

## 2 Untersuchungsgut und Methodik

### 2.1 Untersuchungsgut

Die Versuchspersonen bestanden aus einer Gruppe von 13 freiwilligen deutschen Studenten. Die Probanden waren über das Untersuchungsvorhaben informiert und entsprechend hoch motiviert. Die Kriterien der Selektion der Probanden ergaben sich aus der Notwendigkeit, eine enge Gruppenauswahl zu treffen. Es sollten Personen mit für die Altersgruppe von 20 bis 30 Jahren durchschnittlicher kardiopulmonaler Leistungsfähigkeit in die Versuche eingebunden werden. Aus diesem Grund mussten die Probanden die in Tabelle 1 genannten Vorgaben erfüllen.

Tabelle 1: Auswahlkriterien für die Teilnahme an den Versuchen

- männlich
- zwischen 20 und 30 Jahren alt
- Nichtraucher
- keine Einbuße der Lungenfunktion
- keine Einbuße der kardiozirkulatorischen Funktionen
- der Norm entsprechende Leistungsfähigkeit

Tabelle 2: Biometrische Daten der Probanden (n = 13)

	$\bar{x} \pm s$	<b>Median</b>	<b>Maximum</b>	<b>Minimum</b>
Alter (Jahren)	24,8± 1,76	25	28	20
Größe (cm)	185,8± 7,5	185	197	172
Gewicht (kg)	77,3±12,5	75	112	64
Broca Index (%)	89,9±10,4	89	117	77
Body-mass Index	22,3± 2,6	22	29	19

### 2.2 Methodik

#### 2.2.1 Anamnese

Die Probanden wurden vor jedem Untersuchungstag im Hinblick auf kardiopulmonale Vorerkrankungen standardisiert befragt (s. Anhang III).

### 2.2.2 Körperliche Untersuchung

Alle Probanden wurden vor der Belastungsuntersuchung unter besonderer Berücksichtigung des kardiopulmonalen Status standardisiert körperlich untersucht. Die Befunde wurden schriftlich festgehalten (s. Anhang III).

### 2.2.3 Ruhespirografie

Die Versuchsteilnehmer wurden zu Beginn des Versuchsteils 1 (ohne Atemschutzfilter) mit Hilfe eines Ganzkörperplethysmografen (Modell CompactLab-Body<sup>1</sup>) untersucht (s. Abbildung 1). Die Untersuchung diente dem Ausschluss von Lungenfunktionseinschränkungen.



Abbildung 1: Lungenfunktionsuntersuchung

---

<sup>1</sup> Firma Jaeger, Würzburg

---

### 2.2.4 Spiroergometrie

Während der Aufzeichnung der Atemkurven wurden alle Probanden einer dosierten Belastung auf einem Fahrradergometer Modell EOS Sprint<sup>1</sup> in Form unterschiedlich hoher Belastungen mit einer jeweils gleich langen Belastungszeit und einer Tretfrequenz von 50 U/min unterzogen. Dabei wurden die in Tabelle 3 aufgeführten Messwerte während der Untersuchung alle 30 Sekunden bestimmt, um die Beanspruchung des Probanden abschätzen zu können.

Tabelle 3: Messwerte der Spiroergometrie

- 
- Atemfrequenz (AF) [/min]
  - Atemminutenvolumen (AMV) [l/min]
  - O<sub>2</sub>-Aufnahme (VO<sub>2</sub>) [l/min]
  - CO<sub>2</sub>-Abgabe (VCO<sub>2</sub>) [l/min]
  - Respiratorischer Quotient (RQ)  $\left[ \frac{VCO_2}{VO_2} \right]$
- 

Folgende Zielkriterien wurden für die Belastung festgelegt:

Tabelle 4: Zielkriterien der Ergometrie-Belastung nach Löllgen und Ulmer (1984), Schnellbacher (1984) und (1994)

- 
- Erreichen der submaximalen Herzschlagfrequenz (200-Lebensalter)
  - Erreichen eines Respiratorischen Quotienten (RQ)  $\geq 1$
- 

Zusätzlich galten während der Belastungsversuche Abbruchkriterien, die in Tabelle 5 auszugsweise wiedergegeben sind.

---

<sup>1</sup> Firma Jaeger, Würzburg

---

Tabelle 5: Abbruchkriterien der Ergometrie-Belastung nach Löllgen und Ulmer (1984), Schnellbächer (1984) und (1994)

---

- Erreichen der submaximalen Herzschlagfrequenz (200-Lebensalter)
  - Unwohlsein des Probanden (Blässe, Übelkeit, Dyspnoe)
  - Pathologisches EKG
  - Unzureichender Blutdruckanstieg ( $< 10$  mmHg/Belastungsstufe)
  - Erreichen eines systolischen Blutdruckes  $> 230$  mmHg
- 

#### 2.2.4.1 Elektrokardiografie

Bei allen Probanden wurde ein Ruhe-EKG in den Extremitätenableitungen nach Einthoven und Goldberger sowie in den Brustwandableitungen nach Wilson ( $V_1$ - $V_6$ ) registriert. Während der Belastung sowie in der Erholungsphase wurde das EKG kontinuierlich abgeleitet (s. Abbildung 2).



Abbildung 2: Anlage der EKG-Elektroden während der Belastung

### 2.2.4.2 Blutgasanalyse

Vor der Belastung, am Ende jeder Belastungsstufe sowie nach der fünften Erholungsminute wurde Blut aus dem hyperämisierten Ohrläppchen entnommen. Die Arterialisierung erfolgte, indem dieses ca. 10 Minuten vor Beginn der Messungen mit Finalgon-Salbe<sup>®</sup> eingerieben wurde. Die Bestimmung der Werte wurde mit dem AVL 995 (Firma Medical Instruments) durchgeführt.

## 2.2.5 Verwendetes Atemschutzgerät

### 2.2.5.1 Atemschutzmaske

Die Probanden trugen bei beiden Versuchsteilen eine Atemschutzvollmaske Modell 3 S<sup>1</sup> (s. Abbildung 4). Auf der inspiratorischen Seite konnte über ein Gewinde ein Faltschlauch befestigt werden. Die expiratorische Seite wurde über ein fest mit der Maske verbundenes Schlauchsystem an das Analysegerät des Spiroergometers angeschlossen (s. Abbildung 3 und Abbildung 4).

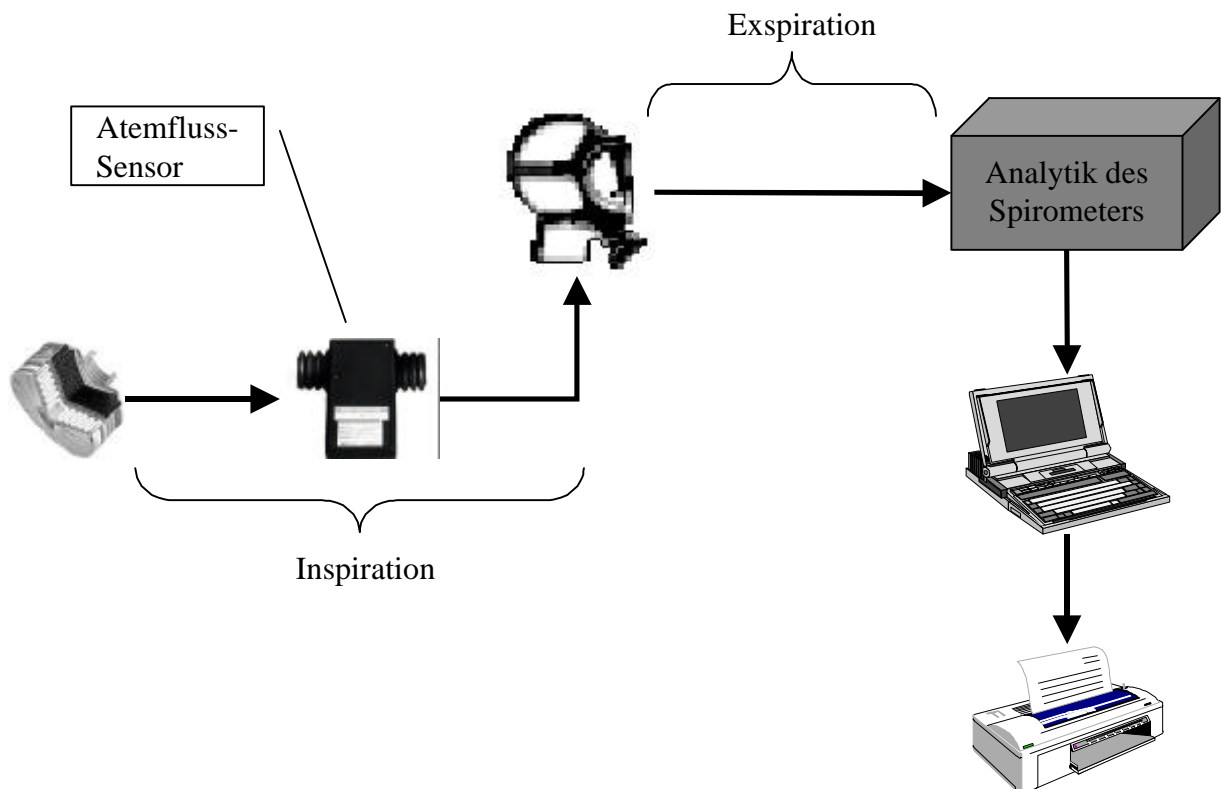


Abbildung 3: Skizze des spirometrischen Aufbaus

<sup>1</sup> AUER Gesellschaft mbH, Berlin

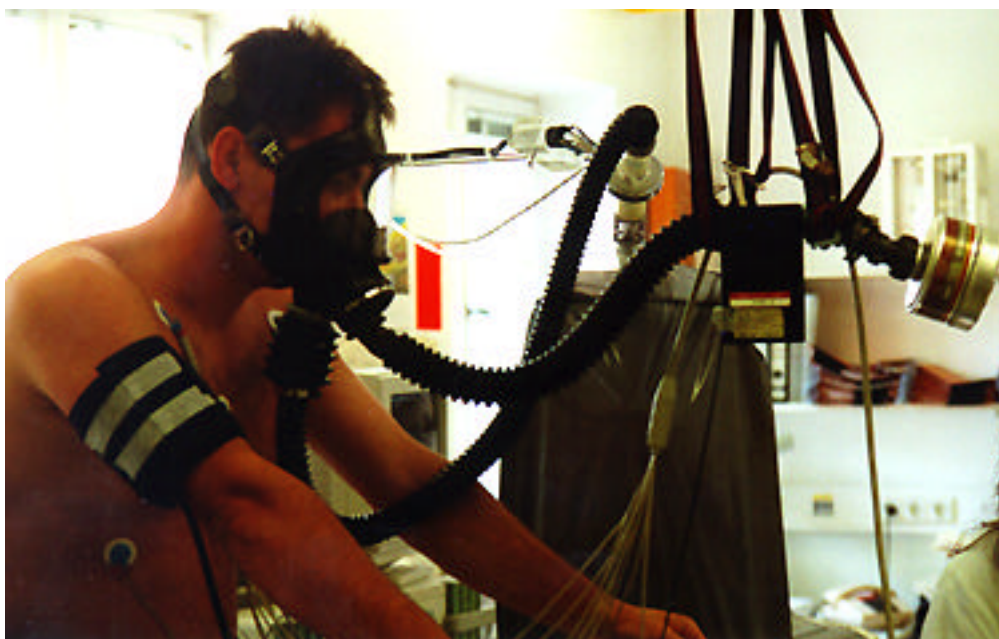


Abbildung 4: Versuchsanordnung der Spiroergometrie

### 2.2.5.2 Atemschutzfilter

Während des Versuchsteils 2 (mit Atemschutzfilter) war auf der inspiratorischen Seite der Atemschutzmaske ein Atemschutzfilter (Typ ABEK2HgP3) angeschlossen (s. Abbildung 4 und Abbildung 5). Dieser gehört als Kombinationsfilter für Gase und Partikel aufgrund seiner Spezifikationen (s. Tabelle 6) zu den Filtern mit höchstem Atemwiderstand (Woitowitz et al. (1983), DIN (1990)).

Tabelle 6: Spezifikationen der verwendeten Atemschutzfilter (DIN 1990)

Kenntyp	Anwendungsbereich
A	Organische Gase und Dämpfe
B	Anorganische Gase und Dämpfe (z. B. Chlor, Schwefelwasserstoff u. a.)
E	Schwefeldioxid, Hydrogenchlorid und andere saure Gase
K	Ammoniak und organische Derivate
Hg-P3	Quecksilber und Partikel



Abbildung 5: Atemschutzfilter (Kombinationsfilter Typ ABEK2HgP3)

### 2.2.6 Atemfluss-Sensor

Zur Aufzeichnung der inspiratorischen Atemkurven wurde ein Sensor nach einer Vorgabe von Lüth und Schäcke (1995) (gebaut durch Firma Rimkus Medizintechnik) verwendet. Dieser arbeitete nach dem Prinzip des von Fleisch (1925) entwickelten Pneumotachografen. Das Messprinzip beruht auf dem Hagen-Poiseulle'schen Gesetz, nach welchem der Volumendurchstrom pro Zeit einer laminaren Strömung in einem starren Rohr proportional der Druckdifferenz innerhalb eines definierten Rohrabschnittes ist.

Die Laminarisierung erfolgt im Atemfluss-Sensor durch ein feinmaschiges Netz (s. Abbildung 6), dessen Widerstand so klein gehalten ist, dass es den Einatemstrom nicht beeinflussen kann. Durch die Messung der Druckdifferenz vor und hinter dem Netz ist somit eine Kalibrierung des Sensors (s. Abbildung 7) möglich. Die erhaltenen Werte werden in Echtzeit an die Telemetrieinheit übertragen.

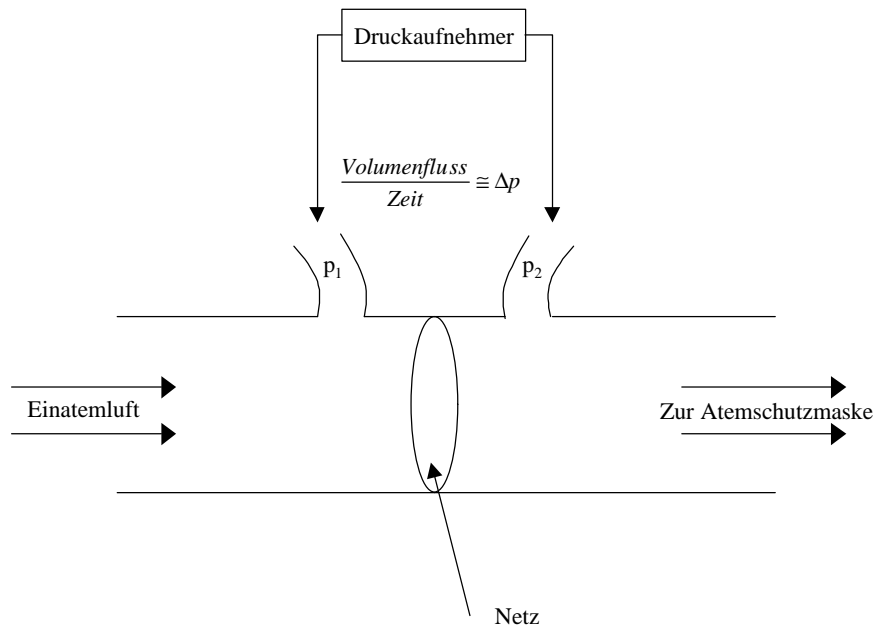


Abbildung 6: Prinzip des Atemfluss-Sensors nach Lüth und Schäcke (1995)

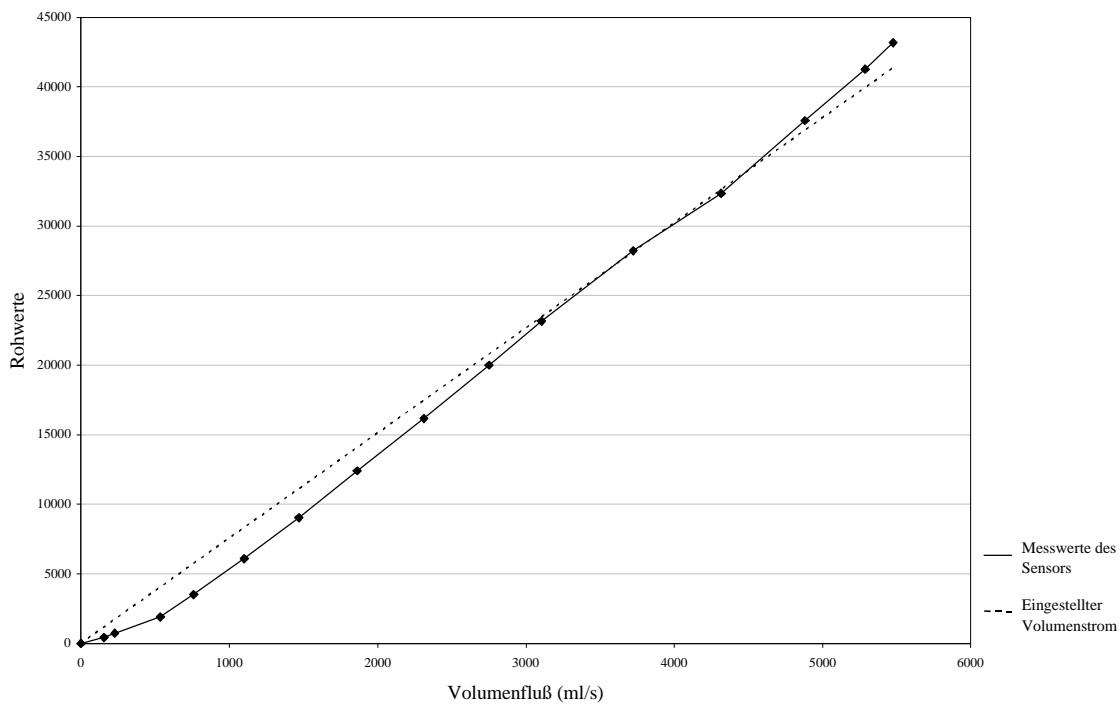


Abbildung 7: Kalibrierungskurve des Atemfluss-Sensors (1013 mbar, 20 °C)

Der Atemfluss-Sensor wurde über einen Faltschlauch mit der Atemschutzmaske verbunden. Im Versuchsteil mit Atemschutzfilter wurde auf der inspiratorischen Seite des Atemfluss-Sensors zusätzlich der Atemschutzfilter angeschraubt (s. Abbildung 3 und Abbildung 4).



## 2.3 Untersuchungsablauf

### 2.3.1 Vorversuch

Da einerseits angestrebt war, die Zeit pro Belastungsstufe möglichst lange zu bemessen, um für die Auswertung Daten zur Verfügung zu erhalten, die möglichst am Ende des Anpassungsvorganges an eine Belastungsstufe lagen, andererseits aber der Proband nicht vor Erreichen der höheren Belastungsstufen aufgrund von Erschöpfung den Versuch abbrechen sollte, wurde zur Abschätzung dieser Ermüdung ein Vorversuch an zwei zufällig ausgewählten Probanden durchgeführt. Dabei wurden zwei unterschiedliche Belastungsmodi (s. Seite 15 Tabelle 7) ohne Verwendung eines Atemschutzfilters getestet. Bei Eintreten eines Abbruchkriteriums (s. Seite 10 Tabelle 5) wurde die Belastung entsprechend früher beendet.

Tabelle 7: Modi der Ergometrie im Vorversuch

	<b>PROBAND V1</b>	<b>PROBAND V2</b>
<b>Belastungsdauer</b>	3 Minuten/Belastungsstufe	2 Minuten/Belastungsstufe
<b>Belastungsstufen</b>	50 W, 75 W, 125 W, 150 W, 175 W, 200 W	60 W, 80 W, 100 W, 125 W, 150 W, 175 W

### 2.3.2 Hauptversuch

Für die Versuchsteile ohne Atemschutzfilter und mit Atemschutzfilter der Hauptuntersuchung waren je zwei Untersuchungstage mit mindestens zwei Tagen Abstand vorgesehen (s. Abbildung 8), um zu gewährleisten, dass der Proband durch die vorangegangene Belastung in seiner Leistungsfähigkeit nicht eingeschränkt war. Ein Überblick über den Untersuchungsablauf der Hauptversuche ergibt sich aus Abbildung 8.

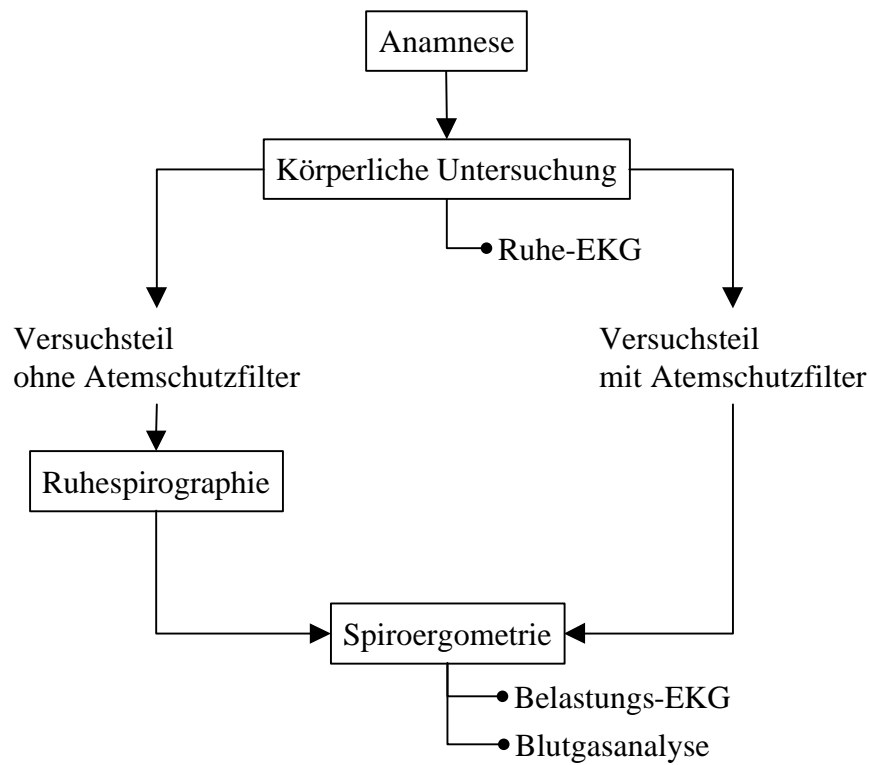


Abbildung 8: Untersuchungsablauf der Hauptversuche

Es wurde der in Abbildung 9 wiedergegebene Belastungsmodus verwendet, wobei die Dauer in jeder Stufe 3 Minuten betrug.

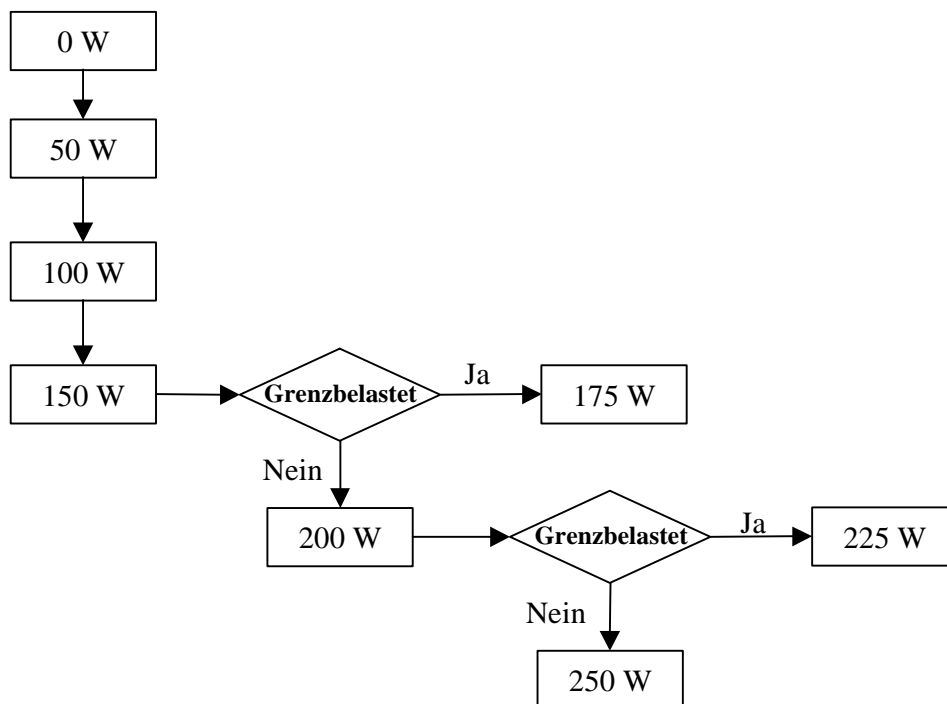


Abbildung 9: Modus der Ergometrie im Hauptversuch

Jeder Versuch begann in Ruhe. Die Belastung wurde dann um 50 W bis auf 150 W erhöht. Nach der 150 W Belastungsstufe wurde entsprechend den Werten der Blutgasanalyse (s. Kapitel 2.2.4.2), des EKG's und den zu erwartenden Änderungen dieser Parameter bei einer weiteren Steigerung der Belastung die Entscheidung für die weitere Fortführung des Versuchs getroffen. Waren die o. g. Parameter grenzwertig, wurde der Versuch bei 175 W für weitere drei Minuten fortgesetzt und danach beendet. Ansonsten wurde die Belastung bei 200 W fortgesetzt.

Nach der 200 W Stufe wurde wiederum entsprechend o.a. Kriterien die Entscheidung für die weitere Fortführung des Versuchs getroffen, und der Versuch entsprechend mit 225 W bzw. 250 W fortgesetzt. Nach Absolvieren der letzten Stufe schlossen sich 10 Erholungsminuten an, danach war der Versuch beendet.

## 2.4 Datenaufzeichnung und Datenbearbeitung

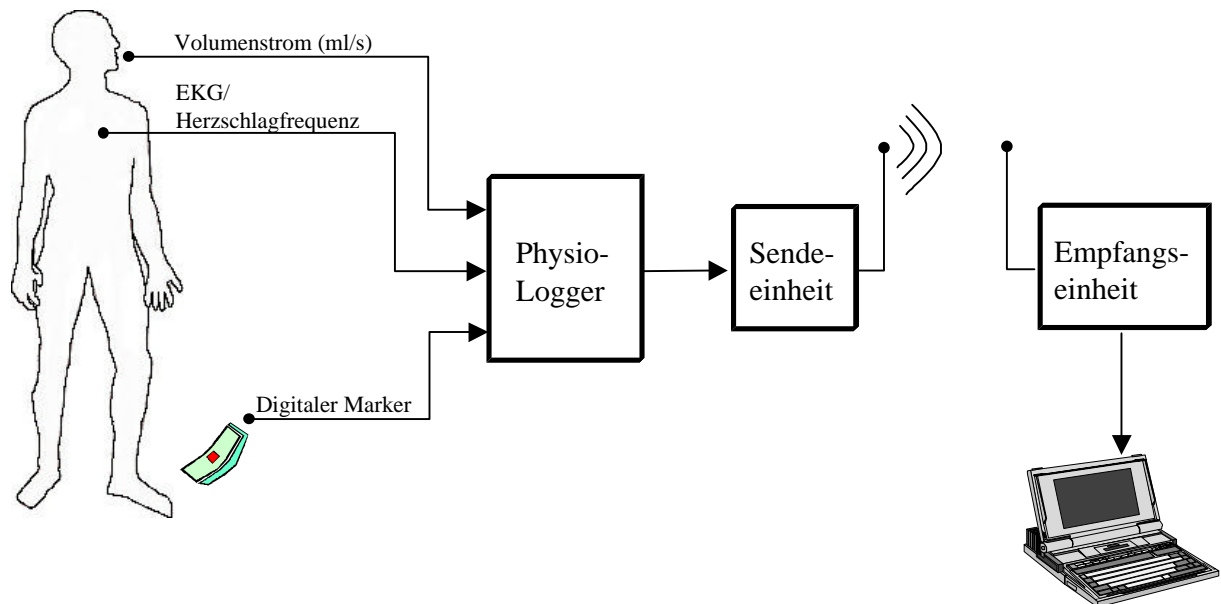


Abbildung 10: Datenfluss der Messung

Bei allen Probanden wurde während der spiroergometrischen Untersuchungen die Herzschlagfrequenz, das EKG, der Volumenstrom und das Signal eines manuell auslösbaren digitalen Markers registriert und aufgezeichnet (s. Abbildung 10). Die Aufnahmegeschwindigkeit ist in Tabelle 8 dargelegt.

Tabelle 8: Aufzeichnungsgeschwindigkeiten der Telemetrie

MESSPARAMETER	AUFZEICHNUNGSGESCHWINDIGKEIT
Herzschlagfrequenz	20 Werte/s
EKG	20 Werte/s
Atemfluss	100 Werte/s

Mit Hilfe eines Telemetriesystems (Modell TLM600-PL)<sup>1</sup> bestehend aus:

- Physio-Logger,
- Sendeeinheit (Modell TLM600-S) und
- Empfangseinheit (Modell TLM600-E)

wurden die Messwerte sowohl zur späteren Verarbeitung auf einer Speicherkarte mit einer Kapazität von 1 MB aufgezeichnet, als auch während des Versuchs in Echtzeit am Monitor verfolgt.

Die Betätigung des digitalen Markers führte zum Zufügen einer Ziffer in den Datensatz. Eine solche Markierung wurde jeweils zu Beginn einer neuen Belastungsstufe gesetzt (0 W, 50 W, 100 W, usw.). Anhand dieser Kennzeichnung konnten bei der Auswertung die verschiedenen Belastungsabschnitte identifiziert werden.

Die Herzschlagfrequenz wurde mittels einer nicht standardisierten, bipolaren Ableitung erfasst. Der Volumenstrom wurde mit Hilfe des Atemfluss-Sensors aufgezeichnet (s. Seite 13 Kapitel 2.2.6).

Vor jedem Versuchsteil wurde eine Kalibrierung unter Verwendung eines Glaskonusdurchflussmessers durchgeführt: Mit Hilfe der von Lüth und Schäcke (1995) entwickelten mobilen Filterprüfeinrichtung (MFP1) wurde ein konstanter Volumenstrom von 6000 ml/s bzw. 5000 ml/s erzeugt. Das hierbei aufgezeichnete Signal wurde zusammen mit den Messwerten abgespeichert und bei der weiteren Auswertung zur Umrechnung der Rohdaten in Volumenflusswerte (ml/s) verwendet.

Nach Beendigung des Versuchsteiles wurden die Daten der Speicherkarte des Physio-Loggers auf den Massenspeicher eines PC kopiert und als Datendatei abgespeichert. Diese

<sup>1</sup> Firma Rimkus Medizintechnik

Die Datei konnte dann mit der entsprechenden Software (Physio-Logger-Ausleseprogramm<sup>1</sup>) geladen, betrachtet und mit Markierungen an den für die weitere Auswertung notwendigen Bereichen versehen werden.

#### 2.4.1 Ermittlung und Extraktion der auszuwertenden Atemkurven

Ausgehend von den während des Versuchs gesetzten digitalen Markierungen (s. Seite 17 Kapitel 2.4), wurden die Wechsel der Belastungsstufen identifiziert. Aufgrund der stufenförmigen Steigerung mit entsprechenden kardiopulmonalen Anpassungsvorgängen wurden jeweils nur die letzten zehn Atemkurven einer Belastungsstufe ausgewählt. Dies entsprach je nach Belastung dem Zeitintervall einer halben bis einer Minute. Dieser Block von jeweils 10 Atemzügen wurde mit „a“ (Anfang) und „e“ (Ende) markiert (s. Abbildung 11).

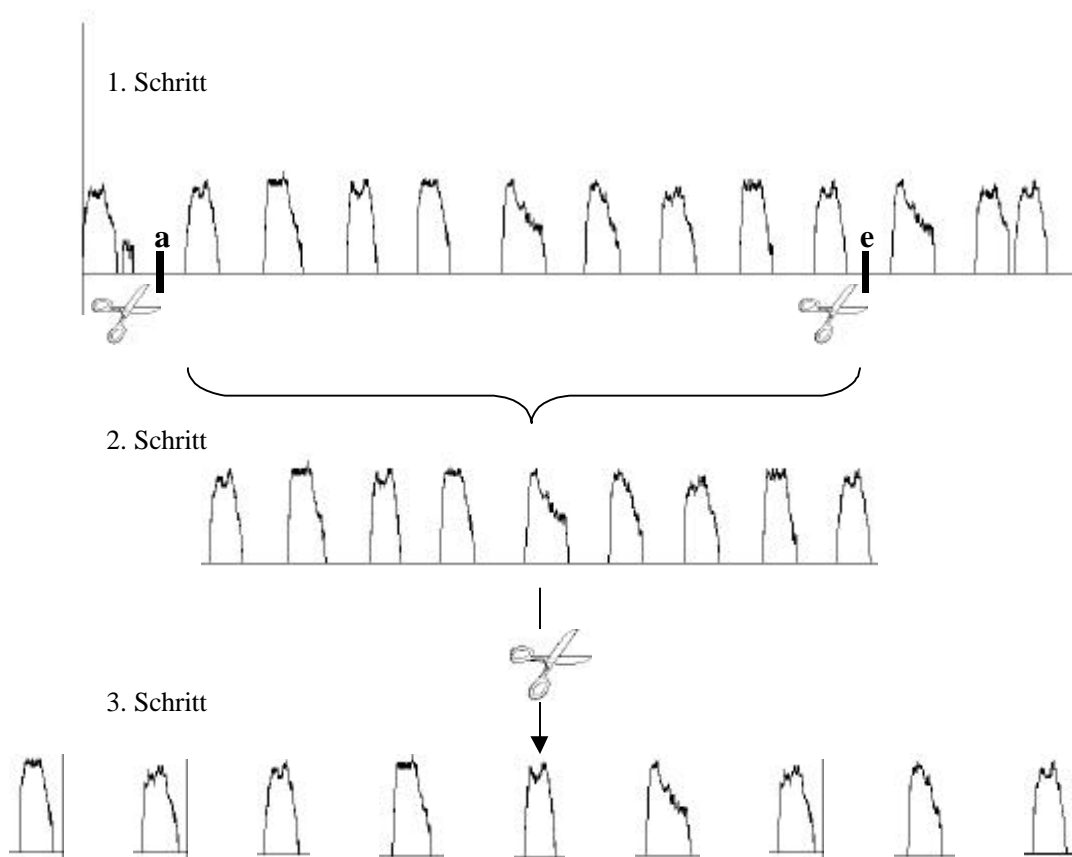


Abbildung 11: Extraktionsablauf Atemkurven. 1. Schritt: Markierung des zu bearbeitenden Blocks. 2. und 3. Schritt: Extraktion der Atemkurven

<sup>1</sup> © Erhard Bablok

Zur Bearbeitung dieser Blöcke wurde ein Computerprogramm<sup>1</sup> verwendet, welches den markierten Atemkurvenblock erkennen und aus dem restlichen Datensatz extrahieren konnte. Dies geschah, in dem die Daten nach der Anfangsmarkierung abgesucht wurden. Wurde diese erkannt, und wichen die folgenden Daten stark vom Nullwert ab, wurde dies als 1. Atemkurve eines Blockes gewertet. Die Rückkehr zum Nullwert bedeutet das Ende der 1. Atemkurve. Die Erkennung der folgenden Atemkurven geschah gleichfalls durch die Registrierung einer Abweichung vom Nullwert, bis zum Auftreten der Endmarkierung des Blockes.

Die Datenwerte des Blockes wurden als Textdatei in Form einer Matrize abgelegt (s. Abbildung 12) und die Suche nach dem nächsten Block fortgesetzt. Für jeden Block einer Belastungsstufe wurde eine neue Textdatei generiert. Durch die Eingabe der während der Messung vorherrschenden Raumbedingungen sowie der Kalibrierungswerte im Optionsmenu der Software war es möglich, die Rohwerte der Atemkurven vor der Ablage der Textdatei in Volumenstrom (ml/s) unter Standard-Raumbedingungen (1013 mbar, 20 °C) umzurechnen.

Da die Expiration durch den Atemfluss-Sensor nicht registriert wurde (s. Seite 11 Abbildung 3), erschien diese in den erzeugten Dateien als Nullwert für jeden Messwert (s. Abbildung 12).

---

<sup>1</sup> Firma Rimkus Medizintechnik




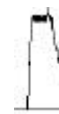





	AZ1	AZ2	AZ3	AZ4	AZ5	AZ6	AZ7	AZ8	AZ9
Zeit (s)									
0,01	283	243	321	178	268	253	197	243	274
0,02	409	305	394	369	401	378	367	543	492
0,03	687	546	595	753	549	711	700	743	634
0,04	1367	1275	1268	1279	1341	1236	1473	1523	1262
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
1,24	354	248	361	386	253	372	364	436	377
1,25	206	132	236	232	123	299	199	375	263
1,26	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1,27	0	0	0	0	0	0	...	0	0
1,28	0	0	...	0	...	0	0	...	0
1,29	0	0	0	0	0	...	0	0	0
1,30	0	0	0	0	0	0	0	0	0
...	...	...	...	...	...	0	...	...	...
2,45	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2,46	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2,47	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2,48	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Abbildung 12: Datenmatrize nach Extraktion eines markierten Blockes aus dem Datensatz (ml/s). Nullwerte: Expiration; AZ1-9: Atemzug 1-9

Zum Herausfiltern bzw. Glätten von aufgezeichneten Artefakten, wurde ein Filter während des Extraktionsvorganges zugeschaltet.

#### 2.4.2 Statistische Auswertung

Als Maß der zentralen Tendenz wurde bei der Auswertung der Median verwendet, da die Mehrzahl der Daten nicht normalverteilt waren. Bei den verwendeten Box-Whisker-Darstellungen, wurde der Median, das 90 % Intervall sowie das Minimum und Maximum dargestellt.

Unterschiede in den Ergebniswerten wurden mit Hilfe des Wilcoxon-Tests auf ihre Signifikanz hin überprüft.