Der folgende Artikel erschien 1971 in *Acta Medicotechnika* (Helios-Verlag, Berlin), Jg. 13:
Teil 1 in Heft 10, S. 77 – 78 + 80,
Teil 2 in Heft 11, S. 82 – 86.

Teil 1

Jan-Erik Sigdell

Technik und Verfahren der Venenverschlußplethysmographie*

Plethysmographie (vom griech. πληθύς = voll, γράφω = schreiben) ist die „Aufzeichnung von Veränderungen in der Auffüllung" von Flüssigkeit oder (ungelösten) Gasen im Gewebe. Im letzteren Sinne, Studium von Variationen im Gasgehalt im Gewebe, wird sie zu Atemstudien verwendet (Ganzkörperplethysmographie oder auch Impedanzplethysmographie am Thorax, vgl. unten); im ersteren Sinne hautpsächlich zu Studien des peripheren Kreislaufes durch Aufzeichnung von Variationen in dem Blutgehalt der Gewebe. Ein Verfahren zu derartigen Kreislaufstudien ist die Venenverschlußplethysmographie, die im folgenden zuerst grundlegend beschrieben werden soll, wonach Anwendungen, Meßmethoden und vergleichende Diskussionen folgen.

Grundlagen der Venenverschlußplethysmographie

Wird ein Glied des Körpers ganz oder teilweise in ein Volumenmeßgerät eingeschlossen und eine Staumanschette proximal angelegt, wie in Bild 1 schematisch dargestellt, können die Durchblutung und noch andere physiologische Parameter „unblutig" gemessen werden.

Vor dem Venenverschluß durch Aufblasen der Manschette ist das eingeschlossene Gewebevolumen konstant, $V = V_0$, und arterielle und venöse Blutflüsse durch den Gliedquerschnitt am Eintritt in das Meßgerät gleich groß (im zeitlichen Mittel, d. h. von Pulsationen abgesehen). Drucke in Gefäßen und Manschetten, gegenüber der Umgebung, werden gemäß Definitionen in Bild 1 bezeichnet.

Bei der Zeit $t = 0$ wird die Manschette plötzlich zu einem Druck p_m aufgeblasen, der zwischen dem Venendruck p_v und dem diastolischen Druck $p_{a,\,diast.}$ liegt. Damit wird ein etwas kleinerer Druck (wegen Druckgradient im Gewebe) als p_m auf die Venen ausgeübt. Dieser Druck ist je nach Lage der Vene verschieden. Bezeichnen wir den kleinsten Wert im Querschnitt mit p_{versch} (außerhalb der Knochen; die Gefäße im Knochen werden später diskutiert), soll $p_{versch} > p_v$ gelten, damit alle erreichbaren Venen im Querschnitt verschlossen sind. Der Abfluß aus dem Gliedteil im Meßgerät ist dann gestaut, und nur der arterielle Zufluß Φ bleibt erhalten, bis der distale Venendruck $p_{v,\,dist.}$ so weit gesteigert ist, daß sich die Venen wieder öffnen. Eine schematische Zeichnung vom Volumenverlauf mit der Zeit ist in Bild 2 gezeigt, wobei die überlagerten Pulsationen weggelassen sind.

Am Anfang des Verlaufes für $t \geqq 0$ ist $\Phi = \Phi_0$ und daher die Anfangsableitung des Volumens ein Maß für den Zufluß im „ungestörten" Zustand:

$$\Phi_0 = \left[\frac{d\,V}{d\,t}\right]_{t=0}. \qquad (1)$$

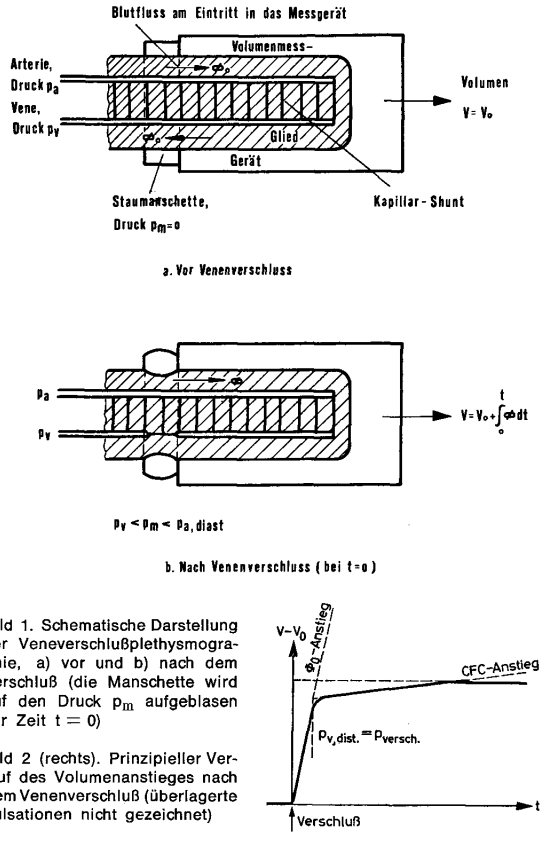


Bild 1. Schematische Darstellung der Veneverschlußplethysmographie, a) vor und b) nach dem Verschluß (die Manschette wird auf den Druck p_m aufgeblasen zur Zeit $t = 0$)

Bild 2 (rechts). Prinzipieller Verlauf des Volumenanstieges nach dem Venenverschluß (überlagerte Pulsationen nicht gezeichnet)

* Dieser Artikel ist eine Erweiterung eines Vortrages, der an der 2. Tagung der „Schweizerischen Arbeitsgemeinschaft für Biomedizinische Technik" in Bern am 14. November 1970 gehalten wurde.

Der Volumenzuwachs ist deshalb im ersten Teil linear. Wenn der distale Venendruck $p_{v,\,dist.}$ allmählich zunimmt, nimmt Φ etwas ab, und die Volumenkurve wird gekrümmt. Wenn $p_{v,\,dist.} = p_{versch.}$, beginnen die Venen unter der Manschette sich wieder zu öffnen, und der Fluß stabilisiert sich auf einen kleineren Wert als Φ_0. Dabei geht die Volumenkurve rasch auf einen viel langsameren Zuwachs über, der wiederum im ersten Teil linear ist. Hierbei bleibt die Auffüllung der Blutgefäße konstant. Der Zuwachs wird durch die Erhöhung des extravaskulären Flüssigkeitsgehaltes in dem Gewebe verursacht, und zwar dadurch, daß der erhöhte distale Venendruck eine Erhöhung des Kapillardruckes bewirkt. Der erhöhte Kapillardruck stört das vorher herrschende Gleichgewicht des Flüssigkeitsaustausches durch die Kapillarwände. Dies wird unten näher diskutiert.

In dieser Phase sind Zu- und Abfluß am Eintritt in das Meßgerät angenähert gleich. Die kleine Differenz ist gleich dem Nettoausfluß durch die Kapillarwände, φ_{CFC} (siehe unten), und es gilt hier:

$$V = V_0 + \int_0^T \Phi \, d\,t + \int_T^t \varphi_{CFC} \, d\,t\,, \qquad (2)$$

wo T die Zeit für das Öffnen der Venen ist (was natürlich nicht plötzlich geschieht, T ist der mittlere Punkt eines kleinen Zeitintervalls, in welchem sich die Venen öffnen). Für $0 < t < T$ bleibt nur noch das erste Integral in (2), wie in Bild 1 angegeben, aber mit t statt T als obere Grenze.

Nach einer langen Zeit wird auch der Druck der extravaskulären Flüssigkeit (durch die Elastitizität der Gewebe) so weit erhöht sein, daß ein neues Gleichgewicht in dem Flüssigkeitsaustausch durch die Kapillarwände erreicht wird. Hier geht die Volumenkurve in eine horizontale Asymptote über.

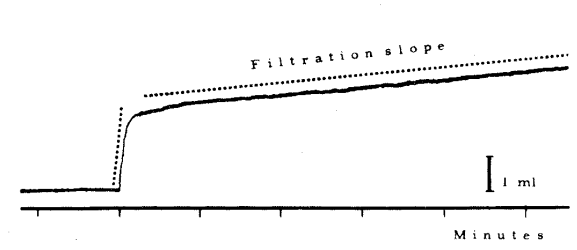


Bild 3. Verlauf des Volumenanstieges, am Unterschenkel eines Säuglings (vgl. Bild 2, der Übergang zur horizontalen Asymptote geschieht in Wirklichkeit viel später als in Bild 2 schematisch skizziert). (Nach [4])

Bezeichnungen

p	Druck
p_a	Arteriendruck
$p_{a,\,diast.}$	diastolischer Wert von p_a
$p_{kap.}$	Kapillardruck
p_m	Druck in der Verschlußmanschette
p_v	Venendruck
$p_{v,\,dist.}$	p_v distal von der Verschlußmanschette
$p_{versch.}$	kleinster Verschlußdruck an einer Vene
P	mittlere Durchblutung, Perfusion
R	peripherer Flußwiderstand
R_z	Widerstandsanteil der elektrischen Impedanz von Gewebe
t	Zeit
T	Bezugszeit für Wiederöffnen verschlossener Venen
V	Volumen
V_0	Anfangsvolumen
Δ	Veränderung in der nachfolgenden Größe
Φ	Blutfluß
Φ_0	Anfangswert von Φ
φ_{CFC}	Nettoausfluß durch die Kapillarwände
CFC	kapillarer Filtrationskoeffizient

Bild 3 zeigt eine Aufzeichnung der Volumenkurve vom Unterbein eines Säuglings, woraus die beiden linearen Anstiege hervorgehen. Der Zeitmaßstab ist hier so, daß die Pulsationen kaum mehr erkennbar sind.

Durchblutung

Der Blutfluß φ_0 ist natürlich eine Funktion von V_0. Deshalb wird das Meßergebnis als die mittlere Durchblutung oder Perfusion, P, des Gewebes angegeben:

$$P = \frac{\Phi_0}{V_0}\,, \qquad (3)$$

ein Mittelwert der lokalen Durchblutung bezogen auf das Gesamtvolumen. Die Durchblutung wird häufig in ml (100 ml)$^{-1}$ (min)$^{-1}$ angegeben. Normalwerte [6] liegen bei Ruhe und über das Unterbein gemittelt für Erwachsene in der Größenordnung von 4, für Neugeborene bei etwa 7 und für Frühgeburten bei etwa 15 ml (100 ml)$^{-1}$ (min)$^{-1}$. Eine typische Durchblutungsbestimmung („Flow") für ein neugeborenes Kind ist in Bild 4 gezeigt (während Zu- und Abfuhr — „in" und „out" — von Blut bei Blutaustausch).

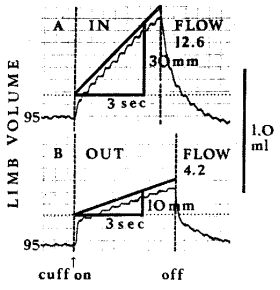


Bild 4. Beispiel einer Durchblutungsbestimmung an einem neugeborenen Kind während Zufuhr („in") und Entnahme („out") von Blut bei Blutaustausch. (Vgl. [5])

Kapillärer Filtrationskoeffizient, CFC

Der Flüssigkeitsaustausch durch die Kapillarwand [4] ist passiv in beiden Richtungen. Sollte aktiver Transport vorkommen, wäre er jedenfalls nicht dominant. Der passive Austausch geschieht durch Diffusion und Filtration. Der Filtrationsanteil, welcher den zweiten linearen Anstieg des Plethysmogrammes verursacht, ist zwar von geringerer Bedeutung, aber 1. ist die Filtration eine Funktion der Kapillarfläche und daher ein indirekter Hinweis auf lokale kapillare Vaskularität, 2. ist zu vermuten, daß physiologis Einwirkungen auf die Filtration ähnliche Einwirkungen haben wie auf die Diffusion (z. B. bei Veränderung der gesamten Kapillarwandfläche), 3. können Filtrationsstudien auf schwere Kapillarläsionen hinweisen, und 4. kann die Korrelation zwischen Filtration und Durchblutung auf das Verhältnis zwischen „ernährendem" Blutfluß (durch die Kapillaren) und „nicht ernährendem" Blutfluß (an Kapillaren vorbeigeleitet) hinweisen. Deshalb kann die Information über die Filtration, welche durch Plethysmographie erhältlich ist, von diagnostischem Interesse sein, auch wenn man die Diffusion (welche viel schwieriger zu messen ist) nicht kennt.

Versuche haben gezeigt, daß etwa 80 Prozent der Druckerhöhung, $\Delta p_{v,\,dist.}$, in den distalen Venen zu den Kapillaren „weitergeleitet" wird [4]:

$$\Delta\, p_{kap.} \approx 0{,}8\, \Delta\, p_{v,\,dist.}\,, \qquad (4)$$

wo Δp_{kap} die Druckerhöhung in den Kapillaren ist. Die Druckerhöhung in den distalen Venen ist ferner angenähert durch

$$\Delta\, p_{v,\,dist.} \approx p_m - p_v \qquad (5)$$

gegeben, wobei die Reduktion des Verschlußdruckes durch den Druckgradienten im Gewebe unter der Manschette vernachläs-

sigt ist. Somit kann man den kapillären Filtrationskoeffizienten CFC („capillary filtration coefficient") aus der Definition berechnen:

$$CFC = \frac{\varphi_{CFC}}{V_0 \, \Delta \, p_{kap.}}, \tag{6}$$

wobei

$$\varphi_{CFC} = \frac{d\,V}{d\,t} \tag{7}$$

auf den zweiten linearen Anstieg des Plethysmogrammes bezogen ist. Die Annäherung durch (5) ist hier natürlich eine systematische Fehlerquelle. Versuche haben gezeigt, daß der CFC bei verschiedenen $\Delta p_{v,\,dist.}$ ziemlich konstant bleibt. Wie in [4] näher diskutiert, wird eine bessere Annäherung erreicht, wenn $\varphi_{CFC\,1}$ und $\varphi_{CFC\,2}$ bei zwei verschiedenen Manschettendrucken $p_{m\,1}$ und p_{m2} gemessen werden. Die Differenz in $\Delta p_{v,\,dist.}$ der beiden Messungen wird ungefähr gleich groß wie die Differenz zwischen den Manschettendrucken. Mit (4) und (6) folgt dann in besserer Annäherung

$$CFC \approx \frac{\varphi_{CFC\,1} - \varphi_{CFC\,2}}{0{,}8\; V_0\,(p_{m\,1} - p_{m\,2})}. \tag{8}$$

Der CFC wird häufig in ml (100 ml)$^{-1}$ (min)$^{-1}$(mmHg)$^{-1}$ angegeben. Normalwerte in dieser Einheit [6] liegen ungefähr bei 0,005 für Erwachsene, 0,01 für Neugeborene und 0,025 für Frühgeburten. Dies deutet übrigens auf eine höhere Vaskularität („Kapillare pro Volumeneinheit") bei dem Neugeborenen hin.

Peripherer Widerstand

Der periphere Widerstand R ist zusammen mit dem Blutdruck von großer Bedeutung für manche diagostischen Zwecke. Durch Messungen von Blutdruck und Durchblutung wird dieser aus der Definition

$$R = \frac{\overline{p_a}}{P} \tag{9}$$

ermittelt. $\overline{p_a}$ ist hier der mittlere Arteriendruck, welcher aus diastolischem und systolischem Druck geschätzt werden kann (grob angenähert: der diastolische Wert plus ⅓ der Differenz), aber besser „blutig" direkt gemessen wird. Normalwerte sind [6] grob angenähert: 23 für Erwachsene, 10 für Neugeborene und 3 mm Hg (100 ml) min (ml) [1] für Frühgeburten.

Maximale Durchblutungskapazität

Ein für diagnostische Zwecke (siehe unten) wichtiger Parameter ist die maximale Durchblutungskapazität — die größtmögliche Durchblutung. Der entsprechende Zustand kann beim Patienten durch Muskelarbeit mit dem betreffenden Glied, medikamentelle Vasodilation, Erwärmung oder — wahrscheinlich meßtechnisch am besten — durch reaktive Hyperaemie infolge Ischämie hervorgerufen werden. Im letzten Fall wird die Manschette für eine Zeit von normalerweise 5—10 min auf einen suprasystolischen Druck aufgeblasen. Die Reaktion auf die Unterbrechung des Kreislaufes während dieser Zeit ist eine darauf folgende starke Erhöhung der Durchblutung auf nahezu den größtmöglichen Wert. Normalwerte sind etwa 5- bis 10mal größer als die bei Ruhedurchblutung.

Volumenpulsation

Das „Ruhevolumen" bei leerer Manschette ist natürlich nicht konstant, sondern pulsiert mit den Herzschlägen (vgl. Bild 8). Manchmal ist sogar eine Schwankung mit der Atmung auch peripher zu sehen. Die Volumenpulsation ist auch für diagnostische Zwecke zu Hilfe gezogen worden. Die Kurvenform wird von der Elastizität der Arterienwände und von proximalen Stenosen beeinflußt. Auch der lokale periphere Widerstand muß darauf einen Einfluß haben, besonders wenn eine proximale Stenose vorhanden ist. Wegen der Längsausbreitung der Pulswelle erhält man bei Volumenmessung über eine größere Gliedlänge einen gewissen Ausgleich von Einzelheiten in der Kurve, was in der Aufzeichnung zum Beispiel praktisch zum Verschwinden der katakroten Inzisur führen kann.

Elastizität der Gefäße

Durch Studien der Druck-Volumen-Relation bei verändertem Druck in dem Plethysmographen lassen sich elastische Eigenschaften von Venen und Arterien beurteilen [2, 8]. Der Endwert des distalen venösen Druckes ist von der Staumanschette bestimmt, das Volumen am Anfang des CFC-Anstieges hängt vom Druck in dem Plethysmographen und der Elastizität der Venenwände ab. Die Pulsation in dem vom Plethysmographen gemessenen Volumen und in dem intra-arteriell gemessenen Druck hängen vom Druck im Plethysmographen und der Elastizität der Arterienwände ab. Verfahren siehe Literatur [2, 8].

Blutdruck

Der systolische Druck kann bei Plethysmographie einfach gemessen werden. Die Manschette wird zu einem suprasystolischen Druck aufgeblasen und die Luft dann langsam abgelassen, bis das Volumen im Plethysmographen gerade anfängt zuzunehmen. Diese Zunahme wird von den systolischen „Spitzen" im Druckverlauf verursacht, welche gerade noch an der Manschette vorbeigelangen (vgl. Bild 9). Der diastolische Druck kann aus einem Diagramm bestimmt werden, indem die Perfusion bei verschiedenen Staudrucken gemessen und als Funktion des Staudruckes aufgetragen wird. Ein Knick in der Kurve gibt den diastolischen Druck an. Analog kann auch der systolische Wert etwas genauer ermittelt werden [3, 7].

Dieses Diagrammverfahren ist etwas umständlich, aber von Interesse, wo die Riva-Rocci-Korotkoff-Methode scheitert, zum Beispiel bei Kleinkindern, wenn sie auch aus anderen Gründen plethysmographisch untersucht werden.

Diagnostische Anwendungen

Eine wichtige Anwendung ist für die Diagnostik von arteriosklerotischen Veränderungen in den Beinarterien. Ein dazu geeignetes Verfahren ist das Studium der oben erwähnten Durchblutungskapazität bei reaktiver Hyperämie. In [35] sind Normalwerte der Durchblutung ermittelt, die sich recht gut durch

$$P = 31\left[1 + 10\left(\frac{60}{60 + t}\right)^3\right]^{1)} \pm \begin{cases} 25\% \text{ bei } t = 0 \text{ bis}^{2)} \\ 60\% \text{ bei } t \geqq 20 \end{cases} \tag{10}$$

[1]) ziemlich gute Beschreibung der Mittelwerte

[2]) grobe Angabe des Streubereichs

beschreiben lassen (die Formel ist vom Verfasser aus den genannten Werten aufgestellt). Dabei ist t die Zeit in s nach Abschluß einer Ischämieperiode von 5 min und P die Durchblutung in ml (min)$^{-1}$ (l)$^{-1}$. Bei Arteriosklerose ohne vollständige Obliteration ist der Maximalwert signifikant kleiner, liegt aber auch noch beim Zeitpunkt $t = 0$. Bei Occlusion einer Arterie wird der Maximalwert stark verkleinert und überdies noch verzögert, so daß er erst nach ein oder zwei Minuten auftreten kann. Dabei kann der Wert von P bei $t = 0$ sogar kleiner sein als die Ruhedurchblutung [35].

Wie schon oben erwähnt, lassen sich Gefäßveränderungen und unter Umständen auch herzdiagnostische Befunde aus Studien der Volumenpulsation ableiten [20, 28, 37]. Bisher scheint das gewöhnlichere Verfahren die mehr oder weniger qualitative Beurteilung der Kurvenform zu sein. Eine Fourieranalyse der Pulskurve (was dann zum Beispiel auf den Druckverlauf in der Aorta oder eine an geeigneter Stelle durch Ultraschall oder andere „unblutige" Methode ermittelte Pulsation der Strömungsgeschwindigkeit bezogen werden sollte) ist, soweit bekannt, bisher nicht versucht worden, aber könnte unter Umständen eine gewisse Quantifizierung der Befunde erlauben.

Die auch schon erwähnten Verfahren zur Messung der Gefäßelastizität und des CFC können ebenfalls diagnostischen Zwekken dienen.

Es wird vielfach versucht, die Muskel- und Hautdurchblutung getrennt zu messen. Das dazu am besten geeignete Verfahren ist ohne Zweifel die „clearance" von radioaktiv markierten Flüssigkeiten, die in muskuläres, bzw. kutanes Gewebe injiziert worden sind. Direktere volumenplethysmographische Verfahren zu diesem Zweck sind mehr oder weniger unsicher, obwohl — wie es scheint — dies nicht immer eingesehen wird (vgl. [32] und [33]).

(Wird fortgesetzt)

Teil 2

Jan-Erik Sigdell

Technik und Verfahren der Venenverschlußplethysmographie (II)

Meßmethoden der Venenverschlußplethysmographie

Hier wird, kurz gefaßt, eine Übersicht über quantitative und mehr direkte Meßmethoden gegeben. Es gibt auch eine Reihe von qualitativen oder mehr indirekten Methoden, für welche auf die Literatur [1, 11, 31] hingewiesen wird (zum Beispiel Photoplethysmographie, Wärmeabfuhr von einem geheizten Gegenstand an der Haut oder im Gewebe, „clearance" von radioaktiven oder anderen Flüssigkeiten), wo auch noch hier erwähnte Methoden beschrieben sind.

1. Deplacementmethoden

Bei diesen Methoden wird der zu untersuchende Gliedteil in einer Kammer eingeschlossen, die mit Flüssigkeit oder Luft gefüllt ist. Das Deplacement (die Verdrängung) von Flüssigkeit oder Luft ist natürlich ein direktes Maß für das Gliedteilvolumen. Die technischen Probleme sind hier in erster Linie die Aufnahme des Deplacementes durch eine geeignete Meßanordnung und die Abdichtung beim Eintritt des Gliedes. Die Kalibrierung ist einfach und direkt: Injektion oder Wegnahme eines bekannten Volumens von der Flüssigkeit oder der Luft. Bei Flüssigkeitsplethysmographie verwendet man in den meisten Fällen Wasser.

1.a. Flüssigkeitsplethysmographen

Diese sind, in Hinsicht auf die Volumenmessung, die genauesten Plethysmographen, weil die Einwirkung der Temperatur und des Umgebungsdruckes auf das gemessene Deplacement am kleinsten sind. Die direkte Übertragung Gliedteilvolumen—Deplacement trägt zur Genauigkeit wesentlich bei. Allerdings können unter Umständen die Feuchtigkeit und der hydrostatische Druckgradient die Untersuchung physiologisch beeinflussen. Andererseits ist ja die Feuchtigkeit „standardisiert" auf 100 Prozent und der Druckunterschied zwischen dem höchsten und tiefsten Punkt am Gliedteil entspricht bei horizontaler Lage nur einigen Zentimeter Wasser. Der mittlere Druck kann innerhalb weiter Grenzen (zum Beispiel mit der Lage der freien Oberfläche — negativer oder positiver Druck oder auch null gegenüber der Umgebung) manipuliert werden. Die zeitliche Druckvariation während der Aufzeichnung kann klein gehalten werden durch die Wahl einer empfindlichen Meßmethode für das Deplacement, bei welcher kleine Verschiebungen der freien Oberfläche genügen.

Die Abdichtung ist hier einfacher als bei Luftplethysmographen. Für Abdichtungsmethoden wird auf die Literatur hingewiesen. Die dem Verfasser bekannten Methoden für die Deplacementmessung sind die folgenden:

I. Mechanische Aufzeichnung durch Verschiebung eines Kolbens, der einen Zeichenstift steuert (weil früher auf diese Weise Pulskurven aufgezeichnet wurden, wird das Prinzip manchmal „Kymographie" genannt). Wegen der Masse des Kolbens hat das System eine kleine Bandbreite (Trägheit des Kolbens gibt momentanen Druckanstieg am Anfang eines Zuwachses, wodurch die „Compliance" im System eine Rolle spielt; auch physiologische Wirkungen der dynamischen Druckschwankungen sollten möglich sein). Aus praktischen Gründen ist es oft notwendig, die Wasserkammer und den Kolben mit einem Schlauch zu verbinden, wodurch die „Compliance" erhöht wird; außerdem muß auf einen kleinen und konstanten Höhenunterschied (hydrostatischen Druck) geachtet werden. Auch sind verhältnismäßig große Kolbenverschiebungen notwendig, wodurch die hydrostatischen Druckschwankungen im Vergleich zu den folgenden Methoden relativ hoch werden können.

II. Druckmessung. Der hydrostatische Druck, an einem festen Ort in der Wasserkammer gemessen, variiert proportional zur Verschiebung der freien Oberfläche, d. h., proportional zur Volumenvariation, falls diese Oberfläche in einem zylindrischen „Schornstein" enthalten ist. Hierbei ist es, aus meßtechnischen Gründen, sogar erforderlich, daß die Druckschwankungen genügend groß sind.

III. Optische Abtastung der Lage der freien Oberfläche in einem zylindrischen „Schornstein" durch Lampe—Lichtdetektor ([36] vgl. auch Vorwort zu [31]). Frühere Methoden dieser Art verwendeten die Projektion der Flüssigkeitssäule auf einen sich bewegenden Film. Die photoelektrische Methode ist gut brauchbar. Sie erfordert allerdings Maßnahmen zum Abschirmen von Streulicht, zum Beispiel von Tageslicht oder der Zimmerbeleuchtung. (Es müßte jedoch möglich sein solche Maßnahmen zu umgehen, indem die Lichtquelle von Wechselstrom geeigneter Frequenz, zum Beispiel 75 Hz, um nicht mit der Netzfrequenz und deren Oberwellen zu interferieren, gespeist und der Photodetektor synchron betrieben würde.) Das Prinzip scheint eine Verschiebung der freien Oberfläche zu erfordern, die unter Umständen eine nicht ganz unwesentliche Variation des hydrostatischen Druckes mit sich führt.

IV. Leitfähigkeitsmessung [19, 29]. Die Leitfähigkeit der Wassersäule in einem zylindrischen „Schornstein", zum Beispiel zwischen eingesteckten vertikalen Drähten gemessen, variiert mit dem Volumen. Die Konduktivität des Wassers hängt allerdings stark von dem Ioneninhalt ab (was zum Beispiel durch Transpiration des Patienten auch noch verändert werden kann), und die Empfindlichkeit ist durch die Oberflächenspannung begrenzt, in ähnlicher Weise wie die Einwirkung bei der Kapazitätsmessung (siehe unten). Von dieser Begrenzung abgesehen sollte es im Prinzip möglich sein, mit sehr kleinen Oberflächenverschiebungen auszukommen. Die Leitfähigkeit ändert sich merkbar auch mit der Temperatur.

V. Kapazitätsmessung [14, 31, 34]. Die Kapazität zwischen zwei Elektroden, in die Flüssigkeit bei ihrer freien Oberfläche in einem zylindrischen „Schornstein" eingetaucht, variiert proportional zum Deplacement. Dabei ist es zweckmäßig, zwei konzentrische Zylinderelektroden zu verwenden, wobei die äußere geerdet ist und somit gleichzeitig als Abschirmung dient. Ist Wasser zwischen den Elektroden, sollte die innere Elektrode mit einer gleichmäßigen isolierenden Schicht überzogen sein, weil sonst der Q-Wert des gebildeten Kondensators zu niedrig ist. Das Wasser dient dann [31], bei einer Meßfrequenz von der Größenordnung 100 kHz oder kleiner zur Auswertung der Kapazität, eigentlich als verschiebbare Elektrode, und die Kapazität zwischen der Wassersäule und der inneren Elektrode wird über die Isolierschicht gemessen. Ist die Frequenz in der Größenordnung 100 MHz, muß dagegen die Wassersäule als verschiebbares Dielektrikum betrachtet werden. In dem Frequenzbereich dazwischen geschieht ein Übergang zwischen diesen zwei Zuständen.

Bei tieferen Meßfrequenzen, wo das Wasser als verschiebbare Elektrode funktioniert, entsteht Hysterese und dadurch eine Anfangs-Nichtlinearität in der Charakteristik, wie in Bild 5a gezeigt [31]. Der Grund ist, daß der Kontaktwinkel infolge der Oberflächenspannung bei Auf- und Abwärtsbewegung der Wasserfläche verschieden ist. Diese störende Einwirkung, die nur bei geringen Volumenverschiebungen das Ergebnis verfälscht, kann dadurch stark reduziert werden, daß eine nichtleitende und nicht mischbare Flüssigkeit, die leichter ist als Wasser, als dünne Schicht auf die freie Wasserfläche aufgetragen wird. Bei geeigneter Wahl dieser Flüssigkeit ist der Kontaktwinkel der Wasserfläche nahe bei Null und viel stabiler. Bild 5b zeigt die Charakteristik mit einer Schicht von 2-Oktanol. Wie in Bild 5c gezeigt, verschwindet die Hysterese vollständig, wenn nur eine nichtleitende Flüssigkeit (und kein Wasser) zwischen den Elektroden vorhanden ist. Im letzteren Fall wird keine Isolierschicht mehr an der inneren Elektrode benötigt.

Bild 6 zeigt einen „Meßkondensator" für Plethysmographie mit nur einer nichtleitenden Flüssigkeit, Isobutanol, im Kondensator [31]. Diese Flüssigkeit ist vom Wasser im Plethysmographen durch eine schlaffe Latexmembrane getrennt. Ein Hahn für die Abtrennung der Verbindung zum Plethysmographen ist auch eingezeichnet — damit werden die Volumenpulsationen ausgeschaltet während der Kalibrierung. Ein Photo vom „Meßkondensator" ist in Bild 7 gezeigt. Der eigentliche Kondensator ist in einem Plexiglaskubus mit 60 mm Kante eingebaut — auf dem Photo sieht man dazu noch den Hahn (und ein Anpassungsstück für einen anderen Plethysmographen als den, wofür der Kondensator ursprünglich gebaut wurde).

Bild 8 zeigt zugleich Plethysmogramme von den Unterbeinen und den Füßen eines zweieinhalbmonatigen Kindes mit ödematösen Füßen sowie bei größerer Verstärkung die Volumenpulsation ohne Venenverschluß, mit dem oben erwähnten „Meßkondensator" aufgenommen [31]. Bild 9 zeigt eine Reihe von Plethysmogrammen, die mit der gleichen Anlage an einem Neugeborenen während Blutaustausch aufgenommen wurden [5]. Die Zahlen +45 bis —45 geben die momentane Abweichung in ml vom Anfangswert des zirkulierenden Blutvolumens (CBV) an.

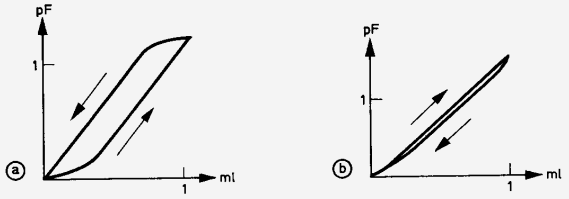


Bild 5. Einwirkung der Oberflächenspannung (Kontaktwinkel) bei einem kapazitiven Verdrängungsaufnehmer bei a) nur Wasser; b) Wasser mit einer dünnen „Pufferschicht" von 2-Oktanol und c) nur Isobutanol zwischen den Elektroden (die Innenelektrode hat den Außendurchmesser 15 mm, die Außenelektrode den Innendurchmesser 30 mm; in a) und b) hatte die Innenelektrode eine Isolierschicht aus Plexiglas von 0,5 mm Dicke)

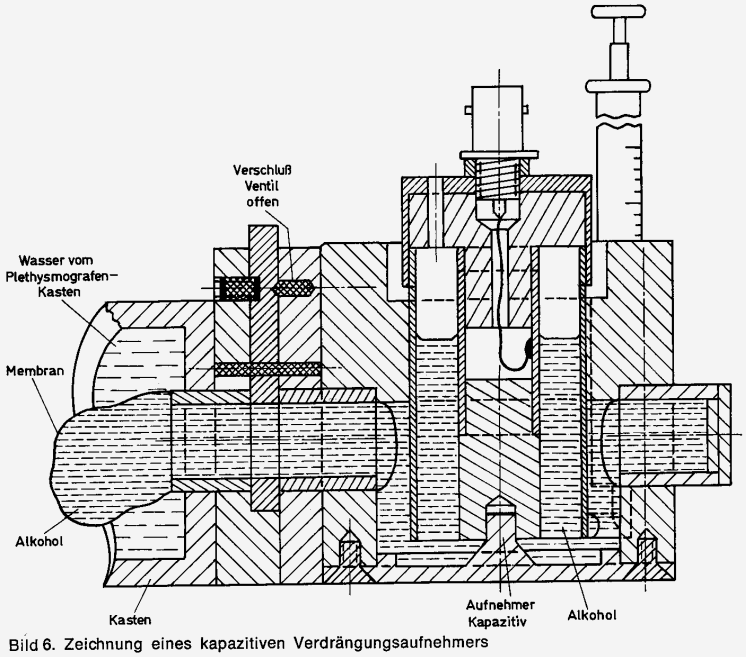


Bild 6. Zeichnung eines kapazitiven Verdrängungsaufnehmers

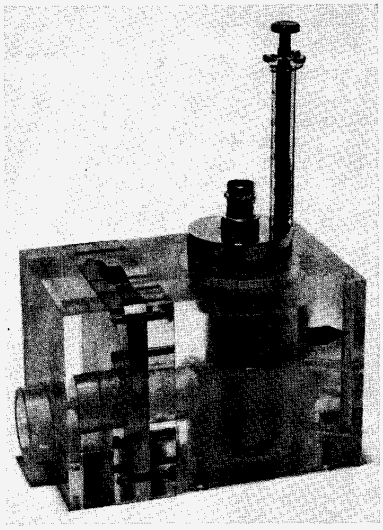


Bild 7. Photo des Aufnehmers in Bild 6

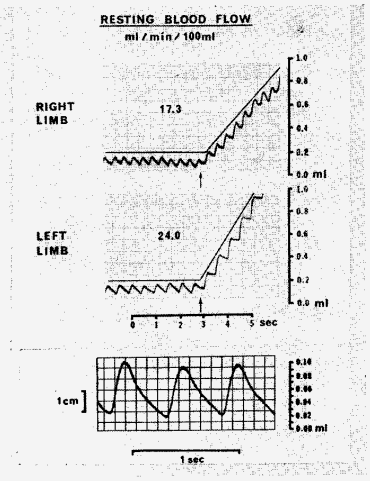
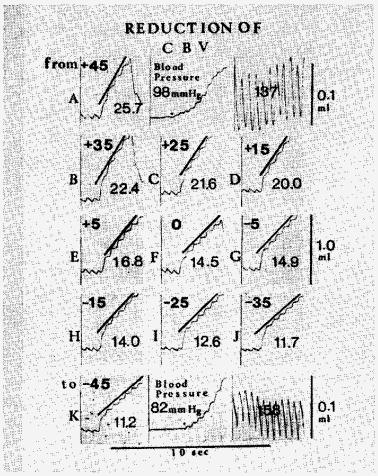


Bild 8 (links).
Oben: Plethysmogramme von den Unterschenkeln (links und rechts) eines $2^1/_2$monatigen Kindes mit ödematösen Füßen. Unten: die Volumenpulsation ohne Venenverschluß (beim gleichen Kind). Die Durchblutung ist, gegenüber dem Normalfall, kräftig erhöht

Bild 9 (rechts).
Plethysmogramme während Blutaustausch an einem Neugeborenen. Erklärungen im Text. (Vgl. [5] und Bild 4)



Es ist auch gezeigt, wie der systolische Blutdruck gemessen werden kann (siehe oben). Verstärkte Aufzeichnungen der Pulsationen wurden zwecks Herzfrequenzbestimmung auch aufgenommen. Bild 10 zeigt schließlich den Meßkondensator zusammen mit einer Plethysmographenkammer in „Stiefelform" für Frühgeburten. Die Abdichtung geschieht mit einem Präservativ, in der gezeigten Ausführung an eine Gummischeibe geklebt, mit dem geschlossenen Ende abgeschnitten. Das Präservativstück

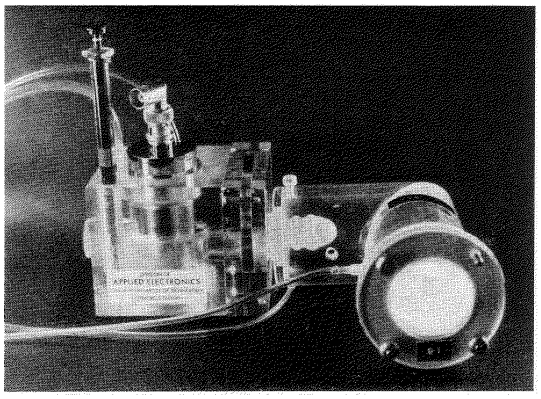


Bild 10. Photo von einem „Plethysmographenstiefel" für Frühgeburten, mit aufmontiertem „Meßkondensator"

umgibt einen Teil des Unterbeines im Plethysmographen und gibt eine sehr gute Abdichtung bei Früh- und Neugeborenen. Diese Anlage wurde für Forschungszwecke gebaut, wobei mehr auf Präzision als auf Einfachheit in der Handhabung Wert gelegt wurde. Die hohe Empfindlichkeit geht aus den abgebildeten Aufzeichnungen hervor.

1.b. Luftplethysmographie

Bei Luftplethysmographie wird die Verdrängung von Luft statt Flüssigkeit gemessen. Dabei ist die Abdichtung meist etwas schwieriger und das System wird empfindlicher für Temperaturveränderungen und, bei vielen Meßanordnungen, auch für Variationen im Druck der Umgebung (welche zum Beispiel beim Öffnen oder Schließen der Tür zum Untersuchungszimmer entstehen können). Die Verdrängung wird heute meistens durch Druckmessung [10] ermittelt, wobei das Volumen im Plethysmograph möglichst konstant zu halten ist — es wird somit keine so direkte Deplacementmessung vorgenommen, wie bei Flüssigkeitsplethysmographie. Eine neue interessante Entwicklung eines Luftplethysmographen verwendet Pneumotachographie, um den Ein- und Ausfluß von Luft durch eine direkte Verbindung mit der Umgebung der Meßkammer aufzunehmen [9]. Dabei erhält man die Ableitung des Plethysmogrammes, welche jedoch leicht integriert werden kann. Ältere Methoden verwendeten mechanische Aufzeichnungsmethoden, analog zu der oben erwähnten Kolbenmethode.

2. Quecksilberschlauchplethysmographie (Whitney) [30, 32, 39]

Bei diesem Verfahren wird ein sehr dünner, elastischer und mit Quecksilber gefüllter Schlauch um das Glied gewickelt. Bei der Annahme rein radialer Expansion ohne Änderung der Querschnittsform, ist der Widerstand des Quecksilberkanales proportional zur Querschnittsfläche und somit zum Volumen in einem (etwas undefinierten) Segment in der Umgebung des Schlauches. Die Elastizität des Schlauches kann die Messung etwas verfälschen sowie die Tatsache, daß die idealen Annahmen oben nie exakt zutreffen. Die Kalibrierung wird meistens durch vorgegebene Dehnung des Schlauches in situ mit einer Streckvorrichtung vorgenommen. Entgegen früherer Auffassung wird dabei im allgemeinen die Einwirkung der Elastizität des Schlauches nicht automatisch kompensiert [32]. Das Verfahren ist praktisch und einfach zu handhaben, ist aber von begrenzter Genauigkeit.

3. Impedanzplethysmographie [15, 16, 18, 20-28, 42]

Die elektrische Impedanz eines Gliedsegmentes variiert mit der Blutauffüllung. Der Wiederstandsteil R_z dieser Impedanz variiert, nach Nyboer [25], mit dem Volumen V als

$$\frac{dV}{V} = -\frac{dR_z}{R_z}, \qquad (11)$$

wobei eine rein radiale Expansion vorausgesetzt wird. Das Prinzip der Impedanzplethysmographie ist auf (11) basiert und wird zweckmäßig mit einem Vierelektrodensystem durchgeführt [27]: zwei äußere Elektroden für die Speisung eines konstanten Wechselstroms und zwei innere Elektroden für die Messung einer Spannung, die der Impendanz im dazwischen liegenden Gliedteil proportional ist. Zweielektrodensysteme wurden auch verwendet, aber hier ist eine meist nicht unwesentliche Verfälschung durch den Übergangswiderstand an der Kontaktstelle an der Haut unvermeidlich. Eine direkte Kalibrierung ist nicht möglich, außer man würde das Glied außerhalb der beiden inneren Elektroden stauen und dazwischen eine vorgegebene Blutmenge abnehmen, bzw. Blut injizieren.

Zur Zeit läuft eine Diskussion über die Glaubwürdigkeit von Impedanzmessungen zu volumenplethysmographischen Zwecken, von einer kritischen Untersuchung von Hill et al. ausgelöst [18, 22, 23]. Dem Leser, der sich für dieses Verfahren interessiert, wird empfohlen, die entsprechenden Literaturhinweise zu studieren. Die vorläufige Ansicht des Verfassers ist, daß die Untersuchungen von Hill et al. darauf hinweisen, daß die praktische Ausführung der Impedanzplethysmographie mit Schwierigkeiten verbunden ist, welche von vielen Anwendern übersehen wurden, aber daß diese Untersuchungen nicht die Unmöglichkeit der Impedanzplethysmographie beweisen (was Hill et al., wie es scheint, andeuten wollen). Um diese Sache zu klären, sind genaue experimentelle Untersuchungen angebracht, vielleicht mit durch isolierte Katheter in die Blutbahnen eingeführten Kontakten (ein Paar von Strom- und Spannungselektroden in einer Arterie und ein Elektrodenpaar in einer Vene).

Das Verfahren wird auch zu Atemstudien durch Thoraxplethysmographie verwendet [21]. Auch die Messung von Herzzeitvolumen wird damit versucht [24]. Durchblutungsstudien am Gehirn werden ebenfalls mit diesem Verfahren versucht [42]. Ein anderer Name für Impedanzplethysmographie ist Rheographie.

4. Kapazitätsplethysmographie (Figar) [12, 13, 33, 40, 41]

Die elektrische Kapazität zwischen der Haut eines Gliedes und einer umgebenden Elektrode variiert mit dem Volumen des Gliedes. Durch das Anschließen eines Kapazitätsmeßgerätes zwischen dem Glied und einer umgebenden, nicht-berührenden „Metallmanschette", können Volumenvariationen aufgezeichnet werden. Das Verfahren ist viel leichter zu handhaben als zum Beispiel Flüssigkeitsplethysmographie, aber in der Genauigkeit begrenzt. Es wird wiederum eine rein radiale Expansion vorausgesetzt und die Methode ist nur dann linear und von der Verteilung der Expansion unabhängig, wenn gewisse Bedingungen erfüllt sind. Ein solcher Fall liegt vor, wenn der Abstand zwischen Haut und Elektrode konstant und viel kleiner ist als der Krümmungsradius der Hautfläche und die Expansion nur eine kleine Änderung dieses Abstandes verursacht. Eine allgemeinere Bedingung ist, daß der genannte Abstand in bestimmter Relation zum Krümmungsradius stehen soll, was einen sich über die Hautfläche veränderten Abstand erfordert. Eine mathematische Analyse von diesem Prinzip ist vom Verfasser durchgeführt worden und wird demnächst veröffentlicht [33].

5. Photogrammetrische Plethysmographie [17]

Ein Verfahren, das vor allem in der Auswertung etwas aufwendig scheint, ist Stereophotogrammetrie, wobei das Glied aus verschiedenen Richtungen mit einer Anzahl Stereokameras stereographisch photographiert wird. Die Photos werden dann photogrammetrisch ausgemessen, um den Volumenzuwachs auszuwerten. Ein Vorteil ist, daß auch die Verteilung des Volumenzuwachses erhältlich ist.

Allgemeine Aspekte auf mögliche Fehlerquellen

Hier werden einige allgemeine Aspekte in kurzer Fassung gegeben, ohne Bezug auf die gewählte Meßmethode.

Bei den meisten Methoden kann das Grenzsegment des Gliedes beim Eintritt in den Plethysmographen eine gewisse Fehlerquelle ausmachen, indem die Expansion außerhalb des Plethysmographen unter Umständen auch das Innere etwas beeinflussen kann, oder indem ein kleiner Anteil der Expansion im Inneren nach außen verloren geht. Die Einwirkung ist jedoch sehr klein. Eine Bewegung kann verursachen, daß das Glied am Eintritt ins Meßgerät verrutscht und im Verhältnis zum Plethysmographen verschoben wird. Während eines Plethysmogrammes werden solche Einflüsse meistens leicht als Artefakte erkannt. Die kleinere Veränderung von Basisvolumen V_0, die dadurch verursacht wird, ist meistens ohne Bedeutung.

Die Durchblutung der Haut wird von der Temperatur und der Feuchtigkeit im Plethysmograph beeinflußt. Deswegen müßte die Temperatur konstant gehalten werden und eine „Akklimatisierungszeit" dem ersten Plethysmogramm vorausgehen. Am einfachsten ist wohl, die Feuchtigkeit in der Luft dadurch zu kontrollieren, daß sie entweder bei Null (Trockenmittel in Luftplethysmograph) oder Sättigung (Wasservolumen im Luftplethysmograph enthalten) gehalten wird. Bei Luftplethysmographie ist dabei jedoch oft ein gewisser Feuchtigkeitsgradient infolge der Transpiration schwer zu vermeiden und bei offenen Plethysmographen ist der Einfluß von Luftströmungen schwierig zu kontrollieren. Bei dem Flüssigkeitsplethysmograph könnte man auch zum Beispiel mit Öl arbeiten, aber die Anwendung von Wasser bedeutet andererseits eine standardisierte Feuchtigkeit (konstant auf 100 Prozent). Der Druck im Plethysmographen hat auch einen Einfluß und soll möglichst konstant (zeitlich und räumlich) gehalten werden.

Venen im Knochen unter der Staumanschette werden nicht verschlossen. Dies kann unter Umständen noch einen gewissen Fehler verursachen.

Manchmal wird auch segmentelle Plethysmographie ausgeführt, wobei der Plethysmograph nur an einem Segment des Gliedes angebracht wird. Dabei muß aus offensichtlichen Gründen der Flüssigkeitsaustausch mit dem distalen Teil verhindert werden, besonders bei vertikaler Lage des Gliedes, weil die „Auffüllung" bei der Aufnahme eines Plethysmogrammes wegen der Schwerkraft unten anfängt (untere Venen zuerst gefüllt). Bei horizontaler Lage scheint die Verhinderung dieses Austausches noch wünschenswert, aber der Fehler bei freiem Austausch ist jedenfalls kleiner als bei vertikaler Lage. Der distale Kreislauf wird dadurch abgetrennt, daß eine distale Manschette zu einem suprasvstolischen Druck aufgeblasen wird. Dabei bleibt allerdings eine gewisse Verbindung durch die Gefäße der Knochen offen. Auch bei vollständiger Trennung wäre allerdings zu erwarten, daß die Ischämie im distalen Gliedteil eine physiologische Reaktion auch im Teil innerhalb des Plethysmographen verursacht. Deshalb erscheint jedoch das Einschließen des gesamten Endstückes des Gliedes im Plethysmographen wünschenswert.

Die radiale Kompression von einem Gliedsegment unter der Staumanschette verursacht ein seitliches Ausweichen des Gewebes, was oft eine gewisse Volumenverschiebung in den Plethysmographen hinein verursacht. Dadurch wird ein plötzlicher Anstieg im Moment des Venenverschlusses in dem Plethysmogramm sichtbar, was allerdings so rasch geschieht, daß die Auswertung des Plethysmogrammes nicht gestört wird. Der stufenartige Sprung wird leicht erkannt und wird ebenso leicht vom Volumenzuwachs abgezogen. Nur wenn der Sprung sehr groß ist (so daß unter Umständen die Aufzeichnung über den Papierrand hinausgehen würde), ist es wichtig, diesen Artefakt zu reduzieren, zum Beispiel durch Verschieben der Staumanschette

Schlußwort

Für die Verfügungsstellung und die Erlaubnis zur Wiedergabe der Abbildungen 3, 4 und 9 bin ich Dozent Olov Celander beim Krankenhaus in Mölndal, Schweden, zu bestem Dank verpflichtet, sowie auch für die wertvollen Diskussionen während unserer Zusammenarbeit in den vergangenen Jahren, durch welche ich viel über physiologische Aspekte der Plethysmographie gelernt habe.

Das erwähnte System zur Flüssigkeitsplethysmographie mit einem kapazitiven Deplacementaufnehmer wurde vom Verfasser beim Forschungslaboratorium für Medizinische Elektronik, Chalmers Technische Hochschule, Göteborg, Schweden, das von Professor Henry Wallman geleitet wird, entwickelt [31]. Diese Arbeit wurde zum größten Teil von „Statens Tekniska Forskningsråd" (Technischer Forschungsrat des Staates) unterstützt. Das System wurde auch mit einer Einrichtung zum automatischen Nullabgleich versehen. Patentanmeldungen wurden eingereicht.

Anschrift des Verfassers: Dr. Jan-Erik Sigdell, c/o F. Hoffmann-La Roche & Cie, A.G., Abteilung Medical Engineering, Postfach, CH-4002 Basel, Schweiz.

Keywords: Plethysmographie, Durchblutung, Kapillar-Filtration, peripherer Widerstand, Pulsvolumen, Gefäßwandelastizität, Blutdruck.

Eingegangen: 4. 3. 1971.

Schrifttum

[1] Brown, C. C., Giddon, D. B., and Dean, E. D.: Techniques of plethysmography, Psychophysiology 1:253—266, 1965

[2] Brown, E., Greenfield, A. D. M., Siang Goei, J., and Plassaras, G.: Filling and emptying of the low-pressure blood vessels of the human forearm, J. App. Physiol. 21 (2):573—582, 1966

[3] Celander, O. and Thunell, G.: A plethysmographic method for measuring the systolic and diastolic blood pressure in newborn infants, Acta Paediatrica 49:497—502, 1960

[4] Celander, O. and Mårild, K.: Regional circulation and capillary filtration in relation to capillary exchange in the foot and calf of newborn infants, Acta Paediatrica 51:385—400, 1962

[5] Celander, O., Prod'hom, L. S., Frenck, N., and Sigdell, J.-E.: Cardiovascular adjustments to acute hypo- and hypervolumina during exchange transfusions in newborn infants (Abstract from the Meeting of the European Club for Pediatric Research, Copenhagen, Juli 7—9, 1967), Ped. Res. 1:411, (Sept. 1967)

[6] Celander, O.: Studies of the peripheral circulation, in The Heart and Circulation in the Newborn and Infant (herausgegeben von D. E. Cassels), S. 98—110

[7] Celander, O., and Thorén, O.: Validation of a plethysmographic method for measuring the systolic and diastolic blood presure in man. Erscheint 1971 in Scand. J. Clin. Lab. Invest.

[8] Dahn, I., Jonson, B., and Nilsén, R.: Plethysmographic in vivo determinations of elastic properties of arteries in man, J. Appl. Physiol. 28:328—332, 1970

[9] Dahn, I., Jonson, B., and Nilsén, R.: A plethysmographic method for determination of flow and volume pulsations in a limb, J. Appl. Physiol. 28:333—336, 1970

[10] Dohn, K., Gravenhorst, J. S., and Jarløv, N. V.: Volume recorder usable during functional states, Rep. Steno Hospital (Copenhagen) 6:141—168, 1956

[11] Fentem, P. H., and Greenfield, A. D. M.: Measurements of blood flow, in Measurement and Precision in Surgery (herausgegeben von Sir H. Atkins), Blackwell Scient. Publ., Oxford and Edinburgh, S. 189—207, 1969

[12] Figar, Š.: A new radio-frequency method for measuring — for medical purposes — the blood supply to various parts of the body, Tech. Dig. (Prague) 1:489—493, 1959

[13] Figar, Š.: Электроемкостная Плетизмография, Physiologia Bohemo-slovenica 8:275—282, 1959

[14] Follett, D. H., and Preece, A. W.: A new principle for level recording in venous occlusion plethysmography, Med. Biol. Engng. 7:217—220, 1969

[15] Geddes, L. A.: The international conference on bioelectrical impedance, Sept. 29 — Oct. 1, 1969, New York City, ein Tagungsbericht, Med. Res. Engng., April 1970, S. 20—21 (vgl. [42])

[16] Gutmann, J., Kachel, V., and Bründl, G.: Vergleichende Messungen mit neuen rheographischen und plethysmographischen Durchblutungsmeßgeräten, Elektromedizin — Medizinische Elektronik, Sonderausgabe der Kongreßvorträge München 1968, Sept. 1969

[17] Herron, R. E., and Cuzzi, J. R.: A photogrammetric plethysmograph, Proc. 23rd ACEMB, Washington, D.C., 16. — 19. Nov. 1970, S. 329

[18] Hill, R. V., Jansen, J. C., and Fling, J. L.: Electrical impedance plethysmography: a critical analysis, J. Appl. Physiol. 22:161—168, 1967

[19] Jewell, B. R., and Wilkie, D. R.: A simple transducer system for use in plethysmography, J. Physiol. 185:3P—5P, 1966

[20] Kaindl, F., Polzer, K., und Schuhfried, F.: Rheographie. Eine Methode zur Beurteilung peripherer Gefäße, Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt, 1967

[21] Karlberg, P., Victorin, L., Daily, W. J. R., and Olsson, T.: Transthoracic impedance variations in newborn babies with special regard to early and late clamping of the umbilical cord, Digest of the 7th Internat. Conf. on Med. Biol. Engng., Stockholm 1967, paper 16—8

[22] Kinnen, E.: A defense of electrical impedance plethysmography, Med. Res. Engng. 8 (4): 6—7, mit „Rebuttal" von R. V. Hill und J. C. Jansen (vgl. [18]) S. 7—9

[23] Kinnen, E.: Further defense of impedance plethysmography, Med. Res. Engng. 8 (3):31, 1969

[24] Kinnen, E., and Duff, C.: Cardiac output from transthoracic impedance records using discriminant analysis, J.A.A.M.I. 4:73—78, 1970

[25] Nyboer, J.: Electrical impedance plethysmography, Charles C. Thomas, Publisher, Springfield, Illinois, 1959

[26] Olsson, T.: A recording system designed for newborn infants with respiratory deficiencies, Report from the Research Laboratory of Medical Electronics, Chalmers University of Technology, Göteborg, Schweden (1966)

[27] Olsson, T.: Some aspects of the design of impedance plethysmographs, Digest of the 7th Conf. Med. Biol. Engng., Stockholm, 1967, paper 6—4

[28] Polzer, K., und Schuhfried, F.: Die physikalischen Untersuchungsmethoden peripherer Gefäße unter besonderer Berücksichtigung der Rheographie, Monatskurs f. ärztl. Fortbild. 10:366—369, 1960

[29] Preece, A. W., and Voyce, M. A.: Venous occlusion plethysmography in children, Acta Paed. Scand. 57:12—14, 1968

[30] Schreiber, H.: Die Venenverschluß-Plethysmographie in der Fachpraxis, Acta Medicotechnica 18(3):AM37—AM39, 1970

[31] Sigdell, J.-E.: A plethysmographic system with a capacitive displacement transducer and automatic reset, Report Nr. 1:68 from the Research Laboratory of Medical Electronics, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden (1968)

[32] Sigdell, J.-E.: A critical review of the theory of the mercury strain gauge plethysmograph, Med. Biol. Engng. 7:365—371, 1969

[33] Sigdell, J.-E.: A theoretical study of capacitive plethysmography. Erscheint demnächst in Med. Biol. Engng.

[34] Sigdell, J.-E.: Letter to Editor. Med. Biol. Engng. 9:229 von D. H. Follett und A. W. Preece, S. 230, 1971.

[35] Siggaard-Andersen, J.: Obliterative vascular disease. Classification by means of the Dohn plethysmograph, Acta Chir. Scand. 130:190—198, 1965

[36] Stolinski, C., Sirs, J. A., Ardill, B. L., and Fentem, P. H.: A photoelectric volume transducer for use with a water-filled plethysmograph J. Appl. Physiol. 22 (6):1161—1164, 1967

[37] Völker, R.: Zur Diagnostik angiologischer und cardiologischer Erkrankungen mit dem Vasogramm Adapter nach Prof. R. Völker. Druckschrift der Fa. Josef Neuberger, 8122 Penzburg, Deutschland

[38] Weaver, J. P. A., and Evans, A.: A plethysmograph with an air capacitance recording system, J. Appl. Physiol. 23:591—592, 1967

[39] Whitney, R. J.: The electrical strain gauge method for measurement of peripheral circulation in man, in Peripheral Circulation in Man (herausgegeben von G. E. W. Wolstenholme) S. 45—52 (Diskussion S. 53—57). A CIBA foundation Symposium. Churchill London, 1954

[40] Willoughby, E. O.: A constant frequency differential electronic capacitance plethysmograph, Proc. I.R.E.E. Australia, S. 264—272, 1965

[41] Wood, R. J., and Hyman, C.: A direct reading capacitance plethysmograph, Med. Biol. Engng. 8:59—70, 1970

[42] International Conference on Bioelectrical Impedance (herausgegeben von S. E. Markovich), issue of the Annals N.Y. Acad. Sci. 170:407—836, Art. 2, July 30, 1970