

## Skript Biomedizinische Technik II

Die Anwendungsgebiete der BMT können in drei Bereiche gegliedert werden. Neben *bildgebenden Verfahren sind funktionsdiagnostische Systeme* sowie *Therapiesysteme* relevant.

Die bildgebenden Verfahren umfassen hauptsächlich Endoskopie, Ultraschall, Röntgen, CT und MRT.

*Endoskopische Verfahren* wurden schon Ende des 18. Jahrhunderts erprobt, seit 1958 gibt es die Glasfaserendoskopie. Heutige gute Endoskope dieser Art haben 30000 bis 50000 Glasfasern, dennoch ist die Bildqualität sowie die Belastbarkeit beschränkt. Heute kommt verstärkt die Videoendoskopie zum Einsatz, bei der das Bildleitbündel durch einen CCD-Chip ersetzt ist, was Flexibilität und Bildqualität verbessert. Eine Sonderform sind kleine „Schiffchen“, die geschluckt werden und zur Untersuchung des Darms, z.B. hinsichtlich eines Tumors, dienen sollen. Besonders beim 5 m langen und wenig zugänglichen Dünndarm stößt die herkömmliche Endoskopie an ihre Grenzen. Die Untersuchung mittels geschluckter Kamera bringt aber den Nachteil einer langen notwendigen Überwachung mit sich, denn bis zur Durchwanderung des Körpers dauert es mehrere Stunden (ca. 5 bis 8). Außerdem ist auch dies keine zuverlässige Methode, da die Kamera ja nicht gesteuert werden kann und vielleicht gerade bei Passage eines Tumors in die falsche Richtung zeigt. Auch die Bildqualität ist nicht immer gut, weil sich Distanzunterschiede in Schärfenunterschieden niederschlagen. Allgemein aber bietet die Endoskopie den Vorteil einer minimal invasiven Chirurgie und hat schon viele Operationen unnötig gemacht. Breiten Einsatz findet sie bei der Bauchspiegelung. Der Bauchraum wird dabei „aufgebläht“ und mittels Endoskop (über Bauchnabel eingeführt ?) untersucht (Pneumoperitoneum). Weiterhin gibt es die Möglichkeit, Schleimhautgewebe des Verdauungstraktes differenziert einzufärben und mit Hilfe von monochromatischem Licht (s. LASER) eine bessere Sichtbarkeit und damit bessere Diagnose, von Darmkrebs beispielsweise, zu erzielen. Auch kann Laserlicht über Glasfaserendoskope geleitet werden und weitere Einsatzmöglichkeiten eröffnen. Grundsätzlich besteht bei der Endoskopie aber die Gefahr von Infektionen.

Während Schallwellen von 1 bis 12 MHz als Ultraschall bezeichnet werden, arbeitet die *Ultraschalldiagnostik (Sonographie)* mit Frequenzen von 3,5 bis 7,5 MHz. Als Ultraschallsender fungiert ein Piezokristall, der gleichzeitig auch den Empfänger der Echosignale darstellt. Wird ein Schallimpuls ausgesandt, treten an Gewebegrenzflächen Schallreflexionen auf, die entsprechend der Laufzeit Aufschluß über deren Lage geben und über die Amplitude Aussagen über Art des Gewebes zulassen und so eine Bilderzeugung möglich machen. Durch dieses physikalische Prinzip ist die Bildqualität bereits eng begrenzt. Limitierende Parameter innerhalb des Verfahrens sind Laufzeit (lange Laufzeit, viele Störungen, schwächeres Signal, lange Wartezeit, d.h. geringe Bildwiederholungsrate), Wellenlänge (große Wellenlänge, geringe Auflösung, d.h. grobkörniges Bild) und Energie (geringe Energie, schwaches Antwortsignal, d.h. schlechteres Bild). Hinzu kommt, daß Ultraschall an Luft und Knochen totalreflektiert wird, d.h. daß Kopplungsmittel auf der Haut verwendet werden muß und daß das Verfahren wegen der Luftanteile für Lunge gar nicht und für den Verdauungstrakt nur begrenzt einsetzbar ist. Weiterhin treten Beugungs- und Brechungseffekte auf, die über Filter beseitigt werden müssen. Die A-mode-Darstellung bildet die Meßergebnisse lediglich in Form von Kurven ab, das B-mode-Bild ist die allgemein bekannte US-Darstellung als „Pixelgraphik“. Über den Dopplereffekt ist die Blutflussrichtung (und –geschwindigkeit) in größeren Gefäßen meßbar (Dopplersonographie), auch stark durchblutete Areale, wie Blutschwämme z.B., sind auf diesem Wege gut sichtbar zu machen. Die Duplex-Variante beinhaltet sowohl B-Mode, als auch Doppler-Darstellung. Durch Echokontrastmittel, das – an bestimmtes Gewebe angelagert – eine Gasentwicklung in Form kleiner Bläschen hervorruft, ist eine weitere Variante des US gegeben. Das Verfahren und die Geräte sind weitgehend ausgereift und der Ultraschall ist „wohl die bisher größte Bereicherung der Medizin“ (Dr. Rethel). Heute kommt noch hinzu, daß man durch spezielle

Verfahren die Bildergebnisse zu weiteren Darstellungen verarbeiten kann (3-D z.B. ), was aber nur ein „Schönen“ ist und den eigentlichen Informationsgehalt nicht vermehrt. Besonders beim US kommt es in hohem Maße auf die Erfahrung des Untersuchenden an. Gerade bei der Einstellung des Gerätes muß ein Kompromiss zwischen Eindringtiefe und Auflösungsvermögen geschlossen werden, denn mit einer Steigerung der Frequenz (d.h. Verringerung der Wellenlänge) verbessert sich zwar die Auflösung des Bildes, die Eindringtiefe nimmt aber ab, weil sozusagen nur die nahen, frühen Echosignale detektiert werden. Die starke Abhängigkeit vom Untersuchenden bedeutet auch, daß US-Bilder kaum reproduzierbar sind, was neben Totalreflexion an Luft und Knochen ein weiterer Nachteil ist. Positiv ist jedoch, daß aufgrund der schnellen Bilderzeugung bewegte Organe, speziell das Herz, problemlos untersucht werden können. Auch läßt sich US gut mit Abtastungen kombinieren, etwa um pathologische Organveränderungen nachzuweisen, wie Verhärtungen oder Verwachsungen. Es handelt sich also prinzipiell um ein dynamisches, zerstörungs- und strahlungsfreies Diagnoseverfahren, das zudem sehr kostengünstig ist (ca. 20 Euro pro Untersuchung).

Die notwendigen Strahlendosen für *Röntgenaufnahmen* bewegen sich zwischen 0,2 und 100 mS (milli Sievers), wobei der genannte Höchstwert bei der permanenten Durchleuchtung zur Platzierung von Schrittmacherelektroden nötig ist und der geringe Wert für eine Aufnahme der Lunge ausreicht. Die Tatsache, daß Röntgenbilder prinzipiell summative zweidimensionale Darstellungen dreidimensionaler Körper inklusive Streuungs- und Brechungseffekten sind, liegt in der Natur des Verfahrens. Unter anderem in dieser Hinsicht vorteilhaft ist die weiter unten erläuterte Computertomographie. Die normale Aufnahme wird auch als natives Röntgenbild bezeichnet, durch Überlagerung eines weiteren Bildes, das mit Kontrastmittel aufgenommen wurde, lassen sich im Rahmen dieser *digitalen Subtraktionsangiographie* Gefäße besonders gut darstellen. Das schwach radioaktive Kontrastmittel - für Gefäße verwendet man Jod, für die Darmschleimhaut Barium - lagert sich an die Gefäßwände an und macht sie so besser sichtbar. Ein „tracer“-Verfahren, das auf der Röntgendiagnostik basiert, dient z.B. zur Überwachung von tumorartigen Veränderungen der Prolactin-Drüsen in der Hirnanhangsdrüse zu sog. Prolactinomen. Da diese Drüse relativ eng im Gehirn eingebettet ist und einseitig an den Sehnerv anliegt, kann die erwähnte pathologische Veränderung den Sehnerv schädigen und eine Operation erforderlich machen. Durch die Gabe von radioaktiv aktiviertem Methionin, das das Prolactinom „verstoffwechselt“, ist der Umfang dessen Aktivität nachzuweisen. Das Prinzip ist allgemein für den Hirnstoffwechsel mit Glucose anwendbar...

Die *Computertomographie* ist ein computergetütztes Röntgenverfahren. Prinzipiell rotieren dabei Röntgenröhre und Detektor um einen (im Patienten liegenden) Zentrierpunkt, was bewirkt, daß die in der Ebene dieses Punktes liegenden Strukturen scharf abgebildet werden, während alle anderen verwischen (die Bilderzeugung erfolgt aufgrund der Messung der am Detektor ankommenden Strahlung...). Man erhält somit nach Wiederholung des Vorganges Schichtbilder verschiedener untersuchter Ebenen. Eine zeitsparende und heute verbreitete Variante ist z.B. die Spiral-CT. Die CT als Röntgenverfahren bewirkt natürlich eine Strahlenbelastung des Patienten, welche - trotz einer Strahlenoptimierung durch den Computer - die Dosis einer herkömmlichen Röntgenaufnahme noch um das 400 bis 500-fache übersteigt, aber den Vorteil einer dreidimensionalen Darstellung bietet. Hier liegt auch der Vorteil gegenüber dem US, denn letzterer liefert bloß zweidimensionale Bilder relativ geringer Qualität, während die CT brillante Abbildungen produziert. Dafür ist dieses Verfahren langsamer als die Sonographie, also für bewegte Organe beschränkt einsetzbar, und nicht zuletzt auch erheblich kostenintensiver (etwa zehnmal höhere Untersuchungskosten gegenüber US). Luftgefüllte Räume und Knochen stellen für die CT im Gegensatz zum US allerdings kein Problem dar.

Die *Kernspintomographie (Magnetresonanztomographie, MRT)* erzeugt ebenfalls Schichtbilder, die vom Rechner in dreidimensionale Darstellungen zusammengesetzt werden können. Abweichend von der CT ist die MRT ein strahlungsfreies Verfahren. Das Prinzip beruht auf dem Kernspin der Protonen, der analog zum Kreisel die Rotation um eine Achse darstellt. Diese Eigenschaft haben Atomkerne mit

einer ungeraden Anzahl von Protonen und Neutronen, so z.B. der des Wasserstoffs, zahlreich im Wasseranteil des Körpers vorhanden. Ebenfalls analog zum mechanischen Kreisel präzidieren diese Protonen, d.h. „taumeln“ um die Rotationsachse. Da jede sich bewegende Ladung ein Magnetfeld erzeugt, sind auch die positiv geladenen Protonen von geringen Feldern umgeben, die sich aber statistisch ausgleichen und keine Nettomagnetisierung der Materie bewirken. Wird nun ein starkes Magnetfeld angelegt (meist 1 bis 1,5 Tesla, bis zu 3 Tesla; Haushaltsmagnet: ca. 1/1000), richten sich die Rotationsachsen entweder parallel oder antiparallel zu den Feldlinien aus, wobei die erste Möglichkeit die energetisch günstigere und daher häufigere Ausrichtung ist. Somit entsteht eine Nettomagnetisierung der Materie. Jetzt wird ein magnetischer Impuls ausgesandt, dessen Frequenz gleich der Spinfrequenz (Präzessionsfrequenz ???) der Protonen sein muß, so daß Resonanz auftritt und die Protonen um 90° oder 180° aus ihrer Lage ausgelenkt werden können. Das Rückspringen in die Ausgangslage (Relaxation) ist mit geringen elektrischen Signalen verbunden, die letztenendes (mittels zeitweise zusätzlich zugeschalteter Felder ...) gemessen werden können und aus denen sich die Zusammensetzung und damit die Art des Gewebes des jeweiligen Volumenelementes ableiten läßt. Beim Rückfall aus der 90°-, bzw. 180°-Lage ergeben sich die Relaxationszeiten T1 (longitudinale R.), bzw. T2 (transversale R.). Die Bilder lassen sich auch nach der Protonendichte wichten. Wasser etwa weist eine hohe Protonendichte auf, was zu kurzen Relaxationszeiten führt.

Die MRT ist zur Zeit noch 2 bis 3 mal teurer als die CT (400 bis 500 Euro), löst diese aber zunehmend ab. Gerade in der Weichteildiagnostik ist die MRT der CT überlegen. Noch ist der Bildaufbau zwar noch etwas langsamer als bei der CT, aber auch diese Schwäche wird mit leistungsfähigeren Rechnern abgebaut werden, sodaß man die MRT als sehr zukunftsträchtiges Diagnoseverfahren ansehen kann, das die CT zukünftig wohl weitgehend ersetzen wird. Das Ideal ist dabei sicherlich, einmal einen Rohdatensatz des Patienten zu erstellen, der jederzeit abgefragt werden kann, ohne jedesmal neu untersuchen zu müssen. Wie auch die CT ist die MRT gerade im Vergleich zum US objektiv und reproduzierbar, was eine Anwesenheit des Arztes bei der Untersuchung nicht notwendig macht. Setzt man zusätzlich Kontrastmittel ein, spricht man von Angio-CT.

Eine wichtige Sparte der Therapiesysteme sind die *Defibrillatoren*. Sie umfassen nicht nur extrakorporale, sondern auch implantierte Geräte. Die Elektrophysiologie, die die Defibrillation als Therapie ebenso wie die *Elektrokardiographie* als funktionsdiagnostische Methode ermöglicht, soll im folgenden kurz erläutert werden.

Ausgangspunkt der Erregung des Herzens ist der Sinusknoten im rechten Vorhof, der sozusagen der „Zündfunke“ für den Herzschlag ist. Von dort aus pflanzt sich die Erregung über die Zellen der unterschiedlichen kardialen Gewebearten fort, wobei - wie auch bei Nervenzellen - das negative Ruhepotential von ca. -90 mV mit negativem Ionenüberschuss innerhalb der Zellen, aufrecht erhalten durch aktive Transportvorgänge, Voraussetzung für die Erregbarkeit ist. Die eigentliche Reizleitung ist die fortlaufende Depolarisation, also der zeitweise Ausgleich der Ladungsverhältnisse bis hin zur Umkehr in den positiven Bereich, mit anschließender Repolarisation zurück ins Ruhepotential (möglich durch steuerbare Membrandurchlässigkeit für die verschiedenen Ladungsträger). Diese „Erregungswelle“ pflanzt sich auf bestimmten Bahnen durch das Herz besonders gut fort, folgt also anatomischen Strukturen (Beginn im Sinusknoten im rechten Vorhof, dann ins Innere des Herzens im Wesentlichen über Herzscheidewand (Septum) und dann nach außen laufend ...). So ist ein koordiniertes Arbeiten der vier Herzkammern möglich. Beim (Oberflächen-) *EKG* werden nun standardmäßig an 12 verschiedenen, festgelegten Stellen des Körpers diese schwachen elektromagnetischen Signale registriert. Sie setzen sich übrigens zusammen aus drei bipolaren Extremitätenableitungen nach Einthoven, drei unipolaren Extremitätenableitungen nach Goldberger und sechs unipolaren Brustwandableitungen nach Wilson. Bipolar bedeutet hier, daß Potentiale zwischen zwei Kontakten gemessen werden, unipolar heißt Messung jeweils mit Bezug auf das Erdpotential. Die gemessenen Potentiale stellen also quasi die Sicht auf die zeitlich und örtlich durch das Herz laufende Erregung aus einer festen Richtung dar. Die einzelnen Kurven bieten somit nur Teilinformationen über den Gesamtvorgang, weil sie nur dessen Projektion in eine Ebene

wiedergeben. Sie sind daher nur in ihrer Summe und unter Angabe der zugrundeliegenden Ableitungen aussagekräftig. Mittels der Vektorkardiographie lassen sich mit Hilfe eines Oszilloskops auch zeitliche und örtliche Informationen in einer einzigen Vektorschleife abbilden, indem die einzelnen Kurven überlagert werden (s. Animation unter <http://www.neurop.ruhr-uni-bochum.de/Praktikum/ekgechtzeit/index.html>), was allerdings in der Praxis selten angewandt wird, wogegen die Ableitungen nach Einthoven sehr verbreitet sind und aussagekräftig in Hinblick auf Lage der Herzachse und eventuellen Anomalien sind. Klar wird hier jedoch, daß mehrere Abbildungsebenen nötig sind, um die Herzaktivität einschätzen zu können. Beispielsweise hat sich hier die Einthoven-Methode als Teil der Standardableitungen bewährt, die drei Ableitungen zwischen den Extremitäten in drei Richtungen in der Fontalebene vorsieht (daneben gibt es auch Methoden zur vertikalen Ableitung, die entsprechend andere Elektrodenpositionen voraussetzen). Schon daraus lassen sich gut die Herzachse und eventuelle Anomalien, verdickte Ventrikel, o.ä., prognostizieren. Betrachtet man eine typische Ableitung, kann man den charakteristischen Verlauf der Erregung erkennen. Die aufeinanderfolgenden Wellen oder Zacken sind mit P, Q, R, S und T übereinkommend betitelt und spiegeln jeweils bestimmte Herzaktivitäten wider. Die P-Welle zeigt die Erregungsausbreitung über beide Vorhöfe, gefolgt vom QRS-Komplex, der die Ausbreitung in den Ventrikeln zeigt. Im Verlauf der T-Welle bildet sich die Erregung zurück und mündet in die Repolarisationsphase, in der die Zellen nicht erregbar sind.

Obwohl Herzrhythmusstörungen in geringem Umfang normal sind, können ausgeprägte Anomalien den Patienten schädigen. Man unterscheidet dabei Vorhof- und Kammerflimmern und Vorhof- und Kammerflattern, wobei Vorhofflimmern zwar durch unkoordinierte Vorhofaktivität die Blutvolumenförderung senkt und etwa 30% Leistungseinbußen nach sich zieht, aber nach dem Sinusrhythmus den zweitbesten Rhythmus darstellt. Vorhofflattern birgt bereits größere Risiken, wie etwa Ohnmacht, für den Patienten. Kammerflattern und Kammerflimmern sind höchst bedrohliche Zustände, weil die Herzpumpleistung extrem herabgesetzt ist und beim Kammerflimmern nach 1,5 bis 2 min bereits der Tod eintritt. Hier liegt der Einsatz von Defibrillatoren begründet, die durch einen Elektroschock den Sinusrhythmus wiederherstellen sollen. Das Herz wird durch ca. 50 bis 400 W elektrische Leistungszufuhr über 2 bis 5 ms auf Nulllinie gebracht, woraufhin der Sinusknoten den Normalrhythmus wieder einleiten kann. Für intrakardiale Defibrillatoren bedeutet dies, daß der Rhythmus stets analysiert werden muß, um das Herz im Bedarfsfall auf die isoelektrische Linie zu bringen, also zu depolarisieren. Bei Defibrillation nach langanhaltendem Vorhofflimmern besteht zudem die Gefahr, daß sich nach Wiedereinstellung des Sinusrhythmus Ablagerungen der Vorhöfe lösen und z.B. zum Schlaganfall führen können, was vorherige pharmakeutische Gerinnungssenkung nötig macht.

Auch *Beatmungsgeräte* gehören zu den Therapiesystemen. Um sie optimal auszulegen, ist auch hier die Kenntnis der physiologischen Abläufe unerlässlich. Parameter hierbei sind offensichtlich Atemvolumina, Drücke, Temperatur, Luftfeuchtigkeit, Volumenstrom und Atemfrequenz. Die Inspiration geschieht aktiv muskulär, während die Expiration über elastische Fasern der Lunge passiv abläuft, und zwar im Ruhezustand 12 bis 15 mal pro Minute. Die Atemmechanik ist auch geschlechtsspezifisch, d.h. Frauen atmen eher thorakal („Brustatmung“), während Männer verstärkt über das Zwerchfell, abdominal, atmen („Bauchatmung“). Es lassen sich verschiedene *Volumina* unterscheiden. Die *Totalkapazität* der Lunge von etwa 6 l verteilt sich auf den gesamten Atemtrakt, auf Mundhöhle, Luftröhre, usw., wird aber natürlich nicht bei jedem Atemzug vollständig ausgetauscht. Das *Atemzugvolumen* beträgt lediglich ca. 600 ml, also nur ein zehntel, und ist der Inhalt eines normalen Atemzuges. Atmet man die maximal mögliche Menge Luft ein, sind noch einmal 3000 ml mehr möglich und die Summe aus diesem *inspiratorischen Reservevolumen* und dem *Atemzugvolumen* ergibt die *Inspirationskapazität*, ca. 3600 ml. Dehnt man das normale Atemzugvolumen bewußt weiter nach unten um das *expiratorische Reservevolumen* von etwa 900 ml aus, ergibt sich aus der Summe von inspiratorischem und expiratorischem Reservevolumen die *Vitalkapazität*, also etwa 4500 ml, die durch bewußte Beeinflussung der Atmung erreicht werden kann. Die Menge Luft, die dennoch nicht ausgeatmet werden kann, ca. 1500 ml, ist das *Residualvolumen*, während die bei einem normalen

Atemzug im Körper verbleibende Menge als *funktionelle Residualkapazität* bezeichnet wird. Diese Kapazität kann mit der *Helium-Einwaschmethode* ermittelt werden, bei der unschädliches Heliumgas bekannter Menge in einem geschlossenen System bei normaler Atmung inhaliert wird, wobei der Proband nach abgeschlossener Ausatmung an das System angeschlossen wird. Helium wird nicht in die Blutbahn aufgenommen, sondern vermischt sich lediglich mit den ca. 600 ml Atemzugvolumen und verteilt sich somit auf ein größeres Volumen. Das bewirkt eine Absenkung der Heliumkonzentration und macht die Berechnung des funktionellen Residualvolumens aus der Heliumverdünnung möglich. (Startet man vor dem Ausatmen, so mißt man das funktionelle Residualvolumen plus die Atemkapazität.) Allgemein müssen Volumina auf die physiologischen Bedingungen der Lunge umgerechnet werden, d.h. auf BTPS-Bedingungen („Body Temperature, Pressure, Saturated“), also bei 37 °C, 47 mmHg und 100% Wasserdampfsättigung. Druckunterschiede bei In- und Expiration sind minimal und liegen im Bereich bis 1,5 cm Wassersäule. Somit müssen Langzeitbeatmungsgeräte enge Drucktoleranzen einhalten. Der Druck kann z.B. über einen DMS in einer in Strömungsrichtung angeordneten Druckkammer gemessen werden. Eine Flussmessung läßt sich über einen Platin-Heizdraht realisieren, der auf konstanter Temperatur gehalten wird und dessen Abkühlung und somit Stromverbrauch eine Funktion des Gasflusses ist. Der Sauerstoffgehalt als eine weitere wichtige Größe ist über das Prinzip der Brennstoffzelle bestimmbar. Dabei strömt die Luft über eine Teflonmembran, die eine konzentrationsabhängige Diffusion der Sauerstoffmoleküle in die alkalische Elektrolytlösung einer Brennstoffzelle ermöglicht. Dort stellt sich ein der Sauerstoffkonzentration proportionaler elektrischer Strom zwischen den Elektroden ein. Ein weiteres wichtiges Merkmal der Atemmechanik sind die In- und Expirationspausen, in denen zwecks Gasaustausch durch Diffusion in den Alveolen für kurze Zeit der Fluss auf Null sinkt. Diese notwendigen, etwa 0,75 s andauernden Pausen (der Gasaustausch ist eigentlich bereits nach etwa 0,5 s abgeschlossen) müssen ebenso von einem Beatmungsgerät gesteuert werden. Zusammenfassend müssen also Sauerstoff-, (Kohlendioxid-?!) Druck-, Fluss- und Temperatursensoren sowie Anfeuchter, Sicherheitsventil, diverse Misch-, Steuerungs- und Eingabesysteme vorhanden sein. Die Beatmungsparameter hängen auch vom Zustand des Patienten ab und müssen somit individuell eingestellt werden. Ist beispielsweise die Lungenelastizität herabgesetzt, so ist eine stärkere Unterstützung der Expiration notwendig. Während bei eigenständiger Atmung die Inspiration muskulär erfolgt, drückt das Beatmungsgerät durch Überdruck die Luft in die Lunge, bei vollständiger Atemunterstützung ist daher eine medikamentöse Relaxation des Patienten notwendig. Auch können Probleme aufgrund dieser unphysiologischen Atmung auftreten. Ebenso ist die Anbindung der Maschine an den Menschen problematisch, weil das Abdichten des Beatmungsschlauches in der Trachea auf längere Zeit nicht ganz trivial ist (Absterben des Gewebes bei Druckabdichtung ...).

*Flussvolumenkurven* geben Aufschluß über die Art einer Atemwegserkrankung, indem sie den Verlauf des Volumenstroms darstellen (Volumen über der Zeit aufgetragen). Die von der Kurve eingeschlossene Fläche gibt die Vitalkapazität wieder und die mehr, bzw. weniger starke Steigung den geringeren, bzw. größeren Atemwiderstand. Bei Asthma bronchiale hat die Lunge an Elastizität verloren, was eine geringere Expiration wie auch einen erhöhten Inspirationswiderstand zur Folge hat. Die Vitalkapazität ist dann geringer als bei einem gesunden Patienten. Bei einem Lungenemphysem ist die Vitalkapazität noch weiter abgesunken, denn dort ist die Lunge bereits durch eine Vergrößerung der Alveolen (aufschaukelnder Vorgang wegen deren Oberflächenspannung...) und somit Verringerung der normalerweise etwa fußballplatzgroßen Austauschfläche geschädigt. Neben Patienten mit permanenten Erkrankungen sind auch solche mit Apnoe-Syndrom, also nächtlichen Atemstillständen, Beatmungskandidaten. Während des Schlafes verschließt die Zunge die Luftröhre und der Patient erleidet einen zeitweisen Sauerstoffmangel sowie eine Kohlendioxidanreicherung. Letzteres läßt den Kohlensäurespiegel im Blut ansteigen und führt im Gehirn zu einem narkoseähnlichen Zustand und nachfolgendem Spontanatmungsausfall. Die resultierenden minutenlangen Atemstillstände belasten den Erkrankten immens und erhöhen das Risiko von Herzrhythmusstörungen und Schlaganfällen, was eine diesen Ablauf verhindernde Atemunterstützung sinnvoll macht. Zur Diagnose dieses Syndroms kann das sog. Schlaflabor dienen. Sensoren überwachen dabei Luftfluß, Geräuschentwicklung, Brust- und Bauchbewegung, u.a. .

Der *LASER* ist seit seiner Erfindung 1960 vielfältig in der Medizin einsetzbar. Das Prinzip beruht darauf, daß Elektronen der Atome des *LASER*-Mediums durch gezielte Energiezufuhr angeregt, d.h. auf ein höheres Energieniveau gehoben werden. Danach fallen sie nicht auf ihr Ausgangsniveau zurück, sondern auf eine langlebige Zwischenebene („Besetzungsinversion“, nur bei bestimmten Materialien möglich ...) und emittieren dabei elektromagnetische Strahlung definierter Energie, d.h. Wellenlänge, und Phasenlage. Diese Photonen stimulieren wiederum weitere Atome, wodurch kohärentes Licht entsteht und sich der Effekt verstärkt. Durch den aus Spiegeln bestehenden Resonator erfolgt die richtungsmäßige Bündelung ...

Abhängig von der Höhe der Energie sind verschiedene Wirkprinzipien nutzbar. Die geringste Energie ist für eine photochemische Nutzung notwendig, etwa bei lichttherapeutischen Methoden. Photothermische Effekte beruhen auf der Wärmewirkung. Darunter fallen beispielsweise Photohyperthermie (Gewebeschweißen etwa, bei um 50 °C), Photokoagulation (Wundverschluß bei um 70 °C), Photokarbonisation (Verkohlen bei 100 bis 300 °C) und Photovaporisation (Verdampfen bei über 300 °C). Das Prinzip der Photodekomposition wirkt auf hohen Energieleveln, so etwa die Photoablation (schnelle, thermische Explosion mit kurzer Einwirkdauer, um durch Wärmeübergang das Nachbargewebe nicht zu schädigen). Technisch gibt es cw (continuous wave) und gepulste *LASER*, darunter CO<sub>2</sub>-, CO-, YAG-, N<sub>2</sub>-, DYE-, usw. -*LASER*... . Anwendungsfelder finden sich zahlreich, in der Ophthalmologie (Augenheilkunde) kann ein Mikrokeratomschnitt der Augenhornhaut per *LASER* durchgeführt werden. In der Onkologie besteht die Möglichkeit, Organe zu resektionieren, also etwa Gewebe abzutragen und gleichzeitig eine Verschorfung der Wunde vorzunehmen. Zur Beseitigung von Melanomen („schwarzer Hautkrebs“) sind *LASER* weniger geeignet, da diese Melanome weitläufig abgetragen werden müßten, was mit dem *LASER* schlecht machbar ist. Daneben kann der *LASER* im Feld der Gastroenterologie zur Blutstillung bei Darmoperationen Einsatz finden. Allgemein kann man jedoch sagen, daß das Skalpell- sofern anwendbar- die weitaus günstigere, d.h. ökonomischere Alternative zum *LASER* ist. Der Vorteil des *LASER*s liegt dagegen in der Berührungsfreiheit und in der hohen Leistung, um auch Material hoher Dichte beeinflussen zu können. Allerdings ist eine gute Schulung im Umgang mit *LASER*n im Allgemeinen notwendig.

Dem EKG ähnlich ist das EEG, die *Elektroenzephalographie*, nur daß die zu registrierenden Hirnströme in ihrer Intensität weitaus geringer sind als die Herzaktionen. Das setzt eine gute Filterung der konstant vorhandenen Störsignale zugunsten der zeitlich veränderlichen Hirnströme voraus. Die Gehirnaktivitäten liegen nämlich lediglich in der Größenordnung um 10 µV. Auch sind sie in Form und Ausprägung höchst vielfältig und spiegeln die ebenso vielschichtigen Hirnvorgänge, wie Denken, Fühlen, usw. wider. Abhängig von der Indikation, also ob eine Routineuntersuchung oder eine solche aufgrund von z.B. Bewußtseinsstörungen oder Epilepsieanfällen durchgeführt wird, werden unterschiedliche Geräte eingesetzt und eine angepaßte Anzahl von Ableitungen verwendet. Die Ableitdauer reicht von ca. 10 min beim Routine-EEG bis hin zu 8 Nachtstunden beim Schlaf-EEG. Schon beim Routine-EEG fällt bei 10 bis 30 mm/sec Schreibgeschwindigkeit eine große Datenmenge an, die bei anderen Untersuchungsmethoden noch überschritten wird und die automatische/halbautomatische computergestützte (Vor-) Auswertung nahelegt. Unterschieden werden können nur einige typische Wellenmuster, die bestimmten Schlafphasen oder Wachzuständen zugeordnet sind. Auch Krämpfe im Zuge epileptischer Anfälle können so meist eindeutig diagnostiziert werden.

Im Gegensatz zum EEG, daß die gesamte neuronale Hirnaktivität wiedergibt, beschränkt sich die *Elektromyographie* (EMG) auf einen oder einige bestimmte Nerven. Mit Elektroden wird entweder durch direkte Punktion des Muskels oder durch Aufkleben auf die Haut die Muskelaktivität gemessen. Festzustellen sind Schädigungen der Nerven und deren Leitgeschwindigkeit.

Viele der genannten Diagnosemethoden, sowohl EKG, EEG als auch EMG, bringen offenbar das Problem mit sich, die relevanten Informationen aus der Flut der bereitgestellten zu erkennen...

Da es in der Medizintechnik unmittelbar um das Wohl des Patienten geht, gibt es auf europäischer Ebene das *Medizinproduktegesetz* (1994), welches (gemäß der Hierarchie Gesetz → Verordnung → Richtlinie : abnehmende Verbindlichkeit & zunehmende Ausformulierung ...) eher allgemeine, grundsätzliche Regelungen festlegt. Das MPG erfordert vom Hersteller eine umfassende Dokumentation zum Nachweis der Sicherheit und Leistungsfähigkeit, die in abgestufter Form - je nach Risikopotential - einer Fremdkontrolle unterliegt. Für die überwiegende Zahl der betroffenen Produkte gab es früher keine Zulassungsanforderungen.

[Laut Vorlesung wird das MPG national durch die *Medizingeräteverordnung umgesetzt*, aber gemäß anderer Quellen ist die MedGV weitgehend durch das MPG *ersetzt* worden, welches sowohl europäische als auch nationale Rechtelemente enthält, s. z.B. <http://www.medizintechnikportal.de/neues/mprechtneu.htm> oder <http://www.bvmed.de/gloss/m.htm#mpg> : „Das MPG enthält sowohl europäische wie nationale Rechtselemente. Die Phase bis zum erstmaligen Inverkehrbringen von Medizinprodukten richtet sich nach europäischem Gemeinschaftsrecht (europäische Medizinprodukterichtlinien). Die Phase nach dem erstmaligen Inverkehrsverbringen, d.h. die Phase der Überwachung von Medizinprodukten, ist überwiegend nationalrechtlich ausgestaltet.“]

Die nationale Umsetzung erfährt das MPG durch die *Medizingeräteverordnung* (MedGV), die die Geräte konkret in vier Risikogruppen einteilt und Standards für Anwendungs- und Gerätesicherheit festlegt. Gruppe 1 umfaßt energetisch betriebene Diagnose- und Therapiegeräte, die aktiv auf den Körper einwirken und mit ihm in enger Wechselwirkung stehen. Nicht dazu zählen energetisch betriebene, implantierte Apparate, wie Herzschrittmacher oder künstliche Herzen, die die Gruppe 2 bilden. Sämtliche Geräte, die mit dem Körper in Interaktion treten, wie etwa interne und externe Defibrillatoren, Pumpen, Beatmungs- und Dialysegeräte, LASER, Kernspintomographen (wegen der Verletzungsgefahr durch magnetisch beschleunigte Gegenstände ...), usw. sind der ersten Kategorie zugeordnet. In Gruppe 3 gehören energetisch betriebene, medizinisch-technische Geräte, die in der Verordnung nicht unter Gruppe 1 aufgelistet sind und auch nicht der Gruppe 2 angehören. Gruppe 4 umfaßt alle sonstigen Geräte ohne Interaktion. Also ergeben sich im Wesentlichen zwei Kategorien, nämlich energetische, oft invasiv wirkende, Geräte mit direktem Einfluß auf den Organismus (Gruppe 1), und solche, die zusätzlich dauerhaft implantiert sind (Gruppe 2). Es sei hier noch darauf hingewiesen, daß tatsächlich etwa die Hälfte aller Zwischenfälle mit Medizingeräten auf fehlerhafte Bedienung zurückzuführen sind. Daher muß das fehlende Fachwissen des Anwenders bei der Entwicklung der Geräte stets bedacht werden.

Je nach Schwere der Erkrankung wird ein Basis- (Überwachung durch EKG, Messung von Puls, Temperatur, Atmung und Blutdruck (nicht invasiv)) oder erweitertes *Monitoring* mit verstärkt invasiven Methoden eingesetzt (polytraumatisierte Patienten). Das sog. *kardiovaskuläre Monitoring* im Besonderen ist die Überwachung der Herzfunktion und des Kreislaufs. Dabei wird invasiv der Blutdruck unmittelbar im Herzen über Kathetherdrucksonden gemessen, was nötig ist, um z.B. die Stärke einer Klappenstenose abzuschätzen oder Herzschwächen zu diversifizieren. Man unterscheidet hier die Messung im Niederdrucksystem, also im Bereich der rechten Herzhälfte, und im Hochdrucksystem, d.h. im linken Herzen. Die praktische Durchführung solch invasiver Messungen ist im Niederdruck-, also venösen Bereich einfacher als im arteriellen. In die rechte Herzregion können Katheter relativ einfach mit dem Blutstrom eingeschwenkt werden, auch in die Pulmonararterie können sie unter Angiographie-Überwachung vordringen. Da dann aber der Lungenkreislauf folgt, ist das linksseitige Herz nur über die Arterien zu erreichen. Hier wirkt der höhere Blutdruck zwar bereits erschwerend, der linke Ventrikel kann aber dennoch erreicht werden. Der linke Vorhof jedoch ist so nicht mehr zugänglich, weshalb man sich durch eine Messung über die Pulmonararterie behilft. Dabei wird der Katheter bis zu den Lungenkapillaren geschwenkt und ein Teil der Gefäße wird durch Dilatation eines hinter dem Sensor angebrachten Ballons zeitweise verschlossen. Dadurch staut sich



der vom linken Vorhof verursachte Druck sozusagen zurück bis zum Katheter und kann gemessen werden. So können Klappen- und Herzinsuffizienzen, Septumdefekte und Stenosen diagnostiziert werden. (Neben dem Druck lassen sich mit einem Katheter natürlich auch Blutgase und Volumenstrom feststellen.)

Dieses Skript ist übrigens inhaltlich und in der Reihenfolge  
der Themen eng der Vorlesung SS 2002 angelehnt;

Bei Fragen, Anmerkungen, ...

[Kerstin.Ursinus@stud.uni-hannover.de](mailto:Kerstin.Ursinus@stud.uni-hannover.de)