

Jürgen Werner

**Biomedizinische Technik – Automatisierte Therapiesysteme**

Studium

# Biomedizinische Technik

---

Herausgegeben von  
Ute Morgenstern und Marc Kraft

Jürgen Werner

**Biomedizinische  
Technik –  
Automatisierte  
Therapiesysteme**

---

Band 9

**DE GRUYTER**

**Herausgeber**

Prof. em. Dr.-Ing. Jürgen Werner  
Ruhr-Universität Bochum  
Medizinische Fakultät  
44780 Bochum  
E-Mail: Juergen.Werner@rub.de

ISBN 978-3-11-025207-1  
e-ISBN 978-3-11-025213-2

**Library of Congress Cataloging-in-Publication Data**

A CIP catalog record for this book has been applied for at the Library of Congress.

**Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek**

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.dnb.de> abrufbar.

Der Verlag hat für die Wiedergabe aller in diesem Buch enthaltenen Informationen (Programme, Verfahren, Mengen, Dosierungen, Applikationen etc.) mit Autoren bzw. Herausgebern große Mühe darauf verwandt, diese Angaben genau entsprechend dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes abdruckten. Trotz sorgfältiger Manuskripterstellung und Korrektur des Satzes können Fehler nicht ganz ausgeschlossen werden. Autoren bzw. Herausgeber und Verlag übernehmen infolgedessen keine Verantwortung und keine daraus folgende oder sonstige Haftung, die auf irgendeine Art aus der Benutzung der in dem Werk enthaltenen Informationen oder Teilen davon entsteht.

Die Wiedergabe der Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen und dergleichen in diesem Buch berechtigt nicht zu der Annahme, dass solche Namen ohne weiteres von jedermann benutzt werden dürfen. Vielmehr handelt es sich häufig um gesetzlich geschützte, eingetragene Warenzeichen, auch wenn sie nicht eigens als solche gekennzeichnet sind.

© 2014 Walter de Gruyter GmbH, Berlin/Boston  
Umschlagabbildung: Getty Images/Science Photo Library RF  
Satz: le-tex publishing services GmbH, Leipzig  
Druck und Bindung: Hubert & Co. GmbH & Co. KG, Göttingen  
© Gedruckt auf säurefreiem Papier  
Printed in Germany

[www.degruyter.com](http://www.degruyter.com)

# Vorwort zur Lehrbuchreihe Biomedizinische Technik

Die Biomedizinische Technik umfasst – kurz gesagt – die Bereitstellung ingenieurwissenschaftlicher Mittel und Methoden und deren Anwendung auf lebende Systeme in Biologie und Medizin.

Es ist ein faszinierendes, breit angelegtes und interdisziplinäres Fachgebiet, das in der Lehrbuchreihe „Biomedizinische Technik“ aus unterschiedlichen Blickwinkeln betrachtet wird.

Spannende Fragen, die in den Lehrbüchern beantwortet werden:



Wie schafft man es, dass die technischen Geräte im klinischen Alltag langzeitstabil und zuverlässig arbeiten?

Welches Regelwerk wird benötigt, um neben der Funktionalität biomedizinischer Technik auch Sicherheit, Wirtschaftlichkeit und Ethik zu berücksichtigen?

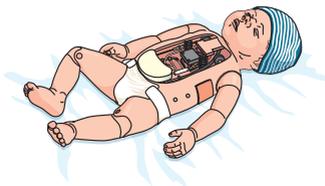
Muss ein Implantat mit CE-Kennzeichen die gleichen Anforderungen erfüllen wie ein Haarföhn mit einer identischen Kennzeichnung?



Wie können technische Systeme so geschickt an biologische Regelkreise angepasst werden, dass sich verlorene Lebensfunktionen auch bei alltäglicher Nutzung ersetzen lassen?

Welche mathematisch-physikalischen Beschreibungen in Raum und Zeit stehen uns zur Verfügung, um komplexe dynamische Prozesse zu simulieren?

Weshalb hat ein Sportprothesenfuß das Abrollverhalten eines mittelalterlichen Stelzfußes, aber einen Energiespeicher, wie ein Känguru?



Lassen sich Anatomie und Physiologie menschlicher Organsysteme in einem Cyborg täuschend echt nachbilden?

Warum benötigt man Phantome mit definierten Eigenschaften, um die Qualität biomedizintechnischer Geräte und Verfahren zu bewerten?

Kann man Künstliche Intelligenz mit Methoden des Blended Learning koppeln, um mithilfe eines modernen „Nürnberger Trichters“ im Schlaf zu lernen?

**Abbildungen:** Biomedizinische Technik. Von oben nach unten: Medizintechnik in Routineanwendung im Krankenhaus; Dynamik beim Jogging mit Unterschenkelprothesen; Säuglings-Manikin für Lern- und Trainingssysteme in der medizinischen Ausbildung.

Wenn Sie an Antworten auf diese und weitere Fragen interessiert sind, dann lesen Sie weiter!

Experten aus allen Bereichen haben in den zwölf Bänden der Reihe eine in sich stimmige systematische Darstellung der Biomedizinischen Technik komponiert: Ausgehend vom einführenden strukturierten Überblick werden über die medizinischen, physikalischen, terminologischen und methodischen Grundlagen in den Fachbänden der Reihe die wesentlichen Teilgebiete dargestellt. Den Abschluss bildet ein Band zur Entwicklung und Bewirtschaftung von Medizinprodukten, mit dem die Brücke vom theoretischen Hintergrund der biomedizintechnischen Verfahren und Geräte zur praktischen klinischen Nutzung geschlagen wird.

Die Herausgeberschaft der Reihe liegt im Fachausschuss „Aus- und Weiterbildung – Biomedizinische Technik im Studium“ der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT) im Verband der Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik (VDE).

**DGBMT** DEUTSCHE GESELLSCHAFT FÜR  
BIOMEDIZINISCHE TECHNIK IM VDE

Die jeweiligen Bandherausgeber bilden den Wissenschaftlichen Beirat der Lehrbuchreihe, der auf ausgewogene Darstellung der Biomedizinischen Technik aus wissenschaftstheoretischer, Anwender- und Herstellersicht achtet. Die Autoren vertreten eine Vielfalt unterschiedlicher Aspekte aus der Lehre, der Forschung und Entwicklung, der Produktion, der Klinik, dem Standardisierungs- und Prüfwesen sowie der Gesundheitswirtschaft.

## Die 12 Bände der Lehrbuchreihe im Überblick

Biomedizinische Technik

### **Band 1: Faszination, Einführung, Überblick**

Herausgegeben von Ute Morgenstern und Marc Kraft

ISBN: 978-3-11-025198-2

e-ISBN: 978-3-11-025218-7

Biomedizinische Technik

### **Band 2: Physikalische, medizinische und terminologische Grundlagen**

Herausgegeben von Ewald Konecny und Clemens Bulitta

ISBN: 978-3-11-025200-2

e-ISBN: 978-3-11-025219-4

Biomedizinische Technik

### **Band 3: Biomaterialien, Implantate und Tissue Engineering**

Herausgegeben von Birgit Glasmacher und Gerald A. Urban

ISBN: 978-3-11-025201-3

e-ISBN: 978-3-11-025216-3

Biomedizinische Technik

### **Band 4: Modellierung und Simulation**

Herausgegeben von Ute Morgenstern, Falk Uhlemann und Tilo Winkler

ISBN: 978-3-11-025202-6

e-ISBN: 978-3-11-025224-8

Biomedizinische Technik

### **Band 5: Biosignale und Monitoring**

Herausgegeben von Hagen Malberg und Gerald A. Urban

ISBN: 978-3-11-025203-3

e-ISBN: 978-3-11-025217-0

Biomedizinische Technik

### **Band 6: Medizinische Informatik**

Herausgegeben von Hartmut Dickhaus und Petra Knaup-Gregori

ISBN: 978-3-11-025204-0

e-ISBN: 978-3-11-025222-4

Biomedizinische Technik

**Band 7: Medizinische Bildgebung**

Herausgegeben von Olaf Dössel und Thorsten M. Buzug

ISBN: 978-3-11-025205-7

e-ISBN: 978-3-11-025214-9

Biomedizinische Technik

**Band 8: Bild- und computergestützte Interventionen**

Herausgegeben von Tim Lüth

ISBN: 978-3-11-025206-4

e-ISBN: 978-3-11-025215-6

Biomedizinische Technik

**Band 9: Automatisierte Therapiesysteme**

Herausgegeben von Jürgen Werner

ISBN: 978-3-11-025207-1

e-ISBN: 978-3-11-025213-2

Biomedizinische Technik

**Band 10: Rehabilitationstechnik**

Herausgegeben von Marc Kraft und Catherine Disselhorst-Klug

ISBN: 978-3-11-025208-8

e-ISBN: 978-3-11-025226-2

Biomedizinische Technik

**Band 11: Neurotechnik**

Herausgegeben von Thomas Stieglitz, Ulrich G. Hofmann und Steffen Rosahl

ISBN: 978-3-11-025209-5

e-ISBN: 978-3-11-025225-5

Biomedizinische Technik

**Band 12: Entwicklung und Bewirtschaftung von Medizinprodukten**

Herausgegeben von Stephan Klein, Felix Capanni, Uvo M. Hölscher und Frank Rothe

ISBN: 978-3-11-025210-1

e-ISBN: 978-3-11-025223-1

## Besonderheiten der Reihe

Jeder Band der Reihe ist inhaltlich eigenständig angelegt. Im Überblicksband (► [Band 1](#)) werden alle Schwerpunktthemen der Fachbände kurz dargestellt. Es bietet sich daher an, den ersten Band als Einstieg zu nutzen und um die Inhalte der nachfolgenden Bände zu ergänzen, in denen die Fachthemen behandelt werden, die jeweils von persönlichem Interesse sind.

- Wir haben uns für die Vermittlung des Stoffes in deutscher Sprache entschieden, um allen Lesern, insbesondere Studierenden der deutschsprachigen Bachelor-, Master- und Diplomstudiengänge, ein fundiertes und einfach zu erschließendes Grundlagenwissen mit auf den Weg zu geben. In allen Bänden der Lehrbuchreihe wird selbstverständlich auch auf ergänzende, weiterführende Fachliteratur in englischer Sprache verwiesen.
- Alle zwölf Bände sind nach den gleichen didaktischen Prinzipien aufgebaut: Es werden für das weitere Verständnis erforderliche Grundlagen des jeweiligen Fachgebiets mit aussagekräftigen Übersichten und Abbildungen dargelegt und mit anwendungsorientierten Praxisbeispielen verknüpft.
- Alle Kapitel besitzen Zusammenfassungen in deutscher und englischer Sprache sowie (in den Bänden zwei bis zwölf) einen Wissenstest zur Prüfungsvorbereitung. Ein kapitelbezogenes Glossar fasst in jedem Band die wichtigsten Begriffe und Definitionen zusammen. Formelzeichen und Abkürzungen sind jeweils für die Bände zusammengestellt.
- Über den vom Verlag angebotenen elektronischen Zugriff auf die Bände lassen sich Querverweise und Suchstrategien besonders gut realisieren. Einzelne Kapitel wie z. B. die „Medizinische Terminologie für die Biomedizinische Technik“ werden bereits durch eine Lernsoftware ergänzt – beste Voraussetzungen, um den Stoff spielerisch kennenzulernen und zu trainieren und ggf. medizinische Fachbegriffe auf unterhaltsame Weise auswendig zu lernen.

Die Herausgeber danken allen Beteiligten für das große Engagement, mit dem die Reihe auf den Weg gebracht wurde: den Hochschullehrern und Autoren, den Verlagsmitarbeitern und Lektoren, den Grafikern und Administratoren und allen anderen fleißigen Helfern, die zum Gelingen beigetragen haben! Alle Autoren freuen sich über Anregungen zur Verbesserung unserer Lehrbuchreihe!

Wir wünschen allen Lesern viel Erfolg und tiefgründige Erkenntnisse, aber auch großes Vergnügen beim Lesen und Lernen, beim Einarbeiten in die Thematiken der Biomedizinischen Technik und beim Vertiefen interessanter Teilgebiete.

Die Herausgeber der Lehrbuchreihe  
Ute Morgenstern und Marc Kraft

# Vorwort zu Band 9 der Lehrbuchreihe Biomedizinische Technik – Automatisierte Therapiesysteme

Liebe Leser,

technische Therapiesysteme unterstützen oder ersetzen physiologische Funktionssysteme des menschlichen Körpers. Insofern müssen sie mit den funktionsfähigen Körpersystemen interagieren und kooperieren. Das setzt einen optimierten Entwicklungsprozess auf drei Ebenen voraus:

- auf der materiellen Ebene (Materialien, Bauteile, Konstruktion)
- auf der energetischen Ebene (Verfügbarkeit der notwendigen Energie-Ressourcen)
- auf der informationellen Ebene (Interaktion und Kommunikation der Untersysteme untereinander und nach außen).

Die Automatisierungstechnik verfolgt die allgemeine Zielsetzung, Prozesse in ihrem selbsttätigen Ablauf so zu gestalten und zu beeinflussen, dass auch bei vorliegenden internen und externen Störungen vorgegebene Ziele erreicht werden. Damit agiert sie vornehmlich auf der dritten, der informationellen Ebene. Umsetzbar werden ihre Ergebnisse natürlich erst, wenn die materiellen und energetischen Probleme von Ersatzsystemen und Implantaten, wie beispielsweise Biokompatibilität und Energiebereitstellung, gelöst sind. Hierzu sei insbesondere auf ►[Band 3](#) dieser Lehrbuchreihe (Biomaterialien, Implantate, Bioengineering) verwiesen.

Auch in anderen Bänden, insbesondere in ►[Band 8](#), [10](#) und [11](#), kommen automatisierungstechnische Methoden und Werkzeuge zum Einsatz: ►[Band 8](#) beschäftigt sich mit bild- und computergestützten Interventionen, ►[Band 10](#) ist auf die Rehabilitationstechnik und ►[Band 11](#) auf die Neurotechnik fokussiert.

Der Schwerpunkt dieses hier vorliegenden Bandes 9 (Automatisierte Therapiesysteme) liegt im interdisziplinären Entwurf extra- und intrakorporaler technischer Systeme, die mit physiologischen Funktionen des Körpers, insbesondere des Herzens, des Kreislaufs, der Atmungsorgane, der Nieren, der Leber, der Bauchspeicheldrüse und der Motorik kooperieren oder zum Teil diese sogar ersetzen. Für nicht mit automatisierungstechnischen Begriffen und Methoden vertraute Leser bringt ►[Kap. 2](#) eine gestraffte Zusammenfassung. Die Methoden der Simulation und Modellbildung werden umfassend in ►[Band 4](#) der Lehrbuchreihe dargestellt.

Notwendige physiologische und klinische Grundlagen werden bei den jeweiligen Kapiteln dieses Buches behandelt. Jedoch sei hier zusätzlich auf den grundlegenden ▶ [Band 2](#) und auf weitergehende medizinische Literatur verwiesen.

Viel Freude beim Studieren!

Der Herausgeber des neunten Bandes

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Jürgen Werner', written in a cursive style.

Jürgen Werner  
Bochum, Juni 2013



# Inhalt

**Vorwort zur Lehrbuchreihe Biomedizinische Technik — V**

**Vorwort zu Band 9 der Lehrbuchreihe Biomedizinische Technik –  
Automatisierte Therapiesysteme — X**

**Hinweise zur Benutzung — XVII**

**Verzeichnis der Abkürzungen — XIX**

**Verzeichnis der Formelzeichen und Symbole — XXV**

**Verzeichnis der Indizes — XXXIII**

Jürgen Werner

**1 Automatisierte Therapiesysteme: Methoden und Zielsetzungen — 1**

- 1.1 Automatisierungstechnik — 2
- 1.2 Automatisierte Therapiesysteme — 3
- 1.3 Automatisierungstechnisches Ziel: Funktionswiederherstellung  
und Organersatz — 4
- 1.4 Analogie Prozessführungssystem/Patient-Arzt-Maschine-System — 5

Jürgen Werner

**2 Grundlagen der System- und Regelungstechnik — 7**

- 2.1 Systeme: Definitionen und Eigenschaften — 8
- 2.2 Mathematische Beschreibung von dynamischen Systemen — 15
- 2.3 Kennfunktionen von linearen dynamischen Systemen — 20
- 2.4 Regelkreise — 28
- 2.5 Computersimulation — 38

Jürgen Werner

**3 Regelkreise des menschlichen Körpers — 43**

- 3.1 Proportionale Regelung und Regelabweichungen — 44
- 3.2 Sollwertverstellungen — 46
- 3.3 Das Nervensystem als zentrale Regelschaltstelle — 47
- 3.4 Kardiozirkulatorisch-renales System — 50

Martin Hexamer

**4 Elektrotherapie des Herzens mittels Herzschrittmacher — 63**

- 4.1 Das Herz-Kreislauf-System im Überblick — 64
- 4.2 Physiologische Grundlagen — 66
- 4.3 Herzrhythmusstörungen — 73
- 4.4 Aufbau von Herzschrittmachern — 77
- 4.5 Der Betrieb von Herzschrittmachern — 88
- 4.6 Sensorgesteuerte Herzschrittmacher — 94
- 4.7 Elektrotherapie der Herzinsuffizienz — 102
- 4.8 Ausblick — 103

Ferdinand Kerl

**5 Elektrotherapie des Herzens mittels Defibrillatoren — 107**

- 5.1 Historische Entwicklung der Defibrillation — 110
- 5.2 Elektrophysiologie der Defibrillation — 111
- 5.3 Automatisierte EKG-Analyse in AEDs — 112
- 5.4 Gerätetechnologie — 115
- 5.5 Wichtige Faktoren für die Defibrillation — 119
- 5.6 Impulsdimensionierung — 122
- 5.7 Ausblick — 124

Andreas Arndt, Francesco Moscato

**6 Kreislaufunterstützungssysteme und Künstliches Herz — 129**

- 6.1 Therapieformen und Therapiegeräte — 130
- 6.2 Modellbildung des unterstützten Herz-Kreislauf-Systems — 136
- 6.3 Regelung von Systemen zur Langzeitunterstützung — 142
- 6.4 Sicherheitsaspekte und Zulassung — 149
- 6.5 Ausblick — 149

Florian Dietz

**7 Beatmungstechnik — 155**

- 7.1 Grundlagen der Beatmung — 157
- 7.2 Therapietechnologie — 171
- 7.3 Automatisierung und Regelungskonzepte — 179

Olaf Simanski

**8 Narkosetechnik — 187**

- 8.1 Einteilung von Inhalationsnarkosesystemen — 189
- 8.2 Beatmung unter Narkose — 204
- 8.3 Monitoring während der Narkose — 206
- 8.4 Total intravenöse Anästhesie — 208

Martin Hexamer

**9 Herz-Lungen-Maschine und extrakorporale Membranoxygenierung — 215**

- 9.1 Einleitung — 216
- 9.2 Physiologische Grundlagen — 217
- 9.3 Aufbau der Herz-Lungen-Maschinen und der extrakorporalen Membranoxygenierung — 221
- 9.4 Komponenten der Extrakorporalen Zirkulation — 224
- 9.5 Aspekte des Betriebs einer Herz-Lungen-Maschine — 232
- 9.6 Automatisierung von Herz-Lungen-Maschinen und extrakorporaler Membranoxygenierung — 235
- 9.7 Ausblick — 239

Daniel Schneditz

**10 Dialysetechnik — 243**

- 10.1 Struktur und Funktion der Niere — 244
- 10.2 Nierenversagen — 246
- 10.3 Behandlungsformen — 247
- 10.4 Transportprozesse — 248
- 10.5 Komponenten einer Dialyseapparatur — 254
- 10.6 Zugänge — 267
- 10.7 Gerinnungshemmung — 270
- 10.8 Extrakorporale Sensoren — 273
- 10.9 Sicherheitssysteme — 277
- 10.10 Quantifizierung — 277
- 10.11 Physiologische Regelung — 282
- 10.12 Ausblick — 284

Ludwig Kramer

**11 Temporäre Leberunterstützung — 289**

- 11.1 Prinzipielle Aufgaben der Leber — 290
- 11.2 Medizinische Indikationen zur extrakorporalen Leberunterstützung — 293
- 11.3 Entwicklung der extrakorporalen Therapie bei Leberversagen — 297
- 11.4 Klinische Bewertung der extrakorporalen Leberunterstützung — 305
- 11.5 Ausblick — 306

Andreas Thomas

**12 Artifizielles Pankreas — 309**

- 12.1 Einleitung — 310
- 12.2 Normale Regulation des Glukosespiegels — 310
- 12.3 Gestörte Regulierung des Glukosespiegels — 313

- 12.4 Therapie des Diabetes mellitus — **315**
- 12.5 Konzept und Aufbau eines Artifiziiellen Pankreas — **317**
- 12.6 Ausblick — **329**

Thomas Schauer

- 13 Funktionelle Elektrostimulation nach Querschnittlähmung und Schlaganfall — 333**
- 13.1 Einleitung — **334**
- 13.2 Neuro-muskuläres System — **335**
- 13.3 Wirkungsweise der funktionellen Elektrostimulation — **338**
- 13.4 Elektromyographie — **341**
- 13.5 Allgemeine Steuerungs-/Regelungsstruktur — **343**
- 13.6 Modellierung des neuromuskulären Systems — **346**
- 13.7 Anwendungsbeispiele — **348**
- 13.8 Ausblick — **353**

Heike Vallery, Robert Riener

- 14 Verfahren in der neurologischen Bewegungstherapie — 357**
- 14.1 Einleitung — **358**
- 14.2 Grundlagen der Rehabilitationsrobotik — **361**
- 14.3 Regelkonzepte für Rehabilitationsroboter — **365**
- 14.4 Ausblick — **369**

**Schlusswort — 375**

**Autorenverzeichnis — 376**

**Bandspezifisches Glossar — 378**

**Sachwortverzeichnis — 400**

# Hinweise zur Benutzung

## Methodischer Hinweis

Ob elektronisch oder auf Papier: Es empfiehlt sich immer, ein Lehrbuch als Arbeitsbuch zu benutzen, es mit persönlichen Notizen, Hervorhebungen und Markierungen zu versehen. Über [www.degruyter.de](http://www.degruyter.de) lassen sich auf elektronischem Wege beim Verlag Kapitel aus Bänden zu einem eigenen Sammelwerk zusammenstellen. Ergänzende interaktive Lernsoftware findet man z. B. unter [www.theragnosos.de](http://www.theragnosos.de).

## Gender-Hinweis

Im Gegensatz zu rein technischen Fächern ist im Bereich der Biomedizinischen Technik das Geschlechterverhältnis ausgewogener. In den Bänden der Lehrbuchreihe „Biomedizinische Technik“ liegt der Schwerpunkt auf fachlichen Darstellungen der Grundlagen unseres Berufsbildes, bei dem das Geschlecht des Akteurs selbst keine Rolle spielt. Aus diesem Grund wird generell für alle Personen- und Funktionsbezeichnungen das generische (geschlechtsneutrale) Maskulinum verwendet, das die weibliche Form einschließt.

## Verzeichnis der Abkürzungen

Allgemeine Abkürzungen sind im Abkürzungsverzeichnis aufgeführt (s. S. XIX).

## Verzeichnis der Formelzeichen, Symbole und Indizes

Formelzeichen, Symbole und Indizes sind im jeweiligen Verzeichnis aufgeführt (s. S. XXV).

## Quellen

Die Quellenangaben bei Normen und Standards sind grundsätzlich ohne Jahreszahl vermerkt, da die jeweils aktuelle Ausgabe zu beachten ist. Soweit in den Abbildungen Quellen genannt werden, finden sich Erstautor und Jahreszahl in eckigen Klammern, die im Quellenverzeichnis am Ende des Kapitels aufgelöst werden.

## Verzeichnis der Autoren

Alle Autoren des Bandes sind im Autorenverzeichnis am Ende des Bandes aufgeführt (s. S. 376).

## Bandspezifisches Glossar

Alle Definitionen des Bandes sind im Glossar am Ende des Bandes zusammengeführt (s. S. 378).

### Sachwortverzeichnis

Wichtige Begriffe, auf deren Erläuterung man beim Suchen im **Sachwortverzeichnis** am Ende des Bandes verwiesen wird, sind im Text gefettet dargestellt.

### Im Text verwendete Symbole sowie Sonderauszeichnungen des Textes

Neben den üblichen mathematischen Symbolen und Sonderzeichen wird folgendes Symbol im Text verwendet:

▶ verweist auf Abbildungen, Tabellen, Glossarbegriffe, Kapitel und Bände innerhalb der Reihe Biomedizinische Technik.

Alle Einträge, die im **Sachwortverzeichnis** und im **bandspezifischen Glossar** verzeichnet sind, sind im Text hervorgehoben durch eine fette Auszeichnung des Begriffs.

Alle **Definitionen** innerhalb der Kapitel sind gekennzeichnet durch einen grau hinterlegten Kasten.

**i** Alle erläuternden Beispiele und Exkursionen innerhalb der Kapitel sind gekennzeichnet durch dieses Symbol und einen gerahmten Kasten mit einer, den Textabschnitt begrenzenden, blauen Ober- und Unterlinie.

**?** Dieses Symbol markiert den Übungsteil in Form von Testfragen zum Verständnis des jeweiligen Kapitels am Kapitelende.

## Verzeichnis der Abkürzungen

AAN	<i>Assist-as-Needed Strategy/Control</i> ; bedarfsgerechte Strategie/Regelung
AC	<i>Alternating Current</i> ; Wechselstrom
ACTH	adenokortikotropes Hormon
ADH	antidiuretisches Hormon
AED	<i>Automatic External Defibrillator</i> ; automatischer externer Defibrillator
AF	<i>Atrial Fibrillation</i> ; atriale Fibrillation
AHA	<i>American Heart Association</i>
AICD	<i>Automatic Implantable Cardioverter/Defibrillator</i> ; automatischer implantierbarer Kardioverter/Defibrillator
Alice	<i>Automatic Lung Inflation Control Effect</i>
ANP	atriales natriuretisches Peptid
ANS	Autonomes/Vegetatives Nervensystem
AOCLD	<i>Acute-on-chronic liver failure</i> ; akut- auf chronisches Leberversagen
AP	1. <i>Atrial Pacing</i> ; atriale Stimulation (s. ► Kap. 4); 2. Artifizielles Pankreas, Künstliche Bauchspeicheldrüse (s. ► Kap. 12); 3. Aktionspotential (s. ► Kap. 4, ► Kap. 13)
APD	ambulante Peritonealdialyse
ARDS	<i>Acute Respiratory Distress Syndrome</i> ; akutes (fortschreitendes) Lungenversagen
ARI	akute respiratorische Insuffizienz
ARP	atriale Refraktärperiode
ARW	<i>Anti Reset Windup</i> ; Maßnahme gegen Integrator-Überlauf
AS	<i>Atrial Sensing</i> ; erfolgte atriale Wahrnehmung
ASB	<i>Assisted Spontaneous Breathing</i> ; Assistierte Spontanatmung
ASV	<i>Adaptive Support Ventilation</i> ; adaptiv unterstützende Beatmung
ATC	<i>Automatic Tube Compensation</i> ; automatische Tubuskompensation
ATR	<i>Attenuated Total Reflection</i> ; abgeschwächte Totalreflexion
AV	atrioventrikulär
BCI	<i>Brain-Computer Interface</i> ; Gehirn-Computer-Schnittstelle
BF	<i>Body Floating</i> ; erdfreies Anwendungsteil für Anwendung am Körper
BGA	Blutgasanalyse, Blutgasanalysator
BPEG	<i>British Pacing and Electrophysiology Group</i> ; Britische Stimulations- und Elektrophysiologiegruppe
bpm	<i>beats per minute</i> ; Schläge pro Minute (Eigenaktion des Herzens)
BTD	<i>Bridge to Decision</i> ; Überbrückung zur Entscheidung
BTE	<i>Biphasic Truncated Exponential</i> ; biphasisch abgeschnittener Exponentialimpuls
BTR	<i>Bridge to Recovery</i> ; Überbrückung zur Erholung

BTT	<i>Bridge to Transplant</i> ; Überbrückung zur Transplantation
BVAD	<i>Bi-Ventricular Assist Device</i> ; biventrikuläres Herzunterstützungssystem
Ca(OH) <sub>2</sub>	Calciumhydroxid
CaCO <sub>3</sub>	Calciumcarbonat
CAPD	kontinuierliche ambulante Peritonealdialyse
CAVHF	kontinuierliche arterio-venöse Hämofiltration
CCPD	kontinuierliche zyklische Peritonealdialyse
CF	<i>Cardiac Floating</i> ; erdfreies Anwendungsteil für direkte Anwendung am Herzen
CGM	<i>Continuous Glucose Monitoring</i> ; kontinuierliches Glukosemonitoring
CH <sub>3</sub> COO <sup>-</sup>	Azetat
CMOS	<i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i> ; komplementärer Metall-Oxid-Halbleiter für Mikroprozessoren
CO <sub>2</sub>	Kohlenstoffdioxid (auch Kohlendioxid)
COPD	<i>Chronic Obstructive Pulmonary Disease</i> ; chronisch obstruktive Lungenerkrankung
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure</i> ; Atemhilfe mit kontinuierlichem positiven Druck
CPB	<i>Cardiopulmonary Bypass</i> ; kardiopulmonaler (Herz-Lungen-)Bypass
CPR	<i>Cardiopulmonary Resuscitation</i> ; Herz-Lungen-Wiederbelebung
CRI	chronische respiratorische Insuffizienz
CRT	kardiale Resynchronisationstherapie
CSII	<i>Continuous Subcutaneous Insulin Infusion</i> ; kontinuierliche subkutane Insulininfusion, häufig auch als „klassische“ Insulinpumpentherapie bezeichnet
CT	<i>Conventional Insulin Therapy</i> ; konventionelle Insulintherapie
CU	<i>Creighton University</i>
CVVH	<i>Controlled Veno-venous Haemofiltration</i> ; pumpengetriebene veno-venöse Hämofiltration
DC	<i>Direct Current</i> ; Gleichstrom
DFT	<i>Defibrillation Threshold</i> ; Schwelle zur Defibrillation
DGL	Differentialgleichung
DIA	Diastole
DIVA	<i>Direct Injection of Volatile Agents</i> ; elektronische Narkosemitteldosierung
DoF	<i>Degree of Freedom</i> ; Freiheitsgrad
DT	1. <i>Destination Therapy</i> ; permanente Unterstützung (s. ► Kap. 6); 2. <i>Dialysis Therapy</i> ; Dialysetherapie (s. ► Kap. 11)
ECLA	<i>Extracorporeal Lung Assist</i> ; extrakorporale Lungenunterstützung
ECMO	<i>Extracorporeal Membrane Oxygenation</i> ; extrakorporale Membranoxygenierung

EDTA	Ethylendiamintetraazetat
EEG	Elektroenzephalographie, Elektroenzephalogramm
EIT	Elektroimpedanztomographie, Elektroimpedanztomogramm
EKG	Elektrokardiographie, Elektrokardiogramm
EKZ	Extrakorporale Zirkulation
EMG	Elektromyographie, Elektromyogramm
ERC	<i>European Resuscitation Council</i> ; Europäische Gesellschaft für Wiederbelebungsmaßnahmen
ES	Extrasystole
ESB	Ersatzschaltbild
EW	Erwachsene
F	Filtrat
FAHSM	frequenzadaptiver Herzschrittmacher
FES	<i>Functional Electrical Stimulation</i> ; Funktionelle Elektrostimulation
FET	<i>Functional Electrical Therapy</i> ; Funktionelle Elektrotherapie
FF	Filtrationsfraktion
FFP	<i>Fresh Frozen Plasma</i> ; gefrorenes Frischplasma
FPSA	<i>Fractionated Plasma Separation and Adsorption</i> ; fraktionierte Plasmaseparation und Adsorption
G	Maßeinheit für Außendurchmesser von Punktionsnadeln ( <i>engl. gauge</i> – Breite, Maß)
H <sub>2</sub> O	Wasser
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	Wasserstoffperoxid
Hb	Hämoglobin
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	Bicarbonat (auch Hydrogencarbonat)
HD	Hämodialyse
HDF	Hämodiafiltration
HE	hepatische Enzephalopathie
HF	Hämofiltration
HKS	Herz-Kreislauf-System
HLM	Herz-Lungen-Maschine
HME	<i>Heat Moisture Exchange</i> ; Austausch von Wärme und Feuchtigkeit
HSM	Herzschrittmacher
IAB	<i>Intra-Aortic Balloon Pump</i> ; Intraaortale Ballonpumpe
IABP	<i>Intra-Aortic Balloon Counterpulsation</i> ; Intraaortale Ballon(gegen)pulsation
ICD	<i>Implantable Cardioverter/Defibrillator</i> ; implantierbarer Kardioverter/Defibrillator
ICT	<i>Intensified Conventional Insulin Therapy</i> ; intensivierte konventionelle Insulintherapie
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> ; Internationale Normungskommission für Elektrotechnik

I-E-Ventil	Inspirations(Einatmungs)- und Expirations(Ausatmungs)ventil
IGBT	<i>Insulated Gate Bipolar Transistor</i> ; Bipolartransistor mit isolierter Gate-Elektrode
ILR	Iterativ Lernende Regelung
IMC	<i>Internal Model Control</i> ; Regelung mit internem (Regelstrecken-)Modell
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i> ; inertielle (träge) Messeinheit
IMV	<i>Intermittent Mandatory Ventilation</i> ; periodische oder unterbrochene Zwangsbeatmung
IPPV	<i>Intermittent Positive Pressure Ventilation</i> ; periodische Überdruckbeatmung
IR	Infrarot
K	Kinder
KK	Kleinkinder
KOH	Kaliumhydroxid
L	L-Form eines chiralen Moleküls
LED	<i>Light Emitting Diode</i> ; Leuchtdiode
LV	linker Ventrikel
LVAD	<i>Left Ventricular Assist Device</i> ; linksventrikuläres Herzunterstützungssystem
MAP	Muskelaktionspotential
MARS	<i>Molecular Adsorbent Recirculation System</i> ; molekulares Adsorber-System mit Rezirkulation
MCSS	<i>Mechanical Circulatory Support System</i> ; mechanisches Kreislaufunterstützungssystem
MDS	<i>Monophasic Damped Sinusoid Pulse Form</i> ; monophasische gedämpfte Sinusschwingung
ME	Motorische Einheit
MELD	<i>Model for Endstage Liver Disease Score</i> ; Modell für den Schweregrad einer Lebererkrankung
MIT-BIH	<i>Massachusetts Institute of Technology</i> – Beth Israel Hospital
MLAEP	<i>Mid-Latency Auditory Evoked Potential</i> ; audioevoziertes Potential mittlerer Latenz
MLP	<i>Multilayer Perceptron</i> ; Multilayer-Perzeptron
MOSFET	<i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i> ; Metalloxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor
MOS	<i>Metal Oxide Semiconductor</i> ; Metalloxidhalbleiter
MTE	<i>Monophasic Truncated Exponential</i> ; monophasisch abgeschnittener Exponentialimpuls
N <sub>2</sub> O	Lachgas
NaOH	Natriumhydroxid

NASPE	<i>North American Society of Pacing and Electrophysiology</i> ; Nordamerikanische Gesellschaft für Stimulation und Elektrophysiologie
NAVA	<i>Neurally Adjusted Ventilatory Assist</i> ; neuronal gesteuerte assistierende Beatmung
NBD	<i>NASPE/BPEG Defibrillator Code</i> ; NASPE-/BPEG-Defibrillatorcode
NH <sub>4</sub> <sup>+</sup>	Ammoniumion
NMT	<i>Neuromuscular Transmission</i> ; neuromuskuläre Übertragung
NYHA	<i>New York Heart Association</i>
O <sub>2</sub>	Sauerstoff
OP	Operation
P	proportional reagierendes oder regelndes System, s. ► Kap. 2
PAD	<i>Public Access Defibrillation</i> ; Laiendefibrillation
PCV	<i>Pressure Controlled Ventilation</i> ; druckkontrollierte Beatmung
PD	1. proportional und differentiell reagierendes oder regelndes System (s. ► Kap. 2); 2. Peritonealdialyse (s. ► Kap. 10)
PDT <sub>2</sub>	proportional und differentiell reagierendes oder regelndes System mit Verzögerung 2. Ordnung
PEA	pulslose elektrische Aktivität
PECLA	<i>Pumpless Extracorporeal Lung Assist</i> ; pumpenlose extrakorporale Lungenunterstützung
PEEP	<i>Positive End-Expiratory Pressure</i> ; positiver endexpiratorischer Druck bei Beatmung
PID	<i>proportional, integral, derivative</i> ; proportional, integral und differentiell reagierendes oder regelndes System
ppm	<i>paces per minute</i> ; Schläge pro Minute (ausgelöst durch Herzschrittmacherstimulation)
PPS	<i>Proportional Pressure Support</i> ; proportionale Druckunterstützung
PRVC	<i>Pressure Regulated Volume Control</i> ; druckkontrollierte Beatmung mit Volumensteuerung
PT <sub>1</sub>	proportional reagierendes oder regelndes System mit Verzögerung 1. Ordnung
PTABT	<i>Percentage of Time Above or Below Threshold</i> ; Zeitanteil ober- oder unterhalb eines Schwellwertes
PTt	proportional reagierendes System mit Totzeit
PVARP	postventrikuläre atriale Refraktärperiode
RAAS	Renin-Angiotensin-Aldosteron-System
RBP	<i>Rotary Blood Pump</i> ; Rotationsblutpumpe
REDY	regeneriertes Dialysat
S	SIEMENS; Maßeinheit für elektrischen Leitwert
SCD	<i>Sudden Cardiac Death</i> ; Plötzlicher Herztod
SEA	<i>Series Elastic Actuator</i> ; serieller elastischer Aktuator

SIMV	<i>Synchronised Intermittent Mandatory Ventilation</i> ; patientensynchronisierte periodische oder unterbrochene Zwangsbeatmung
SN	<i>Single Needle</i> ; Ein-Nadel-System
SPAD	<i>Single Pass Albumin Dialysis</i> ; Einzschritt-Albumindialyse
SuP	sensorunterstützte Pumpentherapie
SVM	<i>Support Vector Machine</i> ; Stützvektormethode
SYS	Systole
TAH	<i>Total Artificial Heart</i> ; Künstliches Herz, Kunstherz
TARP	totale atriale ventrikuläre Refraktärperiode
TCI	<i>Target Controlled Infusion</i> ; computerassistierte Infusion mit dem Ziel, eine vorgegebene Konzentration zu erreichen
TIVA	<i>Total Intravenous Anaesthesia</i> ; Totale Intravenöse Anästhesie
TTI	transthorakale Impedanz
UdSSR	Union der Sozialistischen Sowjetrepubliken
ULV	<i>Upper Limit of Vulnerability</i> ; obere Grenze für eine Flimmerinduktion
UV	ultraviolett
VAD	<i>Ventricular Assist Device</i> ; ventrikuläres Herzunterstützungssystem
vaECMO	veno-arterielle ECMO
VEP	<i>Virtual Electrode Polarisation</i> ; virtuelle Elektrodenpolarisierung
VF	ventrikuläre Fibrillation
VIP	ventrikulärer Inotropieparameter
VMC	<i>Virtual Model Control</i> ; virtuelle Modellregelung
VP	<i>Ventricular Pacing</i> ; ventrikuläre Stimulation
VRP	ventrikuläre Refraktärperiode
VS	<i>Ventricular Sensing</i> ; erfolgte ventrikuläre Wahrnehmung
VT	ventrikuläre Tachykardie
vvECMO	veno-venöse ECMO
WLAN	<i>Wireless Local Area Network</i> ; drahtloses lokales Netzwerk
WOK	Wurzelortskurve
ZNS	Zentrales Nervensystem, Zentralnervensystem

## Verzeichnis der Formelzeichen und Symbole

A	Fläche (s. ► Kap. 10); Membranfläche (s. ► Kap. 9) in $m^2$ oder $cm^2$
a	Molekülradius in nm
AF	Atemfrequenz in 1/min
AI	Auslöse-Intervall in ms
AMV	Atemminutenvolumen in l/min
AVCT	<i>Atrioventricular Conduction Time</i> ; atrioventrikuläre Überleitungszeit in ms
AVD	<i>Atrioventricular Delay</i> ; atrioventrikuläre Verzögerungszeit in ms
AZV	Atemzugvolumen ( <i>engl. tidal volume</i> ; alternative Bezeichnung: Tidalvolumen $V_T$ ) in ml
bi	pumpenspezifische Konstanten mit unterschiedlicher Maßeinheit bei Herz-Lungen-Maschine
BIS	Bispektral-Index, dimensionslos
BLI	<i>Blanking Interval</i> ; dt. Austastlücke in ms
C	1. <i>Compliance</i> (Dehnbarkeit, elastische Nachgiebigkeit, Kehrwert der Elastance) z. B. in ml/mbar oder l/mmHg (s. ► Kap. 7, 9); elektrisches Analogon: Kapazität; 2. Kapazität in F (s. ► Kap. 2, 4, 5)
c	1. Konzentration z. B. in $mol/dm^3$ , mmol/l oder mg/dl (s. ► Kap. 10, 12); 2. Federkonstante in $kg/s^2$ (s. ► Kap. 14)
$cap_{O_2}$	Sauerstoffbindungskapazität von Blut, z. B. in $l_{O_2}/l_{Blut}$ oder $l_{O_2}/g_{Hb}$
$c_{CO_2, B}$	Kohlendioxidkonzentration in $l_{CO_2}/l_{Blut}$
$c_{Gluk}$	Glukosekonzentration in mmol/l oder mg/dl
$c_{Gluk, B}$	Glukosekonzentration im Blut in mmol/l oder mg/dl
$c_{Gluk, ISF}$	Glukosekonzentration in der interstiellen Flüssigkeit (Interstitium) in mmol/l oder mg/dl
$c_{Gluk, Sensor}$	Glukosekonzentration, am Sensor gemessen, in mmol/l oder mg/dl
$c_{Gluk, Ziel}$	Zielwert der Glukosekonzentration in mmol/l oder mg/dl
$C_H$	HELMHOLTZ-Kapazität in $\mu F$
$c_{Hb}$	Hämoglobinkonzentration in $g_{Hb}/l_{Blut}$ oder $g_{Hb}/dl_{Blut}$
$c_{Ins}$	Insulinkonzentration in pmol/l
$C_L$	Lungennachgiebigkeit (Compliance) in ml/mbar
$C_M$	effektive Membrankapazität der Myokardzellen in $\mu F$
$c_m$	Medikamentenkonzentration in einem Kompartiment
$c_{O_2, B}$	Sauerstoffkonzentration in $l_{O_2}/l_{Blut}$
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure</i> ; kontinuierlicher positiver Atemwegsdruck in mbar, $cm_{H_2O}$ oder kPa
CVP	<i>Central Venous Pressure</i> ; Venendruck in mmHg oder Pa
$c_X$	Konzentration eines Stoffes X in einer Flüssigkeit, z. B. in $l_X/l_{Flüssigkeit}$ oder $ml_X/l_{Flüssigkeit}$

$\dot{c}_m$	Änderung der Medikamentenkonzentration in einem Kompartiment in mmol/l/s
D	1. Diffusionskoeffizient in $\text{cm}^2/\text{s}$ (s. ▶Kap. 10); 2. Verstärkungsfaktor eines differenzierenden Glieds, dimensionslos (s. ▶Kap. 14); 3. Dosis, z. B. Insulindosis in IE (s. ▶Kap. 12)
d	1. Schichtdicke, Membrandicke in $\mu\text{m}$ oder m (s. ▶Kap. 10); 2. Dämpfungskonstante in kg/s (s. ▶Kap. 14)
D(s)	Störgröße im Frequenzbereich
d(t)	Störgröße im Zeitbereich
dc/dt	Änderung der Glukosekonzentration pro Zeiteinheit in mmol/l/min oder mg/dl/min
D <sub>ins</sub>	Insulindosis in IE (internationale Einheiten; 1 IE entspricht einer Insulinmenge von 0,01 ml)
E	1. Energie in J (s. ▶Kap. 5); 2. Effizienzfaktor des Wärmetauschers im Oxygenator, dimensionslos (s. ▶Kap. 9); 3. Elastanz (alternative Bezeichnungen: Steifigkeit, Elastizität, <i>Elastance</i> ) z. B. in mmHg/ml (s. ▶Kap. 6);
e	EULERSche Zahl $e = 2,71828 \dots$
E(s)	Regelabweichung im Frequenzbereich (Differenz aus Soll- und Istgröße)
e(t)	Regelabweichung im Zeitbereich (Differenz aus Soll- und Istgröße)
E <sub>a</sub>	Elastanz (alternative Bezeichnungen: Steifigkeit, Elastizität, <i>Elastance</i> ) der arteriellen Gefäße in mmHg/ml
E <sub>A</sub> (t)	zeitvariante Elastanz des Atriums in mmHg/ml
EI	<i>Escape Interval</i> ; Pausenintervall in ms
E <sub>max</sub>	Maximalwert der Elastanz E(t) zum Ende der Systole in mmHg/ml
E <sub>min</sub> (Q)	Minimalwert der volumenabhängigen Elastanz E(t) zum Ende der Diastole in mmHg/ml
EMG <sub>WK</sub>	Willkür-Elektromyogramm (EMG)
EMG <sub>WK, f</sub>	gefiltertes Willkür- Elektromyogramm (EMG)
E <sub>v</sub>	Elastanz der venösen Gefäße in mmHg/ml
E <sub>V</sub> (t)	zeitvariante Elastanz des Ventrikels in mmHg/ml
E <sub>V, norm</sub> (t)	normierte Elastanz des Ventrikels
F	(Gas-) Fraktion, z. B. ist F <sub>O<sub>2</sub></sub> die Sauerstofffraktion im Gasgemisch
f	1. Frequenz in Hz (s. ▶Kap. 4, 13); 2. Verstärkungsfaktor für die angestrebte expiratorische Anästhetikakonzentration (s. ▶Kap. 8); 3. Koeffizient bzw. Faktor (s. ▶Kap. 2, 12);
F(jω)	FOURIER-Transformierte
F(s)	LAPLACE-Transformierte
f(t)	Funktion im Zeitbereich
F <sub>Err</sub>	Fehlerfaktor des Glukosesensors
FGF	Frischgasfluss, Volumenstrom (Flow) des Frischgases in l/min

$F_k$	FOURIER-Koeffizient
$F_{\text{kal}}$	Kalibrierfaktor des Glukosesensors
FRC	<i>Functional Residual Capacity</i> ; Funktionelle Residualkapazität in l
$f_{\text{stim}}$	Stimulationsfrequenz in 1/min oder bpm (beats per minute) bzw. ppm (paces per minute)
$f_{\text{stim}0}$	Stimulationsfrequenz für den Zustand körperlicher Ruhe in 1/min oder bpm ( <i>beats per minute</i> ) bzw. ppm ( <i>paces per minute</i> )
$F_X$	Fraktion eines Gases $X$ in einem Gasgemisch, dimensionslos
$G$	Bildungsrate (Geschwindigkeit) in g/min oder in mol/min
$g$	Erdbeschleunigung, $g = 9,81 \text{ m/s}^2$
$G(j\omega)$	Frequenzgang
$G(s)$	Übertragungsfunktion
GFR	Glomeruläre Filtrationsrate in $\text{cm}^3/\text{min}$
$h$	Körpergröße ( <i>height</i> ) in cm
$h(t)$	Übergangsfunktion
HF	Herzfrequenz in 1/min
HI	<i>Hysteresis Interval</i> ; Hysterese-Intervall in ms
Hkt	Hämatokrit in %
HMV	Herzminutenvolumen (alternative Bezeichnung: Herzzeitvolumen HZV) in l/min
HR	Herzfrequenz (alternative Bezeichnung: HF; <i>heart rate, engl. rate</i> – Geschwindigkeit; <i>dt.</i> auch als Herzrate bezeichnet) in 1/min
HRV	<i>Heart Rate Variability</i> ; Herzfrequenzvarabilität in %
HZV	Herzzeitvolumen (alternative Bezeichnung: Herzminutenvolumen HMV) in l/min
<b>I</b>	Einheitsmatrix
$I$	1. Stromstärke in A (s. ► Kap. 5, 12, 13); 2. Verstärkungsfaktor eines integrierenden Glieds im Regelsystem, dimensionslos (s. ► Kap. 14)
$i$	variable Stromstärke in A
IEV	Inspirationszeit/Expirationszeit-Verhältnis als Verhältnis von Einatem- zu Ausatemzeit (alternative Bezeichnung: I-E-Verhältnis, Inspirations-Expirations-Verhältnis I : E), dimensionslos
INR	<i>International Normalized Ratio</i> ; dimensionsloser Parameter für die Blutgerinnungszeit (vgl. Prothrombinzeit)
$I_{\text{Rheobase}}$	Rheobasenstrom (physiologischer Wert) in A
$I_{\text{Sensor}}$	Sensorstrom in nA
$J$	1. Massenfluss in g/min oder in mol/min (s. ► Kap. 10); 2. Trägheitsmoment in Nm (s. ► Kap. 14)
$j$	imaginäre Einheit
$K$	1. Konstante, z. B. bei der Berechnung der aufgenommenen Anästhetikamenge beispielsweise für Sevofluran $K = 182,66$ bei $T = 22^\circ\text{C}$ (s. ► Kap. 8) oder z. B. Verstärkungsfaktor eines

	proportional wirkenden Kraftreglers (s. ▶ Kap. 14);, dimensionslos;
	2. Clearance in $\text{dm}^3/\text{min}$ (s. ▶ Kap. 10)
$k$	BOLTZMANN-Konstante $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ m}^2\text{kg/s}^2/\text{K}$
$K_0$	Massentransferkoeffizient in $\text{cm}/\text{min}$
$K_0A$	Massentransferkoeffizient-Flächen-Produkt in $\text{cm}^3/\text{min}$
$k_{B \rightarrow \text{ISF}}$	Flussrate der Glukose vom Blut zum Interstitium in $\text{mmol}/\text{l}/\text{min}$ oder $\text{mg}/\text{dl}/\text{min}$
$K_f$	Filtrationskoeffizient in $\text{cm}^3/\text{min}/\text{mmHg}$
KG	„Körpergewicht“; Masse in kg
$k_{\text{HSM}}$	Verstärkungsfaktor ( <i>rate response</i> ) in $1/\text{min}$ , Einheit der Sensorgröße
$k_{\text{ISF} \rightarrow B}$	Flussrate der Glukose vom Interstitium zum Blut in $\text{mmol}/\text{l}/\text{min}$ oder $\text{mg}/\text{dl}/\text{min}$
$k_{\text{ISF} \rightarrow Z}$	Glukoseverbrauch in den peripheren Zellen in $\text{mmol}/\text{l}/\text{min}$ oder $\text{mg}/\text{dl}/\text{min}$
$k_{m \ n}$	Übertragungskonstante zwischen den Kompartimenten $m$ und $n$
$K_p$	Parameter, beschreibt Insulinsekretionsrate als Reaktion auf den basalen Glukosespiegel
$Kt/V$	Clearance $K$ mal Zeit $t$ durch Volumen $V$ , sprich „ $K-t$ -durch- $V$ “
$K_v$	Verstärkungsfaktor in der Übertragungsfunktion
$K_{X,Y}$	Austauschkoeffizienten eines Gases $X$ am Ort $Y$ , z. B. in $(\text{ml}/\text{min})/(\text{mmHg} \cdot \text{m}^2)$
$k_{x_0}$	Konstante für die Elimination (Eliminierung)
$L$	1. Induktivität in $H = Vs/A$ (s. ▶ Kap. 5); 2. Inertanz (alternative Bezeichnung: Massenträgheit der Flüssigkeit, <i>Inertance</i> ), z. B. in $\text{mmHg} \cdot \text{s}^2/\text{l}$ ; elektrisches Analogon: Induktivität (s. ▶ Kap. 9); 3. hydraulische Leitfähigkeit in $\text{cm}/\text{min}/\text{mmHg}$ (s. ▶ Kap. 10)
$Lp$	Massenträgheit (alternative Bezeichnung: Induktivität, <i>Inertance</i> ) des Blutes in Pumpenkanülen und Pumpe in $\text{mmHg} \cdot \text{s}^2/\text{ml}^2$
$l_s$	Schwerpunktstabsabstand in m
$M$	1. Molmasse in $\text{g}/\text{mol}$ (s. ▶ Kap. 10); 2. Moment in Nm (s. ▶ Kap. 13)
$m$	Masse in g oder in kg
MAC	<i>Minimum Alveolar Concentration</i> ; minimale alveoläre Konzentration in Vol.-%
$M_{\text{Antr}}$	Antriebsmoment in Nm
$n$	1. Anzahl, dimensionslos (s. ▶ Kap. 10); 2. Pumpendrehzahl in $\text{min}^{-1}$ (s. ▶ Kap. 6)
NSI	<i>Noise Sampling Interval</i> ; Rauschabtastintervall in ms
$P$	1. pneumatischer Druck in mbar (s. ▶ Kap. 7); 2. Verstärkungsfaktor eines Proportionalglieds (s. ▶ Kap. 14)
$p$	variabler Druck in mmHg
$p_a$	Druck im arteriellen System in mmHg
$p_A$	Druck im Atrium (Vorhofdruck) in mmHg

$P_{\text{alv}}$	Lungendruck im Bereich der Alveolen in mbar
$P_{\text{AW}}$	Atemwegsdruck in mbar
$p_{\text{CO}_2}$	Partialdruck des Kohlendioxids im Blut
PEEP	<i>Positive End-Expiratory Pressure</i> ; positiver endexpiratorischer Druck in mbar
PEEPi	intrinsischer PEEP in mbar
$P_{\text{ges}}$	Gesamtdruck eines Gasgemisches in mmHg
pH	pH-Wert, dimensionslos
PI	Pulsatilitätsindex (Druck oder Volumenstrom) in mmHg oder ml/s
$p_i$	Druck stromaufwärts der Klappe in mmHg
$p_{\text{mc}}$	Druck im Herzkreislauf (Myokard) bei Herzstillstand in mmHg
$p_o$	Druck stromabwärts der Klappe in mmHg
$p_{\text{O}_2}$	Partialdruck des Sauerstoffs im Blut
$p_{\text{O}_2, \text{virt}}$	virtueller Sauerstoffpartialdruck in mmHg
$p_V$	Druck im Ventrikel (Kammerdruck) in mmHg
$p_v$	Druck im venösen System in mmHg
$p_X$	Partialdruck einer Komponente (Gasphase) $X$ in einem Gasgemisch in mmHg
$Q$	Blutvolumen in l
$q$	Ladung in As = C
$Q_A$	Atriumvolumen in ml
$Q_V$	Ventrikelvolumen in ml
$Q_{V_0}$	Ventrikelvolumen im unbelasteten Zustand in ml
$\dot{Q}$	1. Volumenstrom oder Flow, Blutvolumenstrom oder Blutfluss, z. B. in ml/s, l/min, cm <sup>3</sup> /min oder dm <sup>3</sup> /min, z. B. Blutvolumenstrom durch die Herzklappe in ml/s (s. ►Kap. 6); 2. Blutvolumenstrom durch die ventrikuläre Einstromklappe in ml/s; 3. Blutvolumenstrom durch die ventrikuläre Ausstromklappe in ml/s; 4. Blutvolumenstrom durch die Pumpe (s. ►Kap. 10)
$R$	1. elektrischer Wirkwiderstand, OHMScher Widerstand in $\Omega$ (s. ►Kap. 2, 5); 2. <i>Resistance</i> (alternative Bezeichnung: Widerstand, Resistanz) in mbar/(l/s) (s. ►Kap. 7); 3. Strömungswiderstand, z. B. in mmHg · min/l; elektrisches Analogon: OHMScher Widerstand (s. ►Kap. 9); 4. Reduktion, Rezirkulation, dimensionslos (s. ►Kap. 10)
$r$	Radius in mm oder m
$R_+$ und $R_-$	Klappenwiderstand am Herzen (bei unterschiedlicher Strömungsrichtung) in mmHg · s/ml
RBF	renaler Blutfluss in cm <sup>3</sup> /min
$R_F$	FARADAY-Widerstand in $\Omega$
$R_L$	Lungenwiderstand (alternative Bezeichnung: Lungen-Resistance) in mbar/(l/s)
$R_{\text{Leit}}$	Widerstand der Zuleitung in $\Omega$

$R_{\text{nonlin}}$	Widerstandsbeiwert zur Beschreibung nichtlinearer Widerstände
RPF	renaler Plasmafluss in $\text{cm}^3/\text{min}$
RR	Reduktionsverhältnis, dimensionslos
$R_{\text{RES-KHE}}$	Resorptionsrate der Kohlenhydrate in $\text{mmol/l/min}$ oder $\text{mg/dl/min}$
$R_v$	Widerstand der venösen Rückströmung in $\text{mmHg} \cdot \text{s/ml}$
RV	Residualvolumen in l
$R_{\text{visk}}$	visköses Element im Herzmuskel (visköser Widerstand) in $\text{mmHg} \cdot \text{s/ml}$
$R_{X,Y}^D$	Diffusionswiderstand eines Gases $X$ am Ort $Y$ , z. B. in $\text{mmHg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{min/ml}$
$S$	aktueller belastungsabhängiger Sensorwert, Einheit hängt von der Sensorgröße ab
$s$	LAPLACE-Variable
$S_0$	Sensorwert im Zustand körperlicher Ruhe, Einheit hängt von der Sensorgröße ab
$\text{SaO}_2$	arterielle Sauerstoffkonzentration in %
SI	Stimulationsintervall in ms
$S_{\text{O}_2}$	Sauerstoffsättigung allgemein (Anteil des Hämoglobins, der mit Sauerstoff beladen ist, bezogen auf das gesamte Hämoglobin), dimensionslos oder in %
$\text{SpO}_2$	Sauerstoffsättigung des Blutes (pulsoximetrisch gemessen) in % oder $\text{mg/l}$
SSI	<i>Surgical Stress Index</i> (dt. chirurgischer Belastungsindex), dimensionslos
SV	<i>Stroke Volume</i> ; Schlagvolumen in l
$\text{Sw}_{1-3}$	Sollwert 1 bis 3
$T$	1. Zeitkonstante in s oder min, s. ► Kap. 2; 2. Temperatur in K oder in $^{\circ}\text{C}$ , s. ► Kap. 10
$t$	Zeit z. B. in s, min oder h
TAC	zeitlicher Konzentrationsmittelwert ( <i>Time Averaged Concentration</i> ) in $\text{mol/dm}^3$
TAD	zeitlicher Amplitudenmittelwert der Konzentration ( <i>Time Averaged Deviation</i> ) in $\text{mol/dm}^3$
$T_c$	Chronaxie (physiologischer Wert) in ms oder s
$T_D$	Parameter, beschreibt die Zeitdauer der derivaten Phase im PID-Modell in min
$T_e$	Expirationszeit in s
$T_i$	Inspirationszeit in s
$T_I$	Parameter, beschreibt die Zeitdauer der Zuwachphase im PID-Modell in min
Tilt	Spannungsabfall der Kondensatorentladung in % der Ausgangsspannung

TLC	<i>Total Lung Capacity</i> ; totale Lungenkapazität in l
TMP	Transmembrandruck in mmHg
TNF- $\alpha$	Tumornekrosefaktor Alpha, dimensionslos
$T_{\text{pause}}$	Dauer der Inspirationspause in s
$T_{\text{stim}}$	Impulsbreite, Impulsdauer ( <i>engl. pulse width</i> ) des rechteckförmigen Stimulationsimpulses (alternative Bezeichnungen: pw, d) in ms oder s
$u$	variable Spannung in V
$U(s)$	Eingangsgröße (System) bzw. Stellgröße (Regelkreis) im Frequenzbereich
$u(t)$	Eingangsgröße (System) bzw. Stellgröße (Regelkreis) im Zeitbereich
$U_{\text{Anfang}}$	Spitzenspannung eines Kondensatorentladungsimpulses am Anfang des Impulses in V
$U_{\text{Ende}}$	Spannung, auf die der Kondensatorentladungsimpuls zum Zeitpunkt des Tilt abgefallen ist, in V
UFR	Ultrafiltrationsrate in ml/min
$U_H$	Halbzellenspannung in V
$U_R$	Rheobase (Spannung) in V
URR	<i>Urea Reduction Ratio</i> ; Harnstoff-Reduktionsverhältnis, dimensionslos
$U_S$	Schwellwert (Spannung) für eine wirksame Stimulation in V
$V$	(abgeschlossenes) Volumen in ml oder l bzw. in $\text{cm}^3$ oder $\text{dm}^3$
$V_B$	Volumen im Blut in ml
$V_{\text{ISF}}$	Volumen im Interstitium in ml
$V_L$	Gasvolumen der Lunge in ml
Vol.-%	Volumen-Prozent; Maßeinheit für das Verhältnis zweier Volumina in %
$V_{\text{PEEP}i}$	verbleibendes Lungenvolumen aufgrund eines intrinsischen PEEP in ml
VR	venöser Rückstrom in l/s
VRR	vaskuläre Rückfiltrationsrate in ml/min
$V_x$	Volumen der Kompartimente x in l
$V_{\text{System}}$	Systemvolumen (Geräte- und Lungenvolumen) in l
$\dot{V}_{\text{An}}$	Volumenstrom (alternative Bezeichnungen: Gasfluss, Flow) z. B. in l/s
$\dot{V}_{\text{An}}$	Verbrauch an Anästhetika pro ml Flüssigkeit oder Dampf (Volumenstrom) im ml/h
$\dot{V}_{\text{Aufn}}$	1. Gesamtgasaufnahme pro Zeit in l/min; 2. Volumenstrom in den Atemwegen in l/s; 3. endexpiratorischer Volumenstrom in l/s; 4. Soll-Volumenstrom in l/s; 5. Transferrate (Volumenstrom) des Gases X zwischen Gas- und Blutseite in einem Oxygenator in l/min oder ml/min

$W(s)$	Führungsgröße im Frequenzbereich
$w(t)$	Führungsgröße im Zeitbereich
$y$	Alter in Jahren
$Y(s)$	Ausgangsgröße (System) bzw. Regelgröße (Regelkreis) im Frequenzbereich
$y(t)$	Ausgangsgröße (System) bzw. Regelgröße (Regelkreis) im Zeitbereich
$Z$	Scheinwiderstand (Impedanz) in $\Omega$
ZVD	zentraler Venendruck (alternative Bezeichnung: zentralvenöser Druck) in mmHg
$\alpha$	1. Proportionalitätsfaktor zwischen Drehzahl und Druckdifferenz der Pumpe in mmHg · min <sup>2</sup> (s. ▶ Kap. 6); 2. Sensorempfindlichkeit des Glukosesensors in nA/mg/dl (s. ▶ Kap. 12); 3. Parameter der Funktion $E_{\min}(Q)$ in mmHg · s/ml (s. ▶ Kap. 6)
$\alpha_X$	BUNSEN-Löslichkeitskoeffizient eines Gases $X$ in einer Flüssigkeit, dimensionslos
$\beta$	Parameter der Funktion $E_{\min}(Q)$ in mmHg
$\gamma$	Parameter der Funktion $E_{\min}(Q)$ in 1/ml
$\Delta$	Differenz, Gradient
$\Delta p$	Druckdifferenz über der Pumpe in mmHg
$\eta$	Viskosität in mPa · s
$\kappa$	Wärmekapazität in J/K/g
$\Lambda$	Äquivalentleitfähigkeit in S · cm <sup>2</sup> /mol
$\Lambda^0$	Grenzleitfähigkeit bei unendlicher Verdünnung in S · cm <sup>2</sup> /mol
$\lambda_{B/G}$	Blut-Gas-Löslichkeitskoeffizient, dimensionslos
$\lambda$	elektrische Leitfähigkeit in mS/cm
$\pi$	1. kolloidosmotischer, onkotischer Druck in mmHg; 2. Zahl $\text{Pi} = 3,14159\dots$
$\rho$	Dichte in g/cm <sup>3</sup>
$\sigma$	Siebkoefizient, dimensionslos
$\tau$	1. Zeitkonstante ( $\tau = RC$ ), z. B. Zellzeitkonstante in s (s. ▶ Kap. 5); 2. Moment in Nm (s. ▶ Kap. 14)
$\tau_H$	Moment, das der Mensch auf den Roboter ausübt, in Nm
$\tau_M$	Moment, das der Motor auf den Roboter ausübt, in Nm
$\tau_{\text{ref}}$	Referenzmoment in Nm
$\tau_{\text{Sensor}}$	Zeitkonstante, beschreibt die Zeitverzögerung ( <i>time lag</i> ) der Glukosekonzentration im Interstitium gegenüber dem Blut in min
$\Phi$	Fundamentalmatrix
$\phi$	Gelenkwinkel in °
$\phi_{\text{ref}}$	Referenztrajektorie für $\phi$ in °
$\omega$	1. Kreisfrequenz in 1/s (s. ▶ Kap. 2); 2. Trittschwindigkeit in 1/s (s. ▶ Kap. 13); 3. Drehzahl in rad/s (s. ▶ Kap. 9)

## Verzeichnis der Indizes

+/-	1. definierte Strömungsrichtung (s. ►Kap. 6); 2. Bezeichnung für Ionenladung (s. ►Kap. 10, 11)
♀	auf Frauen bezogen
♂	auf Männer bezogen
0	1. Startwert, auf den Beginn bezogen, z. B. Grenzwert bei unendlicher Verdünnung (s. ►Kap. 10); 2. Zustand körperlicher Ruhe (s. ►Kap. 4)
1, 2, 3	Nummerierung der Teilregelkreise
A	Atrium
a	arteriell, arterielles System
alv	alveolär
An	Anästhetika
Antr	Antrieb
ao	Aorta
AT	Atmosphäre
Aufn	Aufnahme
aus	ausgangsseitig
AW	Atemwege
b	Blut
c	Chronaxie
CO <sub>2</sub>	Kohlendioxid
D	Differentialsystem
d	1. Störung (s. ►Kap. 2); 2. Dialysat (s. ►Kap. 10)
E	Eliminierung
e	1. expiratorisch (s. ►Kap. 7); 2. Erythrozyten (s. ►Kap. 10);
ee	endexpiratorisch
eff	effektiv
ein	eingangsseitig
Err	Fehler ( <i>engl. error</i> )
F	FARADAY
f	Filtration
G	Gas
ges	gesamt
Gluk	Glukose
H	1. HELMHOLTZ; 2. Halbzelle (s. ►Kap. 4); 3. Harnstoff (s. ►Kap. 10); 4. Mensch ( <i>engl. human</i> , s. ►Kap. 14)
Hb	Hämoglobin
I	Integralregelung; inkrementelle Phase (Zuwachssphase) der Insulindosierung

<i>i</i>	1. Zählindex (s. ▶ Kap. 2, 9); 2. <i>input</i> , Einstrom stromaufwärts der Herzklappe (s. ▶ Kap. 6); 3. inspiratorisch (s. ▶ Kap. 7); 4. intrinsisch, innewohnend (s. ▶ Kap. 7)
Index	bedeutet bzw. bezieht sich auf:
Ins	Insulin
ISF	interstitielle Flüssigkeit
ist	Istwert
iV	ventrikuläre Einstromklappe
kal	Kalibrierung
KHE	Kohlenhydrate
L	1. Leitung, Zuleitung (s. ▶ Kap. 4); 2. Lunge (s. ▶ Kap. 7)
M	1. Membran (s. ▶ Kap. 4, 9); 2. Motor (s. ▶ Kap. 14)
m	1. Bezeichnung der Kompartimente; z. B. 1 oder 2 oder E; 2. Medikament (s. ▶ Kap. 8)
max	Maximalwert
mc	Myokard ( <i>lat. myocardium</i> ), auf Herzstillstand bezogen
min	Minimalwert
<i>n</i>	Zählindex (s. ▶ Kap. 2), z. B. Bezeichnung der Kompartimente; z. B. 1 oder 2 oder E (s. ▶ Kap. 8)
N <sub>2</sub>	Stickstoff
nonlin	nichtlinear ( <i>engl. non-linear</i> )
norm	normiert
o	Ausstrom ( <i>engl. output</i> ) stromabwärts der Herzklappe
O <sub>2</sub>	Sauerstoff
oV	ventrikuläre Ausstromklappe
P	Proportionalregelung; proportionale Phase der Insulindosierung
p	1. Pumpe ( <i>engl. pump</i> ) bzw. Pumpenkanüle (s. ▶ Kap. 6); 2. Druck (s. ▶ Kap. 10)
pause	inspiratorische Pause
PD	pharmakodynamisch
PID	PID-Regler; P – proportional, I – integral, D – differentiell/derivativ (bzgl. PID-Modell)
PK	pharmakokinetisch
plateau	Plateaudruck (Pausendruck) zum Ende der Inspiration
R	1. Widerstand (s. ▶ Kap. 2); 2. Rheobase (s. ▶ Kap. 4); 3. Roboter (s. ▶ Kap. 14)
r	1. Regler (s. ▶ Kap. 2); 2. Restfunktion (s. ▶ Kap. 10)
ref	Referenzwert
RES	Resorption
S	1. Schwelle, Schwellwert (s. ▶ Kap. 4); 2. Schwerpunkt (s. ▶ Kap. 14)
s	1. (Regel)Strecke (s. ▶ Kap. 2); 2. stationärer Zustand (s. ▶ Kap. 10)
Sensor	Messwert am Sensor

sig	Signal, z. B. $F_{O_2, sig}$ und als Steuersignale für den Gasmischer
soll	Sollwert
Stim	Stimulation, Stimulationsimpuls
T	1. tidal, Atemzug ( <i>engl. tides</i> – Gezeiten, s. ▶ Kap. 7); 2. Temperatur (s. ▶ Kap. 10)
t	1. Zeitpunkt bei laufender Zeit (s. ▶ Kap. 10); 2. Totzeitindex im Regelsystem (s. ▶ Kap. 2); 3. Herzklappe ( <i>engl. trap</i> , s. ▶ Kap. 6)
TMP	Transmembrandruck ( <i>engl. transmembrane pressure</i> )
u	Ultrafiltration
V	1. Ventrikel (s. ▶ Kap. 6); 2. Verstärkung (s. ▶ Kap. 8)
v	venös, venöses System
virt	virtuell
visk	viskös
W	1. Führungsgröße (Sollwert, s. ▶ Kap. 2); 2. Wasser (s. ▶ Kap. 9)
WK	Willkür
WKf	gefilterte Willkür
X	Signale und Parameter aus dem Prozess (Messgrößen), die zusätzlich in die Regler eingehen, beispielsweise Blutfluss oder Hämoglobingehalt oder eine Gaskomponente, z. B. $O_2$ oder $CO_2$
x	Bezeichnung von Teilkomponenten bzw. des Kompartiments; z. B. Kompartimente 1, 2, 3, oder E
$x_0$	Elimination z. B. im zentralen Kompartiment 1 oder Effektkompartiment E
Y	Ort
y	Bezeichnung von Teilkomponenten bzw. Kompartimenten 1, 2, 3
Z	periphere Zellen
Ziel	Zielwert
ZUS	zusätzlich
zyklus	Atemzyklus



Jürgen Werner

# 1 Automatisierte Therapiesysteme: Methoden und Zielsetzungen

- 1.1 Automatisierungstechnik — 2
- 1.2 Automatisierte Therapiesysteme — 3
- 1.3 Automatisierungstechnisches Ziel: Funktionswiederherstellung und Organersatz — 4
- 1.4 Analogie Prozessführungssystem/Patient-Arzt-Maschine-System — 5

**Zusammenfassung:** Automatisierte Therapiesysteme unterstützen oder ersetzen physiologische Funktionssysteme oder Organe des menschlichen Körpers. In der Regel kommt es dabei zu einer Kooperation von technischen und physiologischen (Teil-)Systemen. Daher erfordern Entwurf und Entwicklung derartiger Systeme interdisziplinäre Kenntnisse der Automatisierungstechnik, der Physiologie und der Pathophysiologie. In diesem Kapitel werden einführend die grundlegenden Begriffe Automatisierungstechnik und automatisierte Therapiesysteme, deren Methoden und Zielsetzungen, sowie die Analogie von Patient-Arzt-Maschine-Systemen mit technischen Prozessführungssystemen erläutert.

**Abstract:** Automated therapy systems support or substitute physiological systems or organs of the human body. Usually, they rely on a cooperation of technical and physiological (sub)systems; thus design and development of such systems require interdisciplinary knowledge of automation engineering, physiology, and pathophysiology. This chapter presents an introduction to the basic terms automation engineering and automated therapy systems, to their methods and goals, as well as to the analogy of patient–doctor–machine–systems with technically guided processes.

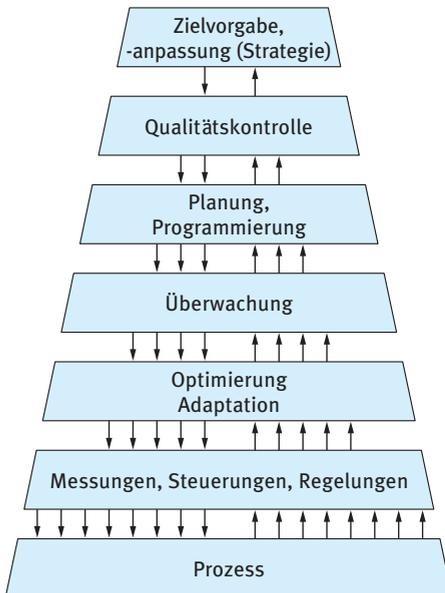
## 1.1 Automatisierungstechnik

Die Methoden und Werkzeuge der **Automatisierungstechnik** ermöglichen, beliebige Prozesse in ihrem selbsttätigen Ablauf so zu gestalten, dass auch bei vorliegenden internen und externen Störungen vorgegebene Ziele erreicht werden.

Die ► **Automatisierungstechnik** ist eine Ingenieurwissenschaft, die sich mit selbsttätig arbeitenden Maschinen und Anlagen befasst. Zielsetzung ist, Prozesse in ihrem selbsttätigen Ablauf ggf. auf mehreren Ebenen so zu gestalten und zu beeinflussen, dass auch bei vorliegenden internen und externen Störungen vorgegebene Ziele erreicht werden. Der gerätetechnischen Umsetzung geht in der Regel eine mathematische Systemanalyse und -synthese voraus.

Mit der oben beschriebenen allgemeinen Zielsetzung hat sich die Automatisierungstechnik trotz mancher emotionaler Vorbehalte in allen Lebensbereichen etabliert. Die heutigen Fahrzeug- und Verkehrssysteme, die Produktions-, Logistik- und Verfahrenstechnik sowie die Kommunikations- und Datentechnik sind ohne automatisierungstechnische Assistenz nicht mehr denkbar. Die Einflussnahme auf die Prozesse kann auf mehreren hierarchisch gegliederten Ebenen (s. ► Abb. 1.1) erfolgen. Die für Entwurf und Ausführung des Gesamtsystems Verantwortlichen sollten auf jeder Stufe entscheiden können, welcher Grad an Automatisierung realisiert werden soll und in welchem Ausmaß sie sich Entscheidungs- und Einwirkungsmöglichkeiten vorbehalten wollen und müssen.

Das theoretische Fundament jeder Automatisierung bildet insbesondere die **System- und Regelungstheorie**, deren Grundlagen, Definitionen und Methoden in



**Abb. 1.1:** Beispiel eines hierarchischen Automatisierungskonzeptes.

► Kap. 2 (mit zahlreichen Weiterentwicklungen und Randgebieten) zusammenfassend dargestellt werden. Sie ermöglicht es, Systeme und Prozesse unabhängig von ihrer physikalischen Erscheinungsform abstrakt mathematisch darzustellen und zu analysieren und sie mit adäquaten Zusatzkomponenten wie **Sensoren, Prozessoren, Aktoren** so zu einem automatischen Gesamtsystem zusammenzufügen, dass das Erreichen der definierten Ziele garantiert werden kann.

Natürlich beschäftigt sich die moderne Regelungstechnik längst nicht mehr vornehmlich mit einfachen Steuerungen und Regelungen (genaue Definition und Differenzierung s. ► Kap. 2), sondern weitgehend mit hierarchischen Automatisierungskonzepten und -systemen. Sie hat sich damit zu einer umfassenden Automatisierungstechnik entwickelt. ► Abb. 1.1 zeigt schematisch eine typische technische **Mehrebenenautomatisierung** mit Steuerungen und Regelungen auf der unteren Ebene, übergeordneten Optimierungen und weiteren Steuerebenen: z. B. Überwachung, Planung/Programmierung, Qualitätskontrolle, Zielvorgabe und -anpassung.

Auch die Informationsverarbeitung des menschlichen Körpers ist durch solche komplexe hierarchische Strukturen gekennzeichnet. Die Prinzipien der Steuerung und Regelung sind eigentlich gar keine technischen Erfindungen, sind sie doch in den natürlichen Abläufen der Biologie, Ökologie und Physiologie, der Ökonomie und Soziologie seit jeher präsent. Allerdings ermöglichte erst die moderne System- und Regelungstheorie die Analyse auch dieser nichttechnischen Systeme und damit einen Einblick in ihre Funktionsweise.

## 1.2 Automatisierte Therapiesysteme

Selbstverständlich hat auch die Automatisierung Einzug in die Medizintechnik gehalten. Das betrifft zunächst die rein technische Ausstattung, beginnend bei einfachen automatischen Steuerungen für Messgeräte der **physiologischen Funktionsanalyse** und der **klinischen Diagnostik** bis hin zu vollautomatischen Analyse- und Auswertesystemen der Klinischen Chemie sowie vielfältigen Werkzeugen, Instrumenten und Geräten der **Therapie**. Die klassische medizinische **Laborautomatisierung** ist dadurch gekennzeichnet, dass in der Regel kein direkter Kontakt und Informationsaustausch mit dem Patienten und dem Arzt während der Analyse stattfindet. Die dort zum Einsatz kommenden Systeme sind im Allgemeinen während des Prozessablaufs weder interaktiv noch kooperativ.

Ein ► **Kooperatives System** ist ein technisches System, das den Menschen (Operator, Fahrzeug- oder Prozessführer, Patienten, Arzt usw.) im Rahmen eines beidseitig gerichteten Informationsaustausches unterstützt.

Ein ► **Autonomes System** ist ein technisches System, das völlig unabhängig und selbstständig den Menschen oder Teilfunktionen von ihm ersetzt.

Ausbildungs-, Trainings-, Assistenz- und Interventionssysteme (vgl. insbesondere ►Band 8), die in der medizinischen Ausbildung, zum Erlernen oder zum Training neuer Behandlungsmethoden sowie für die Planung und Durchführung therapeutischer Intervention eingesetzt werden, stehen in direkter Wechselwirkung mit dem Patienten und/oder dem medizinischen Personal. Diese Systeme sind in dem Sinne interaktiv, dass Information und Energie zwischen Mensch und System ausgetauscht werden, wobei der Vorgang durch den Menschen bestimmt wird. Sie sind insoweit auch kooperative Systeme, da sie den Menschen bei der Durchführung seiner Absichten unterstützen. Das gilt vor allem für die direkt im Operationsbereich eingesetzten Assistenz- und Robotiksysteme, die den Arzt nicht bevormunden und schon gar nicht ersetzen sollen, die ihn aber bei chirurgischen, namentlich auch minimalinvasiven Eingriffen interaktiv unterstützen können.

► **Automatisierte Trainings- und Therapiesysteme** sind besonders anspruchsvoll in der Analyse und Synthese, da sie physiologische Funktionssysteme unterstützen oder im Extremfall ersetzen. Es kommt in der Regel zu einer Kooperation von technischen und physiologischen (Teil-)Systemen.

Der Entwurf und die Entwicklung automatisierter Trainings- und Therapiesysteme erfordern eine besonders enge Zusammenarbeit von Ingenieuren, Naturwissenschaftlern und Klinikern sowie weit überlappende Kenntnisse in den beteiligten Disziplinen. Es sind aktive Systeme, die mit den verbleibenden Körperfunktionen kooperieren und für unterschiedlich lange Intervalle, **auch autonom**, d. h. ohne Eingriff des Arztes oder des Patienten, den Gesamtprozess steuern und optimieren. Die Beschreibung der wichtigsten dieser Systeme ist Gegenstand des vorliegenden Bandes (►Band 9) der Lehrbuchreihe „Biomedizinische Technik“.

### 1.3 Automatisierungstechnisches Ziel: Funktionswiederherstellung und Organersatz

An Systeme zur Funktionswiederherstellung und zum Organersatz sind erhöhte Anforderungen an Sicherheit und Zuverlässigkeit zu stellen, da sie oft lebenswichtige Funktionen erhalten oder ersetzen. Dabei ist die Zielsetzung des Entwurfs dieser Systeme nicht mehr ausschließlich Lebenserhaltung, sondern darüber hinausgehend die möglichst weitgehende Wiederherstellung der ursprünglichen physiologischen Funktion und damit einer normalen Lebensqualität. Den gegenwärtigen Ansätzen gemeinsam ist das Ziel, Produkte zu erzeugen, die eine optimale Kooperation in einem „hybriden“ (d. h. physiologischen und technischen) Gesamtsystem gewährleisten.

Das entspricht der Mehrschrittstrategie der klassischen Regelungstechnik:

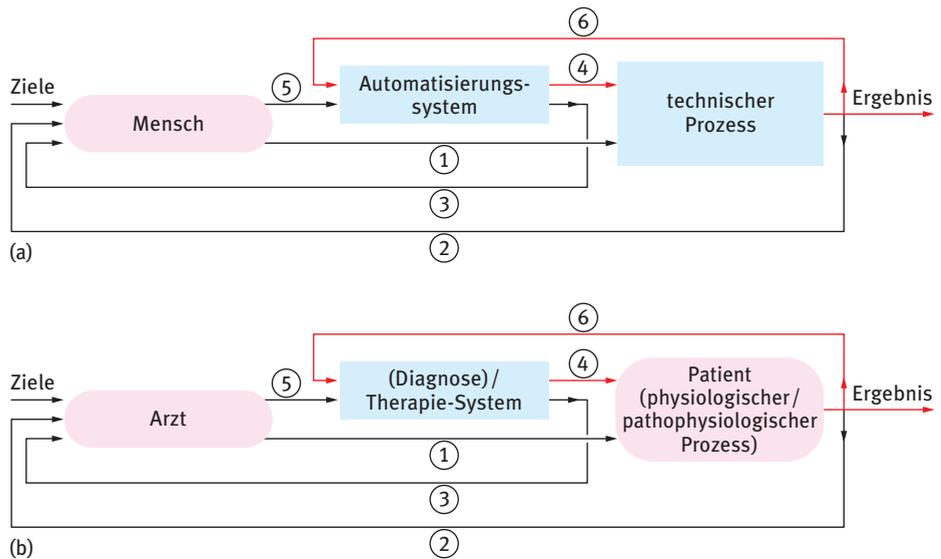
- Analyse des funktionellen und dynamischen Verhaltens des vorgegebenen Teilsystems
- Entwurf geeigneter Steuer- und/oder Regelsysteme
- Synthese und Optimierung der Kooperation des Gesamtsystems.

Auf diese Art und Weise gelingt es, Steuerungen, Regelungen und Automatisierungen für praktisch alle technischen und eben auch nichttechnischen Prozesse, unabhängig von ihrer physikalischen Erscheinungsform, zu realisieren. Es sind der Systemansatz und insbesondere die dynamische Systemanalyse als Denk- und Arbeitsmethodik, die es ermöglichen, sich auf sehr unterschiedlichen Feldern, so auch in der Medizintechnik, mit vergleichbarem Erfolg zu bewähren. Hierbei kommt dem in der System- und Regelungstechnik Ausgebildeten die inhärente Bereitschaft zugute, so tief wie möglich in die dynamischen Interaktionen der vorgegebenen Systeme einzudringen, um letztlich in Abstimmung mit den kooperierenden Ärzten auch Verantwortung für das biologisch-technische Hybridsystem zu übernehmen. Das ist ein essenzieller Unterschied zu vielen anderen Bereichen der Medizintechnik, in denen es darum geht, dem Arzt ein neues Offline-Werkzeug oder -Hilfsmittel zu übergeben, mit der Zielsetzung, deren Verwendbarkeit und Nützlichkeit *a posteriori* zu überprüfen und es ggf. in sein Instrumentarium einzuordnen. Die Zielsetzung, weitgehend autonome, selbstoptimierende, mit den Körpersystemen kooperierende Systeme zu entwickeln, die – sei es als aktive Implantate oder extrakorporale Systeme – durch den verantwortlichen Arzt in adäquaten Abständen zu überwachen und zu adaptieren sind, geht im Kern wesentlich darüber hinaus: Es wird eben nicht nur ein „Gerät“ entwickelt, sondern ein medizinisches Problem, eine ärztliche Aufgabe, die Wiederherstellung einer Körperfunktion wird gemeinsam mit den Ärzten unter Einsatz ingenieurwissenschaftlichen und medizinischen Know-Hows gelöst.

#### 1.4 Analogie Prozessführungssystem/Patient-Arzt-Maschine-System

Ein System, in dem der Arzt z. B. technische Geräte zur Diagnose und Therapie kontrolliert, interpretiert und bedient, lässt sich in praktisch vollständiger Analogie zum technischen Prozessführungssystem darstellen. In **Prozessführungssystemen** wird der Mensch in zunehmendem Maße durch Automatisierungssysteme entlastet (► Abb. 1.2 (a)). Neben der direkten Einwirkungsmöglichkeit des Menschen (**Human Operator**) auf den technischen Prozess (1) und der Rückkopplung von Information auf den Menschen (2) kommen Informationspfade vom Automatisierungssystem auf den Menschen (3) und auf den technischen Prozess (4) hinzu sowie sinnvoller- und notwendigerweise die Möglichkeit des Einwirkens des Menschen (5) und des technischen Prozesses (6) auf das Automatisierungssystem.

Im **Patient-Arzt-Maschine-System** (► Abb. 1.2 (b)) treten an die Stelle der technischen Prozesse physiologische/pathophysiologische Prozesse (oder der Patient als physiologisches Gesamtsystem). Die Automatisierungssysteme konkretisieren sich zu Diagnose- und/oder Therapiesystemen. Von besonderer Bedeutung sind, wie oben dargelegt, die Systembeziehungen und -interaktionen, die insbesondere ein Therapiesystem befähigen, (über längere Zeit) selbsttätig, d. h. ohne die Einwirkungen des Arztes, in einem Regelkreis mit dem Patienten oder einem seiner Organsysteme zu



**Abb. 1.2:** Interaktion Mensch/Maschine und Analogien. (a): Prozessführungssystem. (b): Patient-Arzt-Maschine-System. Rote Signalpfade: weitgehend autonomes System (Beschreibung der Signalpfade (1 bis 6): s. Kapiteltext).

kooperieren. In diesem „Betriebszustand“ sind nur die in ► Abb. 1.2 rot gezeichneten Informationspfade aktiv.

Die Entwicklung solcher Systeme erfordert eine **interdisziplinäre Bearbeitung**, die nicht sequenziell-additiv, sondern **integrativ-verzahnt** durchgeführt werden muss. Von der Automatisierungstechnik her ist fast das gesamte Instrumentarium einzusetzen. Es sind dies vornehmlich folgende Methoden (vgl. ► Kap. 2):

- Systemdynamische Analyse/Systemidentifikation
- Reglerentwurfstechnik
  - Analoge und digitale Regelung
  - *Fuzzy*-Steuerung und -Regelung
  - Neuronale Netze
- Stabilitätsanalyse
- Optimierung
- Simulation.

## Verzeichnis der Quellen und der weiterführenden Literatur

Werner J. (Hrsg.): Kooperative und autonome Systeme der Medizintechnik. München: Oldenbourg Verlag 2005.

Werner J.: Automatisierte Therapiesysteme. In: Morgenstern U., Kraft M. (Hrsg.): Biomedizinische Technik, Band 1, Berlin: de Gruyter 2014.

Jürgen Werner

## 2 Grundlagen der System- und Regelungstechnik

- 2.1 Systeme: Definitionen und Eigenschaften — 8
- 2.2 Mathematische Beschreibung von dynamischen Systemen — 15
- 2.3 Kennfunktionen von linearen dynamischen Systemen — 20
- 2.4 Regelkreise — 28
- 2.5 Computersimulation — 38

**Zusammenfassung:** Das wichtigste theoretische Fundament der Automatisierungstechnik ist die System- und Regelungstheorie. Ihre Methoden sind unverzichtbare Werkzeuge für den Entwurf und die Entwicklung von automatisierten Therapiesystemen. Dieses Kapitel führt stark gestrafft in die Grundlagen der System- und Regelungstechnik ein. Es werden insbesondere der Systembegriff, die unterschiedlichen Eigenschaften von Systemen und die mathematischen Möglichkeiten der Beschreibung im Zeit- und im Frequenzbereich erläutert. Die Begriffe Steuerung und Regelung, die stationären und dynamischen Eigenschaften und mögliche Erweiterungen von Regelkreisen werden zusammenfassend skizziert.

**Abstract:** Systems and control theory is the most important theoretical fundament of automation engineering, and its methods are indispensable tools for the design and development of automated therapy systems. In a very concise manner, this chapter introduces the basics of systems and control engineering. In particular, the term “system”, the different properties of systems, and the mathematical tools to describe systems in the time and frequency domain are outlined. Feedforward and feedback control, steady-state and dynamical properties, and additional components of control loops are summarized.

Dieses Lehrbuch behandelt eine ausgeprägt interdisziplinäre Thematik. Zum besseren Verständnis wird daher in den einzelnen Kapiteln in die jeweils notwendigen Grundlagen und Grundprozesse der Anatomie, Physiologie und Pathophysiologie des menschlichen Körpers eingeführt. Da aber auch die Methoden der System- und Regelungstechnik für praktisch jedes dieser Kapitel relevant sind, müssen die grundlegenden Begriffe und Werkzeuge ebenfalls bekannt sein. Dieses Kapitel führt somit in aller Kürze die nicht oder kaum mit den Grundlagen der **Regelungs- und Automatisierungstechnik** vertrauten Leser in die wichtigsten Begriffe und Methoden ein, um so ein grundsätzliches Verständnis der Vorgehensweise in den nachfolgenden Kapiteln sicherzustellen. Die außerordentlich kompakte Darstellung versucht, die Begriffe z. T. unter Verzicht auf mathematische Strenge und mit erhöhter Anschaulichkeit zu definieren. Allerdings kann auch sie nicht auf das Mittel der mathematischen Formel bzw. Operation verzichten. Der Leser möge diese nicht leicht verdauliche Komprimierung eines umfassenden theoretischen Rüstzeugs auf wenige Seiten tolerieren, wobei er in der Automatisierungstechnik versierte Leser ggf. ohne Informationsverlust zur Lektüre des folgenden Kapitels (► Kap. 3) übergehen kann.

## 2.1 Systeme: Definitionen und Eigenschaften

Unter einem ► **System** sei eine Funktionseinheit verstanden, die sich aus einer Anordnung von Komponenten zusammensetzt, die untereinander und nach außen Informationen austauschen. Die **Systemantwort** wird bestimmt durch

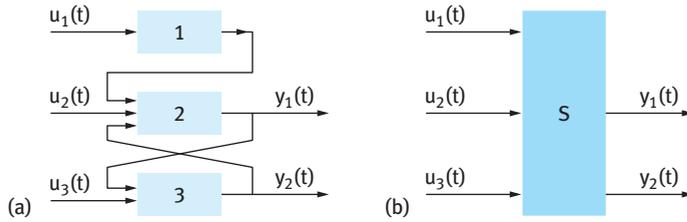
- die Eigenschaften der Komponenten oder Untersysteme,
- die Struktur und Art des Informationsaustausches der Komponenten untereinander,
- die Eingangssignale oder -variable (**Inputs**) (unabhängig oder ggf. abhängig von den Ausgangssignalen anderer Systeme).

Ergebnis der Systemoperation sind Ausgangssignale (**Outputs**). Als Signale kommen alle physikalisch/physiologischen Größen in Betracht, z. B. Spannungen, Temperaturen, Drücke, Durchflüsse, Konzentrationen etc.

Sofern alle Systemvariablen (Signale) sich zeitlich nicht verändern, handelt es sich um ein statisches System oder auch um ein **dynamisches System**, das sich im Ruhe- oder Beharrungszustand (stationärer Zustand, **steady state**) befindet.

Ein ► **dynamisches System** oder ein **Prozess** ist durch zeitliche Veränderungen des Verhaltens gekennzeichnet.

Die Signale, die dieses zeitliche Verhalten dokumentieren, können als mathematische Variable, die von der Zeit  $t$  abhängen, dargestellt werden. In ► Abb. 2.1 (a,b) wirken beispielsweise die **Eingangsgrößen**  $u_1(t)$  bis  $u_3(t)$  auf das System ein, das seinerseits mit zwei Ausgangsvariablen  $y_1(t)$  und  $y_2(t)$  antwortet. In Teil (a) der Abbildung ist die



**Abb. 2.1:** Darstellung von Systemstrukturen durch Systemblöcke und Signalpfade, in (a) und (b) mit unterschiedlichem Abstraktionsgrad.

Systemstruktur ausführlicher, in Teil (b) zusammenfassend dargestellt. Von der physikalischen Erscheinungsform wird in der mathematischen Beschreibung abstrahiert, so dass es in diesem Sinne irrelevant ist, ob das System selbst ein elektrisches Gerät, eine mechanische Konstruktion, ein chemischer Prozess, ein sozioökonomisches System oder ein physiologisches Organsystem ist. Damit erweist sich die System- und Regelungstheorie als eine fachübergreifende Methodenwissenschaft.

Als Beispiel für ein dynamisches System sei hier kurz die lebende Zelle skizziert. Sie ist begrenzt durch eine Membran und zeichnet sich durch Untersysteme aus, wie z. B. den Zellkern oder die Mitochondrien. Der Informationsaustausch findet durch biochemische Reaktionen statt. Eingangsgrößen sind beispielsweise Konzentrationen der umgebenden Medien, Umgebungstemperatur und -druck. Ausgangsgrößen können z. B. sein: interne Konzentrationen, Stoffwechsel, Membranpotential, Ionenströme. Die Zelle selbst ist natürlich wieder ein Untersystem größerer Systeme wachsender Komplexität in folgender hierarchischer Struktur: Zelle, Organ (z. B. Herz, Lunge), Organsystem (z. B. Kreislauf, Atmung), Organismus (z. B. Mensch), Gemeinschaft (z. B. soziologisch, ökonomisch).

### 2.1.1 Zeitinvariante/zeitvariable Systeme

Eine Möglichkeit der Systembeschreibung sind Differentialgleichungen (vgl. ▶ Kap. 2.2.1), in denen Koeffizienten auftreten, die Kennwerte (Parameter) des Systems darstellen. Sofern sich auch diese Parameter – oder gar die ganze Systembeschreibung – zeitlich ändern, liegt ein **zeitvariables dynamisches System** vor. Technische Systeme können oft als **zeitinvariante dynamische Systeme** betrachtet und behandelt werden. Lebende Systeme sind zeitvariable Systeme, können aber oft für bestimmte Zeitabstände als zeitinvariante Systeme beschrieben und analysiert werden. Erstes Ziel der Systembeschreibung ist die Gewinnung der geltenden Differentialgleichungssysteme oder einer die Systemeigenschaften charakterisierenden Funktion, z. B. der Übertragungsfunktion (▶ Kap. 2.3.2).

### 2.1.2 Kontinuierliche/diskrete Signale und Systeme

Ein ► **kontinuierliches Signal** existiert im allgemeinen Fall zu jedem Zeitpunkt und kann innerhalb eines bestimmten Wertebereichs beliebige Werte annehmen.

Allein schon aufgrund z. B. der Messgenauigkeit oder der vorgesehenen Verarbeitung in einem Digitalrechner liegen viele von Natur aus kontinuierliche Signale in der Amplitude in kleinen Stufen quantisiert vor, so dass man von quasikontinuierlichen oder wertdiskreten Signalwerten sprechen kann. Wird das Signal zusätzlich z. B. in einem digitalen Regelkreis zu bestimmten Zeitpunkten abgetastet, wird es ein zeitdiskretes (nur zu bestimmten Zeitpunkten existierendes) Signal.

Ein ► **Abtastsystem** generiert und verarbeitet Signale, die nur zu bestimmten Zeitpunkten existieren: diskrete Signale.

Die Werte wertdiskreter Signale können in vielen Fällen nur symbolisch (z. B. „blau“, „geöffnet“, „fallend“) benannt oder auch nur durchnummeriert werden. Der Wechsel zwischen diskreten Signalwerten wird dann als **Ereignis** bezeichnet und das signalverarbeitende System als **ereignisdiskretes System**. Ereignisdiskrete Systeme können z. B. durch **PETRI-Netze** (Anwendungsbeispiel in ► Kap. 13) beschrieben werden. In PETRI-Netzen werden parallel ablaufende Prozesse durch parallele Wege in der grafischen Darstellung repräsentiert. Es gibt zwei verschiedene Netzelemente (Knoten):

- Plätze oder Stellen, im Allgemeinen durch markierte Kreise dargestellt, die den Systemzustand beschreiben
- Transitionen, meist durch schwarze Rechtecke dargestellt, die Systemübergänge (Ereignisse) charakterisieren.

Stellen und Transitionen folgen in einem PETRI-Netz stets aufeinander. Die Menge aller (meist durch einen Punkt) markierter Plätze beschreibt den aktuellen Systemzustand.

Die meisten Körperprozesse arbeiten kontinuierlich bzw. quasikontinuierlich: Die entsprechenden Variablen, wie z. B. Körpertemperatur, Blutdruck, Blutzuckerkonzentration, liegen zeitlich kontinuierlich vor und können sich auch quasikontinuierlich verändern. Die Herzschlagfrequenz ist insofern ein zeitdiskretes Signal, als sie nur zu bestimmten Abständen, nämlich den Herzschlagintervallen, neu bestimmbar ist. Schon deshalb wird ein technisches Herzschrittmachersystem, das dieses Signal verarbeitet, ein (diskontinuierlich operierendes) ► **Abtastsystem** sein. Das menschliche Kreislaufsystem selbst kann hingegen als kontinuierliches System angesehen werden, da diskrete Aktionen des Herzens schon aufgrund der elastischen (Speicher-)Eigenschaften der großen Arterien in kontinuierliche Signale (Blutdruck, Blutfluss) umgewandelt werden.