



Messung von peripheren Kreislaufparametern mit der nichtinvasiven NIRP-Methode bei pulsierender Magnetfeldtherapie mit dem Quantronic-Resonanz-System Salut 1

von M. Krauß und G. Grohmann

Zusammenfassung

Mit der nichtinvasiven NIRP-Methode (Nahes-Infrarot-Rot-Remissions-Photoplethysmographie) lassen sich quantitative Veränderungen von peripheren Kreislaufparametern ermitteln, wie sie bei pulsierender Magnetfeldtherapie, ebenso u. a. bei hyperbarer Sauerstofftherapie, Akupunktur, Oxyvenierung nach Regelsberger, UV-Bestrahlung des Blutes auftreten. Im Beitrag wird gezeigt, daß sich damit insbesondere Veränderungen der Oxygenierung an der Meßstelle (z. B. Finger- oder Zehenbeere) erfassen lassen, die durch Wirkung des vaskulären Stickstoffmonoxyd (NO)-Systems (u. a. Relaxierung und Dilatation der Blutgefäße fungieren als Neurotransmitter im peripheren Nervensystem) eintreten. Gleichzeitig ist darstellbar, ob eine Öffnung der arterio-venösen Shunts durch eine entsprechende Therapie vorliegt. Mit diesem nichtinvasiven, einfachen und kostengünstigen Verfahren ist somit eine ständige quantitative Verlaufskontrolle und Therapieüberwachung auch bei pulsierenden Magnetfeldern möglich, ohne den Patienten zu belasten und Schäden infolge einer Messung zu hinterlassen.

Schlüsselwörter: Remissions-Photoplethysmographie, nichtinvasives Verfahren, periphere Kreislaufparameter, Veränderungen der Oxygenierung, pulsierende Magnetfeldtherapie, hyperbare Sauerstofftherapie, Akupunktur

Summary

With the non-invasive NIRP method (Near Infrared-Red Remission Photoplethysmography), quantitative changes in peripheral circulatory parameters — such as occur in pulsing magnetic field therapy, hyperbaric oxygen therapy, acupuncture, oxygenation acc. to Regelsberger and UV irradiation of the blood — can be measured. This contribution shows that changes in oxygenation occurring on the basis of the effect of the vascular nitrogen monoxide (NO) system can be measured in particular at the measuring point (e. g. cup of finger or toe): among other things relaxation and dilatation of blood vessels with a neurotransmitter function in the peripheral nervous system. At the same time, it can also be determined whether an opening of the arterio-venous shunt is achieved by a given ther-

1. Problemstellung

Therapieergebnisse bei Anwendung pulsierender Magnetfelder, wie verbesserte periphere Durchblutung und Sauerstoffversorgung der Zellen, Anregung des Stoffwechsels, Forcierung der Knochenheilung, Immunaktivitätssteigerung, additiv lindernder Einfluß bei der Schmerztherapie sind in (5, 6, 7) beschrieben, worauf verwiesen sei. Zielsetzung des nachfolgenden Beitrages soll sein, neben diesen klinischen Ergebnissen quantitative Veränderungen von mit der nichtinvasiven NIRP-Methode erfaßten charakteristischen peripheren Kreislaufparametern bei pulsierender Magnetfeldtherapie mit dem Quantronic-Resonanz-System Salut 1 (5, 6) darzustellen. Ob dabei Korrelationen zum bekannten vaskulären Stickstoffmonoxyd (NO)-System (11, 14) bzw. tendenziell auch zu anderen Therapieverfahren (z. B. hyperbare Sauerstofftherapie (8), Oxyvenierung nach Regelsberger (8), Akupunktur, UV-Bestrahlung des Blutes (8) auftreten, soll ebenfalls untersucht werden.

2. Das mit der nichtinvasiven NIRP-Methode ermittelbare mikrovaskuläre Blutfüllungsvolumen und die Änderung dessen Oxygenierungszustandes bei Durchführung funktioneller Untersuchungen

Wohl gibt es eine Vielzahl von Durchblutungsmeßmethoden, die den Anforderungen der medizinischen Fachgebiete mehr oder weniger genügen; für eine klinische Mikrozirkulationsdiagnostik erscheinen sie in der Anwendung erheblich reduziert. Eine derartige Methodik, die die drei Prinzipien „kontinuierlich, nichtinvasiv und regional“ in sich vereint, ist die in der CMMD-Familie (Laumann Medizintechnik GmbH Selb) realisierte Nahe-Infrarot-Rot-Remissions-Photoplethysmographie (NIRP-Methode genannt) (1, 2, 3). Sie stellt ein diagnostisches Fenster zur Mikrozirkulation

apy. Using this non-invasive, simple and economical method, it is thus possible to achieve continuous quantitative course control and therapy monitoring, even with pulsing magnetic fields, without causing negative effects or measurement damage in the patient.

Key words: Near Infrared-Red Remission Photoplethysmography, non-invasive method, peripheral circulatory parameters, changes in oxygenation, pulsing magnetic field therapy, hyperbaric oxygen therapy, acupuncture

Résumé

La méthode NIRP de photopléthysmographie de rémission non invasive dans l'infrarouge proche permet de déterminer les modifications quantitatives des paramètres circulatoires périphériques tels qu'ils se produisent dans la magnétothérapie pulsatoire tout comme, entre autres, dans l'oxygénothérapie hyperbare, l'acupuncture, l'oxygénation selon Regelsberger, l'irradiation du sang aux ultraviolets. L'article montre que cette méthode permet de déterminer au point de mesure (p. ex. pulpe des doigts ou des orteils) principalement des modifications de l'oxygénation qui se produisent sous l'effet du système du monoxyde d'azote vasculaire (NO) (entre autres relaxation et dilatation des vaisseaux sanguins, dans le système nerveux périphérique comme neurotransmetteur).

En même temps, on peut mettre en évidence s'il y a une ouverture du shunt artério-véneux par une thérapie correspondante. Cette méthode non invasive, simple et économique permet de procéder en permanence à un contrôle qualitatif de l'évolution et à une surveillance thérapeutique même avec des champs magnétiques pulsatoires, sans gêner le patient et sans que la mesure laisse des lésions.

Mots-clés: photopléthysmographie de rémission, méthode non invasive, paramètres circulatoires périphériques, modifications de l'oxygénation, magnétothérapie pulsatoire, oxygénothérapie hyperbare, acupuncture

dar. Es lassen sich vom Mikrogefäßsystem her indirekt auch die arteriellen Makrogefäße sowie die Herzfunktion beurteilen. Damit ist letztlich eine komplexe Herz-Kreislauf-Diagnostik möglich, wie in (1, 3, 4) gezeigt wird. In (1, 3, 4) wird dargelegt, wie mit der NIRP-Methode eine Erfassung und Auswertung peripherer und zentraler Herz-Kreislauf-Parameter möglich ist. In diesem Beitrag soll gezeigt werden, daß diese Methode zur quantitativen Parameterbeschreibung ebenso bei der pulsierenden Magnetfeldtherapie für eine Verlaufskontrolle und Therapieüberwachung geeignet erscheint.

Das Prinzip der NIRP-Methode ist in Abb. 1 dargestellt. Es wird ein Clip, analog zum bekannten Pulsoxymeter (10), an einem peripheren Meßort (z. B. Finger- oder Großzehenbeere) angebracht. Mit einer in das Gewebe eingestrahelten Wellenlänge von $S1 = 840 \text{ nm}$ (nahes Infrarot) lassen sich remissionsphotoplethysmographisch über einen Empfänger E die (relativen) Mengen des Blutes erfassen, die das Mikrogefäßsystem am Meßort in Form von Volumenpulswellen passieren und vom Herzen ausgelöst werden (1, 2, 3, 13), während mit der (im Zeitmultiplex) eingestrahelten roten Wellenlänge von $S2 = 640 \text{ nm}$ eine Bewertung des oxymetrischen Zustandes am Meßort möglich ist (1). Zur Kontrolle der Temperatur am Meßort ist ein entsprechender Sensor integriert.

In Abb. 2a ist eine mit dem Gerät CMMD gemessene mikrovaskuläre Perfusion, die Blutvolumenpulsation im Mikrogefäßbereich „Fingerbeere“, bei einem 28jährigen liegenden Normalprobanden und Ruheventilation dargestellt (Meßzeit 64 Sekunden).

Abb. 2b zeigt diese Volumenpulsationen in einem 4-Sekunden-Zeitfenster mit den Pulsflächen F_{19} bis F_{22} als Beispiele. Die im abfallenden Volumenpuls deutlich ausgeprägte Dikrotie*

* Eine Dikrotie ist Ausdruck einer im arteriellen System auftretenden (gedampften) Schwingung des Blutvolumens. Dabei wird die Zeit vom Pulsgipfel bis zum Gipfel der dikroten Welle „arterielle Grundschwingung“ (1, 2, 3, 12, 13) genannt.

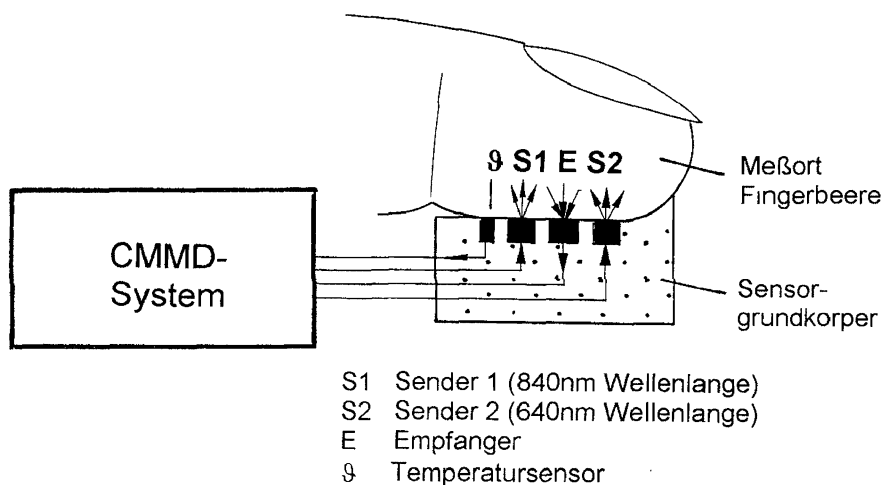


Abb. 1: Prinzip der nichtinvasiven NIRP-Methode (1, 2, 3).

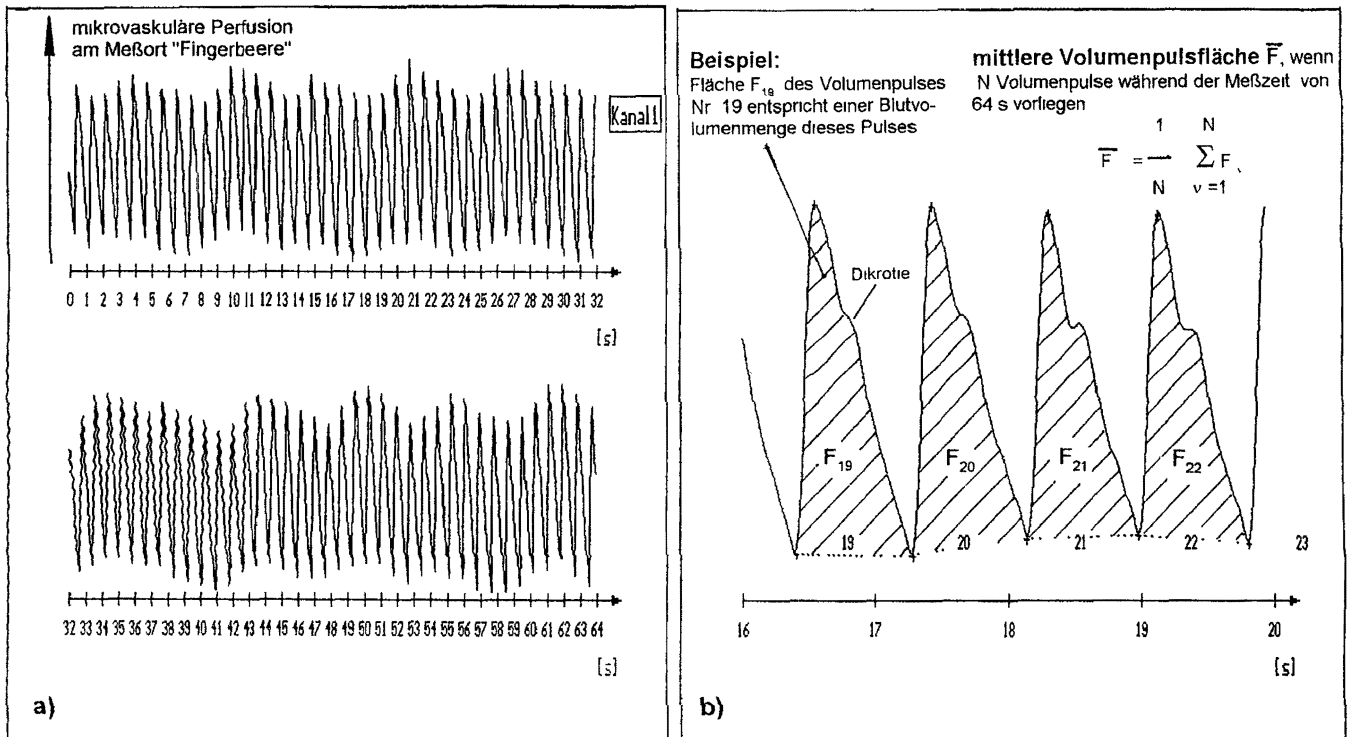


Abb. 2: Blutvolumenpulsation im Mikrogefäßbereich „Fingerbeere“ bei einem 28jährigen liegenden Normalprobanden, ermittelt mit der NIRP-Methode (Gerät CMMD der Fa. Laumann Medizintechnik GmbH, Selb)
 a) bei einer Meßzeit von 64 Sekunden,
 b) in einem 4 Sekunden-Zeitraum mit den Volumenpulsflächen F_{19} bis F_{22} als Beispiele.

und deren Lage in etwa $\frac{2}{3}$ der Höhe der Pulse weisen nach (12) auf ein „normales“ arterielles System (Strecke Herz-Fingerbeere) hin. Demnach läßt sich aus der Form dieser durch das entsprechende arterielle Gefäßsystem geprägten Volumenpulsation qualitativ auf dessen Zustand schließen. Ist z. B. keine Dikrotie ersichtlich, so ist dies ein sicheres Zeichen einer Schädigung des jeweiligen Arterienabschnittes, also ein Hinweis auf eine gewisse Regulationsstarre (12). Es erfolgt in diesem Fall nach Erreichen des (späten) Gipfels ein nahezu linearer Abfall, der charakteristisch für das Auftreten einer peripheren arteriellen Verschlusskrankheit ist (3, 9). Ebenfalls ist bekannt (3, 9), daß sich bei maximaler Vasodilatation die dikrote Welle verstärkt und der Volumenpuls-Basis nähert. Umgekehrt be-

deutet ein Höherwandern der Dikrotie mit Abflachung der Schwingung am abfallenden Pulsschenkel eine arterielle Engstellung. Von Kappert (9) liegen dazu qualitative Bewertungen des arteriellen Systems (pathologische Pulskurven) vor. Aus der vom Herzen ausgehenden, durch die bekannte arterielle „Windkesselfunktion“ (9, 13) geprägte und sich in einem Mikrogefäßbereich einstellenden Blutvolumenpulsation analog zu Abb. 2 lassen sich gleichfalls quantitative Kennwerte ableiten. Dazu sei auf die Literatur (1, 3) verwiesen. Ohne Amplituden-Kalibrierung ist bei nichtinvasiven Verfahren die Messung einer absoluten Mikrogefäß-Blutdurchflußmenge (z. B. in ml) nicht möglich. In (1, 2, 3) wird deshalb gezeigt, daß durch Ermittlung der Volumenpulsflächen, wie in Abb. 2b er-

sichtlich ist, ein „relatives mikrovasculäres Blut-Füllungsvolumen FV “ als ein peripherer Kreislaufparameter bestimmt werden kann, da die Volumenpulsflächen den (relativen) Blutvolumenmengen entsprechen. Zwecks Normierung wird hierbei die Fläche eines jeden Volumenpulses durch den berechneten mittleren Flächeninhalt \bar{F} dividiert. Also beträgt in Abb. 2b die Größe des sich einstellenden (dimensionslosen, relativen) mikrovasculären Blutfüllungsvolumens FV bei z. B. Pulsnummer $n = 19$:

$$FV(19) = \frac{F_{19}}{\bar{F}}$$

Der Mittelwert aller Beträge von FV ist demnach für die zugrunde gelegte Meßzeit (z. B. 64 s) wegen der vorgenommenen Normierung immer gleich

Eins (s. Abb. 3a) und liefert eigentlich für die Bewertung keine Information, wohl aber die sich um diesen Mittelwert $FV = 1$ einstellenden Blutvolumen-Änderungen bei den einzelnen Volumenpulsen n.

Für den Normalfall (s. Abb. 3a) ist folgender Verlauf charakteristisch:

- Es bildet sich bei diesen relativen mikrovaskulären Blutfüllungsvolumina die Atmungsperiodik ab, ausgedrückt durch ein Vielfaches einer Pulsnummer (bzw. einer Herzaktion).
- Als Maß für die Abweichung vom Mittelwert $FV = 1$ läßt sich die bekannte Standardabweichung, die Variabilität ΔFV des Blutfüllungsvolumens, bestimmen: „Volumenvariabilität“ abkürzend genannt.

Die Ermittlung der Füllungsvolumina wird sowohl für das Blutvolumensignal (840 nm-Signal, Kanal 1) als auch das oxymetrische Signal (640 nm-Signal, Kanal 2) vorgenommen. Dabei sind bei normaler Oxygenierung beide Verläufe nahezu deckungsgleich (in 10 wird bei liegender Körperposition als arterielle Normal- O_2 -Sättigung $saO_2 = 96,1\% \pm 0,8\%$ angegeben).

Abb. 3a zeigt den Verlauf des Blutfüllungsvolumens bei dem liegenden Normalprobanden mit Ruheventilation nach Abb. 2 (Meßort Fingerbeere re.). Deutlich bilden sich atmungsdominante Perioden (durchschnittlich etwa 7 Pulsperioden bzw. Herzaktionen) ab. Die Variabilität ΔFV des Blutfüllungsvolumens beträgt 6,5% und liegt bei diesem Probanden etwas unter dem evaluierten Normalbereich von 8...18%.

Sollen die Füllungsvolumina bei angelegtem Sensor unterschiedlicher Messungen, also bei verschiedenen Zeitpunkten (z. B. vor, während und nach Magnetfeldtherapie; bei Ruhe- und nachfolgender Hyperventilation), verglichen werden, so läßt sich im CMMD-System der Fa. Laumann Medizintechnik GmbH durch Division der Volumenpulsflächen der aktuellen

Messung und dem Pulsflächen-Mittelwert der Bezugsmessung („Bezugsmeßfile“ genannt) die im Mittel auftretende Veränderung sowohl vom mikrovaskulären Blutvolumen (Kanal 1) als auch vom oxymetrischen Signal (Kanal 2) darstellen. Es wird dann vom „relativen Füllungsvolumen 2. Art“ gesprochen, wie auch in Abb. 3b ersichtlich ist und nachfolgend interpretiert werden soll.

Bestimmt man analog zum 840 nm-Wellenlängenbereich das 640 nm-Füllungsvolumen 2. Art, so läßt sich durch Vergleich der erhaltenen Mittelwerte MW beider Kanäle (Mittelwert von Kanal 2 größer, gleich oder kleiner als der Mittelwert von Kanal 1) die **Veränderung der Oxygenierung** der aktuellen Messung zur Bezugsmessung ermitteln (z. B. von Ruhe- zu Hyperventilation als funktionelle Untersuchung, wie aus den Abb. 3a und 3b hervorgeht). Biophysikalisch heißt hierbei nach (1) ein Größer- oder Kleinerwerden der Pulsflächen des 840 nm-Volumenpulses ein entsprechendes Größer- oder Kleinerwerden des defi-

nierten Blutfüllungsvolumens. Im Gegensatz dazu bedeutet ebenfalls nach (1) ein Größerwerden des 640 nm-Füllungsvolumens bezüglich des 840 nm-Blutfüllungsvolumens (der Mittelwert des Signals im Kanal 2 ist größer als der im Kanal 1) eine Reduzierung der Oxygenierung des Blutvolumens im Meßbereich, ein Kleinerwerden im Vergleich zum 840 nm-Verlauf eine Zunahme der Oxygenierung am Meßort. So ist im Bild 3b das Blutvolumen um 15% reduziert, jedoch ist die arterielle O_2 -Sättigung angestiegen: der Mittelwert $MW = 0,45$ im Kanal 2 ist kleiner als der Mittelwert $MW = 0,85$ im Kanal 1.

Als quantitatives Maß für eine Reduzierung der arteriellen O_2 -Sättigung des Blutvolumens während der aktuellen Messung gegenüber der Bezugsmessung wird in (1) das Verhältnis

$$V = \frac{840 \text{ nm-Blutfüllungsvolumen 2. Art (Kanal 1)}}{640 \text{ nm-Füllungsvolumen 2. Art (Kanal 2)}}$$

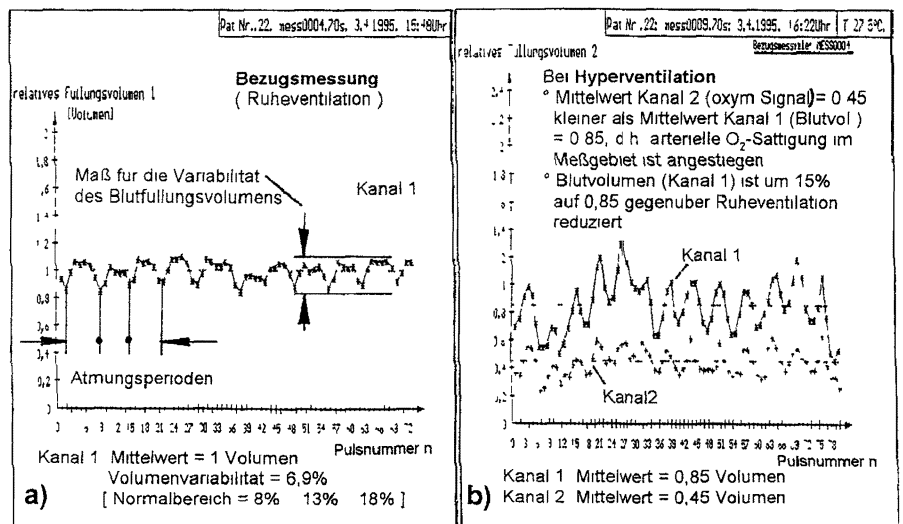


Abb. 3: a) Verlauf des mikrovaskulären Blutfüllungsvolumens (Kanal 1) bei dem liegenden Normalprobanden nach Bild 2 (Ruheventilation RV; Meßort Fingerbeere re.). [Hinweis: es ist wegen übersichtlicherer Darstellung nur das 840 nm-Füllungsvolumen ausgedrückt]. b) Verläufe der Füllungsvolumina bei Hyperventilation HV (Proband atmet sehr tief), wenn a) die Bezugsmessung ist (Füllungsvolumina 2. Art).

definiert. Abb. 4 zeigt diesen Fall bei einem 50jährigen liegenden Patienten mit koronarer 1-Gefäß-Erkrankung. Trotz Hyperventilation kommt es am Meßort zu einer (nichtnormalen) Reduzierung der arteriellen O₂-Sättigung gegenüber Ruheventilation auf

$$V = \frac{0,76}{0,86} = 0,88 \hat{=} 88\%$$

also um 12% (vgl. mit den Ergebnissen im Abschn. 3).

Aus den Meßkurven der mikrovaskulären Perfusion entsprechend Bild 2 lassen sich weitere periphere (u. a. kapillare Desoxygenierung am Meßort, Pulsquotient), aber auch zentrale Parameter (z. B. mittlere Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität, zwischen den Herzaktionen im statistischen Mittel auftretende Perioden) bestimmen. Dazu sei auf die Literatur (1, 3, 4) verwiesen bzw. bleibt bei Anwendung pulsierender Magnetfeldtherapie weiteren Untersuchungen vorbehalten.

3. Die dargestellten peripheren Kennfunktionen bei pulsierender Magnetfeldtherapie, auch im Vergleich zu anderen Therapieverfahren. Der Zusammenhang zum vaskulären Stickstoffmonoxyd-System

Das vaskuläre Stickstoffmonoxyd-System (11, 14)

Seit Ende der 80er Jahre ist die Existenz eines „vaskulären Stickstoffmonoxyd (NO)-Systems“ (11, 14) bekannt. Aufgrund möglicher Auswirkungen der pulsierenden Magnetfeldtherapie und anderer Verfahren auf dieses System [s. (5)] sollen nach (11) die charakteristischen Merkmale dieses NO-Systems wie folgt zusammengefaßt werden:

— Das *Gefäßendothel* produziert Stickstoffmonoxyd, welches mit großer Wahrscheinlichkeit der wichtigste endogene Vermittler einer Vasodilatation ist. Es reagiert

in biologischen Flüssigkeiten innerhalb von 20 bis 40 s mit O₂ und Wasser zu einem Gemisch aus Nitrit (NO₂⁻) und Nitrat (NO₃⁻), das biologisch nach (11) etwa 1000fach weniger wirksam ist als NO, so daß bei dieser Oxydation von einem „Inaktivierungsmechanismus für NO“ gesprochen wird.

Dabei relaxiert NO nicht nur Blutgefäße, es hemmt nach (11) auch die Thrombozytenaggregation und -adhasion, gleichfalls vermindert es die Adhasion von Leukozyten an die Gefäßwand und bremst die Proliferation glatter Gefäßmuskelzellen. In (11) wird deshalb Stickstoffmonoxyd als ein protektives Prinzip im Gefäßsystem bezeichnet.

- Ebenso finden sich im Zentralnervensystem, im vegetativen Nervensystem und im Darmnervensystem zahlreiche NO-produzierende Neurone. Insbesondere wirkt NO als Neurotransmitter.
- Gleichfalls können Immunzellen NO produzieren. In (11) wird darauf verwiesen, daß Makrophagen und Granulozyten mit bakteriellen Lipopolysacchariden oder Zytokinen zur Expression der induzierba-

ren NO-Synthase II (11) stimuliert werden können.

Im Beitrag ist demnach zu zeigen, ob das Auftreten von Stickstoff im allgemeinen mit der NIRP-Methode meßbar ist, insbesondere die Freisetzung von NO.

Durchführung von funktionsdiagnostischen Modellversuchen bei reiner Stickstoff-Maskenatmung und nachfolgender Sauerstoff-Maskenatmung sowie Kennfunktionsdarstellung mit der NIRP-Methode

Es wurden funktionsdiagnostische Modellversuche mit 5 Ärzten als freiwillige Probanden bei reiner Stickstoff-Maskenatmung und nachfolgender Sauerstoff-Maskenatmung durchgeführt. Abb. 5 zeigt die prinzipiell erhaltenen, verallgemeinbaren Verläufe der relativen Füllungsvolumina 2. Art [Blutfüllungsvolumen (Kanal 1) und oxymetrisches 640 nm-Signal (Kanal 2)] bei einem im Streß befindlichen 30jährigen Probanden [Abb. 5a: Ausbildung von langwelligen Perioden von etwa 20 bis 30 Volumenpulsen als Ausdruck eines erhöhten Sympathikotonus (1, 3, 13)].

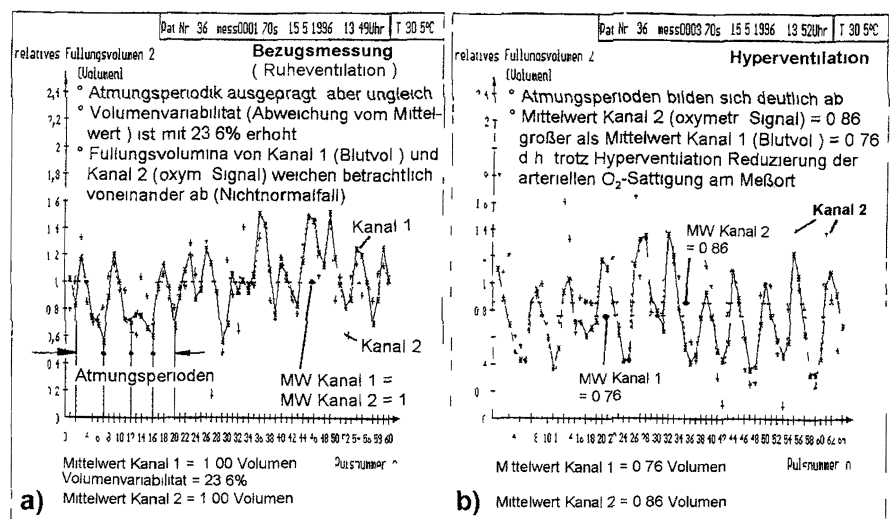


Abb 4 Verläufe der Füllungsvolumina am Meßort Fingerbeere li bei einem 50jährigen liegenden Patienten mit arterieller Hypertonie, Bradykardie sowie koronarer 1-Gefäß-Erkrankung: a) Ruheventilation, b) Hyperventilation.

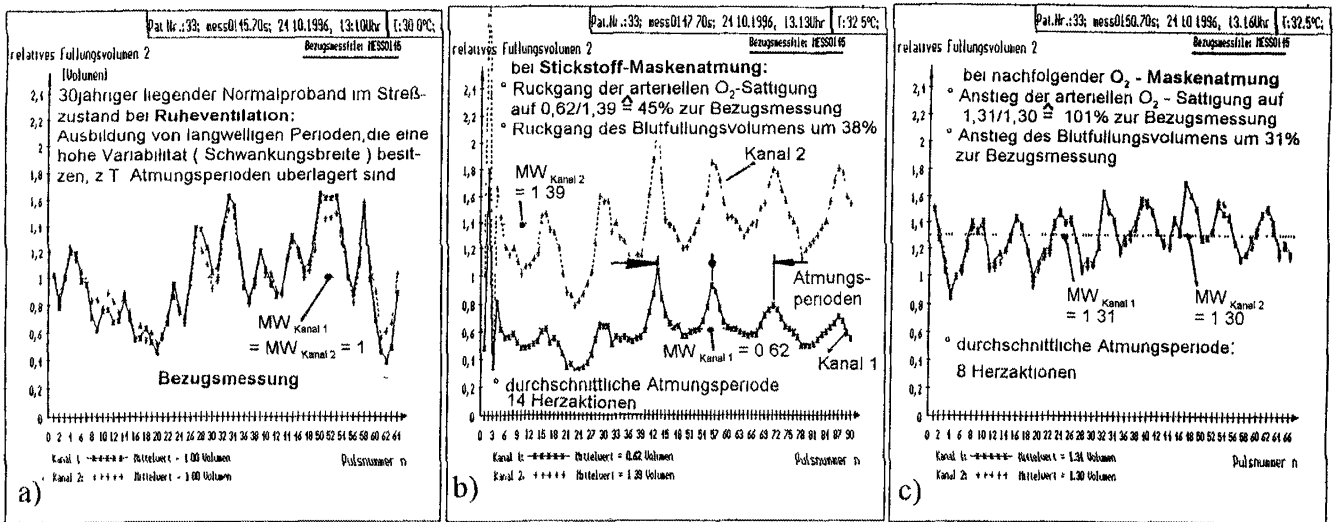


Abb. 5: 30jähriger Normalproband im Streßzustand bei a) Ruheventilation, b) Stickstoff-Maskenatmung, c) nachfolgender O₂-Maskenatmung.

Wie aus Abb. 5b ersichtlich ist, betragen die Mittelwerte der Füllungsvolumina bei reiner Stickstoffmaskenatmung im Vergleich zur normalen Ruheventilation (Bezugsmessung) bei diesem Probanden

- Kanal 1 (Blutvolumen): 0,62 (d. h. 38% Rückgang des Blutfüllungsvolumens an der Meßstelle)
- Kanal 2 (oxymetrisches Signal): 1,39

Da $MW_{Kanal\ 2} = 1,39 > MW_{Kanal\ 1} = 0,62$ beträgt, liegt eine Reduzierung der arteriellen O₂-Sättigung gegenüber der Bezugsmessung vor. Nach der angegebenen Beziehung folgt als quantitatives Maß

$$V = \frac{0,62}{1,39} = 0,45 \hat{=} 45\%$$

d. h. es wird eine Reduzierung auf 45% gegenüber dem Wert der Bezugsmessung erreicht (die Reduzierung ist für jeden Volumenpuls ermittelbar). Bei reiner Sauerstoffmaskenatmung beträgt dieses Verhältnis etwa 1 (Abb. 5c), die Verläufe der Füllungsvolumina sind wieder (nahezu) deckungsgleich. Die parallel zu diesem Modellversuch ermittelten Pulsoxymetermessungen ergaben bei Stickstoffmaskenatmung im

Durchschnitt eine arterielle Sauerstoffsättigung von 65%, also einen etwas höheren Wert. Bei O₂-Maskenatmung wurden ebenfalls 100% angezeigt. Aus Abb. 5 folgen gleichfalls die bei beiden Maskenatmungen unterschiedlichen Atmungsperioden.

Verlauf der relativen Füllungsvolumina bei Einnahme des Nitrovasodilators Glyceroltrinitrat (Nitroglycerin)

Bei einer 58jährigen Patientin mit peripherer arterieller Verschußkrankheit und koronarer Herzkrankheit wurden

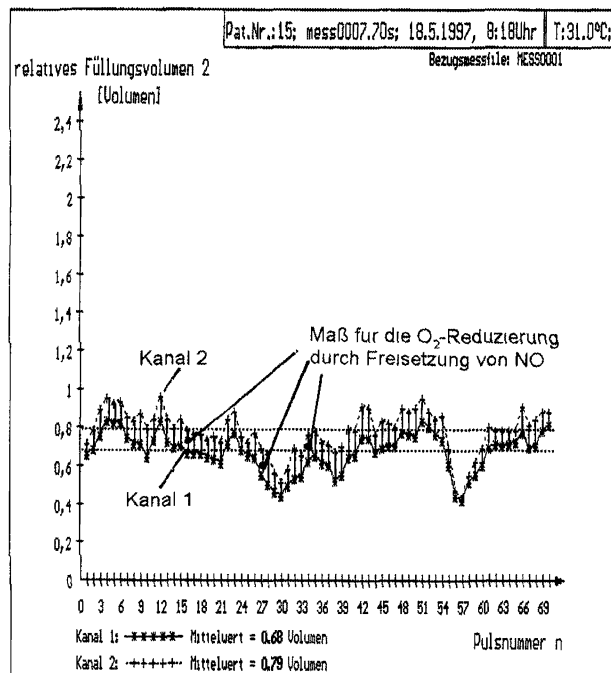


Abb. 6: Verläufe der relativen Füllungsvolumina am Meßort Fingerbeere li. bei einer 58jährigen Patientin mit peripherer arterieller Verschußkrankheit und koronarer Herzkrankheit 6 Minuten nach linguale Verabreichung von Glyceroltrinitrat (Nitroglycerin).

150 mg Glyceroltrinitrat (Nitroglycerin) lingual verabreicht und die relativen Füllungsvolumina 2 Art am Meßort Fingerbeere während einer Meßzeit von 12 min erfaßt Abb 6 zeigt den Verlauf der Füllungsvolumina 6 min nach Verabreichung dieses Vasodilatators Es ergibt sich prinzipiell die gleiche Abhängigkeit wie in Abb 5b bei reiner Stickstoff-Maskenatmung.

$$MW_{\text{Kanal 2}} = 0,79 > MW_{\text{Kanal 1}} = 0,68,$$

so daß analog von einer O₂-Reduzierung durch Freisetzung von NO und nachfolgender Oxydation am Meßort ausgegangen werden muß Als indirektes Maß für die NO-Freisetzung soll die Reduzierung der arteriellen O₂-Sättigung um [100-V]% bestimmt werden, d h. zum Zeitpunkt des Bildes 6 wurde sich ergeben

$$\left[100 - \frac{0,68}{0,79} \cdot 100\right]\% = 14\%$$

[Hinweis: Die NO-Freisetzung erfolgte nach etwa 1 min (3% Reduzierung der arteriellen O₂-Sättigung), das 1 Maximum lag zwischen 4 und 8 min (14% Reduzierung)]

Die dargestellten peripheren Kennfunktionen bei pulserender Magnetfeldtherapie mit dem Quantronik-Resonanz-System Salut 1

Die Grundlagen der Therapie mit pulserenden Magnetfeldern sind umfassend von Fischer in (5) dargestellt, worauf verwiesen sei (s. auch 6, 7) Nachfolgend wird zusammenfassend gezeigt, daß mit dem CMMD-System entscheidende Prozesse der ablaufenden „Kalzium-Kaskade“ (5, 7), insbesondere die Wirkung des vaskulär-Stickstoffmonoxyd-Systems, quantitativ meßbar sind Dies soll in den folgenden Abbildungen erläutert werden Abb. 7a zeigt den Fall der arteriellen Gefäßengstellung vor der Therapie, d. h. die auftretenden Dikrotien liegen nahe zum Volumenpulsipfel Unmittelbar nach Therapiebeginn (Abb 7b) kommt es zur markanten Ausbildung der Dikrotien, wobei sie sich gleichzei-

tig dem Optimum (1, 12) bei etwa 2/3 Amplitudenhöhe nähern Im Vergleich zum Ausgangszustand ist die arterielle Gefäßerweiterung (Normalisierung) deutlich sichtbar Ebenfalls erhöht sich das mikrovaskuläre Blutfüllungsvolumen durch die Therapie zum Meßzeitpunkt um 66% Die arterielle O₂-Sättigung an der Meßstelle wird durch die Therapie kaum verändert Insgesamt mußten die Verläufe nach Abb 7 charakteristisch sein für die Freisetzung von Stickstoffmonoxyd durch das Gefäßendothel

In Abb 8 sind die Verläufe der atemungsdominanten mikrovaskulären Blutfüllungsvolumina am Meßort Fingerbeere li bei einer 57jährigen Probandin vor und zu Therapiebeginn ersichtlich Das sofort ansteigende Blutvolumen um ca 30% bestätigt die Theorie der unmittelbaren NO-Freisetzung überzeugend, ebenso die dabei erfolgende relative Reduzierung der arteriellen O₂-Sättigung am Meßort um ca 15%

Ein völlig anderer Verlauf stellt sich in Abb 9 ein Eine 35jährige Probandin

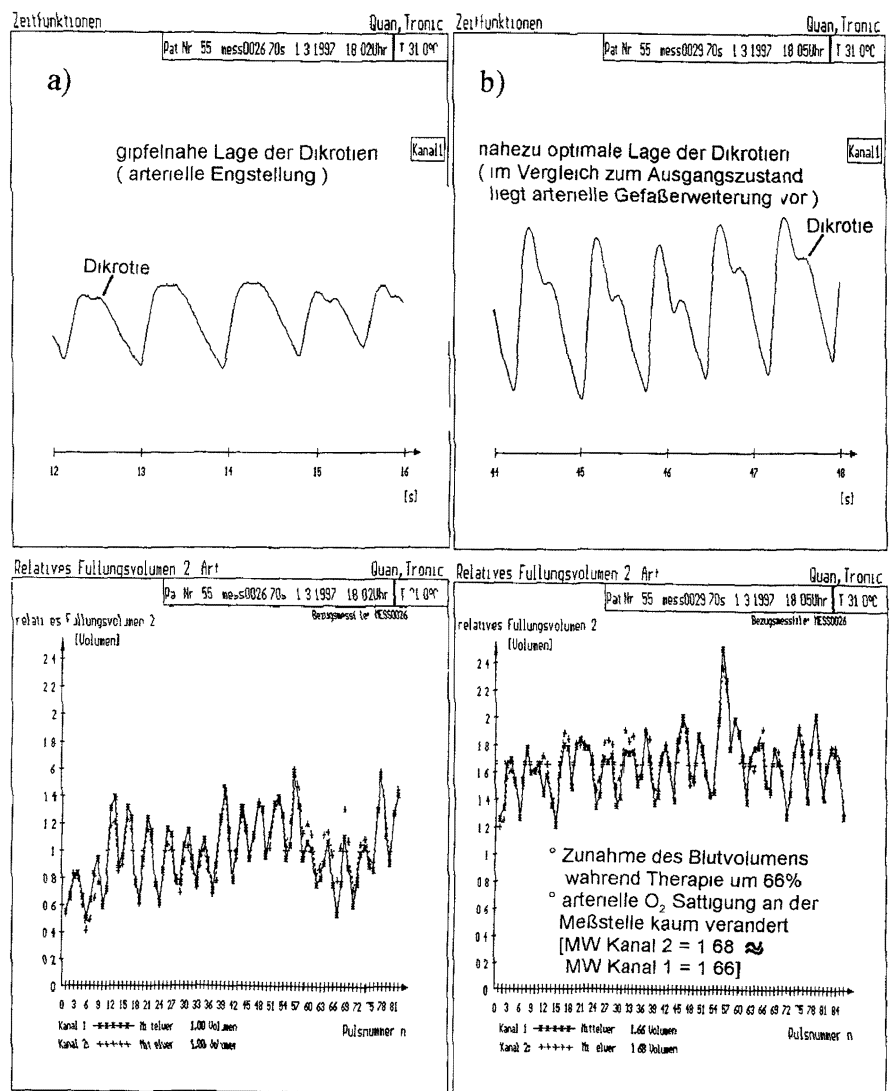


Abb 7 Verläufe der Volumenpulsationen sowie der Füllungsvolumina bei einer 13jährigen Probandin am Meßort Fingerbeere li vor [a]) und nach Therapiebeginn [b]) mit dem Quantronik-Resonanz-System Salut 1 (Therapiestufe 1)

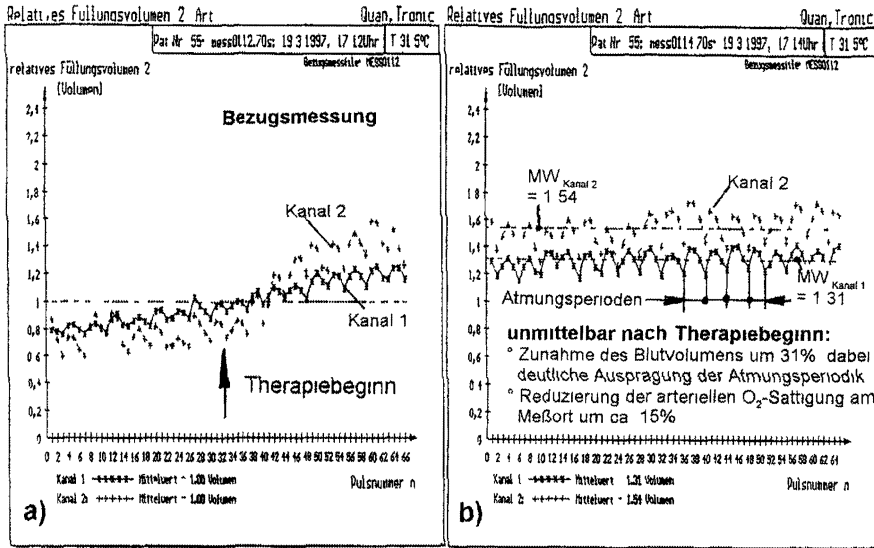


Abb 8 Verläufe der Füllungsvolumina bei einer 57jährigen Probandin am Meßort Fingerbeere lt vor [a]) und nach Therapiebeginn [b]) mit dem Quantronic-Resonanz-System Salut 1 (Therapiestufe 5)

im akuten Streß wurde mit der Stufe 10 therapiert. Während sich vor der Therapie (Abb. 9a) sehr langwellige Füllungsperioden als Ausdruck eines erhöhten Sympathikotonus (1, 13) abbilden, denen atmungsdominante Perioden überlagert sind, ist während der gesamten Therapie bei eingetretener Vasokonstriktion das Blutvolumen stets kleiner als vor der Therapie, also kleiner als 1, wie Abb. 9b zeigt. Gleichzeitig reduziert sich der Volumen-Mittelwert des oxymetrischen Signals noch mehr [$MW_{\text{Kanal 1}} = 0,82$ Volumen $>$ $MW_{\text{Kanal 2}} = 0,64$ Volumen], d. h. im Meßgebiet ist das Blutvolumen starker oxygeniert. Das ist möglich, wenn eine Öffnung der arterio-venösen Shunts eingetreten ist. Eine 24 Stunden später mit der gleichen Stufe durchgeführte Therapie ergab „Normalverläufe“ analog Abb. 8.

Vergleich mit anderen Therapieverfahren

Die dargestellten Kennfunktionen wurden bei den weiteren Therapieverfahren – hyperbarer Sauerstoff,

- Akupunktur,
 - Oxygenierung nach Regelsberger,
 - Ultraviolettbestrahlung des Blutes
- analysiert. Die bei pulsierender Magnetfeldtherapie dargestellten Ver-

läufe sowie die Wirkungen des vaskulären Stickstoffmonoxyd-Systems sind dabei in der Tendenz verallgemeinerbar, wie in Abb. 10 bei hyperbarer Sauerstofftherapie zu charakteristischen Zeitpunkten

- vor Therapie,
- 15 m Tiefe, 15 min O₂-Maskenatmung,
- 15 m Tiefe, nach 15 min O₂-Maskenatmung und vorhergehender Pause bei Atmung ohne Maske

gezeigt wird. Während sich vor der Therapie bei diesem Typ II-Diabetiker der typische (unregelmäßige und mit hoher Füllungsvolumenvariabilität sich darstellende, wenig atmungsdominante) Nicht-Normalverlauf im Füllungsvolumen zeigt, erhöht sich nach 15 min hyperbarer Sauerstofftherapie (O₂-Maskenatmung, Abb. 10b) das mikrovaskuläre Blutvolumen um 54% (Kanal 1) und ist deutlich atmungsdominant. Da der Füllungsvolumen-Mittelwert im Kanal 2 (oxymetrisches Signal) bedeutend größer als der im Kanal 1 ist [2,06 Volumen $>$ 1,54 Volumen], muß davon ausgegangen werden, daß das Blut im Meßgebiet analog

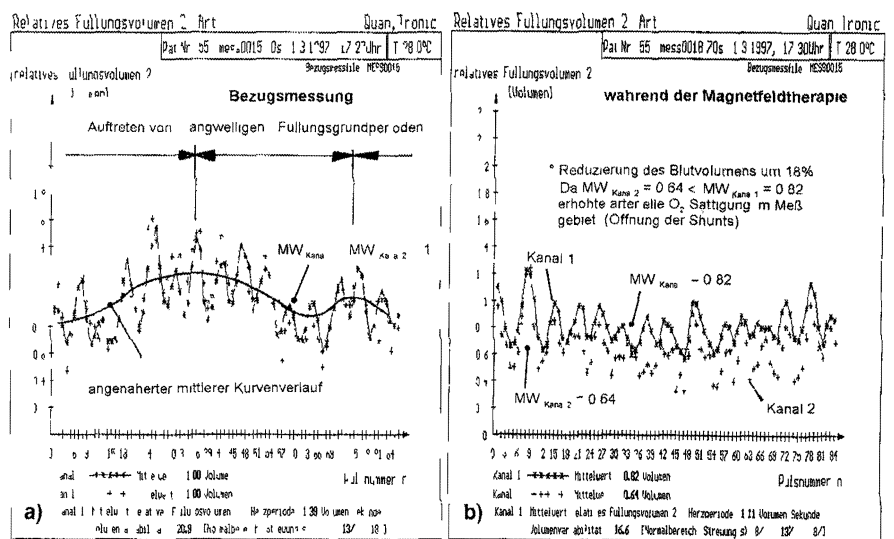


Abb 9 Verläufe der Füllungsvolumina bei einer 35jährigen Probandin am Meßort I fingerbeere re vor [a]) und während der Therapie [b]) mit dem Quantronic-Resonanz-System Salut 1 (Therapiestufe 10)

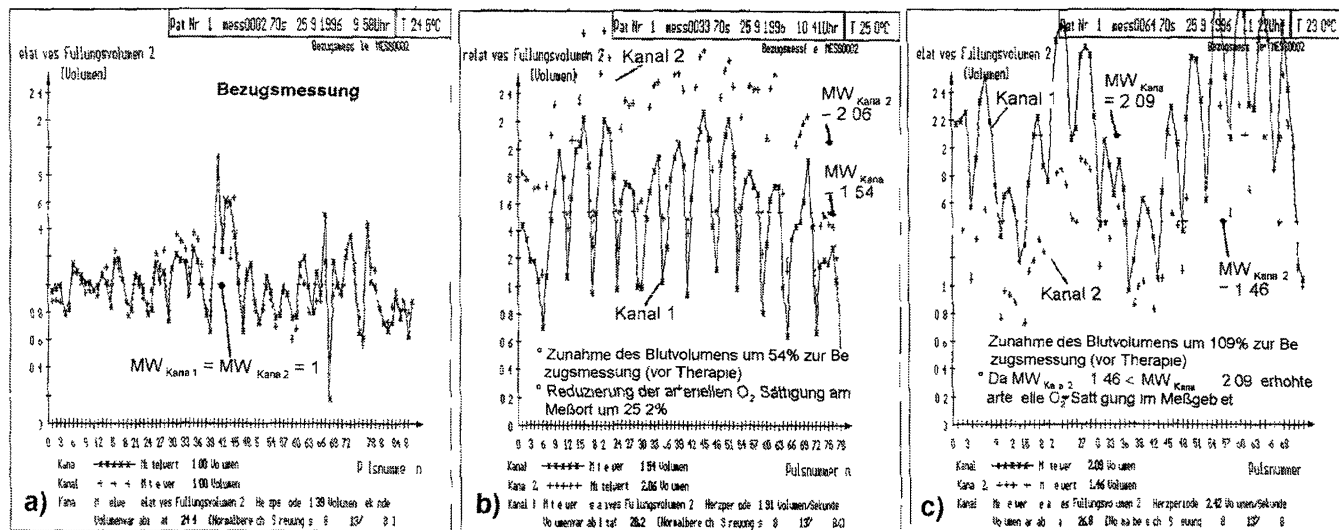


Abb 10 Verläufe der Füllungsvolumina bei einem Typ II-Diabetiker mit peripherer arterieller Verschlusskrankheit und Problemwunde bei hyperbarer Sauerstofftherapie und dem NIRP-Meßort Fingerbeere li
 a) vor Therapie
 b) 15 m Tiefe, 15 min O₂-Maskenatmung
 c) 15 m Tiefe, nach 15 min O₂-Maskenatmung und vorhergehender Pause bei Atmung ohne Maske
 [Zentrum für hyperbare Sauerstofftherapie Lubeck, Dr Kieft und Laumann Medizintechnik GmbH Selb]

zur Magnetfeldtherapie durch NO-Freisetzung weniger oxygeniert ist, und es zu einer Vasodilatation (s Kanal 1) gekommen ist. Dabei beträgt die relative Reduzierung der arteriellen O₂-Sättigung am Meßort

$$\left[100 - \frac{1,54}{2,06} \cdot 100\right]\% = 25,2\%$$

Analysiert man die Verhältnisse nach Abb 10c nach einer 15minütigen O₂-Maskenatmung und vorhergehender Pause (bei Atmung ohne Maske), so ist das mikrovaskuläre Blutfüllungsvolumen im Kanal 1 mit MW = 2,09 Volumen weiter angestiegen. Im Verlauf des Blutfüllungsvolumens treten jedoch als offensichtliches Merkmal eines erhöhten Sympathikotonus (s auch Abb 9a) langwellige Perioden von etwa 30 Volumenpulsen (Herzaktionen) auf, denen atmungsdominante Perioden überlagert sind.

Als Charakteristikum dieser Therapie-Etappe (auch während der nachfolgenden Dekompression) wird der Volumen-Mittelwert vom oxymetrischen

Signal (Kanal 2) kleiner als der des Blutvolumens im Kanal 1 (1,46 Volumen < 2,09 Volumen), d.h. im Meßgebiet ist analog zu Abb 9b das Blutvolumen stärker oxygeniert. Offensichtlich ist auch hier eine Öffnung der Shunts eingetreten. Ob unter diesem Aspekt eine solche Therapie-Etappe zweckmäßig erscheint, bleibt weiteren Arbeiten vorbehalten.

Es stellte sich letzteres Verhalten ebenso bei einigen Patienten ein, die mit Akupunktur behandelt wurden bzw. eine Oxyvenierungstherapie nach Regelsberger erhielten.

Für das fordernde Interesse sei Herrn Dr med L. Fodor herzlichst gedankt.

Literatur

1 Krauß, M C Posthoff D Bilz, G Grohmann The Determination of Optimum and Normal Values for Heart and Circulatory Parameters of Human Beings and their Recording by the Noninvasive NIRP Method Signal and Image Processing (SIP 96) An In-

ternational Conference Highlighting Recent Developments in Signal and Image Processing Session 03 (Bio medical SIP) November 11th 14th, Orlando/USA, 1996

2 Christ F M Athelougou, M Niklas, H Baschnegger C M Moser K Peter, K Messmer Time discrete, Near-Infra Red Photoplethysmography (NIRP) for noninvasive investigation of the volume pulse in man Eur J Med Res 1 (1995/96) 237 243

3 Grohmann G, M Krauß C Lindloh G Pohlmann G Eudner NIRP — eine nichtinvasive Methode zur Frühdiagnostik und Überwachung peripherer und zentraler Herzkreislaufparameter?

Teil I Theoretische Grundlagen und geratetechnische Realisierung, Perfusion 9 (1996) 268 279

Teil II Messungen bei Patienten am Krankenbett, Perfusion 9 (1996) 300 310

4 Grohmann G, M Krauß, P Pohl, G Pohlmann, S Müller Die Autokorrelationsfunktion der Herzperiodendauer zur Beschreibung der statistischen Abhängigkeit zwischen den Herzaktionen — eine mögliche Beschreibungsform zur Früherkennung kardiovaskularer Erkrankungen?

- Teil I: Theoretische Grundlagen, Perfusion 9 (1996) 370-385.
Teil II: Erste Messungen an Patienten, Perfusion 9 (1996) 395-410.
5. *Fischer, G.*: Grundlagen der Quanten-Therapie, Hecataeus-Verlagsanstalt, 1996.
 6. *Will, G.*: Magnetfeldtherapie — der wissenschaftliche Durchbruch ist gelungen? *Arztezeitschrift für Naturheilverfahren* 37, 10 (1996).
 7. *Becker, R. O.*: Der Funke des Lebens, Piper-GmbH u. Co. KG, München, 1994.
 8. *Fodor, L.*: Praxis der Sauerstofftherapie. 3. erw. Aufl., Hippokrates Verlag, Stuttgart, 1994.
 9. *Kappert, A.*: Lehrbuch und Atlas der Angiologie. 12. Aufl., Hans Huber, Bern, Stuttgart, Wien, 1978.
 10. *Zander, R., F. O. Mertzluft*: Der Sauerstoff-Status des arteriellen Blutes. Karger, Basel, München, Paris, London, New York, New Delhi, Singapore, Tokyo, Sydney, 1988.
 11. *Forth, W., D. Henschler, W. Rummel, K. Starke*: Allgemeine und spezielle Pharmakologie und Toxikologie. Spektrum Akademischer Verlag Heidelberg, Berlin, Oxford, 1996.
 12. *Gadermann, E., H. Jungmann*: Klinische Arterienpulsbeschreibung. J. A. Barth, München, 1974.
 13. *Burton, A. C.*: Physiologie und Biophysik des Kreislaufs. F. K. Schattauer Stuttgart, New York, 1969.
 14. *Grobecker, H.-F., W. R. Kukovetz*: Organische Nitrate: Neue Aspekte zum Wirkungsmechanismus und zur therapeutischen Anwendung. Arcis München, 1992.

Anschrift für die Verfasser:

Prof. Dr. med. Manfred Krauß
Am Bernstorfer Hang 25
D-09126 Chemnitz