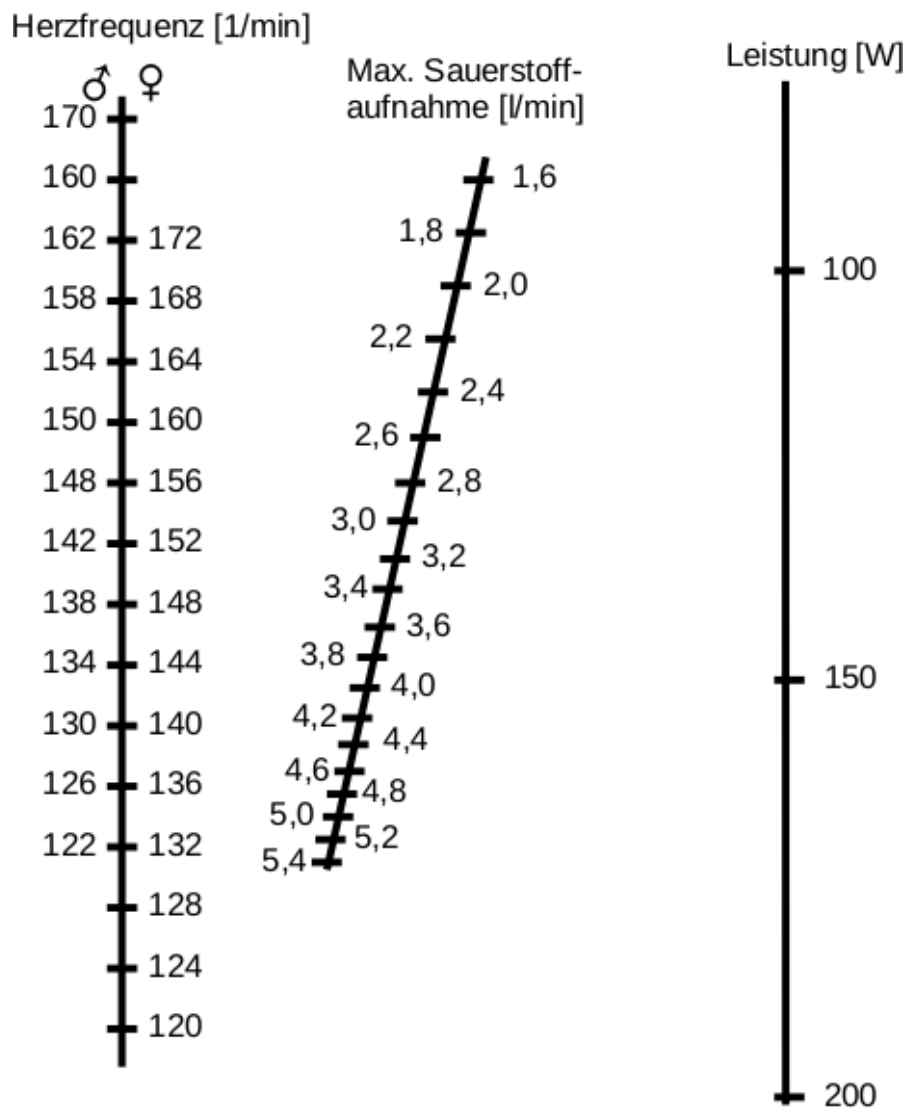


Abbildung 1.20: Maximale Sauerstoffaufnahme, modifiziertes Nomogramm nach Åstrand und Ryhming [3]

	Relative \dot{V}_{O_2} in Ruhe
Männer	3,2 – 4,8
Frauen	2,3 – 3,3

Tabelle 1.24: O_2 -Aufnahme in Ruhe [$ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$] nach: Klinker/Pape/Silbernagl, Physiologie, Abb. 18.15

\dot{V}_{O_2max} [$ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$]					
Kardiopulmonale Leistungsfähigkeit	niedrig	gering	mittel	gut	sehr gut
entspricht	untrainiert			wenig-mäßig trainiert	gut trainiert
Männer, 20 – 29 Jahre	< 25	25 - 33	34 - 42	43 - 52	53 und mehr
Frauen, 20 – 29 Jahre	< 24	24 - 30	31 - 37	38 - 48	49 und mehr

Tabelle 1.25: Kardiopulmonale Leistungsfähigkeit nach: Handbook für Physicians: Exercise Testing. Am. Heart Ass., Dallas, 1972

Aerobe Kapazität (\dot{V}_{O_2max}) bei trainierten Personen [$ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$]	Männer	Frauen
wenig ... gut, aber nicht spezifisch ausdauertrainiert:	44 – 67	38 - 55
gut trainiert in Ausdauersportarten:	67 – ca. 80	55 – ca. 70
Ausdauer-Leistungssport:	> 80	> 70
\dot{V}_{O_2max} (absolut):	ca. 8 l/min	ca. 5 l/min

Tabelle 1.26: Aerobe Kapazität nach: Klinker/Pape/Silbernagl, Physiologie, Abb. 18.15

1.7.2 Richtwerte für weitere Kenngrößen beim Ausbelastungstest

Weitere Atem- und Kreislaufgrößen unter Belastung sind in Tab: 1.8 , sowie in Tab: 1.21 zu finden.

Atemäquivalent für Sauerstoff EqO ₂	
Ruhe	20 – 30
Starke Belastung	> 30
Maximale Belastung	40 ... 50 möglich (wird nicht immer erreicht)

Tabelle 1.27: Atemäquivalent für O₂: EqO₂ = $\dot{V}_E / \dot{V}_{O_2}$

O ₂ -Puls	untrainiert	trainiert
Ruhe	ca. 3 – 4 ml/Herzschlag	
Max. Belastung	ca. 8 – 10 ml/Herzschlag	ca. 20 – 25 ml/Herzschlag

Tabelle 1.28: Sauerstoffpuls (\dot{V}_{O_2} / HF)

Parameter bei AT	in % max.
Herzfrequenz	ca. 85 – 90 % HFmax
Leistung	ca. 70 – 80 % PWCmax
\dot{V}_{O_2}	ca. 70 – 80 % $\dot{V}_{O_2 \max}$

Tabelle 1.29: Kennwerte der Anaeroben Schwelle (AT) (PWC = physical work capacity, hier: maximal erreichte Leistung)

Referenzwert der Leistungsfähigkeit aus [31] für Frauen in W (KO Körperoberfläche in m², LA Lebensalter)

$$P_{max} = 3,993 + 86,641 \cdot KO - 0,015 \cdot LA - 0,346 \cdot KO \cdot LA$$

und für Männer:

$$P_{max} = 6,773 + 136,141 \cdot KO - 0,064 \cdot LA - 0,916 \cdot KO \cdot LA$$

P_{max} gilt für durchschnittlich trainierte Probanden. Der Trainingszustand errechnet sich aus der tatsächlich geschafften Leistung durch P_{max} . Um den Faktor 2 zu schaffen, benötigt man ein ca. 5-jähriges Aufbautraining mit 8 bis 10 Stunden pro Woche ([31] S. 86).

Beispiel: P_{max} der Musterpersonen

	KO in m ²	Alter	P_{max} in W
Probandin VP _w	1,73	25	140
Proband VP _m	1,98	25	230

1.8 Sinnesphysiologie

1.8.1 Reizgesetz nach Weber und Fechner

Weber 1834: Größere Intensitäten I erfordern einen größeren Intensitätszuwachs ΔI um eine Steigerung der Empfindung wahrzunehmen: $\Delta I \sim I$

Fechner 1860: Um große Messbereiche abzudecken, arbeiten viele Sinnessysteme nach einer näherungsweise logarithmischen Kennlinie, d. h. große Reizintensitäten werden gestaucht, kleinere auseinander gezogen. Der wahrgenommene Empfindungszuwachs dE ist proportional dem Verhältnis von Intensitätszuwachs dI zu Intensität I :

$$\Delta I = \frac{1}{k} \cdot \Delta E \cdot I$$

Übergang zu infinitesimalen Größen und Integration liefert den logarithmischen Zusammenhang:

$$\int_{I_0}^I \frac{1}{I} dI = \frac{1}{k} \int_0^E dE$$

$$E = k \ln \frac{I}{I_0}$$

Stevens 1951: Genauerer Messungen erbrachten, dass der Zusammenhang von Intensität und Empfindung eine Potenzfunktion folgt. Der Empfindungszuwachs ΔE ist nicht konstant, wie Fechner annahm, sondern $\Delta E \sim E$ und $\Delta I \sim I - I_0$.

$$\frac{dE}{E} = n \frac{dI}{I - I_0}$$

$$\int \frac{1}{E} dE = n \int \frac{1}{I - I_0} dI$$

$$\ln E = n \ln(I - I_0) + \ln k = \ln(I - I_0)^n + \ln k$$

$\ln k$ ist die Integrationskonstante aus dem unbestimmten Integral.

$$E = k \cdot (I - I_0)^n$$

	n
Lautheit	0.3
Geruch	0.2 bis 0.7
Temperatur	1.4
Gewicht	1,45

Tabelle 1.30: Einige Exponenten für das Steven'sche Gesetz [29]

1.8.2 Ohr

Schalldrücke und Schallpegel

Sound Intensity Level: dB(SIL)

Der Pegel ist über den Logarithmus eines Leistungs- oder Intensitätsverhältnisses definiert. I_0 ist die Schwellenintensität.

$$L[\text{dB}(\text{SIL})] = 10 \cdot \log\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad \text{mit } I_0 = 10^{-12} \text{W/m}^2$$

Sound Pressure Level: dB(SPL)

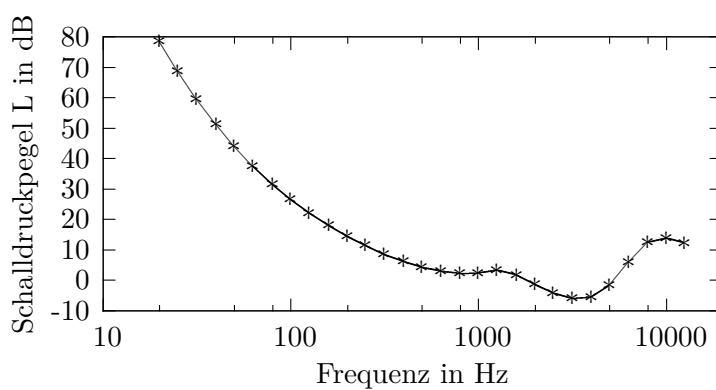


Abbildung 1.21: Hörschwelle in dB(SPL)

Über die Beziehung $I = p^2/Z$ mit Z als Impedanz, kann die Intensität durch den Schalldruck ersetzt werden (Beachte $\log x^2 = 2 \log x$):

$$L[\text{dB}(\text{SPL})] = 20 \cdot \log\left(\frac{p}{p_0}\right) \quad \text{mit } p_0 = 20 \mu\text{Pa}$$

Typische Anwendung ist die Darstellung der Hörschwelle (Abb. 1.21) und des Hörfeldes.

Schallpegelmessung: dB(A), dB(B), dB(C) und dB(D))

Bei der Schallpegelmessung wird ein frequenzgewichteter mittlerer Schalldruck \bar{p} benutzt:

$$L[\text{dB}(A)] = 20 \cdot \log\left(\frac{\bar{p}}{p_0}\right)$$

Die Bewertungskurven nach DIN-IEC 651 (A, B, C und D) für die Wichtung bilden näherungsweise menschliche Isophonen nach.

Hearing Level: dB(HL)

Hier wird der vom Patienten benötigte Schalldruck oder Pegel bei einer bestimmten Frequenz auf den Medianwert gesunder Probanden bezogen.

$$L[\text{dB}(\text{HL})] = L_{\text{Patient}} - L_{\text{Gesund}} = 20 \cdot \log \left(\frac{p_{\text{Patient}}}{p_{\text{Gesund}}} \right)$$

Dieser Pegel entspricht dem Hörverlust. Wichtigste Anwendung ist das Audiogramm in Relativdarstellung (Abb. 1.22).

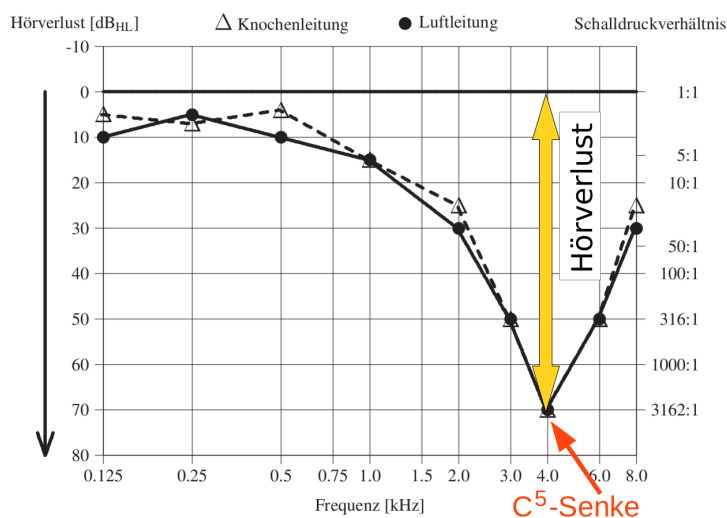


Abbildung 1.22: Hörverlustdarstellung im Audiogramm. Achtung: Positive Hörverluste werden nach unten eingezeichnet! Dargestellt ist eine C⁵-Senke (Cochlea-Schaden bei ca. 4 kHz).

1.8.3 Labyrinth**Beispiel:** Bárány'scher Zeigerversuch

Im Labyrinth-Praktikum wird eine sitzende Versuchsperson mit geschlossenen Augen gedreht. Nach dem Anhalten soll diese Person eine Marke an der Tafel fixieren und gleichzeitig mit dem Arm dorthin zeigen. Durch den Drehschwindel kommt es zu einer Abweichung zwischen Blickrichtung und Armrichtung. Diese Abweichung in Grad ist hier als Zeitverlauf dargestellt. Mit nachlassendem Schwindel wird die Abweichung immer kleiner. Die Zeitabhängigkeit des Winkels soll durch die Funktion $\alpha(t) = \alpha_o \cdot e^{-\frac{t}{\tau}}$ approximiert werden: $\alpha_o = 11^\circ$ kann direkt aus der Tabelle in Abb. 1.23 für $t = 0$ abgelesen werden. Aus dem Diagramm erhält man bei $\alpha = 0,37 \cdot 11^\circ = 4^\circ$ ein $\tau = 8 \text{ s}$. Damit ist $\alpha(t) = 11^\circ \cdot e^{-\frac{t}{8 \text{ s}}}$.

Messwerte Bárány'	
Zeit in s	α in Grad
0	11
2	9
4	7
6	5
8	4
10	3
12	2
14	1
16	0

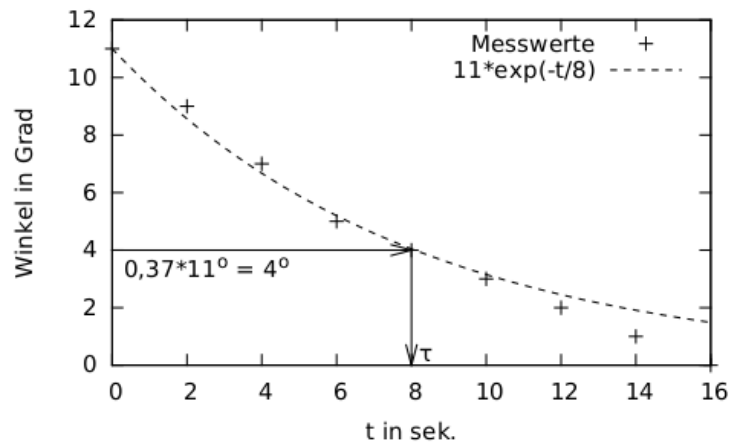


Abbildung 1.23: Abnahme des Winkels beim Zeigerversuch nach Bárány

1.9 Zentralnervöse Verarbeitung: Versuchsanzahl bei evozierten Potentialen

Bei den evozierten Potentialen wird mehrfach ein Reiz ausgelöst, danach unmittelbar eine bipolare EEG-Sequenz aufgezeichnet. Die EEG-Sequenzen werden anschließend gemittelt. Dadurch verringert sich das EEG-Signal, welches nichts mit dem Reiz zu tun hat. Die Anzahl der durchzuführenden Mittlungen kann aus dem Spannungsverhältnis U_{EP}/U_{EEG} geschätzt werden. Dabei ist U_{EP} die Spannung des evozierten Potentials und U_{EEG} die EEG-Spannung zwischen den beiden Elektroden (bipolare Ableitung).

$$\frac{U_{EP}}{U_{EEG}} \Big|_n = \frac{U_{EP}}{U_{EEG}} \cdot \sqrt{n} \quad (1.24)$$

Angestrebt wird meistens ein Spannungsverhältnis von 4 nach n Mittlungen

$$\frac{U_{EP}}{U_{EEG}} \Big|_n \approx 4$$

Damit ergibt sich für n

$$n = \left(\frac{4}{\frac{U_{EP}}{U_{EEG}}} \right)^2$$

EP	Reizantwort U_{EP}	bipolares EEG U_{EEG}	n
VEP (P100 - N75)	10 μV	20 μV	$(4/0,5)^2 = 8^2 = 64$
FAEP	0,5 μV	5 μV	$(4/0,1)^2 = 40^2 = 1600$

Tabelle 1.31: Spannungen und geschätzte Reizanzahl bei evozierten Potentialen. Die Spannungen können sehr stark von Proband zu Proband schwanken.

Anmerkung zu Gleichung 1.24: Die Gleichung ergibt sich aus dem Signal-Rausch-Verhältnis (Signal-to-noise ratio = SNR)

$$SNR = \frac{\text{Leistung des Signals}}{\text{Leistung des Rauschens}}$$

nach n Mittlung („averaging“) von Signalsequenzen (Abschnitt 7.4.5.1 in [21]):

$$SNR|_n = SNR \cdot n$$

Nimmt man für das Signal das EP und für das Rauschen das EEG an, gilt unter der Voraussetzung $P = U \cdot I = U^2/R$

$$\frac{U_{EP}^2}{U_{EEG}^2} \Big|_n = \frac{U_{EP}^2}{U_{EEG}^2} \cdot n$$

2 Anhang I: Mathematische Formeln und Tabellen

Ich stimme mit der Mathematik nicht überein. Ich meine, dass die Summe von Nullen eine gefährliche Zahl ist.

(Stanislaw Jerzy Lec)

2.1 Dreisatz, Proportionalitäten

Bei der Umrechnung von verschiedenen Einheiten oder Maßstäben wird die Verhältnisgleichung benötigt:

$$\frac{a}{b} = \frac{c}{d} \quad (2.1)$$

Beispiel: Umrechnung von Drücken

Der systolische Blutdruck beträgt z.B. 120 mmHg. Wie viel Pascal sind das, wenn 1 mmHg = 133,32 Pa sind?

$$\frac{x \text{ Pa}}{133,32 \text{ Pa}} = \frac{120 \text{ mmHg}}{1 \text{ mmHg}}$$

Der Druck beträgt 15998,4 Pa.

2.2 Exponentialfunktion, Zeitkonstante τ

$y = e^x$ ist die Exponentialfunktion mit der Euler'sche Zahl $e = 2,718\dots$

$$e^m \cdot e^n = e^{m+n} \quad (e^n)^m = e^{m \cdot n} \quad e^0 = 1 \quad \frac{1}{e^n} = e^{-n}$$

2.2.1 Entlade- und Ausgleichsvorgänge

Wenn die Änderungsgeschwindigkeit $v = \dot{x}$ einer Größe x zu dieser Größe selber proportional ist, kommt als Lösung die Exponentialfunktion heraus. Für positive Exponenten kommt es zu einem ungebremsten Anstieg (Abb. 2.1), bei negativen Exponenten zu einer ständigen Verkleinerung von x (Abb. 2.2):

$$v = \frac{dx}{dt} = \frac{1}{\tau} \cdot x \quad x(t) = x_o \cdot e^{\frac{t}{\tau}} \quad (2.2)$$

$$v = \frac{dx}{dt} = -\frac{1}{\tau} \cdot x \quad x(t) = x_o \cdot e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (2.3)$$

x_0 ist die Größe x zum Zeitpunkt $t = 0$, τ heißt Zeitkonstante.

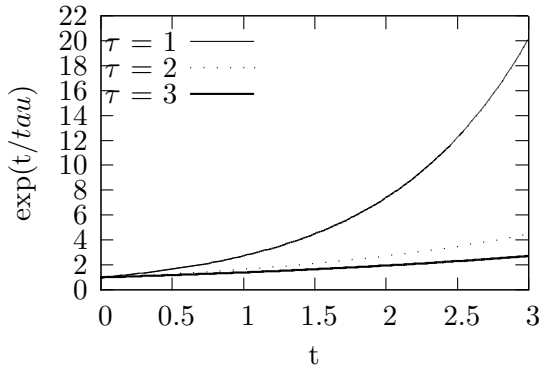


Abbildung 2.1: Ungebremster Anstieg bei $e^{t/\tau}$

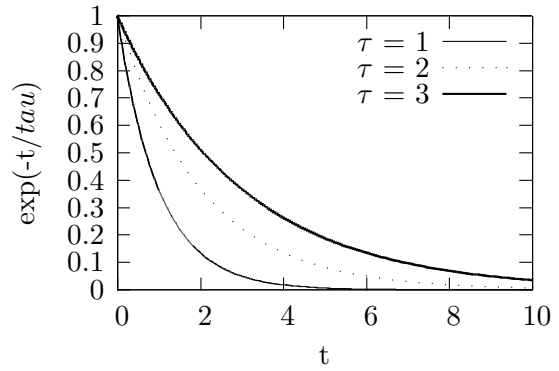


Abbildung 2.2: x wird immer kleiner bei $e^{-t/\tau}$

Die Zeitkonstante τ bestimmt man näherungsweise zum Zeitpunkt, wann die Größe x auf das 0,37-fache des Maximalwertes x_0 abgefallen ist.

2.2.2 Aufladevorgänge

Die Funktion $x(t) = x_0 \cdot (1 - \exp^{-\frac{t}{\tau}})$ beschreibt einen Aufladevorgang (Abb. 2.3).

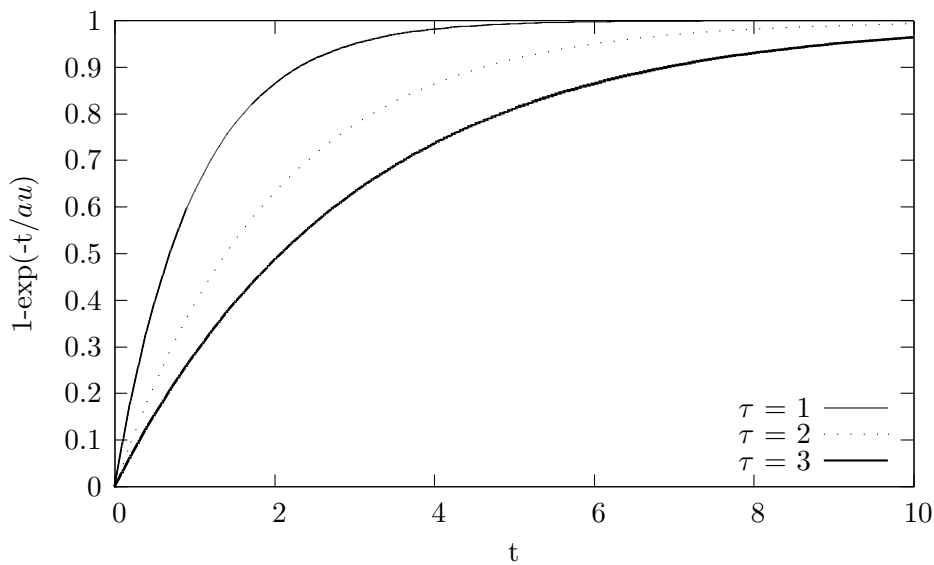


Abbildung 2.3: Aufladevorgänge

2.3 Logarithmus-Funktion

Die Logarithmusfunktion ist die Umkehrung der Potenzfunktion:

Dekadischer Logarithmus: $y = 10^x \rightarrow x = \lg y$

Natürlicher Logarithmus: $y = e^x \rightarrow x = \ln y$

$$\lg a = \lg e \cdot \ln a \approx 0,43429 \cdot \ln a \quad \ln a = \ln 10 \cdot \lg a \approx 2,30259 \cdot \lg a$$

$$\lg(x \cdot y) = \lg x + \lg y \quad \lg \frac{x}{y} = \lg x - \lg y$$

$$\lg(x^y) = y \cdot \lg x$$

$$\lg 1 = 0 \quad \lg 0 = -\infty$$

Der natürliche Logarithmus ergibt sich auch als Lösung des Integrals mit C als Integrationskonstante.

$$\int \frac{1}{x} dx = \ln |x| + C \quad x > 0 \quad (2.4)$$

Beispiel: Nernst-Potential an der Zellmembran

Der Konzentrationsunterschied von Ionen innerhalb und außerhalb der Zelle bewirkt einen Diffusionsstrom. Da der Diffusionsstrom gleichzeitig Ladungen (Ionen !) transportiert, baut sich ein Ladungsunterschied auf. Dieser bewirkt ein elektrisches Feld, das den Diffusionsstrom hemmt. Das elektrische Feld erzeugt also einen elektrischen Strom, der dem Diffusionsstrom entgegengesetzt ist. Im sich einstellenden Gleichgewicht heben sich beide Ströme auf und der Gesamtstrom ist Null [16]. Für die Stromdichten J gilt:

$$J_{\text{elektr.}} - J_{\text{Diffusion}} = \nu \frac{z}{|z|} c E - \frac{\nu RT}{|z|F} \frac{dc}{dx} = 0 \quad (2.5)$$

ν ist die Ionenbeweglichkeit in $\frac{\text{cm}^2}{\text{Vs}}$, z ist die Valenz, c die Konzentration in $\frac{\text{mol}}{\text{cm}^3}$. $F = 9.649 \cdot 10^4 \text{ C/mol}$ ist die Faraday-Konstante (wie viel Ladung 1 mol Moleküle transportieren) und $R = 8,314 \text{ J mol}^{-1} \text{ K}^{-1}$ ist die Gaskonstante. Kürzen von $\frac{\nu}{|z|}$ und einiges Umstellen liefert

$$E \cdot dx = -\frac{RT}{zF} \frac{1}{c} \cdot dc \quad (2.6)$$

Die elektrische Spannung U berechnet sich über Integration aus der Feldstärke :

$$U = \int E \cdot dx = - \int_i^a \frac{RT}{zF} \frac{1}{c} dc = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{c_i}{c_a} \quad (2.7)$$

Für ein Temperatur von $37^\circ \text{C} = 310 \text{ K}$ ergeben die Ionenkonzentrationen folgende Spannungen:

Für Na^+ -Ionen ist $c_i = 15 \text{ mol/m}^3$ und $c_a = 150 \text{ mol/m}^3$

$$U = -\frac{8.314 \text{ J } 310}{9.649 \cdot 10^4 \text{ C}} \ln \frac{15}{150} = -0.0267 \text{ V} \cdot (-2.3) = +61.4 \text{ mV}$$

Für K^+ -Ionen ist $c_i = 150 \text{ mol/m}^3$ und $c_a = 5.5 \text{ mol/m}^3$

$$U = -\frac{8.314 \text{ J } 310}{9.649 \cdot 10^4 \text{ C}} \ln \frac{150}{5.5} = -0.0267 \text{ V} \cdot 3.3 = -88.3 \text{ mV}$$

Für Cl^- -Ionen ist $c_i = 9 \text{ mol/m}^3$ und $c_a = 125 \text{ mol/m}^3$

$$U = -\frac{8.314 \text{ J } 310}{-1 \cdot 9.649 \cdot 10^4 \text{ C}} \ln \frac{9}{125} = +0.0267 \text{ V} \cdot (-2.63) = -70.2 \text{ mV}$$

3 Anhang II: Naturwissenschaftliche Formeln und Tabellen

Es wird ja fleißig gearbeitet und viel mikroskopiert, aber es müsste mal wieder einer einen gescheiterten Gedanken haben.

(Rudolf Virchow)

3.1 Wichtige physikalische Einheiten

Tabelle 3.1: Physikalische Größen

Physikalische Größe	SI-Einheit	Umrechnung in andere Einheiten
Länge	m (Meter)	
Masse	kg (Kilogramm)	
Stoffmenge	mol (Mol)	
Zeit	s (Sekunde)	1 h = 60 min = 3600 s
Kraft	N (Newton)	1 N = 1 kgm/s ² 1 dyn = 10 ⁻⁵ N = 10 μN
Druck	Pa (Pascal)	1 Pa = 1 N/m ² 1 Torr = 1 mmHg = 133.332 Pa 1 dyn/cm ² = 0.1 Pa = 0.000 75 mmHg
Arbeit und Energie	Nm	1 Nm = 1 J = 1 Ws = 1 Pa m ³ 1 cal = 4.1868 J
Leistung	W (Watt)	1 W = 1 J/s = 1 VA
Volumen	l (Liter)	1 l = 10 ⁻³ m ³ 1 ml = 1 cm ³
Fluß	l/min	1 l/min = 16.66 ml/s
Frequenz und Puls	Hz (Herz)	1 Hz = 1 1/s 1 Hz = 1 Schlag/s = 1 bps 1 bps = 60 Schläge/min = 60 bpm
Temperatur	K (Kelvin)	T _{Celsius} = T _{Kelvin} - 273,15
Lichtstärke	cd (Candela)	
Leuchtdichte L _v	cd/m ²	1 stilb = 10 000 cd/m ² 3.14 Apostilb, asb = 1 cd/m ²
Lichtstrom	lm (Lumen)	1 lm = 1 cd · sr
Raumwinkel	sr (Steradian)	
Beleuchtungsstärke	lx (Lux)	1 lx = 1 lm/m ²
Elektrische Spannung	V (Volt)	
Elektrischer Strom I	A (Ampere)	

Fortsetzung auf der nächsten Seite

Physikalische Größe	SI-Einheit	Umrechnung in andere Einheiten
Elektrischer Widerstand R	Ω (Ohm)	$1 \Omega = 1 \text{ V}/1 \text{ A}$
Elektrische Ladung	C (Coloumb)	$1 \text{ C} = 1 \text{ A} \cdot \text{s}$
Elektrische Kapazität	F (Farad)	$1 \text{ F} = 1 \text{ C}/1 \text{ V}$
Elektrische Induktivität	H (Henry)	$1 \text{ H} = 1 \text{ V} \cdot \text{s}/1 \text{ A}$

3.2 Einige chemische Grundlagen

3.2.1 Stoffmengen und Konzentrationen

Avogadrozahl oder Loschmidt-Konstante N_L : $1 \text{ Mol} = 6.02 \cdot 10^{23}$ Teilchen

Zusammenhang von Masse und Stoffmenge:

$$n(X) = \frac{N(X)}{N_L} = \frac{m(X)}{M(X)} \quad (3.1)$$

$m(X)$	Masse einer Stoffportion X in g
$n(X)$	Stoffmenge von X in mol
$M(X)$	Molmasse von X (Wie viel wiegt ein Mol) in g/mol
$N(X)$	Teilchenanzahl von X

Bei chemischen Verbindungen ergibt sich die Molmasse aus der Summe der molaren Massen der einzelnen Elemente (s. relative Atommasse im Periodensystem der chemischen Elemente).

Beispiel: Molmasse von Wasser

$$\begin{aligned} M(\text{H}_2\text{O}) &= M(\text{H}) + M(\text{H}) + M(\text{O}) \\ &= 1,008 \text{ g/mol} + 1,008 \text{ g/mol} + 15,999 \text{ g/mol} \\ &= 18,015 \text{ g/mol} \end{aligned}$$

Stoff	Molmasse in g/mol
Wasser	18,015
Natriumchlorid	58,44177
(D+)-Saccharose	342,30
Chininhydrochlorid	396,9

Tabelle 3.2: Molmasse einiger ausgewählter Stoffe

Stoffmengenkonzentration in mol/l: $c(X) = \frac{n(X)}{V}$

V ist das Volumen der Gesamtlösung.

Stoffmassenkonzentration in g/l: $\beta(X) = \frac{m(X)}{V}$

Beispiel: Isotonische Kochsalzlösung

Es werden 9 g Kochsalz in 1 l Wasser gelöst, damit ergibt sich eine Stoffmassenkonzentration von 9 g/l. Die Stoffmenge von 9 g Kochsalz sind

$$n(\text{NaCl}) = \frac{9 \text{ g}}{58,44177 \text{ g/mol}} = 0,154 \text{ mol} = 154 \text{ mmol}$$

Die Stoffmengenkonzentration ist 154 mmol/l.

3.2.2 Osmolalität

Die Osmolalität b_{osm} ist die Stoffmenge osmotisch aktiver Teilchen n_{osm} bezogen auf die Masse m_{Lsm} des Lösungsmittels Lsm (meistens Wasser).

$$b_{\text{osm}} = \frac{n_{\text{osm}}}{m_{\text{Lsm}}} \quad (3.2)$$

Beispiel: Isotonische Kochsalzlösung In 1 l isotonischer Kochsalzlösung mit der Masse von etwa 1 kg sind 154 mmol Natrium- und 154 mmol Chlorionen osmotisch aktiv:

$$b_{\text{osm}} = \frac{2 \cdot 154 \text{ mmol}}{1 \text{ kg}} = 308 \text{ mosmol/kg}$$

3.2.3 Dichte des Wassers

Berechnung nach <https://de.wikipedia.org/wiki/Dichteanomalie>.

Dichte des luftgesättigten Wassers in g/ml									
°C	ρ	°C	ρ	°C	ρ	°C	ρ	°C	ρ
0	0.999835	20	0.998201	40	0.992212	60	0.983194	80	0.971790
1	0.999894	21	0.997990	41	0.991826	61	0.982676	81	0.971164
2	0.999936	22	0.997768	42	0.991433	62	0.982153	82	0.970533
3	0.999960	23	0.997536	43	0.991032	63	0.981624	83	0.969898
4	0.999968	24	0.997294	44	0.990624	64	0.981089	84	0.969257
5	0.999960	25	0.997042	45	0.990209	65	0.980549	85	0.968611
6	0.999936	26	0.996781	46	0.989788	66	0.980003	86	0.967961
7	0.999898	27	0.996510	47	0.989359	67	0.979451	87	0.967306
8	0.999845	28	0.996231	48	0.988923	68	0.978894	88	0.966645
9	0.999777	29	0.995942	49	0.988481	69	0.978331	89	0.965980
10	0.999696	30	0.995644	50	0.988032	70	0.977763	90	0.965310
11	0.999602	31	0.995338	51	0.987577	71	0.977189	91	0.964636
12	0.999494	32	0.995023	52	0.987115	72	0.976610	92	0.963956
13	0.999374	33	0.994700	53	0.986646	73	0.976026	93	0.963272
14	0.999241	34	0.994368	54	0.986172	74	0.975437	94	0.962583
15	0.999096	35	0.994029	55	0.985691	75	0.974842	95	0.961890
16	0.998940	36	0.993681	56	0.985203	76	0.974242	96	0.961192
17	0.998772	37	0.993325	57	0.984710	77	0.973636	97	0.960489
18	0.998593	38	0.992962	58	0.984211	78	0.973026	98	0.959781
19	0.998402	39	0.992591	59	0.983705	79	0.972410	99	0.959069

Tabelle 3.3: Dichte des luftgesättigten Wassers in g/ml bei Normaldruck

4 Abkürzungen

Allgemein

m	Masse, Körpergewichtl
h	Höhe, Körpergröße
KO	Körperoberfläche
LA	Lebensalter

Membran

AP	Aktionspotential
IZR	Intrazellulärraum
EZR	Extrazellulärraum

EKG

I, II, III	Ableitungen nach Einthoven
aVR, aVL, aVF	Ableitungen nach Goldberger: augmented Voltage Right, Left, Foot.
AV	Atrioventrikular, z.B. AV-Knoten, AV-Block
HF	Herzfrequenz
EKG	Elektrokardiogramm
VH	Vorhof
VES/SVES	ventrikuläre/supraventrikuläre Extrasystole

Kreislauf

HMV	Herzminutenvolumen
HZV	Herzzeitvolumen
MAD	mittlerer Aortendruck
TPR	Totaler peripherer Widerstand
C	Compliance
RA, LA	rechter, linker Vorhof (atrium)
RV, LV	rechter, linker Ventrikel
SV	Schlagvolumen
ZVD	zentraler Venendruck

Atmung

BF	Atemfrequenz
ERV	expiratorisches Reservevolumen
FEV1	forciertes expiratorisches Volumen nach 1s (absolute Sekundenkapazität)
FEV1%VC	FEV1 in % der VC (relative Sekundenkapazität)
FIV1	forciertes inspiratorisches Volumen nach 1s
FRC-He	Funktionelle Residualkapazität mit He nach der Einatemzug-Methode bestimmt
FVC	forcierte Vitalkapazität
IRV	Inspiratorisches Reservevolumen
ITGV	intrathorakales Gasvolumen
MEF75	max. expiratorischer Fluss bei 75% der Vitalkapazität
MEF50	analog bei 50%
MEF25	analog bei 25%
MV	Minutenvolumen
MVV	maximales Atemminutenvolumen
PEF	maximaler expiratorischer Fluss
PIF	maximaler inspiratorischer Fluss
R_{eff}	effektiver Atemwegswiderstand (Resistance)
RV	Residualvolumen
RV-He	Residualvolumen mit He nach der Einatemzug-Methode bestimmt
SR_{eff}	spezifisch effektiver Atemwegswiderstand R _{eff} · ITGV
TLC	maximales Lungenvolumen oder Totalkapazität
TLCO SB	Transferfaktor (Diffusionskapazität) nach Einatemzug-Methode
TLCOc SB	Transferfaktor in SI-Einheiten
TLC-He	Totale Lungenkapazität mit He bestimmt
VA	Alveolarvolumen mit He-Verdünnungsmethode gemessen, entspr. der TLC-He - V _D (Totraum)
VC	maximales Atem(zug)volumen oder Vitalkapazität
VC_{in}	inspiratorische Vitalkapazität
VC_{ex}	expiratorische Vitalkapazität
V_D	Totraum
VIN	Inspiratorische Vitalkapazität mit He bestimmt
V_T	Atemzug- oder Atemhubvolumen

Niere

GFR glomeruläre Filtrationsrate

Neuro

AEP akustisch evoziertes Potential
NLG Nervenleitgeschwindigkeit
VEP visuelles evoziertes Potential

Literaturverzeichnis

Wenn man einmal angefangen hat,
Medizin zu studieren, wird man nie
damit fertig.

(Charles Horace Mayo)

- [1] *Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes: Referenzperzentile für anthropometrische Maßzahlen und Blutdruck aus der Studie zur Gesundheit von Kindern und Jugendlichen in Deutschland (KiGGS)*. Robert Koch-Institut, 2013. https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsB/KiGGS_Referenzperzentile.html. 7, 1-29
- [2] Ainsworth, B E, W L Haskell, A S Leon, D R Jacobs, Jr, H J Montoye, J F Sallis und R S Paffenbarger, Jr: *Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities*. Med. Sci. Sports Exerc., 25(1):71–80, 1993. https://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/1993/01000/Compendium_of_Physical_Activities_classification.11.aspx. 5, 1-27
- [3] Åstrand, P O und Irma Ryhming: *A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during submaximal work*. J. Appl. Physiol., 7(2):218–221, September 1954. <https://journals.physiology.org/doi/abs/10.1152/jappl.1954.7.2.218>. 7, 1-39
- [4] BAZETT, H. C.: *AN ANALYSIS OF THE TIME-RELATIONS OF ELECTROCARDIOGRAMS*. Heart, 7:353–370, 1920. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1542-474X.1997.tb00325.x>. 1-7
- [5] Brokmann, J.: *Repetitorium Notfallmedizin*. Springer, 2008. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-642-20815-7>. 5, 1-30, 1-31
- [6] DuBOIS, DELAFIELD und EUGENE F. DuBOIS: *FIFTH PAPER THE MEASUREMENT OF THE SURFACE AREA OF MAN*. Archives of Internal Medicine, XV(5-2):868–881, Mai 1915, ISSN 0730-188X. <https://doi.org/10.1001/archinte.1915.00070240077005>. 1-18
- [7] Erwin-Josef Speckmann, Jürgen Hescheler (Herausgeber): *Physiologie*. Nummer ISBN-13: 978-3437413186. Verlag: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2008. 1-27
- [8] Geddes, L.A.; Bourland, J.D.: *Tissue stimulation: theoretical consideration and practical applications*. Med. & Biol. Eng. & Comput., 23:131–137, 1985. <https://link.springer.com/article/10.1007/BF02456749>. 1-2
- [9] Gitter, A; Heilmeyer, L: *Taschenbuch klinischer Funktionsprüfung*. VEB Gustav Fischer Verlag Jena, 1978. 1-32

- [10] Harris, J. Arthur und Francis G. Benedict: *A Biometric Study of Human Basal Metabolism*. Proceedings of the National Academy of Sciences, 4(12):370–373, Dezember 1918, ISSN 0027-8424, 1091-6490. <https://pnas.org/doi/full/10.1073/pnas.4.12.370>, besucht: 2022-08-12. 1-23
- [11] Kramme, Rüdiger (Herausgeber): *Medzintechnik*. SpringerMedizin, 2011. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-642-16187-2>. 1-13
- [12] Kuehnappel A., Ahnert P., Loeffler M. und Scholz M.: *Body surface assessment with 3D laser-based anthropometry: reliability, validation, and improvement of empirical surface formulae*. Eur J Appl Physiol (2017) 117:371-380, 2017. <https://doi.org/10.1038/srep26672>. 1-21
- [13] Looney, David P., Diana P. Sanford, Peng Li, William R. Santee, Elizabeth M. Doughty und Adam W Potter: *Formulae for calculating body surface area in modern U.S. Army Soldiers*. Journal of Thermal Biology, 92:102650, August 2020. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2020.102650>. 2, 7, 1-18, 1-19
- [14] Macfarlane, P W at al. (Herausgeber): *Comprehensive Electrocardiology*. Springer, 2010. 1-5
- [15] Magnus, Gustav: *Versuche über die Spannkkräfte des Wasserdampfs*. Poggendorffs Annalen, 53:225–234, 1841. <https://www.digitale-sammlungen.de/de/view/bsb10130374?page=241>. 1-9
- [16] Malmivuo J, Plonsey R: *Bioelectromagnetism - principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. University Press. 482 p., 1995. <http://www.bem.fi/book/index.htm>. 1-1, 1-2, 1-4, 2-3
- [17] Martínez-Pagán P, Roschier L: *Nomography: A renewed pedagogical tool to sciences and engineering high-education studies*. Heliyon, 8(6), 2022. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35761931/>. 2
- [18] Mifflin, MD, ST St Jeor, LA Hill, BJ Scott, SA Daugherty und YO Koh: *A new predictive equation for resting energy expenditure in healthy individuals*. American Journal of Clinical Nutrition, 51:241–247, 1991. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2305711/>. 5, 1-23
- [19] Mosteller, R.: *Simplified calculation of body-surface area*. New Engl J Med, 317:1098, 1987. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3657876/>. 1-18
- [20] Neuhauser, H, W Thamm und U Ellert: *Blutdruck in Deutschland 2008–2011*. Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz, 56(5-6):795–801, may 2013. <https://edoc.rki.de/handle/176904/1493>. 7, 1-29
- [21] P., Husar: *Elektrische Biosignale in der Medizintechnik*. Springer-Verlag, Berlin, 2020. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-662-59641-8>. 1-46
- [22] Pfeufer, Arne, Shapour Jalilzadeh, Siegfried Perz, Jakob C. Mueller, Martin Hinterseer, Thomas Illig, Mahmut Akyol, Cornelia Huth, Andreas Schöpfer-Wendels, Bernhard Kuch, Gerhard Steinbeck, Rolf Holle, Michael Naäbauer, H. Erich Wichmann, Thomas Meitinger und Stefan Kääb: *Common Variants in Myocardial Ion Channel Genes Modify the QT Inter-*

- val in the General Population.* Circulation Research, 96(6):693–701, April 2005. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15746444>. 1-7
- [23] Pschyrembel: *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch.* Walter de Gruyter, 2002. <https://www.degruyter.com/document/isbn/9783110783346/html?lang=de>. 5, 1-29, 1-30
- [24] Quanjer, PH, GJ Tammeling, JE Cotes, OF Pedersen, R Peslin und JC Yernault: *Lung volumes and forced ventilatory flows.* Eur Respir J., 6 Suppl:5–40, 1993. https://erj.ersjournals.com/content/6/Suppl_16/5. 1-13
- [25] Rümelin, A: *Ernährung des Intensivpatienten.* Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-642-29773-1>. 1-24
- [26] Schaefer, Hans: *Das Elektrokardiogramm - Theorie und Klinik.* Springer-Verlag, 1951. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-642-86045-4>. 1-6
- [27] Severinghaus, J W: *Simple, accurate equations for human blood O₂ dissociation computations.* J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol., 46(3):599–602, 1979. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35496/>. 1-17
- [28] Stern, Shani, Andres Agudelo-Toro, Assaf Rotem, Elisha Moses und Andreas Neef: *Chronaxie measurements in patterned neuronal cultures from rat hippocampus.* PLoS One, 10(7):e0132577, Juli 2015. <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0132577>. 1-2
- [29] Stevens, S. S.: *On the Psychophysical Law.* Psychological Review, 64(3):153–181, 1957. 5, 1-42
- [30] Tikuisis, P, P Meunier und C E Jubenville: *Human body surface area: measurement and prediction using three dimensional body scans.* Eur. J. Appl. Physiol., 85(3-4):264–271, August 2001. <https://link.springer.com/article/10.1007/s004210100484>. 5, 1-18
- [31] Tomasits, J. und Haber, P: *Leistungsphysiologie.* Springer, 5. Aufl. Auflage, 2016. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-662-47260-6>. 5, 1-13, 1-27, 1-30, 1-41
- [32] W., Wagner und A. Pruss: *The IAPWS formulation 1995 for the thermodynamic properties of ordinary water substance for general and scientific use.* J. Phys. Chem. Ref. Data, 31(2):387–535, 2002. <https://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.1461829>. 1-12

Index

- Aktionspotential, 1-4
aktivitätsabhängiger Energieumsatz, PAEE, 1-27
AMV, Atemminutenvolumen, 1-13
ATPS, 1-9
Avogadro, 3-2
Bárány, 1-44
BF, Atemfrequenz, 1-13
Blutdruck, 2-1
BMI, 1-21
BTPS, 1-9
Chronaxie, 1-1, 1-4
Compliance C, 1-35
Diffusionsstrom, 2-3
Dipol, 1-5
DuBois, 1-18
Einthoven, 1-7
Exponentialfunktion, 2-1
FAEP, 1-46
Faraday-Konstante, 2-3
Fechner, 1-42
FRC, Funktionelle Residualkapazität, 1-13
Gaskonstante, 2-3
Glockenspirometer, 1-9
GU, Grundumsatz, 1-23
Gaskonstante, 2-3
Glockenspirometer, 1-9
GU, Grundumsatz, 1-23
h, Höhe, Körpergröße, 1-13
HMV, Herzminutenvolumen, 1-30
HZV, Herzzeitvolumen, 1-30
Indirekte Kalorimetrie, 1-26
Integralvektor, 1-5
Intensität-Dauer-Kurve, 1-4
Intensität, 1-1
Ionenbeweglichkeit, 2-3
kalorische Äquivalent, 1-26
KO, Körperoberfläche, 1-18
LA, Lebensalter, 1-13
m, Masse, Körpergewicht, 1-13
MAD, mittleren Aortendruck, 1-32
Magnus-Formel, 1-9
Membranspannung, 1-4
Membranzeitkonstante, 1-1
Molmasse, 3-2
Nahrungsinduzierte Thermogenese, DIT, 1-27
Nernst, 2-3
O₂-Aufnahme pro Minute \dot{V}_{O_2} , 1-39
Öffnungswinkel, 1-6
Osmolalität, 3-3
PEF, max. expiratorischer Fluss, 1-13
Probandendaten, 1-13
Rechteckimpuls, 1-4
respiratorischen Quotient, 1-26
Rheobase, 1-1
Ruhepotential, 1-4
Ruheumsatz, REE, 1-27
Schallpegel, 1-43
Stevens, 1-42
Stoffmassenkonzentration, 3-3
Stoffmenge, 3-2
Stoffmengenkonzentration, 3-2
STPD, 1-9
Stromdichte, 2-3
SV, Schlagvolumen, 1-30
Sättigungsdampfdruck, 1-10
Tagesumsatz, TEE, 1-27
TPR, totaler peripherer Systemwiderstand, 1-32
V_t, Atemzugvolumen, 1-13
VC, Vitalkapazität, 1-13
VEP, 1-46
Wasserdampf, 1-9

Weber, [1-42](#)

Zeitkonstante, [1-1](#), [2-2](#)

ZVD, zentraler Venendruck, [1-32](#)