

3. Dawson, A., Kaneko, K., McGregor, M.: Regional lung function in patients with mitral stenosis studied with 133 xenon during air and oxygen breathing. *J. clin. Invest.* **44**, 999 (1965).
4. Friedman, W. F., Braunwald, E.: Alterations in regional pulmonary blood flow in mitral valve diseases studied by radioisotope scanning. *Circulation* **34**, 363 (1966).
5. Simon, H., Felix, R., Esser, H., Fricke, G., Assheuer, J., Winkler, C.: Häemodynamische und computerszintigraphische Befunde bei Patienten mit Mitralvitien prä- und postoperativ. In Vorbereitung.
6. Pain, M. C. F., Glazier, J. B., Simon, H., West, J. B.: Regional and overall inequality of ventilation and blood flow in patients with chronic airflow obstruction. *Thorax* **22**, 453 (1967).
7. Rahn, H., Farhi, L. E.: In: *Handbook of Physiology*. Sect. 3; Vol. 1. Hrsg.: Fenn, W. O. und Rahn, H., S. 760. (Amer. physiol. Soc.) Washington 1964.

Ein Computerprogramm für die Ergometrie*

U. SMIDT, Moers** und P. FINKENZELLER, Erlangen***

Wenn ein Computer in der Lungenfunktionsdiagnostik eingesetzt wird, so sollte er mehr leisten als nur einen Rechenschieber ersetzen. Entweder sollte er eine umfassendere Datenerfassung und -auswertung gestatten oder durch Zeitersparnis die Untersuchung einer größeren Patientenzahl ermöglichen. Wir haben versucht, beiden Zielen etwas näher zu kommen.

Der Einsatz eines Prozeßrechners erscheint dort sinnvoll, wo zahlreiche Meßwerte in schneller Folge anfallen und verarbeitet werden müssen. Dies gilt vor allem für kontinuierliche Messungen, z. B., der Pulsfrequenz, der Atemstromstärke oder der O₂- und CO₂-Partialdrucke in der Atemluft.

Die Meßsignale können dann von den Analysatoren direkt über Analogeingänge dem Rechner eingegeben und dort zu den gewünschten Werten verarbeitet werden.

Bei ergometrischen Untersuchungen ist es besonders wichtig, eine möglichst große Zahl von Meßgrößen zu erfassen, um sowohl cardiale wie pulmonale und auch metabolische Faktoren beurteilen und trennen zu können. Mit der herkömmlichen Meß- und Registriertechnik sind lediglich die Primärwerte erfaßbar, nicht aber abgeleitete Größen wie das Atemäquivalent, die Sauerstoffaufnahme oder der Sauerstoffpuls. Dazu bietet ein Prozeßrechner die notwendigen Voraussetzungen.

Rechner

Wir benutzen eine PDP-12 (Digital Equipment) mit 8-k-Kernspeicher bei einer Wortlänge von 12 bit, 2 Bändeinheiten, 1 Realzeituhr, 1 Bildschirm, 1 Fernschreiber und 8 Analogeingängen für ± 1 Volt. Außerdem sind 8 Potentiometer vorhanden, mit denen Analogspannungen für weitere 8 Eingänge manuell eingestellt werden können.

* Mit Unterstützung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft.

** Krankenhaus Bethanien, Moers/Ndrh. (Chefarzt: Prof. Dr. G. Worth).

*** Physiolog. Institut der Universität Erlangen (Direktor: Prof. Dr. W. Reidel).

Meßgeräte

Der Proband sitzt auf einem Fahrradergometer (Lanooy) mit Rückenlehne zur Abstützung, so daß die Arme frei sind, um eine automatische Blutdruckmessung (Diasyst T, Siemens) durchführen zu können. Durch einen kleinen Motor mit Getriebe wird die Belastung am Ergometer kontinuierlich um 10 Watt pro Minute erhöht, um quasi einen gleitenden steady state zu erhalten. Vom Ergometer wird eine der Belastung analoge Meßspannung zum Rechner geführt.

Über eine Ohrlampe wird die Pulsfrequenz gemessen und das Integral jede halbe Minute ebenfalls als Analogspannung zum Rechner geführt.

Der Proband atmet durch einen Pneumotachographen (Fleisch Nr. 1), von dessen distalem Ende durch einen Teflonschlauch fortlaufend 1 ml/sec Atemluft zu einem Massenspektrometer (M 3, Varian-MAT) abgesaugt und dort auf ihren pO_2 und pCO_2 analysiert wird.

Als Primärwerte stehen somit für den Rechner die in Tabelle 1 genannten Werte zur Verfügung.

Tabelle 1. *Art und Rate der verschiedenen Meßwerte für den Rechner*

Meßgröße	Zahl der Meßwerte pro Zeit
Watt	50/sec
Blutdruck syst.	1/min
Blutdruck diast.	1/min
Pulsfrequenz	2/min
Atemstromstärke	50/sec
pO_2 der Atemluft	50/sec
pCO_2 der Atemluft	50/sec

Programmstruktur

Zunächst werden die Personenkenndaten und eventuelle für spätere Auswertungen interessierende Merkmale (Rauchen usw.) über den Fernschreiber eingegeben und dabei über den Bildschirm kontrolliert bzw. korrigiert. Im weiteren Verlauf werden diese Daten zusammen mit den Meßwerten auf einer der beiden Bändeinheiten (das andere Band enthält die Programme) abgespeichert, von wo sie jederzeit wieder gelesen und ausgedruckt werden können.

Anschließend erfolgt die Eichung der Meßsignale. Für pO_2 und pCO_2 werden Raumluft und 1 Eichgasgemisch benutzt. Die übrigen Signale werden durch Eich-tasten elektrisch simuliert.

Danach wird eine Probemessung durchgeführt. Dabei erscheinen in der oberen Hälfte des Bildschirms als stehendes Bild, das mit der Zeit in der X-Achse von links nach rechts wächst, das Pneumotachogramm sowie die in- und expiratorischen pO_2 - und pCO_2 -Werte. Letztere erscheinen erst ca. 1 sec später als das Pneumotachogramm, da die abgesaugte Luft erst den Teflonschlauch und die Einlaßkapillare des Massenspektrometers passieren muß, ehe die Analyse erfolgt. Diese Zeitverschiebung dt muß ausgeglichen werden, wenn durch Multiplikation der momentanen pO_2 - und pCO_2 -Werte mit dem simultanen Atemstromstärke-Wert und durch Intergration der

erhaltenen Produkte die O_2 -Aufnahme und CO_2 -Abgabe berechnet werden sollen. Hierin liegt neben den obengenannten Punkten eine entscheidende Aufgabe des Rechners, nach der sich die gesamte Programmstruktur richten muß.

Die Multiplikation von Partialdruck und Atemstromstärke darf nicht mit simultan *eingetroffenen Meßwerten*, sondern muß mit simultan *entstandenen Primärgrößen* durchgeführt werden. Das bedeutet, daß die früher ankommenden Atemstromstärkesignale mindestens solange zwischengespeichert werden müssen, bis die zugehörigen pO_2 - und pCO_2 -Werte angekommen sind. Dieser Zeitraum beträgt, je nach Länge des Teflonschlauches, ca. 0,5—2 sec. In der unerten Bildschirmhälfte werden mit dieser Verzögerung gegenüber dem Eintreffen der \dot{V} -Werte die pO_2 - und pCO_2 -Werte gegen

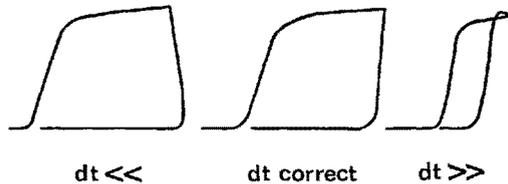


Abb. 1. Expiratorische pCO_2 -Kurve aufgetragen gegen das Atemvolumen. Expiration nach rechts, Inspiration nach links. Bei der linken Kurve ist die Zeitverschiebung (siehe Text) zu gering gewählt, so daß das Expirationsvolumen noch zunimmt, während pCO_2 schon wieder abfällt. Bei der rechten Kurve ist die Zeitverschiebung zu groß, so daß pCO_2 noch ansteigt, obwohl die Volumenregistrierung bereits wieder nach links läuft, d. h., sich in der Inspiration befindet. Die mittlere Kurve zeigt eine korrekte Zeitverschiebung, indem der höchste pCO_2 -Wert am Ende der Expiration erreicht wird und mit dem Beginn des pCO_2 -Abfalls auch das Volumen in Inspirationsrichtung wandert

das Atemvolumen abgebildet. Die Zeitverschiebung dt kann an einem der 8 Potentiometer manuell eingestellt werden. Sie wird außerdem digital am unteren Bildschirmrand angezeigt. Ist sie zu klein gewählt, so fällt der pCO_2 deutlich ab, während das Expirationsvolumen noch zunimmt (Abb. 1, links). Ist sie zu groß gewählt, so steigt pCO_2 noch an, obwohl die Expiration bereits beendet war und die Inspiration begonnen hat (Abb. 1, rechts). Bei korrekter Einstellung liegt der höchste pCO_2 -Wert am Ende der Expiration (Abb. 1, Mitte). Hierfür ist wichtig, daß der Teflonschlauch am distalen Ende des Pneumotachographen absaugt, wo wirklich unmittelbar nach Änderung der Strömungsrichtung mit Frischluftansaugung zu rechnen ist.

Der Flächeninhalt der dargestellten Kurve entspricht bei korrekter Einstellung der O_2 -Aufnahme bzw. CO_2 -Abgabe pro Atemzug.

Die Grenze zwischen Ex- und Inspiration (und umgekehrt) ist durch einen einmaligen Nulldurchgang der Atemstromstärke noch nicht sicher charakterisiert. Bei geringen Atemstromstärken am Ende einer Atemphase kann es — vor allem bei nicht exakter Nullpunktjustierung — zu zahlreichen Nulldurchgängen kommen, deren jeder fälschlich den Beginn eines neuen Atemzuges anzeigen würde. Um dies zu vermeiden, werden an einem weiteren Potentiometer beiderseits der Nulllinie der Atemstromstärke Schwellenwerte eingestellt, die dem Atemtyp des Probanden angepaßt werden können. Nur wenn die Atemstromstärke von der einen Schwelle kommend die andere Schwelle überschreitet, wird eine neue Atemphase anerkannt und zur Zählung der Atemfrequenz benutzt. Zwischen den Schwellen werden die in- und ex-

spirierten Volumina durch Integration bestimmt und der Nulldurchgang entsprechend dem Größenverhältnis dieser beiden Volumina markiert. Dadurch ergeben sich definierte Zeitpunkte für die Bestimmung der Dauer eines Atemzuges.

PETER MUELLER
 GEB. 30.10.24
 180 CM
 82 KG
 DATUM: 12.10.71

PULS:	P	30.....60.....90.....120.....150.....180.....
WATT:	W	100.....200
AMV:	V	10.....20.....30.....40.....50.....60.....70
AF:	F	0.....20.....40.....60
PCO2E:	K	10.....30.....50
PO2E:	S	70.....90.....110.....
AVCO2:	F	
RQ:	Q	0.3 0.8 1.3
AEQO2:	A	20.....40.....60
AEQCO2:	F	
VO2:	C	1.0.....2.0.....3.0.....4.0.....5.0
VCO2:	C	
P-SY:	Y	50.....100.....150.....200.....250
P-DIA:	I	

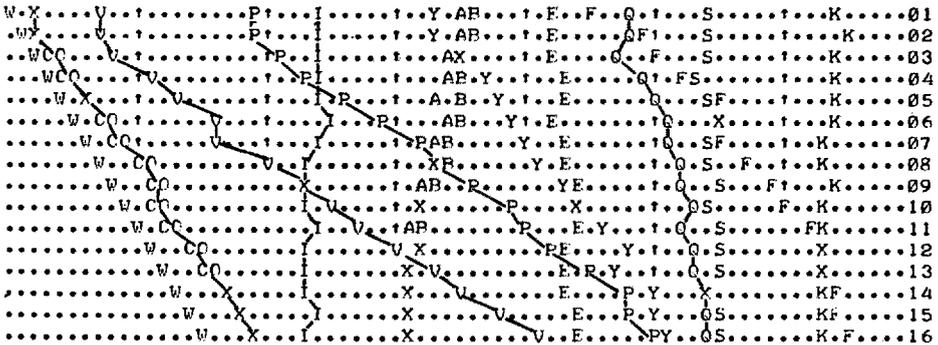


Abb. 2. Beispiel der Registrierung einer Belastungsprüfung über 16 min. In der oberen Bildhälfte sind die Meßskalen wiedergegeben. Jede berechnete Größe ist durch einen Buchstaben gekennzeichnet. Hat eine Zeile keine Skala, so gelten die Zahlen der vorigen Zeile. Die untere Bildhälfte zeigt in 16 Zeilen die berechneten Werte jeder Minute an den Plätzen, die auf die obigen Skalen zu projizieren sind. Fallen 2 oder mehr Buchstaben auf den gleichen Platz, wird ein „X“ gedruckt. Man erkennt z.B. das Ansteigen des Atemminutenvolumens (V) oder die Konstanz des diastolischen Blutdrucks.

Pulsfrequenz	= PULS	/min
Belastung	= WATT	Watt
Atemminutenvolumen	= AMV	Liter STPD
Atemfrequenz	= AF	/min
endexpiratorischer pCO ₂	= PCO2E	Torr BTPS
endexpiratorischer pO ₂	= PO2E	Torr BTPS
alveolare Ventilation für CO ₂	= AVCO2	%
respiratorischer Quotient	= RQ	ml/ml
Atemäquivalent für O ₂	= AEQO2	ml/ml
Atemäquivalent für CO ₂	= AEQCO2	ml/ml
O ₂ -Aufnahme	= VO2	Liter STPD
CO ₂ -Abgabe	= VCO2	Liter STPD
systolischer Blutdruck	= P-SY	Torr
diastolischer Blutdruck	= P-DIA	Torr

Ehe nun die eigentliche Untersuchung des Probanden beginnt, werden auf dem Fernschreiber die Skalen der im folgenden berechneten Werte ausgedruckt. Jeder Parameter ist dabei durch einen Kennbuchstaben charakterisiert (Abb. 2), z. B. die Pulsfrequenz durch „P“ und das Atemminutenvolumen durch „V“. Startet man dann durch Tastendruck am Fernschreiber die Untersuchung, so wartet das Programm noch auf den Beginn der nächsten Expiration als exakt definierten Punkt. Am Ende jeder Minute gibt der Fernschreiber eine Zeile mit den Kennbuchstaben der berechneten Werte aus. Die Position des Buchstabens erlaubt in der Projektion auf die darüber ausgedruckten Maßstab-Skalen die Ablesung der zugehörigen Zahlenwerte. Fallen zwei oder mehr Buchstaben auf den gleichen Platz, so wird ein „X“ gedruckt. Anhand der vorausgehenden und/oder folgenden Zeilen ist leicht zu erkennen, um welche Buchstaben es sich gehandelt hat. Abb. 2 gibt ein Beispiel eines Belastungsversuches von 16 min Dauer, in dem die Belastung (W) bis auf 150 Watt gesteigert wurde.

Aus dem Verlauf der einzelnen Buchstabenketten ist schon während des Versuchs sehr gut zu erkennen, welche Parameter ein pathologisches Verhalten anzeigen und ob ein Abbruch des Versuchs indiziert ist. Dieser kann auch für bestimmte Bedingungen einprogrammiert werden.

Es erscheint uns wichtig, daß auf dem Fernschreiber schon während der ergometrischen Untersuchung eine Ausgabe und damit Beobachtungsmöglichkeit der berechneten Werte erfolgt, so daß einerseits eine Kontrolle des Funktionierens der Technik (was außerdem über den Bildschirm möglich ist) wie auch der pathophysiologischen Reaktionen des Probanden gegeben ist.

Nach Abschluß der Untersuchung können die berechneten Werte für jede Minute außerdem in Zahlenform ausgegeben werden. Die weitere Auswertung besteht „nur“ noch in der Interpretation, da sowohl eine quasi-graphische wie eine numerische Darstellung komplett vorliegen.

Um auch die Interpretation zu programmieren, erscheinen uns derzeit die vielfältigen pathophysiologischen Reaktions- und Kompensationsmöglichkeiten noch nicht genügend sicher erfaßt.

Das Programm ist in Assembler-Sprache geschrieben und steht Interessenten zur Verfügung.

Zusammenfassung

Es wurde ein Programm für einen PDP-12-Rechner beschrieben, das die on-line-Verarbeitung von Meßsignalen in der Ergometrie gestattet.

Signale: Pneumotachogramm, kontinuierliche O_2 - und CO_2 -Partialdrucke der Atemluft, Pulsfrequenz, Blutdruck, Watteinstellung am Ergometer.

Hieraus werden für jede Minute folgende Größen berechnet und am Ende jeder Minute graphisch ausgedruckt: Atemfrequenz, Atemminutenvolumen, Watt, O_2 -Aufnahme, CO_2 -Abgabe, Atemäquivalent für O_2 , alveolare Ventilation für CO_2 , mittlere endexpiratorische O_2 - und CO_2 -Partialdrucke, Pulsfrequenz, Sauerstoffpuls, Blutdruck. Die Primärsignale können während der Messung auf dem Bildschirm verfolgt werden. Alle berechneten Werte werden fortlaufend — zusammen mit den Personendaten — auf Band abgespeichert und können jederzeit wieder abgerufen werden.

Eine Erweiterung des Programms zur Berechnung zusätzlicher Sekundärwerte (wie Leistungspulsindex) ist leicht möglich.

Summary

A computer program for a PDP-12 (Digital Equipment) for on-line processing of ergometric data is described.

The primary signals are: pneumotachogram, continuous values of pO_2 and pCO_2 of breathing air, heart rate, blood pressure and ergometric load (Watt).

From these values the following parameters are calculated and printed every minute: breathing frequency, minute volume of breathing, workload, O_2 -uptake, CO_2 -release, breathing equivalent for O_2 , alveolar ventilation for CO_2 , mean end-expiratory pO_2 and pCO_2 , heart rate, O_2 -uptake per heart beat and blood pressure. The primary signals are displayed continuously on a scope. All calculated values and the personal data are stored on tape and may be reprinted anytime.

The program may be easily enlarged for calculation of further secondary values like increase of heart rate per unit of work load.

Verhalten von Druck, Fluß, Volumen und verwandter Größen bei forcierter Atmung

H. MATTHYS, U. ORTH, G. OVERRATH und N. KONIETZKO, Ulm*

Die Kräfte, welche am gesamten Thorax-Lungen-System angreifen, können nur mit eingreifenden Methoden bestimmt werden. Hingegen gelingt es ganzkörperplethysmographisch relativ einfach, die für die Bewegung der Luftvolumina allein notwendigen Energien zu fassen.

Abb. 1a zeigt unsere Versuchsanordnung für Ruheatmung, das Atemgrenzwertmanöver und die forcierte Expirationsstoßmessung. Mittels eines offenen sog. druckkonstanten Ganzkörperplethysmographen gelingt es, die Beziehung zwischen Alveolardruck (ganzkörperplethysmographischer Volumenänderung ΔV), Atemstromstärke (V) und Atemzugvolumen (V_T) gleichzeitig auf einem Magnetband zu speichern und anschließend nacheinander je 2 Meßgrößen auf dem x-y-Schreiber frequenz- und amplitudengerecht wiederzugeben. Das intrathorakale Gasvolumen wird einerseits zur Bestimmung der statischen Volumina mit dem Ganzkörperplethysmographen und andererseits mittels Helium (single breath und steady state Verfahren, Matthys et al., 1970) gemessen. Dies erlaubt uns die Atemleistung für die Überwindung der Strömungswiderstände in den ventilierten Lungenteilbereichen von der Leistung für die Kompression nicht ventilierter Bereiche, sog. „trapped air“-Gebiete, abzugrenzen (Matthys und Overrath, 1970). Um die gesamte für die Gasbewegung allein notwendige Leistung der Atemmuskulatur quantitativ zu fassen, bedürfen wir neuer Definitionen für den Strömungswiderstand und die Atemstromstärke (Varène und Jacquemin, 1970).

* Sektion Pulmonologie (Leiter: Priv.-Doz. Dr. H. Matthys) des Zentrums für Innere Medizin und Kinderheilkunde der Universität Ulm (Medizinisch-Naturwissenschaftliche Hochschule).