Modellversuch Elektrokardiogramm (EKG)

Vorbereitung:

Elektrisches Feld und elektrisches Potential, Feldlinien und Äquipotentiallinien, Stromdichte und Spannung im elektrischen Feld, Vektorfelder und inneres Produkt von Vektoren, Ohm'sches Gesetz, Kirchhoff'sche Regeln, Messung zeitabhängiger Spannungen mit dem Oszilloskop (siehe dazu auch Versuchsbeschreibung zum Versuch „Oszilloskop und elektrische Schwingungen"). Millimeterpapier und Taschenrechner mitbringen!

1 Versuchsbeschreibung

1.1 Der Körper als inhomogener Elektrolyt

Die Erregung des Herzmuskels erfolgt einerseits wie jede andere Muskel- oder Nervenerregung durch chemisch erzeugte elektrische Spannungen (Stichworte: Ruhepotential, Aktionspotential). Andererseits wird mit jedem Herzschlag auch ein transientes elektrisches Feld im Inneren des Körpers aufgebaut, wobei die Form der Transiente Auskunft über evtl. vorliegende pathologische Veränderungen der Herzfunktion geben kann. Darauf beruht die Bedeutung des Elektrokardiogrammes für die medizinische Diagnostik.
Die durch die Herzaktivität induzierten elektrischen Felder können näherungsweise durch ein Wechselspannungssignal $U_0(t)$ geringer Frequenz (ca. 1 Hz) zwischen zwei Punkten auf der Herzachse dargestellt werden. Das schlagende Herz stellt damit eine elektrische Wechselspannungsquelle dar, die zu einem Stromfluß im inneren des gesamten Körpers führt. Zur Beschreibung dieses räumlich ausgedehnten elektrischen Stromes muß das Ohm'sche Gesetz in einer verallgemeinterten mikroskopischen Form benutzt werden, in der es die Vektorfelder elektrisches Feld $E(r)$ und elektrische Stromdichte $j(r)$ linear miteinander verknüpft: $j(r) = \sigma(r)E(r)$. Da der Körper einen inhomogenen Elektrolyten darstellt (Knochen, Muskeln, Fettgewebe, ...) ist die Leitfähigkeit σ selber ortsabhängig; aus demselben Grund ist es im allgemeinen nicht einmal so, daß der Stromdichtevektor die gleiche Richtung hat wie das ihn treibende elektrische Feld, so daß die Leitfähigkeit in voller Allgemeinheit als ein Tensorfeld $\sigma(\vec{r})$ beschrieben werden muß. (Ein Tensor ist eine 3x3-Matrix, die einen Vektor durch Matrixmultiplikation in einen von Betrag und Richtung anderen überführt.) Von diesen Komplikationen wollen wir im folgenden absehen; die Stromdichte soll überall dem elektrischen Feld parallel sein und ihm auch überall mit der gleichen Proportionalitätskonstante σ proportional sein. Das Ohmsche Gesetz für unser Modellsystem lautet damit einfacher: $j(r) = \sigma E(r)$. Mit dem elektrischen Feld an jedem Ort ist also stets auch eine diesem Feld proportionale elektrische Stromdichte verbunden. Für den Rand eines Elektrolyten ergibt sich daraus unmittelbar eine wichtige Schlußfolgerung. Weil der Strom nicht aus dem Elektrolyten heraus fließen kann, müssen Stromdichte und elektrisches Feld an der Begrenzung des Elektrolyten stets tangential zum Rand gerichtet sein.

1.2 Die Beschreibung elektrischer Felder durch Potentialfelder

Eine besondere Eigenart elektrostatischer Felder, ihre Wirbelfreiheit (d.h. es gibt keine geschlossenen Feldlinien), erlaubt es, ohne Informationsverlust auf eine einfachere Beschreibung überzugehen. Anstelle des elektrischen Feldes $\vec{E}(\vec{r},t)$ genügt es, ein skalares Feld, das sogenannte Potentialfeld $\Phi(\vec{r},t)$, anzugeben, aus dem dann $\vec{E}(\vec{r},t)$ durch (dreidimensionale) Ableitung jederzeit wiedergewonnen werden kann:

$$E(\vec{r},t) = -\vec{\nabla}\Phi(\vec{r},t) = -\left(\frac{\partial\Phi(x,y,z)}{\partial x}, \frac{\partial\Phi(x,y,z)}{\partial y}, \frac{\partial\Phi(x,y,z)}{\partial z},\right).$$

Damit ist die Beschreibung wesentlich einfacher geworden, weil für jeden Raumpunkt nicht mehr die drei Komponenten des Vektors $\vec{E}$, sondern nur noch eine Zahl Φ angegeben werden muß. (Der Vollständigkeit halber soll erwähnt werden, daß umgekehrt das Potentialfeld aus dem elektrischen Feld durch Bildung eines Wegintegrales von einem beliebigen Startpunkt $\vec{r}_0$ aus gewonnen werden kann:

$$\Phi(\vec{r}) = \int_{r_0}^{r} \vec{E}(\vec{s})d\vec{s}\,.$$

Diese wechselseitige Verknüpfung von elektrischem Feld und Potentialfeld legt $\Phi(\vec{r})$ bis auf eine Konstante eindeutig fest. Das Potentialfeld hat auch eine anschauliche Bedeutung: Es stellt die potentielle Energie einer (positiven) Ladung in dem zugehörigen elektrischen Feld dar, normiert auf die Größe der Ladung. Die Einheit des Potentials ist damit $J/(As)$ = V. Die Spannung zwischen zwei Punkten $\vec{r}_1$ und $\vec{r}_2$ innerhalb eines elektrischen Feldes ist definiert als die Potentialdifferenz zwischen diesen Punkten: $U_{\vec{r}_1,\vec{r}_2} = \Phi(\vec{r}_2) - \Phi(\vec{r}_1)$. Man sieht sofort, daß insbesondere $U_{\vec{r}_1,\vec{r}_2} = -U_{\vec{r}_2,\vec{r}_1}$, man also $U_{\vec{r}_1,\vec{r}_2}$ besser die Spannung von $\vec{r}_2$ bezüglich $\vec{r}_1$ nennt als lediglich Spannung zwischen $\vec{r}_1$ und $\vec{r}_2$. Im folgenden werden wir Orte im elektrischen Feld oft mit Großbuchstaben abkürzen und die Vektorpfeile fortlassen (z. B. F für Fuß oder R für rechte Hand, oder auch nur A für Ort A). Wir werden im folgenden das durch die Herzaktivität im Körper erzeugte elektrische Wechselfeld mit Hilfe des entsprechenden Potentialfeldes $\Phi(\vec{r})$ beschreiben.
Aus der Eindeutigkeit des Potentialfeldes folgt unmittelbar die sogenannte Kirchhoff'sche Maschenregel, wonach die Summe der Spannungen innerhalb einer beliebigen geschlossenen Masche (bei richtigem Vorzeichengebrauch!) verschwindet, z.B. $U_{A,B} + U_{B,C} + U_{C,A} = 0$.

1.3 Die quasistatische Näherung für die EKG Transienten

Streng genommen ist das durch die Herzaktivität induzierte elektrische Feld natürlich ein Wechselfeld, also zeitlich veränderlich. Da die Periodendauer der Herzaktivität aber lang gegenüber den typischen Signallaufzeiten innerhalb des Körpers ist, kann es ebenso wie das zugehörige Potentialfeld quasistatisch betrachtet werden. Es ist also nicht so, daß durch das Herz ein Spannungssignal induziert wird, das dann "durch den Körper läuft". Statt dessen folgt das Potentialfeld im inneren des Körpers gleichsam instantan der vergleichsweise langsam veränderlichen Spannung an der Herzachse. Die Felder sind bzgl. ihrer Zeitabhängigkeit der an der Herzachse anliegenden und die Felder induzierenden Wechselspannung direkt proportional: $\Phi(\vec{r},t) = F(\vec{r})U_0(t)$. Die ortsabhängige Proportionalitätskonstante $F(\vec{r})$ hängt allerdings auf komplizierte Art von der Geometrie des i.a. inhomogenen Elektrolyten und der Spannungsquelle ab. Für das im Rahmen unseres Versuches benutzte zweidimensionale Modell kann sie näherungsweise angegeben werden (s.u.). Die Anwendbarkeit der quasistatischen Näherung erlaubt es insbesondere, die Funktion $F(\vec{r})$ sowohl mit Hilfe einer Gleichspannung als auch mit Hilfe einer die Herztransiente modellierenden Wechselspannung auszumessen und zu interpretieren. Beides soll in dem Pratikumsversuch an einem zweidimensionalen Modell für den menschlichen Körper durchgeführt werden. Im ersten Teil soll das Potentialfeld durch Bestimmung einer Anzahl von Äquipotentiallinien statisch ausgemessen und mit einer einfachen theoretischen Näherung für einen unbegrenzten Leiter verglichen werden. Im zweiten Teil des Versuches soll dann ein der Realität nachgebildetes EKG-Signal nach den in der Medizin üblichen Konventionen abgeleitet werden, und aus den Ableitungen soll die Lage des Herzdipols bestimmt werden.

1.4 Das Dipolfeld im inneren eines zweidimensionalen, unendlich ausgedehnten, homogenen elektrischen Leiters

Im Versuch wird jeweils ein zweidimensionales Modell mit körperähnlicher Kontur zur Darstellung des menschlichen Körpers benutzt. Das elektrische Feld wird jeweils durch zwei kreisförmige Elektroden mit Durchmesser d induziert, deren Mittelpunkte im folgenden mit $\vec{r}_+$ und $\vec{r}_-$ bezeichnet werden sollen. Der Abstand der Elektroden soll D sein, also $|\vec{r}_+ - \vec{r}_-| = D$. Wird an diese Elektroden die Spannung $U_{\vec{r}_+,\vec{r}_-} = U_0$ angelegt, so ergibt sich für das Potentialfeld näherungsweise.

$$\Phi(\vec{r}) = \frac{U_0}{2ln(2D/d-1)} ln\left(\frac{|\vec{r}-\vec{r}_-|}{|\vec{r}-\vec{r}_+|}\right) \tag{1}$$

Die in der Festlegung des Potentials freie Konstante wurde hierbei so gewählt, daß das Potential auf der Mittelsenkrechten zwischen den beiden Elektroden Null ist. Die dargestellte Lösung gilt streng nur für den Grenzfall eines unendlich ausgedehnten zweidimensinalen Leiters, d.h. für unser Modell nur in ausreichendem Abstand vom Rand. Außerdem wird die Bedingung, daß die Ränder der beiden Elektroden (d.h. die Orte $\vec{r}$, für die $|\vec{r}-\vec{r}_-| = d/2$ bzw. $|\vec{r}-\vec{r}_+| = d/2$ gilt) Äuipotentiallinien sind, nur näherungsweise richtig wiedergegeben, sofern $d \ll D$ ist. (Man skizziere die Elektrodensituation und überlege sich anhand von Gleichung (1) wieso!). Das obige Potentialfeld wird im Modell also um so besser realisiert, je kleiner die Elektroden im Vergleich zu ihrem Abstand sind; allerdings benötigt man als Preis für diese bessere Übereinstimmung auch größere Spannungen U_0, um ein gewünschtes Potentialfeld darzustellen!

Man sieht Gleichung (1) sofort an, daß Äquipotentiallinien in diesem Potentialfeld von solchen Punkten gebildet werden, für welche der Abstand zum Mittelpunkt der positiven Elektrode und der Abstand zum Mittelpunkt der negativen Elektrode jeweils den gleichen Quotienten bilden.
Eine weitere wichtige Vereinfachung von Gleichung (1) gewinnt man, wenn man sich auf Punkte beschränkt, deren Abstand von den Elektroden deutlich größer ist als der Abstand der Elektroden voneinander, für die also $|\vec{r} - \vec{r}_-| \approx |\vec{r} - \vec{r}_+| \gg D$ gilt. Dann kann man den Abstandsquotienten im Argument des Logarithmus in Gleichung (1) entwickeln (-bei Interesse Betreuer fragen!-) und erhält als Potentialfeld

$$\Phi(\vec{r}) = \frac{U_0}{2ln(2D/d-1)} \cdot \frac{\vec{D} \cdot \vec{r}}{r^2} = f(U_0, r)\vec{D} \cdot \vec{r}. \tag{2}$$

$\vec{D} = \vec{r}_+ - \vec{r}_-$ bezeichnet jetzt den Vektor von der negativen zur positiven Elektrode und $\vec{r}$ bezeichnet den Vektor vom Mittelpunkt zwischen den beiden Elektroden zum betrachteten Punkt im Potentialfeld. Das Potential besteht also aus einer Funktion, die neben der an die Elektroden angelegten Spannung nur den Abstand zur Elektrodenanordnung enthält, und aus einer winkelabhängigen Funktion, die gerade das Skalarprodukt des Abstandsvektors der Elektroden mit dem betrachteten Ortsvektor ist. Diese Darstellung wird insbesondere im zweiten Versuchsteil, in dem aus den Einthoven-Ableitungen des EKG-Signals die Orientierung des Herzdipols abgeleitet werden soll, bedeutsam werden.
Ein Potentialfeld wie oben beschrieben (bzw. das zugehörige elektrische Feld) bezeichnet man als Dipolfeld. Faßt man den spannungs- und geometrieabhängigen Vorfaktor mit dem Abstandsvektor zu einem effektiven Dipolmoment $\vec{p}_{eff} = \frac{U_0}{2ln(2D/d-1)}\vec{D}$ zusammen, so läßt sich das Potentialfeld der zweidimensionale Elektrodenanordnung auch in der Form

$$\Phi(\vec{r}) = \frac{\vec{p}_{eff} \cdot \vec{r}}{r^2} \tag{3}$$

darstellen. Man beachte, daß das so definierte effektive Dipolmoment $\vec{p}_{eff}$ nicht die Einheit eines wirklichen Dipolmomentes (Ladung $\times$ Abstand), sondern die Einheit V·m hat. Dieses effektive Dipolmoment und der Exponent der Abstandsabhängigkeit im Nenner von Gleichung (3) sind charakteristisch für die Dimensionalität des Systems. Der Vollständigkeit halber sei erwähnt, daß auch das unbegrenzte, dreidimensionale Dipolfeld zweier sphärischer Elektroden mit Durchmesser d und Abstand D, an welche eine Spannung U_0 angelegt wird, ähnlich wie (3) dargestellt werden kann:

$$\Phi^{3-dim}(\vec{r}) = \frac{\vec{p}_{eff}^{\,3-dim} \cdot \vec{r}}{r^3} \tag{4}$$

wobei das effektive Dipolmoment jetzt gegeben ist durch

$$\vec{p}_{eff}^{\,3-dim} = \frac{U_0 d}{4} \cdot \frac{2D-d}{2(D-d)\vec{D}} .$$

In diesem Falle ist das effektive Dipolmoment bis auf eine universelle Konstante dem wahren Dipolmoment p der Ladungsverteilung auf den Elektroden proportional: $\vec{p}_{eff}^{\,3-dim} = \vec{p}/(4\pi\epsilon)$.

1.5 Dreiecksableitungen im Dipolfeld

Betrachten wir ein gleichseitiges Dreieck, das so in dem durch Gleichung (3) beschriebenen Dipolfeld angeordnet ist, daß der Mittelpunkt zwischen den zwei Elektroden gerade im Schwerpunkt des Dreiecks liegt. Dieser Schwerpunkt sei für das folgende der Nullpunkt unseres Koordinatensystems. Die Situation, wie sie bei den Einthoven-Ableitungen des EKG näherungsweise erfüllt ist (s.u.), ist in Abb. 1 schematisch dargestellt.

Das Dipolmoment $\vec{p}_{eff}$ ist entlang der Verbindungslinie zwischen den zwei Elektroden gerichtet und ebenfalls schematisch eingezeichnet. Für die Spannung zwischen zwei beliebigen Eckpunkten des Dreiecks, z. B. den Punkten A und B, kann dann mit Hilfe von Gleichung (3) geschrieben werden:

$$U_{A,B} = \Phi(\vec{r}_B) - \Phi(\vec{r}_A) = \frac{\vec{p}_{eff} \cdot \vec{r}_B}{|r_B|^2} - \frac{\vec{p}_{eff} \cdot \vec{r}_A}{|r_A|^2} = \frac{\vec{p}_{eff} \cdot (\vec{r}_B - \vec{r}_A)}{l^2}.$$

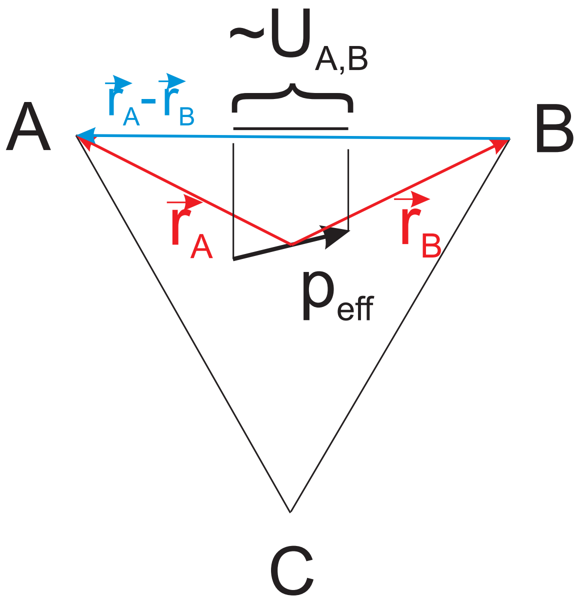

Abbildung 1: Zur Darstellung von Potentialdifferenzen zwischen Eckpunkten eines gleichseitigen Dreiecks im unendlich ausgedehnten Dipolfeld

$l = |\vec{r}_A| = |\vec{r}_B|$ ist dabei der für die Eckpunkte des Dreiecks gleiche Abstand zum Dipol; der Verbindungsvektor $\vec{r}_B - \vec{r}_A$ stellt eine der drei gleich langen Dreiecksseiten dar. Die Spannung $U_{A,B}$ ist wegen der inneren Produktbildung proportional zu der Projektion des effektiven Dipolmomentes auf die Dreiecksseite $\bar{AB}$. Umgekehrt ist es deswegen möglich, aus Vorzeichen und Betrag zweier Spannungswerte, die jeweils zwischen zwei Dreieckspunkten gemessen werden, die Richtung des effektiven Dipolmomentes zu konstruieren. Bei dieser Konstruktion kommt es auf die korrekte Verwendung des Vorzeichens der jeweils gemessenen Spannung an.

1.6 Extremitätenableitungen in der Medizin

Von den in der Medizin üblichen Ableitungen des EKG-Signales sollen die beiden wichtigsten, die Ableitungen nach Einthoven und nach Goldberger, im Versuch durchgeführt werden. Die Einthoven-Ableitungen werden dabei wechselseitig zwischen den beiden Handgelenken und einem Fuß abgegriffen. Per Konvention werden die entsprechenden Spannungen dabei als $U_1 = U_{RL} = \Phi(\vec{r}_L) - \Phi(\vec{r}_R)$, $U_2 = U_{RF}$ und $U_3 = U_{LF}$ bezeichnet. Obwohl Handgelenke und Fuß natürlich keineswegs ein gleichseitiges Dreieck mit dem Herzen als Mittelpunkt bilden, können diese drei Ableitungen dennoch in guter Näherung für eine Dreiecksprojektion im Sinne von Abschnitt 1.5 benutzt werden, und mit ihnen kann so erstaunlich zutreffend die Lage des Herzdipols bestimmt werden. Das liegt im wesentlichen daran, daß der Spannungsabfall entlang der Arme und Beine praktisch vernachlässigbar ist, man statt an der rechten Hand also ebensogut an der rechten Schulter abgreifen könnte. (Sie können das anhand der allgemeinen Zusammenhänge aus Abschnitt 1.1 sogar anschaulich verstehen. Wieso?)

Die zweite wichtige Form der EGK-Ableitungen ist die sogenannte unipolare Extremitätenableitung nach Goldberger. Hierbei wird als Potentialreferenz für jeweils einen Punkt, z.B. L, das Potential gewählt, welches genau dem Mittelwert der Potentiale an den zwei übrigen Punkten, d.h. in unserem Beispiel R und F, entspricht. Um dieses Referenzpotential zunächst überhaupt erst einmal zu erhalten, wird ein symmetrischer Spannungsteiler verwendet, der im vorliegenden Versuchsaufbau bereits in dem Schaltkästchen vorhanden ist und nur noch mit Hilfe zweier Kabel richtig angeschlossen werden muß. Die drei Spannungen nach Goldberger werden sinngemäß mit U_{aVR}, U_{aVL} und U_{aVF} bezeichnet, wobei a für „augmented“ (= verstärkt) und V für „ventricular“ steht.

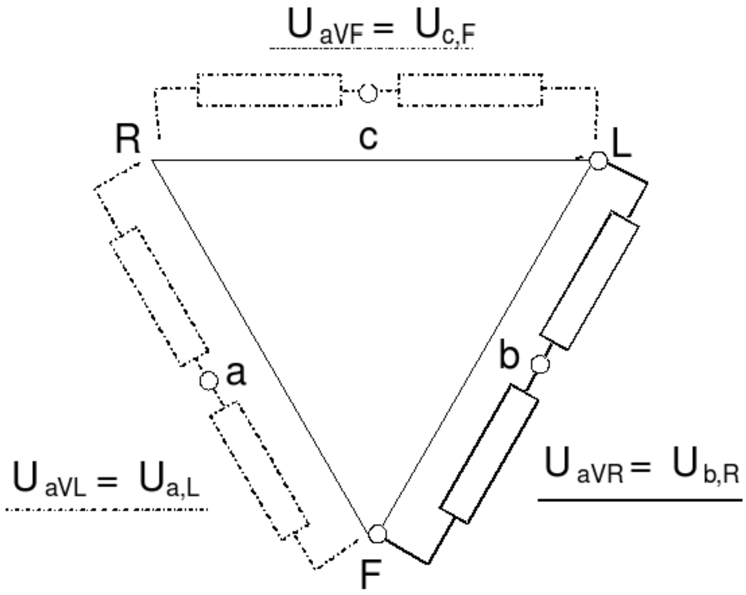

Abbildung 2: Zur Definition und Realisierung der unipolaren EKG-Ableitungen nach Goldberger

2 Aufgaben

Im ersten Teil des Versuches sollen die Äquipotentiallinien eines zweidimensionalen Dipolfeldes mit einer körperähnlichen Begrenzung elektrostatisch ausgemessen und mit der Näherung für ein unendlich ausgedehntes Feld verglichen werden. Im zweiten Teil sollen dem realen EKG-Signal nachgebildete Spannungstransienten nach den in der Medizin üblichen Konventionen abgeleitet und zeitlich mit dem Oszilloskop dargestellt werden. Aus den Einthoven-Ableitungen soll dann mit Hilfe einer Dreiecksprojektion die Lage des Herzdipols bestimmt und mit der wirklichen Lage der Elektroden des Phantoms verglichen werden. Da für die Ableitung der Wechselspannungstransienten im zweiten Teil des Versuches eine empfindliche Aluminiumfolie benutzt wird, dient zur Ausmessung der Äquipotentiallinien im ersten Teil ein zweites Modell aus robusterem elektrolytischem Karton.

2.1 Charakterisierung eines zweidimensionalen Dipolfeldes mit einer körperähnlichen Begrenzung

1. Fertigen Sie mit Hilfe der Kunststoffschablone (nur einmal vorhanden) ein zweidimensionales Modell des menschlichen Körpers (Torso ohne Kopf und Arme) aus elektrolytischem Karton an, und durchstoßen Sie es mit Hilfe der Markierspitzen an den durch die Schablone vorgegebenen zwei Stellen. Montieren Sie das Modell mit Hilfe der zwei Rändelschrauben auf der roten Meßplatte. Die Rändelschrauben dienen ebenfalls als Elektroden für das Dipolfeld. Sie müssen deswegen fest angezogen werden. Messen Sie, während Sie die Schrauben anziehen, den Widerstand zwischen den Elektroden mit Hilfe des Multimeters, und ziehen Sie die Rändelschrauben so weit fest, bis er sich nicht mehr ändert.

2. Legen Sie eine Gleichspannung von genau 6V an die Elektroden an (mit Multimeter nachmessen), und bestimmen Sie anschließend mit Hilfe des Multimeters den Strom, der zwischen den Elektroden fließt. Wie groß ist der Widerstand ihres Körpermodells?

3. Benutzen Sie das Multimeter jetzt zur Spannungsmessung und bestimmen Sie mit dem Abtaststift die Äquipotentiallinien des Dipolfeldes, die zu den Potentialen 2.0 V, 2.5 V, 2.75 V, 3.0 V, 3.5 V und 4.0 V bzgl. des Minuspoles des Dipols gehören. Markieren Sie die Äquipotentiallinien punktweise mit Hilfe des silbernen Tuschestiftes und verbinden Sie die Stützpunkte anschließend mit einer gestrichtelten Linie. Fertigen Sie vor Versuchsbeginn eine Schaltskizze an.

4. Trennen Sie die Spannungsquelle von den Anschlußelektroden und montieren Sie die beiden Langloch-Meßlineale (Messing und Plexiglas) anstelle der Rändelschrauben auf die Elektrodenbuchsen. Damit

Ihre Körperschablone dabei nicht verrutscht fixieren Sie diese vorher mit Tesafilm. Mit Hilfe der Meßlineale können Sie jeweils den Abstand eines Punktes zu den beiden Polen auf einfache Art messen. Konstruieren Sie theoretisch die zu den Potentialen 2.0 V, 2.5 V, 2.75 V, 3.0 V (bzgl. des Minuspoles) gehörigen Äquipotentiallinien mit Hilfe von Gleichung (1), wobei für ihr Modell $d = 6$ mm und $D = 31.5$ mm gilt (Taschenrechner). Bestimmen Sie zu jeder Äquipotentiallinie eine geeignete Anzahl von Stützpunkten (Markierspitzen und goldenen Tuschestift verwenden) und interpolieren Sie diese anschließend zu kontinuerlichen Äquipotentiallinien. Vergleichen Sie die theoretisch und die experimentell ermittelten Äquipotentiallinie miteinander. Wo beobachten Sie Abweichungen?

2.2 Einthoven- und Goldberger-Ableitungen des EKG-Signals und Rekonstruktion des Herzdipols

1. Die folgenden Versuche werden an dem Aluminium-Phantom des menschlichen Körpers durchgeführt, wobei aus einem speziellen Signalgenrator ein der Realität nachempfundenes EKG-Signal auf die zwei Herzelektroden gegeben wird. Machen Sie sich zunächst mit dem Oszilloskop zur Aufzeichnung zeitlich veränderlicher elektrischer Spannungen vertraut, indem sie das am 'Herzdipol' anliegende Signal direkt von den Elektroden abgreifen und darstellen. (Meßbereichseinstellung, Zeitablenkung, Trigger)

2. Verbinden Sie, um im folgenden bequemer arbeiten zu können, die drei Extremitätenabgriffe L, R und F fest mit dem Schalt- und Widerstandskästchen. Messen Sie die drei Einthoven Ableitungen $U_1 = U_{L,R}$, $U_2 = U_{F,R}$, $U_3 = U_{F,L}$ zwischen den beiden Armen und dem Fuß des Alu-Phantoms. Skizzieren Sie für Ihr Protokoll eines der drei Signale schematisch (inklusive Q, R und S-Spitze und Amplitude), jedoch mit korrekter x- und y-Achsenbeschriftung. Bestimmen Sie die Pulsfrequenz des Alu-Phantoms. Überprüfen Sie anhand der drei Transienten die Kirchhoff'sche Maschenregel.

3. Messen Sie die Goldberger-Ableitungen, indem Sie zur Spannungsteilung die in dem vorhanden Verteilerkästchen fest eingebauten Widerstände benutzen. Vergleichen Sie die gemessenen Goldberger-Ableitungen mit den Werten, die Sie aus den Einthoven-Ableitungen erwarten würden. (Zur Berechnung der Goldberger- aus den Einthoven-Ableitungen empfiehlt es sich als Zwischenschritt, zunächst die Potentiale Φ_L, Φ_R und Φ_F zu berechnen, von denen eines willkürlich auf Null gesetzt werden kann.)

4. Konstruieren Sie aus den Einthoven-Ableitungen auf einem Blatt mm-Papier die Lage des Herzdipols, indem Sie näherungsweise annehmen, daß linker Arm, rechter Arm und Fuß ein gleichseitiges Dreieck bilden. Untersuchen Sie am Alu-Phantom, inwieweit der Spannungsabfall über die Arme zu vernachlässigen ist, und die Näherung des gleichseitigen Dreiecks damit vernünftig. Vergleichen Sie ihr Ergebnis mit der wirklichen Elektrodenanordnung auf dem Phantom.

5. Beleuchten Sie abschließend das Potentialfeld von hinten und vergleichen Sie es qualitativ mit dem von ihnen im Versuchsteil 2.1 statisch ausgemessenen. Schauen Sie sich spaßeshalber auch das EKG Signal (beliebige Ableitung) des „kranken Herzens“ an.