

3 Ergebnisse

3.1 Gesundheitliche Vorgeschichte und körperliche Untersuchungsbefunde der Probanden

Alle Probanden erfüllten die in Tabelle 1 geforderten Kriterien und waren ohne Vorerkrankungen. Die durchgeführte körperliche Untersuchung zeigte keine pathologischen Befunde. Die sportliche Aktivität, ermittelt anhand der Angaben auf den Fragebögen, betrug im Median 3 h Sport/Woche (Minimum 0 h Sport/Woche, Maximum 6 h Sport/Woche). Es wurden die unterschiedlichsten Sportarten (Radfahren, Schwimmen, Tennisspielen usw.) als Freizeitsportart angegeben.

3.2 Ruhespirografie

Die Ergebnisse der Ruhespirografie waren unauffällig (s. Anhang I, Tabelle 14).

3.3 Spiroergometrie

Während der spiroergometrischen Belastung wurden die Probanden entsprechend der Vorgaben belastet, ohne dass sich pathologische Ergebnisse fanden (s. Anhang I, Tabelle 15 und Tabelle 16).

3.3.1 Elektrokardiografie

Das Elektrokardiogramm war bei allen Probanden unauffällig.

3.3.2 Blutgasanalyse

Die Blutgasanalyse während der Belastungsversuche zeigte keine pathologischen Befunde.

3.4 Datenauswertung

3.4.1 Regressionsrechnung und verwendete Software

Zur Bearbeitung war der inspiratorische Teil der Atemkurven mathematisch so zu erfassen, dass eine Betrachtung einzelner Abschnitte (Beschleunigungen und Verzögerungen) möglich wurde. Hierzu wurde die Anpassung mittels exponentiellem Polynoms der in Gleichung [1] dargestellten Form gewählt.

$$f(x) = ax^n + bx^{n-1} + cx^{n-2} + \dots + mx^{n-n} \quad [1]$$

Dies ermöglichte die Errechnung und Darstellung von Regressionskurven mit unterschiedlichen Korrelationskoeffizienten je nach verwendeter Ordnung des Polynoms.

Folgende Berechnungen wurden hierdurch ermöglicht:

- 1. mathematische Ableitung der polynomialen Regressionsfunktion,
- Nullstellen der 1. mathematischen Ableitung sowie
- zugehörige Extremwerte (ml/s) der Regressionsfunktion.

Anhand der 1. Ableitung der berechneten Kurvenfunktion konnten die Extrempunkte (Maxima und Minima) der Ausgangsfunktion berechnet werden. Diese stellen den Übergang zwischen Beschleunigung und Verzögerung dar (s. Abbildung 13).

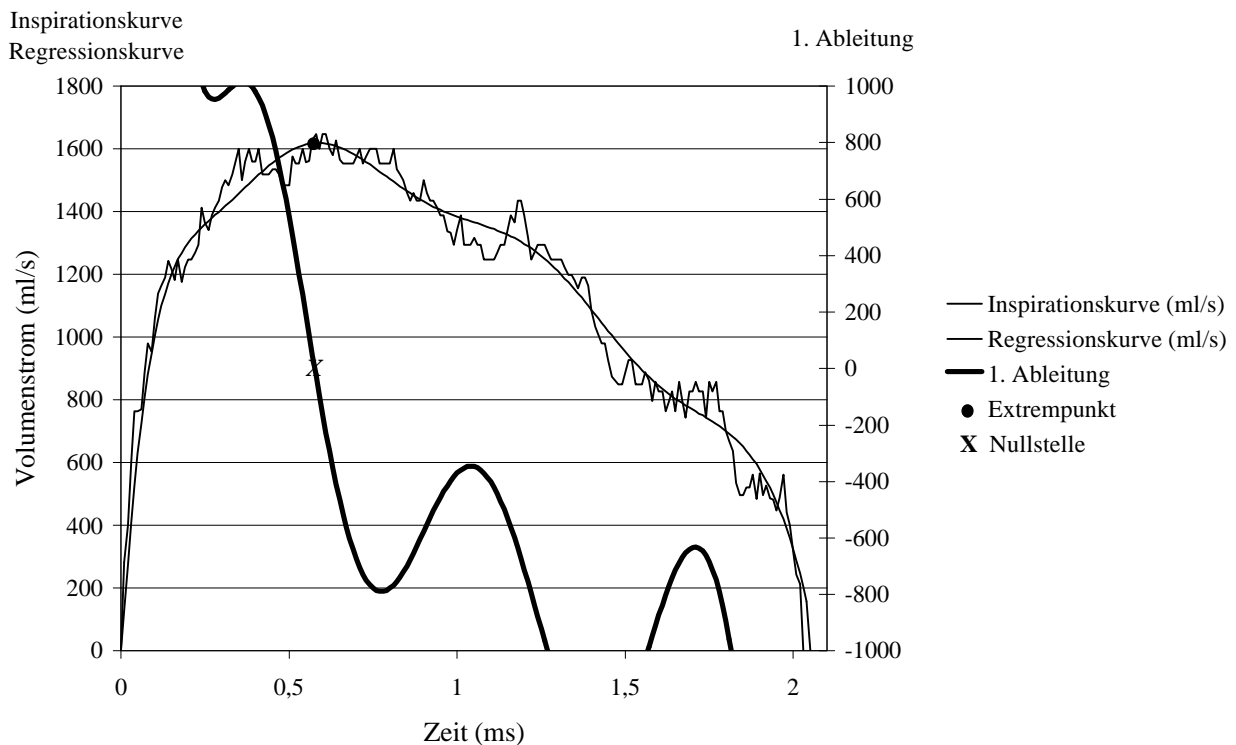


Abbildung 13: Inspirations- mit Regressionskurve und 1. Ableitung

Über die Integration der Ausgangsfunktion wurde das jeweilige Atemzugvolumen errechnet. Da die Aufzeichnungsgeschwindigkeit der Daten bei allen Versuchen konstant und bekannt war (s. Seite 18 Tabelle 8), stellte jeder Messwert des Volumenstromes 0,01 s dar. So war es möglich, über die Anzahl der Messwerte die Dauer der Inspiration und Expiration zu berechnen. Auf dieser Grundlage konnte die Atemfrequenz pro Minute und das Atemminutenvolumen für diesen Atemzug extrapoliert werden.

Hierzu war es notwendig ein Programm zu finden, welches in der Lage war, eine

polynomiale Regression bis mindestens 13. Ordnung ($n = 13$, s. Gleichung [1]) durchzuführen. Da die Daten in Excel 5.0/95 Arbeitsblättern organisiert und weiter bearbeitet werden sollten, war darüber hinaus auch eine Zusammenarbeit mit diesem Programm erforderlich. Die hierfür getesteten Programme sind in Tabelle 9 aufgeführt.

Tabelle 9: Programmauswahl zur Datenauswertung¹

-
- SigmaStat 2.02 (Jandel Scientific Software)
 - TableCurve 2D 4.04 (Jandel Scientific Software)
 - MathCAD 6.0 (The MathSoft Inc.)
 - Excel 7.0 (Microsoft)
 - SPSS 7.0 (SPSS Inc.)
 - MATLAB 5.01 (The MathSoft Inc.)
 - Statgraphics Plus (Manugistics Inc.)
-

Es stellte sich heraus, dass MATLAB 5.01 mit der Erweiterung Excel-Link für die Auswertung der Daten am besten geeignet war, da die anderen Anwendungen entweder nur Polynome bis zur 6. Ordnung (MS-Excel 7.0) oder nur einzelne Kurven (TableCurve 2D) berechnen konnten. MATLAB 5.01 ist hingegen vom Benutzer umfangreich programmierbar und kann, je nach Leistung des Rechners und der zu berechnenden Daten, Polynome bis zur 17. Ordnung errechnen.

Darüber hinaus stand mit der Erweiterung „Excel-Link“ ein Excel 5.0/95 „Add-In“ zur Verfügung, mit dessen Hilfe Daten aus Excel 5.0/95 Arbeitsblättern problemlos in die MATLAB Arbeitsumgebung transferiert und nach Bearbeitung in ein Excel 5.0/95 Arbeitsblatt zurückgegeben werden konnten.

3.4.2 Auswahl eines geeigneten Polynoms

Zur Klärung der Frage, welche Ordnung das berechnete Polynom haben sollte, wurden je zehn Atemzüge eines zufällig ausgewählten Probanden aus dem Versuchsteil ohne Atemschutzfilter der Belastungsstufen 0 W, 50 W, 100 W, 150 W und 200 W mit Polynomen 3., 7., 11. und 15. Ordnung berechnet. In Abbildung 14 sind für jede Belastungsstufe die Werte für die Korrelationskoeffizienten (links) und die Anzahl der

¹ z. T. als Testversion

Extrempunkte (Maxima und Minima, rechts) gegen die unterschiedlichen Ordnungen der Polynome aufgetragen.

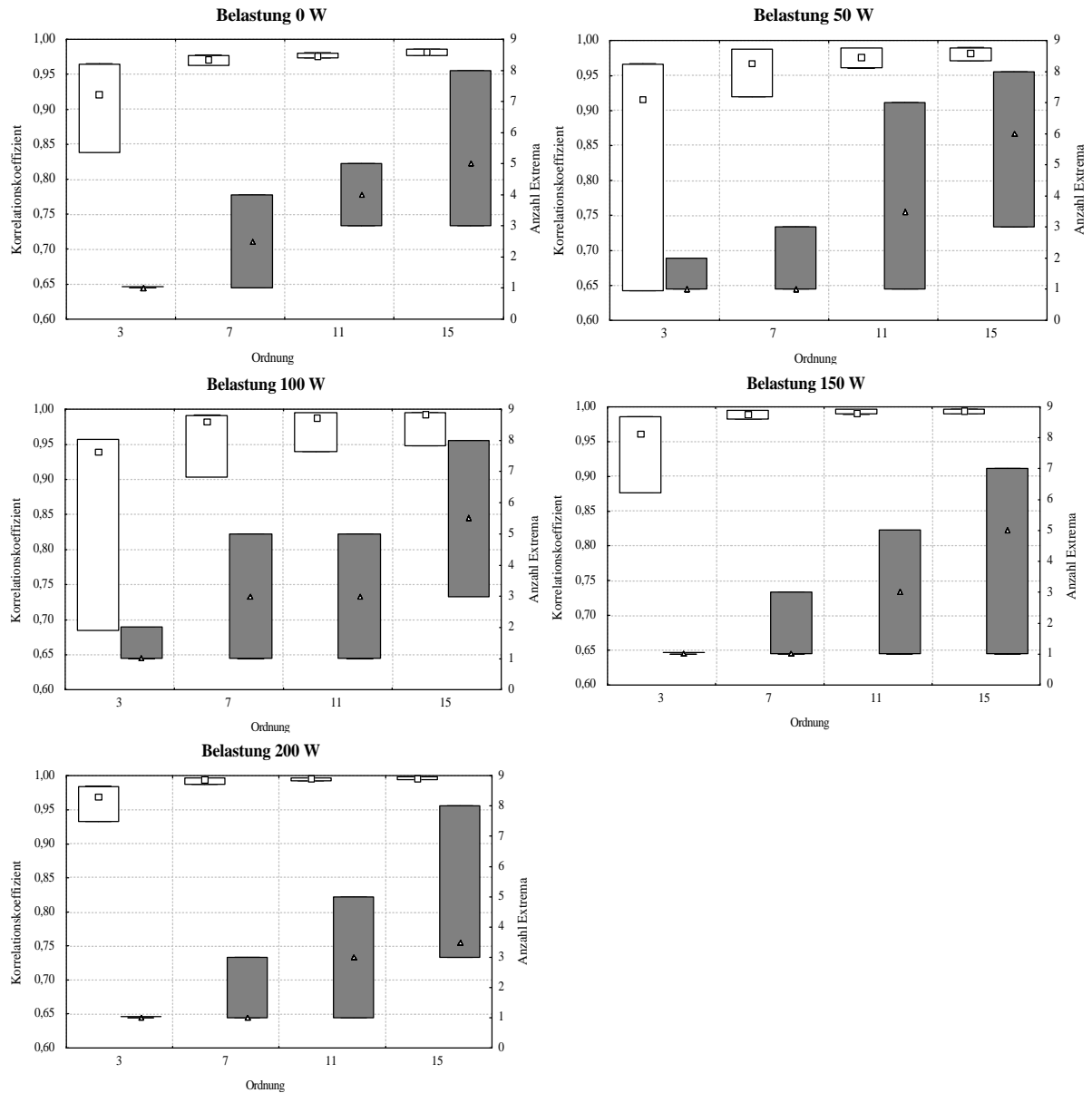


Abbildung 14: Vergleich von Korrelationskoeffizient () und Anzahl der Extrempunkte () bei polynomialer Regression unterschiedlicher Ordnung in allen Belastungsstufen des Versuchsteils 1 (ohne Atemschutzfilter); $n = 13$ für jede Ordnung

Kriterium für die Güte der Anpassung war nicht nur der Korrelationskoeffizient r , denn mit steigender Ordnung nahm auch die Anzahl der Extrempunkte zu. Bei einer zu hohen Ordnung wären daher auch Artefakte als Extrempunkte betrachtet worden, bei einer zu

niedrigen Ordnung wären echte Extrema „verloren“ gegangen. Aus diesem Grund musste zwischen dem Zugewinn an Anpassung (gemessen als Korrelationskoeffizient) und der dadurch bedingten Zunahme der Anzahl der Extrempunkte im Vergleich zu den rein optisch vorhandenen Extrempunkten abgewogen werden.

Wie in Abbildung 14 dargestellt, nimmt der Median der Anzahl der Extrempunkte mit steigender Ordnung zu, wobei die Anzahl der Extrempunkte stark um den Median variiert. Außer in der 50 W Belastungsstufe war diese Streuung bei einem Polynom 11. Ordnung jedoch geringer als bei höherer Ordnung.

Der Korrelationskoeffizient zeigte eine bessere Anpassung an, und seine Streubreite reduzierte sich mit Zunahme der Ordnung des Polynoms. (s. Tabelle 10).

Ab einem Polynom 7. Ordnung wurde die Güte der Anpassung nur noch gering verbessert. Andererseits nahm die Anzahl der Extrempunkte trotz dieser nur geringen Verbesserung des Korrelationskoeffizienten ab einem Polynom 11. Ordnung stark zu. Bei Betrachtung der Atemkurven am Computermonitor schien die Zunahme der Anzahl der Extrempunkte in den Artefakten der Atemkurven begründet zu sein. Es wurde daher entschieden, die Regressionsrechnung für alle Belastungsstufen mit einer polynomialen Regression 11. Ordnung durchzuführen.

Tabelle 10: Zugewinn der Anpassung (Korrelationskoeffizient) im Vergleich zur vorhergehenden Ordnung (— : keine Vergleichswerte)

Belastungsstufe (W)	3. Ordnung (%)	7. Ordnung (%)	11. Ordnung (%)	15. Ordnung (%)
0	—	+5,58	+0,52	+0,42
50	—	+5,56	+0,92	+0,57
100	—	+4,76	+0,46	+0,54
150	—	+2,78	+0,22	+0,35
200	—	+2,61	+0,16	+0,1

3.4.3 Problem der Vergleichbarkeit von Atemkurven unterschiedlicher Dauer

Aufgrund der unterschiedlichen Längen der Inspirationskurven, sowohl intra- als auch interindividuell, musste ein Lösungsansatz gefunden werden, um die unterschiedlichen Atemkurven zu beurteilen.

Folgende drei Möglichkeiten wurden geprüft:

1. alle Atemkurven auf den Beginn der Inspiration beziehen und den Mittelwert bilden.

Dies führte während der ersten Hälfte der Atemzüge zu zufriedenstellenden Werten. Danach nahm die Anzahl vorliegender Werte ab, da aufgrund der unterschiedlichen Inspirationszyklen immer mehr Kurven endeten. Der so errechnete Mittelwert der Kurven unterlag deshalb in der zweiten Hälfte des Inspirationszyklusses zu großen Schwankungen (s. Abbildung 15).

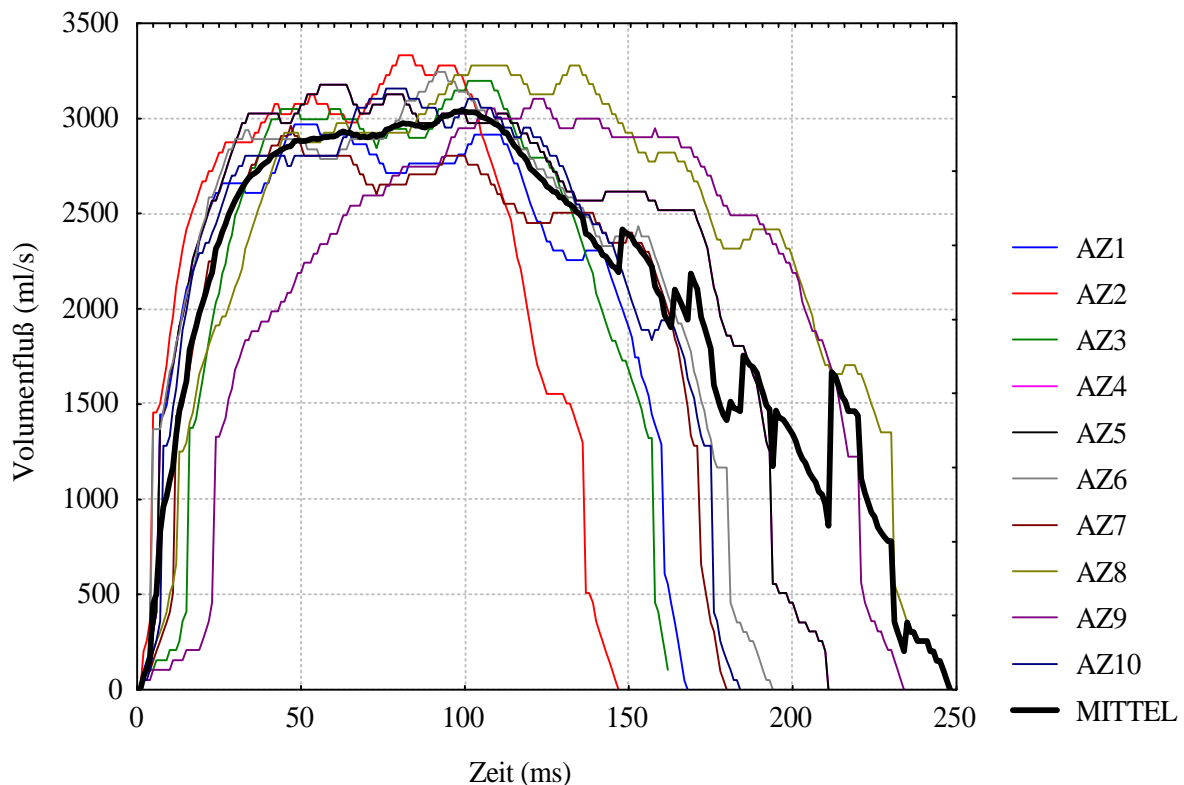


Abbildung 15: Atemkurven (AZ1-AZ10) auf den Beginn der Inspiration bezogen. Durch Zunahme von fehlenden Daten ab der 150ten ms wird der Mittelwert verfälscht (MITTEL = Kurve der Mittelwerte)

2. alle Atemkurven auf das Ende der Inspiration beziehen und den Mittelwert bilden.

Das Problem wurde nur verlagert, da nun die nicht definierten Werte am Beginn der Kurve lagen.

3. Ergänzen der Messwerte der kürzeren Atemzüge mit Nullwerten zur Umgehung des Problems der fehlenden Daten.

Auch hier waren die Abweichungen von der so entstandenen „Mittelwertskurve“ während der ersten Hälfte der Inspiration zufriedenstellend. Durch die dann folgende Zunahme von Nullwerten wurde der Mittelwert aber nach unten hin verändert und die resultierende „allgemeine“ Kurve war deformiert (s. Abbildung 16).

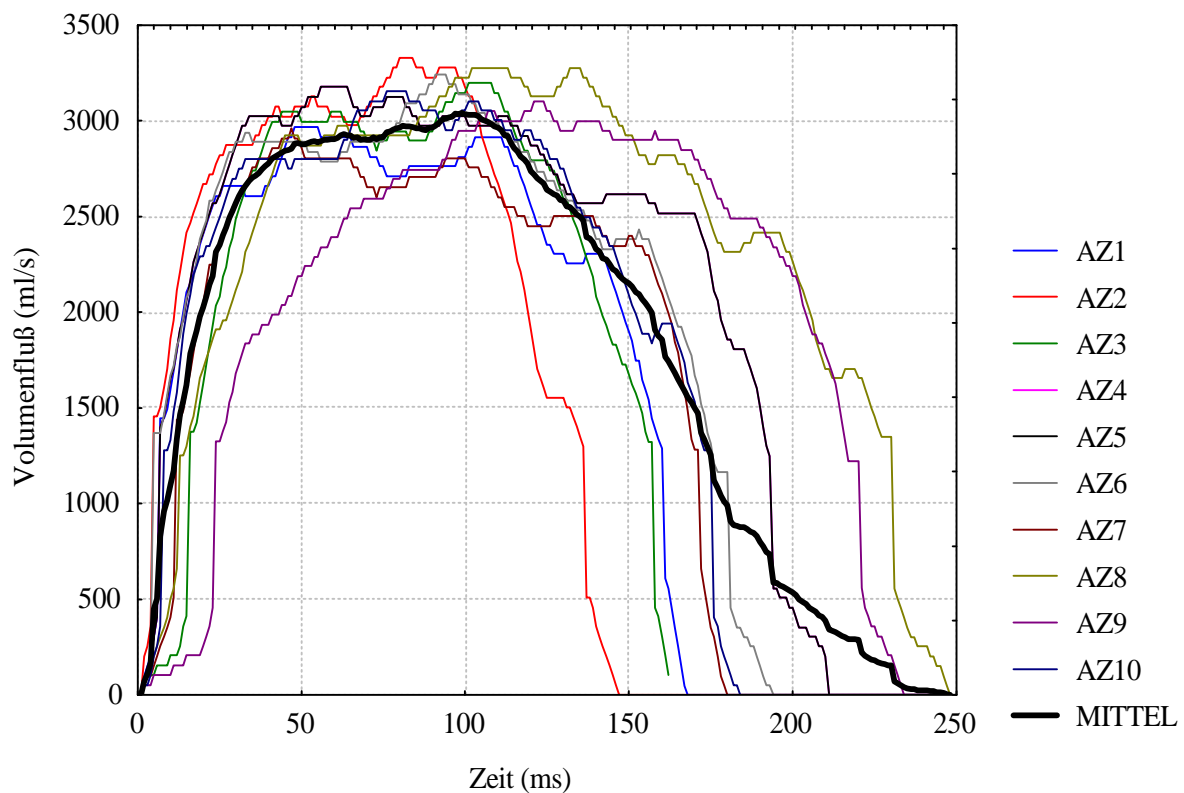


Abbildung 16: Durch Auffüllen der kürzeren Atemkurven mit dem Wert 0 bis zum letzten Wert der längsten Kurve, wird die „Mittelwertskurve“ ab der 150ten ms deformiert

Die Tatsache, dass jeweils der Zeitfaktor das Problem zur Vergleichbarkeit der Inspirationskurven darstellte, führte zu der Überlegung diesen zu entfernen.

Aus diesem Grund wurde der Zeitpunkt des Auftretens der Extrempunkte nicht mehr als absoluter Wert betrachtet, sondern ins Verhältnis gesetzt zur Gesamtdauer der Inspiration des Atemzuges (s. Gleichung [2]).

$$\frac{\text{Inspirationsdauer}(ms)}{\text{Extrempunkt}(ms)} * 100 = x\% \quad [2]$$

Dies ergab prozentuale Werte für charakteristische Punkte im Kurvenverlauf, die dann miteinander verglichen werden konnten. Gleichzeitig wurden die Volumenstromwerte der Ausgangsfunktion an den Extrempunkten (Nullstelle der 1. Ableitung) berechnet. Somit waren die x (Zeit)- und y (Volumenstrom) – Koordinaten charakteristischer Punkt der Atemkurve erfassbar.

3.4.4 Artefakte

Während der Aufzeichnung traten auf den Atemkurven Spitzen auf, die auf die eigentliche Atemkurve aufgesetzt waren. Diese entsprachen aber nicht einem zackigen Kurvenverlauf, wie er bereits in anderen Untersuchungen gefunden wurde, sondern traten systematisch und gleichförmig auf allen Atemkurven auf (s. Abbildung 17). Diese Spitzen konnten optisch problemlos von dem, auch in dieser Untersuchung gefunden zackigen Kurvenverlauf, differenziert werden.

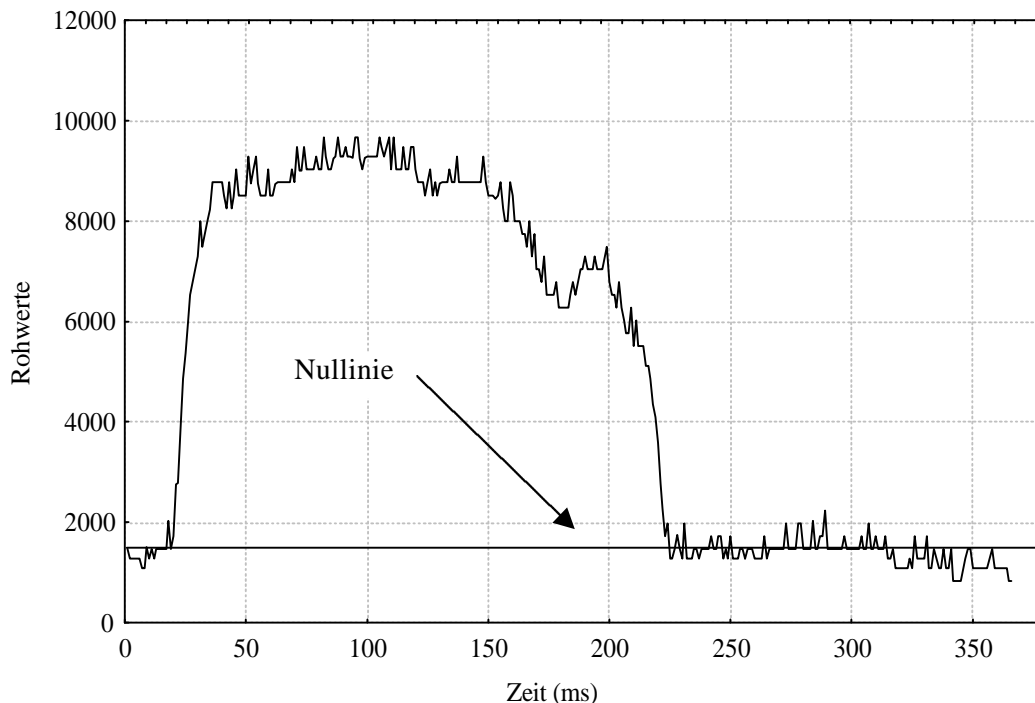


Abbildung 17: Atemkurve mit Expiration (Nulllinie bei Rohwert ≈ 1600); spitzenförmige Signale, die auf den Kurvenverlauf sowie die Nulllinie aufgesetzt sind (Nulllinie aus technischen Gründen angehoben)

Zunächst war dennoch nicht klar, ob diese Spitzen als Artefakte zu betrachten waren, oder ob es sich hierbei um ein Charakteristikum der Atmung handelte, welches sich erst durch eine ausgesprochen hohe Auflösung der Aufzeichnung sichtbar machen ließ, wie sie bei dieser Untersuchung verwendet wurde (s. Seite 18 Tabelle 8). Aus diesem Grund wurde die Reproduzierbarkeit dieser Spitzen mit der am Institut zur Verfügung stehenden mobilen Filterprüfeinrichtung nach Lüth und Schäcke (1995) untersucht.

Nach Anschluss an den Atemfluss-Sensor wurde die mobile Filterprüfeinrichtung so eingestellt, dass sie einen konstanten Volumenstrom erzeugte. Hier zeigten sich die gleichen Spitzen wie bei den Aufzeichnungen während der Versuche (s. Abbildung 18). Das Auftreten war unabhängig vom eingestellten Volumenstrom. Es musste also davon ausgegangen werden, dass es sich tatsächlich um Artefakte, bedingt durch die Aufzeichnungstechnik, handelte.

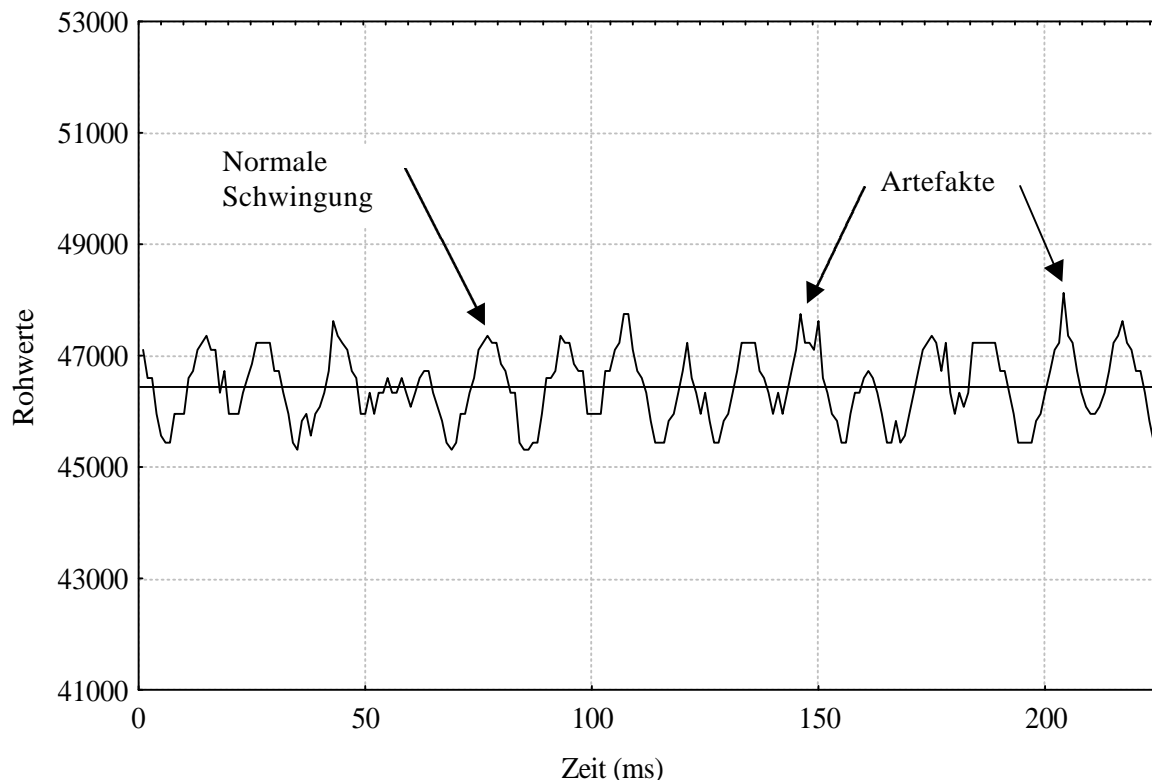


Abbildung 18: Artefaktbildung auf Kalibrierungskurve (eingestellter Volumenstrom ≈ 46400 , Schwingung technisch bedingt)

Durch die Verwendung des in Kapitel 2.4.1 beschriebenen Filters während der Extraktion der Atemkurven, konnten diese Artefakte verringert werden (s. Abbildung 19).

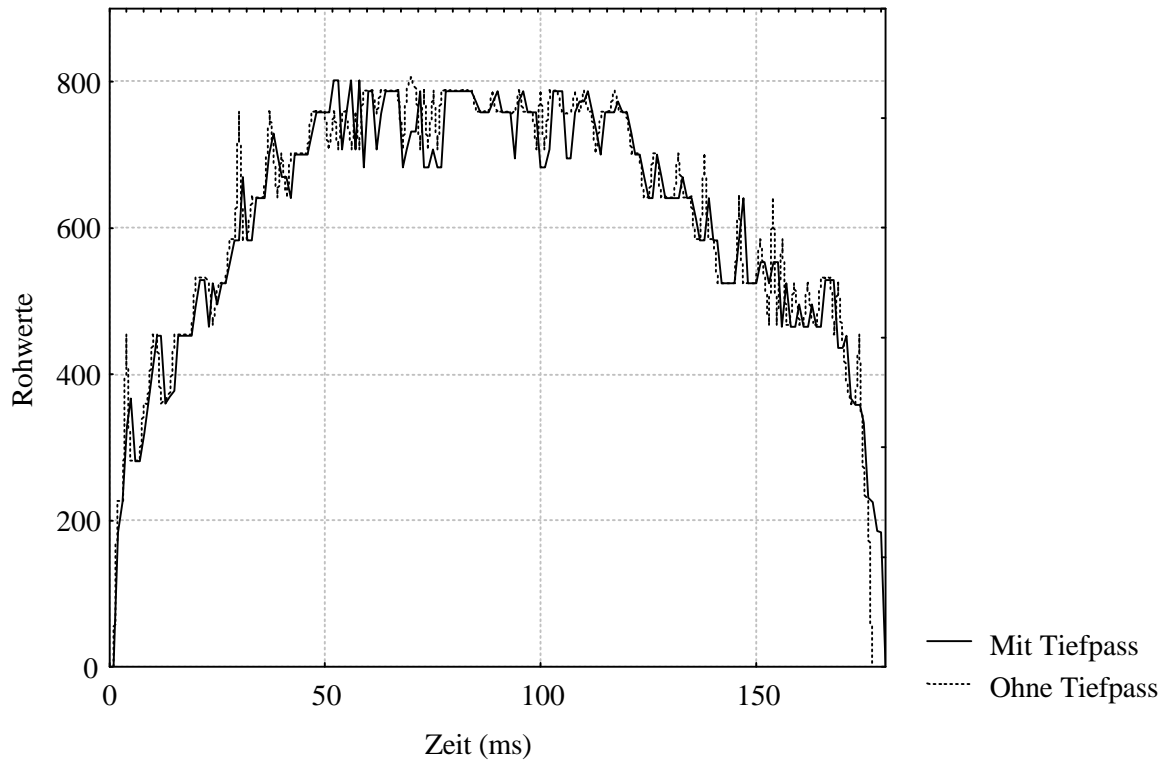


Abbildung 19: Darstellung einer Atemkurve bei 0 W ohne Atemschutzfilter mit und ohne Verwendung des Tiefpassfilters während der Extraktion

In der zufällig ausgewählten Atemkurve der Abbildung 19 wird gleichfalls veranschaulicht, wie die Amplituden der Artefakte verringert, der Kurvenverlauf hingegen nicht beeinflusst wurde.

3.4.5 Übersicht des Auswertungsablaufes

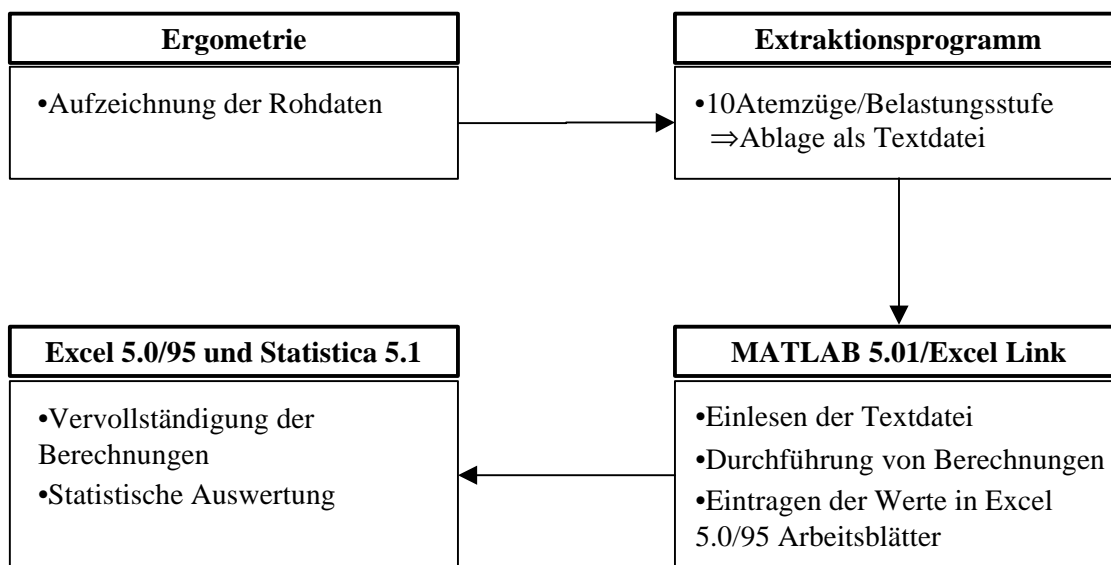


Abbildung 20: Ablauf der Datenauswertung

Tabelle 11: Ausgeführte Berechnungen

Berechnungen	Software
<ul style="list-style-type: none"> • Regressionsfunktion (Polynom 11. Ordnung) • Korrelationskoeffizient • 1. Ableitung der Regressionsfunktion • Nullstellen der 1. Ableitung • Extrempunkte der Ausgangsfunktion an den Nullstellen der 1. mathematischen Ableitung • Atemzugvolumen am Ende jeder Belastungsstufe (ml) • Atemfrequenz am Ende jeder Belastungsstufe (/min) • Atemminutenvolumen am Ende jeder Belastungsstufe (ml/min) • Inspirationsdauer (ms) • Nullstellen (absolut (ms) und relativ (% der Inspirationsdauer)) 	MATLAB 5.01, Excel Link
<ul style="list-style-type: none"> • Nullstellen relativ zur Inspirationsdauer (%) • Atemfrequenz (/min) • Organisieren in Arbeitsblättern 	

3.5 Vorversuch

Da der Modus der längeren dreiminütigen Belastung (s. Seite 15 Kapitel 2.3.1) gut bewältigt wurde, wurde diese Belastungsdauer für den Hauptversuch gewählt, um dem Organismus die längstmögliche Zeit zur Adaption an die Belastung zu geben.

3.6 Hauptversuch

3.6.1 Ausgewertete Atemkurven

Aufgrund der unterschiedlichen Leistungsfähigkeit der Probanden lagen nach Ende der Versuche hohe Belastungsstufen mit einer nur geringen Anzahl von Atemzügen vor (s. Tabelle 12). Für die 125 W Stufe des Versuchsteils 1 lagen darüber hinaus gar keine Kurven aus dem Versuchsteil mit Atemschutzfilter zum Vergleich vor. Aus diesen Gründen wurden die Belastungsstufen 125 W, 175 W, 225 W sowie 250 W des Versuchsteils 1 nicht in die Auswertung miteinbezogen. Dies waren 70 von 659 Atemkurven (10,6 %). Im Versuchsteil mit Atemschutzfilter wurden aus den gleichen Gründen die Belastungsstufen 125 W und 225 W nicht in die Auswertung miteinbezogen. Dies entsprach 10 von 612 Atemkurven (1,6 %).

Tabelle 12: Anzahl der Atemkurven, die extrahiert wurden, sowie der Atemkurven die in der Auswertung verwendet wurden

Belastung (W)	Insgesamt ausgeschnittene Atemkurven	In der Auswertung verwendete Atemkurven
Versuchsteil ohne Atemschutzfilter		
0	127	127
50	128	128
100	128	128
125	10	0
150	127	127
175	20	0
200	79	79
225	20	0
250	20	0
Versuchsteil mit Atemschutzfilter		
0	114	114
50	116	116
100	118	118
125	0	0
150	117	117
175	40	40
200	67	67
225	10	0
250	30	30

Die erhaltenen Ergebnisse wurden getrennt für beide Versuchsteile ausgewertet.

3.6.2 Berechnete Parameter:

Atemfrequenz, Inspirationsdauer, Atemzugvolumen, Atemminutenvolumen

In den folgenden Abbildungen sind jeweils der Median sowie der Streuungsbereich der Werte für die Atemfrequenz, die Inspirationsdauer, das Atemzugvolumen und das Atemminutenvolumen während der verschiedenen Belastungsstufen für beide Versuchsteile dargestellt. Die Atemfrequenz pro Minute wurde für jeden Atemzyklus anhand der aus den Messdaten erhaltenen Gesamtdauer eines Atemzyklus extrapoliert. Diese Werte sowie das errechnete Atemzugvolumen wurden dann verwendet, um das Atemminutenvolumen zu berechnen.

Der in Abbildung 21 dargestellte Verlauf der Atemfrequenz zeigte im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter einen insgesamt weniger starken Anstieg als im Versuchsteil mit Atemschutzfilter, wobei sich alle Werte des Versuchsteils mit Atemschutzfilter signifikant ($p < 0,05$ bzw. $p < 0,005$) von einander unterschieden. Bis zur 200 W Stufe war die Atemfrequenz im Versuchsteil mit Atemschutzfilter signifikant niedriger als im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter. Sie stieg erst in der 200 W Stufe signifikant im Vergleich zum Versuchsteil ohne Atemschutzfilter an ($p < 0,05$). Auffallend ist im Versuchsteil mit Atemschutzfilter der signifikante Abfall von der 200 W zur 250 W Stufe ($p < 0,005$).

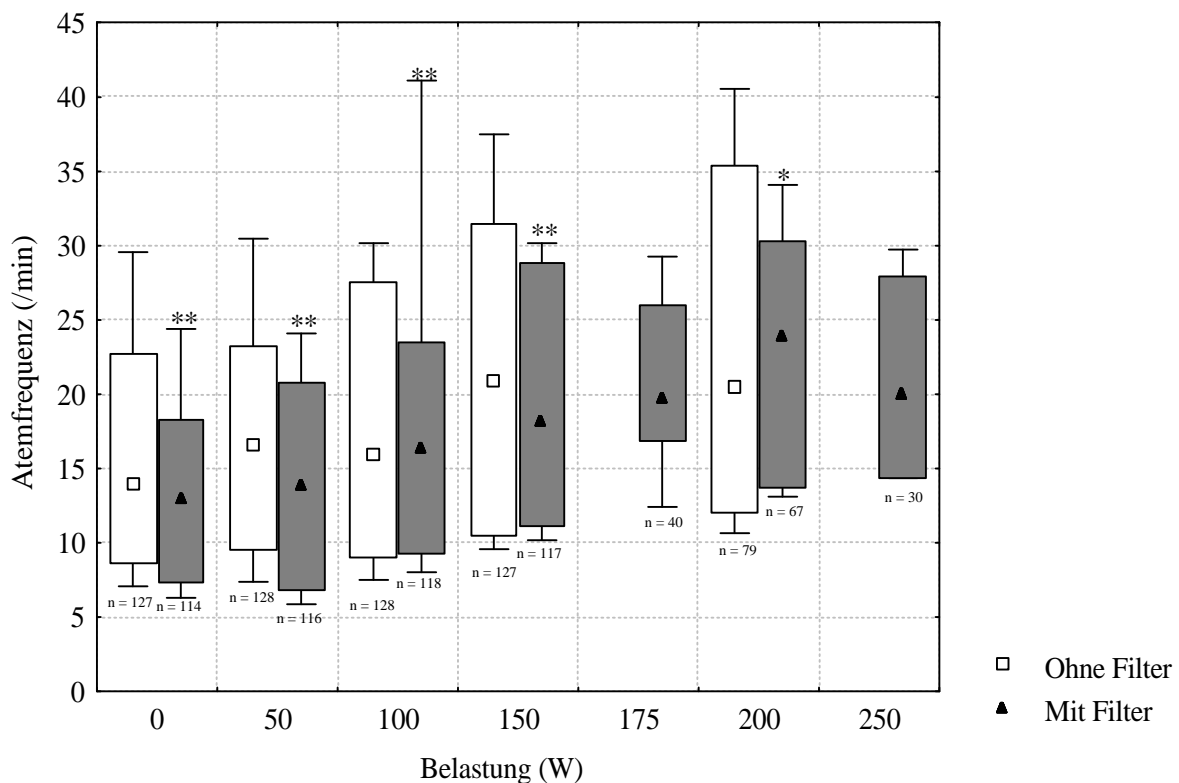


Abbildung 21: Atemfrequenz in den Versuchsteilen ohne Atemschutzfilter und mit Atemschutzfilter (* $p < 0,05$, ** $p < 0,005$ bezogen auf Versuchsteil ohne Atemschutzfilter)

Im Verhalten der Inspirationsdauer (s. Abbildung 22) der einzelnen Belastungsstufen ist zu erkennen, dass diese in beiden Versuchsteilen in den ersten zwei bzw. drei Belastungsstufen signifikant anstieg ($p < 0,05$ bzw. $p < 0,005$). Im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter erfolgte dann in der 100 W Stufe ein signifikanter Abfall ($p < 0,005$). Dieser Abfall erfolgte im Versuchsteil mit Atemschutzfilter bereits ab der 50 W Stufe

($p > 0,005$). Die Ergebnisse beider Versuchsteile unterschieden sich in allen Stufen signifikant ($p < 0,005$).

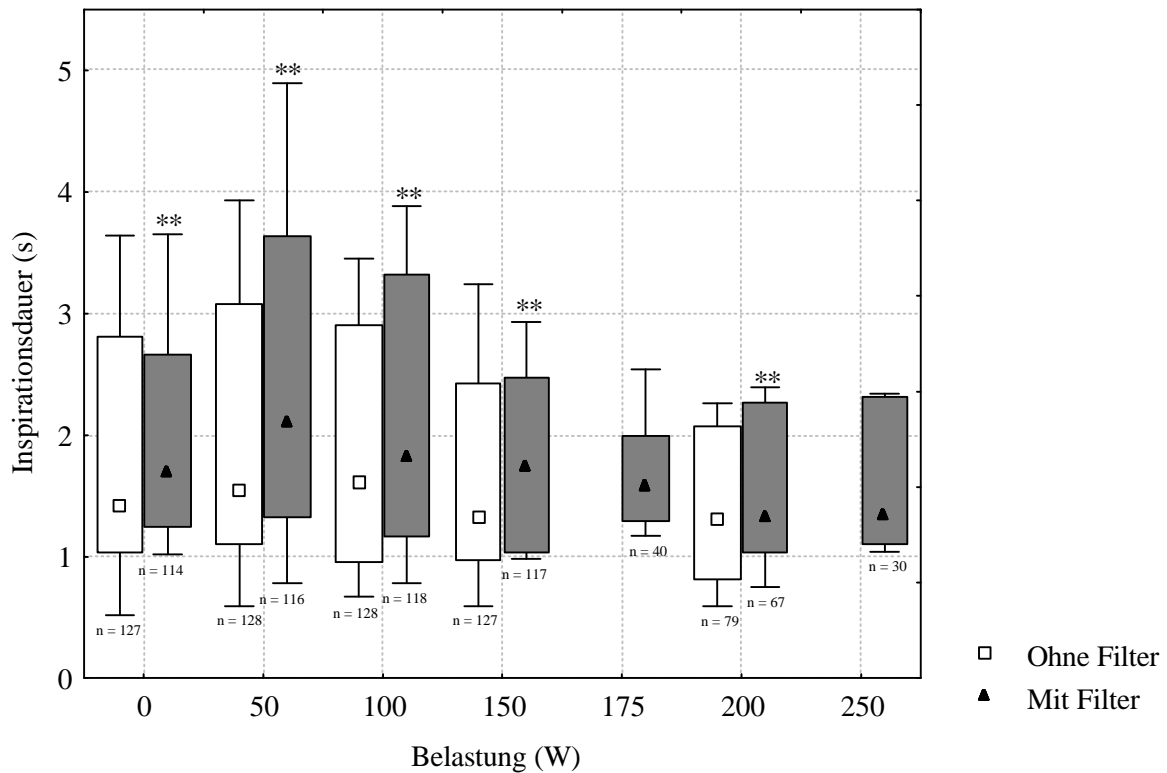


Abbildung 22: Inspirationsdauer in den Versuchsteilen ohne Atemschutzfilter und mit Atemschutzfilter ($p < 0,005$ bezogen auf Versuchsteil ohne Atemschutzfilter)

Die in Abbildung 23 dargestellten Ergebnisse für das Atemzugvolumen zeigten im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter bis zur 200 W Belastung einen jeweils signifikanten Anstieg von Belastungsstufe zu Belastungsstufe ($p < 0,05$). Auch im Versuchsteil mit Atemschutzfilter erfolgte ein signifikanter Anstieg bis zur 150 W Belastungsstufe. Zwischen den Stufen 150 W und 175 W sowie zwischen 100 W und 175 W veränderte sich das Atemzugvolumen nicht signifikant ($p > 0,05$). Das Atemzugvolumen im Versuchsteil mit Atemschutzfilter war in den Stufen 0 W, 50 W und 100 W signifikant höher als im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter, in den höheren Belastungsstufen waren die Unterschiede nicht mehr signifikant (s. Abbildung 23).

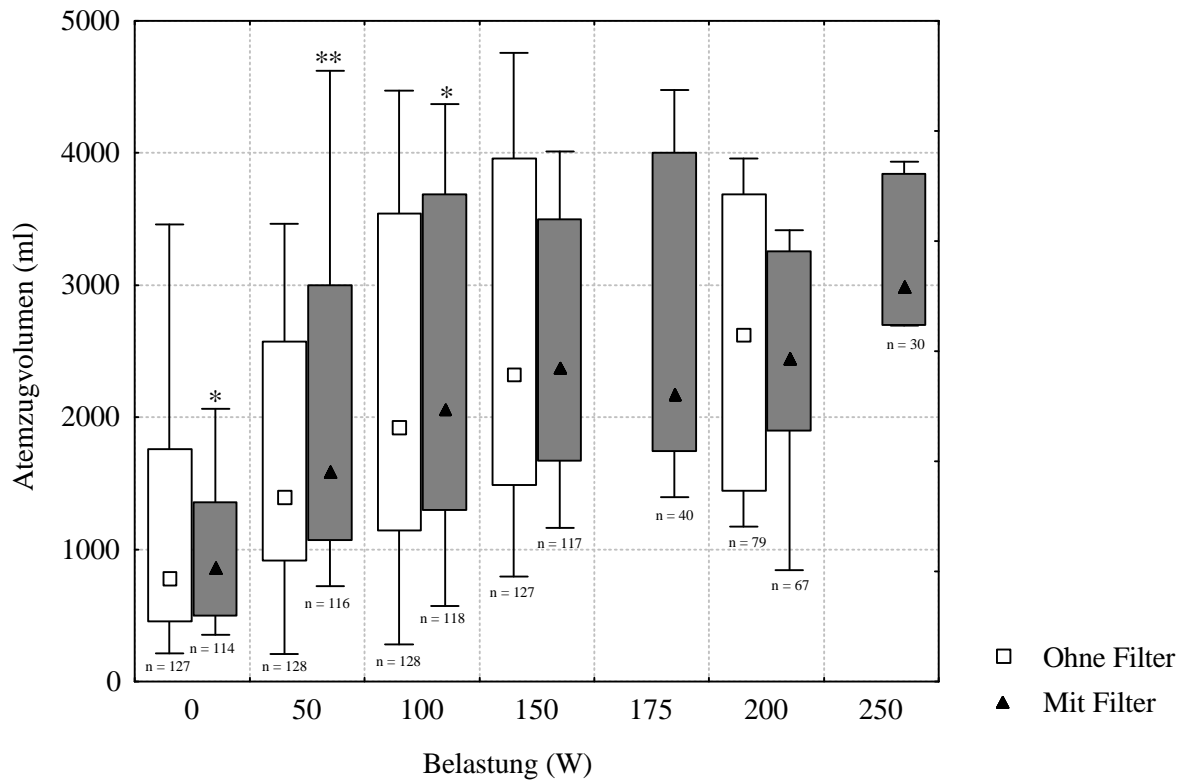


Abbildung 23: Atemzugvolumen in den Versuchsteilen ohne Atemschutzfilter und mit Atemschutzfilter (* $p < 0,05$, ** $p < 0,005$ bezogen auf den Versuchsteil ohne Atemschutzfilter)

In Abbildung 24 ist das Verhalten des Atemminutenvolumens beider Versuchsteile dargestellt. Auch hier erfolgte ein signifikanter Anstieg bis zur letzten Belastungsstufe in beiden Versuchsteilen ($p < 0,005$). Die Ergebnisse im Versuchsteil mit Atemschutzfilter waren bis auf die 150 W Stufe nicht signifikant unterschiedlich zu denen im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter.

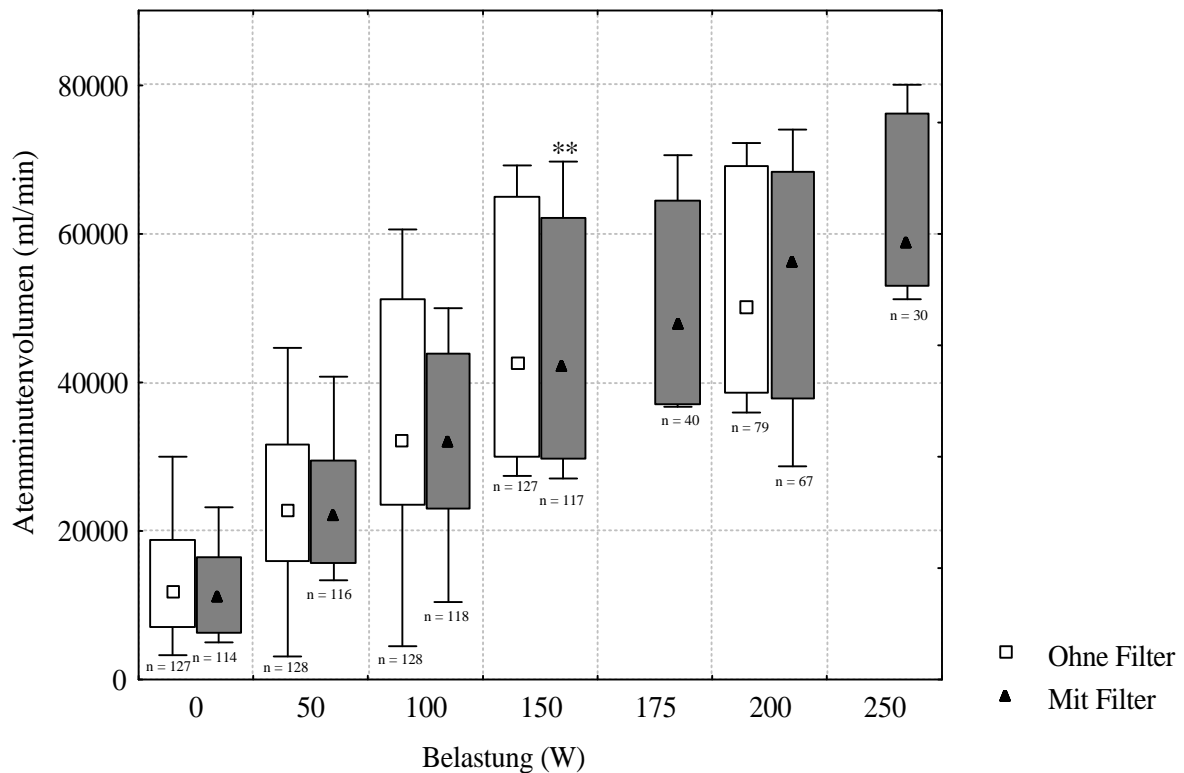


Abbildung 24: Atemminutenvolumen in den Versuchsteilen ohne Atemschutzfilter und mit Atemschutzfilter (* $p < 0,005$ bezogen auf Versuchsteil ohne Atemschutzfilter)

Eine detaillierte Zusammenfassung der errechneten Signifikanzniveaus kann Anhang II entnommen werden.

3.6.3 Extrempunkte

In Abbildung 25 sind die berechnete Anzahl der Extrempunkte für die Versuchsteile 1 und 2 in den einzelnen Belastungsstufen aufgetragen. Die Mediane betragen in allen Belastungsstufen mit und ohne Atemschutzfilter jeweils drei. Nur die hohen Belastungsstufen von 200 W und 250 W bildeten im Versuchsteil mit Atemschutzfilter eine Ausnahme mit jeweils einem Extrempunkt. Diese Belastungsstufen wurden allerdings nur von drei Probanden erreicht.

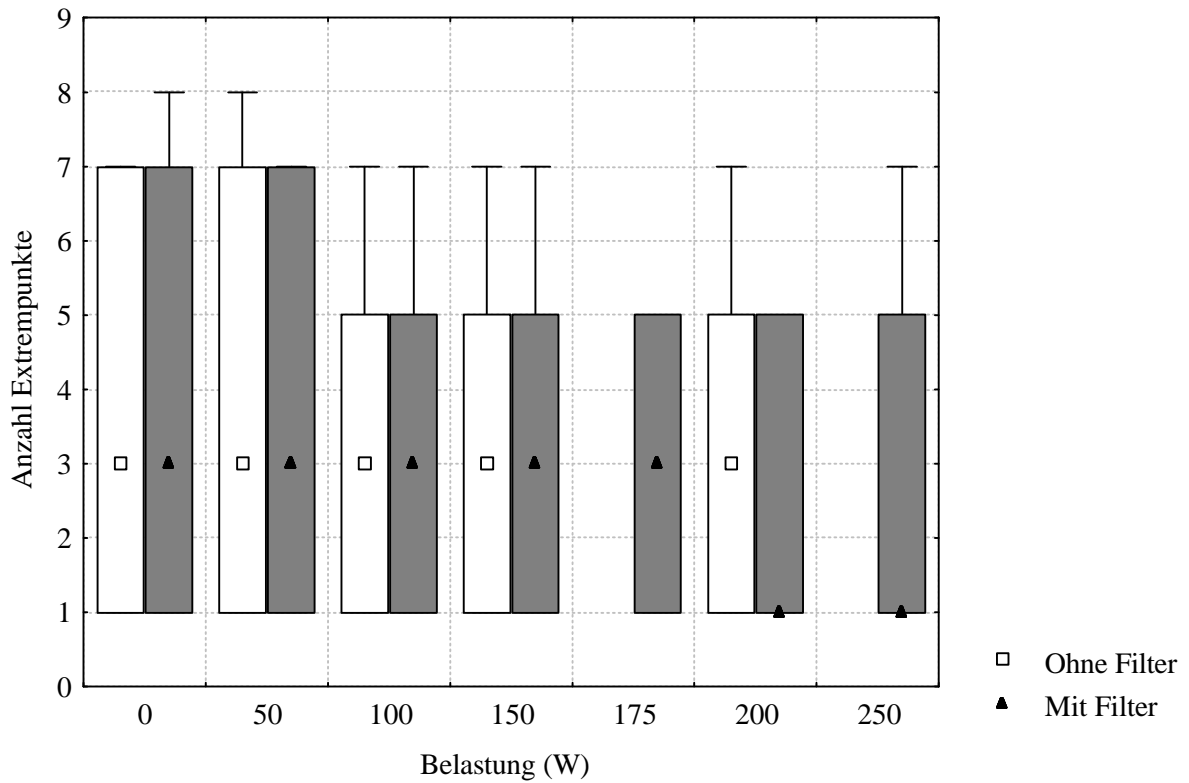


Abbildung 25: Mediane der Anzahl der Extrempunkte in den ausgewerteten Belastungsstufen beider Versuchsteile

Zur Klärung der Frage, ob bei diesen drei Probanden die Anzahl der Extrempunkte im Median in anderen Belastungsstufen gleichfalls erniedrigt war, wurden sie getrennt ausgewertet (s. Abbildung 26). Auch hier zeigte sich, dass nur in den hohen Belastungsstufen des Versuchsteils 2 der Median auf eins erniedrigt war. Er betrug in den restlichen Stufen, entsprechend der restlichen Probanden, drei.

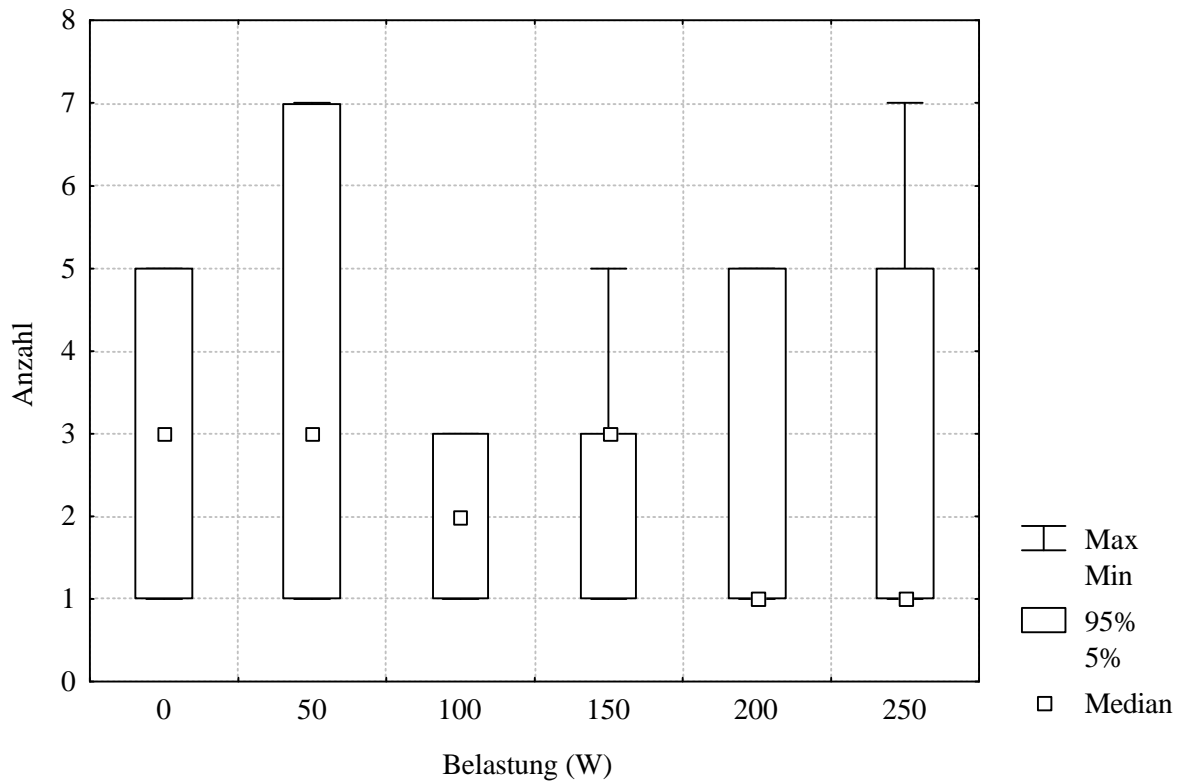


Abbildung 26: Mediane der Anzahl der Extrempunkte der Probanden 6, 8, 13 in den ausgewerteten Belastungsstufen im Versuchsteil mit Atemschutzfilter

In Tabelle 13 sind die Anzahl der Atemzüge mit den verschiedenen Extrempunkte in den einzelnen Belastungsstufen dargestellt. Es zeigt sich, dass die Anzahl der Atemzüge in allen Stufen sich nach dem 2. Maximum um mindestens die Hälfte reduzierte.

Tabelle 13: Anzahl der Extrempunkte der Atemkurven in beiden Versuchsteilen der ausgewerteten Belastungsstufen

Versuchsteil ohne Atemschutzfilter							
<i>Belastung (W)</i>	<i>1. Max</i>	<i>1. Min</i>	<i>2. Max</i>	<i>2. Min</i>	<i>3. Max</i>	<i>3. Min</i>	<i>4. Max</i>
<i>0</i>	127	104	104	46	46	9	8
<i>50</i>	128	110	110	58	57	14	13
<i>100</i>	128	108	108	36	35	5	5
<i>150</i>	127	96	96	36	36	5	4
<i>200</i>	79	49	49	14	14	1	1
Versuchsteil mit Atemschutzfilter							
<i>0</i>	114	99	98	54	52	13	12
<i>50</i>	116	101	101	45	45	7	7
<i>100</i>	118	85	85	24	24	1	1
<i>150</i>	117	81	81	19	19	3	3
<i>175</i>	40	29	28	12	12	0	0
<i>200</i>	67	30	30	4	4	0	0
<i>250</i>	30	9	9	3	3	1	1

Gleichfalls zeigte sich bei der Betrachtung der Korrelationskoeffizienten der angepassten Funktionen mit mehr als drei Extrempunkten, dass diese sich für den Versuchsteil ohne Atemschutzfilter hochsignifikant verschlechterten (s. Abbildung 27 und Abbildung 28). Im Versuchsteil mit Atemschutzfilter war der Korrelationskoeffizient bei Atemkurven mit nur einem Extrempunkt signifikant besser als bei solchen mit mehreren Extrempunkten. Dies läßt den Schluss zu, dass die Zunahme der Extrempunkte in den schlechteren Korrelationskoeffizienten der Anpassungsfunktion begründet ist.

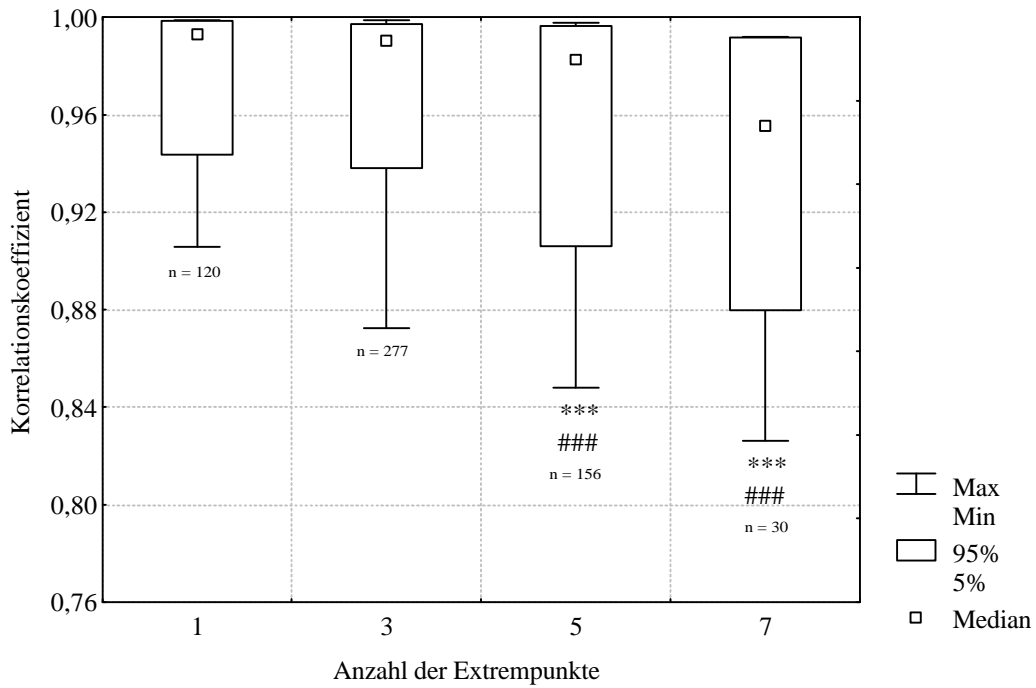


Abbildung 27: Korrelationskoeffizient und Anzahl der Extrempunkte im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter (*^{***} p < 0,001 Bezug 1 Extrempunkt; ###^{***} p < 0,001 Bezug 3 Extrempunkte)

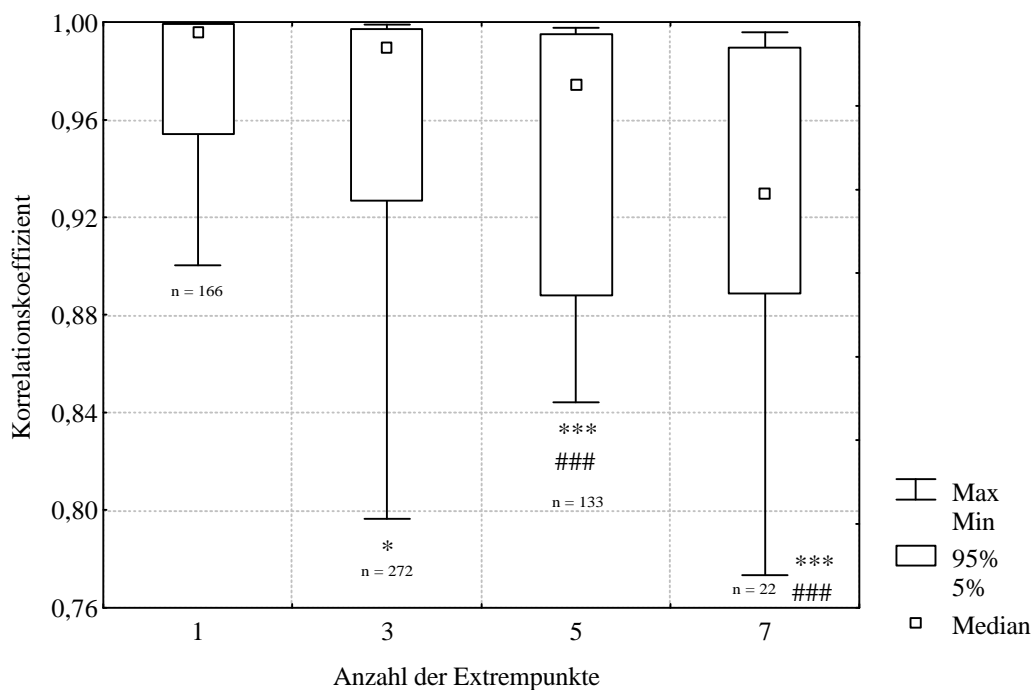


Abbildung 28: Korrelationskoeffizient und Anzahl der Extrempunkte im Versuchsteil mit Atemschutzfilter (* p < 0,05, *** p < 0,001 Bezug 1 Extrempunkt; ###^{***} p < 0,001 Bezug 3 Extrempunkte)

Eine Betrachtung von mehr als drei Extrempunkten war somit nicht sinnvoll, da davon ausgegangen werden konnte, dass diese nur aufgrund der schlechteren Anpassungsfunktion „entstanden“ waren, und ihren Ursprung nicht im tatsächlichen Verlauf der Inspirationskurve hatten.

3.6.3.1 Versuchsteil ohne Atemschutzfilter

In den folgenden zwei Abbildungen sind die Ergebnisse der Auswertung der ersten drei Extrempunkte in den Belastungsstufen 0 W, 50 W, 100 W, 150 W und 200 W für den Versuchsteil ohne Atemschutzfilter dargestellt. Abbildung 29 zeigt das Auftreten der ersten drei Extrempunkte im Verhältnis zur Inspirationszeit als prozentuale Angabe (zeitkorrigiert). Außer von der 0 W in die 50 W Stufe fand beim Vergleich der aufeinanderfolgenden Belastungsstufen keine signifikante Änderung des zeitlichen Auftretens der Extrempunkte statt ($p > 0,05$). Das 1. Maximum trat bei $\approx 30\%$, das 1. Minimum bei $\approx 40\%$ und das 2. Maximum bei $\approx 57\%$ auf.

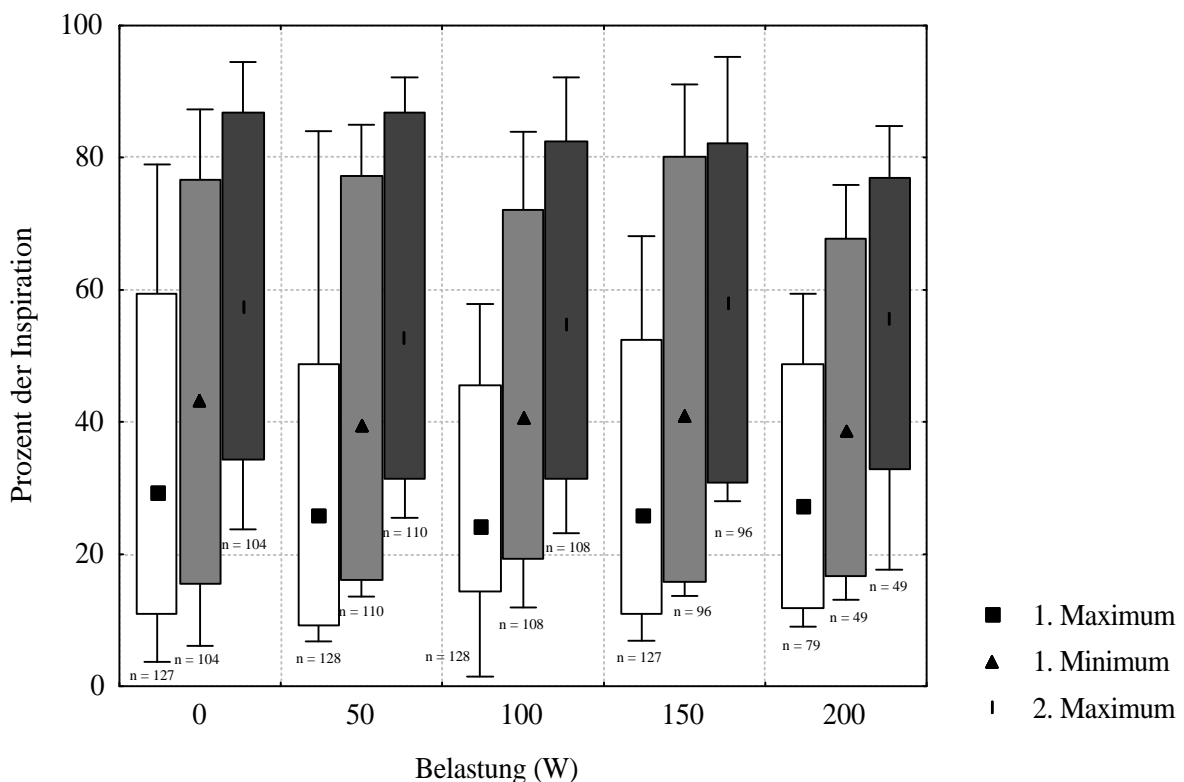


Abbildung 29: Extrempunkte im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter

In Abbildung 30 ist das Verhalten des Volumenstromes an den in Abbildung 29 dargestellten Extrempunkten aufgezeichnet. Dieser nahm mit steigender Belastung signifikant ($p < 0,005$) in jeder Belastungsstufe zu.

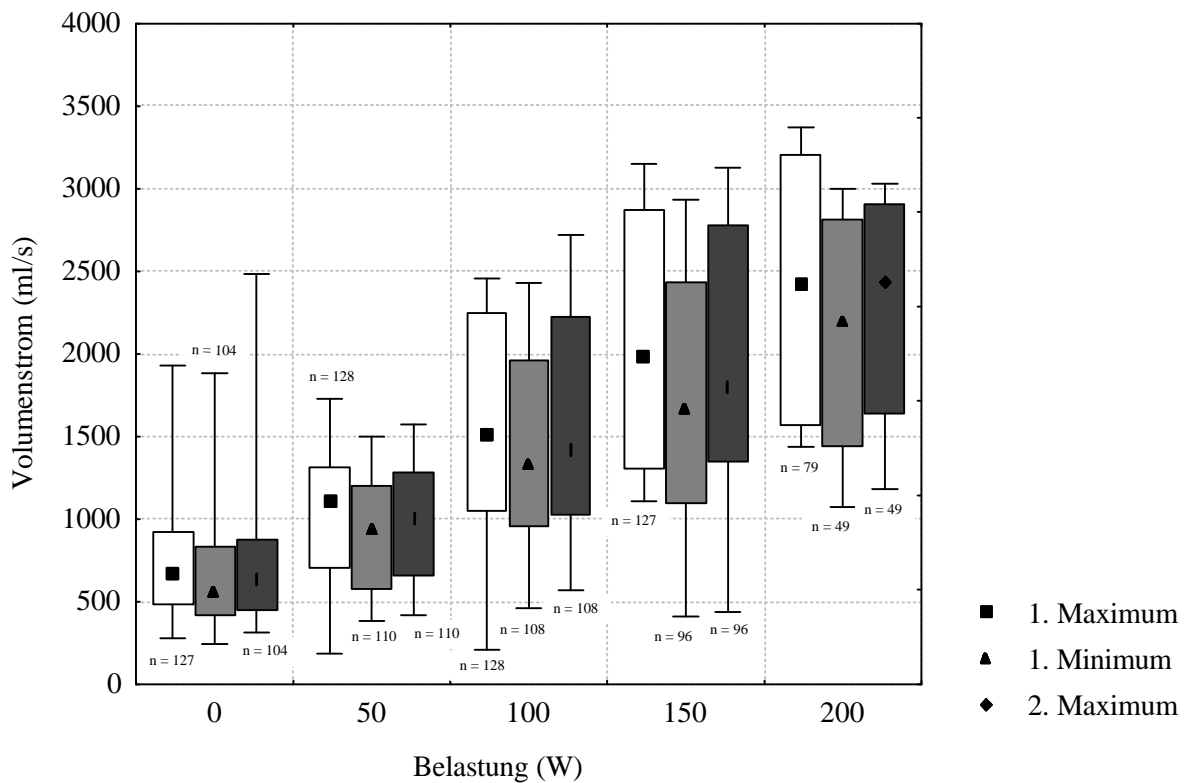


Abbildung 30: Volumenströme an den Extrempunkten im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter

Aufgrund des mit steigender Belastung zunehmenden Volumenstromes und der nahezu gleichbleibenden Positionen der Extrempunkte im zeitlichen Ablauf der Inspiration nahm die Beschleunigung bis zum ersten Extrempunkt bei steigender Belastung zu.

3.6.3.2 Versuchsteil mit Atemschutzfilter

Abbildung 31 stellt das Auftreten der Extrempunkte dar. Außer der Änderung des 1. Extrempunktes beim Wechsel der Belastungsstufe von 50 W zu 100 W trat keine signifikante Änderung des zeitlichen Auftretens der Extrempunkte auf ($p > 0,05$).

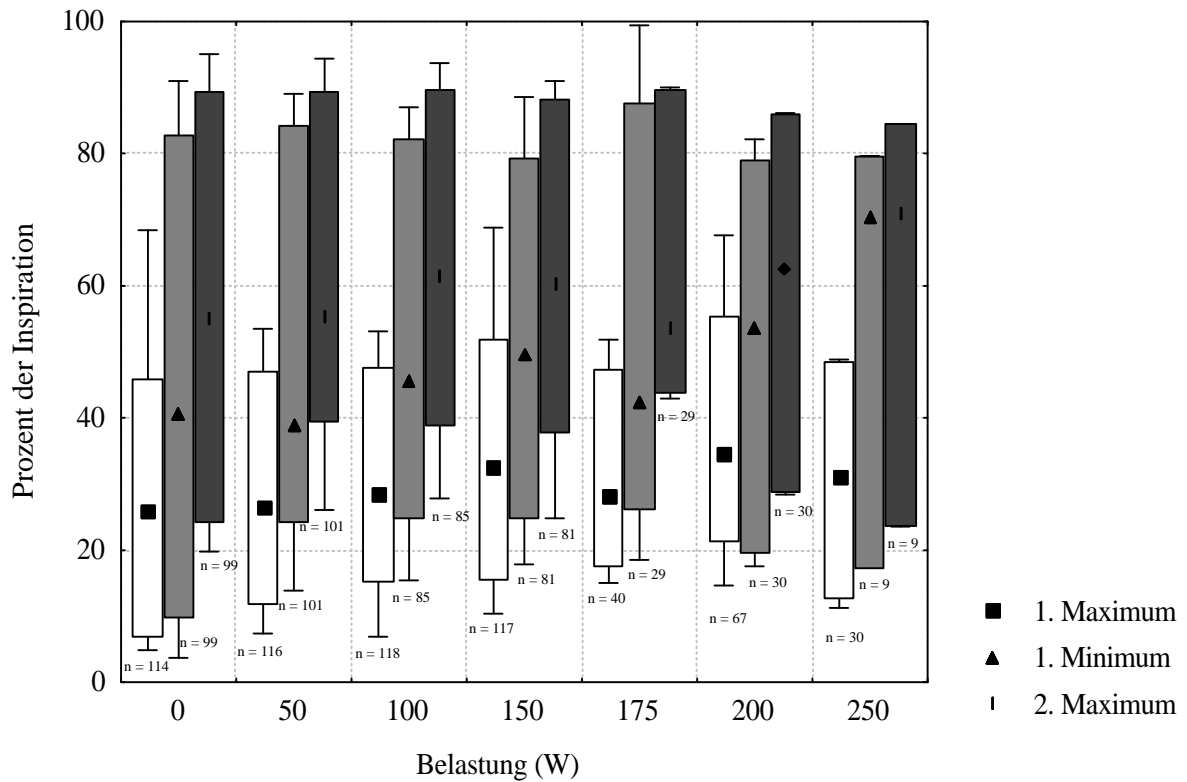


Abbildung 31: Extrempunkte im Versuchsteil mit Atemschutzfilter

In Abbildung 32 ist das Verhalten des Volumenstromes dargestellt. Dieser stieg an allen drei Extrempunkten (s. Abbildung 31) signifikant ($p < 0,05$) bei Erhöhung der Belastungsstufe an. Auffällig ist der sehr starke Anstieg des 1. Maximums im Vergleich zu den anderen Extremwerten.

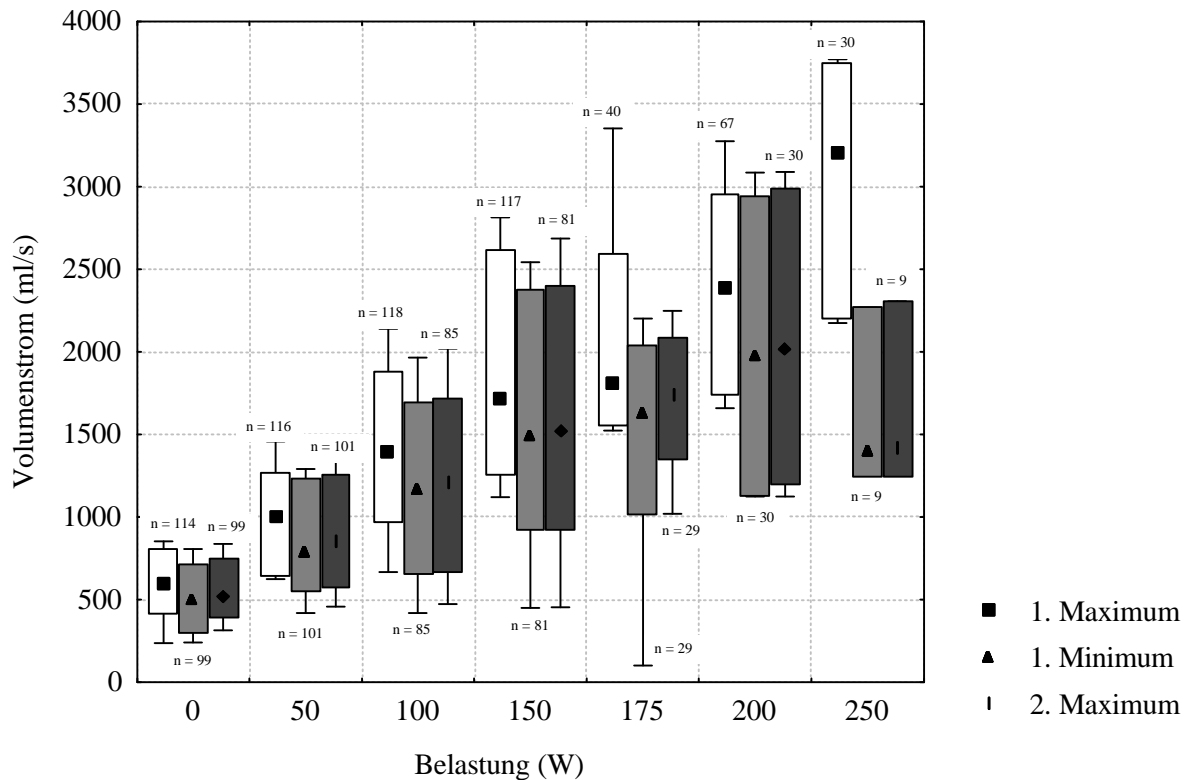


Abbildung 32: Volumenstrom (Extremwert) an den Extrempunkten im Versuchsteil mit Atemschutzfilter

Das Verhalten des Volumenstroms und die zeitliche Position des Auftretens der Extrempunkte unterschieden sich im Versuchsteil mit Atemschutzfilter in den Belastungsstufen bis 175 W nicht von denen im Versuchsteil ohne Atemschutzfilter. Ab 200 W änderten sich die Parameter des 2. und 3. Extrempunktes nicht signifikant: Diese rückten mehr zum Ende der Inspiration. Dabei nahm der Volumenstrom nicht - wie in der vorhergehenden Stufen zu - sondern ab. Dies führte in der 250 W Stufe zu einer Kurve, deren 2. und 3. Extrempunkt fast gleichzeitig und mit gleichen Volumenströmen auftraten, wodurch sich die Form der bisher zweigipfligen Kurve in eine spitzförmige änderte.