

PRÜFEN VON DEFIBRILLATOREN NACH INTERN. NORMEN

FUNKTIONSPRÜFUNG VON
DEFIBRILLATOREN, MESSUNG DER
LEISTUNG UND KONTROLLE DER
SYNCHRONISATION



DEFIBRILLATION

Mit den Fortschritten in der Medizin an der Wende zum 20. Jahrhundert wurden Herzkrankheiten zu einem ernstem Gesundheitsproblem, da die Menschen länger lebten, und wurden zur häufigsten Todesursache. Vorher starben die Menschen in der Regel an Infektionskrankheiten, bevor sie ein Alter erreichten, in dem Herzprobleme ihre Gesundheit bedrohen konnten. Um diese Zeit entdeckten die Schweizer Forscher Jean-Louis Prévost und Frédéric Batelli das Paradoxon, dass elektrischer Strom zu einer Fibrillation der Herzkammern und vor allem zu einer Defibrillation führen konnte, als sie mit einem Hundeherz experimentierten.

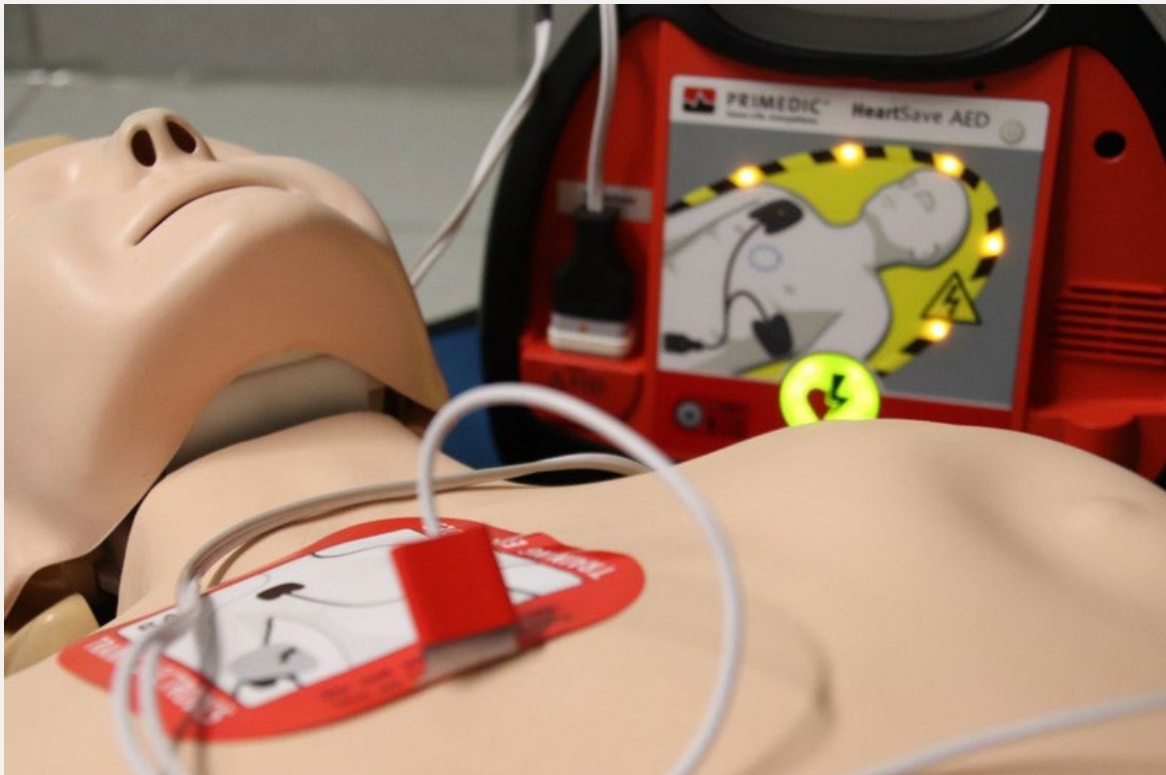


Abbildung 1: Defibrillatorübung an einer Puppe

Ein Defibrillator, auch Schockgeber, oder im Fachjargon Defi, ist ein medizinisches Gerät zur Defibrillation und unter Umständen zur Kardioversion. Es kann durch gezielte Stromstöße Herzrhythmusstörungen wie Kammerflimmern und Kammerflattern (Fibrillation) oder ventrikuläre Tachykardien, Vorhofflimmern und Vorhofflattern beenden (Kardioversion). Defibrillatoren werden auf Intensivstationen, in Operationssälen, in Notaufnahmen, sowie in Fahrzeugen des Rettungsdienstes bereitgehalten. Seit den 1990er-Jahren werden Defibrillatoren in Form automatisierter externer Defibrillatoren auch zunehmend in öffentlich zugänglichen Gebäuden wie Bahnhöfen, Flughäfen und anderen Orten für eine Anwendung durch medizinische Laien bereitgestellt.

Ein Defibrillator verbessert die Chancen einer erfolgreichen Herz-Lungen-Wiederbelebung, kann sie aber nicht ersetzen.

Moderne externe Defibrillatoren, die heute hergestellt werden, sind robuste, tragbare und umfassende medizinische Geräte, die von Rettungsdienstmitarbeitern verwendet werden und eine Komplettlösung zur Lebensrettung bieten. Defibrillatortechnologien bieten die notwendige Notfallversorgung für Erwachsene, Kinder und Neugeborene. Höher spezifizierte Defibrillatoren der Spitzenklasse auf dem Markt verfügen über AED (Automatische externe Defibrillation), manuelle Defibrillation, nicht-invasive transkutane Stimulation und synchronisierte elektrische Kardioversion. Zu den weiteren optionalen Weiterentwicklungen gehören Funktionen zur Überwachung der Vitalparameter.

GESCHICHTE DER DEFIBRILLATION

Die Wiederbelebung mit Hilfe von Elektrizität war bereits 1825 bekannt: „am allerzweckmäßigsten ist aber das Einblasen reiner Lebensluft (dephlogisierter Luft, Sauerstoffgas). Das Einblasen muss jedoch mit Mäßigung und ... mit wohlangebrachter elektrischer oder galvanischer Herzerschütterung geschehen.“¹ Nachdem das Prinzip schon in den 1930er Jahren in Experimenten an der Johns Hopkins University vom Elektroingenieur William B. Kouwenhoven in Zusammenarbeit mit Medizinern erkannt worden war und bei Operationen zuerst 1947 vom Chirurgen Claude Beck (Case Western Reserve University) eingesetzt wurde, setzte die Entwicklung eines Defibrillators für Anwendung bei geschlossenem Brustkorb 1950 an der Johns Hopkins University durch Kouwenhoven ein, wiederum in enger Zusammenarbeit mit Medizinern. Das Gerät wurde 1957 erfolgreich bei einer Operation eingesetzt und 1960 erstmals bei einem Patienten in der Aufnahme. 1965 erfand der britisch-irische Kardiologe Frank Pantridge den ersten tragbaren Defibrillator.^{2,3,4} Am 4. Februar 1980 implantierten Levi Watkins und Vivien Thomas als erste erfolgreich einen automatischen Defibrillator in einen menschlichen Patienten an der Johns Hopkins University.⁵ Im ausgehenden 20. Jahrhundert wurde von der American Heart Association die Public Access Defibrillation (PAD) zur Frühdefibrillation mit einem halbautomatischen Gerät (siehe auch Automatisierter externer Defibrillator) empfohlen.⁶



Abbildung 2 : Dr. Beck's defibrillator von James H. Rand III in 1947

In den Jahren 1938-39 begann Naum L. Gurvich mit der Arbeit an einem weniger gefährlichen monophasischen Gleichstromgerät für die transthorakale Defibrillation. Gurvich entlud zwischen 2 kV und 6 kV aus einem Kondensator über den Brustkorb von Tieren, um die Herzfunktion wiederherzustellen. Für die AC-Defibrillation sind sperrige Generatoren erforderlich, und die starken Kontraktionen des Brustkorbs könnten Rippen brechen. Bei Gleichstromentladungen ist die Wahrscheinlichkeit geringer, dass es zu einem Flimmern kommt, und es ist wahrscheinlicher, dass das Herz ohne künstlichen Eingriff spontan wieder in Gang kommt.

In den 1950er- und 1960er-Jahren gab es große Fortschritte bei der Entwicklung von Defibrillatoren. All diese Forschungen trugen zur Entwicklung eines tragbaren, sicheren und externen transthorakalen Defibrillators bei, wie wir ihn heute kennen.

In den 1960er bis 1980er Jahren ebneten weitere technologische Fortschritte den Weg für hoch entwickelte Defibrillatoren und Herzschrittmachern, die im menschlichen Körper zusammenarbeiten und den Herzrhythmus aufrechterhalten können. Die Teilbereiche der Defibrillation - Kardioverter und Herzschrittmacher - verschmolzen, was zur Entwicklung der ICDs führte.

¹ Handbuch des Polizeirechts: mit besonderer Berücksichtigung der im Königreich Sachsen geltenden Polizeigesetze. Leipzig 1825; books.google.de

² Defibrillator inventor honoured. BBC, 11. Juni 2009; abgerufen 9. August 2017

³ Obituary Frank Pantridge. In: Guardian, 6. Januar 2005; abgerufen 9. August 2017

⁴ Geschichte der Innovationen: HeartSine: Ein lebensrettendes Vermächtnis kardialer Defibrillatoren und mobiler Defibrillator-Technologie de.heartsine.com, abgerufen 9. August 2017.

⁵ Dr. Levi Watkins Jr. dies at 70; cardiac surgery innovator, activist. 21. April 2015, abgerufen am 4. April 2021 (amerikanisches Englisch)

⁶ Walied Abdulla: Interdisziplinäre Intensivmedizin. Urban & Fischer, München u. a. 1999, ISBN 3-437-41410-0, S. 4–22 (Kardiopulmonale Reanimation)

DAS HERZ

Das Herz befindet sich in der Brusthöhle. Es pumpt Blut, erzeugt den Blutdruck und sorgt für die Zirkulation von Sauerstoff, Nährstoffen und anderen Stoffe, die wir aufnehmen, in unserem Körper. Das Herz hat vier Kammern: den rechten und den linken Vorhof sowie die rechte und die linke Herzkammer. Die Kammern bestehen aus Herzmuskel, dem so genannten Myokard. Die elektrische Aktivität des Herzmuskels steuert die mechanische Abfolge von Ereignissen, die als Herzzyklus bezeichnet wird.

Das menschliche Herz ist etwa faustgroß und wiegt bei Männern rund 300 und bei Frauen rund 250 Gramm. Dabei kann die Größe des Herzens stark variieren. Bei Sportlern oder einer krankhaften Vergrößerung kann es auch größer und schwerer sein. Anatomisch betrachtet besteht das Herz aus einer linken und rechten Herzhälfte. Beide Hälften werden dabei durch die Herzscheidewand (Septum) voneinander getrennt. Das ist sehr wichtig, da in der rechten Herzhälfte das sauerstoffarme Blut und in der linken Hälfte das sauerstoffreiche Blut fließt. Jede Herzhälfte besteht wiederum aus einer Hauptkammer (Ventrikel) sowie einem Vorhof (Atrium).

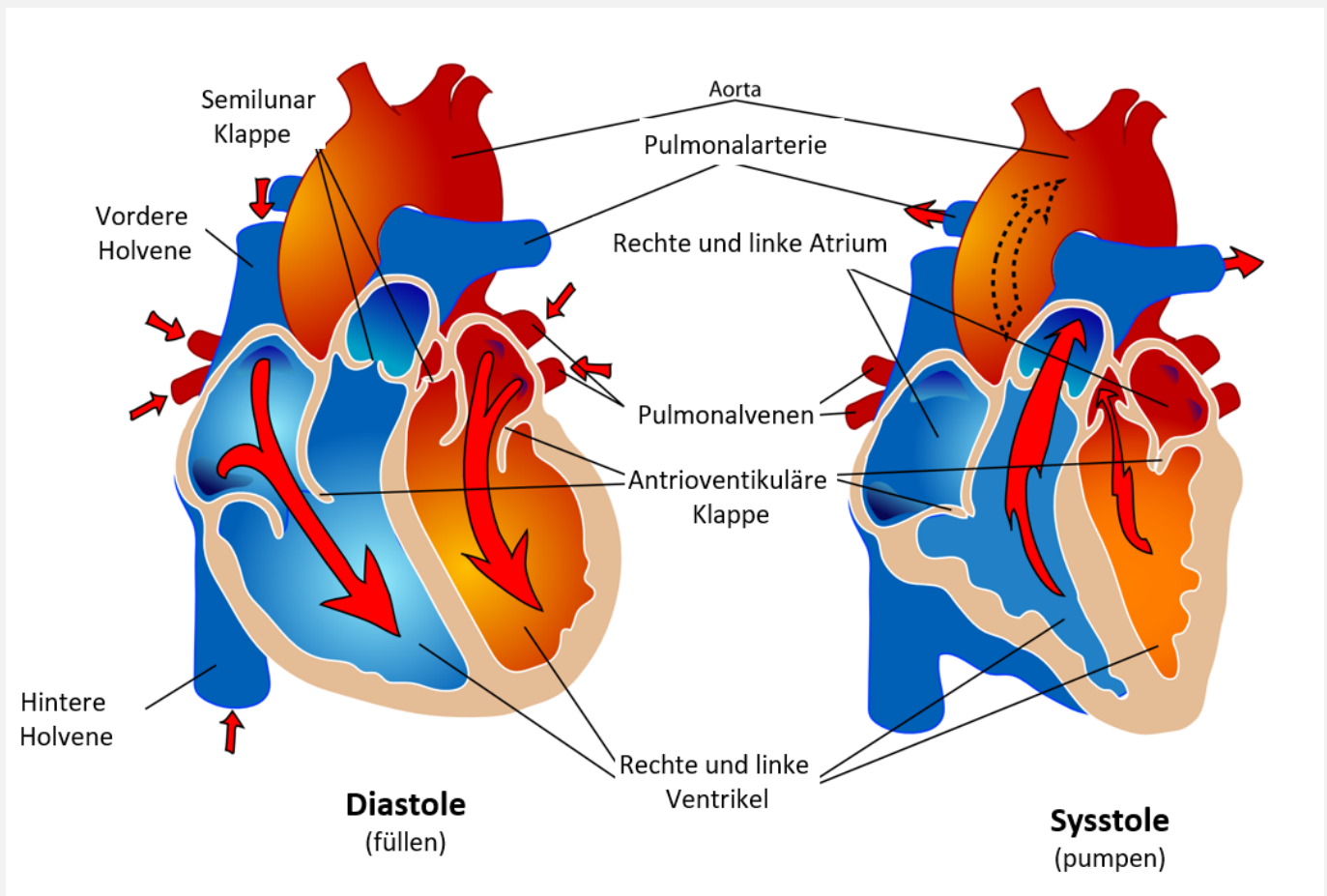


Abbildung 3: Das menschliche Herz

Damit das Blut auf seinem Weg durchs Herz in die richtige Richtung fließt, sitzen zwischen den Vorhöfen und der jeweiligen Herzkammer sowie zwischen Herzkammern und abführenden Arterien die Herzklappen. Sie funktionieren wie Ventile und lassen das Blut nur in eine Richtung fließen. Sie gehen geschmeidig auf, um kein Hindernis im Blutstrom zu sein, und schließen fest, um den Rückstrom zu verhindern. Dabei unterscheidet man zwei Grundformen: Die Segelklappen (Antriebsventilklappen) trennen die Vorhöfe von ihren jeweiligen Herzkammern, während die Taschenklappen an den Ausgängen des Herzens ihrer Funktion nachgehen. Die Klappen zwischen Vorhof und Herzkammer heißen Mitralklappe (links) und Trikuspidalklappe (rechts). Die Taschenklappen (Semilunarklappen) heißen Pulmonalklappe (rechts) und Aortenklappe (links).⁷

⁷ Deutsche Herzstiftung, Das menschliche Herz – Anatomie und Aufbau

ELEKTRISCHE AKTIVITÄT DES HERZENS

Die Herzmuskelzellen können sich spontan und ohne Nervenimpulse zusammenziehen. Das Herz erzeugt seinen eigenen Schlag, und sein natürlicher Schrittmacher ist der Sinusknoten (SA-Knoten) - eine Ansammlung hoch leitender Zellen im rechten Vorhof. Der SA-Knoten leitet den Herzschlag mit einer schnellen Depolarisation ein. Die Impulse des SA-Knotens folgen einem leitfähigen Pfad zum AV-Knoten und zum Herzmuskel des Vorhofs; diese Übertragung bewirkt die Kontraktion des Vorhofs.

ELEKTROKARDIOGRAMM

Die Abfolge der vom Herzmuskel erzeugten elektrischen Ereignisse kann mit einem Elektrokardiogramm (EKG) dargestellt werden, wenn Elektroden auf der Haut von Brust, Armen und Beinen angebracht werden.

Ein typisches EKG (Abbildung 4) besteht aus: der **P-Welle**, die die Depolarisation des SA-Knotens in den Vorhöfen darstellt; dem **QRS-Komplex**, der die Depolarisation der Herzkammern darstellt, während sich die Impulse durch das Herzmuskelgewebe ausbreiten; und der **T-Welle**, die die Repolarisation der Herzkammern darstellt. Die Repolarisation der Vorhöfe wird durch den QRS-Komplex verdeckt, weshalb sie keine eigene Welle hat.^{8,9}

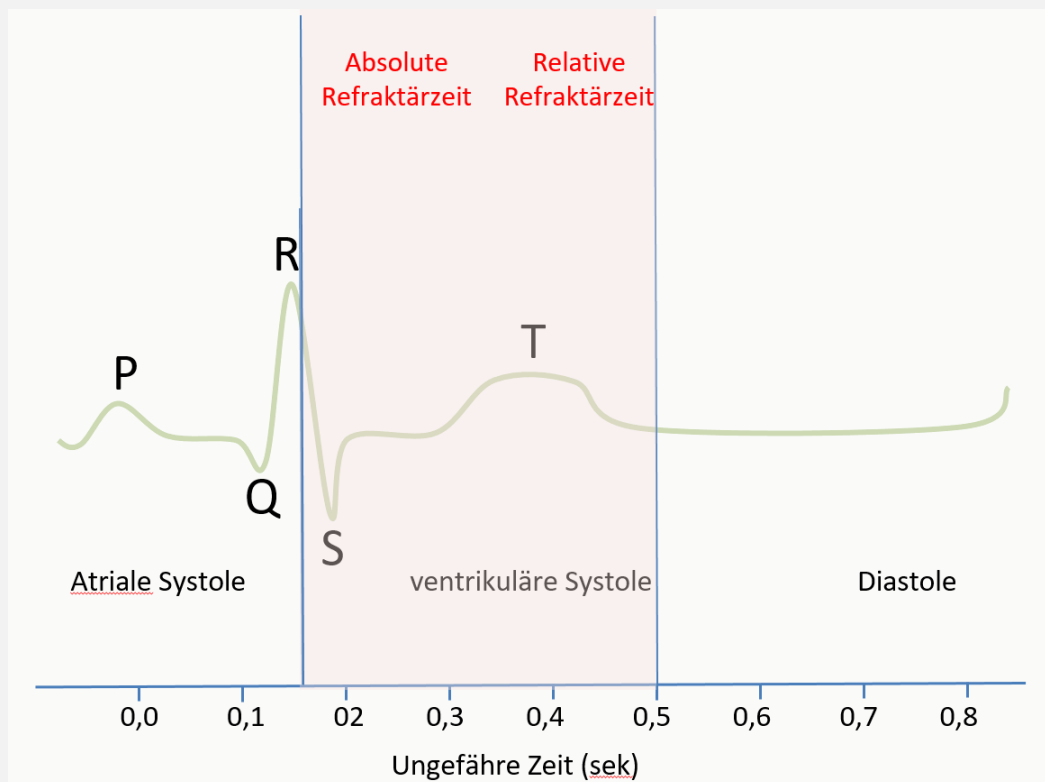


Abbildung 4: Herzzyklus

Während des Herzzyklus gibt es Perioden, in denen die Herzmuskelzellen ruhen; diese werden als refraktär bezeichnet (Abbildung 4). Die Zellen sind nicht in der Lage, auf Reize zu reagieren, da sie sich für den nächsten Schlag aufladen. Die absolute Refraktärperiode (APR) ist der Zeitraum der ventrikulären Depolarisation vom Beginn des QRS-Komplexes bis zur Repolarisationsphase nahe der Spitze der T-Welle. In diesem Zeitraum können die Herzmuskelzellen nicht auf starke Reize reagieren. Relative Refraktär Periode (RRP) ist die Dauer der ventrikulären Repolarisation von der Spitze bis zum Ende der T-Welle. Die Zellen reagieren auf starke Reize.^{15,16}

⁸ V. C. Scanlon and T. Sauters, *Essentials of Anatomy and Physiology*, 5th ed., Philadelphia, PA: F. A. Davis Company, 2007

⁹ National Institutes of Health, "Electrocardiogram," 2016

¹⁵ P. Nevins, "Events That Occur in the Resting Phase of a Cardiac Cycle," 2017

¹⁶ J. W. Jones, "Refractory periods," 2016

AUFBAU EINES DEFIBRILLATORS

Prinzipiell besteht ein Defibrillator aus einem Akkumulator, einem Gleichspannungswandler, einem Kondensator, einer Ausgangsstufe und einer Steuereinheit. Da die Gleichspannung des Akkumulators für einen Elektroschock zu klein ist, wird mit Hilfe des Gleichspannungswandlers eine größere Spannung erzeugt, mit der der Kondensator aufgeladen wird. Durch die fixe Kapazität des Kondensators ergibt sich daraus eine bestimmte Energiemenge im Kondensator. Auf Knopfdruck gibt der Kondensator seine gespeicherte Energie, etwa 200 J bis 360 J, über die Ausgangsstufe an die Elektroden ab. Die Hochspannung am Kondensator beträgt bis 4 kV und liegt zwischen 3 ms und 40 ms am Patienten an. Die Stromstärke erreicht kurzzeitig bei üblichen Körperwiderständen zwischen 50Ω und 100Ω bis zu etwa 50 A. Daraus ergibt sich für die Kapazität des Kondensators ein Wertebereich von $45 \mu\text{F}$ bis $500 \mu\text{F}$.¹⁰

Die Energie vom Kondensator wird über großflächige Elektroden abgegeben, welche entweder mit den Händen auf den Brustkorb des Patienten gedrückt werden (sogenannte Paddles) oder auf den Brustkorb geklebt werden (sogenannte Klebeelektroden oder Fast-Patches). Vor allem bei öffentlich erreichbaren Defibrillatoren (Abk. PAD von engl. public access defibrillator) werden – um die Bedienung zu vereinfachen und die Gefahr eines Stromschlages für den Anwender zu reduzieren – praktisch nur Klebeelektroden verwendet. Für den Einsatz bei geöffnetem Brustkorb (während Operationen) gibt es Ausführungen mit löffelartigen Elektroden, die direkt an den Herzmuskel angelegt werden.

Die Ausgangsstufe erzeugt bestimmte Pulsformen. Die Steuereinheit steuert den Ladevorgang des Kondensators und sorgt als Schutzfunktion auch dafür, dass bei nicht erfolgter Energieabgabe der auf Hochspannung aufgeladene Kondensator über einen geräteinternen Widerstand entladen wird.

Moderne Defibrillatoren arbeiten biphasisch. Das bedeutet, dass von der Ausgangsstufe nicht nur ein Stromstoß mit einer Polarität abgegeben wird, sondern dass durch Polaritätswechsel an den Elektroden die Stromrichtung umkehrt. Biphasische Geräte ermöglichen damit, bei gleicher Effektivität mit geringerer Energieabgabe und geringerer Schädigung des Herzmuskels auszukommen.¹¹

Technisch verbesserte biphasische Defibrillatoren messen auch vor der Energieabgabe den komplexen Körperwiderstand (Impedanz) des Patienten mittels der aufgeklebten Elektroden und passen Stromstärke und Spannung an. Schlanke, kleine Patienten mit geringer Impedanz erhalten so weniger Strom als z. B. übergewichtige, große Patienten. Es gibt inzwischen auch eine Evidenz dafür, dass bei mehreren nötigen Behandlungen ansteigende (eskalierende) Energiestufen wirkungsvoller sind als gleich hohe Energieabgaben an den Patienten.

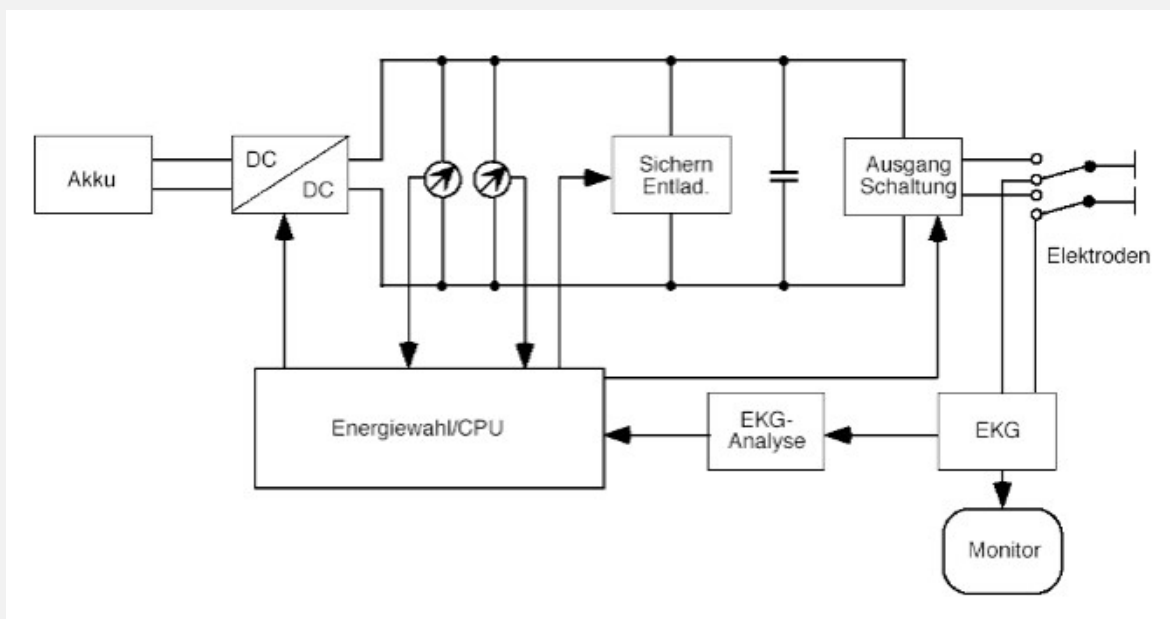


Abbildung 5: Blockschaltbild Defibrillator (Docplayer.org)

¹⁰ Promotionsschrift Martin Schönegg unter iq-biphasic.com

¹¹ Defibrillator. In: Pschyrembel Klinisches Wörterbuch. 261. Auflage. de Gruyter, Berlin 2007, ISBN 978-3-11-019126-4

HERZRYTHMUSSTÖRUNGEN

Eine Arrhythmie, ein unregelmäßiger Herzschlag, wird durch eine Schädigung der kardialen Leitungsbahnen verursacht. Dabei sind die Impulse zu langsam, zu schnell, zu oder unregelmäßig sein. Dadurch kann das Herz das Blut nicht mehr effektiv durch den Körper pumpen, was zu Schäden führt.

Typische Arrhythmien sind dabei:

Vorhofflimmern (AF) - schnelle unregelmäßige Kontraktion der Vorhöfe

Vorhofflattern (AFL) - ähnlich wie Vorhofflimmern, aber nicht unregelmäßig

Bradykardie - langsame Herzfrequenz in Ruhe $< 60\text{bpm}$

Ventrikuläre Tachykardie (VT) - schnelle Herzfrequenz im Ruhezustand $> 100\text{bpm}$

Kammerflimmern (VF) - schnelles Zittern der Herzkammern^{12,13}

Flimmern ist ein regelmäßiger, aber sehr schneller Herzschlag, der Kontraktionen von 300 Mal pro Minute verursachen kann. Vorhofflattern ist nicht unmittelbar lebensbedrohlich, da die Pumpleistung der Vorhöfe nicht entscheidend ist. Kammerflattern ist normalerweise eine kurze Übergangsphase zwischen VT und VF. Beim Flimmern handelt es sich um sehr schnelle, unkoordinierte Kontraktionen, die eine plötzliche Verringerung des Herzzeitvolumens (die von den Herzkammern pro Minute gepumpte Blutmenge) verursachen. Die Herzkammern pumpen dann nicht mehr das notwendige Blut über die Arterien in den Rest des Körpers - dies wird als Herzstillstand bezeichnet.

Ein Herzinfarkt - Myokardinfarkt (MI) - ist die plötzliche Unterbrechung der Blutzufuhr zum Körper und kann VF verursachen. Wenn ein Kammerflimmern vorliegt, ist ein Eingriff erforderlich, um den Tod zu verhindern.^{13,14}

DEFIBRILLATION

Die Defibrillation ist die korrigierende Maßnahme zur Beendigung von VF oder, vereinfacht gesagt, zur Umwandlung der Arrhythmie in eine NSR. Ein Defibrillator kann einen starken Elektroschock an das Herz abgeben, der gleichzeitig die Herzzellen depolarisiert, so dass sie sich zusammenziehen. Die Zellen repolarisieren sich dann gleichzeitig in einen entspannten Zustand.

Die Energie vom Kondensator wird über großflächige Elektroden abgegeben, welche entweder mit den Händen auf den Brustkorb des Patienten gedrückt werden (sogenannte Paddles) oder auf den Brustkorb geklebt werden (sogenannte Klebeelektroden oder Fast-Patches). Vor allem bei öffentlich erreichbaren Defibrillatoren (Abk. PAD von engl. public access defibrillator) werden – um die Bedienung zu vereinfachen und die Gefahr eines Stromschlages für den Anwender zu reduzieren – praktisch nur Klebeelektroden verwendet. Für den Einsatz bei geöffnetem Brustkorb (während Operationen) gibt es Ausführungen mit löffelartigen Elektroden, die direkt an den Herzmuskel angelegt werden.

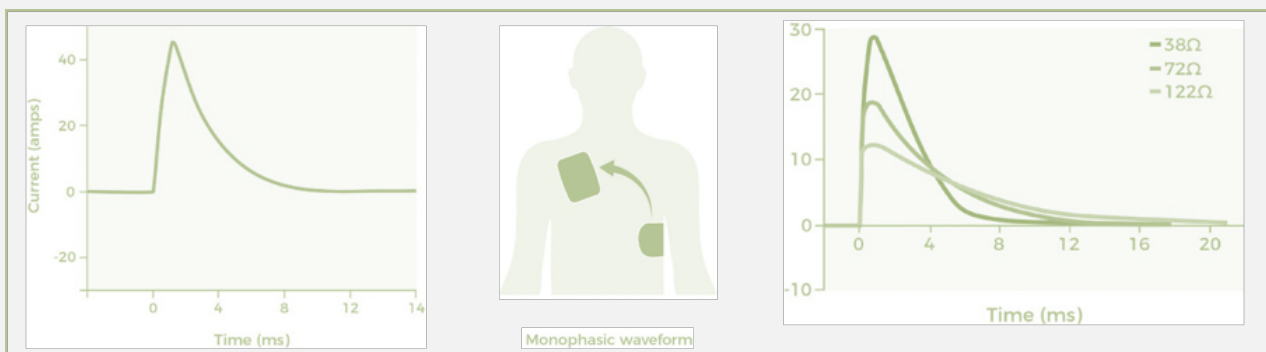


Abbildung 6: Monophasische Wellenform, Stromfluss, Darstellung bei Impedanz 38 Ω, 72 Ω und 122 Ω

¹² C. Scanlon and T. Sauders, Essentials of Anatomy and Physiology, 5th ed., Philadelphia, PA: F. A. Davis Company, 2007

¹³ The American Heart Association, "About Arrhythmia," 2016

¹⁴ British Heart Foundation, "Cardiac arrest,"

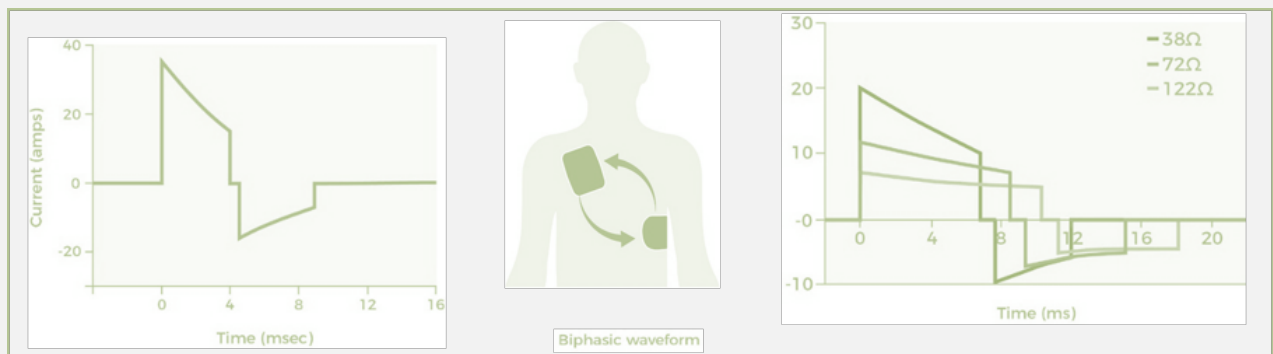


Abbildung 7: Biphaseische Wellenform, Stromfluss, Darstellung bei Impedanz 38 Ω , 72 Ω und 122 Ω

Die dem Patienten zugeführte Energie muss ausreichend sein, um die Herzzellen zu beeinflussen. Im Allgemeinen erfordern Schocks von kurzer Dauer größere Ströme, während Schocks von längerer Dauer kleinere Ströme erfordern. In der Praxis liegen die Schockenergien, die von den Elektroden eines Defibrillators auf den Brustkorb eines Patienten abgegeben werden, zwischen 1 und 360 Joule (J), mit einer Stromstärke von einigen zehn Ampere und einigen tausend Volt über eine Dauer von 3-10 ms.

Typische Impedanzwerte der Brusthöhle eines Patienten können zwischen 25 und 180 Ω liegen. Zu den Faktoren, die die Impedanzen beeinflussen, gehören Körper-/Gewebsmasse, Alter, Krankheit und Hautwiderstand. Nur ein Bruchteil des Stroms, der in die Brusthöhle geleitet wird, erreicht das Herz.^{15,16,17,18}

Die ersten kommerziell erhältlichen Defibrillatoren waren biphasisch. In der westlichen Welt wurden jedoch 30 Jahre lang monophasische Defibrillatoren verwendet, bis sich Mitte der 1990er Jahre die Erkenntnis durchsetzte, dass die biphasische Technologie den Erfolg der Defibrillation erhöht.

Bei der monophasischen Defibrillation (Abbildung 6) handelt es sich um eine gedämpfte Sinuswelle mit einem hohen Spitzenstrom; der Strom fließt in einer Richtung durch das Herz. Der Strom nimmt mit zunehmender Körperimpedanz ab – bei einer hohen Impedanz erhält das Herz möglicherweise nicht genügend Strom, um zu defibrillieren.

Der biphasische Stromfluss (Abbildung 7) ist bidirektional. Die Stromwellenformen passen sich an, um die abgegebene Energie unabhängig von der Impedanz des Patienten aufrechtzuerhalten. Daher hat ein Patient unabhängig von seiner Impedanz die gleichen Überlebenschancen.

Biphasische Wellenformen sind nicht von Gerät zu Gerät einheitlich. Die Hersteller haben ihre eigenen patentierten biphasischen Technologien. Es gibt drei patentierte Technologien: biphasische abgeschnittene Exponentialwelle (BTE), geradlinige biphasische Wellenform (RBW) und gepulste biphasische Wellenform.

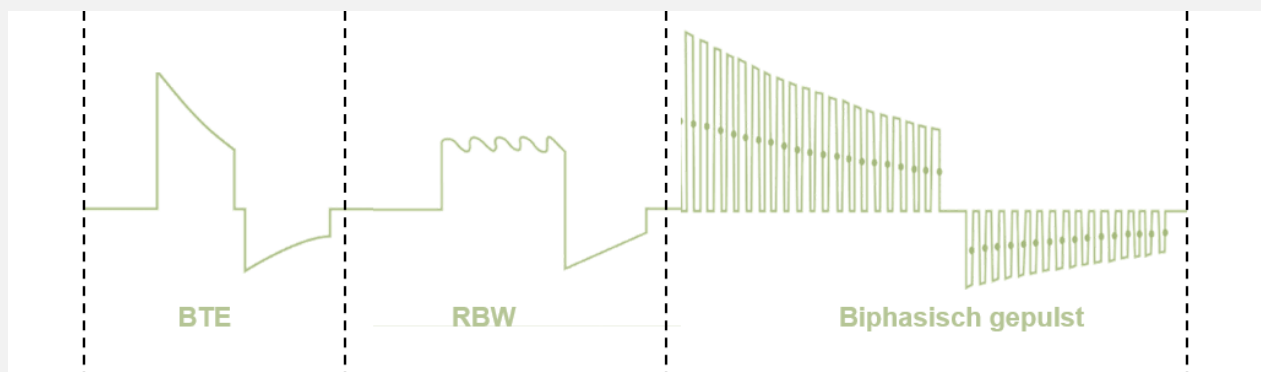


Abbildung 8: Biphasische Wellenformen, BTE, RBW, Biphasisch gepulst

Biphasische Geräte haben Vorteile gegenüber monophasischen. Die von biphasischen Geräten abgegebene niedrigere Energie kann ebenso wirksam sein wie die von monophasischen Geräten mit höherer Energie.

¹⁵ Anaesthesia UK, "Biphasic defibrillators," 2005

¹⁶ V. C. Scanlon and T. Saunders, Essentials of Anatomy and Physiology, 5th ed.,

¹⁷ W. A. Tacker, "External Defibrillators," in The Biomedical Engineering Handbook

¹⁸ B. J. Roth, "Defibrillators," in Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation

DEFIBRILLATORTYPEN

Automatische externe Defibrillatoren



Abbildung 9: AED

AEDs verwenden Algorithmen, um Herzrhythmen genau zu bewerten und bei Vorliegen einer Arrhythmie den entsprechenden Gegenschock abzugeben. Die AEDs unterscheiden zwischen schockbaren und nicht schockbaren Rhythmen und geben nur Energie an Patienten ab, die Anzeichen von VF oder VT (pulslos) mit bestimmten Peak-to-Peak-EKG-Amplituden in Übereinstimmung mit den Richtlinien der American Heart Association (AHA) aufweisen. AEDs können halbautomatisch sein, wobei der Bediener den Schockknopf drücken muss, um den Schock abzugeben. Bei vollautomatischen AEDs muss der Bediener nicht eingreifen, wenn ein Schock erforderlich ist. Moderne AEDs bestimmen die EKG-Signalqualität, die Kontaktintegrität und messen die Patientenimpedanz. In der Regel geben AEDs eine biphasische Energie mit festen Werten zwischen 120 und 200 J für Erwachsene und 50 J für Kinder ab. Einige Hersteller bieten jedoch Geräte an, die den gesamten Energiebereich von 20 bis 360 J abdecken.^{19,20}

Implantierbare Kardioverter-Defibrillator

ICDs sind invasive Geräte, die unter dem Schlüsselbein des Patienten platziert werden und ein wichtiger Bestandteil der Arrhythmiebehandlung sind. ICDs überwachen die elektrische Aktivität des Herzens, indem sie Elektroden direkt am Herzmuskel anbringen zur:

- Defibrillation – Elektroschock zur Wiederherstellung einer NSR
- Kardioversion – Abgabe eines oder mehrerer kleiner Schocks zur Wiederherstellung einer NSR (Normal Sinus Rhythmus)
- Transvenöse Stimulation – schnelle Niederspannungsimpulse zur Korrektur eines langsamen Herzrhythmus
- Transkutane Stimulation – Stimulation mit elektrischen Impulsen um eine Depolarisation des Herzens zu bewirken

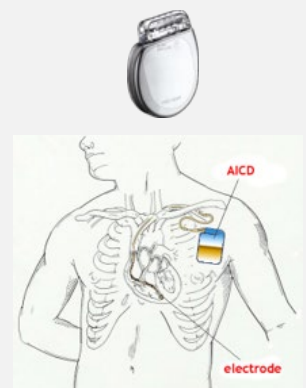


Abbildung 10:
Implantierbarer Defibrillator

Gejordan <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=5231160>

Defibrillatorweste



Sollen Patienten vor einem nur vorübergehend bestehenden, erhöhten Risiko für lebensbedrohliche, schnelle Herzrhythmusstörungen geschützt werden, zum Beispiel vor Implantation eines ICD oder CRT-D, so können sie durch eine Defibrillatorweste (Wearable Cardioverter/Defibrillator, WCD) geschützt werden. Bei Erkennen einer bösartigen Rhythmusstörung startet das Gerät selbsttätig den Behandlungsmodus. Dies wird optisch, akustisch sowie durch einen Vibrationsalarm dem Patienten und dem Umfeld signalisiert.

Abbildung 11: Defibrillatorweste

Werkbild: Zoll Medical Corporation

Manueller Defibrillator

Konventionelle (manuelle) Defibrillatoren beinhalten auch Funktionen eines EKG und werden zum Beispiel im Rettungsdienst verwendet. Einige dieser Geräte können zusätzlich auch als externe Herzschrittmacher sowie zur Messung der Sauerstoffsättigung, zur Blutdruckmessung oder als Kapnometer eingesetzt werden und haben oftmals auch eine Option zur halbautomatischen Defibrillation für die Anwendung durch das nicht-ärztliche Rettungsdienstpersonal eingebaut.²¹



Abbildung 12: Manueller Defibrillator

Werkbild: Schiller Medical Corporation

¹⁹ R. E. Kerber, L. B. Becker, J. D. Bourland, "Automatic External Defibrillators for Public Access

²⁰ J. A. Zijlstra, "Automated external defibrillator and operator performance in out-of-hospital cardiac arrest,"

²¹ Wikipedia 2022, Defibrillatorarten

EINSATZ DES DEFIBRILLATORS

Energie wird über das Herz abgeleitet, der Strom fließt zwischen den Vorhöfen und den Herzkammern. Die Paddles eines externen Defibrillators werden vom Sternum zum Apex platziert. Die Anordnung der Paddles kann von vorne nach vorne oder von vorne nach hinten erfolgen. Bei Defibrillatoren sind die Paddles eindeutig als Apex (+) und Sternum (-) gekennzeichnet, um die Platzierung zu erleichtern.

Die Synchronisation oder synchronisierte elektrische Kardioversion wird von Defibrillatoren verwendet, um den QRS-Komplex zu erkennen. Dadurch soll ein unbeabsichtigter Schock während der T-Welle des EKGs, der so genannten vulnerablen Periode, verhindert werden (Abbildung 9). Ein Schock während der T-Welle des EKGs kann zu VF führen. Der Defibrillator misst den Zeitpunkt der R-Welle und synchronisiert sich mit der Herzfrequenz des Patienten, so dass die Energie nahe der R-Wellen-Periode abgegeben wird.

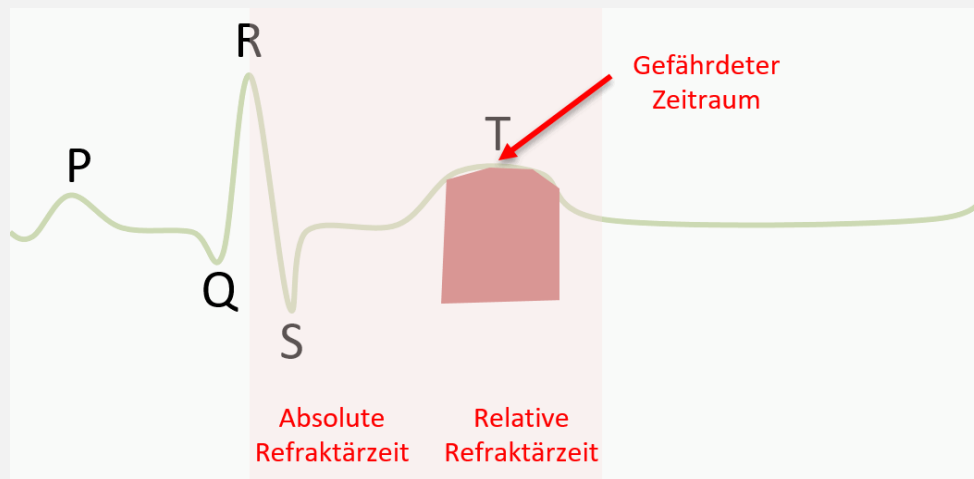


Abbildung 13: Herzzyklus mit gefährdetem Bereich

Zu den schockbaren Arrhythmien gehören VF, VT, AFL und AF. Schockbare Rhythmen können in zwei Bereiche unterteilt werden:

Nicht kardiosynchronisierte Defibrillation

VF und VT (pulslos)

Kardiosynchronisierte Defibrillation

AF, AFL und VT (mit Puls)

Die Synchronisation oder synchronisierte elektrische Kardioversion wird von Defibrillatoren verwendet, um den QRS-Komplex zu erkennen. Damit soll ein versehentlicher Schock während der T-Welle des EKGs verhindert werden, der so genannten **vulnerablen Periode** (Abb. 13). Ein Schock während der T-Welle des EKGs kann zu VF führen. Der Defibrillator misst den Zeitpunkt der R-Welle und synchronisiert sich mit der Herzfrequenz des Patienten, so dass die Energie nahe der R-Wellen-Periode abgegeben wird.^{22,17}

Arrthmie	Biphasisch	Monophasisch
Erwachsene VF, VT (ohne Puls)	120 – 200J	360J
Erwachsene AF	120 – 200J	Up to 200J
Erwachsene SVT, AFL	50J stepwise increases	Up to 100J
Erwachsene VT (mit Puls)	100J stepwise increases	Up to 200J
Pädiatrie VF, VT (ohne Puls)	2J/kg - 4-10J/kg	Biphasic equivalent
Pädiatrie tachycardia	2J/kg - 4-10J/kg	Biphasic equivalent

Abbildung 14: Empfohlene Energiedosis nach AHA

²² ACLS, "Shockable Rhythms," 2018

¹⁷ W. A. Tacker, "External Defibrillators," in The Biomedical Engineering Handbook

PRÜFEN DES DEFIBRILLATORS

Die Prüfung eines Defibrillators beinhaltet in der Regel immer mehrere Punkte. Zum einen muss die elektrische Sicherheit nach den national und international gültigen Vorschriften sichergestellt werden, zum anderen müssen alle Funktionen des Gerätes geprüft werden, um eine Gefährdung von Anwender und Patient auszuschließen. Verantwortlich für die fachlich korrekte und sachgemäße Durchführung sowie die normkonforme Dokumentation ist in jedem Fall der Betreiber.

Bei jeder Prüfung eines Defibrillators ist das Verständnis über die Funktionsweise des zu prüfenden Geräts eine Grundvoraussetzung. Die von Defibrillatoren abgegebene Energie ist äußerst gefährlich und aus diesem Grund müssen Vorsichtsmaßnahmen getroffen werden, um den Prüfer zu schützen. Darüber hinaus dürfen alle Tests nur von einer kompetenten, entsprechend geschulten Person durchgeführt werden.

Empfohlener Prüfablauf für Defibrillatoren

Sichtprüfung

Gehäuse, Anschlussleitungen (Netzkabel, EKG-Leitungen), Elektroden, Schalter, Paddle-Box (falls vorhanden), Paddle Adapter, Sicherung

Elektrische Sicherheit

Ableitströme, Isolation

Batterieleistung

Alarme

(Überprüfung aller Alarmfunktionen durch Simulation)

EKG-Leistung

(Amplitudenverstärkung, Überprüfung der BPM-Rate (Simulation), Frequenzgang)

Überprüfung der Vitalparameter

SPO₂, NIBP, CO₂

Automatikfunktionen (wenn vorhanden)

Synchronisation/Kardioversion, Arrhythmieerkennung, Aufnahme-Synchronisationsverzögerung

Energieausgabe

Energie-Linearität, Abgabe nach einer bestimmten Zeit - typ. 1 Minute bei maximaler Leistung, Ladezeit bei maximaler Leistung - typ. <10s-, Test mit verschiedenen Ausgangsleistung, Test mit unterschiedlicher Ausgangsimpedanz (wenn vom Hersteller gefordert), Prüfung der Paddelimpedanz

Pacer-Ausgang

Stromlinearität, Synchronisation, Impulsbreite, Refraktärzeiten

PRÜFEN DES DEFIBRILLATORS

Defibrillatoren spielen eine wichtige Rolle bei der Durchführung der für eine erfolgreiche HLW (Herz-Lungen-Wiederbelebung) erforderlichen Maßnahmen. Dank des technologischen Fortschritts haben die Rettungskräfte die Möglichkeit, Lösungen anzubieten, die die Zahl der potenziell tödlich verlaufenden Fälle verringern. AEDs verbessern auch die OHCA-Ergebnisse (out of hospital cardiac arrest), Fälle außerhalb der Klinik und sind weltweit an vielen öffentlichen Orten für Laien zu finden.

Die leistungsstarken Defibrillatorprüfgeräte der Marken RIGEL und GOSSEN METRAWATT können Energien von 0 bis 360J bei allen monophasischen, biphasischen, Standard- und pulsierenden Wellenformen über eine nicht-induktive 50 Ω -Festlast genau analysieren und bei Bedarf externe variable Lasten aufnehmen.

E - Energie (J), V_p - Spitzenspannung (V), I_p - Spitzenstrom (I), und t - Impulsdauer (ms) können alle auf den Bildschirmen angezeigt werden. Ein Oszilloskop ist nicht erforderlich, um die erfassten Wellenformen zu betrachten.

Das Zeitverhalten der Herzsynchronisation des Defibrillators kann mit den Analysatoren in ms gemessen werden. Der Defibrillator synchronisiert sich mit der R-Welle des EKGs. Die Herzfrequenz kann variiert werden; das Timing der synchronisierten R-Welle und des abgegebenen Energieimpulses wird gemessen.

Eine Anforderung der IEC 60601-2-4 ist die Aufzeichnung der Batterieerholung. Der **Uni Pulse 400** sowie der **SECULIFE DF PRO** verfügen über eine Stoppuhrfunktion, um die Dauer der Ladezeit zu ermitteln, die typischerweise auf die maximale Ladung eingestellt ist. Die Ladezeit wird von der Auslösung der Ladung am Defibrillator bis zur Entladung der Energie über die Last des Analysators gemessen.

Die Geräte können Herzrhythmusstörungen über die Prüflasten simulieren, damit ein AED ein schockfähiges EKG von einem nicht schockfähigen EKG analysieren und unterscheiden kann; der AED entlädt sich entsprechend über die Prüflast.



Abbildung 15: SECULIFE DF BASE, SECULIFE DF PRO, RIGEL Uni Pulse 400

EKG-Simulation

Die Analysatoren verfügen über ein kategorisiertes Angebot von EKG-Simulationen.

Sinusrhythmen, ventrikuläre Arrhythmien, atriale Erregungsleitung und Arrhythmien, Schrittmacherkurven und Leistungskurven können problemlos simuliert werden. Die Analysegeräte stellen jede EKG-Kurve auf dem Bildschirm dar, so dass man nicht in Bedienungsanleitungen nachsehen muss, um die Form der Kurven zu bestimmen. Es stehen einstellbare Parameter zur Verfügung, um die Fähigkeiten des Defibrillators zur Patientenüberwachung zu überprüfen.

Folgende Parameter sind enthalten:

- Amplitude
- Frequenz
- Herzfrequenz
- Rauschen

Transkutane Schrittmachermessung

Die Pulsformen der Hersteller von Herzschrittmachern variieren von Marke zu Marke. Die Defibrillator-Analysegeräte der Marken RIGEL und SECULIFE decken die Algorithmen vieler Hersteller ab, um den von den Herzschrittmachern gelieferten Strom korrekt zu messen. Im Schrittmacher-Pulsmodus können Rate - Herzfrequenz (ppm), PW - Pulsbreite (ms), Ip - Spitzenstrom (mA) und E - Energie (mJ) auf dem Bildschirm angezeigt werden. Es kann darüber hinaus eine grafische Darstellung des Pulses auf dem Bildschirm dargestellt werden.

Die Stimulation kann an eine feste, nicht induktive 50Ω-Last (Defibrillationseingang) oder an eine variable Last (Schrittmachereingang) abgegeben werden.

Refraktärzeit

Die Schrittmacher-Refraktärzeit (PRP) ist die Zeit, in der der Schrittmacher die Schrittmacherimpulsabgabe aufgrund eines eingehenden QRS-Signals verzögert.

Empfindlichkeitstest

Der Empfindlichkeitstest erhöht die Amplitude der R-Wellen-Simulation, bis der zu prüfende Schrittmacher die Simulation wahrnimmt und die Ausgabe sperrt. Schrittmacher im Demand-Modus geben keine Impulse ab, wenn eine Herzfrequenz oberhalb der eingestellten Schrittmacherfrequenz erkannt wird.

Defibrillatoren sind gefährliche medizinische Geräte, die sicherlich nicht ohne Risiko sind. Regelmäßige Leistungs- und Sicherheitsprüfungen von Defibrillatoren verbessern die Patienten-sicherheit, indem sie sicherstellen, dass die Geräte den Spezifikationen des Herstellers entsprechen, genau sind und den vorgesehenen Verwendungszweck erfüllen.





Autor

DIRK CORDT
Marketing Manager
Gossen Metrawatt GmbH

Tel: + 49 911 8602-719
Fax: + 49 911 8602-80719
E-mail: dirk.cordt@gossenmetrawatt.com

GMC INSTRUMENTS

 **GOSSEN METRAWATT**
 **CAMILLE BAUER**

Gossen Metrawatt GmbH

Südwestpark 15 ■ 90449 Nürnberg ■ Deutschland
Tel.: +49 911 8602-0 ■ Fax: +49 911 8602-669

www.gossenmetrawatt.com ■ info@gossenmetrawatt.com