

폐쇄성 수면무호흡증 환자의 상하악 전진술 후 상기도 내 유동해석[§]

김형호* · 서상호** · 최진영** · 김태운**

* 숭실대학교 기계공학과, ** 서울대학교 치의학대학원 구강악안면외과

Flow Analyses of Upper Airway Before and After Maxillomandibular Advancement Surgery for Obstructive Sleep Apnea Patient

Hyoung-Ho Kim*, Sang-Ho Suh**†, Jin-Young Choi** and Taeyun Kim**

* Dept. of Mechanical Engineering, Soongsil Univ.,

** Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, School of Dentistry, Seoul Nat'l Univ.

(Received January 30, 2015 ; Revised February 11, 2015 ; Accepted March 3, 2015)

Key Words: Obstructive Sleep Apnea Syndrome(폐쇄성 수면무호흡증), Upper Airway(상기도), Mxillomandibular Advancement Suregery(상하악전진술), Flow Analysis(유동해석)

초록: 폐쇄성 수면무호흡증은 수면중 간헐적으로 반복되는 상기도 폐쇄 증상을 말한다. 상하악전진술은 폐쇄성 수면무호흡 치료에 가장 효과적인 외과적 수술 중 하나이다. 상하악 전진술을 통해 상기도의 부피가 증가되어 상기도의 막힘을 치료할 수 있다. 본 연구의 목적은 상하악전진술 전후의 상기도 내 유동해석을 수행하여 폐쇄성 수면무호흡증 환자의 흡기 및 호기 시의 유동현상을 분석하는 것이다. 생체 내 CT 이미지로부터 상기도 모델링을 만들고, 상기도 내 상하악전진술 전·후 환자에 대한 단면적 변화 및 음압 효과에 대해 전산유체역학적 방법으로 연구하였다. 연구결과, 수술 후 SMA (section of minimum area)의 면적변화가 가장 컸으며 압력변화와 속도변화가 커진다는 것이 확인되었다. 수면무호흡증 환자에 대한 CFD 해석을 통한 연구는 치료효과에 대한 분석이 가능함을 임상적으로 확인하였다.

Abstract: Obstructive sleep apnea (OSA) is a syndrome characterized by the repetitive episodic collapse of the upper airway. Maxillomandibular advancement surgery is one of the most effective surgical treatment methods in treating obstructive sleep apnea. The advancement of both maxill and mandible can enlarge the cross-sectional areas and volumes of the postero-superior airway. The purpose of this study is to analyze flow patterns in the upper airway before and after maxillomandibular advancement surgery. Here, we analyzed flow phenomena of inspiration and expiration to prevent obstructive sleep apnea patient from happening side effect. Modeling of the upper airway carried out from clinical CT scanned images. We used time-dependent values for boundary condition. CFD analyses were performed and evaluated section of minimum area (SMA), compared with patient inside upper airway before and after maxillomandibular advancement surgery in SMA, and negative pressure effects. The study showed the greatest enlargement of the section of minimum cross-sectional area. Moreover, the velocity and the negative airway pressure were decreased. According to the result of this study, the maxillomandibular advancement surgery stabilizes the airflow in the postero-superior airway of OSA patients.

1. 서 론

상기도는 비강, 인두, 후두, 기관지가 있는 부위를

개괄적으로 지칭하는 것이다. 상기도의 주요 기능은 발음, 삼키기, 호흡 등이다. 수면무호흡증이 발생하는 원인은 중추신경계에서 호흡 조절을 못하는 경우이거나 상기도가 막히는 경우이다. 폐쇄성 수면무호흡증은 수면 시 상기도가 좁아져 Fig. 1과 같이 공기의 흐름이 일시 정지 또는 호흡이 감소하는 증상이다. 폐쇄성 수면무호흡증의 발병 원인

§ 이 논문은 대한기계학회 2014년도 추계학술대회(2014. 11. 11.-14., 김대중컨벤션센터) 발표논문임.

† Corresponding Author, suhsh@ssu.ac.kr

© 2015 The Korean Society of Mechanical Engineers

은 크게 3가지가 있다. 첫째는 기도주변의 비만으로 인해 기도가 막히는 것이고, 둘째는 기도의 길이가 길고 단면적이 작을 때이다. 셋째는 하악턱뼈와 기도 부위가 연결되는 근육의 길이가 짧아 긴장도가 높은 경우이다. 폐쇄성 수면무호흡증은 한국인 인구의 3.2 ~ 4.5 %에 해당하는 160만명 이상이 가지고 있는 질병이다. 폐쇄성 수면무호흡증은 심장질환, 당뇨, 뇌졸중, 우울증, 급성 심장사, 심정지 등의 원인이 되는 심각한 질환이다. 또한 졸림증, 삶의 질 저하, 대인관계 문제 등을 일으킨다. 폐쇄성 수면무호흡증의 치료방법으로는 수술적 방법과 비수술적 방법이 있다. 비수술적 방법으로는 양압기나 구강 내 장치를 통한 방법이 있다. 비수술적 방법은 가격도 비싸고, 편하게 숙면을 취해야 하는 잠자리에서 양압기를 착용하고 잠자리에 들어야 하는 단점이 있다. 반면 수술적 방법에는 코수술, 구개성형술, 상하악전진술 등이 있다. 이 중 상하악 전진술은 다른 치료에 효과가 없는 환자에서 가장 성공률이 높고, 그 효과가 95% 정도로 효과적이지만, 문제는 턱을 8~9 mm 전진시켜 환자의 얼굴 모습이 변하게 된다.⁽¹⁾ 지금까지 상하악을 얼마나 전진시켜야 무호흡이 치료되는지를 예측하는 지표가 없다. 그 동안 상하악에 관한 연구는 문들이 서양인을 대상으로 한 연구여서 돌출입이나 코가 낮은 한국인에서는 서양의 기준을 적용할 수 없는 경우가 많아, 새로운 수술법이나 상하악 전진술의 변형이 필요하다. 개선된 수술방법을 찾기 위해서는 기도 폐쇄가 발생하는 비인두 아래의 기도 부분에 대한 연구를 수행해야 한다.⁽²⁾ 하지만, 선행 연구들은 대부분 비강에 대한 연구들이었다.⁽³⁻⁵⁾ 연구방법으로는 CFD 및 PIV를 활용하여 연구가 수행되었다.⁽⁶⁾ 본 연구에서는 수술 전·후 상기도 모델을 통해 기도의 해부학적 구조와의 관련성을 비교하고, 기도 폐쇄 원인을 찾아내 폐쇄성 수면무호흡증의 적절한 수술을 위한 방법을 알아내고자 한다.

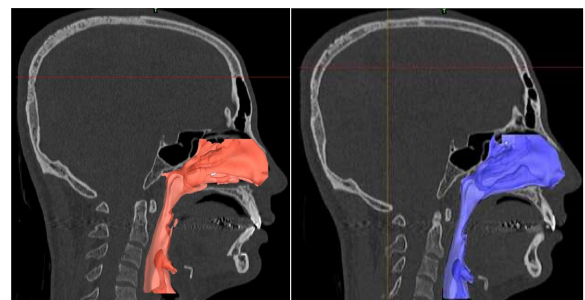


Fig. 1 Open and obstructed airways

2. 본 론

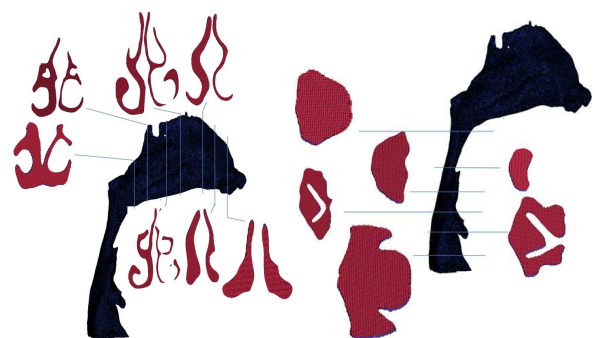
2.1 형상 모델링

상하악 전진술 한달 전에 3D-CT로 상기도를 촬영하고, 수술 후 6개월 지나 다시 Somatom sensation 10(Siemens Forchheim, Germany)로 촬영하였다. CT 이미지 사이의 간격은 0.75 mm이다. Fig. 2는 실제 환자의 CT 이미지를 사용하여 Mimics 프로그램으로 수술 전과 수술 후의 상기도모델을 재구성한 것이다.⁽⁷⁾ 본 논문에서는 상하악전진술 전의 모델을 모델 1, 수술 후의 모델을 모델 2로 표기하였다. 수치해석을 수행하기 위한 격자계는 ICEM CFD를 사용하여 Fig. 3과 같이 만들었고, 수술 전 모델의 경우 Nodes의 수를 2,752,913개, Elements 수를 10,730,259개로 만들었고, 수술 후의 모델은 Nodes수가 3,486,650개이고, Elements의 수는 15,612,675개인데 수술 후의 경우 면적이 더 넓어져서 똑같은 크기로 격자를 구성하였으나 개수는 더 증가하였다. Fig. 3의 (a)는 비강 부분의 격자 구성을 단면으로 나타낸 것이고, Fig. 3의 (b)는 비인두 아래 부분의 격자 구성을 나타내었다. 만들어진 격자계는 복잡한 상기도의 형태학적 구조에 적합한 Tetrahedral 과 prism 요소이다.



(a) Pre-operative (b) Post-operative

Fig. 2 Patient CT images of pre and post-operative upper airway anatomy



(a) Vertical axial (b) Horizontal axial

Fig. 3 Axial cross sections of meshes generated for case

2.2 수치해석

상기도 내의 공기유동은 비압축성 유동이고, 밀도, 열 및 물질 전달계수들이 일정하다고 가정하면 지배방정식은 식 (1)~(2)와 같다. 또한, 상기도 유동은 호흡기의 단면적이 입에서 폐로 가면서 불규칙적으로 변하고, 호기와 흡기에 따라 유동이 달라진다. 따라서 Reynolds 수를 기준으로 한 유동특성은 호흡기의 단면적이 좁아지면서 층류에서 난류로 천이되는 복잡한 거동을 나타낸다. 이러한 유동장을 잘 나타내기 위해 난류 모델로 k-ε 모델을 식 (3)~(4)와 같이 적용하였다. k-ε 모델은 난류운동에너지 및 난류소산율에 대한 수송방정식으로 구성되어 있으며, 난류레이놀즈 응력과 변형률 사이의 선형관계를 사용하였다. 여기서 $C_{\epsilon 1}$, $C_{\epsilon 2}$, C_{μ} , σ_{ϵ} , σ_k 는 경험적 상수이다.

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \tag{1}$$

$$\rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} [\mu_{eff} (\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i}) - \rho u_i u_j] \tag{2}$$

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} [(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k}) \frac{\partial k}{\partial x_j}] + P_k - \rho \epsilon + P_{kb} \tag{3}$$

$$\frac{\partial(\rho \epsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \epsilon u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} [(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_{\epsilon}}) \frac{\partial \epsilon}{\partial x_j}] + \frac{\epsilon}{k} (C_{\epsilon 1} P_k - C_{\epsilon 2} \rho \epsilon + C_{\epsilon 1} P_{\epsilon b}) \tag{4}$$

$$P_k = \mu_t (\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i}) \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{2}{3} \frac{\partial u_k}{\partial x_k} (3\mu_t \frac{\partial u_k}{\partial x_k} + \rho k) \tag{5}$$

$$\mu_{eff} = \mu + \mu_t \tag{6}$$

$$\mu_t = C_{\mu} \rho \frac{k^2}{\epsilon} \tag{7}$$

$$C_{\epsilon 1} = 1.44, C_{\epsilon 2} = 1.92, C_{\mu} = 0.09, \sigma_k = 1.0, \sigma_{\epsilon} = 1.3$$

2.3 경계조건

상기도를 해석하기 위한 경계조건으로 기존의 연구들은 공기의 흡입량을 상수로 고정하고 해석을 진행하였다.^(8,9) 하지만 호흡은 호기와 흡기로 나누어져 있고, 시간에 따라 변한다.⁽¹⁰⁾ 따라서 본 연구에서는 공기 흡입량이 시간에 따라 변하도록 함수로 설정하여 Fig. 4와 같이 경계조건으로 부여하였다.^(11,12) 상기도 벽면의 온도는 해석 시 있어 중요한 경계조건이다. 상기도의 온도는 J. Lindemann의 데이터를 사용하였다.⁽¹³⁾ 온도는 흡기와 호기 시 시간에 따른 비강 점막의 위치들에 대해 온도를 측정하였다.

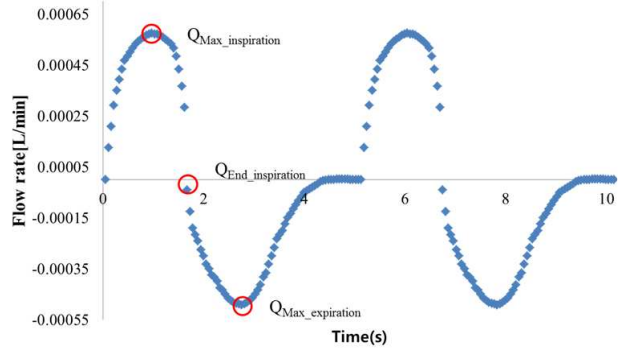


Fig. 4 Flow rate in airway during respiratory cycle

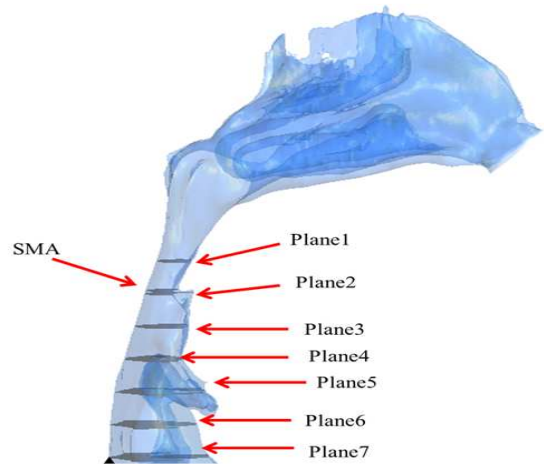


Fig. 5 Cross-section along the main stream

기존의 상기도 벽면의 온도분포와는 다르게 흡기와 호기에 따라 온도가 달라졌다. 측정 결과 앞쪽 비갑개의 흡기 시와 호기 시의 평균온도는 30와 32°C 였고, 비인두의 흡기 시와 호기 시의 평균온도는 33와 34°C 였다.

3. 결과 및 검토

3.1 형태학적 특성

Fig. 5는 상하악전진술의 영향을 분석하기 위해 바닥 면(z=0 mm)부터 평면 1(z=6 mm)까지 1 mm 간격으로 평면을 만들어 수술 전·후의 면적 변화를 Table 1로 정리하였다. 또한, 기도의 단면적이 가장 작은 부분을 SMA(Section of Minimum Area)로 정의하였다. Model 1과 Model 2의 면적변화를 보면 수술 후에 대부분 면적이 증가한 것을 볼 수 있다. 특히 평면 1에서 평면 3은 크게 면적이 증가하였고, SMA는 1.6배 정도 면적이 증가한 것을 볼 수 있다. 따라서 수술 후 기도의 면적이 증가하였기 때문에 공기 흡입이 더 원활해지는 것으로 판단할 수 있다.

Table 1 Morphological characteristics of the upper airway models

Plane	Z_axis(mm)		Section area(mm ²)	
	Model 1	Model 2	Model 1	Model 2
Plane 1	6	6	114.9	174.03
Plane 2	5	5	102.6	166.6
Plane 3	4	4	234.2	310
Plane 4	3	3	303.5	338.7
Plane 5	2	2	473.9	478
Plane 6	1	1	558.5	548.2
Plane 7	0	0	624.8	503.2
SMA	5.01	5.02	91.4	144.3

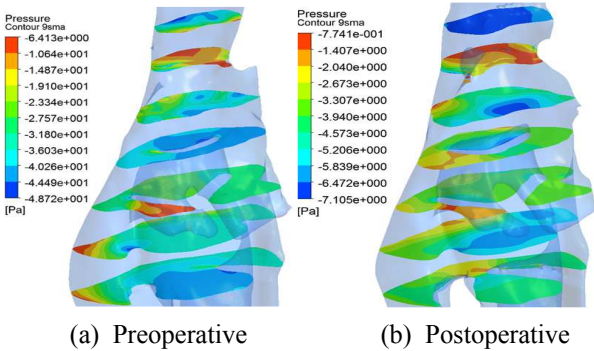


Fig. 6 Pressure distribution of cross-section in the upper airway(t=0.108s)

3.2 유동특성

현재 폐쇄성 수면무호흡증이 호기 시에 일어나는지 흡기 시에 일어나는지 명확히 밝혀진 것이 없고, 이를 분석하기 위한 유체역학적 자료가 충분하지 않다. 따라서 상기도 내의 유동현상을 파악하기 위해 Fig. 4의 경계조건에서 흡기 시와 호기 시, 유량이 없을 때로 나누어 각 시간대에 대해 수치 해석을 수행하였다.⁽¹⁴⁾ 상기도의 매우 좁은 부분은 1회 호흡량에 해당하는 공기를 흡입해야 하므로 유속이 빨라져 압력이 떨어지게 된다. 관내 속도가 더욱 빨라질수록 압력이 더 떨어져 폐쇄성이 강한 기도 부분은 음압에 이르게 된다. Fig. 6의 (a)와 (b)는 흡기 시 수술 전·후의 압력분포를 나타내고 있다. 두 모델 모두 음압을 나타내고 있고, 평면 1과 평면 2사이의 압력변화가 크게 나는 것을 볼 수 있으며, 모델 1보다 모델 2에서 음압의 크기가 10배 정도 증가한 것을 볼 수 있다. 이를 정량적으로 평가하기 위해 Table 2과 같이 최대, 최소, 평균 압력을 정리하여 분석하였다. 모델 1에서 평균 압력은 SMA에서 평면 2까지 크게 감소 후 평면 3부터 다시 증가하는 추세로 돌아섰다.

Table 2 Evaluation of pressure in the planes(t=1.08s)

Plane	Max pressure(Pa)	Min pressure(Pa)	Mean pressure(Pa)
	Model 1	Model 1	Model 1
	Model 2	Model 2	Model 2
Plane 1	1.21	-8.31	-4.72
	2.77	-1.92	-0.568
Plane 2	-3.85	-41.4	-11.41
	-0.649	-4.58	-1.55
Plane 3	-3.02	-4.97	-4.22
	-0.394	-1.36	-1.00
Plane 4	7.89	4.06	-1.67
	0.681	-2.09	-0.533
Plane 5	2.20	-5.02	-1.07
	0.903	-1.93	-0.284
Plane 6	0.00063	-2.34	-1.35
	1.33	-0.751	0.0433
Plane 7	0.835	-2.02	-1.17
	4.62	-3.31	0.439
SMA	-6.41	-48.7	-14.9
	-0.763	-7.11	-1.72

모델 2에서 평균압력은 SMA에서 잠시 감소 후 평면 2부터 일정하게 증가하였다. 최대 압력은 SMA에서 감소 후 평면 2에서부터 계속 증가하였다. 최저 압력은 SMA에서 감소했다가 다시 평면 2에서부터는 증가 감소를 반복하였다. 특히 SMA에서는 다른 평면과는 다르게 더 크게 증가하고 높게 나온 것을 볼 수 있다. 이는 폐쇄성 수면무호흡증에 SMA가 중요한 역할을 하고 있다는 것을 판단할 수 있는 정보가 된다. Fig. 7의 (a)와 (b)에서는 공기 흡입량이 0인 지점의 수술 전·후의 압력분포를 나타내고 있다. 모델 1에서는 아직도 대부분 음압이 나타나고, 모델 2는 양압이 나타나는 부분이 있는 것을 확인할 수 있다. 이것은 면적이 증가하여 유속이 빨라져 압력이 떨어지는 부분이 줄어들었기 때문이라고 판단된다. 각 평면의 압력을 정량적으로 정리한 값을 Table 3에 나타내었다. 모델 1에서 평균 압력은 SMA에서 잠시 감소 후 평면 2부터 일정하게 증가하였다. 모델 2에서 평균압력은 SMA부터 계속 증가하였다. 최대 압력의 경우 모델 1은 압력이 음에서 양으로 바뀌는 부분이 공기가 평면 3에서 4로 움직일 때이고, 모델 2는 공기가 평면 1에서 SMA를 지나면서 음에서 양으로 변할 때이다. 모델 2의 압력 값과 모델 1의 압력 값의 차이가 컸던 흡기 시의 양상과는 다르게 공기 흡입량이 0인 지점에서는 모델 1과 모델 2의 압력 값의 차이가 많이 줄어든 것을 볼 수 있다.

Table 3 Evaluation of pressure in the planes(t=1.728s)

Plane	Max pressure(Pa)	Min pressure(Pa)	Mean pressure(Pa)
	Model 1	Model 1	Model 1
	Model 2	Model 2	Model 2
Plane 1	-0.758	-1.12	-0.934
	0.051	-0.266	-0.212
Plane 2	0.122	-2.20	-0.883
	0.107	-0.405	-0.148
Plane 3	-0.0457	-0.213	-0.148
	0.0598	-0.038	-0.0121
Plane 4	0.0214	-0.642	-0.141
	0.0527	-0.144	-0.023
Plane 5	0.0984	-0.469	-0.0989
	0.0741	-0.195	-0.015
Plane 6	0.0981	-0.140	-0.0477
	0.0701	-0.0295	0.0047
Plane 7	0.018	-0.190	-0.0763
	0.116	-0.131	0.0087
SMA	-0.582	-2.97	-1.2
	0.0683	-0.571	-0.195

Table 4 Evaluation of pressure in the planes(t=2.808s)

Plane	Max pressure(Pa)	Min pressure(Pa)	Mean pressure(Pa)
	Model 1	Model 1	Model 1
	Model 2	Model 2	Model 2
Plane 1	-14.0	-18.4	-16.4
	-2.04	-5.81	-5.03
Plane 2	-0.739	-32.8	-15.7
	-0.793	-6.62	-3.88
Plane 3	-2.25	-4.91	-3.78
	-0.983	-2.04	-1.66
Plane 4	-1.31	-5.36	-2.83
	-1.14	-2.84	-1.67
Plane 5	-1.23	-6.72	-2.29
	-0.675	-3.64	-1.33
Plane 6	-0.314	-0.934	-0.595
	-0.384	-0.735	-0.535
Plane 7	-0.309	-1.97	-0.529
	-0.138	-1.83	-0.644
SMA	-10.6	-46.7	-20.4
	-0.846	-8.98	-4.53

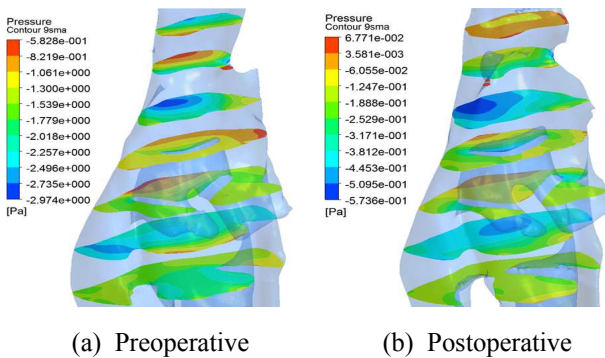


Fig. 7 Pressure distribution of cross-section in the upper airway(t=0.1728s)

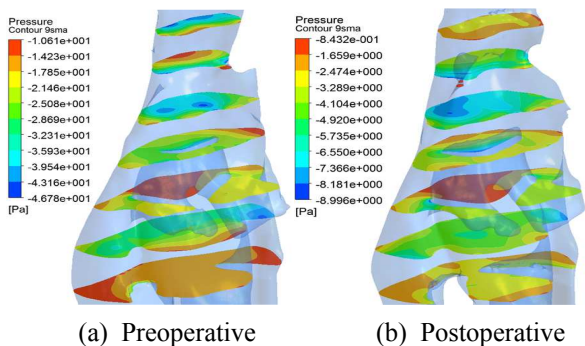


Fig. 8 Pressure distribution of cross-section in the upper airway(t=0.2808s)

Fig. 8의 (a)와 (b)에서는 호기 시 수술 전·후의 압력분포를 나타내고 있다. 모델 1과 모델 2의 압력분포는 비슷한 양상을 나타내고 있다. 자체

한 분석을 위해 Table 4에 정량적인 수치를 나타내었다. 모델 1에서 평균압력은 SMA에서 조금 감소 후 평면 2부터 증가하는데 평면 3에서 한번 크게 압력이 증가 한 후 그 다음부터는 조금씩 일정하게 증가한다. 모델 2에서 평균압력은 SMA에서 조금 증가 후 평면 2에서 감소 후 평면 3부터는 증가하였다. 두 모델을 비교하면, 다른 평면에서는 큰 차이가 없는 반면, 평면 1과 SMA에서 큰 차이가 났다. 위에서 분석했던 2 가지의 경우 모두 평면 1과 SMA에서 모델 1과 모델 2의 압력 차이가 크게 나타난 것으로 보아 이 부분이 수면무호흡증에 관계가 있음을 확인하였다. 단순히 모델 1보다 모델 2에서 면적이 증가하였기 때문이라고 이런 결과가 나왔다고 평가할 수 있지만 평면 2와 3 또한 면적이 SMA만큼 증가하였지만 그러한 경향은 나타나지 않았다. 따라서 SMA에서 일어나는 유체역학적 현상에 대해 분석이 더 필요할 것으로 보인다. SMA 근처의 형상은 벤투리관의 형상과 닮아 있다. 이는 Bernoulli 방정식으로 접근하면 일치하는 경향을 보인다. 폐쇄성이 강한 SMA에서 속도가 빨라지면 음압이 발생하고 음압에 의하여 더 좁아지는 악순환이 일어남을 예측할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 폐쇄성 수면무호흡증의 치료 시 개선된 방법을 찾기 위해 환자의 CT를 사용하여 제작한 3차원 상기도 모델 내의 유동현상 분석을 수행하

였다. 흡기 시에는 평면 1과 평면 2 사이의 압력변화가 크게 나는 것을 볼 수 있었고, 모델 1보다 모델 2에서 음압의 크기가 10배 정도 증가한 것을 볼 수 있다. 면적 변화가 가장 큰 곳은 SMA였고, SMA에서는 다른 평면과는 다르게 크게 음압이 증가하였으므로, 폐쇄성 수면무호흡증에 SMA가 중요한 역할을 하고 있다는 것을 알 수 있다. 호기 시에 두 모델의 유동특성을 비교하면 다른 평면에서는 큰 차이가 없는 반면에 평면 1과 SMA에서 큰 차이가 났다. 위에서 분석했던 2 가지의 경우 모두 평면 1과 SMA에서 모델 1과 모델 2의 압력 차이가 크게 나타난 것으로 보아 이 부분이 수면무호흡증과 관계가 있음을 확인할 수 있다. 폐쇄성이 강한 SMA에서 속도가 빨라지면 음압이 발생하고 음압에 의하여 더 좁아지는 악순환이 일어남을 예측할 수 있었다. 본 연구를 통해 수술 전·후 상기도 모델을 기도의 해부학적 구조와 유체역학적 인자에 대해 검토하였고, 폐쇄성 수면무호흡증과의 관련성을 분석하였다.

참고문헌 (References)

- (1) Holty, J. E. C. and Guilleminault, C., 2010, "Maxillomandibular Advancement for the Treatment of Obstructive Sleep Apnea: a Systematic Review and Meta-analysis," *Sleep medicine reviews*, Vol. 14, No. 5, pp. 287~297.
- (2) Sittitavornwong, S., Waite, P. D., Shih, A. M., Cheng, G. C., Koomullil, R., Ito, Y. and Litaker, M., 2013, "Computational Fluid Dynamic Analysis of the Posterior Airway Space After Maxillomandibular Advancement for Obstructive Sleep Apnea Syndrome," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 71, No. 8, pp. 1397~1405.
- (3) Tang, H., Tu, J. Y., Li, H. F., Au-Hijleh, B., Xue, C. C. and Li, C. G., 2004, December, "Dynamic Analysis of Airflow Features in a 3D Real-anatomical Geometry of the Human Nasal Cavity," In Proceedings of 15th Australasian Fluid Mechanics Conference, Australia, pp. 80~83.
- (4) Garcia, G. J., Bailie, N., Martins, D. A. and Kimbell, J. S., 2007, "Atrophic Rhinitis: a CFD Study of Air Conditioning in the Nasal Cavity," *Journal of Applied Physiology*, Vol. 103, No. 3, pp. 1082~1092.
- (5) Keyhani, K. P. W. M. M., Scherer, P. W. and Mozell, M. M., 1995, "Numerical Simulation of Airflow in the Human Nasal Cavity," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, No. 4, pp. 429~441.
- (6) Kelly, J. T., Prasad, A. K. and Wexler, A. S., 2000, "Detailed Flow Patterns in the Nasal Cavity," *Journal of Applied Physiology*, Vol. 89, No. 1, pp. 323~337.
- (7) Chen, X. B., Lee, H. P., Chong, H., Fook, V. and Wang, D. Y., 2009, "Assessment of Septal Deviation Effects on Nasal Air Flow: a Computational Fluid Dynamics Model," *The Laryngoscope*, Vol. 119, No. 9, pp. 1730~1736.
- (8) Huynh, J., Kim, K. B. and McQuilling, M., 2009, "Pharyngeal Airflow Analysis in Obstructive Sleep Apnea Patients Pre-and Post-maxillomandibular Advancement Surgery," *Journal of Fluids Engineering*, Vol. 131, No. 9, 091101.
- (9) Mo, S. S., Ahn, H. T., Lee, J. S., Chung, Y. S., Moon, Y. S., Pae, E. K. and Sung, S. J., 2010, "Morphological Characteristics of the Upper Airway and Pressure Drop Analysis Using 3D CFD in OSA Patients," *Korean Journal of Orthodontics*, Vol. 40, No. 2, pp. 66~76.
- (10) Hahn, I., Scherer, P. W. and Mozell, M. M., 1993, "Velocity profiles measured for airflow through a large-scale model of the human nasal cavity," *Journal of Applied Physiology*, 75, pp. 2273~2273.
- (11) Riazuddin, V. N., Zubair, M., Abdullah, M. Z., Ismail, R., Shuaib, I. L., Hamid, S. A. and Ahmad, K. A., 2011, "Numerical Study of Inspiratory and Expiratory Flow in a Human Nasal Cavity," *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 31, No. 3, pp. 201~206.
- (12) Taylor, D. J., Doorly, D. J. and Schroter, R. C., 2010, "Inflow Boundary Profile Prescription for Numerical Simulation of Nasal Airflow," *Journal of the Royal Society Interface*, Vol. 7, No. 44, pp. 515~527.
- (13) Lindemann, J., Leiacker, R., Rettinger, G. and Keck, T., 2002, "Nasal mucosal temperature during respiration. *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences*," Vol. 27, No. 3, pp. 135~139.
- (14) Wen, J., Inthavong, K., Tu, J. and Wang, S., 2008, "Numerical Simulations for Detailed Airflow Dynamics in a Human Nasal Cavity," *Respiratory physiology & neurobiology*, Vol. 161, No. 2, 125~135.