

Modelluntersuchungen zur Bestimmung der Inertance des respiratorischen Systems bei beatmeten Neugeborenen mit Jet-Impulsen

Schmidt M., Foitzik B., Hochmuth O.[#], Schmalisch G.

Universitätsklinik und Poliklinik für Kinderheilkunde, Abt. Neonatologie (Charité) der Humboldt-Universität zu Berlin, Schumannstraße 20/21, D-10098 Berlin, BRD

[#]Institut für Informatik der Humboldt-Universität zu Berlin, Axel-Springer-Straße 54a, D-10117 Berlin, BRD

EINLEITUNG:

Die Forced Oscillation Technique (FOT) ist ein mitarbeitsunabhängiges, nichtinvasives Verfahren zur Untersuchung der Atemmechanik und auch für Neugeborene interessant. Eine Miniaturisierung der Meßtechnik ist durch Einsatz von Jet-Impulsen möglich [1]. Die FOT ermöglicht die Bestimmung der Inertance I (Massenträgheit) des respiratorischen Systems, die bei maschineller Beatmung wegen der hohen Volumenbeschleunigung wie auch bei krankheitsbedingten Flüssigkeitseinlagerungen in der Lunge klinisch relevant ist, wie Untersuchungen bei Erwachsenen zeigten [2]. Die Messung der Inertance eröffnet bei Neugeborenen neue diagnostische Möglichkeiten für die Atemfunktionsdiagnostik unter Beatmung sowie bei der Surfactant-Therapie oder Partial-Liquid Ventilation. Ziel dieser Arbeit ist die Ermittlung der Meßgenauigkeit von I bei Verwendung von Jet-Impulsen unter Einsatz des in [1] beschriebenen Meßplatzes.

METHODIK:

Mit diesem Meßplatz wird die respiratorische Impedanz $Z_{rs}(f)$ im Frequenzbereich von 4-50 Hz gemessen. Das Testsignal, bestehend aus 10 ms breiten Flowimpulsen, wird über einen Y-förmigen Meßkopf und einen Pneumotachographen in die Lunge eingespeist (Abb. 1), wobei aber nur ein Teil des Flowimpulses in die Lunge gelangt, während der andere Teil über die Impedanz Z_{out} , durch die der Patient atmet, entweicht.

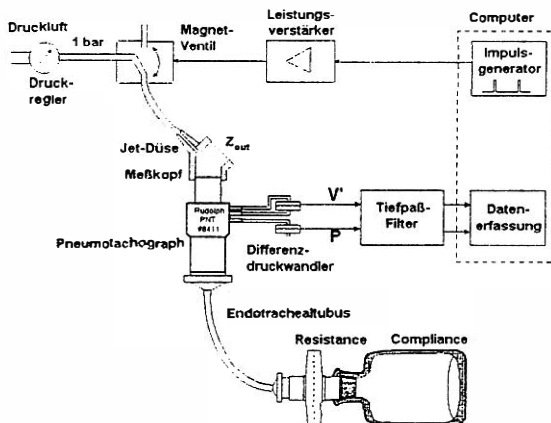


Abb. 1: Meßaufbau zur Bestimmung der Inertance mit Jet-Impulsen an einem mechanischen Lungenmodell.

Aus dem gemessenen Flow- und Drucksignal und anschließender Fouriertransformation wurde die respiratorische Impedanz $Z_{rs}(j\omega) = P(j\omega)/V'(j\omega)$ berechnet ($P(j\omega)$: Munddruck, $V'(j\omega)$: am Mund gemessener Atemflow, $\omega = 2\pi f$). Die Impedanz wurde anschließend nach Farré et al. [3] dynamisch korrigiert und als Real- und Imaginärteil ($Z_{rs}(j\omega) = R(\omega) + j \cdot X(\omega)$) dargestellt (Abb. 2). Es wurden für jede Messung 25-40 Impulse ausgewertet und jeweils 5 Messungen durchgeführt.

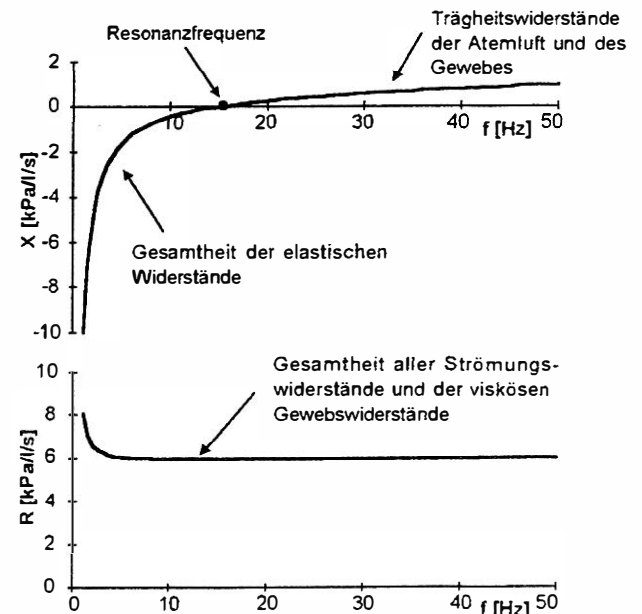


Abb. 2: Real- (oben) und Imaginärteil (unten) der respiratorischen Impedanz.

Für die Untersuchungen wurden Endotrachealtuben (ETT) mit einem Innendurchmesser (ID) von 2.0-5.0 mm verwendet. Die Impedanz der ETT wurde in gestreckter und gekrümmter Lage (Radius=10 cm, $\angle 90^\circ$) bei offenem Tubusende gemessen und I aus dem Imaginärteil $X(\omega)$ nach der Methode der kleinsten Fehler-Quadrate (MKQ) berechnet:

$$I = \frac{\sum_{i=1}^N (X(\omega_i) \cdot \omega_i)}{\sum_{i=1}^N \omega_i^2} \quad (1)$$

Dabei ist N eine vorzugebende Anzahl von Abtastwerten des berechneten Imaginärteils $X(\omega)$.

In (1) wurde das kompressible Volumen des Tubus vernachlässigt, so daß $X(\omega)$ nur einen inertiven Anteil enthält ($X_{ETT}(\omega) = \omega \cdot I$). Die Meßwerte der Inertance wurden mit den aus den geometrischen Abmaßen der ETT berechneten Werten:

$$I = \zeta \cdot L / A \quad (2)$$

verglichen, wobei L die Länge des ETT, A die Querschnittsfläche des ETT und ζ die Gasdichte sind.

Bei der Bestimmung von I bei beatmeten Patienten muß die gesamte Atemmechanik (Compliance C, Resistance R) berücksichtigt werden. Daher wurde ein mechanisches RC-Lungenmodell ($R=2,2 \text{ kPa/l/s}$; $C=17,6 \text{ ml/kPa}$) mit verschiedenen Tuben konnektiert und die Gesamtimpedanz

$$Z_m = R + j \cdot \left(\omega \cdot I - \frac{1}{\omega \cdot C} \right) = R_m + j \cdot X_m \quad (3)$$

gemessen, die die Summe der Impedanz des ETT und des Lungenmodells ist. Aus dem gemessenen $X(\omega)$ lassen sich I und C mittels MKQ aus:

$$\sum_{i=1}^N e_i^2 = \sum_{i=1}^N \left(X_m - X(\omega_i) \right)^2 = \text{Min!}_{I,C} \quad (4)$$

berechnen und aus (3) und (4) erhält man

$$I = \frac{\sum_{i=1}^N (X(\omega_i) \cdot \omega_i) \cdot \sum_{i=1}^N \frac{1}{\omega_i^2} - N \sum_{i=1}^N \frac{X(\omega_i)}{\omega_i}}{\sum_{i=1}^N \omega_i^2 \cdot \sum_{i=1}^N \frac{1}{\omega_i^2} - N^2} \quad (5)$$

$$C = \frac{\sum_{i=1}^N \omega_i^2 \cdot \sum_{i=1}^N \frac{1}{\omega_i^2} - N^2}{N \cdot \sum_{i=1}^N (X(\omega_i) \cdot \omega_i) - \sum_{i=1}^N \frac{X(\omega_i)}{\omega_i} \cdot \sum_{i=1}^N \omega_i^2} \quad (6)$$

Aus dem Realteil der gemessenen Impedanz erhält man die Resistance

$$R = \frac{\sum_{i=1}^N R(\omega_i)}{N}$$

ERGEBNISSE:

In Tabelle 1 sind die aus den geometrischen Abmaßen berechneten sowie die an geraden und gekrümmten ETT gemessenen Werte von I dargestellt. Mit Ausnahme des 5 mm Tubus wurde I bei allen ETT zu klein gemessen. Bei der Messung des 2 mm Tubus traten die größten Meßfehler auf, -12,7% bei geradem ETT, -17,8% bei gekrümmtem ETT. Die Inertance der gekrümmten ETT war stets 3,0-6,6% kleiner als bei geraden ETT.

Inertance [Pa/l/s ²]	ID des ETT [mm]				
	2.0	2.5	3.0	3.5	5.0
berechnet	67,8	41,5	32,0	22,4	15,1
gemessen:	59,2	39,0	30,8	20,8	16,2
ETT gerade	±0,3	±0,8	±1,0	±0,7	±0,5
gemessen:	55,7	36,6	28,7	19,9	15,7
ETT gekrümmt	±0,3	±0,3	±0,2	±0,1	±0,1

Tab. 1: Berechnete und gemessene Inertance (Mittelwert ±SD, N=5) von geraden und gekrümmten ETT.

In Tabelle 2 sind die mit der MKQ berechneten Werte für I, C und R des mit verschiedenen ETT konnektierten Lungenmodells dargestellt. Die Inertance wurde dabei stets zu groß gemessen. Die Meßfehler waren mit Ausnahme des 5,0 mm ETT (Meßfehler=18%) kleiner als 10%.

Parameter	ID des ETT [mm]					
	2.0	2.5	3.0	3.5	5.0	ohne
I [Pa/l/s ²]	71,1 ±2,4	44,5 ±0,8	34,9 ±0,2	24,5 ±0,2	17,8 ±0,1	1,4 ±0,1
C [ml/kPa]	54,2 ±9,5	26,3 ±0,8	23,0 ±0,5	23,2 ±0,5	23,1 ±0,2	20,5 ±0,1
R [kPa/l/s]	15,6 ±0,2	8,4 ±0,0	5,9 ±0,1	4,4 ±0,0	3,5 ±0,0	2,7 ±0,0

Tab. 2: Berechnete und mittels MKQ bestimmte Werte (Mittelwert ±SD, N=5) für I, C und R für das mit verschiedenen ETT konnektierte Lungenmodell.

SCHLUSSFOLGERUNGEN:

Mit dem in [1] vorgestellten Meßplatz zur FOT unter Verwendung von Jet-Flowimpulsen läßt sich die Inertance des respiratorischen Systems mit ausreichender Genauigkeit bestimmen, wie die Messungen an Endotrachealtuben zeigten.

Bei der Bestimmung von I aus der respiratorischen Impedanz beatmeter Neugeborener wird die Meßgenauigkeit vor allem von der Adäquatheit des verwendeten Lungenmodells abhängen.

LITERATUR:

[1] Schmidt M, Foitzik B, Hochmuth O, Schmalisch G. Modelluntersuchungen zur Impulsoszillometrie bei Neugeborenen. Biomed Tech 1997; 42 (2): 466-467.
 [2] Ramirez J, Mols G, Braun G, Bernhard H, Geiger K, Guttman J. Bestimmung der Massenträgheit des respiratorischen Systems - eine Modelluntersuchung. Biomed Tech 1997; 42 (2): 299-300.
 [3] Farré R, Navajas D, Peslin R, Rotger M, Duvivier C: A correction procedure for the asymmetry of differential pressure transducers in respiratory impedance measurements. IEEE Trans Biomed Eng 1989; 36 :1137-1140.

^{*)} Unterstützt von der DFG (Schm 1160/1-2)