

## Impulse Oscillometry(IOS)를 이용한 흡연자에서의 조기 기도폐쇄의 연구

단국대학교 의과대학 내과학교실, 가정의학과교실\*

김윤섭, 권속희, 송미영\*, 유선미\*, 박재석, 지영구, 이계영, 김건열

= Abstract =

### The Application of Impulse Oscillometry(IOS) in the Detection of Smoking Induced Early Airway Obstruction

Youn Seup Kim, M.D., Suk Hoe Kweon, M.D., Mi Young Song, M.D.,\* Sun Mi Yoo, M.D.,\*  
Jae Seuk Park, M.D., Young Koo Jee, M.D., Kye Young Lee, M.D., KeunYoul Kim, M.D.

Department of Internal Medicine & Family Medicine\*, College of Medicine, Dankook University, Cheonan, Korea

**Background :** Impulse Oscillometry is a noninvasive and effort-independent test used to characterize the mechanical impedance of the respiratory system. The clinical potential of the IOS is rapid and demands only passive cooperation which makes it especially appealing for children, for epidemiologic surveys and for conditions in which quiet breathing instead of forced expiratory maneuvers are preferred. However, several studies have shown conflicting results that the role of IOS about detection of smoking induced small airway diseases or early airway obstruction

**Methods :** Study was to evaluate the clinical ability of the IOS to detect about smoking induced early airway obstruction in persons with normal spirometry test. Respiratory asymptomatic study groups were formed that one is non-smoking group, another is smoking group.

**Results :** The parameters of spirometry were not significantly differences between non-smoking group and smoking group. Among the parameters of IOS, total resistance(non-smoking group : smoking group =  $2.22 \pm 1.20 : 2.58 \pm 1.71$ ), peripheral resistance( $1.25 \pm 0.62 : 1.47 \pm 0.10$ ), bronchial compliance( $0.44 \pm 0.12 : 0.47 \pm 0.16$ ) were not statistically significant different ( $p < 0.05$ ), but central resistance and lung compliance were not statistically significant different (unit ; resistance = hPa/l/s, compliance = l/hPa). Resistance(Rrs) was not statistically significant different with changes of frequencies(5, 10, 15, 20, 25, 30, 35Hz), but Reactance(Xrs) was statistically significant different with low frequencies that X5(non-smoking group : smoking group =  $-0.62 \pm 0.28 : -0.76 \pm 0.48$ ,  $p < 0.001$ ) and X10( $-0.06 \pm 0.19 : -0.15 \pm 0.33$ ,  $p < 0.013$ ) (unit ; hPa/l/s, hPa  $\cong$

cmH<sub>2</sub>O)

**Conclusion :** Impulse oscillometer (IOS) is clinically available method to detect about smoking induced early airway obstruction. And clinically potential parameters of IOS were considered that total resistance, peripheral resistance, bronchial resistance, and reactance of low frequency at 5Hz, 10Hz.

**Key words :** Impulse Oscillometer (IOS), Early airway obstruction, Smoking

## 서 론

Impulse oscillometry (이하 IOS) 혹은 Forced oscillation technique (FOT)는 1956년에 Dubois 등에 의해서 광범위한 주파수에 따른 호흡기계의 특징적인 기계적 성질을 알기 위해 도입한 방법이다<sup>1,2)</sup>. 1970년대에 microprocessor의 도입으로 Fourier 변환법에 의한 복잡한 신호의 분석이 가능해지면서 주파수에 따른 호흡기계의 임피던스 (impedance)를 실측 부분 혹은 저항 (Rrs)와 추정부분 혹은 유도저항 (Xrs)의 두가지 요소로 보다 깊이 파악할 수 있게 되었다<sup>3,4)</sup>. IOS는 노력성 호기성 폐활량 측정법보다 빠르며 숨을 쉬지 않는 상태에서 수동적인 검사에 대한 협조만 요구되는 장점이 있어서, 어린이에 대한 검사에 적합하며, 직업적으로 위험한 환경에 노출된 사람들의 역학적 연구, 유발검사, 그리고 소기도 질환의 검사에 임상적으로 유용한 것으로 알려져 있다<sup>5)</sup>.

기존의 소기도 질환의 폐기능 검사방법으로는 단회 호흡질소세척법에 의한 폐쇄용적, 헬륨 흡입후의 동유량폐용적, 동적폐탄성, 노력성 호기중간유량, 유량기량곡선의 모양 등이 있으나 복잡하고 광범위한 준비가 필요하고, 다양한 결과와 부적절한 검사결과들로 인해서 기본적으로 적절한 검사방법으로는 추천되지는 않는다.

IOS가 도입된 이후로 소기도 질환 혹은 폐쇄의 조기진단에 IOS의 이용을 통한 많은 연구가 있었는데, Kjeldgaard 등과 Hayes 등은 주파수에 따른 Rrs가 흡연자와 비흡연자들을 감별하는데 민감한 지표가 된다고 발표하였으나 Landser 등과 Peslin 등은 조기 기도폐쇄를 조기발견하는데 도움이 되지 않는다는 발표

를 하는 등 아직까지 논란이 많이 있다<sup>6,7)</sup>. 하지만 IOS를 이용한 연구가 국내에서는 활발하지 못한 실정이지요.에 흡연으로 유발되는 소기도의 조기폐쇄를 조기에 측정하는데 있어서 IOS의 이용은 가치가 있다고 하겠다.

본 연구에서는 (1) 흡연자와 비흡연자 사이에서 IOS 지표들의 의미있는 차이가 있는지 여부를 확인하고자 하였으며, 만약 있다면 어떤 지표가 가장 관계가 있는지를 알아보고자 하였고 (2) 흡연한 양과 IOS 지표들 사이에 연관관계의 유무를 알아보고자 하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 대상

본 연구는 1996년 1월부터 7월까지 종합검진센터를 방문한 남자중에서 호흡기 증상이 없으면서 노력성 호기성 폐활량 측정법 검사상 정상 소견을 보인 356명 ( $40.6 \pm 9.7$ 세)을 대상으로 하였고, 이들은 흡연자군 234명 ( $40.2 \pm 9.3$ 세), 비흡연자군 122명 ( $41.5 \pm 10.6$ 세)의 두군으로 구분하였는데 5년전부터 흡연을 중지한 사람들도 비흡연자군에 포함시켰다 (Fig. 1, Table 1).

### 2. 방법

본 연구에서는 356명의 연구 대상자에게 Jaeger company의 IOS (Impulse oscillometry) 프로그램 버전 4.1을 시행하였다.

Oscillometer는 크게 Monitor, keyboard, Loud

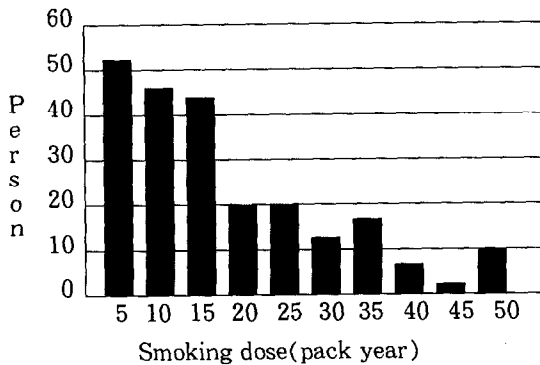


Fig. 1. The distribution of smoking dose in smokers

Table 1. Age distribution of smokers and non-smokers

Age	Non-smoker(%)	Smoker(%)
20~29	13(10.7)	24(10.2)
30~39	54(44.3)	125(53.4)
40~49	31(25.4)	51(21.8)
50~59	18(14.7)	24(10.3)
60~	6(4.9)	10(4.3)
Total	122	234

speaker, Y-adaptor, Terminal resistance, Pneumotach, P-tube elbow piece, Mouthpiece로 구성되어 있다. 측정을 시작하기전에 깨끗한 elbow piece를 pneumotach의 끝에 부착시키고, 또한 elbow piece에 깨끗한 mouthpiece를 부착시킨다. 연구 대상자는 mouthpiece를 입에다 가볍게 대고. 보통 입의 유순도(compliance)에 대한 영향을 줄이기 위해서 손으로 뺨을 지지한다. 그리고 정상적으로 숨을 쉬면서 검사는 시작이 된다. 만약 대상자의 호흡이 규칙적으로 시행되면 측정하고자하는 수치들의 기록이 시작되며 5에서 10회의 호흡이 측정된후 수동적으로 혹은 미리 정해진 시간인 30~150초의 기간후에 자동적으로 검사는 끝난다. 측정이 끝난후에 측정된 수치들은 바

로 볼수 있으며 또한 저장할수 있었다.

본 연구는 표준방법으로 시행하였고 총 기도저항(Total airway resistance,  $R_{tot}$ ), 변연부 기도저항(Peripheral airway resistance,  $R_p$ ), 중심 기도저항(Central airway resistance,  $R_z$ ), 폐의 유순도(Lung compliance,  $C_l$ ), 기관지 유순도(Bronchial compliance,  $C_b$ ), 경벽의 유순도(Wall compliance,  $C_w$ ), 그리고 5Hz에서 35Hz까지의 저항( $R_5$ ; Resistance at 5Hz,  $R_{10}$ ,  $R_{15}$ ,  $R_{20}$ ,  $R_{25}$ ,  $R_{35}$ )과 5Hz에서 35Hz까지의 유도저항( $X_5$ ; Reactance at 5Hz,  $X_{10}$ ,  $X_{15}$ ,  $X_{20}$ ,  $X_{25}$ ,  $X_{35}$ )을 측정하였다.

### 3. 통계처리

본 연구에서는 측정치들을 가지고 노력성 호기성 폐활량 측정법에서 흡연자와 비흡연자 사이의 t-검정, IOS에서의 흡연자와 비흡연자 사이의 t-검정, 그리고 IOS 지표들에 대한 흡연자의 다수 회귀분석을 시행하였고 통계처리는 SPSS 5.02 프로그램을 이용하여  $p < 0.05$ 로 유의성을 판정하였다.

## 결 과

### 1. 비흡연자군과 흡연자군에서의 Spirometry 지표들의 차이

비흡연자군에서 FVC는  $4.29 \pm 0.58$ , 흡연자군에서  $4.27 \pm 0.59$ , FVC(%)는 각각  $99.5 \pm 11.92$ ,  $97.5 \pm 9.35$ , FEV1은 각각  $3.72 \pm 0.52$ ,  $3.71 \pm 0.55$ , FEV1(%)는 각각  $104.4 \pm 12.9$ ,  $101.9 \pm 10.1$ , FEV1/FVC는 각각  $86.76 \pm 12.9$ ,  $86.70 \pm 4.90$ , FEF25-75는 각각  $4.28 \pm 1.00$ ,  $4.24 \pm 1.11$ , FEF25-75(%)는 각각  $102.6 \pm 24.6$ ,  $99.18 \pm 22.6$ 으로 통계적으로 유의한 차이는 관찰되지 않았다(Table 2).

**Table 2.** Comparison of spirometry parameters between smokers and non-smokers

	Non-smoker(mean $\pm$ SD)	Smoker(mean $\pm$ SD)	P-value
FVC	4.29 $\pm$ 0.58	4.27 $\pm$ 0.59	0.759
FVC(%)	99.5 $\pm$ 11.92	97.5 $\pm$ 9.35	0.113
FEV1	3.72 $\pm$ 0.52	3.71 $\pm$ 0.55	0.748
FEV1(%)	104.4 $\pm$ 12.9	101.9 $\pm$ 10.1	0.068
FEV1/FVC	86.76 $\pm$ 4.85	86.70 $\pm$ 4.90	0.924
FEF25~75	4.28 $\pm$ 1.00	4.24 $\pm$ 1.11	0.738
FEF25~75(%)	102.6 $\pm$ 24.6	99.18 $\pm$ 22.6	0.195

(SD ; standard deviation)

**Table 3.** Comparison of IOS parameters between smokers and non-smokers

	Non-smoker(mean $\pm$ SD)	Smoker(mean $\pm$ SD)	P-value
Total resistance(hPa/l/s)	0.222 $\pm$ 0.12	0.258 $\pm$ 0.17	0.021
Central resistance	0.094 $\pm$ 0.97	0.111 $\pm$ 0.08	0.052
Peripheral resistance	0.125 $\pm$ 0.06	0.147 $\pm$ 0.10	0.015
Lung compliance(L/hPa)	0.884 $\pm$ 0.58	0.819 $\pm$ 0.61	0.336
Bronchial compliance	0.044 $\pm$ 0.01	0.047 $\pm$ 0.02	0.025

## 2. 비흡연자군과 흡연자군에서의 IOS지표들의 차이

비흡연자군에서 total resistance(hPa/L/s)는 0.222  $\pm$  0.12, 흡연자군에서 0.258  $\pm$  0.17으로  $p=0.021$ , peripheral resistance는 각각 0.125  $\pm$  0.06, 0.147  $\pm$  0.10으로  $p=0.015$ , 그리고 bronchial compliance(L/hPa)는 각각 0.044  $\pm$  0.01, 0.047  $\pm$  0.02로  $p=0.025$ 로서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 하지만 central resistance와 lung compliance는 각각  $p=0.052$ ,  $p=0.336$ 으로 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다(Table 3).

## 3. 비흡연자군과 흡연자군에서의 주파수에 따른 저항(Resistance, Rrs)의 차이

주파수 5Hz에서부터 35Hz까지의 양군간의 저항값들은 각각  $p=0.45$ 에서  $p=0.87$ 까지 분포하였고 통계

적으로 유의한 차이는 보이지 않았다(Table 4).

## 4. 비흡연자군과 흡연자군에서의 주파수에 따른 유도저항(Reactance, Xrs)의 차이

주파수 5Hz에서 비흡연자군은  $-0.062 \pm 0.03$ , 흡연자군은  $-0.076 \pm 0.05$ ,  $p=0.001$ , 주파수 10Hz에서 비흡연자군은  $-0.006 \pm 0.02$ , 흡연자군은  $-0.015 \pm 0.03$ ,  $p=0.013$ 으로 각각 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 하지만 15, 20, 25, 그리고 35Hz에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 5).

## 5. 흡연자군에서의 IOS 지표들에대한 다수 회귀분석

흡연자에서 IOS의 지표들중 다수의 회귀분석상 주파수 10Hz에서의 유도저항이 회귀계수  $-4.79 \times 10^{-4}$ ,

Table 4. Comparison of resistance(Rrs) between smokers and non-smokers

	Non-smoker(mean $\pm$ SD)	Smoker(mean $\pm$ SD)	P-value
Rrs at 5 Hz	0.240 $\pm$ 0.09	0.248 $\pm$ 0.09	0.45
10 Hz	0.211 $\pm$ 0.08	0.215 $\pm$ 0.08	0.62
15 Hz	0.194 $\pm$ 0.08	0.195 $\pm$ 0.06	0.91
20 Hz	0.185 $\pm$ 0.08	0.183 $\pm$ 0.06	0.85
25 Hz	0.183 $\pm$ 0.08	0.180 $\pm$ 0.07	0.74
35 Hz	0.207 $\pm$ 0.09	0.209 $\pm$ 0.07	0.87

(Unit : hPa/l/s)

Table 5. Comparison of reactance(Xrs) between smokers and non-smokers

	Non-smoker(mean $\pm$ SD)	Smoker(mean $\pm$ SD)	P-value
Xrs at 5 Hz	-0.062 $\pm$ 0.03	-0.076 $\pm$ 0.05	0.001
10 Hz	-0.006 $\pm$ 0.02	-0.015 $\pm$ 0.03	0.013
15 Hz	0.018 $\pm$ 0.02	0.012 $\pm$ 0.03	0.057
20 Hz	0.050 $\pm$ 0.03	0.047 $\pm$ 0.02	0.087
25 Hz	0.087 $\pm$ 0.03	0.092 $\pm$ 0.06	0.425
35 Hz	0.136 $\pm$ 0.03	0.141 $\pm$ 0.03	0.257

(Unit : hPa/l/s)

Table 6. Multiple regression analysis of IOS parameters in smokers

Variable	regression coefficient	P-value
Total resistance	$7.47 \times 10^{-4}$	0.17
Peripheral resistance	$8.50 \times 10^{-4}$	0.15
Lung compliance	$1.53 \times 10^{-4}$	0.97
Bronchial compliance	$-5.75 \times 10^{-4}$	0.55
Xrs at 5 Hz	$-5.02 \times 10^{-4}$	0.07
10 Hz	$-4.79 \times 10^{-4}$	0.01

p=0.01로 유의한 값을 보였다. 하지만 이외의 다른 지표들은 유의한 값을 보이지는 못했다(Table 6).

## 고 찰

IOS 혹은 FOT에 의한 호흡성 임피던스의 측정은 1956년에 Dubois 등에 의해서 광범위한 주파수에 따른 호흡기계의 특징적인 기계적 성질을 알기 위해 도입한 방법으로 외부의 확성기(loudspeaker)에서 발생하는 기류의 진동을 자발호흡에 부가시킴으로써 발생하는 압력의 변화를 분석하여 폐기능을 평가하는 방법이며 점차적으로 많은 이용의 증가가 있어왔다<sup>8,9)</sup>. Dubois 등은 광범위한 주파수에서 호흡성 저항(Rrs)을 조사하였는데 기도폐쇄의 진단뿐 만 아니라 기계적 비동일성, 그리고 부분적으로 중심저항(central resistance)과 변연부저항(peripheral resistance)을

찾는데도 이용하였다. 또한 탄성과 관성의 기능인 호흡성 유도저항(Xrs)의 값도 규정하였는데 이 값들은 만성 폐쇄성 폐질환에 체계적으로 적용되었다<sup>10)</sup>. 1970년대에 microprocessor의 도입으로 Fourier 변환법에 의한 복잡한 신호의 분석이 가능해지면서 주파수에 따른 호흡기계의 임피던스(impedance)를 관성과 용량에 의해 영향을 받는 실측부분(Rrs, resistance)과 추정부분(Xrs, reactance)의 두가지 요소로 보다 깊이있게 파악할 수 있게 되었다.

폐기능 검사방법중 노력성 호기성 폐활량 측정법(forced expiratory spirometry)이 가장 흔히 사용되는 방법이지만 검사시에 능동적으로 상당한 협조가 요구되며 노력성 호기의 방법은 기관지의 긴장도와 기도의 개방에 영향을 미치는 점이 있으며 기관지 유발 검사동안의 반복적인 폐활량 측정법은 검사대상을 지치게 하는 단점이 있다<sup>11,12)</sup>. 이에 반해서 IOS는 노력성 호기방법이 필요치 않고 자발성 상시호흡에서 수동적인 협조만으로도 검사가 가능하고, 반복적인 검사가 항상 가능하다는 두가지의 큰 장점이 있다<sup>13)</sup>.

IOS는 다양한 주파수에 따른 호흡기계의 Rrs와 Xrs를 동시에 알수 있는 방법으로 상시호흡동안에 규칙적이고 반복적인 2-25Hz 혹은 50Hz 주파수의 동양성 진동(sinusoidal oscillations)이 확장기를 통해서 입안에 발생하면 입안의 압력과 기류의 신호를 미리 정해진 시간(초) 동안에 Fourier 변환법을 이용하여 분석하여 Rrs와 Xrs를 구하는 것이 IOS의 간단한 원리이다. Fourier 변환법은 수학적인 공식으로 어떠한 형태의 파형도 각각의 주파수 성분으로 풀수 있기 때문에 만약 무작위의 압력 파형이 호흡기계에 주어질 때 이것은 각 주파수에 따른 호흡기계의 실제부분과 상상부분으로 풀린다. Fouereir 변환법은 아래와 같다<sup>14)</sup>.

$$S(x) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi t} dt = A_x + jB_x$$

f ; 적분시의 주파수

t ; 시간(초)

J ;  $\sqrt{-1}$

$A_x$  ; 주파수 f에서의 실제부분

$B_x$  ; 주파수 f에서의 추정부분

IOS을 이용한 임피던스의 측정방법은 크게 두가지인데, 하나는 입에서 발생하는 진동을 이용하는 표준방법(standard method)이고 다른 하나는 머리 주변에서 발생하는 진동을 이용하는 머리발생기 방법(head generator method)이다<sup>15)</sup>. 호흡성 임피던스의 측정은 뺨, 인두벽 등의 상기도벽의 떨림과 같은 움직임에 의해서 생기는 상기도 단락에 의해 영향을 받는다. 왜냐하면 이들 벽은 호흡기계와 기계적으로 평행을 이루기 때문이다<sup>16)</sup>. 확장기에 의해서 발생된 기류의 일부분은 하기도에 들어가지 못하고 상기도벽, 주로 뺨의 움직임에 의해 소실된다. 이러한 상기도 단락의 생성은 호흡성 임피던스의 측정에 오류를 가져온다. 이러한 인공적인 소실을 줄이기 위해 검사시에 손바닥으로 뺨을 단단히 지지한후에 입에 압력 진동을 시행하거나, 다른 방법으로 Michaelson 등은 Valsalva 방법동안에 입에 압력 진동을 시행하는 것을 도입했으나 특별한 훈련이 요구되는 단점이 있으며 여전히 잠재되는 오류가 상당히 많은 것으로 밝혀졌다<sup>17)</sup>. 건강한 사람에서는 Rrs에 영향을 거의 미치지 않으나, 폐쇄성 폐질환을 가진 환자에서는 이러한 오류가 대부분 관찰되며 그 결과로 Rrs의 인공적인 주파수 의존성, Xrs의 과소평가, 그리고 공명성 주파수에서 주파수의 과대평가 등이 발생한다. 정상인에서는 상기도벽의 움직임이 뺨의 지지에 상관없이 호흡성 저항에 미치는 영향은 미미한 것으로 알려져 있으나 만성 폐쇄성 폐질환을 가진 환자에서는 뺨을 지지하지 않으면 호흡성 관성의 감소, 호흡성 탄성과 공명성 주파수의 증가등이 관찰된다. 표준방법에 의한 오류를 줄이기 위해서 최근에 Peslin 등은 상기도벽을 따라서 경벽압력을 줄이기 위해 머리주변에서 압력 진동을 시행하는 머리발생기 방법을 도입했다. 두가지 방법을 건강한 사람과 만성 폐쇄성 폐질환을 가진 환자에서 시행후 결과를 비교해 보았는데 표준방법에서 건강한 사람은 호흡성 임피던스의 상상부분에서 차이를 보였고,

반면에 만성 폐쇄성 폐질환 환자에서는 실제부분과 상상부분이 낮게 측정되었다<sup>18)</sup>. 하지만 반복적인 검사에 대한 재현성은 있는 것으로 알려져 있다.

본 연구에서는 노력성 호기성 폐활량 측정법에서 정상조건을 보인 건강한 사람을 대상으로 표준방법을 이용해 검사를 시행하였기 때문에 인공적인 오류는 결과의 분석에 영향을 미치지 않는 것으로 생각된다. 그러나 만성 폐쇄성 폐질환 환자를 대상으로 검사를 시행시에는 상기도벽의 움직임이 환자에게 공명성 주파수의 증가와 관성의 감소를 일으키므로 보다 많은 주의와 결과의 분석을 필요로 한다.

일반적인 폐기능검사상 이상소견을 보이는 여러 질환에서의 임피던스 값의 형태는 낮은 주파수에서 주파수의 증가에 따른 Rrs의 감소, 보다 높은 공명성 주파수, 그리고 공명성 주파수의 증가에 따른 Xrs의 감소이다. 이러한 변화는 병리학적으로 다른 조건들인 만성 폐쇄성 폐질환, 상기도 폐쇄, 간질성 폐질환, 그리고 흡벽의 이상들에서 기본적인 폐기능 검사조건들과 좋은 연관관계를 보인다. IOS는 간질성 폐질환 보다는 상기도나 하기도의 폐쇄에 더욱더 민감하다. IOS의 임상적 이용은 자발성 상시호 흡에서 반복적인 검사가 가능하다는 장점이 있어서 어린이에 대한 폐기능검사, 기관지 유발검사, 직업적으로 유해한 환경에 노출된 사람들의 역학적 연구, 그리고 소기도 질환의 검사 등에 유용한 것으로 알려져 있다<sup>19)</sup>.

기존의 소기도 질환의 폐기능검사 방법으로는 단회 호흡 질소세척법에 의한 폐쇄용적, 헬륨 흡입후의 동유량폐용적, 동적 폐탄성, 노력성 호기중간유량, 유량기량곡선의 모양 등이 있으나 복잡하고 광범위한 준비가 필요하고, 다양한 결과와 부적절한 검사결과들로 인해서 기본적으로 적절한 방법으로는 추천되지 않고 있다.

IOS를 이용하여 만성 폐쇄성 폐질환에서 호흡성 저항의 주파수 의존성이 1968년에 Grimby 등에 의해 보고되었으며 여러 연구에서는 IOS를 이용해서 Rrs의 주파수 의존성과 호흡기계의 공명성 주파수(resonant frequency)가 조기 기도폐쇄의 민감한

지표라고 제시하였다. 그러나 건강한 사람을 대상으로 한 큰 집단으로부터 얻은 정상치가 부족하기 때문에 이러한 자료들의 분석은 어려웠다. 또한 흡연자에서 발생하는 소기도의 조기폐쇄를 확인하는데 있어서 IOS의 역할에 대한 연구 보고는 논란이 있어왔다. 현재 일반적으로 이용되고 있는 주파수는 2~25Hz 혹은 50Hz인데 건강한 성인에서 Rrs는 주파수와 거의 무관하거나 주파수의 증가에 따라 약간의 증가된 소견을 보이며, 어린이에서는 오히려 감소되는 소견을 보인다. Xrs는 낮은 주파수에서는 음의 값이며, 0의 값인 공명성 주파수는 약 8Hz이다. Fisher 등은 42명의 건강한 사람을 대상으로 5~8Hz에서의 호흡기계의 Rrs를 측정하였는데 평균값은  $0.23(SD \pm 0.05) \text{ hPa/l/s}$  이었고 흡연자와 비흡연자 사이에 유의한 차이는 없었다<sup>20)</sup>. Sobol 등은 34명의 건강한 흡연자와 비흡연자를 대상으로 6Hz에서의 호흡기계의 Rrs를 측정하였는데 평균값은  $0.22(SD \pm 0.06) \text{ hPa/l/s}$  이었고 역시 흡연자와 비흡연자 사이에는 차이가 없었다<sup>21)</sup>. Hayes 등은 건강한 12명의 비흡연자와 17명의 흡연자를 대상으로 5~30Hz에서 호흡기계의 Rrs를 측정하였는데 평균값은 비흡연자에서  $0.21(SD \pm 0.04)$ , 흡연자에서  $0.24(SD \pm 0.05) \text{ hPa/l/s}$ 로 유의한 차이는 없었다. 그러나 흡연자에서 의미있게 높은 공명성 주파수( $13.6 : 9.3 \text{ Hz}$ )와 Rrs의 높은 주파수 의존성을 보였다. Peslin 등은 건강한 47명의 비흡연자와 51명의 흡연자를 대상으로 5~20Hz에서 호흡기계의 임피던스를 측정하였는데 Rrs는 흡연자에서 비흡연자보다 약간의 증가소견을 보였고 Xrs의 값은 차이를 보이지 않았다. Kjeldgaard 등은 건강한 10명의 비흡연자와 14명의 흡연자를 대상으로 3~9Hz에서 Rrs를 분석비교하였는데 3Hz에서 Rrs는 흡연자는  $0.04(SD \pm 0.17)$ , 비흡연자는  $0.22 \pm 0.22(SD \pm 0.04) \text{ hPa/l/s}$ 로 흡연자에서 의미있게 높았다. 또한 3Hz에서 높은 Rrs값을 보인 흡연자들은 특징적인 Rrs의 주파수 의존성을 보였다. Landser 등은 건강한 사람에서는 10Hz 이상의 주파수 증가에 따른 Rrs의 점진적인 증가소견, 폐쇄성 폐질환을 가진 환자에서는 낮

은 주파수에서 급격하게 감소되는 주파수에 따른 Rrs의 감소, 그리고 Xrs는 모든 대상에서 낮은 주파수에서 음의 값이었고 주파수가 높을수록 양의 값이 된다는 연구결과를 보고하였다. Holle 등은 여러 가지의 폐질환을 가진 환자들에서 호흡성 저항이 감소된다는 것을 보고하였다<sup>22)</sup>. 본 연구에서는 Rrs값이 흡연가에서  $0.258(\text{SD} \pm 0.17)$ , 비흡연가에서  $0.222(\text{SD} \pm 0.12) \text{hPa/l/s}$  ( $P=0.021$ )로 통계적으로 유의한 차이를 보였으나 주파수의 증가에 따른 Rrs의 값은 흡연가와 비흡연자 사이에 차이는 없었다. Xrs값은 낮은 주파수인 5, 10Hz에서 역시 음의 값이었으며, 흡연자와 비흡연자 사이에 유의한 차이를 보였다. 흡연한 양과 IOS의 지표들 사이의 연관관계를 밝혀내지는 못하였으며 향후 이것에 대한 연구가 더 필요하다고 하겠다. 본 연구는 앞에서 언급한 여러 연구들과 비교해볼 때 연구대상의 인원이 많았다는 장점이 있으며, 제한점은 참고치가 제시되지 않은 상태에서 시행, 분석되었다는 점이다.

IOS의 제한성은 다른 기능검사들과 유사한데, 비록 모델연구는 IOS에 적합하지만 다른 지표들내의 변화에 따른 생리적인 관련등은 가설로 남아 있으며, 뺨의 움직임등에 의한 단락의 생성은 임피던스의 결과에 중요한 영향을 미친다는 것이다. 앞으로의 과제는 고주파수로의 측정범위를 넓히고 지속적인 임피던스 값을 측정함으로써 흡기시와 호기시의 값을 구분하며, 그리고 폐용적에 따른 임피던스 값을 측정하는데 있다. 또한 소기도의 조기폐쇄를 조기발견함으로써 만성 폐쇄성 폐질환의 발병사이의 분명한 연관관계를 설명하는데 많은 연구가 필요하다고 하겠다.

## 요 약

### 연구배경 :

IOS 혹은 FOT는 외부의 loudspeaker에서 발생하는 기류의 진동을 자발호흡에 부가시킴으로써 발생하는 압력의 변화를 분석하여 폐기능을 평가하는 방법으로, 일반적인 폐기능검사 방법들과는 달리 노력성 호기방

법이 필요치 않고 자발성 상시호흡에서 검사가 가능하다는 장점이 있다. 또한 microprocessor의 도입으로 Fourier 변환법에 의한 복잡한 신호 분석이 가능해지면서 주파수에 따른 호흡기계의 impedance를 실측 부분 (Rrs : resistance)과 추정부분(Xrs : reactance)의 두요소로 보다 깊이 파악할 수 있게 되었다. IOS의 임상적 이용은 소아의 폐기능검사, 역학적 연구, 소기도질환의 확인, 유발검사 등에 장점이 있다고 알려져 있다. 그러나 흡연자에서 발생하는 소기도 폐쇄 또는 조기 기도폐쇄를 확인하는데 있어서 IOS의 역할에 대한 연구 보고는 논란이 있어 왔다. 이에 본 연구에서는 흡연자에서의 조기 기도폐쇄를 측정하는 방법으로서의 IOS가 갖는 임상적 유용성을 검증해보고자 하였다.

### 방 법 :

종합검진센터를 방문한 남자중에서 노력성 호기성 폐활량 측정 검사상 정상 소견을 보인 356명( $40.6 \pm 9.7$ 세)을 대상으로 IOS(Jaeger company : Version 4.1)을 시행하여 흡연자군(234명 :  $40.2 \pm 9.3$ 세)과 비흡연자군(122명 :  $41.5 \pm 10.6$ 세)으로 구분하여 양군간에 두가지 검사법 지표들에 대한 유의성을 검증하였다.

### 결 과 :

Spirometry 지표인 FVC, FVC%pred, FEV1, FEV1%pred, FEV1/FVC, PEF, PEF%pred, FEF25~75%, FEF25~75%pred, FEF50%, FEF50%pred 등은 모두 흡연자군과 비흡연자군간에 유의한 차이가 관찰되지 않았다. IOS 지표중 total resistance(흡연자군 : 비흡연자군 =  $2.58 \pm 1.71 : 2.22 \pm 1.20$ ), peripheral resistance( $1.47 \pm 0.10 : 1.25 \pm 0.62$ ), bronchial compliance( $0.47 \pm 0.16 : 0.44 \pm 0.12$ )등은 양군간에 유의한( $p < 0.05$ ) 차이가 관찰되었으나 central resistance와 lung compliance는 유의한 차이가 관찰되지 않았다(단위는 resistance = hPa/l/s ; compliance = 1/hPa). 주파수에 따른(5, 10, 15, 20, 25, 30, 35Hz) Rrs은 양군간에 유의한 차이를 관찰할 수 없었고, Xrs는 낮은



주파수, 즉  $X5(-0.76 \pm 0.48 : -0.62 \pm 0.28)$ 와  $X10(-0.15 \pm 0.33 : -0.06 \pm 0.19)$ 에서 유의한 차이를 관찰할 수 있었다(단위는 hPa/l/s).

#### 결 론 :

IOS은 흡연자와 비흡연자의 조기폐쇄를 확인할 수 있는 검사법이라고 판단되며, total resistance, peripheral resistance, bronchial compliance, 그리고 5Hz와 10Hz의 낮은 주파수에서의 Xrs가 유용한 지표라고 판단된다.

#### 참 고 문 헌

1. Demedts M, Van Noord JA, Van De Woestijne KP. Clinical applications of forced oscillation technique. *Chest* 99 : 795, 1991
2. Peslin R, Duvivier C, Gallina C, Cervantes P. Upper airway artifact in respiratory impedance measurements. *Am Rev Respir Dis* 132 : 712, 1985
3. Landser FJ, Nagels J, Demedts M, Billiet L, Van De Woestijne KP. A new method to determine frequency characteristics of the respiratory system. *J Appl Physiol* 41 : 101, 1976
4. Michaelson ED, Grassman ED, Peters WR. Pulmonary mechanics by spectral analysis of forced random noise. *J Clin Invest* 56 : 1210, 1975
5. Van Noord JA, Clement J, Van De Woestijne KP, Demedts M. Total respiratory resistance and reactance as a measurement of response to bronchial challenge with histamine. *Am Rev Respir Dis* 139 : 921, 1989
6. Brochard L, Pelle G, Brochard P, Carre A, Lorino H, Harf A. Density and frequency dependence of resistance in early airway obstruction. *Am Rev Respir Dis* 135 : 579, 1987
7. Landser FJ, Clement J, Van De Woestijne KP. Normal values of total respiratory resistance and reactance determined by forced oscillations. *Chest* 81 : 586, 1982
8. Iwatsubo Y, Lorino H, Hubert C, Duvivier C, Peslin R, Pham QT, Moreau T, Hosselet JJ, Brochard P. Measurement of respiratory impedance by forced oscillation : comparison of the standard and head generator methods. *Eur Respir J* 7 : 901, 1994
9. Lorino H, Mariette C, Lorino AM, Harf A. Four and six parameter models of forced random noise respiratory impedance in normals. *Eur Respir J* 2 : 874, 1989
10. Pimmel RL, Tsai MJ, Winter DC, Bromberg PA. Estimating central and peripheral respiratory resistance. *J Appl Physiol* 47 : 1325, 1979
11. Pham QT, Bourgakard E, Chau N, Willim G, Megherbi SE, Teculescu D, Bohadana A, Bertrand JP. Forced oscillation technique (FOT) : a new tool for epidemiology of occupational lung disease? *Eur Respir J* 8 : 1307, 1995
12. Paireon JC, Iwatsubo Y, Hubert C, Lorino H, Nouaigui H, Gharbi R, Brochard P. Measurement of bronchial responsiveness by forced oscillation technique in occupational epidemiology. *Eur Respir J* 7 : 484, 1994
13. Wouters EFM. Total respiratory impedance measurement by forced oscillations : a noninvasive method to assess bronchial response in occupational medicine. *Exp Lung Res* 16 : 25, 1990
14. Bergland GD. A guided tour of the fast Fourier transform. *IEEE Spectrum* 6 : 41, 1969
15. Cauberghs M, Van De Woestijne KP. Effect of upper airway shunt and series properties on respiratory impedance measurements. *J Appl Physiol* 66 : 2274, 1989
16. Van De Woestijne KP, Cauberghs M. The upper airway artefact. *Eur Respir Rev* 1 : 139, 1991

17. Michaelson ED. Effects of the mouth shunt impedance on the frequency response of the respiratory system (abstract). Paris : Proc IUPS XIII : 505, 1977
  18. Peslin R, Marchal F, Duvivier C, Ying Y, Gallina C. Evaluation of a modified head generator for respiratory impedance measurements. Eur Respir Rev 1 : 140, 1991
  19. Jorna T, Koiter N, Slangen J, Henderson P, Wouters E, Borm P. Effects of inorganic dust exposure on lung function measured by spirometry and forced oscillation technique (FOT). Am Rev Respir Dis 145 : A539, 1992
  20. Fisher AB, DuBois AB, Hyde RW. Evaluation of the forced oscillation techniques for the determination of resistance to breathing. J Clin Invest 47 : 2045, 1968
  21. Sobol BJ. Tests of ventilatory function not requiring maximal subjects effort : II. The measurement of total respiratory impedance. Am Rev Respir Dis 97 : 868, 1968
  22. Holle JP, Magnussen H, Hartmann V. Measurement of oscillatory impedance during air and helium breathing. Prog Respir Res 11 : 162, 1979
-