

1 Einleitung und Zielsetzung

Die Messung und Beschreibung der menschlichen In- und Expiration beschäftigt die Wissenschaft bereits seit Mitte des 19. Jahrhunderts. Die damaligen Methoden konnten jedoch nur eine Annäherung an die Betrachtung der menschlichen Atemkurven sein, da sie sich darauf beschränken mussten, die Atembewegungen des Thorax und/oder des Abdomens zu messen (Vierordt und Ludwig (1855)). Erst durch die Entwicklung des Pneumotachografen von Fleisch (1925) stand eine Methode zur Verfügung, um die Geschwindigkeit der eingeatmeten Luft zu messen. Somit wurde eine veränderte Betrachtungsweise ermöglicht, die im Gegensatz zur Spirometrie nicht das Luftvolumen pro Zeit bestimmt, sondern den Volumenstrom der Luft.

Bretschger (1925) stellte mit diesem Verfahren erstmals Geschwindigkeitskurven von 1200 Atemzügen dar, und teilte aufgrund seiner Versuchsergebnisse die Inspirationskurven in drei Typen ein: kuppel-, spitz-, und plateauförmig.

Fleisch (1928, 1929 a, b) gelang es, wesentliche Mechanismen der Atmung zu erklären, wie beispielsweise das Ein- und Mitwirken von Reflexen auf den Ablauf der Atemexkursionen.

Gukelberger (1944 a, b) beleuchtete erneut den Verlauf der Atemkurven, indem pneumotachografisch aufgezeichnete Atemkurven von 13 gesunden Probanden einmal in liegender Ruheatmung und dann bei willkürlich maximal verstärkter Atmung untersucht wurden; zugleich betrachtete sie nicht nur die Aufzeichnung der Atemkurven als Fluss/Zeit, sondern ermittelte zusätzlich sog. Beschleunigungs-Verzögerungskurven (1. Ableitung) und verglich diese miteinander. Obwohl sie Gemeinsamkeiten in den unterschiedlichen Atmungskurven feststellte, konnte sie, bei intraindividuell vorhandenem Atemkurventypus, interindividuell keinen allgemeingültigen Verlauf feststellen.

Diese Ergebnisse wurden auch von Proctor und Hardy (1949) bestätigt; sie fanden Ähnlichkeiten im intraindividuellen Verlauf; der interindividuellen Verlauf der Atemkurven innerhalb Ihrer Versuchsgruppe war jedoch sehr unterschiedlich. Auch die von Bretschger (1925) beschriebenen drei Gruppen von Atmungstypen konnten sie in ihrer Untersuchung nicht finden.

Silverman et al. (1951) führten Untersuchungen bei unterschiedlicher Belastung mit und ohne Atemschutzfiltern zum Vergleich inspiratorischer Parameter durch.

Allerdings beschäftigt sich nicht nur die pneumologische Forschung mit der Atmung. Auch unter arbeitsmedizinischen Gesichtspunkten ist der inspiratorische Teil des Atmungsablaufes schon deshalb besonders interessant, da die Lunge als Kontaktorgan zur Umwelt mit einem Luftdurchsatz von 10000 bis 15000 Litern pro Tag bei einer atemaktiven Oberfläche von etwa 80 m² gegenüber potentiellen Schadstoffen sehr stark exponiert ist. Ein gestaffeltes Abwehrsystem entfernt zwar die meisten der eingeatmeten Schadstoffe; sind diese jedoch nicht eliminierbar, kann das Gleichgewicht des Organs empfindlich gestört werden. Gerade in der Arbeitswelt kommt der entsprechend Beschäftigte mit Stoffen in Konzentrationen in Kontakt, wie sie im allgemeinen Leben in der Regel nicht beobachtet werden. Dies schlägt sich auch in der hohen Anzahl der angezeigten und von den Trägern der gesetzlichen Unfallversicherung anerkannten Erkrankungsfällen der Atemwege nieder (Konietzko et al. (1990)).

Zur Verhinderung der Aufnahme potentiell schädlicher Stoffe über die Atemwege werden am Arbeitsplatz Atemschutzgeräte verwendet. Zur Prüfung der Leistungsfähigkeit (Durchbruchcharakteristika) der zugehörigen Atemschutzfilter wurden entsprechend des technischen Entwicklungsstandes „Künstliche Lungen“ eingesetzt, um diese mit gefahrstoffbelasteter Luft bzw. einem Testgas zu durchströmen. Sauer (1940) beschrieb die sog. AUER-Membranpumpe, mit der sinusförmige Atmungskurven generiert werden konnten. Grundlage für deren Verwendung waren die Interpretationen der Untersuchungsergebnisse Bretschgers (1925), allerdings stellte bereits Stelzner (1940) die Annahme eines sinusförmigen Verlaufs der Atmung in Frage, wobei er sich gleichfalls auf die Untersuchungen von Bretschger (1925) bezog. Heute werden die Durchbruchcharakteristika mit einem konstanten Luftstrom unter Laborbedingungen ermittelt (Wolf (1980), DIN (1990), DIN (1991), DIN (1992 a, b)). Die so gewonnenen Anhaltspunkte zu den Standzeiten der Atemschutzfilter lassen sich aber aufgrund der Bedingungen am Arbeitsplatz nur als Anhaltswerte betrachten, die u. U. großen Schwankungen nach oben oder unten unterworfen sind (DIN (1990) DIN (1992 a, b)).

Mit der zur Verfügung stehenden Membranpumpe Modell 8091¹ nach dem Prinzip von Nelson et al. (1972) sowie Wilson und Harrod (1956) ist es nur bedingt möglich,

¹ Firma TSI

praxisnah unterschiedliche Atemkurven kontinuierlich zu generieren, da hierfür jeweils ein zeitraubender Ein- und Umstellungsvorgang erforderlich ist. Mit der von Lüth und Schäcke (1995) am Institut für Arbeitsmedizin der Freien Universität Berlin entwickelten „Künstlichen Lunge“ (MFP1) ist es jedoch möglich geworden, softwaregesteuert jeden Kurvenverlauf frei zu simulieren. Durch die leichte Handhabbarkeit des Gerätes wird auch die z. Zt. noch schwierige Messung (Riediger et al. (1985), Paszkiewicz (1997)) direkt am Arbeitsplatz wesentlich vereinfacht.

Langfristiges Ziel ist es daher, allgemeingültige Atmungskurven zu Programmierung von „Künstlichen Lungen“ zu erstellen, um eine bessere Prognose für die Standzeit von Atemschutzfiltern zu erstellen.

1.1 Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine Methode zu entwickeln, mit der elektronisch aufgezeichnete inspiratorische Atemkurven anhand einer möglichst exakten Beschreibung des Kurvenverlaufes einer quantitativen sowie qualitativen Auswertung unterzogen werden können. Zur Aufdeckung eventueller Gemeinsamkeiten im inspiratorischen Verlauf von Atemkurven unterschiedlicher Personen sollten Beschleunigungs- und Verzögerungsvorgänge sowie deren Übergänge im Ablauf des Inspirationszyklusses genauso beschreibbar werden wie das Atemzugvolumen jedes einzelnen Atemzuges. Da die Belastung des Organismus durch die Verwendung eines Atemschutzfilters erhöht wird (Woitowitz et al. (1968, 1983), Korzec und Müller (1996)), wurde diese Untersuchung in zwei Versuchsteile, d. h. einmal ohne Atemschutzfilter und einmal mit Atemschutzfiltern eingeteilt.

Hierzu wurden folgende Rahmenbedingungen erstellt:

1. Körperliche Untersuchung der Probanden vor der Teilnahme am Versuch zur Feststellung evtl. bereits vorhandener Erkrankungen.
2. Lungenfunktionsuntersuchung zur Feststellung pathologischer Befunde.
3. Aufzeichnen von Atemkurven unter standardisierten Laborbedingungen und dosierter Belastung auf dem Fahrradergometer unter Verwendung einer digitalen Aufzeichnungstechnik, die einen weitgehend uneingeschränkten Bewegungsablauf und Atemwegswiderstand gewährleistet,
 - 3.1 ohne Verwendung eines Atemschutzfilters,
 - 3.2 unter Verwendung eines Atemschutzfilters.
4. Optimale Konfiguration von Belastungshöhe und -dauer durch Vorversuchsdurchführung.