

위상동기루프 방식을 이용한 고빈도 JET 환기장치의 설계에 관한 연구

영남대학교 의과대학 생의공학교실

이준하

영남대학교 의과대학 내과학교실

정재천

서 론

호흡기의 주된 기능은 체외로부터 신체조직의 신진대사에 필수적인 산소를 체내로 공급하고 동시에 조직의 대사산물인 이산화탄소를 체외로 배출하는과정 즉 개스교환이 주체가된다. 이와같은 과정에서 중요한것은 환기(ventilation)이다. 현재 임상에서는 기계적인 인공호흡기(conventional mechanical ventilation : CMV)를 사용하고 있지만 압손상과 혈역학적 장애등의 부작용이 대두되고 있어 비교적 낮은 흉강내압을 유지시키는 고빈도 환기법(high frequency ventilation : HFV)이 연구되고 있다.^{1,2)}

1977년 Kelvin과 Smith³⁾가 20-200 BPM (Breaths/Min.)의 고빈도 jet 환기를 동물실험을 통해 적절한 개스교환과 CMV로 인한 순환계의 손상및 혈역학적 장애를 방지할 수 있다고 보고된 이래, 여러종류의 고빈도 환기가 발전 되어왔다. 그리고 제작된 고빈도 jet 환기장치(high frequency jet ventilator : HFJV)를 사용하여 동물실험을 통해 혈역학적 영향을 연구하고 CMV와 비교, 검토된 연구⁴⁾는 우리

나라에서는 매우 드문듯 하다.

본 연구에서는 호흡빈도와 흡기시간을 정확히 하기위하여 위상동기루프(phase lock loop : PLL)시스템을 이용하여 digital로 처리하여 보다 간편하고 저렴하게 설계되었으며 이에 본 저자들은 high frequency jet ventilator를 구성하여 다음과 같은 특성을 얻었기에 보고 하고저 한다.

하드웨어 시스템의 설계

그림 2-1은 본 연구에서 구성된 고빈도

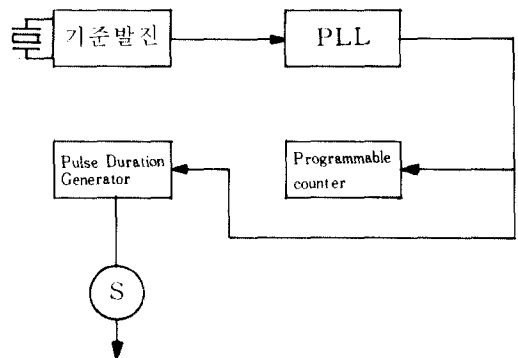


Fig. 2-1. Diagram of the high frequency jet ventilator System

주) 본 논문의 연구에 소요된 경비는 1987년도 문교부 연구비에서 지급되었음.

jet환기장치의 solenoid valve open time을 조절하기위해서 위상동기 루프(Phase lock loop : PLL)System을 사용한 설계 구성도이다. Frequency범위는 0.1-9.9 Hz(6-594 BPM)까지의 주파수 대역을 가지며, pulse duration인 inspiration time(I%)은 1-99%까지 조절할 수 있도록 하여, 여러가지 임상 연구를 할 수 있고 또한 사용하기 편리하게 digital switch로 parameter를 선택할 수 있게 설계하였다.

2-1 위상동기 루프 시스템

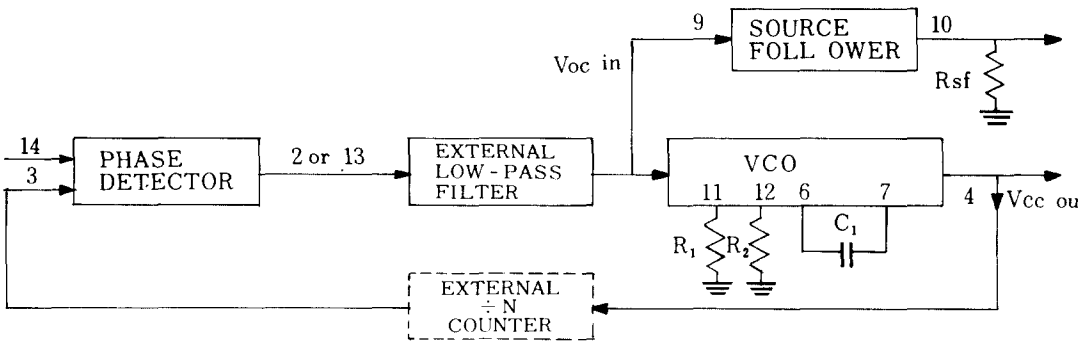
본 연구에서 사용한 PLL system은 기준발전 주파수를 이용한 주파수 합성기 (Frequency synthesize)를 구현하였다. PLL의 출력주파수 범위는 1-99KHz이며, 기준주파수는 1KHz를 사용하였다.

PLL구성은 그림 2-2와 같으며 소자는 phase detector와 VCO가 함께 내장되어 있는 CMOS typemonolithic PLL IC인 CD 4046A를

이용하여 설계 하였다. CD4046A에는 phase detector가 2개 있는데 하나는 exclusive-OR 이고 또 하나는 edge-triggered digital type이다.

본 연구에서는 잡음에 특성이 좋은 edge-triggered digital type을 사용했다. 기준 발전 주파수는 수정진동자를 사용하여 주파수 합성기의 안정도를 높였다. 본 연구에서 CD4046 A사용하는 주파수 상한선이 5 MHz은 주파수 분주회로를 통하여 주파수를 채배하는데 반드시 CMOS type의 주파수 분주 조자를 사용해야 한다.⁵⁾ 그림 2-3은 주파수 분주회로를 나타낸 것인데 주파수 가변은 VCO에서 출력 주파수를 programmerble counter를 통해 divide하여 phase detector에 공급하며, phase detector는 기준발전기로부터 1 MHz를 공급받아, counter에 인가된 Fi/N와 동조를 취하여 전압이 가변된다.⁶⁾

따라서 VCO는 counter에 설정된 입력만큼 주파수를 채배할 수 있다. VCO에서 출력된



$$f_{min} = \frac{1}{R_2 (C_1 + 32PE)}$$

$$f_{max} = \frac{1}{R_1 (C_1 + 32PE)} + f_{min}$$

Typical Low-pass Filter

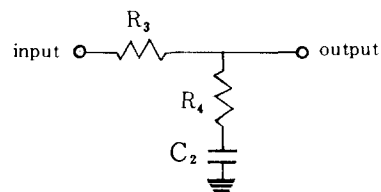


Fig. 2-2. Block diagram of phase lock loop system.

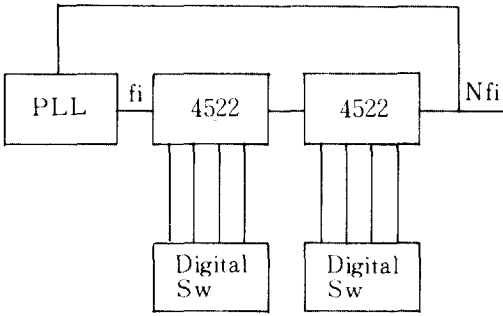


Fig. 2-3. Block diagram of frequency divider.

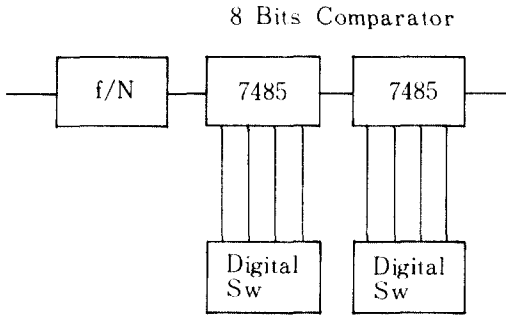


Fig. 2-4. Block diagram of pulse duration divider.

주파수 범위는 1-99KHz이므로 고빈도 jet 환기에 필요한 주파수(호흡빈도)만큼 counter(SN7490)로 1/10,000로 divide하여 0.1-9.9 Hz(6-594bpm)로 만든다.

pulse duration은 digital switch로 설정한 입력과 분주되어 오는 주파수의 차이를 검출하여 원하는 Inspiration time을 산출할 수 있도록 그림 2-4와 같이 설계 하였다.

2-2 High frequency jet ventilator의 제작

본 연구에서 설계된 고빈도 jet 환기장치의 solenoid valve를 제어 할 수 있는 회로도는 그림 2-5와 같다. 이 회로도에 의해 control board를 제작하고 ±5 volts정전압과 12 volt 정전압의 전원 장치를 제작하여 control board와 solenoid valve에 공급한다. Polyethylene tube를 사용하여 개스 공급부에서 압력조절기를 거쳐 solenoid valve를 통해 outlet로 연결 시켰다. 그리고 임의적으로 개스를 공급 시키기위한 manual mode를 추가하여

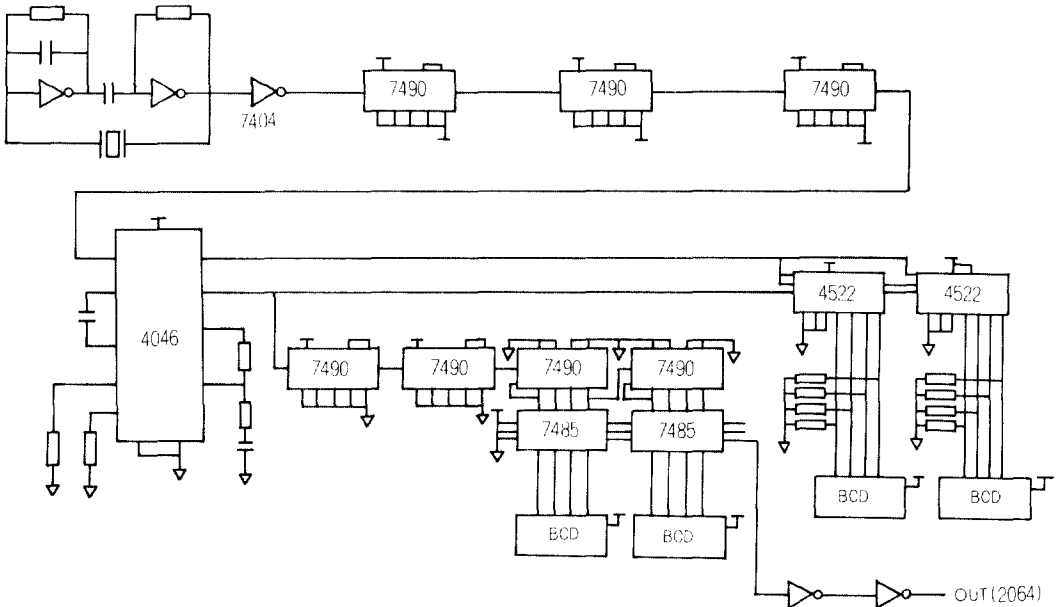


Fig. 2-5. Circuit diagram of HFJV system.

필요에 따라 선택할 수 있게 하였다. 사용압력은 Air pressure regulator(R06-125-R/AA)를 부착하여 사용자가 원하는 압력을 0-30 PSI로 조절할 수 있도록 하였다. 그리고 solenoid valve의 model은 111B-55AAA solenoid valve(MAC valve INC. Michigan U.S.A)로서 orifice직경은 0.08 inch, life time은 3×10^8 회, 동작전압은 12V DC이다.

제작된 고빈도 jet환기장치(HFJV)의 기계적인 특성, 즉 1회 환기량(Tidal volume : V_t), 기도압력(air way pressure : P_{aw}), Flow파형을 측정하였다. 압축공기(0-30 PSI)의 압력을 조절하기 위해 regulator(C. ANORGEN CO. R06-125-R/AA)를 통해 길이 16CM의 polyethylen tube($4\text{mm} \times 0.2\text{mm}$)를 거쳐 12V DC solenoid valve(MAC. 111B55AAAA)로 들어간다. 이 solenoid는 coil에 전원이 인가되었을때 open된다. 그리고 solenoid valve

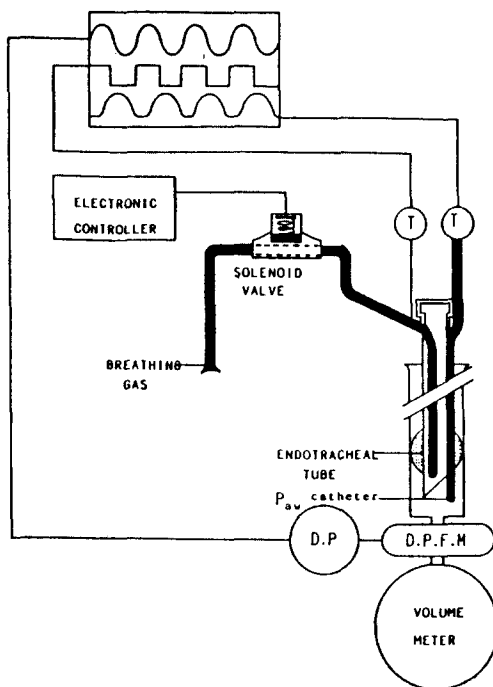


Fig. 2-6. Schematic diagram of the HFJV system.

orifice의 직경은 0.08inch로 되어있고 예상수명은 3×10^8 회 정도이다.

solenoid valve의 열림조절은 PLL을 사용하여 빈도를 6-594BPM, inspiration time (I%)을 1-99%까지 조절할 수 있도록 장치되어 있다. HFJV에서 나온 압축공기는 길이 160cm의 polyethylene tube($1/4" \times 1/16"$)와 injecotor cannula(1.35mm, 2.3mm)를 통해 endotracheal tube(9mm, 7mm)에 유출시킨다. solenoid와 injector cannula사이의 tube compliance($\Delta v/\Delta p$)는 $1.63 \times 10\text{ml/cm H}_2\text{O}$ 이다. 먼저 1회 환기량을 측정하기 위하여 volume meter(Drager 3000)를 E.T tube에 연결하였다. 그리고 solenoid에 가해지는 pulse파형과 유출되는 flow파형을 비교하기 위하여 내경 6mm roudolph type의 differential pressure flowmeter(pneumotachometer)를 ET tube와 volume meter사이에 그림 2-6과 같이 장치 하였다. Differential pressure flowmeter사이의 압력은 differential pressure transducer(Celesco, LCVR)를 사용했고 그 출력신호는 carrier demodulator(Celesco, LCCD 110)로 처리하여 Textronics 468 digital storage oscilloscope로 나타나게 하였다.

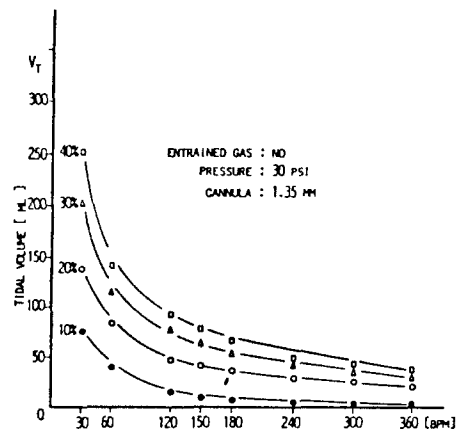


Fig. 3-1. Relationship between tidal volume and frequency with the endotracheal tube(7mm).

실험 및 고찰

Tidal volume(V_t)과 분시 환기량(minute ventilation : V_E)에 영향을 주는 인자는 흡식 시간(Inspiration time : I %), frequency (bpm), 구동압력(driving pressure), injector cannula 직경, E.T tube 직경, entrained gas 등이다.

먼저 구동압력을 30 PSI, injector cannula의 직경을 1.35mm로 고정시키고 entrained gas가 없을 때 E.T tube 직경(9mm, 7mm)에 대한 V_t 와 V_E 을 측정 한 결과, 그림 3-1(7mm에 대한 V_t), 그림 3-2(9mm에 대한 V_t), 그림 3-3(7mm에 대한 V_E), 그림 3-4(9mm에 대한 V_E)을 얻었다.

V_t 는 낮은 빈도에서 높은 빈도로 갈수록 예상한대로 감소되었다. 특히 흡식시간을 10%에서 20%로 증가했을 때, 30bpm과 60bpm에서는 1회 환기량이 약 2배가 되었으나 120 bpm 이상에서는 4배가 넘었다. 그러나 흡식시

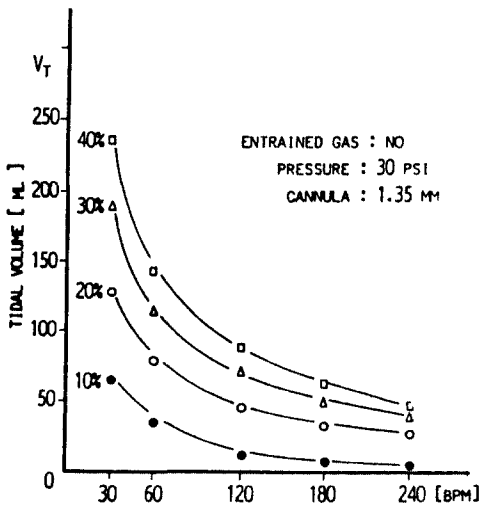


Fig. 3-2. Relationship between tidal and frequency with the endotracheal(9 mm).

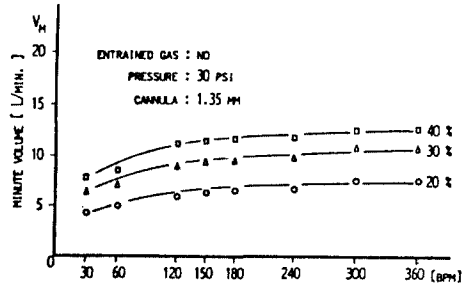


Fig. 3-3. Relationship between minute volume and frequency with the endotracheal tube(7mm).

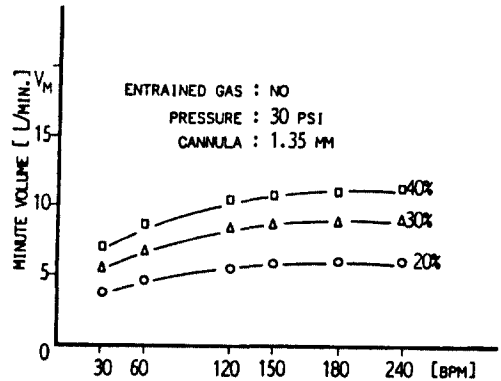
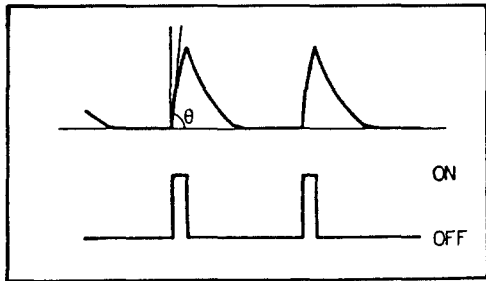


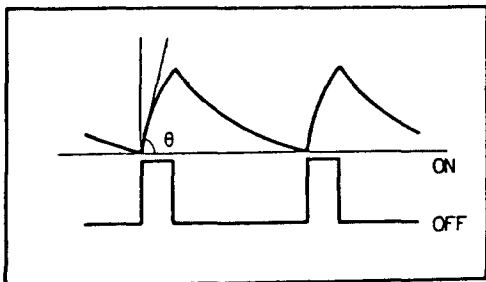
Fig. 3-4. Relationship between minute volume and frequency with the endotracheal tube(9mm).

간을 20%에서 40%로 증가 시켰을 때는 빈도에 관계없이 2배가 되지 못했다. 이러한 현상은 높은 빈도와 높은 흡식시간에서는 solenoid valve가 열릴동안 gas가 충분히 유출되지 못하고 잔류 gas가 다음주기에 계속 누적되어 유출되기 때문이다. 이 현상을 고찰하기 위한 실험이 E.T tube와 volume meter 사이에 장치한 pneumotachometer로 flow파형을 측정하여 solenoid valve에 인가한 pulse파형과 비교 검토한 결과 낮은 빈도에서 높은 빈도로 갈수록 rising flow wave의 θ 값이 감소 되었다. 그리고 그림 3-5와 같이 30 bpm, 10%에서는

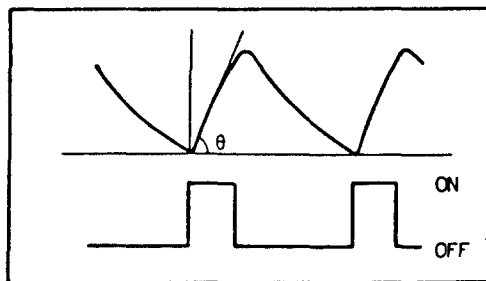
한 주기동안에 개스가 완전히 유출됨을 볼 수 있었지만 120 bpm 이상에서는 잔류 개스가 남아 있음을 볼 수 있다. 그리고 E.T tube 직경에 따른 V_t 는 9mm보다 7mm가 7% 정도 증가되었는데, 이것은 Carlon이 실험한 것과 잘 부합되는 것으로⁸⁾ 7mm보다 9mm에서 난류(turbulence)가 더 많이 나타나 forward gas motion에 영향을 주기 때문이다.



[30 BPM, 10%]



[60 BPM, 20%]

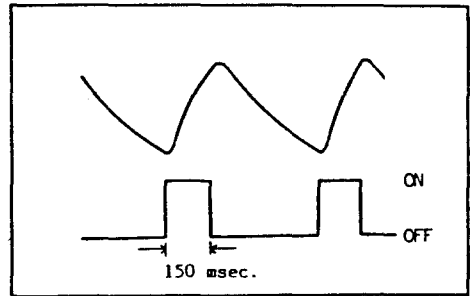


[120 BPM, 30%]

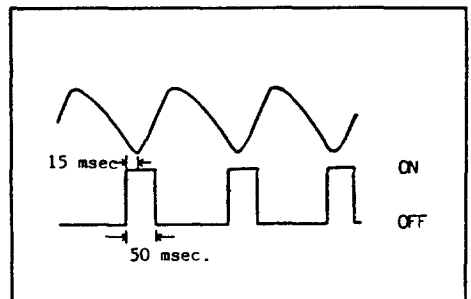
Fig. 3-5. System waveforms between gas flow and electrical pulse.

그러나 V_E 은 그림 3-3, 3-4과 같이 빈도가 높아짐에 따라 증가하였다. 이론적으로 V_E 은 빈도에 관계없이 흡기시간에 따라 일정한 값을 가져야 한다. 즉, 120bpm, 30%와 360bpm, 30%의 실제적인 solenoid valve의 open시간은 $60/120 \times 0.3 = 150(\text{msec.})$ 와 $60/306 \times 0.3 = 50(\text{msec.})$ 이나 1분간 유출되는 양에 대한 총시간은 $150\text{msec.} \times 120\text{회} = 18\text{sec.}$ 로 빈도에 관계없이 1분간 solenoid valve가 open되는 시간은 같음에도 불구하고 빈도가 높아짐에 따라 증가하는 것은 solenoid valve의 gate mechanism이 전자적으로 인가한 pulse신호와 반응시간이 일치하지 못하고 지연되기 때문인 것으로 그림 3-6에서와 같이 증명되었다. 이것은 H.J.Bryant등이⁹⁾이 증명한 것과 비슷한 결과를 가져왔다.

entrained gas가 있을 때 E.T. tube 직경(9



[120 BPM, 30%]



[360 BPM, 30%]

Fig. 3-6. A delay time between the gas flow and electrical pulse.

mm, 7mm)에 대한 결과는 entrained gas가 없을때와 비교해서 V_t 는 7mm에서 약 4.5배 증가했고 9mm는 약 6배 증가되었다. 또한 직경에 대한 V_t 는 9mm가 7mm보다 20~30% 증가되었는데 이것은 Poiseuille법칙에 의해 층류(lamina flow)일때 유체에 미치는 저항은 반경의 4제곱에 반비례하므로 entrainment되는 양은 7mm가 더 적게 나타난다.

또한 앞에서 언급한 V_E 은 entrainment되는 양에 비해 gate mechanism의 시간지연으로 인한 영향은 거의 무시할 수 있으므로 빈도가 증가해도 V_E 은 일정하게 나타났다. 다음에 동작압력에 대한 V_t 변화량은 entrained gas에 관계없이 예상한대로 linear하게 증가되었다.

결 론

본 연구에서는 고빈도 JET 환기법을 사용할 때 환기효율에 중요한 factor인 호흡빈도(frequency)와 흡식시간(inspiration time: I%)을 정확하고 조절하기 쉽게 위상동기루프(PLL)시스템을 사용하여 제작하였으며 그 특성은 다음과 같다.

A. 특 성

1. 호 흡 빈 도 : 6-594 BPM
2. 흡 식 시 간 : 1-99%
3. 공 기 압 축 율 : 1-30 PSI

이상의 기능을 갖는 HFJV System은 정확한 환기량과 호흡빈도로써 인공호흡을 유도 할 수있을 뿐 아니라 여러가지 고빈도 환기법이 향후 임상연구에 많은 공헌이 있을 것으로 기

대된다.

참 고 문 헌

1. Chang HK, and Harf A : High-frequency positive-pressure ventilation(HFPPV) : a review., Crit. Care Med. 8 : 345-364, 1980.
2. Wetzel RC, and Gioia FR : High frequency ventilation, Pediatric Clin Nor-Am. 34 : 15-38, 1987.
3. Klain M, and Smith RB : High frequency percutaneous transtracheal jet ventilation., Crit Care Med 5 : 280, 1980.
4. 김태년, 김영조, 정재천, 이준하, 이석강 : 고빈도 jet 환기의 혈액학적 영향에 관한 연구., 대한내과학회지, 34 : 781-788, 1988.
5. Sladen A, and Klain M : High frequency jet ventilation : a case report., Thorax, 37 : 558, 1982.
6. Lancaster D : CMOS cookbook, Howard W., Sama & Co. 1977. p.115.
7. Blaschard A : Phase-locked loop., New York, John Wiley & sons. INC. 1976, p.87.
8. Carlon GC, and Miodownik S, Ray CJ : Characterization of high-frequency ventilators, in press.
9. Bryant HJ, and Abbrecht PH : Acontol system for high-frequency jet ventilation., Medical instrumentation, 20(2), 1986.

-Abstract-

A Study on the Design of High-Frequency Jet Ventilator Using PLL system

Joon Ha Lee

*Department of Bio-medical Engineering,
Yeungnam University medical center
Taegu, Korea*

Jae Chun Chung

*Department of Internal Medicine, College of Medicine,
Yeungnam University
Taegu, Korea*

This paper describes to design and to examine the mechanical characteristics of high frequency jet ventilator. The device consists of Phase lock loop(PLL) system, solenoid valve driving control part and Air regulating system. This study is carried out by changing several factors such as endotracheal tube(E.T. tube) diameter, injector cannula diameter, I %, and frequency(breaths/mim.) having direct effects on the gas exchange as well as parameters of the entrained gas by venturi effect, so as to measure the tidal volume and minute volume.

This system characteristics were as follows :

- 1) Frequency : 6-594bpm
- 2) Inspiration time : 1-99%
- 3) Variance of input air pressure : 1-30PSI