

4 Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es, eine Methode zu entwickeln, mit der unter standardisierten Bedingungen bei unterschiedlicher Belastung auf dem Fahrradergometer elektronisch aufgezeichnete inspiratorische Atemkurven einer qualitativen und quantitativen Betrachtung unterzogen werden können. Hierfür wurden 2 Versuchseinheiten, einmal ohne Verwendung eines Atemschutzfilters und einmal unter Verwendung eines Atemschutzfilters zur Erhöhung des inspiratorischen Einatemwiderstandes an 13 Probanden durchgeführt.

Im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter zeigte sich eine zweigipflige Form der inspiratorischen Atemkurven. Die Parameter der Atemkurven erfuhren mit steigender Belastung außer einer Zunahme des Volumenstromes keine Veränderungen. Im Versuchsteil mit Atemschutzfilter änderte sich die Morphologie der Einatemkurven mit steigender Belastung von einer zweigipfligen zu einer eingipfligen Form in der letzten Belastungsstufe. Hier stand allerdings nur noch eine geringe Anzahl an Atemkurven zur Auswertung zu Verfügung.

4.1 Datenauswertung

4.1.1 Regressionsrechnung und verwendete Software

Im Gegensatz zu den Untersuchungen von Bretschger (1925), Gukelberger (1944 a, b), Proctor und Hardy (1949) sowie Silverman et al. (1951) sollten die Inspirationskurven in erster Linie nicht anhand spirometrischer Parameter (Atemzugvolumen, Atemfrequenz, Atemminutenvolumen usw.) bzw. durch Ausmessen von Streckenabschnitten aufgezeichneter Atemkurven ausgewertet werden.

Der Untersuchungsansatz bestand vielmehr darin, die Inspirationskurven in Form einer mathematischen Gleichung beschreibbar zu machen, mit dem langfristigen Ziel, diese zur Programmierung einer „Künstlichen Lunge“ zu verwenden. Hierfür wurde eine polynomiale Regression 11. Ordnung gewählt (s. Seite 22 Gleichung [1]). Durch die so erhaltene Kurvengleichung war es möglich, charakteristische Punkte im Kurvenverlauf zu ermitteln. Dies wurde durch Berechnung der Extrempunkte am Übergang zwischen Beschleunigungs- und Verzögerungsintervallen realisiert. Obgleich diese charakteristischen Punkte auch durch Ausmessen ermittelt werden könnten, wäre der Zeitaufwand erheblich größer, weshalb diese Methode nur bei einer kleinen Anzahl an

auszuwertenden Atemkurven anwendbar ist. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung und auch im Hinblick auf eine Folgeuntersuchung mit einem größeren Kollektiv bietet die hier entwickelte Methode den Vorteil wesentlich mehr Atemkurven in einem kürzeren Zeitraum auszuwerten. Zur Berechnung wurde das Programm MATLAB in der Version 5.01 verwendet. Es konnte durch Programmieren den Anforderungen am besten angepasst werden. Zudem konnte mit Hilfe eines vom gleichen Hersteller angebotenen „Add-In’s“ für Excel 95/7.0 erreicht werden, dass der gesamte Berechnungsvorgang einschließlich der Ablage in eine Excel 95/7.0 Datei software - gesteuert ablief, und die Daten danach in einem Excel 95/7.0 Arbeitsblatt zur weiteren Bearbeitung zur Verfügung standen.

4.1.2 Auswahl eines geeigneten Polynoms

Bei der Auswertung von Atemkurven mit der hier vorgestellten Methode spielt die Frage der Ordnung des Polynoms zur Berechnung der Regressionsfunktion bzw. -kurve eine zentrale Rolle. Einerseits verbessert sich die Anpassung der Regressionsfunktion bei Vergleich der Korrelationskoeffizienten mit steigender Ordnung, andererseits fällt auf, dass bei sehr hoher Ordnung die Anzahl der ermittelten Extrempunkte bei optischem Vergleich mit der vorliegenden Atemkurve nicht mehr plausibel ist. Dies erscheint zunächst nicht schlüssig, da, wie eben erwähnt, der Korrelationskoeffizient eine bessere Anpassung anzeigt. Berücksichtigt man aber die hohe Messgenauigkeit des Atemfluss-Sensors, erklären sich geringe Änderungen im Volumenfluss während der Messung beispielsweise als Druckschwankungen im Faltenschlauch, hervorgerufen durch die Bewegungen des Probanden während des Versuchs. Eine 100 %ige Anpassung ist somit gar nicht erwünscht. In wie weit diese Artefakte technisch ausgeschlossen werden können, oder ob ihr Ausschluss Relevanz auf das Untersuchungsergebnis hat, muss weiteren Untersuchung vorbehalten bleiben.

Ab der 7. Ordnung der Regressionsfunktion steigt der Korrelationskoeffizient im Vergleich zur niedrigeren Ordnung nur noch gering an (s. Seite 26 Tabelle 10), während die Anzahl der Extrempunkte nach der 11. Ordnung sprunghaft zunimmt (s. Seite 25 Abbildung 14). Eine polynomiale Regression 11. Ordnung erscheint daher am besten geeignet für die Anpassungsfunktion aller Belastungsstufen.

4.1.3 Problem der Vergleichbarkeit von Atemkurven unterschiedlicher Dauer

Inspirationskurven besitzen weder inter- noch intraindividuell eine konstante Zeitdauer. Dies erschwert den Vergleich der Kurvenverläufe, da sich charakteristische Punkte auf der Zeitachse verschieben. Zur Umgehung dieses Problems wurden in dieser Untersuchung Zeitpunkte nicht als Absolutangaben im Ablauf der Inspiration betrachtet, sondern entsprechend Gleichung [2] (s. Seite 29) auf den Gesamtkurvenverlauf bezogen. Die so erhaltenen prozentualen Werte können hiernach miteinander verglichen und einer statistischen Auswertung unterzogen werden.

4.1.4 Artefakte

Während der Belastungsuntersuchung traten messtechnisch bedingte Artefakte auf. Jeweils der Messpunkt einer Millisekunde wich in unregelmäßigen Abständen vom erwarteten Wert ab (s. Seite 29f Abbildung 17 und Abbildung 18), was zu spitzförmigen Artefakten im Kurvenverlauf führte. Diese Formänderung wurde durch den Filter des Atemkurven-Extraktionsprogramms während des Ausschneidevorganges der einzelnen Atemkurven aus dem Datenpaket teilweise kompensiert (s. Abbildung 19). Da die Messpunkte stets positiv vom erwarteten Messwert abweichen, führt dies bei der Berechnung des Polynoms zu einer Regressionsfunktion, deren errechnetes Atemzugvolumen im Vergleich zur Originalatemkurve minimal höher ist.

Auch unter einem zweiten Aspekt ist es sinnvoll, diese Artefakte vor der Berechnung der Regressionsfunktion weiter zu minimieren. Da die abweichenden Messpunkte bei der Bildung des Polynoms miteinbezogen werden müssen, ist es denkbar, dass ein niedrigeres Polynom ebenso gute Anpassungsergebnisse erzielt, wenn diese Artefakte vor der Berechnung eliminiert werden können. Dies sollte in weiteren Untersuchungen berücksichtigt werden.

4.2 Hauptversuch

4.2.1 Ausgewertete Atemkurven

Von den gewonnenen Atemkurven wurden 10,6 % (Versuchsteil ohne Atemschutzfilter) und 1,6 % (Versuchsteil mit Atemschutzfilter) ausgeschlossen, da in einigen Belastungsstufen keine ausreichende Datenmenge gewonnen werden konnte.

In zukünftigen Untersuchungen ist daher auf eine ausreichende Kollektivgröße zu achten, damit auch in Zwischenstufen der Belastungsuntersuchung ausreichende Daten ermittelt

werden können.

4.2.2 Berechnete Parameter:

Atemfrequenz, Inspirationsdauer, Atemzugvolumen, Atemminutenvolumen

Die Werte für das Atemzugvolumen, die Atemfrequenz, das Atemminutenvolumen und die Inspirationsdauer wurden durch Extrapolation der Messwerte der zehn ausgewerteten Atemkurven jeder Belastungsstufe berechnet (s. Seite 36 Abbildung 22 und Abbildung 23). Da der Schwerpunkt dieser Arbeit nicht die Betrachtung der oben genannten Parameter darstellt, sollen hier nur kurz die gewonnenen Ergebnisse diskutiert werden, um zu dokumentieren, dass es bei der Betrachtung dieser Parameter keine wesentlichen Abweichung zu den Ergebnissen der im folgenden erwähnten Untersucher gab.

Im Vergleich mit der Literatur fällt auf, dass die für die jeweilig Untersuchung gewählten Belastungsmodi differieren (z. B. Fahrrad-, Laufbandergometrie unter konstanter/ansteigender Belastung etc.). Nach Hassmén (1995) korrelieren Belastungsparameter einer Laufbanduntersuchung jedoch gut mit denen einer Fahrradergometrie. Steinhaus et al. (1985) beschreiben, dass die Art und Weise wie eine belastende Muskeltätigkeit erzeugt wird keine wesentliche Rolle spielt. Unter diesem Aspekt wird im Folgenden nicht mehr explizit auf die unterschiedlichen Belastungsmodi hingewiesen.

4.2.2.1 Atemfrequenz

Ähnlich wie in der Untersuchung von Voitowitz et al. (1983) stieg auch in unserer Untersuchung sowohl mit als auch ohne Verwendung des Atemschutzfilter die Atemfrequenz mit der Belastungszunahme an. Im Versuchsteil mit Atemschutzfilter war der Atemfrequenz allerdings vermindert, wie dies bereits in den Untersuchungen von Voitowitz et al. (1968), Stemler und Craig (1977) und Sulotto et al. (1993) beschrieben wird. In der 250 W Stufe unseres Versuchsteils mit Atemschutzfilter fiel die Atemfrequenz jedoch entgegen dem Trend ab. Hierfür findet sich in der Literatur keine Entsprechung. Die geringe Datenmenge in dieser Belastungsstufe (n = 30 Atemzüge) könnte hierfür ursächlich in Fragen kommen.

4.2.2.2 Inspirationsdauer

Bretschger (1925) und Silverman et al. (1951) stellten bei ihren Versuchen ohne erhöhten

Atemwegswiderstand (entsprechend unseres Versuchsteils ohne Atemschutzfilter) eine Abnahme der Einatemzeit fest. Auch Woitowitz et al. (1968) fanden eine Abnahme der Inspirationsdauer. Dies bestätigte sich in der vorliegenden Untersuchung nicht.

4.2.2.3 Atemzugvolumen

Die Ergebnisse unserer Studie decken sich mit denen von Gamberale et al. (1978) sowie Woitowitz et al. (1983). In beiden genannten Untersuchungen wurde eine Vertiefung der Atmung mit steigender Belastung bzw. unter Verwendung eines höheren Einatemwiderstandes festgestellt.

4.2.2.4 Atemminutenvolumen

Die Zunahme des Atemminutenvolumens unter der Belastung entspricht den Untersuchungen von Bretschger (1925), Silverman et al. (1951), Wassermann et al. (1973), Reiterer (1976).

4.2.3 Extrempunkte

Bei der Auswertung konnten nach Berechnung der Regressionsfunktion maximal 7 Extrempunkte (4 Maxima und 3 Minima) ermittelt werden. Bei Vergleich der Regressionskurven mit mehr als 3 Extrempunkten stellte sich jedoch heraus, dass diese einen signifikant schlechteren Korrelationskoeffizienten aufwiesen (s. Seite 42 Abbildung 27 und Abbildung 28). Dies konnte auch bei Durchsicht der Regressionskurven am Computermonitor während der Berechnungen nachvollzogen werden. Um sicher zu stellen, dass nicht durch eine schlechte Anpassung der Regression „entstandene“ Extrempunkte berücksichtigt werden, wurden nach optischer Kontrolle nur die ersten 3 Extrempunkte (2 Maxima und 1 Minimum) in die Auswertung einbezogen.

Es ist denkbar, dass bei einzelnen Inspirationskurven nicht die letzten 4 Extrempunkte Ausdruck des schlechten Korrelationskoeffizienten sind, sondern beispielsweise der zweite und dritte. Bei einer größeren Datenmenge ist es aber sicher nicht praktikabel, eine Kontrolle der Atemkurven am Computermonitor durchzuführen. Aus diesem Grund sollten dann die Inspirationskurven, deren Anzahl an Extrempunkten auffällig ist von der weiteren Auswertung komplett ausgeschlossen werden. Dies war bei der Datenmenge der vorliegenden Untersuchung jedoch nicht durchführbar.

4.2.3.1 Versuchsteil ohne Atemschutzfilter

Der Median des zeitlichen Auftretens der Extrempunkte war für jede Belastungsstufe

einer starken Streuung unterworfen (s. Seite 43 Abbildung 29). Bei der Betrachtung der Volumenströme an diesen Extrempunkten ist zu sehen, dass deren Streuung um den Median mit der Höhe der Belastung zwar zunahm (s. Seite 44 Abbildung 30) insgesamt aber geringer war als die Streuung des zeitlichen Auftretens der Extrempunkte. Es ist zu vermuten, dass die Variabilität im zeitlichen Ablauf der Atmung höher ist als die Variabilität des Volumenstroms.

In Abbildung 33 sind die Kurvenverläufe der Inspiration in den Belastungsstufen anhand der Mediane der Volumenströme und der prozentualen Anteile der Inspiration graphisch dargestellt.

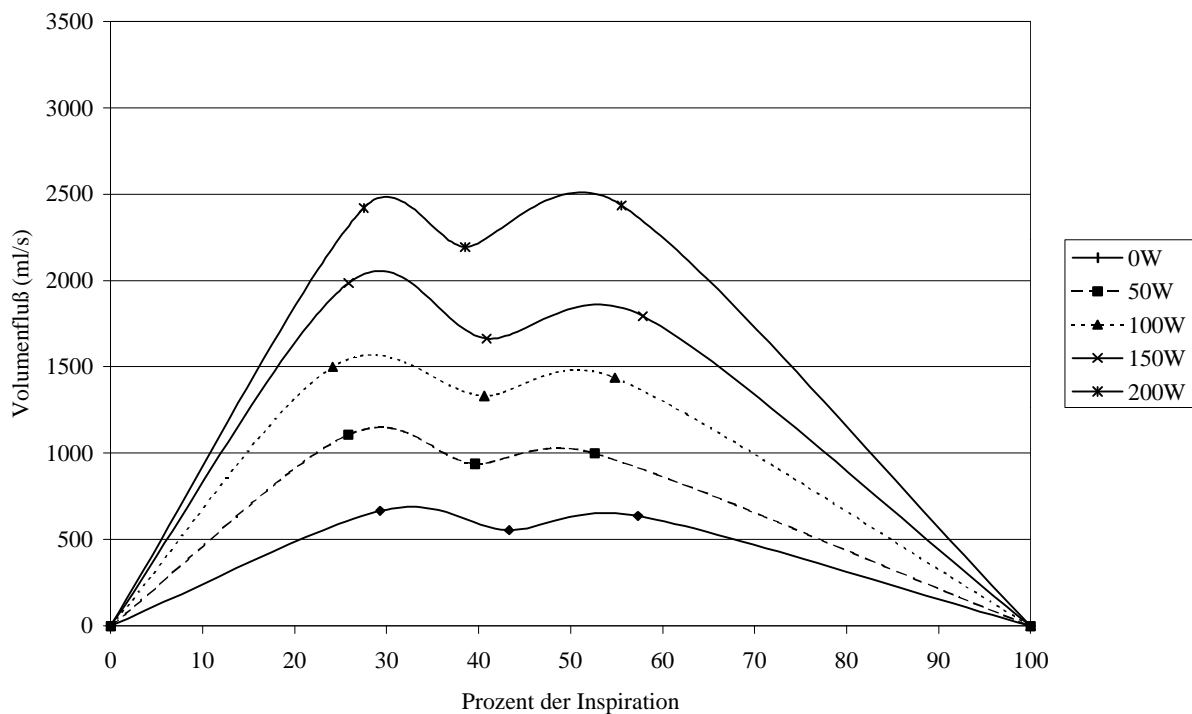


Abbildung 33: Anhand der Mediane der Extrempunkte und Extremwerte konstruierte Atemkurven für den Versuchsteil ohne Atemschutzfilter

4.2.3.2 Versuchsteil mit Atemschutzfilter

Im Versuchsteil mit Atemschutzfilter fielen in den niedrigen Belastungsstufen keine wesentlichen Änderungen zum Versuchsteil ohne Atemschutzfilter auf. Erst in der letzten Belastungsstufe (250 W), zu der aus dem Versuchsteil ohne Atemschutzfilter keine Vergleichswerte vorlagen, änderte sich das zeitliche Auftreten der beiden letzten Extremwerte. Diese Änderung lässt sich anhand der Abbildung 34 veranschaulichen.

Während in den anderen Belastungsstufen das 1. und 2. Maximum ähnliche Volumenströme aufwies, nahm der Volumenstrom am 2. Maximum des Versuchsteils 2 bei 250 W ab. Gleichzeitig traten die Zeitpunkte des Auftretens des 2. und 3. Extremwertes zusammen und verlagerten sich in das letzte Drittel der Einatmungsphase. Man muss allerdings berücksichtigen, dass in dieser Belastungsstufe nur noch eine geringe Anzahl an Atemkurven zur Auswertung zur Verfügung stand und die Unterschiede nicht mehr signifikant waren.

Beiden Versuchsteilen gemeinsam war die Zunahme der Volumenströme mit steigender Belastung, wobei jeweils das erste Maximum den höchsten Volumenstrom aufwies.

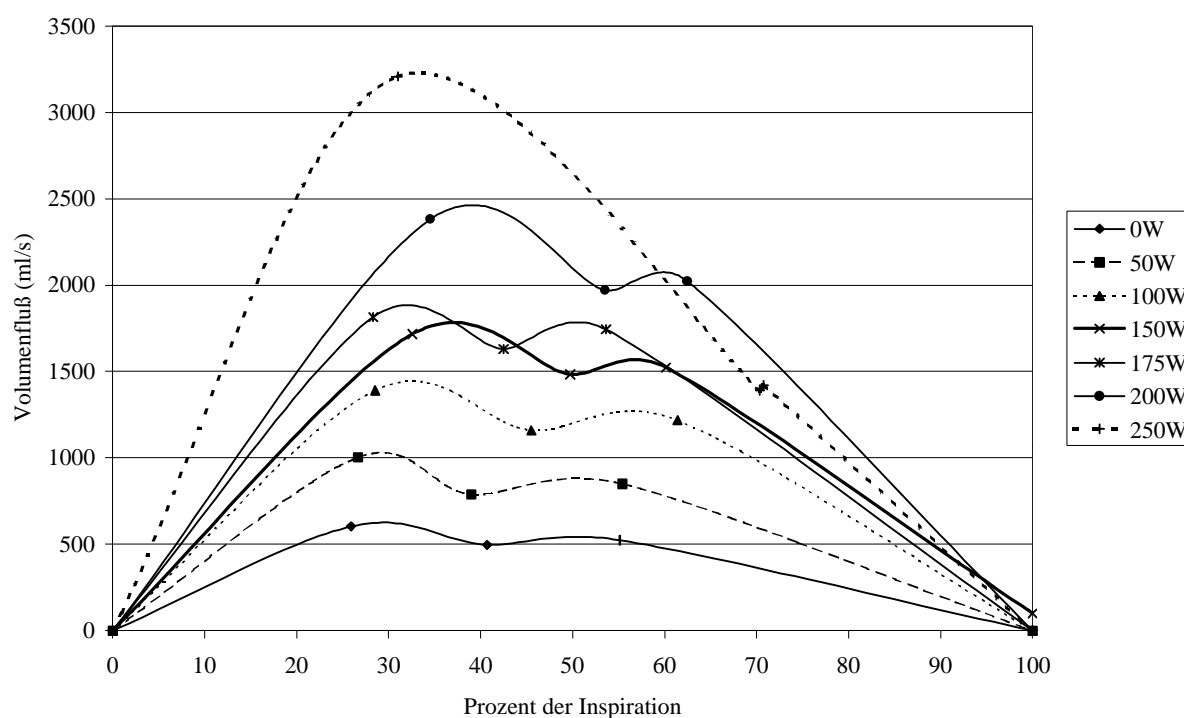


Abbildung 34: Anhand der Mediane der Extrempunkte und Extremwerte konstruierte Atemkurven für den Versuchsteil mit Atemschutzfilter

Aufgrund der Tatsache, dass sich erst in der 250 W Stufe Änderungen in der Form der Inspirationskurven ergeben haben, stellt sich die Frage, ob die Belastung der Probanden nicht hoch genug war, um Veränderungen deutlich zu machen. Unter Umständen ändert sich die Form der Inspirationskurve im submaximalen Bereich nur unwesentlich. Wird der Organismus aber maximal belastet bzw. überlastet, ist es denkbar, dass sich die Inspirationskurve in ihrer Form vom zweigipfligen zum eingipfligen Verlauf als Ausdruck der Dekompensation verändert.

Eine Inspirationskurve in Form einer positiven Sinuswelle mit einem Maximum der Inspiration bei 50 % der Inspirationszeit, wie sie Silverman et al. (1951) gefunden haben (s. Abbildung 35), konnte in dieser Untersuchung nicht bestätigt werden.

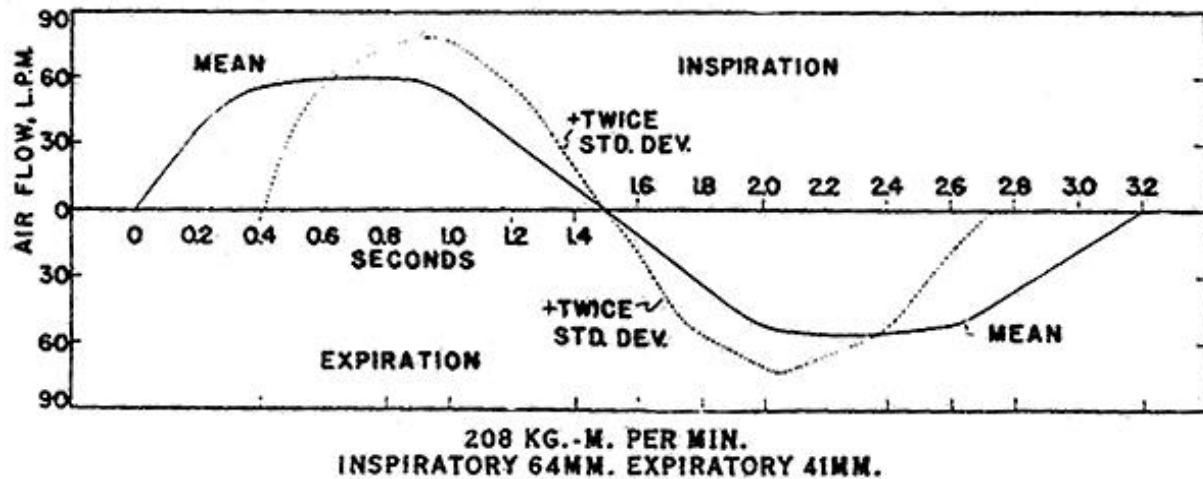


Abbildung 35: Aus Silverman et al. (1951). Atemkurve unter Belastung mit inspiratorischem Widerstand

Gleichfalls konnte die Einteilung von Bretschger (1925) in kuppel-, spitz-, und plateauförmige Atemkurven (s. Abbildung 36) nicht eindeutig nachvollzogen werden. Obwohl er gleichfalls die maximale Flussgeschwindigkeit im ersten Drittel fand, beschrieb er keinen zweiten und dritten Extrempunkt. Ein plateauförmiger Kurvenverlauf zeigte sich in dieser Untersuchung nicht. Der spitzförmige Kurvenverlauf deutet sich hingegen auch in der vorliegenden Untersuchung als Atmungsform unter maximaler Arbeitsbelastung an.

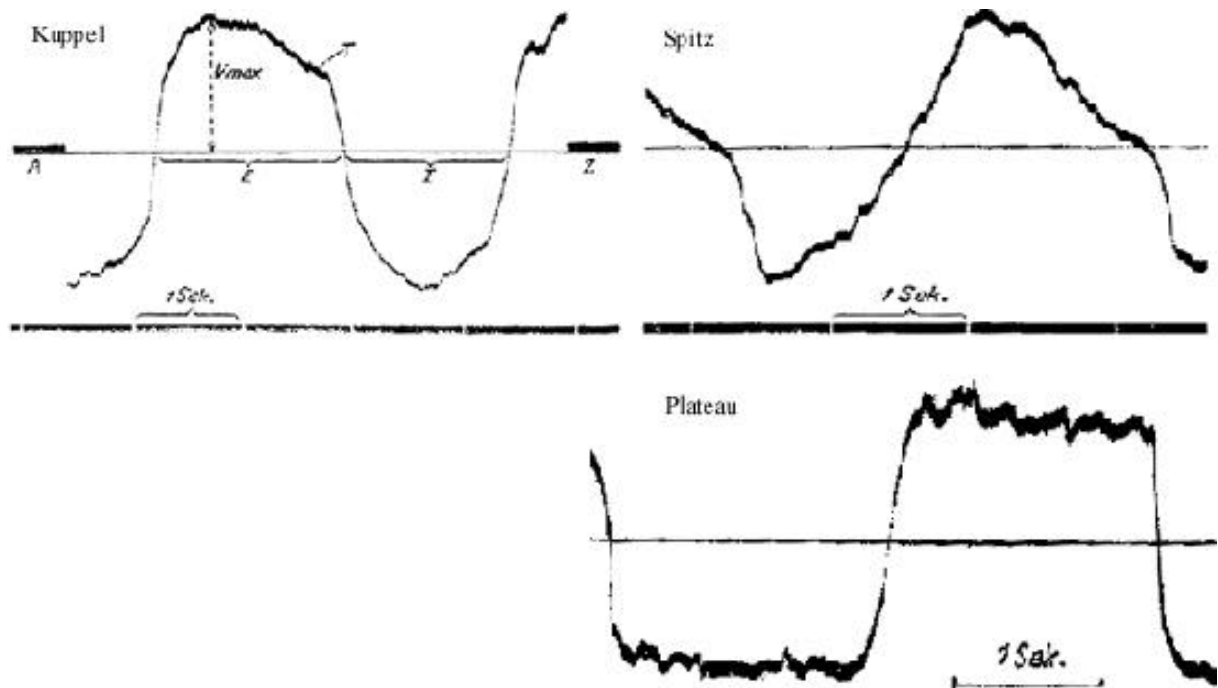


Abbildung 36: Aus Bretschger (1925). Ermittelte Atemkurventypus: kuppel-, spitz- und plateauförmig

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Variabilität der Atmungsformen, wenn man die Streuung um den Median betrachtet, sehr groß zu sein scheint. Deshalb ist es wichtig, bei der Untersuchung der Atmung mögliche Einflussfaktoren so weit wie möglich auszuschließen und die Belastungsbedingungen weitestgehend zu standardisieren, wie dies in dieser Untersuchung verfolgt worden ist. Darüber hinaus ist es notwendig, an einem größeren Kollektiv eine ausreichende Datenmenge zu gewinnen, um

1. eine größere Sicherheit in der statistischen Aussagekraft zu erhalten, und
2. eine größere Datengrundlage zur Generierung von künstlichen Inspirationskurven zu schaffen.

In der Literatur lassen sich außer den in dieser Arbeit bereits erwähnten Untersuchungen von Bretschger (1925), Gukelberger (1944 a, b) und Silverman et al. (1951) keine neuen Ansätze zur Auswertung von Inspirationskurven finden.

Insbesondere im Hinblick auf die Berechnungen einer große Datenmenge hat sich der Ansatz zur Beschreibung der Inspirationskurven anhand einer polynomialen Regression als geeignet erwiesen. Durch Ausbau dieser Methodik ist es vorstellbar, in folgenden Untersuchungen zu ermittelnde inspiratorische Daten so aufzubereiten, dass das

Prüfsystem zur Ermittlung der Standzeiten von Atemschutzfiltern nachhaltig verbessert werden kann.