

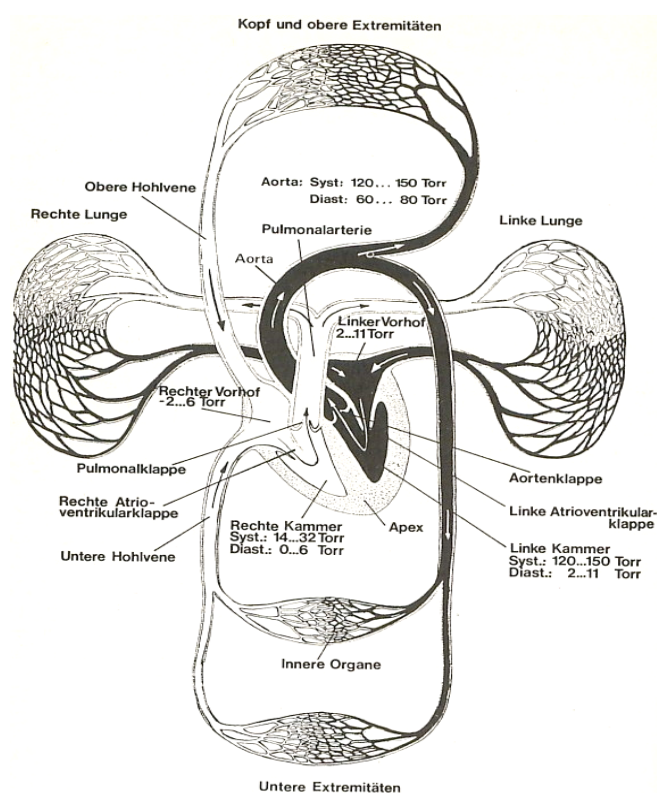
# Kapitel III

## Messungen am Herz-Kreislaufsystem

Dieses Kapitel widmet sich Untersuchungen des Herz-Kreislaufsystems. Es soll die Funktionsweise der Blutdruckmessung und der Pulsmessung veranschaulicht werden. Anschließend werden die für die jeweilige Untersuchungsmethode verwendeten Sensoren vorgestellt. Der Didaktikteil zeigt einen kleinen Einsatzbereich der Drucksensoren in der Blutdruck- und Pulsmessung auf. Das Prinzip der Sensoren lässt sich im Unterricht mit einfachen Mitteln veranschaulichen, wodurch den Schülern ein hohes Maß an selbstständigem Experimentieren zufällt.

### 1 Der Blutkreislauf und die Messung von Blutdruck und Puls

Das Herz, wohl unser wichtigstes Organ, ist die ‚Antriebspumpe‘, die unseren Körper am Leben erhält. Im Ruhezustand pumpt es in 16 - 20 Sekunden das gesamte Blut (ca. 5 - 6 Liter)



einmal durch den ganzen Körper und schlägt ungefähr 70-mal pro Minute. Es ist ein Muskel aus zwei Hohlorganen, der zu zwei Drittel im linken Brustraum sitzt. Die beiden Hälften gliedern sich jeweils in einen Vorhof und eine Kammer (Ventrikel), die durch die Segelklappe voneinander getrennt liegen. Über die untere und obere Hohlvene gelangt das sauerstoffarme, ‚verbrauchte‘ Blut aus den peripheren Körperregionen über den rechten Vorhof in die rechte Herzkammer und wird von dort aus durch die Lungenarterien in die Lunge gepumpt (vgl. Abb. 31).

Abb. 31: Blutkreislauf mit Druckangaben in den verschiedenen Körperregionen

Quelle: Meyer-Waarden, 1975

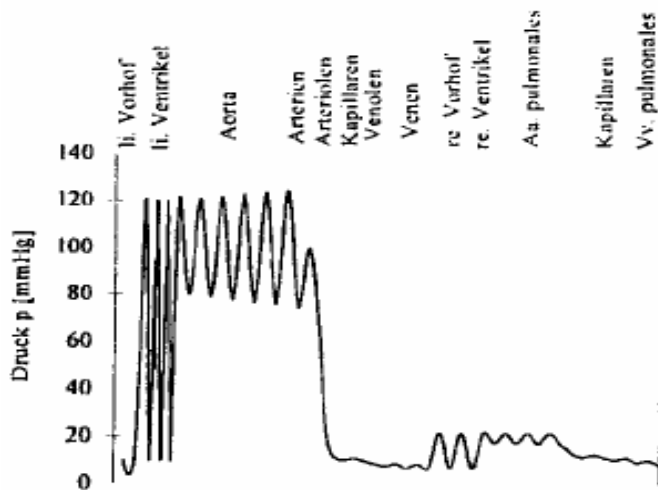
Über die Lungenbläschen tauscht das Blut Kohlendioxid mit der eingeatmeten Luft aus. Auf diese Weise wird es mit Sauerstoff angereichert. Anschließend strömt es durch die Lungenvenen zurück zum Herzen, in den linken Vorhof und weiter in die linke Herzkammer. Von dort aus wird das Blut über die Aorta in den Körperkreislauf ausgestoßen. Es fließt über ein riesiges Verzweigungssystem in die einzelnen Körperregionen, versorgt die Organe mit Sauerstoff und führt noch andere Stoffwechselprozesse aus. So nehmen Zellen Nährstoffe aus dem Blut auf und geben Abfallstoffe an das Blut weiter. Über Venen gelangt das Blut wieder zurück zum Herzen. Der Pumpvorgang geschieht durch Kontraktionen des Herzens, welche durch elektrische Impulse ausgelöst werden. Um eine effektive Pumpleistung zu ermöglichen, müssen die Kontraktion und die Erschlaffung der vier Hohlräume einer präzisen zeitlichen und räumlichen Abfolge genügen. Das gewährleistet das Herzreizleitungssystem. Es überträgt die elektrischen Potentialänderungen, die von einem autonomen Schrittmacher, dem sog. Sinusknoten, erzeugt werden, über diffuse Erregerleitungen an die Herzmuskulatur. Diese zieht sich bei Erregung binnen weniger 100 ms zusammen.

Ein Herzzyklus lässt sich in die Systole (Anpassungs- und Auswurfsphase) und Diastole (Erschlaffungs- und Füllungsphase) unterteilen, in welcher sich das Herz wieder mit Blut füllt. Die Muskelkontraktion baut den nötigen Druck auf, um die Herzkammerklappen (Taschenklappen) zu öffnen und das Blut in die Arterien zu pressen. Der Spitzendruck (systolischer Druck), der dabei in der linken Herzkammer erreicht wird, liegt bei einem jungen Menschen bei 16 - 17 kPa (ca. 120 - 130 mmHg).<sup>1</sup> Nach der Systole fällt der Druck in den Herzkammern auf Null ab. Das Herz trägt nicht mehr zum Blutfluss bei. Die Schlagadern besitzen einen sog. Windkesseneffekt. Sie sind keine starrwandigen Schläuche, sondern haben elastische Wände, die sich unter dem hohen Druck bei der Herzkontraktion ausdehnen und somit Spannenergie aufnehmen. Nach der Systole, also während der Diastole, geben sie diese Vorspannung wieder als kinetische Energie an das Blut ab, indem sie in ihre ursprüngliche Form zurückkehren. Der vom Herzen erzeugte Blutfluss ist aufgrund des Herzrhythmus eine pulsierende Strömung. Allerdings wird wegen der Elastizität der Arterienwände nicht wie bei einem starren Rohr die gesamte Flüssigkeitssäule gleichzeitig beschleunigt. Vielmehr breiten sich Pulswellen, also wie ein Luftballon gefüllte Bereiche, entlang der Schlagadern aus, die sich durch das Arteriensystem fortpflanzen. Der Puls ergibt sich aus den rhythmischen Bewegungen der Schlagadern, die sich im Herzfrequenzrhythmus dehnen und zusammenziehen. Bei einem jungen Menschen breitet sich in der Aorta die Pulsdruckwelle mit 4 m/s, in den peri-

---

<sup>1</sup> Blutdruck wird historisch bedingt in 1mmHg (bzw. 1 Torr)  $\approx$  133,32 Pa angegeben (mmHg: Millimeter Quecksilbersäule).

peren Arterien mit 7 – 12 m/s (vgl. 2.2.1 und Nagel, 2002, S. 226) aus. In den Kapillaren verebbt die Pulswelle, da diese keine Elastizität mehr haben. Die Herzklappen, lassen sich nur in eine Richtung öffnen und legen somit die Blutflussrichtung fest. Sie weisen eine Ventilwirkung auf und verhindern ein Rückfließen des Blutes.<sup>2</sup> Die Elastizität der Schlagadern führt dazu, dass der stoßweise erzeugte Blutfluss gleichmäßiger wird. Es kommt ein kontinuierlicher Blutfluss zustande, der durch die Elastizität der Gefäßwände entsteht. In den Arterien sinkt deshalb der Druck während der Diastole nur bis auf ca. 80 mmHg ab (diastolischer Blutdruckwert). Der Windkesselleffekt der Gefäße entlastet somit das Herz, da es nicht ständig die Blutmenge von neuem beschleunigen muss. Es muss lediglich die Zirkulation in Gang halten. Abb. 32 und Abb. 31 zeigen den Druckverlauf in verschiedenen Regionen der Körpers. Das Blutgefäßsystem kann als Serienschaltung unterschiedlicher Strömungswiderstände<sup>3</sup> angesehen



werden. Man erkennt die Schwankungen zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck in der Aorta. In den peripheren Gebieten (Kapillaren) fällt der Druck stark ab. Das Kapillarsystem ist eine Parallelschaltung vieler Gefäße mit gleichen Strömungswiderständen, deren effektiver Querschnitt sehr groß ist. Deshalb sinkt der effektive Strömungswiderstand und mit ihm der Druck.

Abb. 32: Druckverlauf in verschiedenen Gefäß-

sektionen

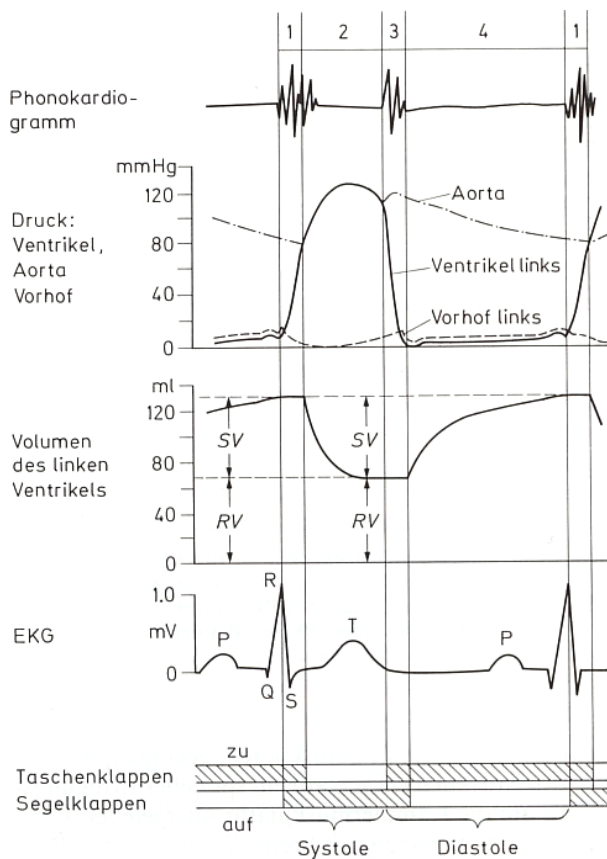
Quelle: Nagel, 2002

In Abb. 33 werden verschiedene Parameter während eines Herzzyklus graphisch dargestellt, wie die Herztöne (Phonokardiogramm) und ein EKG (Elektrokardiogramm, beschreibt den Erregungsverlauf am Herzen). Aus der etwas überladenen Darstellung lässt sich viel herauslesen. Die Herztöne in der ersten Zeile entstehen, wenn die Klappen zuschlagen. Das Öffnen erfolgt normalerweise geräuschlos. Die Anpassungsphase der Systole ist der erste Schritt (Nr. 1 in Abb. 33) im Herzzyklus, bei der durch Kontraktion des Ventrikelmuskels der Druck zum

<sup>2</sup> Die Venen verfügen nicht über die Windkesselfunktion. In ihnen regeln, wie im Herz, Klappen mit Ventilwirkung das Rückfließen des Blutes.

<sup>3</sup> Diese ergeben sich aus Parallelschaltung gleicher Strömungswiderstände bei vergleichbaren Gefäßen, wie z.B. Arteriolen, Kapillaren, Venolen,...

Öffnen der Taschenklappe (siehe Abb. 33 ganz unten) erzeugt wird. Der erste Ton entsteht beim Schließen der Segelklappen zwischen Vorhof und Kammer, die unter dem sich aufbauenden Druck zu Beginn der Kammerkontraktion zufallen. Der Druckverlauf im linken Ventrikel ist in der zweiten Zeile (durchgezogene Linie) von Abb. 33 zu sehen. Bei ca. 80 mmHg (Überschreiten des diastolischen Drucks in der Aorta) öffnet sich die Taschenklappe und das Blut wird durch die anhaltende Kontraktion in die Aorta gepresst (Auswurfsphase Nr. 2 in Abb. 33). Danach schließt sich die Klappe unter dem Arteriendruck,<sup>4</sup> der zweite Herzton ist zu hören. Der Druck in der Kammer fällt dabei auf Null zusammen (Erschlaffungsphase Nr. 3 in Abb. 33). Die Segelklappen öffnen sich und das nächste Blutvolumen wird in die Kammern (Füllungsphase Nr. 4 in Abb. 33) geschoben. Der Beitrag der linken Taschenklappe zum



zweiten Herzton ist wesentlich größer, als der der rechten (Druckverlauf nicht eingezeichnet), da das Blut von dort aus in den ganzen Körper und in den höher liegenden Kopf gestoßen wird. Der Auspressdruck der rechten Kammer in die Lungenarterie beträgt nur 1,3 bis 2,6 kPa (10 bis 20 mmHg), wohingegen der Blutdruck in der Aorta wie oben beschrieben bis 130 mmHg ansteigt. Die dritte Zeile beschreibt das Schlagvolumen SV, welches aus der linken Kammer ausgestoßen wird. Man erkennt, dass immer ein Restvolumen RV im Herz zurückbleibt.

Abb. 33 Verschiedene Parameter während eines Herzzyklus

Quelle: Hutten, 1992

<sup>4</sup> Man sagt, dass das Öffnen und Schließen der Herzklappen „druckpassiv“ (Hutten, 1992, S. 66) geschieht.

## 1.1 Blutdruck- und Pulsmessung

12 bis 15 Millionen Bundesbürger und jeder 5. Erwachsene über 40 sind von Bluthochdruck (Hypertonie) betroffen (vgl. Sanitätshaus). Viele Menschen bemerken nichts von der Krankheit, da sie keine typischen Beschwerden zeigt. Bei Werten oberhalb von 160/95 mmHg spricht man von Bluthochdruck und ab 140/90 mmHg von grenzwertigem Bluthochdruck, bei dem der regelmäßige Kontrolle schon erhöhte Aufmerksamkeit geschenkt werden sollte (vgl. Sanitätshaus). Es reicht bereits, wenn einer der beiden Werte erhöht ist. Die Überwachung des Blutdrucks und des Pulses ist heute vor allem in der Diagnostik und Therapie zu einem wichtigen Faktor geworden, um Informationen über den Bluttransport zu erlangen, von dem lebenswichtige Funktionen des Körpers abhängen. Im medizinischen Bereich ist man bei chirurgischen Eingriffen an einer kontinuierlichen Kontrolle des intraarteriellen Druckverlaufes interessiert, um über den Kreislaufzustand des Patienten während der Operation informiert zu sein. Man misst den Blutdruck invasiv, also direkt in der Blutbahn. Für die schnelle Diagnose, oder stichprobenartige Kontrollen, lässt sich der Blutdruck aber auch auf leichtere Weise, nämlich nichtinvasiv bestimmen. Dabei werden meist der systolische und diastolische Wert bestimmt. Die Werte werden indirekt auf der Haut gemessen. Wegen der leichten Handhabung dieser Messmethode, ist sie aus der medizinischen Diagnostik nicht mehr wegzudenken. Eine Vielzahl von Firmen vertreiben Blutdruckmessgeräte für den Hausgebrauch, mit denen man sich selbst per Knopfdruck die Blutdruckwerte ausgeben lassen kann. Die Geräte geben auch meist noch gleichzeitig den Pulswert aus, da ihn die Drucksensoren aufgrund der Untersuchungsmethode mitdetektieren. Im Folgenden sollen nun die zwei Applikationsprinzipien des Blutdrucks beschrieben und anschließend auf die Methoden zur Messwertaufnahme eingegangen werden.

### 1.1.1 Invasive Blutdruckmessung

Referent Stephen Hales maß im Jahre 1726 erstmals den Blutdruck, indem er einen spitzen Gänsekiel als Kanüle in die Halsarterie eines Pferdes stach. Der Gänsekiel war über eine Gänseluftröhre als flexibler Schlauch mit einer Glasröhre verbunden, in der das Blut zu seinem Erstaunen acht Fuß hoch schoss. Der hydrostatische Druck der Blutsäule am unteren Ende der Glasröhre entspricht im Gleichgewicht genau dem arteriellen Blutdruck. Mit diesem Wissen konnte er den Blutdruck zu 192 mmHg errechnen. Die Rechnung wird auf dem Arbeitsblatt AB BT 1 (Musterlösung) detailliert vorgeführt.

Will man den dynamischen Druckverlauf, als den zeitlichen Verlauf von Amplitude, Frequenz und Phase bestimmen, misst man den Druck direkt an der interessierenden Stelle. Der Arzt

führt dazu einen Katheter bis zu dem gewünschten Messort in eine Ader ein. Bei derartigen Untersuchungen unterscheidet man extra- und intravaskuläre Messsysteme (Abb. 34). Das extravaskuläre Verfahren stellt das häufiger verwendete und altgedientere Verfahren dar. Abb. 34 links zeigt den grundsätzlichen Aufbau dieses Verfahrens. Der mit z.B. einer Kochsalzlösung gefüllte Katheter wird in die Blutbahn eingeführt und zum Messort vorgeschoben. Der Blutdruck wird nun über die Salzlösung an einen Druckmesswandler übertragen, der den intravaskulären Druck in ein proportionales elektrisches Spannungssignal transformiert (vgl. Elter, 2001, S. 56). Der Druckmesswandler besteht meist aus einer Membran, die durch den Druck ausgelenkt wird und einem Drucksensor, der den Druck in Spannungen umformt. Bei diesem Messverfahren werden die Übertragungseigenschaften durch das Zusammenspiel der mechanischen Eigenschaften von Katheter und Membran bestimmt. Die Wellenleitungseigenschaften des Katheter-Membran-Systems können also Verzerrungen des zu übermittelnden Signals hervorrufen. Vor allem lange Katheter führen zu unerwünschten amplituden- und phasenverschobenen Druckpulsconturen. Auf diese Systemeigenschaften von hydraulisch gekoppelten Drucksensoren soll hier aber nicht näher eingegangen werden. MEYER-WAARDEN (1975) befasst sich in Kapitel 7.2.3.1 näher mit diesen Übertragungseigenschaften. Intravaskuläre, so genannte Tip-Manometer, bestimmen den Druck mit Miniatorsensoren (Außendurchmesser ca. 1 mm, vgl. Elter, 2001, S. 57) direkt in der Blutbahn, womit die hydraulische Übertragung zwischen Druckquelle und Drucksensor entfällt. Der Nachteil dieser Sensoren liegt in den hohen Kosten und der niedrigen Lebensdauer. Außerdem ist sorgfältig auf die elektrische Isolierung zu achten.

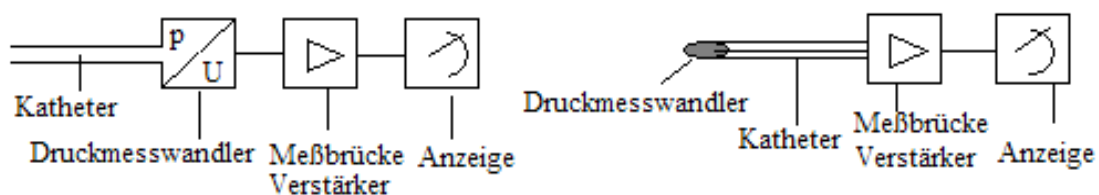


Abb. 34: Extravaskuläres (links) und intravaskuläres (rechts) Katheter-Druckmess-System

Quelle: eigene Erstellung

Die Membranauslenkung wird mit Dehnungsmessstreifen aufgenommen, die entweder direkt auf der Membran befestigt oder über ein Hebelsystem mit der Membran verbunden sind. Es kommen aber auch kapazitive Wandler zum Einsatz, bei denen die Auslenkung zu einer Kapazitätsänderung führt, die z.B. einen angeschlossenen Schwingkreis verstimmt (vgl. Hutten, 1992, S. 77). Auch induktive Wandler finden dabei Verwendung. Bei ihnen verändert ein an die Membran gekoppelter Ferritkern eine Induktivität oder verstimmt einen Differentialtrans-

formator. Das erste beim Menschen eingesetzte Tip-Manometer zur Messung des arteriellen Drucks und von Herzgeräuschen, enthielt einen Differentialtransformator (Nagel, 2002, S. 215, Faust, 1991, S. 214). Die moderne Halbleitertechnik macht es möglich Dehnungsmessstreifen in Vollbrückenschaltung auf die Katheterspitze zu setzen (Nagel, 2002, S. 232).

Berücksichtigt man die Blasenfreiheit des Katheters, die richtige Systemdämpfung und eine individuelle Kalibrierung, so erhält man mit den invasiven Methoden sehr genaue Blutdruckwerte (absolute Abweichung  $\pm 5$  mmHg vom tatsächlichen Blutdruckwert, vgl. Elter, 2001, S. 57). Aus diesem Grund werden sie oft für Vergleichsmessungen mit anderen Systemen herangezogen (vgl. 1.1.3).

### 1.1.2 Nichtinvasive Blutdruckmessung

Noch im 19. Jahrhundert war die Bestimmung des Blutdrucks nur durch ‚blutige‘, invasive Messungen möglich, bis der italienische Kinderarzt Riva Rocci 1896 eine ‚unblutige‘ Methode entwickelte (vgl. Müller, 2000, S. 27).<sup>5</sup> Ähnlich wie seine Methode funktioniert das sphygmomanometrische Prinzip<sup>6</sup> (gr.: *sphygmos* = Puls, lat.: *manus* = Hand, gr.: *metron* = Maß) das heute wegen der einfachen Bedienbarkeit, immer noch die am häufigsten eingesetzte Methode für eine schnelle stichprobenartige<sup>7</sup> Blutdruckbestimmung ist. Zur Messung wird dabei um eine Extremität (Oberarm, Handgelenk, Finger) eine Manschette gelegt, die mit Hilfe eines Handballons oder einer pneumatischen Elektropumpe schnell über den zu erwartenden systolischen Blutdruckwert gefüllt wird (z.B. 180 mmHg oder 200 mmHg). Das führt zu einem vollständigen Kollaps der Arterie unter der Manschette. Die Arterie wird so stark zusammengepresst, dass kein Blut mehr fließen kann. Beim langsamen Ablassen des Manschettendrucks (2 – 3 mmHg/s) über ein Ventil, entstehen durch den wieder einsetzenden Blutfluss gewisse Phänomene, die die Bestimmung des systolischen und des diastolischen Blutdrucks zulassen. Die zwei gängigen Verfahren, die hierbei Verwendung finden, arbeiten nach dem auskultatorischen und dem oszillometrischen Prinzip.

Die auskultatorische Methode geht auf den russischen Militärarzt Korotkoff (bzw. Korotkow) zurück, der das Prinzip Riva Rocci's verbesserte, indem er 1905 zusätzlich ein Stethoskop zur Blutdruckmessung einsetzte, mit dem er bestimmte Geräuschphänomene abhören (auskultie-

---

<sup>5</sup> Riva Rocci benutzte einen Fahrradschlauch als Manschette, den er um den Oberarm legt, einen Gummiball zum Aufpumpen und ein Quecksilbermanometer zur Druckbestimmung. Bei steigendem Manschettendruck erfuhr er das Verschwinden des Pulses an der Handwurzel. Somit fand er den systolischen Blutdruck, indem er letzteren dem Manschettendruck beim Verschwinden des Pulses gleichsetzte.

<sup>6</sup> vgl. Elter, 2001, S. 57 ff.

<sup>7</sup> Im Folgenden sollen nur solche Messverfahren vorgestellt werden. Für Messsysteme mit kontinuierlichen Messverfahren sei auf Elter (2001) verwiesen.

ren) konnte. Wie oben beschrieben, pumpt man die Manschette auf einen suprasystolischen Druck auf, um den Blutfluss in der Arterie zum Erliegen zu bringen. An Abb. 35 (oben) lässt sich der weitere Druckverlauf ablesen. Der Manschettendruck (gestrichelt dargestellt) wird langsam abgesenkt. Der Druckverlauf in der Arterie wird durch die durchgezogene Linie dargestellt. Die Maximalwerte charakterisieren den systolischen, die Minimalwerte den diastolischen Druck. Sobald eine Druckspitze der ankommenden Pulswellen den Manschettendruck übersteigt, kann die Ader kurzzeitig einen dünnen Kanal öffnen, durch den das Blut strömen kann (distaler Blutfluss in Abb. 35 (oben)). Je weiter der Manschettendruck gesenkt wird, desto länger sind die Öffnungszeiten der Ader, und desto größere Blutmengen werden durchgelassen. Nach unterschreiten des diastolischen Drucks bleibt die Ader geöffnet und das Blut kann wieder ungehindert fließen.

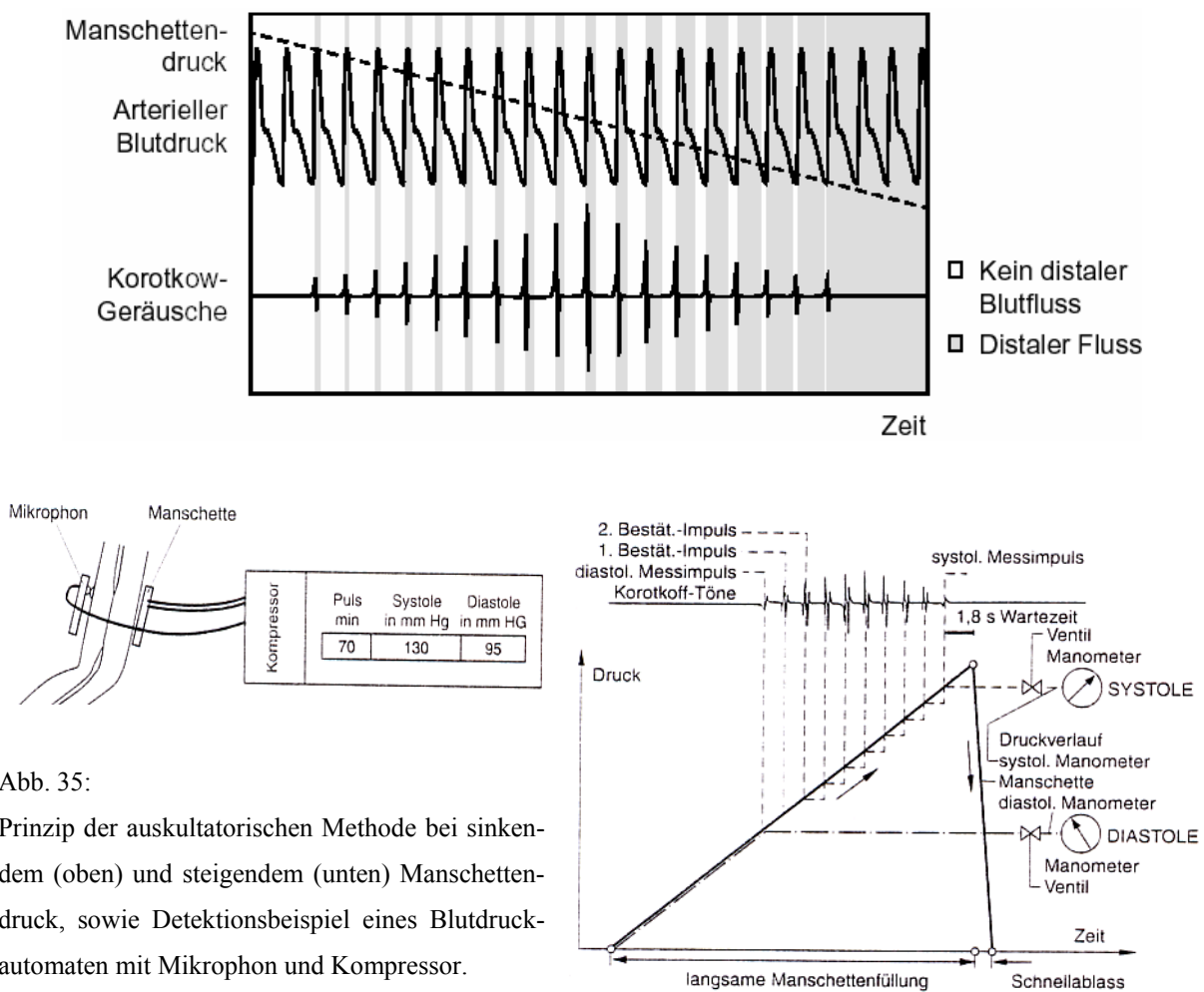


Abb. 35: Prinzip der auskultatorischen Methode bei sinkendem (oben) und steigendem (unten) Manschettendruck, sowie Detektionsbeispiel eines Blutdruckautomaten mit Mikrophon und Kompressor.

Quelle: Elter, 2001, Müller, 2000



In dem Bereich, in dem sich der Manschettendruck zwischen dem systolischen und diastolischen Druck befindet, öffnet und schließt sich die Ader pulsartig. Bei der Messung nimmt der Patient ein Klopfen im Oberarm wahr. Dieses Klopfen hört der Arzt mit seinem Stethoskop oder über ein Mikrofon an der Armbeuge ab. Die sog. Korotkoff'schen Geräusche entstehen (wahrscheinlich) durch turbulente Strömungen<sup>8</sup> im Bereich der Einengung der Arterien, durch die das Blut mit erhöhter Geschwindigkeit strömt, wenn der Blutdruck den Manschettendruck übersteigt. Der Arzt liest den Manschettendruck genau in dem Moment ab, in dem er zum ersten Mal das Geräusch hört. In diesem Augenblick übersteigt die Druckspitze erstmalig den Manschettendruck. Dieser Wert entspricht ungefähr dem systolischen Druck. Hört er gerade kein Geräusch mehr, liest er das zweite Mal ab (vgl. Lay, 2000, S.108 und Hutten, 1992, S. 82). Jetzt fließt das Blut wieder ungehindert durch die geöffnete Ader. Dieser Wert wird dem diastolischen Druck zugeordnet. Die auskultatorische Methode funktioniert nicht am Handgelenk oder am Finger, da die auftretenden Korotkoff-Geräusche an diesen Stellen zu leise sind. 1975 wurde erstmalig ein Mikrofon in der Manschette zur Erfassung der Geräusche eingesetzt. In Abb. 35 (unten) wird die Funktionsweise eines Blutdruckmessautomaten vorgestellt, bei dem die Manschette mit einem Kompressor aufgepumpt wird und die Korotkoff-Geräusche bei steigendem Manschettendruck mit einem Mikrofon erfasst werden.

Die Blutdruckmessgeräte zur Selbstmessung, die uns aus dem Alltag, z.B. für die Messung am Handgelenk bekannt sind, arbeiten meist nach dem oszillometrischen Prinzip. Solange der Manschettendruck  $p_M(t)$  oberhalb des Systolendrucks liegt, werden die ankommenden Druckpulswellen an dem kollabierten Aderbereich größtenteils reflektiert. Je mehr sich der externe Druck jedoch dem Systolendruck nähert, desto weiter kann die Druckpulsquelle partiell in den kollabierten Bereich vordringen (Abb. 36 und 37) und bewirkt minimale Volumenänderungen  $\Delta V(t)$ . Diese Volumenänderungen bewirken wiederum Druckschwankung  $\Delta p_M(t)$  mit Pulsfrequenz in der Manschette, die über Piezosensoren oder kapazitive Sensoren erfasst werden können. Dadurch kann auf Mikrofone zum Abhören verzichtet werden. Diese sind sehr störgeräuschanfällig (Bewegungsartefakte, Umgebungsgeräusche) und müssen genau justiert werden (vgl. Schmidt, 1996, S. 14). Während der Messung werden die Messwerte in der Elektronik gespeichert, nach der Messung analysiert und mathematisch ausgewertet.

---

<sup>8</sup> vgl. Meyer-Waarden, 1975, S.171 und Elter, 2001, S. 58

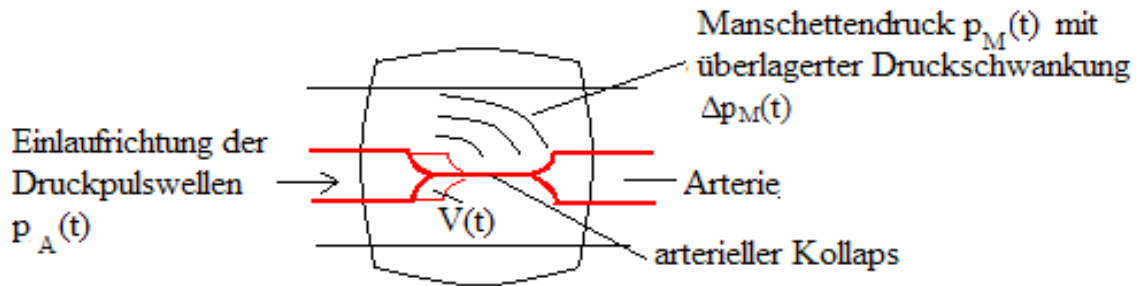
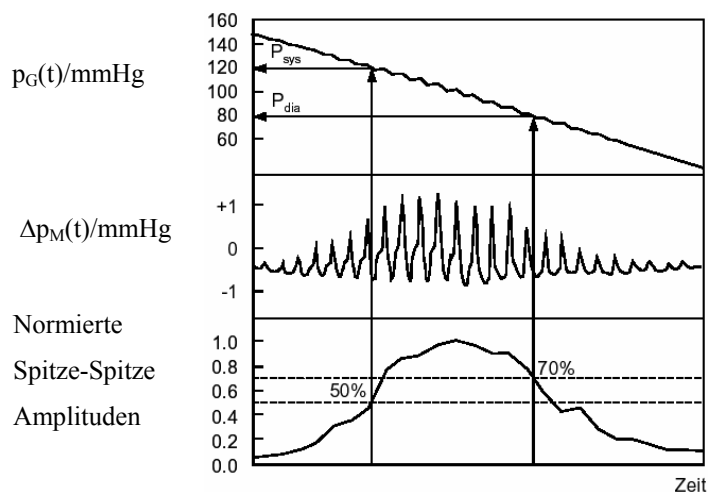


Abb. 36: Entstehung eines oszillometrischen Signals

Quelle: eigene Erstellung

In Abb. 37 sieht man den zeitlichen Verlauf der aufgezeichneten Druckschwankungen. Der Gesamtmanschettendruck  $p_G(t)$  setzt sich aus dem Manschettendruck  $p_M(t)$  und den Druckschwankung  $\Delta p_M(t)$  zusammen, d.h.  $p_G(t) = p_M(t) + \Delta p_M(t)$ . Es ergibt sich das Problem der Bestimmung des systolischen und diastolischen Drucks. Aus dem Verlauf erhält man kein klares Kriterium, aus dem man die beiden Werte ableiten könnte, wie bei der auskultativen Methode, bei der die Werte durch die Korotkoff-Geräusche festgelegt sind.

Abb. 37: Oszillometrischer Messzyklus am Handgelenk. Die Bestimmung von  $p_{sys}$  und  $p_{dia}$  erfolgt nach dem faktoriellen Bezug auf das Amplitudenmaximum.

Quelle: Elter, 2001

Das am häufigsten eingesetzte Verfahren zur Bestimmung der beiden Werte ist der „faktorielle Bezug auf das Amplitudenmaximum“, das in über 80 % der Blutdruckautomaten zum Einsatz kommt (vgl. Wonka, 1996, S. 5). Dabei normiert man die Schwingungen auf den maximalen Spitze-Spitze-Wert und nimmt an, dass der systolische Druck gleich dem Manschet-

tendruck ist, wenn zum ersten Mal 40 – 60 % der maximalen Amplitude erreicht werden. Der diastolische Druck wird festgelegt, wenn die Schwingungen zum zweiten mal 70 – 90 % des Maximums betragen. In Abb. 37 sind die Schwellwerte 50 % und 70 % gewählt. Der Maximalwert wird als mittlerer arterieller Druck angesehen. Eine andere Methode versucht die Werte aus dem lokalen Hüllkurvenverlauf der Oszillationen zu bestimmen. Die größte positive Steigung fasst man dabei als systolischen Wert, die größte negative Steigung hingegen als diastolischen Blutdruck auf.

Diese Arten der Blutdruckbestimmung basieren jedoch nicht auf einer fundierten Systemanalyse, sondern stützen sich nur auf empirische Erkenntnisse und sind deshalb dementsprechend ungenau. Der Vorteil gegenüber der auskultatorischen Methode ist, dass zusätzliche Teile, wie Stethoskop oder Mikrophon, durch die in der Manschette bzw. im Messautomat integrierten Sensoren wegfallen (vgl. Elter, 2001, S. 3 und S. 61). Will man den Blutdruck am Finger messen, muss man zu noch empfindlicheren Sensoren übergehen, die die Oszillationen mittels fotoplethysmographischer Erfassung (siehe 1.3 und vgl. Elter, 2001, S. 62) aufnehmen.

### **1.1.3 Wie zuverlässig sind die Blutdruckmessgeräte für den Hausgebrauch?**

Um genaue Messwerte zu erhalten, muss der Patient ruhig gestellt werden (er darf auch nicht sprechen), da sphygmomanometrische Verfahren sehr anfällig auf Bewegungsartefakte und Störeinflüsse reagieren, die sich als Druckänderung bemerkbar machen. Die Breite der Manschette ist von Bedeutung für die Genauigkeit. Sie sollte ungefähr 40 % des Extremitätenumfangs (>12 cm beim Erwachsenen) betragen (vgl. Elter, 2001, S. 67, Meyer-Waarden, 1975, S. 171). Auch die Geschwindigkeit des Druckablasses in der Manschette darf nicht zu hoch sein und wird bei Blutdruckgeräten automatisch geregelt. Oszillometrische Geräte erlauben 4 – 6 mmHg/s, klinische Geräte bis zu 8 mmHg/s und auskultative 2 – 3 mmHg/s (vgl. Schmidt, 1996, S. 17). Die Messung sollte weiterhin auf Herzhöhe, also am besten am Oberarm erfolgen, da eine Abweichung von 10 cm aufgrund des hydrostatischen Drucks einen Fehler von 7,8 mmHg (mit  $\rho_{\text{Blut}} = 1065 \text{ kg/m}^3$ ) ergibt (vgl. Elter, 2001, S. 67). Aus diesem Grund muss bei Messungen am Handgelenk oder am Finger der Arm immer so gehalten werden, dass die Messung auf Herzhöhe stattfindet. Bei der Auskultation am Oberarm liegt der gemessene systolische Druck durchschnittlich 5 mmHg unter und der gemessene diastolische 8 mmHg über den wahren Werten (vgl. Meyer-Waarden, 1975, S. 171).

ANLAUF ET AL. (1996, S. 20 - 25) haben in einer Studie an 24 Probanden klinische Vergleichsmessungen mit 27 auf dem Markt erhältlichen oszillometrischen Selbstmessautomaten durchgeführt. 20 Geräte maßen am Oberarm, 5 am Handgelenk und 2 am Zeigefinger. Pro

Gerät und Proband wurde am selben Arm mit dem gleichen Gerät 6 Mal der Blutdruck bestimmt, so dass jedes Gerät 144 Mal gemessen hat. Gleichzeitig nahm man eine Vergleichsmessung mit dem Stethoskop auf. Im Anhang zeigt die Anlage 2 die Ergebnisse für die 27 Messgeräte. Für jedes Gerät ist die durchschnittliche Abweichung von der Vergleichsmessung (Nulllinie) angegeben. Die Balken zeigen den Variationsbereich der mittleren individuellen Differenzen, der sich bei den Messungen an den Probanden ergab (Anlauf et al., 1996, S. 22). Die Geräte bestimmten den systolischen Druck im Durchschnitt zwischen 13,2 mmHg niedriger und 3,5 mmHg höher, den diastolischen Druck im Durchschnitt zwischen 17,4 mmHg und 0,2 mmHg niedriger, als die auskultative Messung. Die mittleren individuellen Differenzen der Testpersonen liegen bei den Geräten für die systolischen Werte zwischen -33,8 mmHg und +22,5 mmHg und für die diastolischen zwischen -40,8 mmHg und +15,8 mmHg. Die europäische Norm EN 1060 toleriert bei Referenzmessungen nur einen durchschnittlichen systematischen gemittelten Fehler von  $\pm 5$  mmHg und eine Standardabweichung von  $\pm 8$  mmHg. Demnach erfüllen über 50 % der untersuchten Geräte diese Anforderung nicht (vgl. Elter, 2001, S. 7 und S. 64).

SAUL ET AL. (1996, S. 127 - 129) verglichen bei 100 Patienten zwei oszillometrische Systeme (Handgelenk und Oberarm) mit der invasiven Methode des arteriellen Drucks. Im Durchschnitt war der systolische/diastolische Druck 4,3/6,0 mmHg höher, als der Aortendruck. Wie schon bei ANLAUF ET AL. ergaben sich wieder beträchtliche individuelle Varianzen. Bei 16 % der Probanden waren am Handgelenk Abweichungen des systolischen Drucks von mehr als  $\pm 20$  mmHg festzustellen. Bei 5 % der Probanden ergaben sich Abweichungen des diastolischen Werts um mehr als 20 mmHg. Die systolischen Abweichungen beim Vergleich Handgelenk-Aorta lagen zu 56 % im Bereich von  $\pm 10$  mmHg, die diastolischen zu 74 %.

Aus den Tests erkennt man, dass die Differenzen zwischen den Vergleichsmessungen erheblich sein können. SAUL ET AL. schätzen die Anwendung von Handgelenkmessern dennoch als nützliche Methode zur Selbstkontrolle ein, sofern die Geräte in Vergleichsmessungen mit dem Oberarm für den systolischen und diastolischen Blutdruck Abweichungen unter  $\pm 10$  mmHg aufweisen.

## 1.2 Funktionsweisen von Drucksensoren

Im Folgenden sollen nun die physikalischen Messprinzipien der verwendeten Drucksensoren beschrieben werden. Es sei darauf hingewiesen, dass die Blutdruck- bzw. Pulsmessung nur einen kleinen Anwendungsbereich der beschriebenen Sensoren (bzw. Transducer) darstellt, die heute fast überall Verwendung finden, wo Drücke, Längen, Beschleunigungen, Kräfte,

usw. gemessen werden. Grundsätzlich unterscheidet man zwei Arten von Sensoren: aktive und passive. Aktive Transducer wandeln nichtelektrische Signale ohne Hilfsspannungen in elektrische Spannungen um. Passive hingegen verändern ihre elektrischen Eigenschaften unter dem Einfluss nichtelektrischer Größen, die mit Hilfsspannungen ausgewertet werden müssen. Im Anhang zeigt Anlage 3 „Aktive und passive Sensoren“ tabellarisch Beispiele für verschiedene Sensortypen (Quelle der Abb. in der Anlage 3: Schmusch, 1998).

### 1.2.1 Resistive Transducer/Widerstandssensoren

Das Wirkungsprinzip resistiver Sensoren beruht auf deren Verformung unter Kraft bzw. Druckeinwirkung. Es werden sowohl metallische als auch halbleitende Materialien eingesetzt. Ein Dehnungsmessstreifen (DMS) ist ein Widerstandsgeber, mit dem sich Längen- und Druckänderungen sehr gut erfassen lassen. Sie erfassen u.a. Dehnungsvorgänge an Werkstoffen, bei Torsionen an Wellen oder den Durchhang von Brücken.

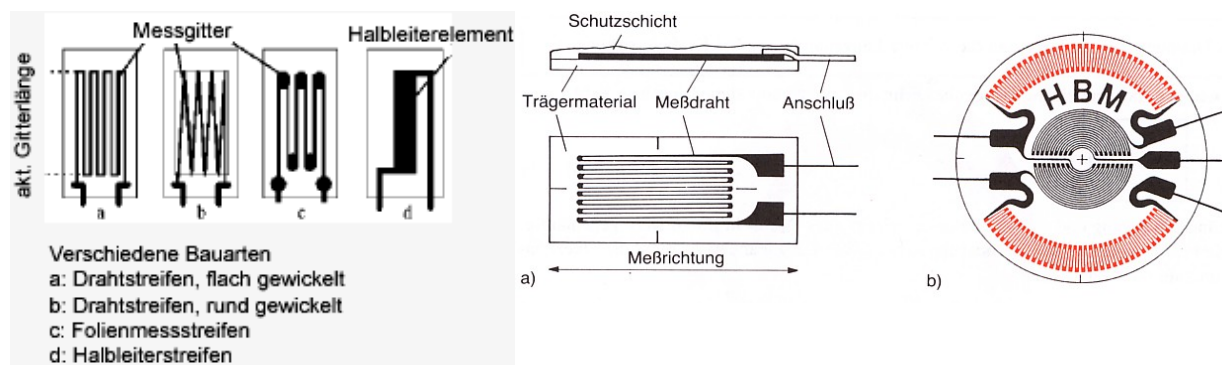


Abb. 38: Verschiedene Ausführungen von Dehnungsmessstreifen

Quelle: Ribitsch, Schmusch, 1998

Auf einem elastischen Träger, meist Kunststoff, ist ein Widerstandsdraht mäander- oder spiralförmig aufgebracht (Abb. 38). Wirkt nun eine Kraft auf den Draht, so erfährt der Draht eine Dehnung oder eine Stauchung, also eine Längen- und Querschnittsänderung, was wiederum zu einer messbaren Widerstandsänderung führt. In Abb. 38 a erfolgt die Beanspruchung des Drahtes in Längsrichtung. Abb. 38 b zeigt den typischen Aufbau eines DMS zur Messung an einer Druckmessmembran (Hottinger Baldwin Messtechnik HBM). Die rot abgebildeten Drähte nehmen dabei Längenänderungen in radialer Richtung, die anderen in tangentialer Richtung auf. Die Befestigung der DMS an z.B. einer Messmembran geschieht mit elastischem Klebstoff und muss mit größter Sorgfalt geschehen. Damit jede Membranbewegung auf den DMS übertragen wird, reinigt und entfettet man die Kontaktstelle gründlich, so dass eine gute Haftung des Dehnungsmessstreifens garantiert wird.

Wirkt nun eine Kraft  $F$  auf die Membranoberfläche  $A$ , so erfährt die Membran nach dem Hookschen Gesetz  $\sigma = F/A = E \Delta l/l$  eine der wirkenden Kraft  $F$  proportionale Längenänderung  $\Delta l$ . Die Materialkonstante  $E$  ist das Elastizitätsmodul, welches das Verhältnis zwischen wirkendem Druck bzw. Membranspannung  $\sigma$  und sich einstellender Dehnung  $\varepsilon = \Delta l/l$  anzeigt. Da der DMS fest mit der Membran verklebt ist, erfährt er die gleiche Längenänderung wie die Membran. Somit kann die Druckänderung  $\Delta p$  wie folgt über die Widerstandsänderung  $\Delta R$  berechnet werden. Geht man von einem kreisförmigen Querschnitt des Widerstanddrahts mit Durchmesser  $d$ , Fläche  $\pi d^2/4$  und spezifischen Widerstand  $\rho$  aus, so kann man den Widerstand des Drahts mit  $R = \rho \frac{4l}{\pi d^2}$  beschreiben. Widerstandsänderungen  $\Delta R$  werden durch Änderung von  $l$ ,  $d$  und  $\rho$  verursacht.

Um einen formelmäßigen Zusammenhang zu erreichen, bildet man das totale Differential  $dR$  und macht anschließend in guter Näherung die Annahme, dass für kleine Änderungen  $\Delta R = dR$  gilt. Teilt man noch durch  $R$ , so ergibt sich eine Gleichung für die relative Widerstandsänderung  $\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - 2 \frac{\Delta d}{d}$ . Die beiden letzten

Summanden verkörpern den geometrischen Anteil, der zur Widerstandsänderung des Drahtes beiträgt. Er heißt Formänderungseffekt. Bei Dehnung nimmt die Länge zu und der Querschnitt ab ( $\Delta d$  ist negativ), wodurch eine Widerstandserhöhung folgt. Stauchung bewirkt das Gegenteil. Den ersten Summand bezeichnet man als piezoresistiven Effekt, der durch Verschiebungen im Kristallgitter eine Widerstandsänderung herbeiführt.

Stellt man die Gleichung um zu  $\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} \left( 1 - 2 \frac{\Delta d/d}{\Delta l/l} + \frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta l/l} \right) = \varepsilon \left( 1 - 2 \frac{\Delta d/d}{\Delta l/l} + \frac{\Delta \rho/\rho}{\Delta l/l} \right)$ ,

so kann man sie wie folgt schreiben:  $\frac{\Delta R}{R} = \varepsilon \cdot k$ , wobei der Klammerausdruck zum Faktor  $k$

(Gage-Faktor) zusammengefasst wurde. Der  $k$ -Faktor gibt Aufschluss darüber, wie stark sich die relative Widerstandsänderung im Vergleich zur Dehnung ändert. Er ist somit ein Maß für die Empfindlichkeit eines Dehnungssensors. Um Drücke bzw. Dehnungen zu messen, werden metallische und halbleitende Materialien eingesetzt. Bei Metallen hängt die relative Widerstandsänderung hauptsächlich vom Formänderungseffekt ab, also von Veränderungen der geometrischen Abmessungen, wie  $l$  und  $d$ . Für Legierungen, wie Konstantan (ca. 60 % Cu, ca. 40 % Ni) oder Karma (74 % Ni, 20 % Cr, 3 % Fe, 3 % Al), ist  $k = 2$  ein typischer  $k$ -Wert (unter der Annahme, das Volumen und spez. Widerstand konstant bleiben), der für Metalle immer positiv ist. Platin-Iridium-Messstreifen erreichen Gage-Faktoren von  $k = 6,6$ .

Bei Sensoren auf Halbleiterbasis hat der piezoresistive Effekt den größten Einfluss auf die relative Widerstandsänderung. Abhängig von der Dotierung lassen sich Empfindlichkeiten zwischen -100 (n-dotiert: neg. k-Wert) und 175 (p-dotiert: pos. k-Wert) realisieren (vgl. Schmidt, 1997, S. 89). Mit p-dotiertem Silizium z.B. können Gage-Faktoren von  $k = 140$  (bei  $25^\circ\text{C}$ ) erreicht werden. Die Empfindlichkeit von Halbleiter-Dehnungsmessstreifen übersteigt die der metallischen weit, wodurch die Abmessungen der Drucksensoren sehr gering gehalten werden können. Sie sind somit mikroelektronik-kompatibel und lassen sich mühelos auf Mikrochips unterbringen.

Die Wirkung der Halbleiter-Drucksensoren basiert, wie bereits erläutert auf der Verschiebung der Kristallgitter. Der piezoresistive Effekt ist anhaltend, d.h. es können konstante Drücke bzw. Kräfte übertragen werden. Sensoren, die den piezoresistiven Effekt nutzen, können neben der Anwendung in DMS beispielsweise als Absolut- oder Differenzdrucksensoren ausgeführt werden. In Abb. 39 ist eine Prinzipdarstellung zu sehen. Durch spezielle Ätzverfahren wird in Silizium ein Hohlraum geschaffen, der entweder einen definierten Druck  $p_0$  (Absolut-) oder über einen zusätzlichen Kanal einen Referenzdruck  $p_R$ , z.B. Atmosphärendruck, enthält (Differenz-Drucksensor). Der Hohlraum wird oben mit einer Halbleiter-Platte/-Membran begrenzt, die sich unter Druckeinwirkung durchbiegt. Bei der Verformung entstehen auf der Membran Zug- und Druckzonen (Abb. 40, 41). Bringt man in diese Zonen durch geschickte Platzierung die Piezowiderstände (Abb. 40, 41), so kann die Durchbiegung als Dehnung und Stauchung erfasst werden, die z.B. über eine Vollbrückenschaltung (siehe weitere Diskussion) ausgewertet werden kann (Abb. 41). Auf diese Weise können heute Drucksensoren im Submillimeterbereich mit integrierten Verstärkern konstruiert werden (vgl. Faust, 1991, S. 221).

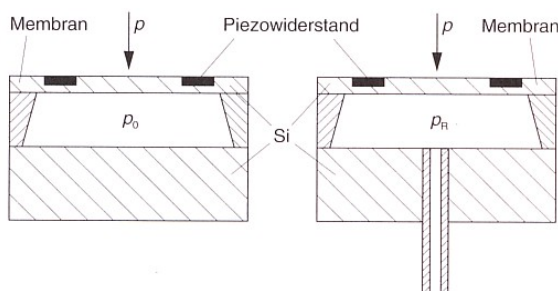


Abb. 39:

Prinzipdarstellung von piezoresistiven Absolut- und Differenz-Drucksensoren

Quelle: Schmidt, 1997

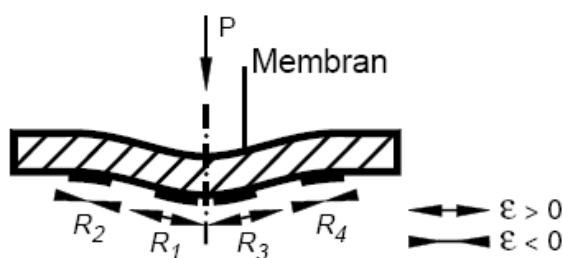


Abb. 40:

Durch Druckeinwirkung  $p$  treten bei der Verformung in der Membran Stauchungs- ( $\epsilon < 0$ ) und Dehnungszonen ( $\epsilon > 0$ ) auf. Platziert man die Piezowiderstände geschickt in diesen Zonen, so werden die einen gestaucht, die anderen gedehnt.

Quelle: ifm electronic

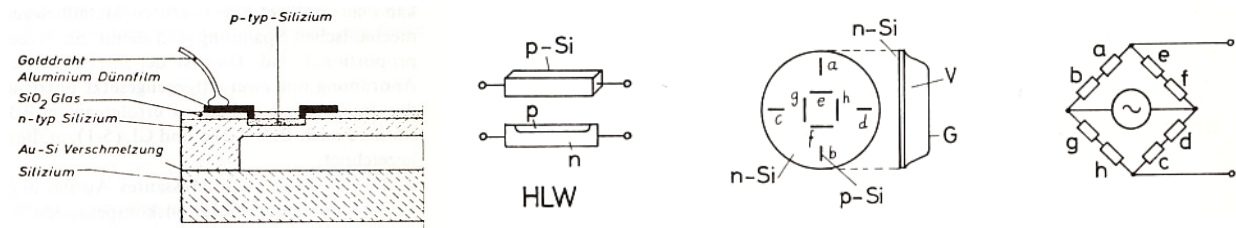


Abb. 41:

Detailaufnahme eines Drucksensors (links), die Halbleiterwiderstände (HLW) (Mitte links), wie z.B. p-Si werden dazu in eine n-Si-Membran eingelassen/eindiffundiert (Mitte rechts Draufsicht). Der Sensor enthält unter seinem Gehäuse G ein Vakuum V oder einen best. Druck (Mitte rechts Seitenansicht). Die eindiffundierten HLW sind so angeordnet, dass sie sowohl Dehnung als auch Stauchung detektieren können und sind durch eine Vollbrückenschaltung miteinander verbunden (rechts).

Quelle: Bergmann, 1981, Eichmeier, 1983

Bei mechanischen Dehnungen von bis zu  $\varepsilon = 10^{-3}$  und k-Werten von 100 kann man relative Widerstandsänderungen von 1/10 erwarten, was einen beachtlichen sensorischen Effekt darstellt. Dehnungen über  $5 \cdot 10^{-3}$  führen allerdings zu Überdehnungen, wodurch bleibende Verformungen zurückbleiben, die zur Zerstörung oder Unbrauchbarkeit des Sensors führen. Unterhalb der Elastizitätsgrenze ist die Widerstandsänderung trägheitslos und hysteresefrei. Nachteilig wirkt sich bei den Halbleitersensoren der starke Temperaturgang aus, der sich allerdings durch entsprechende Dotierung und geschickte Schaltungen (siehe weitere Diskussion) minimieren lässt. Zur Auswertung der Widerstandsänderungen baut man die Drucksensoren in Ausschlag-Brückenschaltungen ein (Abb. 42). Da es sich um passive Sensoren handelt, müssen sie mit Gleich- oder niederfrequenter Wechselspannung (z.B. 5 kHz) betrieben werden. Im unbelasteten Zustand wird die Brücke auf Null abgeglichen. Durch mechanische Beanspruchung des Sensors treten bei den Widerstandsänderungen unterschiedliche Vorzeichen auf, welche bei Gleichstrombrücken an der Polarität der Brückenspannung  $U_M$  abgelesen werden können. Bei Wechselspannungsbrücken erkennt man das Vorzeichen an der Phasenlage der Brückenspannung in Bezug auf die Versorgungsspannung  $U_R$ .

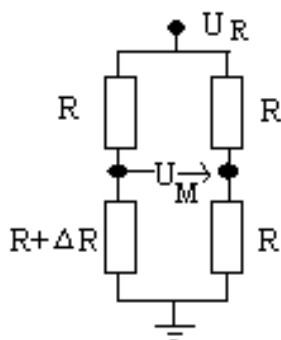


Abb. 42: Viertelbrücke mit einem Widerstandssensor  $R + \Delta R$

Quelle: eigene Erstellung



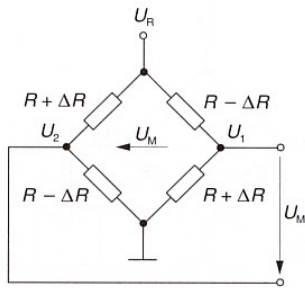
Die einfachste Brücke ist die Viertelbrücke, bei der nur ein Sensor eingebaut ist. Baut man zwei oder vier Sensoren in eine Schaltung, so spricht man von einer Halb- oder Vollbrückenschaltung. In Tip-Manometern bei der invasiven intravaskulären Blutdruckmessung werden u.a. Halbleiter-DMS in Vollbrückenschaltung eingesetzt, die als Sensor in die Katheterspitze eingebaut und an die Messstelle im Blutkreislauf geschoben werden (vgl. Millner, 1969, S. 156 und S. 160). Durch Stauchung erhöht sich beispielsweise der Piezowiderstand um  $\Delta R$  (abhängig von  $\text{sign}(k)$ ), bei Dehnung erniedrigt er sich dann um  $\Delta R$  (vgl. Abb. 40). Schaltet man die Sensoren in der Brücke gegensinnig, so dass der eine gedehnt und der andere gestaucht wird, werden störende Einflüsse, die gleichsinnig auf beide Glieder wirken, wie z.B. die Temperatur, im Brückenausgangssignal kompensiert. Zusätzlich ergibt sich bei derartiger Schaltung bei Halbbrücken eine Verdopplung des Messausschlags. Bei einer Vollbrücke wird die Empfindlichkeit sogar vervierfacht.

Zum besseren Verständnis der Vorzüge der gegensinnigen Brückenschaltung soll folgendes Rechenbeispiel beitragen. Die Messmembran eines Sensors wird um  $x$  ausgelenkt. Der Sensor weist folgende nichtlineare temperaturabhängige Übertragungseigenschaft  $y = a_0 + a_1h + a_2h^2 + f(T)$  auf, wobei  $f(T)$  ein lineares von der Temperatur  $T$  abhängiges Störglied darstellt.  $h = x_0 + \Delta x$  sei die Auslenkung des Sensors bezogen auf seine Ruhelage  $x_0$ . Das Vorzeichen von  $\Delta x$  ändert sich bei entgegengesetzter Auslenkung. Wie oben beschrieben, werden zwei identische Sensoren 1 und 2 auf der Membran so angebracht, dass der eine gedehnt der andere gestaucht wird. Die beiden Ausgangssignale der Sensoren lassen sich mit  $y_1 = a_0 + a_1(x_0 + \Delta x) + a_2(x_0 + \Delta x)^2 + f(T)$  und  $y_2 = a_0 + a_1(x_0 - \Delta x) + a_2(x_0 - \Delta x)^2 + f(T)$  angeben. Führt man die beiden Ausgangssignale  $y_1$  und  $y_2$  einem Differenzbildner  $y_2 - y_1 = 2(a_1 + 2a_2x_0) \Delta x$  zu, heben sich die quadratischen und temperaturabhängigen Terme auf.<sup>9</sup> Das Ausgangssignal  $y_2 - y_1$  am Differenzbildner zeichnet sich durch Linearität bzgl. der Auslenkung  $\Delta x$ , durch Temperaturunabhängigkeit und Verdopplung der Sensorempfindlichkeit um den Faktor 2 aus.

In Abb. 43 wird die gegensinnige Schaltung von vier Sensoren in einer Vollbrücke gezeigt, die genau nach diesem Prinzip funktioniert. Die Differenzbildung wird bei Messbrücken durch Messung der Differenzspannung in der Brückenmitte erreicht.

---

<sup>9</sup> In der elektronischen Messtechnik bezeichnet man derartige Schaltungen als Parallelstruktur. Differenzbildner können beispielsweise Differenzverstärker oder wie hier Brückenschaltungen sein.


 Abb. 43: Vollbrückenschaltung mit gegensinnig wirkenden Piezowiderständen  $R \pm \Delta R$ 

Quelle: Schmidt, 1997

Mit Hilfe der Spannungsteilerregel lassen sich die beiden Spannungen  $U_1$  und  $U_2$  bestimmen:

$$\frac{U_1}{U_R} = \frac{R + \Delta R}{R + \Delta R + (R - \Delta R)} = \frac{R + \Delta R}{2R} \quad \text{und} \quad \frac{U_2}{U_R} = \frac{R - \Delta R}{2R}.$$

Die Potentialdifferenz zwischen diesen beiden Punkten entspricht der Messbrückenspannung  $U_M$ , die sich somit aus der Differenz der beiden Spannungen ergibt:

$$U_M = U_1 - U_2 = U_R \left[ \frac{R + \Delta R}{2R} - \frac{R - \Delta R}{2R} \right], \quad \text{umgestellt und vereinfacht} \quad \frac{U_M}{U_R} = \frac{\Delta R}{R}.$$

Man hat die druckproportionale Widerstandsänderung auf diese Weise in ein messbares (nach entsprechender Verstärkung) Spannungssignal  $U_M$  umgewandelt. Am Vorzeichen von  $U_M$  erkennt man, in welche Richtung die Brücke verstimmt ist. Verwendet man Wechselspannungen als Speisespannung  $U_R$ , kann sich die Dehnung eines Widerstands beispielsweise in einer Brückenspannung äußern, die gleichphasig zur Speisespannung ist, Stauchung hingegen in einer gegenphasigen Brückenspannung, oder umgekehrt (siehe auch Abb. 52). Um das Wechselspannungssignal der Brücke in eine positive oder negative Gleichspannung umzuwandeln, benötigt man einen phasenselektiven Gleichrichter (vgl. Bergmann, 1981, Kap. 6.3 und Schmusch Kap. 6.3.2). Abb. 44 zeigt (vereinfacht) den Grundgedanken, wie eine Auswerteschaltung aufgebaut sein könnte (hier: Trägerfrequenzverfahren).

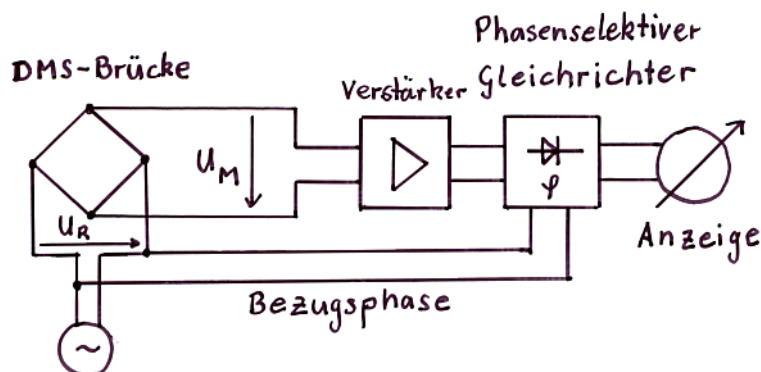


Abb. 44: Grundgedanke der Trägerfrequenzspeisung einer DMS-Brücke

Quelle: eigene Erstellung

MÜLLER (2000, S. 28 - 29) beschreibt einen Blutdruckmessautomaten, der Schwingungen des Manschettendrucks, die durch Korotkoff-Geräusche erzeugt werden, mit einem Piezosensor (piezoresistiver Effekt) erfasst. Diese Oszillationen gelangen durch einen Schlauch von der Manschette zum Messautomat und werden dem Sensor (Abb. 45) zugeführt. Der Membrankörper ist in einem Metallgehäuse fest abgedichtet eingebaut. Auf der Membran ist in Dünnschichttechnik, z.B. wie in Abb. 41 beschrieben, eine Dehnungsmessbrückenschaltung angebracht. Der Manschettendruck und die Schwingungen wirken auf die Membran ein und führen zu Längenänderungen der Dehnungsmessstreifen. Die daraus resultierenden Spannungsänderungen werden an der Brücke abgegriffen. Die nachgeschaltete Elektronik entkoppelt anschließend Manschettendruck und Schwingungen und bringt die Daten nach Abschluss der Messung zur Anzeige. Im unteren Abschnitt von Abb. 45 sind die auf die Manschette übertragene Pulsation und der Manschettendruck ähnlich, wie schon in 1.1.2 beschrieben, aufgetragen. Blutdruckmessgeräte zur Langzeitmessung arbeiten nach dem gleichen Prinzip. Die Geräte in Walkmangröße liefern tagsüber viertel- und nachts halbstündlich einen Messwert.

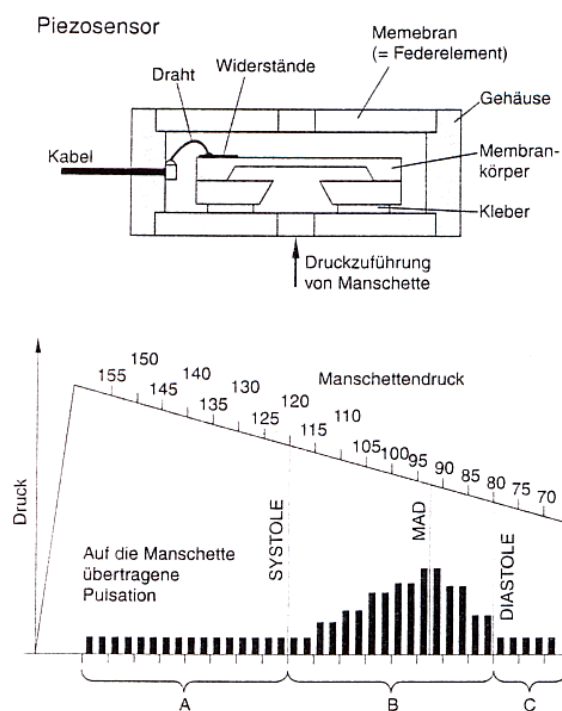


Abb. 45:

Blutdruckmessung mit einem piezoresistiven Absolutdrucksensor.

Im Abschnitt A ist die Schwingungsamplitude relativ konstant. Steigt sie plötzlich an, erhält man den systolischen Druckwert. Der mittlere arterielle Druck MAD wird im Bereich B beim Maximum der Pulsation festgelegt. Hier stimmen innerarterieller Mitteldruck und der von außen auf die Arterie wirkende Druck überein. Am Übergang zu Bereich C (die Pulsation wird wieder konstant) bestimmt der Automat den diastolischen Wert.

Quelle: Müller, 2000

## 1.2.2 Piezoelektrische Transducer

Will man noch kleinere Verformungen im submikroskopischen Bereich, also innerhalb des Kristallgefüges eines Materials detektieren, nutzt man die Eigenschaften piezoelektrischer Materialien (gr.: *piezein* = drücken). Das können Kristalle, wie Quarz ( $\text{SiO}_2$ ), Turmalin, Seignettesalz, Zinkblende (und Rohrzucker), aber auch Keramiken, wie Bariumtitanat (Ba-

TiO<sub>3</sub>) und Bleititanatzirkonat (Pb(Ti, Zr)O<sub>3</sub>) oder Kunststoffe, wie z. B. Polyvinylidenfluorid (PVDF-Folien) sein. Übt man Zug- oder Druckkräfte in ausgezeichneten Richtungen auf ein solches Material aus, so treten an gewissen Flächen positive und negative Ladungen auf. Um als Sensor eingesetzt werden zu können, müssen die Kristalle deshalb entlang geeigneter Kristallachsen geschliffen werden. Gegenüberliegende Seiten werden mit Metallbelägen versehen. Es entsteht ein Plattenkondensator (Oberfläche A, Abstand d) mit piezoelektrischem Dielektrikum, ein sog. Piezoelement. Bei Kraftereinwirkung auf die Platten verschieben sich im zuvor nach außen neutralen piezoelektrischen Stoff die Gitterbausteine gegeneinander und somit auch Ladungsschwerpunkte (Influenzphänomen). Die Ladungsverschiebungen entstehen durch die Änderung der Orientierung der Dipolmoleküle des Piezokristalls bei der Kraftereinwirkung  $\Delta F$  auf die Oberfläche.<sup>10</sup> Diese machen sich an den metallisierten Oberflächen als Ladungen q bemerkbar und können als Spannungen U abgegriffen werden. Die Ladungen können über innere und äußere Widerstände schnell abfließen, weshalb der Effekt sehr flüchtig ist. Es kann keine Gleichkomponente gemessen werden. Der Piezoeffekt tritt nur im Moment der Kraftereinwirkung bzw. bei Druckänderungen  $\Delta p$  auf. Die Ladung q, kann über die auftretende Spannung U, die sich dabei zwischen den Elektroden aufbaut und die Kapazität  $C = \frac{\epsilon_o \epsilon_r A}{d}$  des Kondensators berechnet werden. Abb. 46 zeigt den Aufbau eines piezoelektrischen Sensors ohne (links) und mit (rechts) Kraftereinwirkung.

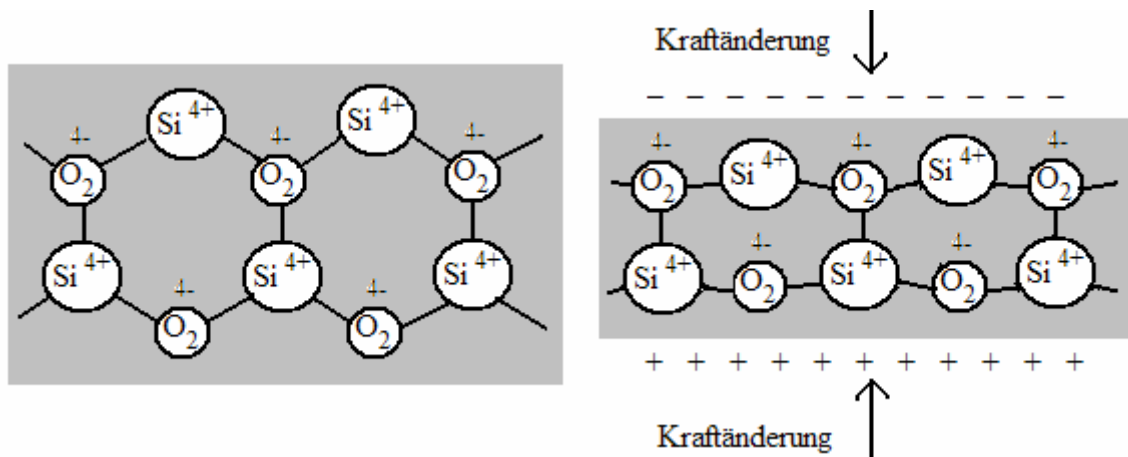


Abb. 46: Prinzip eines Piezosensors. Bei Kraftereinwirkung in der eingezeichneten Richtung verschieben sich die Ladungsschwerpunkte (rechts) im zuvor neutralen Kristallgitter (links) und es entstehen induzierte Dipole. Die obere Kristalloberfläche lädt sich negativ, die untere positiv. Diese Ladungen können abgegriffen werden und geben Aufschluss über die wirkende Kraft. Bei Zugkräften treten die Ladungen genau entgegengesetzt auf.

Quelle: eigene Erstellung

<sup>10</sup> Das  $\Delta$  soll in diesem Zusammenhang verdeutlichen, dass das Piezoelement nur auf Kraftänderungen reagiert und nicht auf konstante Kräfte.

Die erzeugte Ladungsmenge ist der einwirkenden Kraft proportional und kann mit dem richtungsabhängigen Piezomodul  $D$  beschrieben werden. Es ist  $q = D \Delta F$ . Die Spannung ergibt sich zu  $U = \frac{q}{C} = \frac{Dd}{\varepsilon_0 \varepsilon_r A} \Delta F = \frac{Dd}{\varepsilon_0 \varepsilon_r} \Delta p$ . Eine Zusammenstellung piezoelektrischer Materialien

mit charakteristischen Konstanten findet sich in Abb. 47.

	D in pC/N	$\varepsilon_r$
Quarz	2,3	4,5
BaTiO <sub>3</sub>	140	1200
Pb(Ti, Zr)O <sub>3</sub>	105	1600
Pb(NbO <sub>3</sub> ) <sub>2</sub>	200	1500

Abb. 47: Piezoelektrische Konstanten  $D$  (Piezomodul) und relative Dielektrizitätskonstante  $\varepsilon_r$  für verschiedene piezoelektrische Materialien (nach Eichmeier, 1983)

Piezosensoren sind also aktive Transducer. Wie in Abb. 47 zu sehen, weisen Keramiken wie Bariumtitanat viel höhere Empfindlichkeiten als Quarz auf. Die Keramiken haben allerdings den Nachteil, dass sie einen beträchtlichen Temperaturgang haben. Dabei macht sich der pyroelektrische Effekt bemerkbar, durch den bei Temperaturerhöhung zusätzliche Ladungen erzeugt werden. Quarze zeigen diesen Effekt nicht. Sie besitzen weiterhin hohe Festigkeit und arbeiten linear, womit sich große Kraftmessbereiche realisieren lassen. Der große Vorteil der Piezos ist, dass die Kraftmessung wegen der Verschiebungen im Bereich der Kristallgitterabstände abläuft, praktisch weglos ist. Da sie nur auf Druckänderungen reagieren, eignen sie sich hervorragend für dynamische Kraft-/Druckmessungen. Die Auswertung der Spannungssignale kann über Elektrometer- oder Ladungsverstärker erfolgen (vgl. hierzu Schmusch, 1998, S. 310, Schmidt, 1997, Kap. 5.3, Bergmann, 1981, S. 336 ff.).

Der Piezoeffekt funktioniert auch in die andere Richtung. Beim reziproken Piezoeffekt (Elektrostriktion) verformt sich der Kristall durch Anlegen einer äußeren Spannung. Dieses Phänomen wird zur Erzeugung von Ultraschallwellen ausgenutzt, die durch eine am Piezokristall anliegende Wechsellspannung generiert werden (Ultraschalluntersuchungen) oder z.B. beim Piepser am Computer.

Bei der oszillometrischen Blutdruckmessmethode (vgl. 1.1.2) entstehen in der Manschette durch Volumenänderungen in den Arterien Druckschwankungen. Der Gesamtman-schettendruck  $p_G(t)$  setzt sich aus dem Manschettendruck  $p_M(t)$  und den Druckschwankung  $\Delta p_M(t)$  zusammen. Die Druckoszillationen sind bezogen auf den Manschettendruck sehr klein. Um sie erfassen zu können muss, muss der Manschettendruck unterdrückt werden. Deshalb

lässt man den Manschettendruck so langsam ab, dass er zwischen zwei Pulsen fast konstant ist (max. 8 mmHg/s, vgl. 1.1.3).

Zur Aufzeichnung der Kurve  $p_G(t)$  werden piezoresistive (vgl. 1.2.1) und piezoelektrische Wandler eingesetzt. Die Druckschwankungen  $\Delta p_M(t)$  können sehr gut mit dem piezoelektrischen Sensor erfasst werden, jedoch nicht der Manschettendruck, da dieser keine konstanten Drücke detektieren kann. Diese Aufgabe übernimmt der piezoresistive Sensor, der im Gegensatz zum Piezoeffekt anhaltend ist. Er zeichnet den Gesamtdruckverlauf  $p_G(t)$  auf. Dieser entspricht allerdings fast dem Manschettendruck  $p_M(t)$ , da die kleinen überlagerten Druckschwankungen, wie bereits erwähnt, keinen großen Einfluss auf  $p_G(t)$  haben (vgl. hierzu Nagel, 2002, S. 230).

Piezosensoren erfassen die Druckschwankungen im Takt des Pulses, so dass das Spannungssignal mit der Herzfrequenz schwingt und somit der Puls gemessen wird. Zur akustischen Pulsmessung werden z.B. PVDF-Folien zwischen zwei Elektroden eingelagert, wodurch ein Piezoelement entsteht. Der Sensor wird über der Schlagader postiert. Die mechanischen Schwingungen der Hautoberfläche aufgrund des Pulses bewirken in der Folie wechselnde elektrische Ladungen im Pulstakt, die an den metallischen Oberflächenelektroden als elektrische Spannungstöße erfasst werden können (vgl. 2.2.1).

### 1.2.3 Kapazitive Transducer

Kapazitive Drucksensoren können durch die Fortschritte in der Halbleitertechnologie, den Ätztechniken bzw. den mikromechanischen Technologien als kleine Bauelemente in Mikro-Baugruppen integriert werden. Sie nutzen das Prinzip des Plattenkondensators aus, dessen eine Platte als Druckmembran ausgebildet sein kann, oder mechanisch mit ihr verbunden ist. Die Sensorfunktion lässt sich durch Betrachtung eines Plattenkondensatormodells veranschaulichen. Ein Kondensator mit Plattenfläche  $A$ , Plattenabstand  $d_0$  und Dielektrizitätskonstante  $\epsilon_0\epsilon_r$  hat die Ruhekapazität  $C_0 = \epsilon_0\epsilon_r \frac{A}{d_0}$  (typische Werte: 0,1 pF bis 29 pF (vgl.

Schmidt, 1997, S. 90). Mit der Variation von  $A$  hätte man eine lineare Abhängigkeit, was jedoch schwierig umzusetzen ist. Aus diesem Grund misst man Wegänderungen  $\Delta d$  der Platten, die durch den zu messenden Druck verschoben werden. Durch die Druckeinwirkung erhält

man die variable Kapazität  $C = \epsilon_0\epsilon_r \frac{A}{d}$  (\*), wobei  $d = d_0 + \Delta d$ . Für die relative druckab-

hängige Kapazität ergibt sich  $\frac{C}{C_0} = \frac{d_0}{d} = \frac{d - \Delta d}{d} = 1 - \frac{\Delta d}{d} \approx 1 - \frac{\Delta d}{d_0}$  und nunmehr ungefähr

ein linearer Zusammenhang für die Sensorkapazität bei kleinen Auslenkungen um die Ruhekapazität. Die Empfindlichkeit des Sensors lässt sich (für kleine Auslenkungen) mit  $\Delta C = C - C_0$  zu  $\frac{\Delta C}{\Delta d} = -\varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{d^2}$  angeben. Große Platten-(Membran)flächen und kleine Plattenabstände ergeben hohe Empfindlichkeiten, die Werte von 0,1 fF/mbar erreichen (vgl. Schmidt, 1997, S. 90), sowie Auflösungen, die besser als 1µm sind (Faust, 1991, S. 213). Die kapazitiven Sensoren können beispielsweise als Absolut- oder Differenzdrucksensoren verwendet werden (siehe Abb. 48). Die Durchbiegung der Membran darf dabei nicht allzu so groß werden, da die Kapazitätsformel (\*) nur für Plattenkondensatoren gilt.

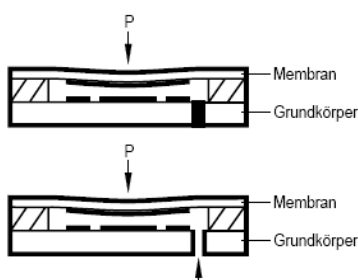


Abb. 48:

Absolut- (oben) und Differenzdrucksensorausführung (unten) kapazitiver Sensoren. Die obere Platte (schwarzer Streifen) ist an der Membran befestigt. Auf dem Grundkörper liegen die Messelektrodenplatte (Mitte) und ringförmig darum eine Referenzelektrode (dient dem Ausgleich von Temperatureinflüssen (vgl. ifm electronic).

Quelle: ifm electronic

Abb. 49 zeigt ein Einsatzgebiet eines kapazitiven Differenzdrucksensors. Hier ist er als Si-Katheterdrucksensor für die invasive Blutdruckmessung verwirklicht.

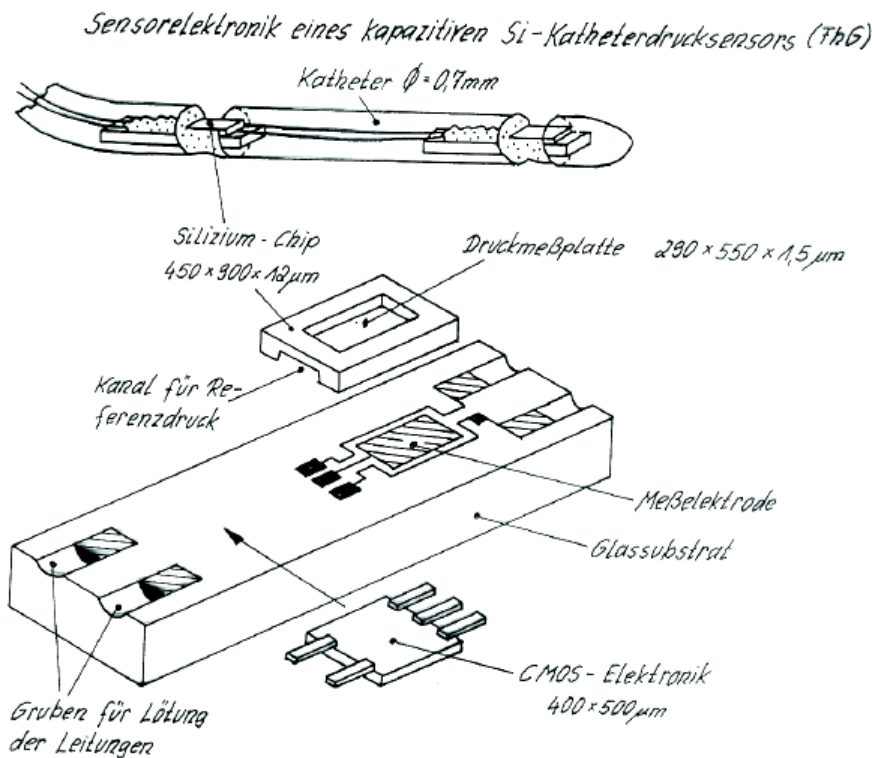


Abb. 49:

Kapazitiver Si-Katheterdifferenzdrucksensor für die invasive Blutdruckmessung. Die Druckmessplatte stellt zusammen mit der Messelektrode einen Kondensator dar. Wird sie unter dem Blutdruck in der Arterie verschoben, so entsteht eine messbare Kapazitätsänderung. Der Durchmesser des Katheters beträgt nur 0,7 mm und kann so in Arterien geschoben werden. Weitere Abmessungen in der Skizze.

Quelle: Blechschmidt-Trapp

Der große Nachteil kapazitiver Sensoren liegt darin begründet, dass ihre Kapazitäten die gleiche Größenordnung haben (einige pF bis in den fF-Bereich, vgl. Schmidt, 1997, S. 101) wie die Kabelkapazitäten, was schnell zu Fehlereinflüssen führen kann. Auch ihr Scheinwiderstand ist im Niederfrequenzbereich sehr hoch, weshalb die Folgeschaltungen hohe Eingangsimpedanzen haben müssen. Um diesen Problemen entgegenzugehen, muss die Auswertung des Sensors unmittelbar am Messort stattfinden, wobei die Kapazitäten oder die Kapazitätsänderungen in ein Spannungs- bzw. frequenzproportionales Signal umgesetzt werden. Der Kathetersensor von Abb. 49 wird beispielsweise mit einer CMOS-Schaltung direkt am Messort ausgewertet. Solche und weitere Umsetzerschaltungen von kapazitiven Sensoren sind in SCHMIDT (1997, Kap. 5.4) beschrieben. HUTTEN (1992, S. 77) erwähnt die Auswertung der Kapazitätsänderung über einen Schwingkreis. Im einfachsten Fall eines LC-Schwingkreises mit Eigenfrequenz  $f = (2\pi\sqrt{LC})^{-1}$  führt die Kapazitätsänderung zu einer messbaren Frequenzänderung des Schwingkreises.

### 1.2.4 Induktive Transducer

Die Induktionsspannung  $U_{ind}$ , die in einer Spule durch einen sich zeitlich ändernden Strom  $I$  induziert wird, lässt sich durch das Induktionsgesetz als  $U_{ind} = -L \frac{dI}{dt}$  schreiben. Die Proportionalitätskonstante  $L$  wird Induktivität genannt und enthält alle relevanten geometrischen Spulendaten, wie Länge  $l$ , Querschnitt  $A$ , Windungszahl  $N$  und die magnetische Feldkonstante  $\mu_0$  (im Vakuum). Deshalb werden Spulen in der Literatur auch häufig nur als Induktivität bezeichnet. Bringt man in die Spule leitendes Material (z.B. einen Eisenkern), so erhöht sich die Induktivität um den Permeabilitätsfaktor eines Stoffes  $\mu_r$ . Dieser drückt das Verhältnis der magnetischen Induktion mit Magnetfeld zu der ohne Magnetfeld aus. Für die Induktivität ergibt sich  $L = \frac{\mu_r \mu_0 AN^2}{l}$ .

Induktive Sensoren nutzen den Einfluss der Permeabilität eines Stoffes auf die Induktivität einer Spule. Der einfachste induktive Messwandler ergibt sich, wenn man die mechanische Größe, wie eine Längenänderung, auf einen Eisenkern überträgt, der in eine Spule eintaucht und damit zu einer Induktivitätsänderung  $\Delta L$  führt. Die Auswertung von induktiven Sensoren kann genauso wie bei den kapazitiven Sensoren durch Verstimmung eines LC-Schwingkreises mit  $f = (2\pi\sqrt{LC})^{-1}$  erfolgen. Ausschlaggebend für die Frequenzänderung ist jetzt die Induktivitätsänderung durch die Bewegung des Ferritkerns. MILLNER (1969, S. 159 -



160 und S. 204 - 205) erklärt komplizierte Auswerteschaltungen invasiver Blutdruckmessrichtungen, die auf diesem Prinzip beruhen.

Zur Druck-Spannungs-Wandlung finden häufig sog. Differentialspulen bzw. Differenzspulen-Längsankersensoren Anwendung, deren Arbeitsweise nun beschrieben werden soll. Zwei zylinderförmige Teil-Induktivitäten  $L_1$  und  $L_2$  sind dabei, wie in Abb. 50 a, auf einem gemeinsamen Spulenkörper angebracht und werden von einem beweglichen weichmagnetischen Kern durchsetzt. Dieser ist beispielsweise über einen nicht magnetischen Stößel an eine Membran gekoppelt und führt deren Bewegungen aus. Wird der Kern z.B. nach links geschoben, so steigt die Induktivität  $L_1$  an, da er tiefer in die Spule eindringt und in ihr deshalb der magnetische Fluss ansteigt.  $L_2$  nimmt wegen dem entgegengesetzt wirkenden Effekt ab. Die beiden Induktivitäten ändern sich gegensinnig. Die Länge des Kerns wird zweckmäßigerweise gleich der Länge einer Teilspule gewählt. Die Abhängigkeit zwischen Stellung des Kerns und Induktivität ist aber nicht linear (vgl. Kennlinie in Abb. 72) und deshalb für praktische Zwecke unbrauchbar. Die Linearisierung lässt sich aber leicht durch Differenzbildung der beiden Signale erreichen (vgl. Rechenbeispiel zur Parallelstruktur in 1.2.1). Dazu verwendet man einen symmetrischen Aufbau des Sensors, d.h. man ordnet die Spulen so an, dass bei Mittelstellung des Kerns  $\Delta l = 0$ , die Induktivitäten  $L_1 = L_2 = L_0$  betragen.

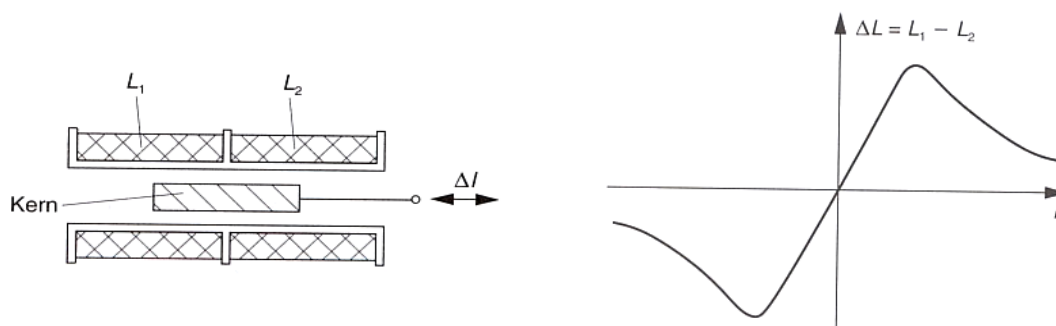


Abb. 50: Prinzipieller Aufbau eines Differenzspulensensors mit Induktivitäten  $L_1$  und  $L_2$  (a) und Differenz-Induktions-Kennlinie in Abhängigkeit von der Position des Magnetkerns (b)

Quelle: Schmidt, 1997

In Abb. 50 b ist die Differenz-Sensorkennlinie aufgezeichnet, die in einem weiten Bereich um den Spulenkörpermittelpunkt einen linearen Verlauf aufweist. Die Differenzbildung von  $L_1$  und  $L_2$  erfolgt wie in 1.2.1 wieder in einer Brückenschaltung, wobei hier eine mit Wechselspannung  $U_0$  (einige kHz) gespeiste Halbbrückenschaltung verwendet wird (Abb. 51). Dadurch wird nicht nur die Empfindlichkeit des einzelnen Sensors verdoppelt, sondern durch die Differenzbildung werden auch die gleichsinnig wirkenden Temperatureinflüsse ausgeglichen.

Wie in 1.2.1 lässt sich nun wieder die Brückenausgangsspannung  $U_x$  aus der Spannungsteilerregel berechnen. Zur Herleitung benutzt man den komplexen induktiven Widerstand  $i\omega L$ ,<sup>11</sup> den die Spulen im Wechselstromkreis aufweisen.

Es folgt  $U_x = U_0 \left[ \frac{i\omega L_2}{i\omega L_1 + i\omega L_2} - \frac{R}{2R} \right] = U_0 \left[ \frac{L_2}{L_1 + L_2} - \frac{1}{2} \right]$ . Im unausgelenkten Fall, für  $L_1 = L_2 = L_0$  ist  $U_x = 0$ ; die Brücke ist abgeglichen.

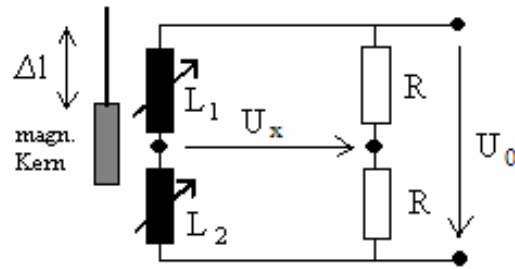


Abb. 51: Induktive Halbbrücken-Schaltung eines Differenzspulensensors

Quelle: eigene Erstellung

Kleine Auslenkungen  $\Delta l$  aus der Mittellage bewirken Induktivitätsänderungen  $\Delta L$ , womit sich die Teilinduktivitäten zu  $L_1 = L_0 - \Delta L$  und  $L_2 = L_0 + \Delta L$  ergeben. Eingesetzt in obige Gleichung erhält man

$U_x = U_0 \left[ \frac{L_0 + \Delta L}{2L_0} - \frac{1}{2} \right] = U_0 \frac{\Delta L}{2L_0}$ . Diese Gleichung gibt bereits den linearen Zusammenhang zwischen der Brückenspannung  $U_x$  und der Induktivitätsänderung  $\Delta L$  an.

Um  $\Delta L$  noch auf die Wegänderung  $\Delta l$  zurückzuführen, nutzt man wieder die Gesetze der Differentialrechnung. Danach kann ein differentieller Zusammenhang  $dL/dl$  für kleine Änderungen in den Differenzenquotienten  $\Delta L/\Delta l$  überführt werden:  $\frac{dL}{dl} = \frac{\Delta L}{\Delta l} \Leftrightarrow \Delta L = \frac{dL}{dl} \Delta l$ .

$U_x = \frac{U_0}{2L_0} \frac{dL}{dl} \Delta l$  hängt nun ersichtlich linear von der Wegänderung des Kerns  $\Delta l$  ab. Der

Wert  $dL/dl$  stellt für nicht allzu große Auslenkungen die konstante Steilheit der Kennlinie im Nullpunkt dar. Sie wird vom Hersteller experimentell im Spulenmittelpunkt ermittelt und steht dann für die Auswertung zur Verfügung.

<sup>11</sup>  $\omega$  ist die Kreisfrequenz der Wechselspannung

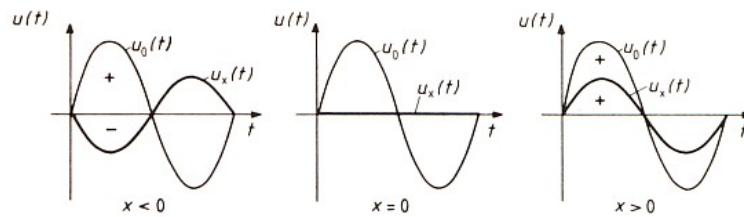


Abb. 52:

Phasenbeziehungen zwischen der Differenz- und Speisespannung für verschiedene Ankerstellungen  $l=x$

Quelle: Bergmann, 1981

Je nach Ankerstellung ist die Brückenspannung gleichphasig bzw. gegenphasig zur Speisespannung (Abb. 52). Will man die Ankerstellung am Vorzeichen einer Gleichspannung ablesen, so muss die Differenzspannung erst noch einem phasenselektiven Gleichrichter zugeführt werden (vgl. Bergmann, 1981, Kap. 6.2, 6.3). Mit Differenzspulensensoren sind Messungen im Bereich von  $\mu\text{m}$  bis zu Metern realisierbar.

Ein anderer induktiver Aufnehmer, der sog. Differentialtransformator, eignet sich ebenfalls gut für Messungen im Mikro- und Millimeterbereich. Es handelt sich um eine Sonderform eines Transformators, bei dem die Kopplung zwischen Primär- und Sekundärwicklung von den Bewegungen eines weichmagnetischen Kerns (z.B. Ferritkern) abhängt. In Abb. 53 ist links das Kopplungs-Schaltbild des Transformators (Tauchkern nicht eingezeichnet) und rechts eine mögliche Schaltungsanordnung aufgeführt.

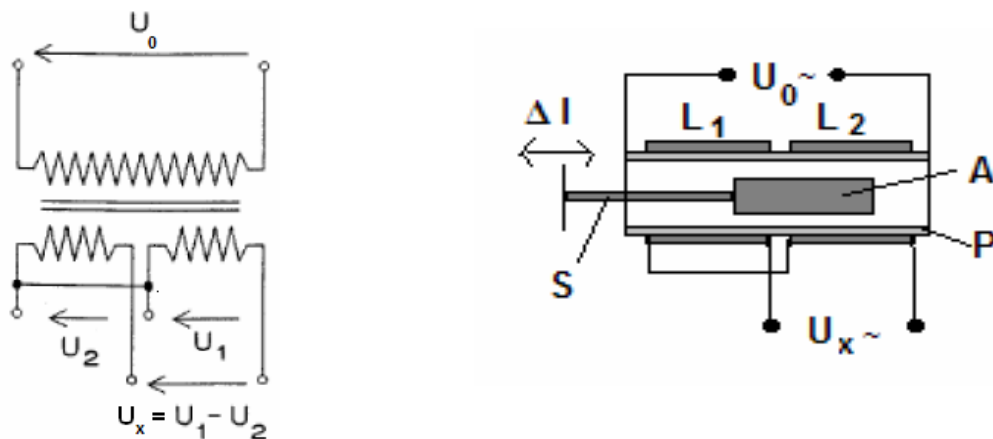


Abb. 53:

Elektrisches Schaltbild (links, nach Ribitsch) und mögliche Schaltungsanordnung eines Differentialtransformators (rechts; Schnittbild durch die Spulen). Die Primärspule P (innen gewickelt, hellgrau) induziert in den beiden gegensätzlich in Reihe geschalteten Sekundärspulen  $L_1$  und  $L_2$  (außen um P gewickelt, dunkelgrau) Spannungen  $U_1$  und  $U_2$ , die je nach Stellung des Ankers A unterschiedlich groß sind und somit am Ausgang eine Differenzspannung  $U_x$  ergeben. Der Stößel S überträgt die Bewegungen  $\Delta l$  auf den Anker.

Quelle: eigene Erstellung

Der Tauchkern überträgt dabei wieder über einen Stößel S die Längenänderungen einer Membran. Die Primärspule wird mit Wechselspannung  $U_0$  von einigen kHz betrieben. Die Sekundärwicklung besteht aus zwei Spulen, die gegensätzlich zueinander in Reihe geschaltet sind (Abb. 53), so dass sich die in ihnen induzierten Spannungen  $U_1$  und  $U_2$  subtrahieren. Bei symmetrischem Aufbau sind in Mittelstellung des Kerns die beiden Teilinduktivitäten gleich groß und heben sich aus diesem Grund gerade auf.  $U_x$  ist Null. Verschiebt man den Eisenkern um  $\Delta l$  nach links oder rechts, so überwiegt einmal die eine, dann wieder die andere Teilinduktionsspannung  $U_i$  (mit  $i = 1,2$ ), wobei sich die Phase der Ausgangsspannung beim Durchgang des Kerns durch die Mittellage umkehrt. Je nach Bewegungsrichtung unterscheidet sich die Phase zwischen Ausgangs- und Erregerspannung  $U_0$  der Primärspule um  $180^\circ$  (vgl. Abb. 52). Die Phase gibt somit Aufschluss über die Richtung der Auslenkung. Ihr Betrag ist proportional zur Auslenkung  $U_x \sim \Delta l$ . Nach der Verstärkung wird das Differenzsignal über einen phasenselektiven Gleichrichter ausgewertet (Abb. 54).<sup>12</sup> Am Vorzeichen der Ausgangsspannung kann man dann wieder die Ankerstellung festlegen.

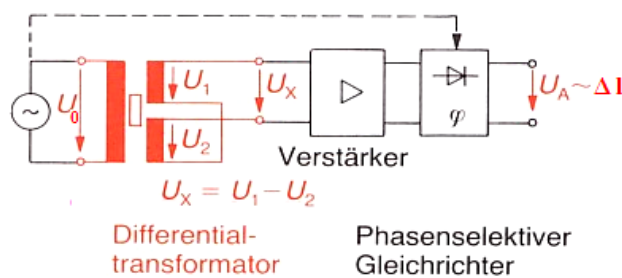


Abb. 54:

Mögliche Messschaltung für einen Differentialtransformator (nach Schmusch, 1998)

Bei Erregerspannungen von 1V erreicht man Empfindlichkeiten von 2 mV/ $\mu$ m (Nagel, 2002, S. 215). Der Vorteil der Differentialtransformatoren ist der, dass sie durch die gegensätzlich geschalteten Sekundärspulen die Differenzspannung selbst erzeugen. Es ist keine Brückenschaltung zur Herstellung einer Differenzspannung nötig, es werden keine zusätzlichen Widerstände benötigt (vgl. Ribitsch). Bei gleich bleibender Qualität erhält man einen Sensor, der billiger und kleiner ist als andere induktive Messwertwandler. Wie schon erwähnt, konnte so bereits in den 40er Jahren ein Katheter-Tip-Manometer zur Blutdruckmessung mit einem Differentialtransformator ausgestattet werden (Nagel, 2002, S. 215).

<sup>12</sup> In Realität treten bei den induktiven Aufnehmern Phasenfehler auf, die hier allerdings nicht behandelt werden sollen. Diesbezüglich wird auf Bergmann, 1981, S. 310 - 311 verwiesen.

### 1.3 Photodetektoren

Die nichtinvasive Blutdruckmessung kann auch mit Photodetektoren vorgenommen werden. Um den Blutdruck zum Beispiel am Finger zu messen, muss man zu optischen Geräten greifen, da die Druckschwankungen zu gering sind, um sie anders zu detektieren. In Abb. 55 ist das Prinzip der fotoplethysmographischen Erfassung des Volumenpulses in Frontal- und Seitenansicht, sowie die Pulskurve aufgezeigt. Die Fotoplethysmographie dient hauptsächlich der Durchblutungs- und Pulsmessung und kann neben dem Finger oder einem Zeh, sogar am Ohrläppchen stattfinden (Ubi Campus BMT, Elter, 2001, S. 52, Hutten, 1992, S. 72), welches sich besonders gut für Langzeitmessungen eignet. Gerade beim Sport, wo das Training nicht extra zur Messung abgebrochen werden soll, finden diese Geräte vermehrt Gebrauch.

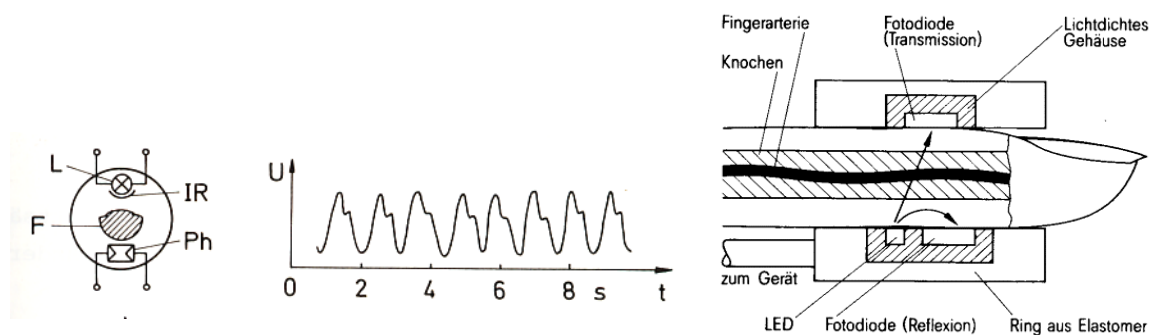


Abb. 55: Frontal- (links) und Seitenansicht (rechts) einer fotoplethysmographischen Puls- oder Durchblutungsmessung, sowie die durch den im Pulstakt schwankenden Lichtstrom modulierte Ausgangsspannungskurve. Die Skizze rechts zeigt ein Gerät mit zwei Detektoren, in Transmission und Reflexion.

Quelle: Eichmeier, 1983 und Ubi Campus BMT

Man unterscheidet zwei Konfigurationsmöglichkeiten, die Reflexions- und die Transmissionsmethode. Eine in die Manschette eingebaute Leuchtdiode (LED) emittiert Licht (meist IR-Strahlung) und durchstrahlt die Fingerkuppe bzw. das Ohrläppchen. Das Licht breitet sich im Gewebe entsprechend der dort vorherrschenden Gegebenheiten aus und unterliegt auf seinem Weg Absorptions-, Streu- und Reflexionsbedingungen. Blut absorbiert Licht sehr gut, so dass die Strahlung bei ihrem Weg durch den Finger entsprechend dem Blutfluss unterschiedlich stark geschwächt bzw. reflektiert wird. Die Lichtdurchlässigkeit bzw. die Lichtreflexion hängt also von der Blutmenge ab, die sich gerade in der Fingerkuppe oder im Ohrläppchen befindet. Der Photodetektor, entweder auf der gleichen Seite, wie die LED (Reflexionsmethode) oder auf der anderen Seite des Fingers (Transmissionsmethode) registriert dann eine Strahlungsintensität, die im Rhythmus des Pulses schwankt.

Bei der Durchstrahlungsplethysmographie nutzt man das Lambert-Beersche-Gesetz, welches einen Zusammenhang zwischen einfallender Strahlungsintensität  $I_0$  und der gemessenen

Strahlungsleistung  $I(t)$  in bekannter Form (vgl. Kap. II 1.3.2) darstellt:  $I(t) = I_0 e^{-kw(t)}$ . In der Gleichung stellt  $w(t)$  den Blutgehalt in dem durchstrahlten Bereich zur Zeit  $t$  dar,  $k$  ist eine Konstante. Nimmt bei der Systole der Blutgehalt zu, so steigt die Absorption und die transmittierte bzw. reflektierte Strahlungsintensität nimmt ab. So lässt sich die Pulscurve aus dem Blutgehalt  $w(t)$  in Abhängigkeit von den Intensitäten bestimmen:  $w(t) = -k \cdot \ln \frac{I(t)}{I_0}$ . Die Re-

flektionsmethode misst das reflektierte Licht, welches aus dem Finger zurückstrahlt. Steigt bei der Systole die Blutmenge an, so absorbiert das Blut mehr Licht und die aus dem Gewebe zurückgestrahlte Lichtintensität ist geringer (vgl. Elter, 2001, S. 52). Am Ohrläppchen wird die Durchstrahlungs- und am Finger meist die Reflexionsmethode eingesetzt.

Zur Blutdruckmessung benutzt man zusätzlich eine Manschette (Abb. 56), die wieder auf einen suprasystolischen Druck aufgeblasen wird. Nun senkt man den Druck langsam, der z.B. über ein Manometer kontrolliert wird. Sobald der Manschettendruck  $p_M$  den systolischen unterschritten hat, beginnt das Blut wieder zeitweise im Pulsrhythmus zu fließen (vgl. 1.1.2). Am Manometer liest man den systolischen Wert  $p_S$  ab. Der Lichtstrom  $\Phi$  zum Detektor beginnt im gleichen Takt zu schwanken (vgl. Eichmeier, 1983, S. 63). Mit sinkendem Manschettendruck nimmt die Amplitude der Schwankungen stark zu und überläuft ein Maximum (Abb. 56). Durch Versuche und empirische Befunde hat man herausgefunden, dass der diastolische Druck  $p_D$  kurz nach Erreichen des Maximums abzulesen ist (vgl. Eichmeier, 1983, S. 63). Lässt man den Manschettendruck weiter ab, so nehmen die Oszillationen nach und nach ab und verschwinden schließlich. Der Vorteil dieser Methode ist, dass sie nicht auf Störgeräusche der Umgebung reagiert. Die Bestimmung der Blutdruckwerte ist aber wie bei allen oszillometrischen Verfahren nicht einheitlich und abhängig vom jeweilig verwendeten Algorithmus des Herstellers.

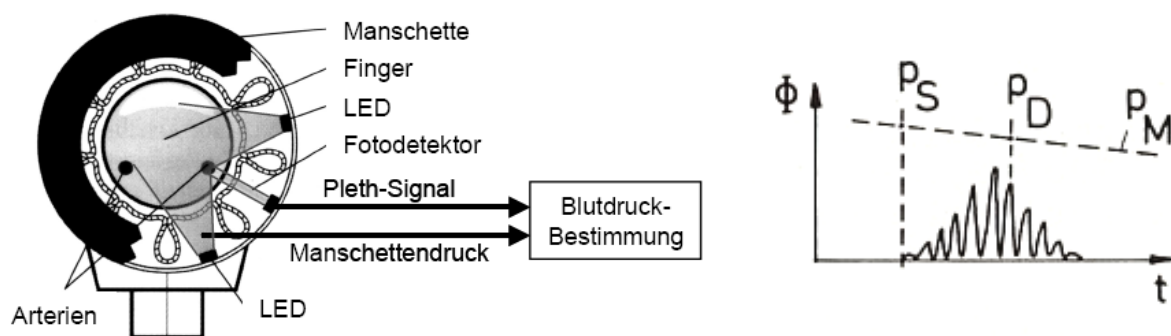


Abb. 56: Optische Blutdruckbestimmung und zeitlicher Verlauf des Lichtstroms  $\Phi$  zum Photodetektor bei sinkendem Manschettendruck  $p_M$ .

Quelle: Elter, 2001, Eichmeier, 1983

Als Photodetektoren werden Photowiderstände, Photodioden und Phototransistoren in die Manschette integriert, um den Strahlungsfluss zu erfassen. Photowiderstände (LDR light depending resistance) sind passive Halbleiterbauelemente aus monokristallinen Strukturen, bei denen sich der spezifische Widerstand infolge von Bestrahlung verändert. Aus diesem Grund bezeichnet man sie auch als Photoleiter, da die Lichteinstrahlung die Ladungsträgerdichte im Material erhöht. Undotierte Materialien bezeichnet man als intrinsisch, mit Störstellen dotierte als extrinsisch. Da sie zu den passiven Sensoren gehören, ist zum Betrieb eines Photowiderstands stets eine Spannungsquelle und ein mit dem Sensor in Reihe geschalteter Lastwiderstand nötig. Intrinsische Leiter sprechen erst ab einer gewissen Grenzwellenlänge  $\lambda_G$  auf einfallende Strahlung an. Längerwellige Strahlung wird nicht detektiert. Der Grund dafür liegt in der Energielücke zwischen Valenz- und Leitungsband des Festkörpers. Sie liegt bei Silizium für 300 K im Bereich von 1,20 eV. Nur Photonen mit einer Energie oberhalb dieser Bandlückenenergie  $E_{\text{gap}}$  sind in der Lage, Elektronen aus dem Valenzband in das Leitungsband anzuheben (innerer Photoeffekt), wo sie zum Stromtransport beitragen, also die Leitfähigkeit erhöhen können. Im Valenzband bleiben Löcher zurück, welche sog. Lochleitung in Richtung der positiven Stromrichtung aufweisen. Die Grenzwellenlänge ist wie auch bei der Bremsstrahlung (vgl. Kap. II 1.3.1) materialabhängig. In diesem Fall hängt sie von dem energetischen Abstand  $E_{\text{gap}}$  zwischen Valenz- und Leitungsband ab:  $\lambda_G = \frac{hc}{E_{\text{gap}}}$ . Extrinsische Photo-

leiter sind mit Störstellen dotiert, die unter Lichteinfall ionisiert werden und somit die Leitfähigkeit erhöhen. Die Energieniveaus der Störatome sind so gewählt, dass sie im  $E_{\text{gap}}$ -Bereich des „reinen“ Halbleiters liegen und benötigen deshalb nicht so viel Energie, um Elektronen ins Leitungsband zu befördern bzw. aus dem Valenzband aufzunehmen. Deshalb eignen sie sich gut für Messungen langwelliger Strahlung, wie IR-Licht.<sup>13</sup> Abb. 57 zeigt die typische Kennlinie eines Photowiderstands, bei der der Widerstand gegen die Beleuchtungsstärke aufgetragen ist. Der Widerstand sinkt dabei wegen der steigenden Photonenzahl bei Erhöhung der Beleuchtungsstärke vom Dunkelwiderstand im Bereich von 10 M $\Omega$  auf Hellwiderstandswerte von 100  $\Omega$  ab.

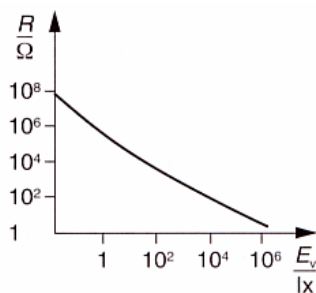


Abb. 57: Kennlinie eines Photowiderstands.

Der Widerstand sinkt bei Erhöhung der Beleuchtungsstärke  $E_v$  (in  $\text{lx} = 1 \text{ lm/m}^2 = 1,47 \text{ mW/m}^2$ ,  $\text{lm} = \text{Lumen}$ ,  $\text{lx} = \text{Lux}$ ) stark ab.

Quelle: Schmidt, 1997

<sup>13</sup> Ein Nachteil der geringen Anregungsenergie ist der, dass durch thermische Generation der Störstellen ungewollter Stromfluss auftreten kann, was eine Kühlung des Sensors erfordert.

Photowiderstände sind langsame Detektoren. Ihre Ansprechzeit liegt im ms-Bereich. Die Trägheit rührt von der hohen Lebensdauer der generierten Ladungsträger im Kristall her, was sich bei vielen Anwendungen als hinderlich erweist. Vorteilhaft wirkt sich die hohe Lichtempfindlichkeit der Photoleiter von  $10^7 \mu\text{A/lm}$  (vgl. Eichmeier, 1983, S. 46) aus.

Photodioden weisen gegenüber Photowiderständen wesentlich kürzere Schaltzeiten im ns-Bereich auf (vgl. Schmidt, 1997, S. 167). Es sind Halbleiterbauelemente, bei denen der pn-Übergang durch Lichteinfall beeinflusst wird. Bringt man p-dotiertes Material mit n-dotierten in Kontakt, so diffundieren Löcher und Elektronen (aufgrund der Konzentrationsunterschiede der Ladungsträgerdichten in den beiden Teilen) in den Grenzbereich und rekombinieren dort. Es entsteht eine ladungsträgerarme Schicht im Grenzbereich, die Raumladungszone. Mit der Diffusionsbewegung ist allerdings ein Ladungstransport verbunden, wodurch sich im Grenzbereich auf der p-Seite eine negative und auf der n-Seite eine positive Spannung, die sog. Antidiffusionsspannung<sup>14</sup> aufbaut. Infolge des so entstehenden elektrischen Feldes entstehen Feldströme, die im thermischen Gleichgewicht die Diffusionsströme gerade ausgleichen. Es herrscht ein „Kräftegleichgewicht“ am pn-Übergang. Wollen also Elektronen/Löcher aufgrund ihrer thermischen Energie den n-/p-Bereich durch Diffusion verlassen, werden sie von der Antidiffusionsspannung daran gehindert. Es fließt kein Strom, da die Antidiffusionsspannung für die Majoritätsladungsträger eine Potentialbarriere darstellt. An den Außenklemmen der Diode ist trotz dem am pn-Übergang herrschenden E-Feld keine Spannung  $U_D$  messbar, da das System im Gleichgewicht ist. Legt man von außen eine negative Vorspannung an, d.h. Pluspol einer Batterie an die n-Seite, Minuspol an die p-Seite, so wird die n-Seite noch positiver und die p-Seite noch negativer. Das äußere elektrische Feld wirkt gleichsinnig wie die das Antidiffusionsfeld, die Raumladungszone wird breiter und hochohmiger. Bei derartiger Polung in Sperrrichtung, können allerdings die Minoritätsladungsträger, die durch thermische Generation entstehen, die Sperrschicht durchdringen, da sie durch das von außen anliegende Feld beschleunigt werden. So fließen Löcher aus dem n- in den p-Bereich und Elektronen aus dem p-Bereich in den n-Bereich ab. Im Sperrbetrieb fließt deshalb ein kleiner Sperr- oder Dunkelstrom  $I_S$ .

Fällt Licht geeigneter Wellenlänge ( $E_{\text{photon}} = h\nu \geq E_{\text{gap}}$ ) auf die Diode (ohne Vorspannung), so entstehen Elektronen-Lochpaare (Abb. 58). Von Interesse für die Stromerzeugung sind hierbei nur die inneren Photoeffekte in der Raumladungszone und in den ihr benachbarten Bereichen der neutralen Zone (Diffusionszone), aus denen Ladungsträger zur Raumladungs-

---

<sup>14</sup> In der Literatur wird dieser Begriff meist Diffusionsspannung genannt. Sie ist dem Diffusionsstrom entgegengerichtet.



zone diffundieren und im E-Feld in das gegenüberliegende Halbleitergebiet abtransportiert werden, wo sie zu Majoritätsladungsträgern werden (vgl. Abb. 58).<sup>15</sup> Ladungsträger, die in der Raumladungszone erzeugt werden, können wegen der Ladungsträgerarmut nicht sofort wieder rekombinieren und werden durch das elektrische Feld getrennt, Löcher gelangen auf die p-Seite, Elektronen auf die n-Seite. Die p-Seite wird positiv, die n-Seite negativ geladen. Durch den Lichteinfall wird somit das Gleichgewicht an der Grenzschicht gestört. Es baut sich eine Photospannung bzw. eine Leerlaufspannung zwischen den beiden Bereichen auf, die bei Silizium ca. 0,6 V beträgt.

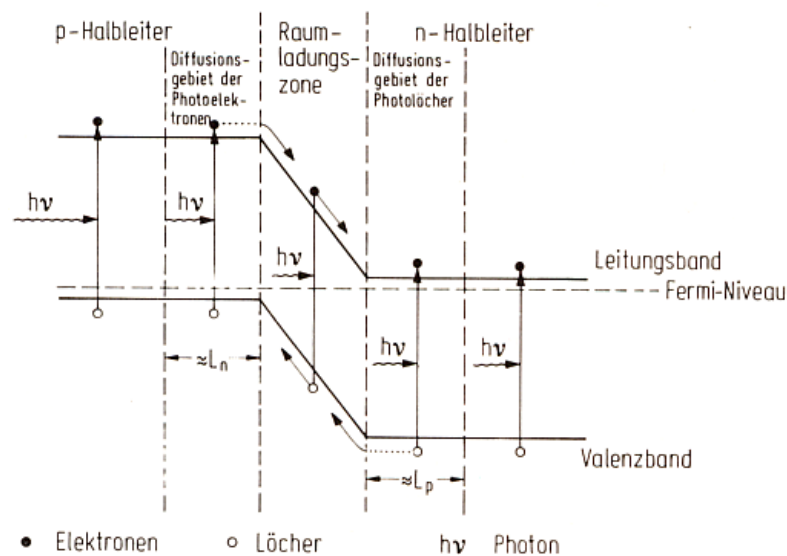


Abb. 58: Sperrsicht-Photoeffekt in einer pn-Diode im Kurzschlussfall

Quelle: Weyrich, 1986

Schließt man die beiden Seiten kurz ( $R_{\text{außen}} \approx 0$ ), so kann ein Kurzschlussstrom  $I_K$  nachgewiesen werden, der außen von der p-Klemme zur n-Klemme fließt. Die Klemmspannung<sup>16</sup>  $U_D$  der Diode ist in diesem Fall Null (siehe auch Abb. 61). Die Photodiode funktioniert dabei wie eine reale Spannungsquelle (ideale Spannungsquelle plus Innenwiderstand) (vgl. Tipler, 1994, S. 758 - 759). Aufgrund des Kurzschlusses ist der Spannungsabfall im Außenkreis Null und die Quellspannung bzw. die Leerlaufspannung der Batterie bzw. der Photodiode fällt komplett am Innenwiderstand ab, so dass an den Außenklemmen keine Spannung messbar ist. Es fließt der maximale Strom (Kurzschlussstrom). Bei konstantem Lichteinfall fließt ein konstanter Photostrom. Da es sich bei der Interbandanregung um einen Photoeffekt handelt, ist die An-

<sup>15</sup> Außerhalb der Diffusionsgrenze erzeugte Ladungen, rekombinieren wieder und tragen nicht zum Photostrom bei (vgl. Weyrich, 1986, S. 29), wodurch der Umwandlungswirkungsgrad beeinträchtigt wird.

<sup>16</sup> Die Klemmspannung ist die Spannung, die man an den Ausgängen (Polen) einer Spannungsquelle messen kann. Bei einer idealen Spannungsquelle entspricht sie der Quellspannung (elektromotorischen Kraft). Reale Spannungsquellen haben einen endlichen Innenwiderstand, so dass die Spannung an den Ausgängen bereits um den Spannungsabfall am Innenwiderstand verringert ist.

zahl der erzeugten Ladungsträger proportional zur Strahlungsintensität. Der Kurzschluss- bzw. Photostrom  $I_K$  ist somit proportional zur Zahl der pro Zeiteinheit einfallenden Photonen, d.h. proportional zur Strahlungsintensität, der Strahlungsleistung  $P$  bzw. der Beleuchtungs-

stärke  $E_V$  (Abb. 59):<sup>17</sup>  $I_K = \frac{e}{h\nu} \eta(\lambda) P$ . Bei Photodioden können zwischen Beleuchtungsstärke und Stromsignal Proportionalitätswerte von über acht Größenordnungen erreicht werden.

Photodioden können mit und ohne äußere Spannung betrieben werden. Ohne äußere Spannung (photovoltaischer Betrieb), also mit Batteriespannung  $U_B = 0$ , nennt man sie Photoelemente oder Solarzellen. Im Normalfall werden die Photodioden jedoch mit negativer Vorspannung, d.h. in Sperrrichtung betrieben (Abb. 60 links). In Abb. 60 rechts ist die Kennlinie einer Diode (Dunkelstromkurve) mit dem Sperrstrom  $I_S$  bei negativer Vorspannung und dem Durchbruchstrom (nach Abbau der Antidiffusionsspannung) bei positiver Vorspannung aufgezeigt (ohne Beleuchtung). Der Graph dieser Funktion wird durch die Shockleysche Diodengleichung  $I = I_S (e^{\frac{eU_D}{kT}} - 1)$  dargestellt. Durch Lichteinfall werden Ladungsträger frei. Zusätzlich zum Sperrstrom (Dunkelstrom) tritt noch ein Photostrom  $I_K$  auf, der aus den (durch das Licht) generierten Ladungsträgern entsteht, welche dann durch das anliegende elektrische Feld beschleunigt werden. Abb. 60 (rechts) zeigt die Kennlinien-Schar einer Photodiode. Aufgetragen ist der Gesamtstrom  $I$  in Abhängigkeit von der Klemmspannung  $U_D$  über der Diode mit der Strahlungsintensität  $P$  als Parameter. Die Gesamtstromkurve lässt sich durch

Hinzufügen des Kurzschlussstroms  $I_K$  als  $I = I_S (e^{\frac{eU_D}{kT}} - 1) - I_K$  schreiben. Löst man unter der Annahme  $I_K \gg I_S$  nach der Leerlaufspannung  $U_D = U_L$  ( $I = 0$ , da  $R_{\text{außen}} = \infty$ ) auf, so erhält man  $U_L = \frac{kT}{e} \ln \frac{I_K}{I_S} \propto \ln \frac{I_K}{I_S} \propto \ln P$  (siehe Abb. 59). Die Leerlaufspannung ist somit nicht

direkt proportional zur Beleuchtungsstärke, sondern proportional zum Logarithmus der Beleuchtungsstärke.

<sup>17</sup> Der externe Quantenwirkungsgrad  $\eta(\lambda)$  berücksichtigt, dass nicht jedes einfallende Photon zum Photostrom beiträgt. Er gibt die Zahl der erzeugten Ladungsträger pro auftreffendes Photon an. So können erzeugte Ladungsträger z.B. wieder rekombinieren (vgl. dazu auch Fußnote 15).

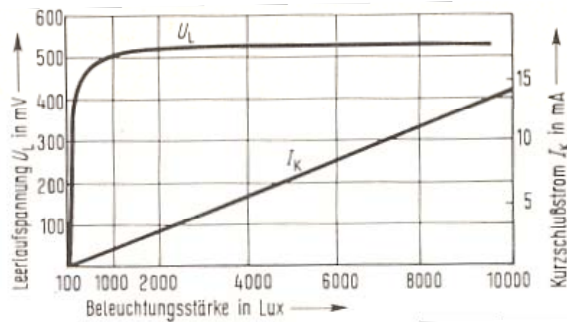
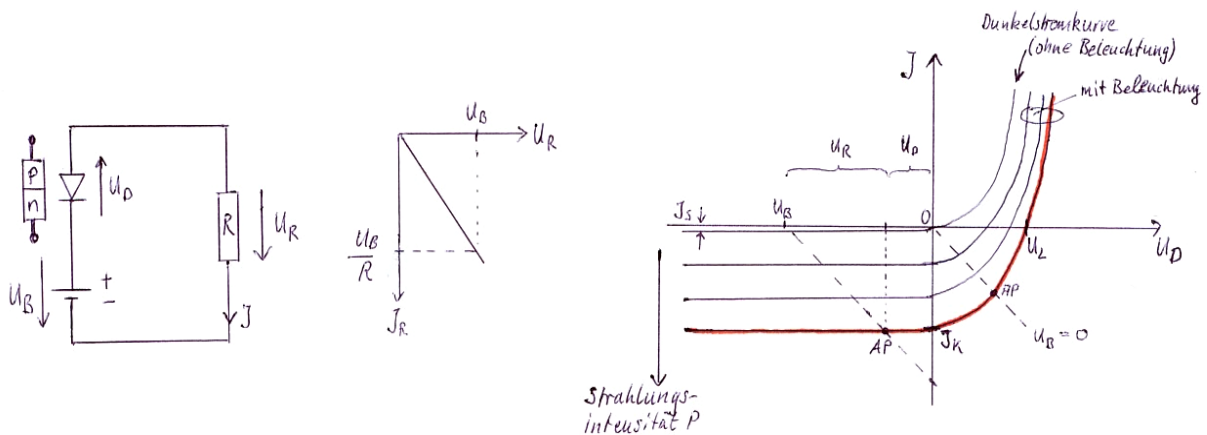


Abb. 59: Leerlaufspannung und Kurzschlussstrom in Abhängigkeit von der Beleuchtungsstärke

Quelle: Dobrinski, 1976


 Abb. 60: Sperrschaltung und Kennlinienverlauf einer pn-Photodiode. Mit steigender Strahlungsintensität  $P$  verläuft die Kennlinie aufgrund des steigenden Photostroms  $I_K$  immer tiefer. Betrieb als Photodiode (3. Quadrant) und als Photoelement (4. Quadrant) ist möglich.

Quelle: eigene Erstellung

Bei der fotoplethysmographischen Puls-/Blutdruckmessung durchfließt der durch die Strahlungsintensität modulierte Photostrom einen Lastwiderstand  $R$ , an dem die modulierte Spannung abgegriffen wird. Die gestrichelten Geraden in Abb. 60 (rechts) sind die sog. Arbeitsgeraden bzw. die Widerstandsgeraden. Abb. 60 zeigt in der mittleren Zeichnung die Kennlinie eines ohmschen Widerstands, wobei das Koordinatensystem nach unten gelappt ist. Man muss sich nun die ohmsche Gerade in das Photodioden-Kennlinienbild verschoben denken. Die Arbeitsgerade stellt den ohmschen Widerstand dar und hat die Steigung  $1/R$ . Der Schnittpunkt der Arbeitsgeraden mit der Photokennlinie markiert den Arbeitspunkt  $AP$ , der die Batteriespannung nach den Kirchhoffschen Gesetzen in die Teilspannungen am Widerstand und an der Photodiode einteilt. Im Sperrbetrieb liegt  $AP$  im Sättigungsbereich der Photodiode. Wählt man  $R$  möglichst groß, so wird die Arbeitsgerade flach und man erhält ein hohes Ausgangsspannungssignal  $U_R$  (Abb. 60 rechts). Die Größe von  $R$  wird dabei nach oben durch den maximalen Kurzschlussstrom und die Durchbruchspannung in Sperrichtung der Diode begrenzt. Die Variationen im Lichtstrom, durch die wechselnde Durchblutung in den Arterien,

führen dazu, dass sich die Photokennlinie auf und ab bewegt und sich somit auch  $U_R$  ständig ändert, da der Arbeitspunkt auf der Widerstandsgeraden hin und herläuft. Man erhält ein Ausgangssignal  $U_R$ , das im gleichen Takt wie der Lichtstrom schwankt.

Ohne äußere Spannung ist der Betrieb der Diode als Photodetektor genauso möglich (Photoelementbetrieb). Der Arbeitspunkt des Photoelements liegt im 4. Quadranten und hängt maßgeblich vom Lastwiderstand  $R$  ab. Ist  $R = 0$  (Kurzschlussfall), so läuft ein Kurzschlussstrom  $I_K$  (wie oben beschrieben). AP liegt auf der Ordinate. Im photovoltaischen Betrieb wirkt die Diode wie ein Generator, der Lichtenergie in elektrische Energie umwandelt. Schädlich auf den Wirkungsgrad eines Photoelements wirkt sich der Lastwiderstand aus (vgl. Müller, 1987, S. 54). Je größer dieser wird, desto weiter verschiebt sich der Arbeitspunkt nach rechts, und desto kleiner wird bei gleicher Beleuchtung der Photostrom. Abb. 61 verdeutlicht noch einmal die Ladungstrennung im Antidiffusionspotential und den im Außenkreis von der p- zur n-Klemme fließenden Strom. Über dem Außenwiderstand  $R$  fällt die Klemmspannung  $U_D$  der Diode ab. Je größer man  $R$  wählt, desto größer wird  $U_D$  bis man im Grenzfall für  $R$  gegen unendlich die Leerlaufspannung  $U_L$  erhält. Will man stromproportionale und somit der Beleuchtungsintensität proportionale Spannungen messen, muss man kleine Widerstände wählen, so dass der AP nicht weit von der Ordinate ‚wegrutscht‘. Kleine Widerstände liefern allerdings nur sehr kleine Ausgangssignale.

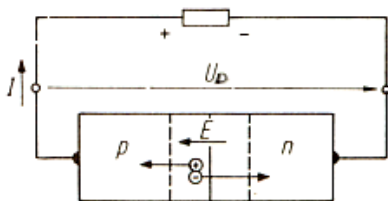


Abb. 61:

Trennung der erzeugten Ladungsträger in einem Photoelement (nach Müller, 1987)

Silizium-Dioden detektieren im Bereich von 300 nm bis 1700 nm, also vom nahen UV- über den visuellen bis zum IR-Bereich, mit Detektionsmaxima zwischen 800 nm und 950 nm (nahes Infrarot) und einer Quantenausbeute bis zu 90 % (vgl. Faust, 1991, S. 182, Schmidt, 1997, S. 167).<sup>18</sup>

Durch Integrieren einer zweiten Diode zur ersten, lässt sich ein bipolarer Phototransistor herstellen (vgl. Abb. 62). Er ist gleichzeitig Lichtdetektor und Verstärker. Der Photostrom kann auf diese Weise um das 100- bis 1000-fache verstärkt werden, wodurch die Empfindlichkeit erhöht wird. Phototransistoren arbeiten im Grunde wie Bipolartransistoren, üblicherweise in

<sup>18</sup> Mit sog. PIN-Dioden kann die Empfindlichkeit erhöht und die Grenzfrequenz (bis in den GHz-Bereich) erweitert werden. Zwischen p- und n-Teil wird dabei noch ein intrinsischer Kristall eingesetzt (vgl. Faust, 1991, S.182, Weyrich, 1986, S. 29, Schmidt, 1997, S. 167).

npn-Ausführung, mit einem Unterschied. Der Basisanschluss ist nicht herausgelegt (Abb. 62). Die Ansteuerung der Basis geschieht durch Licht. Durch Lichteinfall werden freie Ladungsträger im Transistor erzeugt. Die bestrahlte Fläche der Basis-Kollektor-Diode wird wesentlich größer, als die der Basis-Emitter-Diode (Abb. 62) gewählt, damit der primäre Effekt die Steuerung des Sperrstroms der Basis-Kollektor-Diode, durch das auftreffende Licht ist.

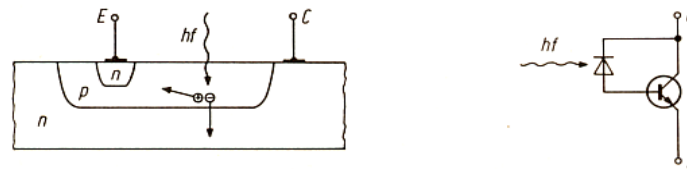


Abb. 62: Aufbau eines Phototransistors und Ersatzschaltbild eines Phototransistors

Quelle: Müller, 1987

Im rechten Teil von Abb. 62 ist das entsprechende Ersatzschaltbild für den Phototransistor aufgezeigt. Darin ist eine Photodiode der Basis-Kollektor-Strecke parallel geschaltet. In einem Transistor fließt nur dann ein Kollektorstrom  $I_C$ , wenn ein Basisstrom  $I_B$  fließt. Ohne Basis-Emitter-Strom sperrt der Transistor; der Widerstand ist dann unendlich groß. Bei Änderung des Basis-Emitter-Stroms wirkt der Transistor wie ein elektrisch gesteuerter Widerstand. Wird in der (Basis-Kollektor-)Diode nun durch Bestrahlung ein Strom erzeugt, so fließt ein Basisstrom. Der Transistor wird leitend. Der kleine Photostrom steuert somit den großen Kollektor-Emitterstrom. Am Ausgang erhält man ein zum Photostrom proportionales verstärktes Signal.<sup>19</sup>

Eine andere Überlegung (ohne Ersatzschaltbild aus Abb. 62) ist die: da der Basisanschluss nicht nach außen gelegt ist, ist der gesamte Basisstrom Null. Ändert sich der Sperrstrom in der Basis-Kollektor-Diode durch Lichteinfall, so muss die Änderung des Basis-Emitter-Stroms so groß sein, dass der in die Basis abfließende Strom gerade den Photostrom kompensiert. Das Verhältnis aus Basis-Emitter- und Kollektor-Emitter-Strom definiert wieder die Verstärkung des ‚steuernden‘ Photostroms.

Phototransistoren arbeiten langsamer als Photodioden (Anstiegs- und Abfallzeiten zwischen 5 und 10  $\mu\text{s}$ ) und weisen Abweichungen von einigen Prozent bei der Linearität auf (vgl. Klement, 1984, S. 48).

<sup>19</sup> Die Stromverstärkung entsteht durch die Aufteilung des Elektronenflusses in Kollektor und Basis. Die meisten Elektronen durchdringen die dünne p-Schicht aufgrund der Anziehung der positiven Kollektor-Emitter-Spannung. Nur ein Bruchteil fließt als Basisstrom ab. Das Verhältnis aus beiden definiert man als Verstärkung.

## 2 Didaktische Überlegungen zur Puls- und Blutdruckmessung

Im zurückliegenden Abschnitt 1 dieser Arbeit wurden die technischen und physikalischen Methoden und Arbeitsweisen von einigen Sensoren beschrieben, die zur Blutdruckmessung verwendet werden. Es werden nun Überlegungen angestellt, wie man den Schülern die Funktionsweise der Blutdruckmessung näher bringen kann. Die Physik, die zur Beschreibung der Phänomene, sowohl des Blutdrucks als auch der sensorischen Erfassung nötig ist, ist so umfassend, dass das Thema Blutdruck fast in jeder Jahrgangsstufe des Physikunterrichts unterrichtet werden kann. Ohne weiteres wäre es interessant den Physikunterricht mit dem Biologieunterricht zu kombinieren. Im Biologielehrplan ist in der 5. und 10. Jahrgangsstufe die Behandlung des Blutkreislaufs und des Herzens vorgesehen. So könnte in Zusammenarbeit mit dem Biologielehrer ein Lehrerteam gebildet werden, welches ein gemeinsames Unterrichtskonzept zum Thema Blutdruck oder Herz-Kreislauf-System z.B. für eine 10. Klasse erarbeitet. Eine solche Kooperation hat den Vorteil, dass die Schüler die Fächer nicht mehr als ‚Schubladen‘ ansehen, in denen Faktenwissen verstaut wird, die nach jeder Stunde geschlossen und nur für den jeweiligen Fachunterricht geöffnet werden. Vielmehr erkennen sie die Zusammenhänge zwischen den Fächern und lernen die Naturwissenschaft ‚als Ganzes‘ aus verschiedenen Blickwinkeln zu sehen und zu erfassen. Um die Phänomene in einen Bereich zu verstehen, müssen die verschiedenen ‚Schubladen‘ geöffnet bleiben und Wissen zwischen ihnen ausgetauscht werden.

Wenn es sich stundenplantechnisch einrichten lässt, wäre es denkbar Biologie- und Physikstunde hintereinander zu gestalten oder in gemeinsamer Regie abzuhalten. Dem Biologielehrer könnte dabei die Aufgabe zufallen, die Kreislauf- und Herzfunktionen sowie den Blutkreislauf (mit zugehörigem Druckverlauf vgl. Abb. 31) zu erklären. Hierbei wäre es ohne weiteres denkbar, dass der Physiklehrer den Druckabfall im Blutkreislauf mit dem Spannungsabfall im Stromkreis mit Serien- und Parallelschaltung von Adern (Strömungswiderständen) bzw. ohmschen Widerständen vergleicht, um so (wenn auch schwierig) Analogien zwischen den beiden Themenkomplexen aufzuzeigen. Des Weiteren diskutiert der Biologe mit den Schülern die Gefahren des Bluthoch- (Hypertonie) und Blutunterdrucks (Hypotonie), sowie deren Ursachen (Veranlagung, Übergewicht, falsche Ernährung, hoher Salzkonsum, Nikotin, Alkohol, zu wenig Bewegung, Nebenwirkungen der Anti-Baby-Pille, Schilddrüsenüberfunktion, seelische Faktoren,...). Symptome sind Kopfschmerzen, Rauschen im Ohr und Schlaflosigkeit bei Hypertonie und Hautblässe, kalte Glieder, Müdigkeit, Konzentrationsschwäche und Ohnmacht bei Hypotonie.

Abb. 63 zeigt charakteristische Blutdruck- und Pulswerte in Abhängigkeit von Lebensalter. Mit zunehmendem Alter geht die Elastizität der Arterien zurück, wodurch der Blutdruck (und die Pulswellengeschwindigkeit) ansteigen.

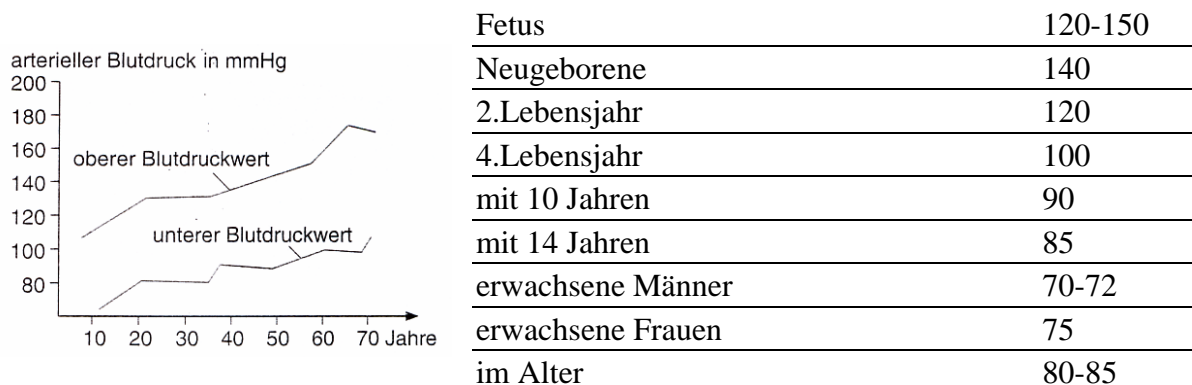


Abb. 63: Abhängigkeit des Blutdrucks und des Pulses vom Lebensalter (nach Bittmann et al., 2002)

Quelle: Müller, 2000

Diese Abbildungen können zur Vertiefung für alle im Folgenden beschriebenen Unterrichtsthemen herangezogen werden, da sie den Schülern einen Überblick über die typischen Blutparameter liefern. Weiterhin könnte zur Einführung in jedes der im Folgenden beschriebenen Einheiten, das Arbeitsblatt AB BD1 „Wie wird der Blutdruck gemessen?“ mit den Schülern bearbeitet werden. Es gibt einen kurzen Überblick über die Windkesselfunktion der Arterien und erklärt das Prinzip der Auskultation. Das Arbeitsblatt enthält einen Erklärtext, der mit Lücken versehen ist. Der Lückentext ist von den Schülern auszufüllen. Das Arbeitsblatt kann vom Lehrer z.B. als Folie auf den Overhead gelegt werden. Zunächst bespricht man mit den Schülern anhand der Bilder die Blutantriebsfunktion der Arterien und verdeckt den Rest (Quellen der Abb. in AB BD1: Bittmann et al., 2002, Müller und nach de Marees, 1981). Dabei geht man schon bewusst auf die relevanten Stichworte ein, die in die Leerstellen einzutragen sind. Die Schüler bekommen dann die Aufgabe mit Hilfe der bildlichen Information und den vorangegangenen Überlegungen, den Lückentext in Eigenregie auszufüllen (zuerst mit Bleistift). Dadurch erkennen und realisieren sie die für das Thema relevanten Schlagworte besser, als wenn sie bereits ausformuliert dastehen und wiederholen das Gesagte. Anschließend werden die Ergebnisse mit der Musterlösung auf der Folie verglichen. Es ist dabei z.B. wichtig, dass die Schüler das Wort ‚Schlagader‘ oder ‚Arterie‘ und nicht nur ‚Ader‘ schreiben. Hier soll deutlich werden, dass nur die Arterien über die Windkesselfunktion verfügen. Der zweite Teil des Arbeitsblattes beschäftigt sich mit der indirekten (auskultatorischen) Blutdruckmessung. Nun erarbeitet man zusammen mit den Schülern den Lückentext auf dem Overhead, indem man gleichzeitig die Graphik darunter interpretiert (Schülervorlage des AB

BD1 benutzen). Danach vertiefen die Schüler in Eigenregie den Inhalt aus dem Text, indem sie nun umgekehrt das Wissen bzw. die Information aus dem Text noch einmal auf die unbeschriftete Graphik anwenden. Somit bekommen sie zum inhaltlichen noch ein graphisches Verständnis für den Sachverhalt.

## 2.1 Einführung des Schweredruckes

In der 8. Jahrgangsstufe sieht der Lehrplan am Gymnasium in Bayern von 1992 in Kapitel 2.3 die Behandlung des Drucks in Flüssigkeiten und Gasen vor. Ein Punkt in diesem Kapitel beschäftigt sich mit dem Schweredruck und der Besprechung historischer Versuche. In diesem Zusammenhang bietet es sich an, den Schweredruck anhand der blutigen Blutdruckmessung von Referent Stephen Hales (vgl. 1.1.1) einzuführen. Man nimmt an, dass die Blutsäule zur Ruhe kommt, wenn die nach unten wirkende Gewichtskraft  $G$  der Blutsäule, der am unteren Ende der Röhre herrschenden Kraft durch den Blutdruck  $p$  gerade die Waage hält, die Kräfte oder Drücke also betragsmäßig gleich sind, mathematisch:  $F_{\text{Blutbahn}} = F_{\text{Blutsäule}}$ . Das Arbeitsblatt AB BD2 führt die Schüler schrittweise über die Gleichgewichtsbedingung zu einem Verständnis über den hydrostatischen Druck (Quelle der Abb. in AB BD2: Müller, 2000). Die Kinder überlegen zuerst mit ihrem Banknachbarn, warum die Blutsäule in 2,44 m Höhe zum stehen kommt und tragen ihre Überlegungen der Klasse vor. Der Lehrer lenkt sie dabei in die richtige Richtung. Das Kräftegleichgewicht ist den Schülern bereits aus Kapitel 2.1 des Lehrplans bekannt und wird in ähnlicher Weise wie in der Musterlösung von AB BD1 mit Kinderworten festgehalten. So könnte man auch schreiben: „Mit steigender Höhe nimmt die Gewichtskraft der Blutsäule immer mehr zu. An einem Punkt ist der Druck, der durch die Gewichtskraft der Blutsäule in der Tiefe  $h$  erzeugt wird, genauso groß wie der Blutdruck. Die Blutsäule kommt zur Ruhe. Die Kräfte, die beide aufeinander ausüben, heben sich auf.“ Bei der nächsten Aufgabe sollen die Schüler lernen den deutschen Satz in einen physikalischen Ausdruck zu packen. Sie kennen bereits den Zusammenhang  $p = F/A$  zwischen dem Druck in einer Flüssigkeit und der Kraft auf eine Grenzfläche aus den vorausgehenden Stunden und können somit den hydrostatischen Druck  $p = p(h)$  berechnen. Der zusätzliche gedankliche Schritt ist dabei, aus der Gleichgewichtsüberlegung heraus, den Schweredruck gleich dem Blutdruck zu setzen. Danach wird die Formel allgemein diskutiert. Es ist wichtig darauf hinzuweisen, dass der Schweredruck nur von der Tiefe  $h$  und nicht von der Fläche  $A$  abhängt. Anschließend wird mit den Zahlenwerten der Blutdruckwert des Pferdes berechnet und auf die Werte beim Menschen eingegangen. Die Werte sind relativ hoch. Man verdeutliche sich, dass der Blutdruck des Pferdes in der Lage ist, eine 2,44 m hoch Blutsäule zu tragen. Der



Druckwert entspricht dem hydrostatischen Druck, welcher in einer Wassertiefe von ca. 2,6 m herrscht. Dieser Vergleich hilft den Schülern ein Gefühl für die Größe des Blutdrucks zu bekommen. Sie erinnern sich an die Alltagserfahrungen beim Tauchen im Schwimmbad. In dieser Tiefe ist der Druck deutlich in den Ohren zu spüren. Mit Hilfe von Abb. 63 lernen die Schüler typische Blutdruckwerte des Menschen in Abhängigkeit vom Lebensalter kennen. Hierbei kann mit den Schülern auch das Umrechnen in verschiedene Einheiten geübt werden (vgl. Fußnote 1). Danach werden die Schüler angewiesen ihren eigenen Blutdruck (mit Blutdruckmessgeräten von zuhause oder aus der Schule) am Handgelenk auf Herzhöhe, mit gehobenem Arm und mit hängendem Arm zu messen. Aufgrund des Schweredrucks ergeben sich deutliche Unterschiede in den Messwerten (Vorsicht: nicht zu hoch bzw. zu tief halten, da sonst eine Fehlermeldung auftritt). Auf diese Weise verstehen sie, wieso in der Bedienungsanleitung der Blutdruckmessgeräte gefordert wird, die Messstelle auf Herzhöhe zu halten.

## **2.2 Versuche zur Elektrizitätslehre und Elektrotechnik**

### **2.2.1 Experimente mit Piezoelementen**

Zu Beginn der 8. Jahrgangsstufe bekommen die Schüler laut bayrischem Gymnasiallehrplan von 1992 durch Beobachtung von Versuchen Einblick in die elektrischen Phänomene, die dann in der 10. Jahrgangsstufe wieder aufgegriffen werden. Die 10. Jahrgangsstufe befasst sich fast ausschließlich mit Phänomenen in und um den Stromkreis, sowie mit den verschiedensten Bauelementen, die in den Stromkreis eingesetzt werden. Zu Beginn der 10. Jahrgangsstufe lernen die Schüler die zwei Ladungsarten, die Kräfte zwischen ihnen und allgemein den Ladungsbegriff kennen. Sie machen Erfahrungen mit einem einfachen Atommodell, aus einem positiv geladenen Kern und negativen Hüllenelektronen, sowie mit der Gitterstruktur eines Festkörpers. In diesem Zusammenhang wird auch das Phänomen der Influenz eingeführt. Um das Thema Elektrizität oder Influenz zu motivieren, bietet es sich an, Versuche mit piezoelektrischen Sensoren durchzuführen, die (neben anderen Einsatzgebieten) als Sensoren für Blutdruck- bzw. Pulsmessung eingeführt werden können, um somit den Schülern gleich ein interessantes Anwendungsgebiet aufzuzeigen. Mit diesem kleinen Bauteil lassen sich vielerlei anschauliche Versuche demonstrieren und selbst durchführen. Die Influenz durch äußeren Druck auf die Piezos wird den Schülern verständlich, durch die Verschiebung der positiven und negativen Atomrümpfe im Festkörpergitter gegeneinander, so dass die an den Stirnseiten befestigten Metallbeläge entgegengesetzt aufgeladen werden. So lernen sie einen Kondensator mit dem Piezokristall als Dielektrikum, das Piezoelement kennen. Ohne Kenntnis des Spannungsbegriffs verstehen sie, das Fließen eines Stromimpulses bei Druck auf die O-

berfläche des Piezos, wenn man die beiden Seiten verbindet. Der Stromimpuls kann auf dem Oszilloskop sichtbar gemacht werden, welches jedoch (für die Schüler verschwiegen) den stromproportionalen Spannungsimpuls wiedergibt. Die Schüler können sich das Zustandekommen des Stromflusses durch die Anziehung zwischen den beiden unterschiedlichen Ladungen selbst erklären, die sich über den Kurzschlussdraht ausgleichen können. Sie erkennen einen Entladevorgang am Kondensator, wobei von der Platte mit Elektronenüberschuss Elektronen zur Platte mit Elektronenmangel laufen. Mit dieser Sichtweise sind sie dem Begriff der elektrischen Spannung schon sehr nahe. Deshalb ist es denkbar das Piezoelement auch bei der Einführung des Spannungsbegriffs wieder zu verwenden und somit gleichzeitig zu wiederholen. Wie bereits erwähnt, haben sie ein Verständnis für die ‚Potentialdifferenz‘ zwischen den beiden Platten (bei Kraftereinwirkung), die zum Stromfluss führt, da sich die unterschiedlichen Ladungen anziehen. Es herrscht also sprichwörtlich eine ‚Spannung‘ zwischen den Platten. Dieses Phänomen definiert man jetzt als elektrische Spannung, die Ursache des elektrischen Stroms. Ähnliche Sätze wie: „Bei Druckeinwirkung auf das Piezoelement baut sich eine Spannung zwischen den beiden Platten auf, die sich durch Stromfluss/Ladungsfluss im Kurzschlussfall abbaut“, können zum Verständnis des Begriffs beitragen.

Im Folgenden werden nun einige Versuche vorgestellt, mit denen man eindrucksvoll die Herzaktivität mit Hilfe von Piezosensoren aufzeigen kann. Piezosensoren erhält man für ca. 30 Cent im Elektronikfachhandel. Die hier verwendeten Piezosensoren sind aus alten Computern ausgebaute ‚Tongeber/Lautsprecher‘ bzw. ‚Piepser‘. Der Sensor wird an ein Speicheroszilloskop angeschlossen. Leichte Berührung reicht aus, um einen deutlichen Ausschlag zu sehen. Aus rechtlichen Gründen ist es jedoch nicht erlaubt die Versuche von Schülern durchführen zu lassen, da der Hautkontakt ohne galvanische Trennung vom Oszilloskop erfolgt. Deshalb führt besser der Lehrer die Versuche vor. Denkbar wäre jedoch den Piezo mit Isolierband abzukleben (z.B. Tesafilm als durchsichtiges Isolierband), denn selbst durchgeführte Versuche prägen sich mehr ein und machen auch mehr Spaß.

Eindrucksvoll lässt sich der Puls messen. Er ist an verschiedenen Körperstellen ertastbar, an denen die Arterien dicht unter der Hautoberfläche verlaufen. Ausgezeichnete Stellen sind an der Halsschlagader und der Schläfe, den Kniekehlen und Armbeugen, an der Leiste, unter dem Knöchel, auf dem Fußrücken und an der Handwurzel zu finden. Die Schüler bekommen die Aufgabe den Puls mit den Fingern (nicht mit dem Daumen, der hat selber einen Puls) zu suchen und durch zählen der Pulsschläge, in 15 oder 30 Sekundenintervallen, die Herzschlagfrequenz pro Minute zu errechnen. Einmal wird in Ruhe und das andere Mal nach kurzer sportlicher Betätigung (10 Kniebeugen, Liegestütze) gemessen. Nun legen sie den Piezo auf

die pulsierende Stelle der Handwurzel oder den Daumen, bei dem es sehr gut funktioniert und befestigen ihn mit Tesafilm auf der Haut (Abb. 64). Durch die Pulswelle werden die elastischen Arterienwände ausgebuchtet, wodurch Druckschwankungen im Gewebe hervorgerufen werden, die sich zur Hautoberfläche hin ausbreiten und im Piezoelement zu Ladungsverschiebungen an der Oberfläche führen (vgl. 1.2.2). Diese werden vom Oszilloskop als Spannungsimpuls aufgezeichnet. Während der Messung muss die Hand ruhig gehalten werden, da sonst unerwünschte Störeffekte mitdetektiert werden.

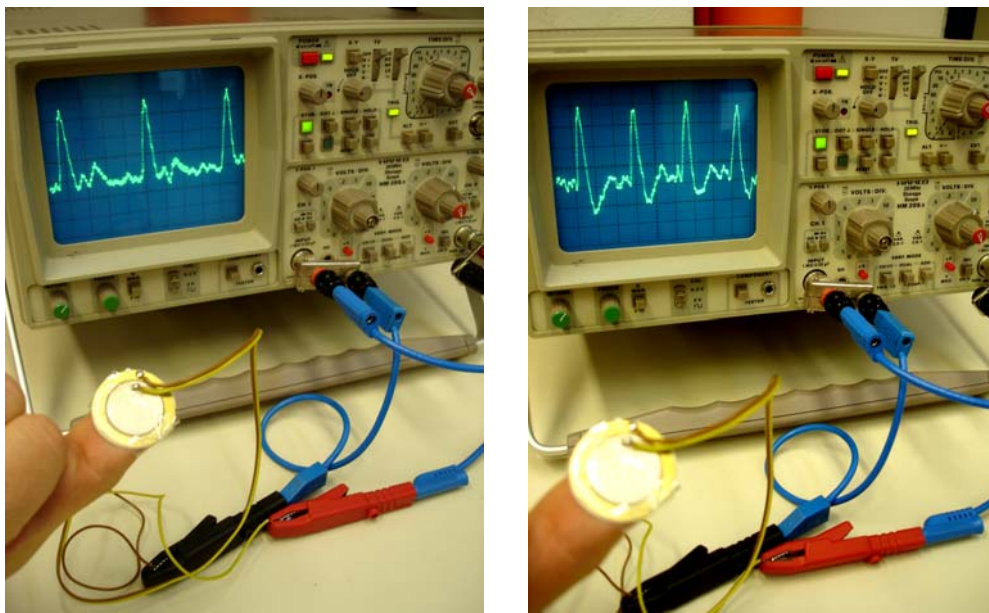


Abb. 64: Pulsmessung am Daumen mit Piezosensor. Links Ruhepuls, rechts nach 10 Kniebeugen

Anschließend lesen die Schüler die Abstände der Maxima am Oszilloskop ab und berechnen damit ihren Puls, wieder in Ruhe und nach Anstrengung und vergleichen die Werte mit den von Hand gemessenen. So können die Schüler beispielsweise in Fünfergruppen den Puls messen und gemeinsam lernen, den Graph am Oszilloskop zu interpretieren. Dazu ist eine vorherige Einstellung durch den Lehrer nötig. Die physikalischen Grundlagen des Oszilloskops werden erst später im Schuljahr behandelt. In die technische Bedienung werden die Schüler in der Regel im Physikunterricht nicht eingeführt. Im Versuch von Abb. 64 wird die Ruhepulsperiode mit der Zeitablenkung von  $0,2 \text{ s/div}$  zu  $4,4 \text{ div} * 0,2 \text{ s/div} = 0,88 \text{ s}$  bestimmt, also 68 Schläge pro Minute. Nach körperlicher Betätigung mit  $2,6 \text{ div}$  Maximumabstand errechnet man 115 Schläge pro Minute.

Ein weiteres Experiment ist den Herzschlag unmittelbar über dem Herzen zu erfassen. Dazu klebt man sich den Sensor auf die Brust über das Herz und erhält einen Verlauf, wie in Abb. 65 zu sehen. Die Bewegung des Brustkorbs beim Atmen wird ebenfalls mit aufgezeichnet.

Um störungsfreie Bilder zu erhalten atmet man weit aus und hält den Atem für die Messdauer an. Hält man die Luft nach dem Einatmen an, so ist der Brustkorb unruhiger als im ausgeatmeten Zustand. Es ist also besser im ausgeatmeten Zustand zu messen.

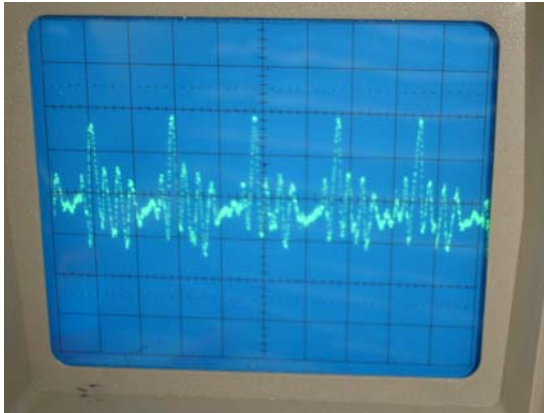


Abb. 65:

Herzschlag über der Brust aufgenommen. Die Luft wurde nach dem Ausatmen für die Dauer der Messung angehalten.

Sehr interessant ist es auch die Pulswellengeschwindigkeit zu detektieren. Sie beschreibt die Geschwindigkeit, mit der sich die Pulsdruckwelle durch die Adern ausbreitet. Sie hängt u.a. von der Elastizität der Adern und dem Verhältnis der Wandstärke zum Radius ab. Zur Messung klebt man sich zwei Piezosensoren an verschiedene pulsierende Körperstellen, vorzugsweise in die Armbeuge und an die Handwurzel (Tipp: genaue Pulsstelle vorher mit dem Finger ertasten). Die Signale der Sensoren gibt man auf die beiden y-Kanäle des Oszilloskops. Die Pulsdruckwelle passiert die beiden Sensoren zu verschiedenen Zeiten, die im 2-Kanalbetrieb auf dem Bildschirm abzulesen sind. Über die Laufstrecke lässt sich so die Pulswellengeschwindigkeit bestimmen. Abb. 66 zeigt das Detektionsbild der beiden Sensoren.

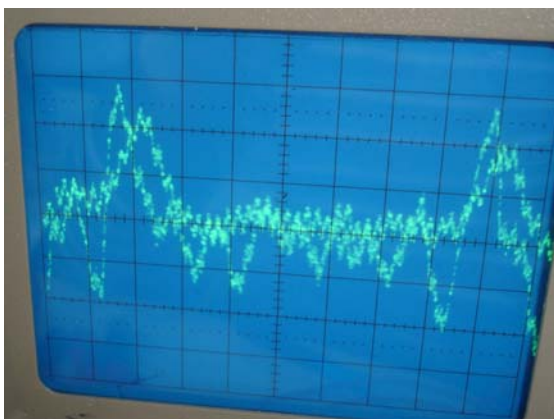


Abb. 66:

Im 2-Kanalbetrieb am Speicheroszilloskop lässt sich die Pulswellengeschwindigkeit anhand des Pulswellenabstands bestimmen.

Der Herzschlag konnte am zweiten Messort (Handgelenk) 0,04 s nach dem ersten (Armbeuge) aufgenommen werden (Maximumabstand 0,4 div bei einer Zeitablenkung von 0,1 s/div). Die Messorte lagen 26,5 cm auseinander. Damit berechnet sich die Pulswellengeschwindigkeit zu 6,6 m/s. Mehrmalige Messungen bestätigen die Werte, die im Bereich zwischen 6 und 8 m/s liegen. Dieser Versuch kann auch bei der Einführung des eindimensionalen Geschwindig-

keitsbegriffs in der 8. oder 11. Jahrgangsstufe eingesetzt werden. Aber auch das Phänomen der Wellen- oder Schallausbreitung lässt sich mit diesem Versuch verdeutlichen. Mit dem Teilchenmodell erklärt sich die hohe Ausbreitungsgeschwindigkeit dadurch, dass bei einer Welle nicht Materie (Blut), sondern nur Energie transportiert wird. Ein angestoßenes Blutteilchen überträgt seinen Impuls auf sein Nachbarpartikel, das wiederum seinen Nachbarn anstößt usw. Somit breitet sich die Impulswelle wegen der hohen Dichte und der Inkompressibilität der Flüssigkeit sehr schnell durch das Medium (die Arterie) aus, während die Materie (das Blut) im Mittel nur langsam strömt oder ruht. Die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes weist in der Aorta Spitzengeschwindigkeiten von 100 cm/s und Durchschnittswerte von 70 cm/s, in distaleren Arterien nur noch 30 cm/s auf (vgl. Elter, 2001, S. 29). Zu diesem Versuch ist es auf jeden Fall ratsam, auch das AB BD1 durchzusprechen (zumindest den oberen Teil), da darauf die bildlich dargestellte Pulswelle anschaulich zu verstehen ist. Weiter wäre es auch denkbar eine gedankliche Brücke zur Elektronendriftgeschwindigkeit im Stromkreis zu schließen, die nur einige  $\mu\text{m}$  pro Sekunde beträgt (vgl. Tipler, 2000, S. 749), während sich die Erregerwelle mit annähernd Lichtgeschwindigkeit durch den Leiter bewegt (Antwort auf die Schülerfrage, warum das Licht ‚gleichzeitig‘ mit dem Knopfdruck am Schalter angeht).

Befestigt man den Sensor beispielsweise auf dem Innenarm, so lässt sich durch Bewegung der Finger auch die Sehnenaktivität im Arm aufzeichnen. Piezosensoren eignen sich also gut, um auf einfache Weise die verschiedensten Parameter des Körpers aufzuzeigen.

Nach den ersten Selbstmessungen am eigenen Körper, kann man den Schülern jetzt zeigen, wie ein Blutdruck-/Pulsmesser auf die Druckänderungen reagiert. Mit dem Arbeitsblatt AB BD1 haben sie das Prinzip der auskultatorischen Methode kennen gelernt, deren Ablauf (jedoch wahrscheinlich nicht das Prinzip) ihnen allen vom Arztbesuch bekannt ist. Um ihnen die Funktionsweise von modernen Blutdruckmessgeräten für die Heimmedizin näher zu bringen, die hauptsächlich die oszillometrische Methode verwenden, lohnt es sich die Schüler mit folgendem Versuch auf das Phänomen der Druckschwankungen aufgrund der Pulswelle aufmerksam zu machen, die bei der oszillometrischen Methode detektiert werden. Man legt die Oberarmmanschette (die Handgelenkmanschette ist zu klein) um eine Kunststoffflasche und startet die Messung (Abb. 67). Die Manschette bläht sich auf. Danach beginnt der Druck zu fallen. Mit der Hand drückt man mit leichten rhythmischen Bewegungen auf die Flasche. Das muss ungefähr im Pulstakt (etwa einmal pro Sekunde) erfolgen und darf nicht zu stark sein, damit das Gerät keine Fehlermeldung anzeigt. Beginnt man mit dem Drücken auf die Flasche bei einer Druckanzeige von 160 mmHg und stoppt bei 80 mmHg, so werden in etwa diese Werte vom Blutdruckmessgerät ausgegeben.



Abb. 67:

Demonstrationsversuch zur oszillometrischen Blutdruckmessmethode. Die Schwingungen in der Manschette werden mit Hilfe einer Kunststoffflasche erzeugt.

### 2.2.2 Experimente zum elektrischen Widerstand

Auch später im Jahr kann man in der 10. Jahrgangsstufe noch einmal auf das Thema Blutdruck-/Pulsmessung zurückkommen. So werden zum Beispiel die Abhängigkeiten des elektrischen Widerstands unterrichtet und die Formel  $R = \rho \cdot l/A$  hergeleitet. Sehr einfach lässt sich die Abhängigkeit des Widerstands von der Länge  $l$  und dem Querschnitt  $A$  eines Leiters mit einem mit Salzwasser getränktem Gummiseil demonstrieren. Für den Versuch (Abb. 68) wurde ein Gummiseil, wie man es z.B. zum Befestigen einer Skikarte verwendet, eingesetzt. Man taucht es in konzentrierte Salzlösung und spannt es zwischen zwei Krokodilklemmen ein. Am Ohmmeter wird ein Widerstand angezeigt (Hier wäre auch ein Brückenschlag zur elektrolytischen Leitung möglich). Zieht man die Klemmen auseinander, wird das Seil gedehnt und der Widerstand steigt (Abb. 68).

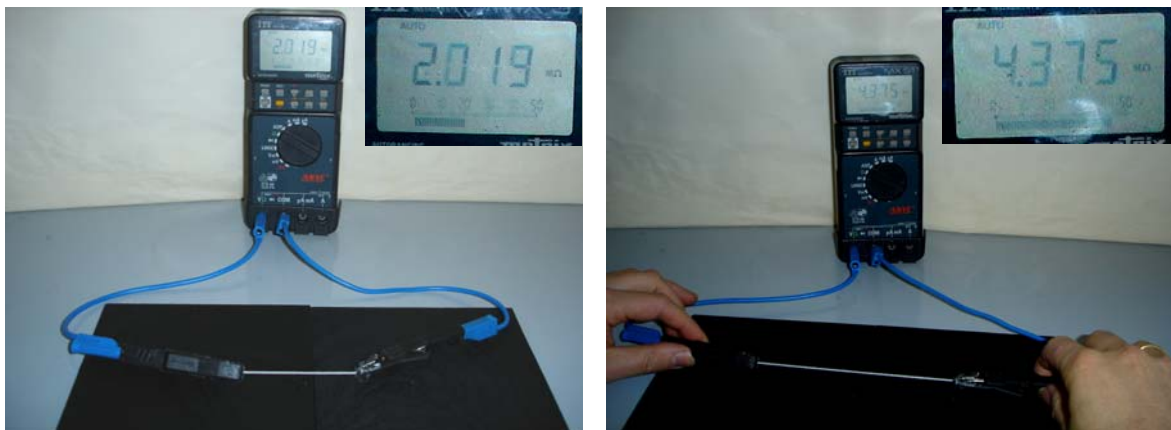


Abb. 68: Zieht man am mit Salzwasser getränktem Gummiseil, erhöht sich der Widerstand.

Der Versuch zeigt, dass der Widerstand entweder von der Länge  $l$  oder dem Querschnitt  $A$ , der bei Dehnung merklich abnimmt, oder von beiden Größen abhängt. Der Versuch eignet sich nur zur Motivation, die möglichen Abhängigkeiten zu erkennen, die dann durch andere Experimente bestätigt werden können. Durch das Vorwissen von den eventuellen Abhängigkeiten kann man die Experimente nun gezielt auf den zu untersuchenden Parameter auslegen. Es ist denkbar mit diesem Versuch mit den Schülern gemeinsam auf die typischen Schulversuche (siehe z.B. Hammer et al., Physik 10a S. 34) hinzuarbeiten, die die beiden Abhängigkeiten beweisen. Als technisches Anwendungsbeispiel bietet es sich an, die Schüler ein Modell eines Dehnungsmessstreifens (DMS) nach Abb. 69 bauen zu lassen, der die gleiche mäanderförmige Struktur wie der DMS in Abb. 38 aufweist.

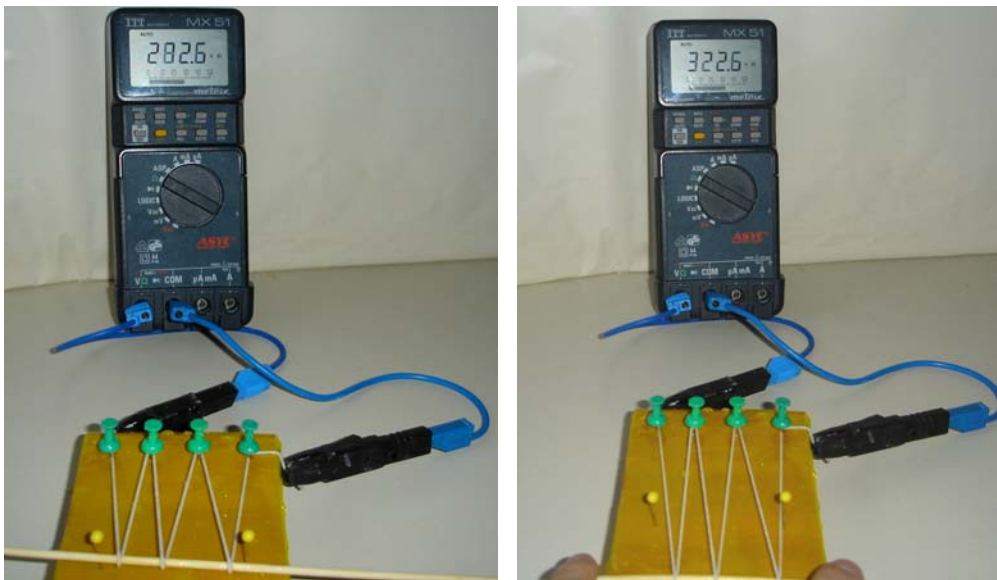


Abb. 69: Modell eines Dehnungsmessstreifens aus einem mit Salzwasser getränkten Gummiseil. Zieht man am Seil, steigt der Widerstand des Dehnungsmessstreifens.

Der Versuchsaufbau sieht folgendermaßen aus. Auf ein Stück Weichholz oder Kork wird eine selbstklebende wasserundurchlässige Folie geklebt. Das Gummiseil wird dann mäanderförmig auf die Folie gelegt, die Enden mit Reishägeln oder Pinwandnadeln befestigt und mit Krokodilklemmen an ein Ohmmeter geschlossen. Die Umkehrpunkte des Seils auf der einen Seite, werden um die Reishägeln bzw. Pinwandnadeln gelegt (fester Punkt). Die Umkehrpunkte auf der anderen Seite dienen als Schlaufe für ein Holzstäbchen, das man durch die Schlaufen durchzieht, um die Länge variieren zu können. Für die Messung übergießt man den DMS mit Salzwasser, so dass der gesamte Gummi nass wird. Die Folie verhindert, dass sich das Holz oder der Kork voll saugt und selbst leidend wird bzw. leitende Salzwasserwege auf dem Brett entstehen. Deshalb sollte man auch das Brett gut abtropfen lassen. Drückt man die Pinwand-

nadeln nicht vollständig in das Brett, so kann man das Seil in der Luft hängen lassen, so dass keine Leitung zwischen zwei Seilstücken über das nasse Brett entstehen kann. Zieht man das Holzstäbchen nun langsam an, so dehnt sich das Seil und der Widerstand steigt. Fährt man in die Ausgangsstellung zurück, sinkt der Widerstand wieder. So kann man sehr schön das Prinzip eines DMS verdeutlichen. Um den Schülern noch ein Anwendungsgebiet des DMS vorzuführen, kann man die invasive Blutdruckmessung vorstellen, bei der die Dehnungsmessstreifen sowohl bei der intravaskulären Methode auf der Katheterspitze, als auch bei der extravaskulären Methode in Vollbrückenschaltung eingesetzt werden (vgl. 1.1.1 und 1.2.1). Zu diesem Zeitpunkt betrachtet man die Brückenschaltung noch als Black-Box-Auswertungssystem und erklärt die Funktionen nur qualitativ. Später können in der 10. Jahrgangsstufe jedoch Brückenschaltungen besprochen werden. Hier kann man noch ein Mal auf diese Art der Blutdruckmessung zurückgreifen und über die Spannungsteilerregel z.B. an der Wheatstone-Brücke die Abhängigkeiten von 1.2.1 besprechen. Mit Hilfe des Hookeschen Gesetzes wird den Schülern dann der gesamte Zusammenhang zwischen Kraft, Auslenkung und Brückenspannung klar. Um den Zusammenhang zwischen Brückenspannung und Auslenkung zu zeigen, geht man jedoch nur auf den Gleichstromfall ein, wobei sich das Vorzeichen mit der Beanspruchungsrichtung ändert. Die Vorzüge der Parallelstruktur in Brückenschaltung, wie Linearisierung, Erhöhung der Empfindlichkeit und Kompensation von Temperatureinflüssen können evtl. noch zusätzlich im mathematisch-naturwissenschaftlichen Gymnasium (MNG) diskutiert werden (vgl. 1.2.1). Das MNG sieht am Ende der 10. Jahrgangsstufe noch ein Addita vor. Auch im Kapitel 5.3 „Steuern und Regeln mit Elementen der Mikro-mechanik“ des bayrischen Lehrplans von 1992 könnte man die Parallelstruktur unterrichten.

### **2.2.3 Experiment zu kapazitiven Sensoren**

Zu Beginn der 10. Jahrgangsstufe machen die Schüler erste Bekanntschaft mit Plattenkondensatoren. Allerdings wird der Kondensator nur benutzt, um den Ladungsbegriff bzw. eine Modellvorstellung vom elektrischen Strom zu schaffen. Auf den Begriff der Kapazität und seine Abhängigkeiten wird nicht eingegangen. In der 12. Jahrgangsstufe wird jedoch die Kapazitätsformel, mit ihren Abhängigkeiten von der Plattenfläche und dem Plattenabstand quantitativ hergeleitet. Um die Neugier der Schüler für das Thema Kondensatoren oder Kapazität zu wecken, bietet es sich an, ein Anwendungsbeispiel aus der Medizin bzw. dem Alltag, wie z.B. ein Blutdruckmessgerät genauer zu untersuchen. Wie in Kap. I schon von WODZINSKY zitiert, sind Schüler sehr daran interessiert, ein Gerät zu zerlegen oder es zusammenzubauen. Eine Möglichkeit ist, die Schüler ein Blutdruckmessgerät zerlegen zu lassen, um herauszufinden



wie es misst. In Abb. 70 ist ein Blutdruckmessautomat vom Typ visomat OZ2 abgebildet, das nach dem oszillometrischen Messverfahren arbeitet. Seine Hülle wurde entfernt und der Drucksensor freigelegt. Der Sensor ist ein Kondensator (Abb. 71). Er besteht aus zwei Metallplatten, die in ca. 1 mm Entfernung voneinander angebracht sind. Auf die untere Platte wird der Druckschlauch von der Manschette geführt. Die Druckschwankungen von der Manschette verbiegen die Platte und verändern somit die Kapazität. Das veränderte Kapazitätssignal wird in einem Prozessor ausgewertet.<sup>20</sup> Die Gesamtheit der Messwerte wird nach Beendigung der Messung in die entsprechenden Blutdruckwerte umgerechnet, die auf dem Display angezeigt werden.

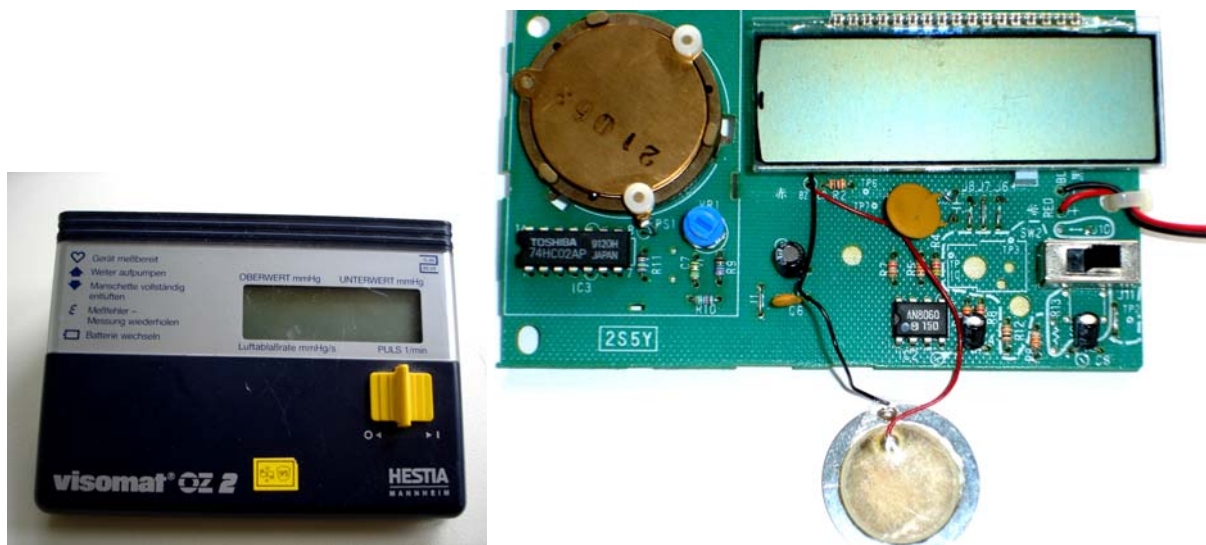


Abb. 70: Blutdruckmessgerät visomat OZ2 (links) mit geöffneter Verkleidung (rechts). Links oben befindet sich der kapazitive Sensor, dessen Signal im darunter liegenden Prozessor ausgewertet wird. Als Tongeber bzw. Piepser wird ein Piezoelement (unten im Bild) verwendet (vgl. 2.2.1).

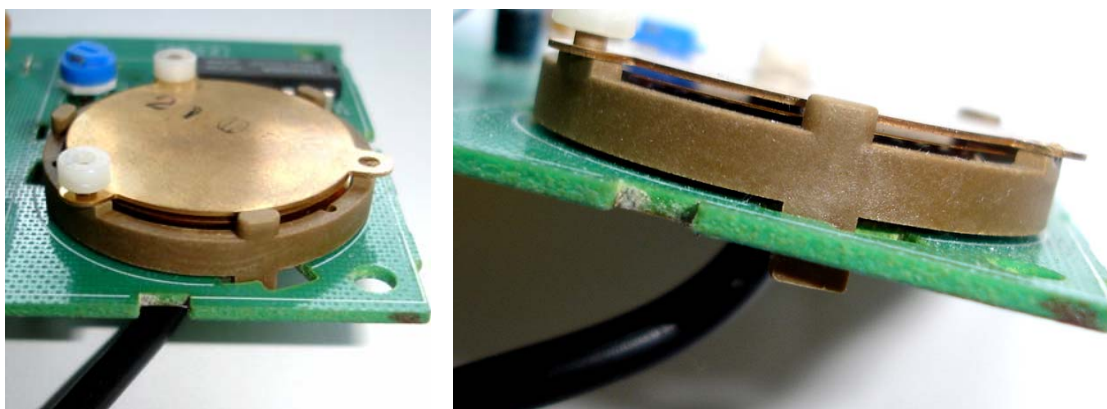


Abb. 71: Detailansicht des Drucksensors aus Abb. 70. Der Schlauch überträgt die Druckschwankungen aus der Manschette auf die untere Platte des Kondensators und verbiegt sie minimal. Das führt zu einer Kapazitätsänderung, die Rückschlüsse auf den Blutdruck zulässt.

<sup>20</sup> An dieser Stelle sei der Firma UEBE (Wertheim) für die freundliche Beratung und Information gedankt.

Wenn die Schüler das Gerät zerlegt haben, können sie sich überlegen, wie der Sensor funktioniert. Anhand des Druckschlauchs, der direkt auf die untere Platte geführt wird, können sie selbst darauf kommen, dass das Sensorsignal vom Abstand der beiden Platten zueinander abhängt. In der 12. Jahrgangsstufe wäre dieses Vorgehen denkbar, um eine Vorstellung für die Kapazität zu entwickeln, die vom Abstand der Platten abhängt. Anschließend kann man dann schön zu den Experimenten zur Bestimmung der Kapazitätsformel überleiten (z.B. wie in Hammer et al., Physik 12, S. 25 ff). In der 10. Jahrgangsstufe wird es reichen, ihnen das Prinzip des Sensors zu vermitteln, dass also durch Änderung des Plattenabstands Ladungen auf den Kondensator bzw. vom ihm runter ‚geschoben‘ werden, die als Strom nachgewiesen werden können, woraus der Prozessor dann die Blutdruckwerte berechnet.

### 2.2.4 Experimente zur Induktion

Ein weiterer Punkt im Lehrplan der 10. Jahrgangsstufe ist die Magnetisierung von Eisen und die Induktion. Dabei werden nur Situationen betrachtet, bei denen die Magnetfelderzeugung und die Induktionswirkung in verschiedenen Bauteilen stattfinden. Das Phänomen der Selbstinduktion in einer einzigen Spule, welches bei den Differenzspulensensoren verwendet wird, wird nicht in der 10. Jahrgangsstufe besprochen, sondern erst in der 12. Jahrgangsstufe. In der 10. Jahrgangsstufe erfahren die Schüler aber auch bereits bei der Hinführung zum Transformator qualitativ, dass die Induktionsspannung in der Induktionsspule von der Stromänderung in der Feldspule abhängt, die ein sich änderndes Magnetfeld erzeugt. Die Selbstinduktionseffekte in der Feldspule werden nicht angesprochen. Dennoch wäre es denkbar, bei Behandlung des Transformators den Differentialtransformator zu behandeln. In der 12. Jahrgangsstufe werden die Induktion und die Selbstinduktion quantitativ behandelt. Bei der Selbstinduktion wird hauptsächlich auf den Effekt der zeitlichen Stromänderung zur Erzeugung einer Selbstinduktionsspannung mit Versuchen eingegangen, die die Induktionsspannungen beim Ein- und Ausschalten an Spulen zeigen (z.B. Aufleuchten von Glühlampen, vgl. Hammer et al., Physik 12, S. 105 - 106). Das Induktionsgesetz  $U_{\text{ind}} = -N \frac{d\phi}{dt}$  wird dann nur zu  $U_{\text{ind}} = -L \frac{dI}{dt}$  umgestellt und die Konstanten zu  $L$  zusammengefasst. Es lohnt sich aber noch näher auf die Wirkung der Konstante  $L$  auf die Induktionsspannung einzugehen, da sie bei in der induktiven Sensorik die Hauptrolle spielt. Hierzu eignen sich die folgenden Versuche. Dass sich die Induktivität einer Spule durch Einbringen eines Ferritkerns ändert, kann man mit dem Versuch aus Abb. 72 zeigen. Dazu wurden hier zwei Spulen mit 800 Windungen bei einigen Volt Wechselspannung in Serie geschaltet (rote Kabel), die sich zu einer Spule mit 1600 Windungen addieren, mit einem Eisenkern durchfahren. Man kann natürlich auch nur eine Spule

nehmen, will man aber zum Differenzspulensensor übergehen, ist der Schritt von zwei Spulen zur Brückenschaltung nicht mehr all zu groß. Um den Eisenkern von außen bewegen zu können, nimmt man am besten Eisennägel ohne Köpfe oder sägt diese ab, so dass man einen Kern einheitlicher Länge (z.B. 8 cm) erhält. Die Nägel befestigt man (z.B. mit Klebestreifen) nebeneinander auf dem Umfang eines Holzstabs (vgl. Abb. 72 Vordergrund). Man markiert sich eine Stelle auf dem Stab, durchfährt die Spule und bestimmt den Ort des Stabes mit Hilfe eines Lineals. Zu jedem Ort notiert man sich den Spannungswert, den man am Voltmeter über der Spule abgreift (blaue Kabel). In Abhängigkeit vom Ort erhält man den rechts in Abb. 65 zu sehenden Spannungsverlauf. Wie in 1.2.4 bereits erwähnt ist dieser Spannungsverlauf stark nichtlinear.

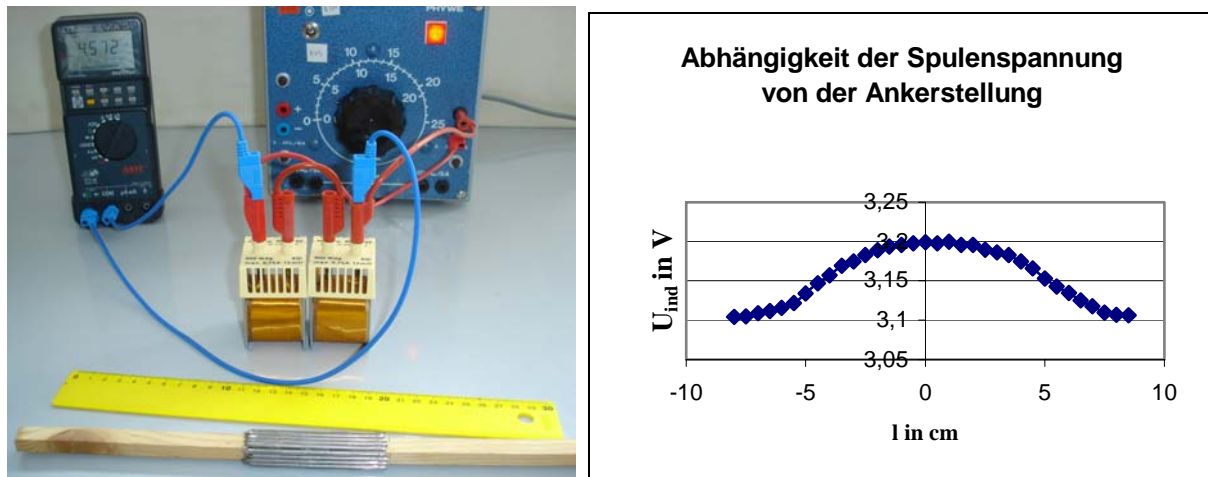


Abb. 72: Versuch zur Induktivität in Abhängigkeit von der Ankerstellung. Der Kern besteht aus Eisennägeln, die auf dem Umfang eines Holzstabs (Stößel) befestigt sind.

Die Schüler könnten diese Kennlinie zum Beispiel im experimentellen Praktikum des Leistungskurses aufnehmen. Im Grundkurs führt der Lehrer die Versuche vor, versucht die Schüler aber so weit wie möglich am Experiment zu beteiligen. Am Verlauf erkennen sie das Problem der Nichtlinearität, und dass diese Anordnung somit schlecht für sensorische Erfassung geeignet ist. Der Lehrer muss vorher bei den Schülern ein Verständnis für die Notwendigkeit oder den Vorteil der Linearität bzw. der direkten Abhängigkeit zwischen der zu messenden und der gemessenen Signalgröße in der Sensorik eingehen. Im lehrergeleiteten Unterricht erfahren die Schüler nun die Vorzüge der Parallelstruktur. Die mathematischen Voraussetzungen reichen aus, um das Prinzip am Rechenbeispiel aus 1.2.1 zu veranschaulichen. Als Anwendungsbeispiel der Parallelstruktur wird der Differenzspulensensor am Beispiel der invasiven Blutdruckmessung mit einer Halbbrückenschaltung am Schaltbild nach Abb. 51 be-

sprochen und aufgebaut. Die Spannungsteilerregel und die Wheatstone-Brücke sind aus der 10. Jahrgangsstufe bekannt. Will man den Sensor erklären, sollte man jedoch zu Beginn der 12. Jahrgangsstufe, wenn die Grundbegriffe der Elektrizitätslehre, wie die Schaltung von Widerständen, wiederholt werden, auch die Spannungsteilerregel und einfache Brückenschaltungen erneut besprechen, um sie den Schülern wieder ins Gedächtnis zu rufen. Die lineare Abhängigkeit zwischen Brückenspannung und Wegänderung wird gemeinsam mit dem Lehrer rechnerisch nachgewiesen (vgl. 1.2.4). Danach wird die Schaltung aufgebaut und die Kennlinie der Brückenspannung in Abhängigkeit von der Ankerstellung aufgenommen. In Abb. 73 ist der Versuchsaufbau fotografiert und daneben die Kennlinie des Differenzspulensensors aufgetragen.

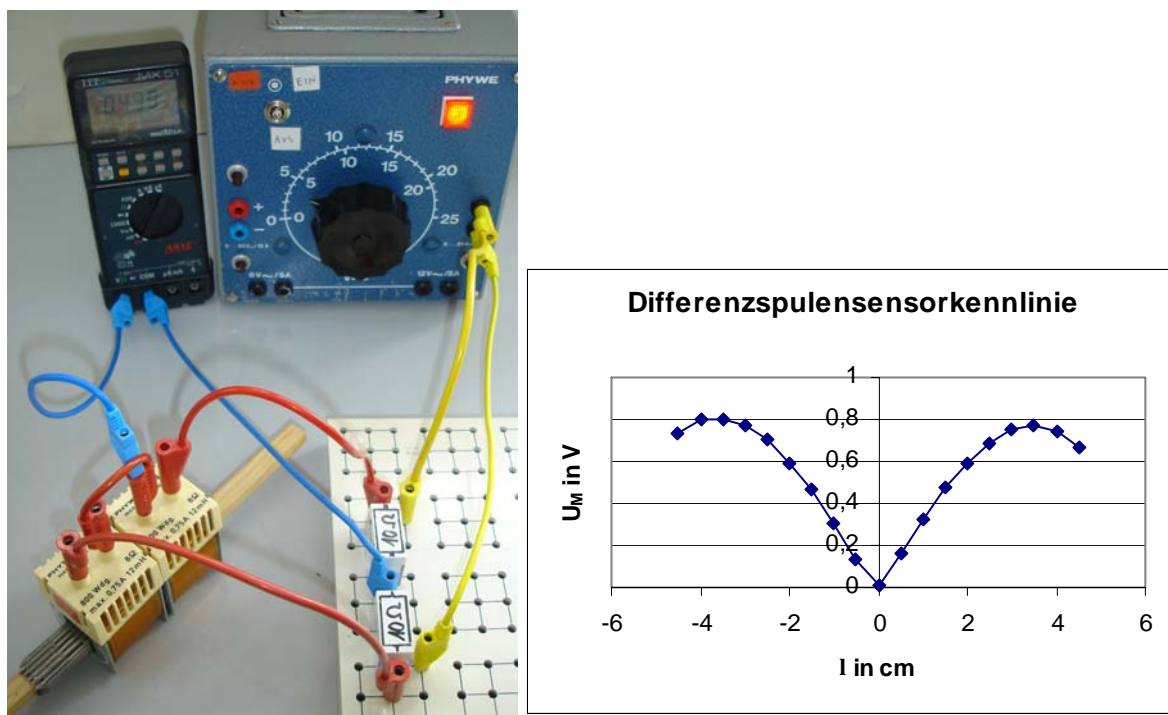


Abb. 73: Versuchsaufbau zum Differenzspulensensor und Kennlinienverlauf  $U_M(I)$

Der Versuch wurde bei niedriger Wechselspannung (einige Volt) durchgeführt. In die Brücke waren zwei Induktivitäten mit 800 Windungen (Länge 4 cm,  $8 \Omega$ ) und zwei Widerstände mit je  $10 \Omega$  eingebaut. Die Brückenspannung (blaue Kabel) wurde beim Durchlaufen des Kerns durch die Spulen mit einem Digitalvoltmeter erfasst, woraus sich die Kennlinie (Abb. 73 rechts) ergab.<sup>21</sup> Wie erwartet ergibt sich eine lineare Abhängigkeit der Brückenspannung von der Auslenkung in einem weiten Bereich um die Mittelstellung. In Mittelstellung des Kerns zwischen den Spulen ist die Brückenspannung Null. Da die Wechselspannungsmessgeräte nur

<sup>21</sup> Im Lehrerversuch eignet sich das Drehspulinstrument, da es die Schüler besser sehen können. Für Selbstmessungen sind Digitalvoltmeter genauer.

Effektivwerte ausgeben, ist der Betrag der Brückenspannung zu sehen. Um die Richtung der Auslenkung am Vorzeichen ablesen zu können, muss das Signal noch phasenselektiv gleichgerichtet werden. Den Schülern kann der phasenselektive Gleichrichter als Blackbox vorgestellt werden, die das Phasensignal in ein Vorzeichen umwandelt. Das Lernziel dieses Versuches ist es also eine technische Linearisierungsmethode (Parallelstruktur) bei der Messwertaufnahme an einem Anwendungsbeispiel kennen zu lernen. Das im Lehrplan vorgesehene Prinzip der Selbstinduktion und Induktivität hat somit eine weitere Anwendung gefunden.

Als Weiterführung ist es denkbar, auch noch den Differentialtransformator zu behandeln. Durch die entgegengesetzte Schaltung der Sekundärspulen ergibt sich die für die Parallelstruktur nötige Differenzbildung von selbst. Die Brücke entfällt. Im Leistungskurs könnte man sich für das folgende Vorgehen entscheiden. Die Schaltung wird den Schülern nicht direkt vorgestellt. Ihnen ist durch das Rechenbeispiel zur Parallelstruktur bewusst, dass zur Linearisierung des Sensorausgangssignals eine Differenzbildung zwischen zwei gegensinnig wirkenden Sensoren notwendig ist. Dieses Wissen sollen sie nun anwenden, um auf die Schaltung des Differentialtransformators zu kommen. Der Lehrer muss dabei gegebenenfalls einige Tipps geben oder den Namen des Sensors verraten, um sie in die richtige Richtung zu lenken. Er kann ihnen evtl. mitteilen, dass zur Differenzbildung nur noch zwei Spulen nötig sind bzw. dass keine Brücke mehr notwendig ist und dass noch eine weitere Spule zum Betrieb gebraucht wird. Die Schüler müssen auf die induktive Kopplung zwischen Feldspule und den Induktionsspulen kommen, wobei ihnen der Hinweis ‚Differentialtransformator‘ helfen kann. Den Subtraktionseffekt, der durch entgegengesetzte Reihenschaltung der Spulen erreicht wird, könnte man sich mit einem Analogieexperiment mit Hilfe von zwei Batterien überlegen. Hält man zwei Batterien mit gleicher Klemmspannung (vorher prüfen) an zwei gleichen Polen aneinander und schließt die anderen zwei Pole kurz, so subtrahieren sich die Spannungen zu Null. Dieser Fall entspricht der symmetrischen Kernsstellung. Ist eine der beiden Batterien schwächer als die andere, so lässt sich eine Differenzspannung messen, wie im Fall der Auslenkung des Kerns aus der Mittellage. Mit diesen Überlegungen sollten die Zwölftklässer im Leistungskurs die Schaltung entwerfen können. Abb. 74 zeigt den entsprechenden Versuchsaufbau in Anlehnung an die Schaltskizze in Abb. 53 und den zu erwartenden linearen Kennlinienverlauf (Betrag) um die Kernmittelstellung. Die Sekundärspulen (800 Windungen) sind hier allerdings nicht auf einen gemeinsamen Spulenkörper mit der Primärspule wie in Abb. 53 gewickelt, sondern links und rechts von der Primärspule (400 Windungen) aufgestellt und durch das blaue Kabel gegensätzlich in Reihe geschaltet. Die Differenzspannung wird

über die roten Kabel abgegriffen. Die Speisewechselspannung (grüne Kabel) betrug wieder einige Volt.

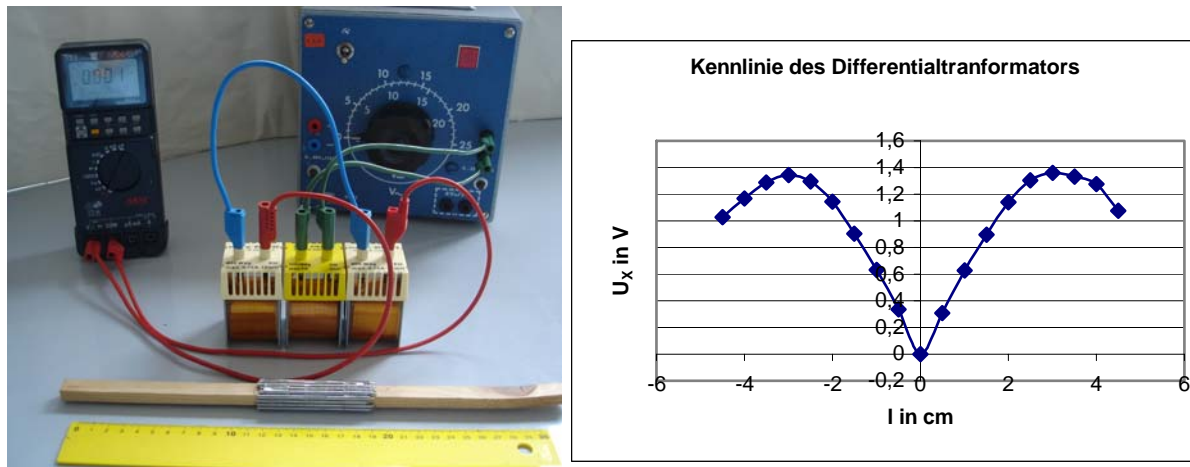


Abb. 74: Versuchsaufbau zum Differentialtransformator und Kennlinienverlauf. Zur Messung wird der Kern durch die Spulen geschoben und der Ort am Lineal abgelesen.

Man könnte das Thema der induktiven Sensorik und der Parallelstruktur bei der invasiven Blutdruckmessung aber auch als Referat vergeben, dass dann von einem oder zwei Schülern vor der Klasse vorgestellt wird. Dazu nehmen die Schüler die drei Kennlinien auf, führen die Schaltungsvorteile der Parallelstruktur auf und erklären die Unterschiede zwischen den beiden Sensoren.

Transformatoren gehören ebenfalls zum Stoff der 10. Jahrgangsstufe. Als Sensor für berührungsfreie Längenmessung zeigt er den Schülern ein weiteres Einsatzgebiet der Transformatoren auf. Das wechselnde Magnetfeld der Primärspule erzeugt je nach Wicklungsverhältnis zu den Sekundärspulen eine andere Sekundärspannung. Diesen Effekt kennen sie vom herkömmlichen Trafo. Ebenso lernen die Schüler, dass die Induktionsspannung mit zunehmendem Eisenschluss wächst (siehe z.B. Hammer et al., Physik 10a, S. 104, Versuchsreihe 4). An diese Überlegung lässt sich der Differentialtransformator anknüpfen. Je mehr der Kern auf der einen Seite eintaucht, desto größer ist die induzierte Spannung. In der zweiten Spule nimmt die Induktion ab. Der Effekt der entgegengesetzten Schaltung kann wieder mit dem Batteriemodell erklärt werden.

## 2.2.5 Versuche mit Photodektoren

Das mathematisch-naturwissenschaftliche Gymnasium (MNG) bietet in den Addita der 10. Jahrgangsstufe u.a. eine Einführung in die Halbleiterphysik an. Die Schüler sollen einen Einblick in die Welt der Elektronik bekommen und selbst experimentieren. Aber auch am Nicht-MNG ist es sinnvoll, den Schülern einen kurzen Überblick über die Halbleitertechnologie zu

verschaffen. Der bayrische Lehrplan von 1992 für das MNG schreibt vor auf die Einflüsse der Temperatur (siehe Kap. IV 1.1 und 1.2) und der Beleuchtung, auf die Eigenleitung von Halbleitern (HL), auf die Störstellenleitung von dotierten HL und auf pn-Übergangseffekte einzugehen. Des Weiteren ist vorgesehen, Bauteile, wie Photodioden, Photoelemente und Transistoren zu behandeln. Im Rahmen dieses Additums bietet es sich an, einzelne Unterrichtseinheiten in Bezug auf die Fotoplethysmographie (vgl. 1.3) auszurichten. Zur Motivation zum Thema Halbleitersensoren kann man deshalb mit den Schülern das Arbeitsblatt AB BD3 bearbeiten. Es stellt die Frage: „Puls- und Blutdruckmessung mit Licht?“ und beschreibt die fotoplethysmographische Puls- und Blutdruckmessung. Der Erklärtext ist wieder als Lückentext formuliert, in den die Schüler die relevanten Begriffe eintragen. Der Lehrer erarbeitet diese mit ihnen anhand des Arbeitsblatts am Overhead.

Das AB BD3 benennt schon die drei wichtigen Photodetektoren. Damit werden die drei neuen Begriffe gleich mit einem sinnvollen Anwendungsbezug verbunden. Bei der späteren Erklärung ihres Funktionsprinzips verankert sich das Wissen dadurch besser im Gehirn.

Zusätzlich bekommen sie auf dem AB die Hausaufgabe gestellt, zuhause zu versuchen, mit Taschenlampenlicht den Pulsschlag im Finger zu erkennen. Dazu deckt man im dunklen Raum mit einem Finger das Taschenlampenlicht ab. In Ruhe kann man Helligkeitsschwankungen wahrnehmen, die vom Puls bestimmt werden. Dadurch werden die Schüler angeregt, in der Freizeit (z.B. kurz vor dem Schlafengehen im dunklen Zimmer) noch einmal über die gelernten Zusammenhänge nachzudenken, was ebenfalls zur Verfestigung des Erlernten beiträgt.

Hat man in der gleichen Klasse am Anfang des Jahres bei der Einführung in die Influenzphänomene oder die Spannung schon das AB BD 1 besprochen, so wirkt der untere Teil von AB BD3 als Wiederholung und zeigt den Schülern noch eine weitere Methode zur Blutdruckmessung auf.

Grundsätzlich muss man, um bei den Schülern ein Verständnis für die Elektronen-, Löcher- oder Störstellenleitung zu erreichen, in der Schule nicht so weit gehen, das Bändermodell zu erklären. Das Themengebiet der Halbleitertechnologie überhäuft die Schüler mit sehr vielen neuen Begriffen, so dass man sich auch auf ein Halbleitermodell beschränken kann, in dem auf die Anschauung im Bändermodell verzichtet wird. Recht anschaulich stellen DEGER ET AL. (2001, S. 219 ff) die Halbleiterphysik auf Schulniveau vor. Am Beispiel eines Siliziumkristalls, den man durch eine Gitterstruktur beschreibt, in dem jedes Atom über seine vier Valenzelektronen (aus der Chemie bekannt) vier Bindungen zu seinen Nachbarn eingeht, erschafft man ein Bild des Gitteraufbaus. Durch Energiezufuhr kann man Elektronen aus den

Bindungen befreien und so die Elektronen und entstandenen Löcher durch eine äußere Spannung abtransportieren. Das funktioniert ab bestimmten Energiewerten, die durch Temperaturerhöhung oder geeigneten Lichteinfall erreicht werden. An Hand des intrinsischen Photoleiters (vgl. 1.3) kann man die Elektronen- und Lochleitung, also die Eigenleitung aufgrund von Beleuchtung erklären. Ebenso kann man den Einbau von Akzeptoren und Donatoren in das Kristallgitter erklären, die zusätzliche Löcher bzw. Elektronen in den Halbleiter bringen und somit den Widerstand verringern. Am Beispiel des extrinsischen Photoleiters lässt sich somit sehr schön zur Störstellenleitung bei dotierten Halbleitern überleiten. Der Vorteil, der Erklärung der Eigen- und Störstellenleitung mit Hilfe der Photoleiter liegt in dem Anwendungsbezug, den die Schüler aufgrund der Vorarbeit über die Puls- und Blutdruckmessung sehen.

Im Folgenden wird ein Versuch zur optischen Pulsmessung vorgeführt, mit dem die Schüler selbst ihren Puls messen können (nach einer Idee von Bittmann et al., 2002, S. 24). Mit diesem Versuch wird den Schülern der Aufbau eines Ohr- oder Fingerpulsmessers direkt ersichtlich. Abb. 75 zeigt den Aufbau und die Schaltung des Pulsmessers, sowie den aufgenommenen Intensitätsverlauf.

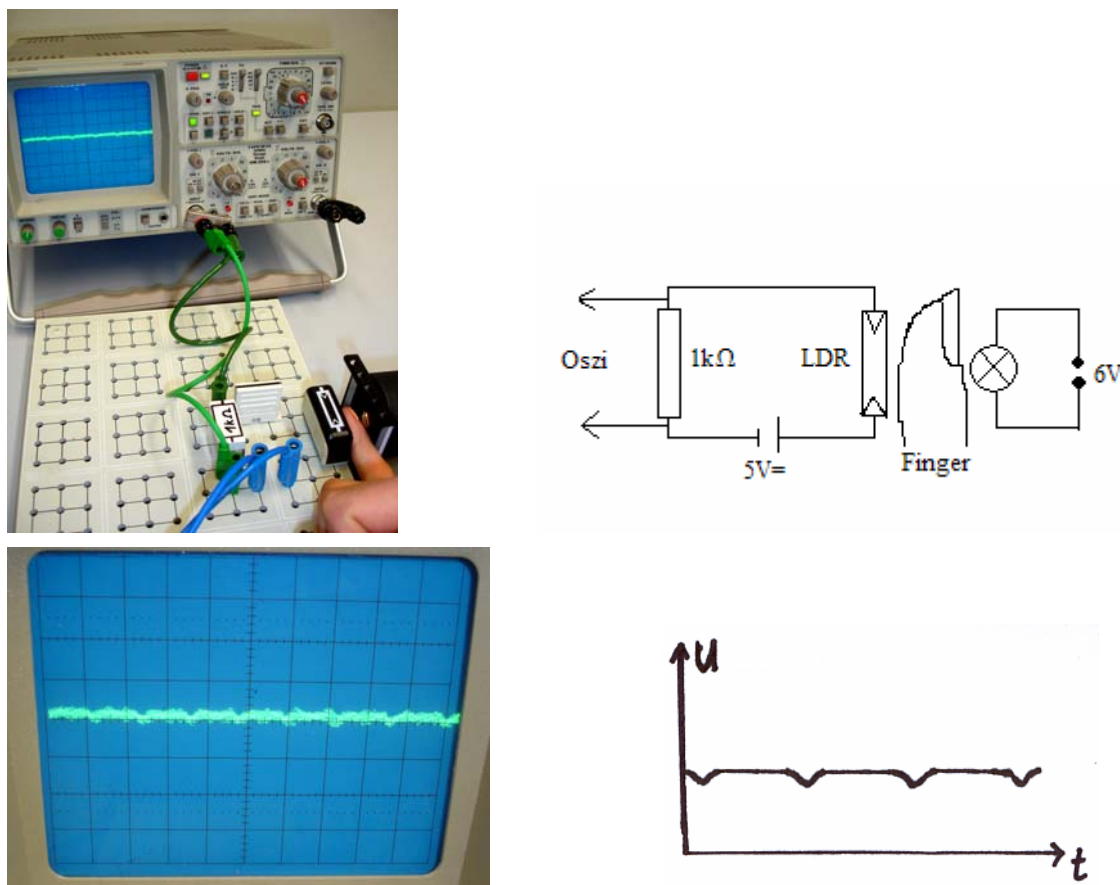


Abb. 75: Aufbau und Schaltung eines optischen Pulsmessers (oben), sowie gemessener Intensitätsverlauf am Oszi (unten links) und Hervorhebung der pulsanzeigenden Intensitätssinken (unten rechts)

Quelle: eigene Erstellung



Zur Durchführung wurde ein Photowiderstand (LDR) an 5 V Gleichspannung gelegt und der Stromkreis über einen 1 k $\Omega$ -Widerstand geschlossen. Der Photowiderstand wurde mit einer 6V-Reuterlampe (5 A) beleuchtet. Das Photosignal wurde am Widerstand abgegriffen und einem Speicheroszilloskop zugeführt. Zwischen Reuterlampe und Photoleiter legt man nun den Finger und misst die transmittierte Lichtintensität. Dabei ist darauf zu achten, dass der Finger (am besten kleiner Finger) den LDR vollständig abdeckt. Der Raum muss für den Versuch vollständig abgedunkelt werden. Das detektierte Signal ist sehr schwach, dennoch kann man in periodischen Abständen ein Einsacken der Spannung beobachten, welches durch das vergrößerte Blutvolumen in der Arterie während des Pulses entsteht. Auch hier ist es wieder interessant, durch kurze sportliche Betätigung den Puls zu erhöhen, wodurch sich die Abstände der Intensitätssenken verkürzen. Wie in 2.2.1 können die Schüler auch bei diesem Versuch die Pulsfrequenz pro Minute im Ruhe- und Erregungszustand bestimmen.

Dieser Versuch eignet sich auch für Einstiegsklassen z.B. am Anfang der 8. Jahrgangsstufe. Der LDR wird dabei einfach als Bauteil beschrieben, dass seine Leitfähigkeit bei Lichteinfall erhöht. So kann man in diesen Klassen Halbleiter als Material einführen, das unter normalen Bedingungen nicht leitet (völlig abgedunkelter LDR), sich also wie ein Isolator verhält, und unter Lichteinfall leitend wird. Ein Material, welches eben einmal Leiter, das andere Mal Nicht-Leiter/Isolator sein kann, ein Halbleiter.

Auch wenn in Realität häufiger Photodioden in den Pulsmessern eingebaut sind, ist es doch sinnvoller, den Effekt erst an Bauteilen, wie den Photoleitern zu zeigen, da sie ohne die komplizierten Vorgänge an einem pn-Übergang arbeiten. In der 10. Jahrgangsstufe verlangt der Lehrplan im Additum „Einführung in die Halbleiterphysik“, das Unterrichten von Gleichrichtungsschaltungen und der Diodenkennlinie, in deren Zusammenhang der pn-Übergang besprochen wird. Bei der Behandlung des pn-Übergangs wäre es denkbar, im Zusammenarbeit mit dem Biologie- oder Chemielehrer, Parallelen zwischen der Antidiffusionsspannung am pn-Übergang und der Nernstspannung zu ziehen, z.B. an einer semipermeablen Membran, die zwei unterschiedliche Konzentrationen voneinander trennt, da es sich im Grunde genommen um das gleiche Phänomen der thermischen Diffusion handelt. Der Vorteil eines solchen Vorgehens liegt wieder darin, dass die Schüler die Gemeinsamkeiten und die Zusammenhänge zwischen den unterschiedlichen Wissenschaften erkennen. Sie sollen nicht stur zwei anscheinend unterschiedliche Phänomene lernen, sondern gedankliche Verknüpfungen herzustellen, womit sich einer neuer Sachverhalt viel leichter verstehen lässt. Hat man dieses Gebiet behandelt, führt man spezielle Dioden, wie z.B. die Photodioden oder das Photoelement ein, womit die Schüler nun mit ihrem Wissen über die pn-Übergangseffekte und über Schaltung in

Sperrrichtung umgehen können. Am Beispiel der Puls- oder Blutdruckmessung bekommen sie gleich wieder ein alltagsgebräuchliches am Körper orientiertes Anwendungsgebiet aufgezeigt. Auch bei dem Phototransistor ist es sinnvoller erst den normalen Transistoreffekt zu erklären, bevor man auf den Sonderfall der Basisstromsteuerung durch das einfallende Licht eingeht, um die Schüler nicht zusätzlich mit einem weiteren Effekt (der ‚Nichtrauslegung‘ der Basis) zu belasten. Da die Schüler bereits ein Verständnis für die Photodiode und den Transistoreffekt bekommen haben, ist der Phototransistor relativ leicht mit der Ersatzschaltung von Abb. 62 zu verstehen.