

고주파 에너지에 의한 조직손상정도에 대한 연구

계명대학교 의과대학 내과학교실

김윤년 · 박경아 · 신경목 · 한성욱 · 허승호 · 김기식 · 김권배

= Abstract =

The Tissue Damage due to Radiofrequency Energy in Bovine Skeletal Muscle

Yoon Nyun Kim, M.D., Kyung Ah Park, M.D., Kyung Mook Sin, M.D.,
Sung Wook Han, M.D., Seung Ho Huh, M.D.,
Kee Sik Kim, M.D., Kwon Bae Kim, M.D.

Division of Cardiology, Department of Internal Medicine Keimyung University, Taegu, Korea

Background : Radiofrequency(RF) catheter ablation has rapidly emerged as the treatment of choice for symptomatic reentrant arrhythmia associated with accessory pathway or atrioventricular node conduction. Rarely RF catheter ablation therapy can produce the cardiac perforation, ventricular function insufficiency and arrhythmia. So, the purpose of this study was to determine the correlation between the RF energy and muscle injury.

Methods : Bovine skeletal muscle was immersed in normal saline, and the entire chamber was heated to 36~37°C by water bath. The 4mm tip 7 Fr electrode catheter was placed horizontally on the skeletal muscle surface without pressure. RF energy was delivered to tissue for the pulse duration of 10, 20, 30, 40, 50, 60 seconds and voltage of 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45volt and total 432 lesions were produced. Horizontal, vertical lesion diameters and depths were measured, and the area and volume of lesion were calculated.

Results : Increasing voltage and duration of RF increased the horizontal and vertical diameter, depth, area and volume of lesion($p < 0.0001$). The RF pulse duration and voltages made lesion below 5mm depth were 45volt applied below 20seconds, 40volt applied below 25seconds, 35volt applied below 32seconds, 30volt applied below 38seconds, 25volt applied during any duration of time.

Conclusion : So, for prevention of undesirable tissue damage, the adequate pulse duration and voltage of RF must to be delivered to tissue.

KEY WORDS : Tissue damage · Radiofrequency energy.

서 론

고주파에너지가 D'Arsonval¹⁾에 의해 처음으로 수술영역에서 사용된 이래로 신경외과 수술이나 암환자의 통증치료에 많이 이용되었으며 1928년 Mclean²⁾

에 의해 고주파 에너지 생성기가 고안된 이래로 의학에서 고주파 에너지의 이용은 급속히 증가하였다. 그리고 최근에는 심질환 특히 상심실성 빈맥등의 치료에 비정상 심전도계와 방실결절을 파괴시키는 도자절제술의 에너지원으로 이용되고 있다.

도자절제술의 초기에는 교류전기를 이용한 전기충격요법이 주로 사용되었으나 교류전기에 의한 직접적인 충격은 압박상해와 이로 인한 심장과열등이 빈발하고 치명적인 부정맥, 심근손상에 의한 좌심실의 기능저하등을 유발하는 경우가 많아서 최근에는 거의 이용되지 않는다.

이에 비해서 고주파 에너지를 이용한 도자절제술은 교류전기에 비해 압박상해와 이로 인한 심파열 등의 부작용의 빈도가 적고, 투여하는 에너지의 양을 조절할 수 있으며, 부정맥 발생 및 심근손상에 의한 심기능저하등의 빈도도 적지만, 에너지양에 따라 병변의 크기가 달라지며, 병소위치에 따른 부정맥 및 방실차단, 심천공, 심실기능 저하등의 부작용이 나타날 수도 있다³⁾. 그러나 에너지양에 따른 병변크기의 예측에 대해서 아직 자세한 연구는 없는 상태이다.

이에 저자들은 소의 골격근을 이용하여 고주파 에너지양에 따른 조직손상의 정도를 측정, 분석하였고 이를 임상적 적용에 응용하고자 한다.

재료 및 방법

재료는 소의 신선한 골격근, 4mm크기의 끝을 갖는 도자, 생리식염수를 매질로 사용하였으며, 온도계, 중탕기, 사진기, 고주파발생기를 사용하였다. 골격근은 도살한지 24시간 이내의 신선한 근육을 이용하였으며 지방과 건 및 근막이 포함되지 않은 순수한 근육만을 사용하여 가로길이는 10cm, 세로길이는 15cm, 두께는 2cm의 크기로 잘랐고 도자접촉면은 굴곡이 없이 평평하게 절단하여 총 9개의 골격근 절편을 준비하였다. 도자는 도자끝이 4mm인 조정가능한 7Fr Mansfield Webster도자를 사용했다(Mansfield Webster Catheter, Water Town, Massachusetts). 고주파

발생기는 Radionics RFG-3C RF generater system (Radionics, Inc, Burlington, Massachusetts)을 이용하였다.

실험은 식염수 속에 신선한 소의 근육절편을 넣고 중탕기내에서 매질내의 온도를 36°C 내외로 유지시킨 후 골격근 표면에 압력을 가하지 않은 상태로 도자를 접촉시켜 고주파 에너지를 투여하였다. 조직손상은 응고괴사로 생긴 조직의 변색부위를 사진으로 찍어 사진상에서 병변의 가로직경, 세로직경을 측정하였고, 깊이는 조직변색부위의 정중앙을 수직단면으로 절단한 후 사진을 찍어 측정하여 면적과 부피를 계산하였다. 고주파 에너지 투여량은 10volt부터 45volt까지 5volt단위로 증량해서 투여하였고 고주파 에너지 투여시간은 10초부터 60초까지 10초간격으로 시간을 증가시켜 총 432개의 병변을 만들었다.

면적(mm²)은 π 가로직경/2×세로직경/2, 부피(mm³)는 $4/3 \times 1/\pi \times$ 가로직경/2×세로직경/2×깊이로 계산하였으며 통계학적 분석은 일원분산분석(one way ANOVA), 회귀분석을 이용하였다.

결 과

고주파 에너지양 및 투여시간에 따른 조직손상 병변의 변화는 다음과 같다.

1. 조직손상병변에서 가로직경의 변화

10volt에서는 50초부터 육안적으로 감별할 수 있는 병변이 생기기 시작하였고 에너지의 투여량과 시간이 증가할수록 가로직경은 통계학적으로 유의하게 증가하였다($p < 0.0001$, Table 1). 이들 변수들과 조직손상병변의 가로직경과의 상관관계는 Log함수로 나타났다(Fig. 1).

Table 1. Changes of horizontal lesion diameter(mm) after radiofrequency energy($p < 0.0001$)

Volt\time	10sec	20sec	30sec	40sec	50sec	60sec
10	0	0	0	0	0.28±0.83	0.72±1.44
15	0.93±1.17	2.09±1.44	3.37±0.65	3.81±0.79	3.67±0.61	4.11±0.82
20	3.06±0.53	3.67±0.75	4.56±0.63	5.17±0.43	4.67±0.43	5.14±0.93
25	3.71±0.72	4.74±0.59	5.44±0.48	5.79±0.46	5.47±0.68	6.22±0.67
30	4.39±0.70	5.31±0.70	5.97±0.47	6.56±0.68	6.19±1.81	6.90±0.75
35	4.81±0.70	6.21±0.81	6.22±0.26	6.98±0.75	6.78±0.91	7.20±0.63
40	5.46±0.72	6.44±0.58	6.87±0.36	7.17±0.50	7.39±0.49	8.02±0.70
45	5.87±0.91	6.89±0.74	7.17±0.56	7.72±0.71	7.48±0.54	8.22±0.67

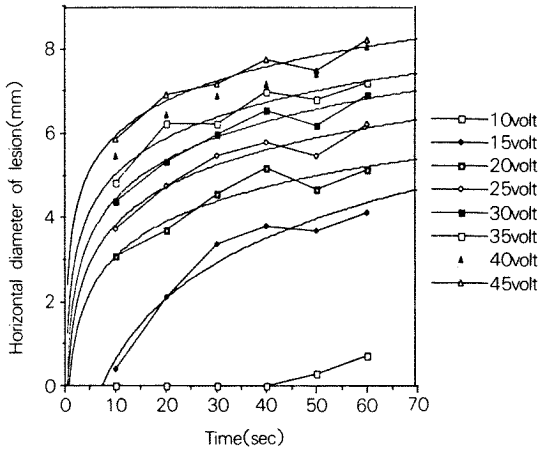


Fig. 1. Changes of horizontal lesion diameter after after radiofrequency energy.

$$\begin{aligned}
 15\text{Volt} &: y = -4.1840 + 4.8033\text{Log}(x) \quad R^2=0.949 \\
 20\text{Volt} &: y = 0.29063 + 2.7690\text{Log}(x) \quad R^2=0.891 \\
 25\text{Volt} &: y = 0.83372 + 2.9769\text{Log}(x) \quad R^2=0.930 \\
 30\text{Volt} &: y = 1.3517 + 3.0720\text{Log}(x) \quad R^2=0.941 \\
 35\text{Volt} &: y = 2.1262 + 2.8725\text{Log}(x) \quad R^2=0.921 \\
 40\text{Volt} &: y = 2.4440 + 3.0129\text{Log}(x) \quad R^2=0.976 \\
 45\text{Volt} &: y = 2.5240 + 3.0234\text{Log}(x) \quad R^2=0.976
 \end{aligned}$$

2. 조직손상병변에서 세로직경의 변화

10volt에서는 50초부터 육안적으로 감별할 수 있는 병변이 생기기 시작하였고 에너지의 투여양과 시간이 증가할수록 세로직경은 유의하게 증가하였다($p < 0.0001$, Table 2). 이들 변수들과 조직손상병변의 세로직경과의 상관관계도 Log함수로 나타났다(Fig. 2).

3. 조직손상병변에서 깊이의 변화

10volt에서는 50초부터 육안적으로 감별할 수 있는 병변이 생기기 시작하였고 에너지의 투여양과 시간이 증가할수록 깊이도 유의하게 증가하였다($p < 0.0001$, Table 3.). 이들 변수들과 조직손상병변의 깊이와의

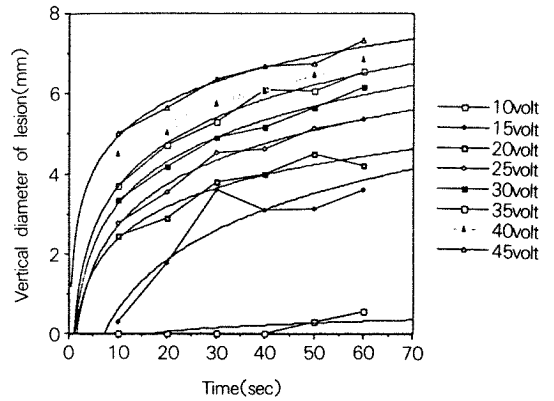


Fig. 2. Changes of vertical lesion diameter after radiofrequency energy.

$$\begin{aligned}
 15\text{Volt} &: y = -2.9591 + 3.1572\text{Log}(x) \quad R^2=0.959 \\
 20\text{Volt} &: y = 1.4830 + 2.9025\text{Log}(x) \quad R^2=0.946 \\
 25\text{Volt} &: y = 1.9672 + 3.7622\text{Log}(x) \quad R^2=0.982 \\
 30\text{Volt} &: y = -2.4241 + 4.6012\text{Log}(x) \quad R^2=0.970 \\
 35\text{Volt} &: y = -2.1271 + 4.8008\text{Log}(x) \quad R^2=0.974 \\
 40\text{Volt} &: y = -1.4865 + 4.7000\text{Log}(x) \quad R^2=0.977 \\
 45\text{Volt} &: y = -1.0698 + 4.8083\text{Log}(x) \quad R^2=0.989
 \end{aligned}$$

상관관계는 Log함수로 나타났다(Fig. 3).

4. 조직손상병변에서 면적의 변화

10volt에서는 50초부터 육안적으로 감별할 수 있는 병변이 생기기 시작하였고 에너지의 투여양과 시간이 증가할수록 면적은 유의하게 증가하였다($p < 0.0001$, Table 4). 이들 변수들과 조직손상병변의 면적과의 상관관계도 Log함수로 나타났다(Fig. 4).

5. 조직손상병변에서 부피의 변화

10volt에서는 50초부터 육안적으로 감별할 수 있는 병변이 생기기 시작하였고 에너지의 투여양과 시간이 증가할수록 부피는 유의하게 증가하였다($p < 0.0001$, Table 5). 이들 변수들과 조직손상병변의 부피와의 상관관계는 일차함수로 나타났다(Fig. 5).

Table 2. Changes of vertical lesion diameter(mm) after radiofrequency energy($p < 0.0001$)

Volt \ time	10sec	20sec	30sec	40sec	50sec	60sec
10	0	0	0	0	0.28 ± 0.83	0.55 ± 1.13
15	0.28 ± 0.83	1.76 ± 1.15	3.59 ± 2.29	3.07 ± 0.79	3.13 ± 0.59	3.61 ± 0.78
20	2.44 ± 0.46	2.89 ± 0.49	3.78 ± 0.74	4.00 ± 0.50	4.50 ± 0.75	4.22 ± 0.90
25	2.76 ± 0.53	3.53 ± 0.86	4.53 ± 0.76	4.64 ± 0.63	5.14 ± 0.74	5.39 ± 0.82
30	3.34 ± 0.88	4.18 ± 0.77	4.92 ± 0.30	5.16 ± 0.54	5.17 ± 0.66	6.18 ± 1.00
35	3.71 ± 0.80	4.72 ± 0.71	5.29 ± 0.51	6.11 ± 1.24	6.06 ± 0.95	6.56 ± 0.92
40	5.50 ± 0.66	5.03 ± 0.57	5.76 ± 0.58	6.06 ± 0.58	6.46 ± 0.41	6.83 ± 0.66
45	5.00 ± 0.61	5.67 ± 0.94	6.36 ± 0.74	6.67 ± 0.75	6.76 ± 0.99	7.34 ± 1.07

Table 3. Changes of lesion depth(mm) after radiofrequency energy(p<0.0001)

Volt\time	10sec	20sec	30sec	40sec	50sec	60sec
10	0	0	0	0	0.11±0.33	0.28±0.67
15	0.11±0.33	1.14±0.77	1.90±0.64	2.31±0.67	2.11±0.70	2.64±0.37
20	1.42±0.47	2.22±0.67	2.73±0.88	3.39±0.61	3.67±0.71	3.38±0.75
25	1.87±0.44	2.87±0.59	3.36±0.74	4.28±0.62	4.42±0.64	4.72±0.94
30	2.36±0.73	3.39±0.74	4.06±0.85	5.20±0.80	5.26±0.97	5.94±0.95
35	2.72±0.75	4.11±0.55	4.79±0.55	5.83±0.61	5.70±0.99	6.61±0.74
40	3.37±0.68	4.36±0.86	5.50±0.71	6.11±0.60	6.26±0.66	7.11±0.74
45	3.78±0.71	5.17±0.50	5.92±0.82	6.78±0.57	6.89±0.78	7.63±0.99

또한 조직손상의 깊이가 5mm를 넘지 않으려면 45 volt로 고주파 에너지를 투여시 20초 이하, 40volt는 25초 이하, 35volt는 32초 이하, 30volt는 38초 이하였으며 25volt이하의 경우에는 고주파 에너지의 투

여시간에 영향을 크게 받지 않았다.

고찰

고주파에너지는 D'Arsonval¹⁾에 의해 처음 외과적

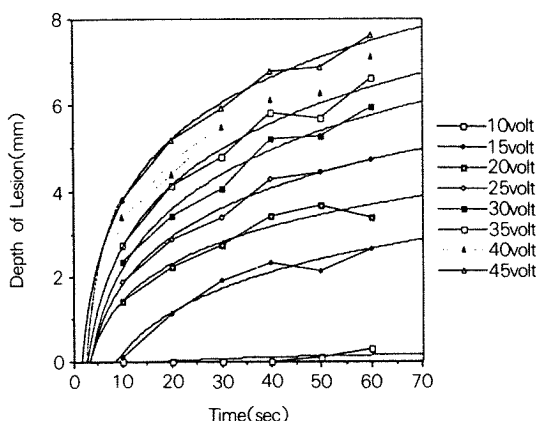


Fig. 3. Changes of lesion depth after radiofrequency energy

15Volt : $y = -2.9591 + 3.1572\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.959$
 20Volt : $y = -1.4830 + 2.9025\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.946$
 25Volt : $y = -1.9672 + 3.7622\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.982$
 30Volt : $y = -2.4241 + 4.6012\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.970$
 35Volt : $y = -2.1271 + 4.8008\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.974$
 40Volt : $y = -1.4865 + 4.7000\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.977$
 45Volt : $y = -1.0698 + 4.8083\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.989$

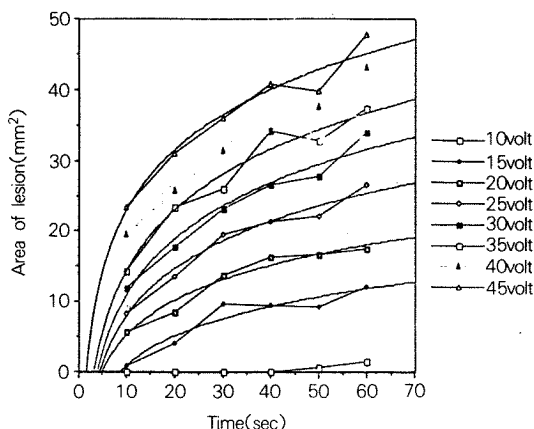


Fig. 4. Changes of lesion area after radiofrequency energy

15Volt : $y = -13.293 + 14.103\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.912$
 20Volt : $y = -11.581 + 16.660\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.957$
 25Volt : $y = -14.678 + 22.497\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.974$
 30Volt : $y = -15.890 + 26.663\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.963$
 35Volt : $y = -14.576 + 28.789\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.960$
 40Volt : $y = -10.811 + 28.933\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.964$
 45Volt : $y = -6.0839 + 28.792\text{Log}(x)$ $R^2 = 0.950$

Table 4. Changes of area of lesion(mm²) after radiofrequency energy(p<0.0001)

Volt\time	10sec	20sec	30sec	40sec	50sec	60sec
10	0	0	0	0	0.55±1.64	1.44±2.99
15	0.76±2.29	3.98±3.50	9.65±6.33	9.50±4.17	9.18±2.90	12.02±4.31
20	5.60±2.18	8.42±2.50	13.68±3.95	16.27±2.75	16.64±3.79	17.47±5.52
25	8.28±3.29	13.48±4.78	19.54±4.36	21.27±4.29	22.18±4.84	26.45±5.55
30	11.87±4.63	17.64±4.70	23.07±2.48	26.60±4.28	27.72±9.32	33.92±8.47
35	14.34±4.79	23.35±6.38	25.85±2.97	34.05±10.91	32.67±8.81	37.28±7.40
40	19.46±4.82	25.66±5.10	31.13±4.54	34.19±4.97	37.52±4.16	43.24±7.19
45	23.33±6.13	30.94±7.51	35.96±6.53	40.69±7.78	39.76±7.20	47.84±10.45

Table 5. Changes of lesion(mm³) after radiofrequency energy(p<0.0001)

Volt\time	10sec	20sec	30sec	40sec	50sec	60sec
10	0	0	0	0	0.36± 1.09	1.00± 2.18
15	0.51± 1.53	3.91± 3.77	11.64± 6.97	15.27± 9.46	12.92± 5.89	21.29± 8.67
20	6.09± 4.04	12.40± 4.40	25.38± 12.95	36.85± 9.45	40.74± 12.80	45.04± 18.74
25	10.73± 6.10	26.39± 12.89	43.15± 11.74	60.92± 16.21	66.26± 20.75	84.67± 29.44
30	19.39± 10.37	40.10± 14.60	62.18± 13.86	93.06± 23.03	3100.66± 40.82	137.51± 48.15
35	26.87± 13.88	64.93± 23.20	82.19± 10.42	135.10± 53.97	127.86± 50.24	165.41± 41.27
40	43.09± 11.68	73.85± 17.19	114.19± 21.50	140.41± 28.90	156.60± 23.14	206.33± 49.05
45	57.19± 12.90	105.87± 23.77	142.84± 36.74	184.78± 41.76	184.31± 47.27	243.95± 66.45

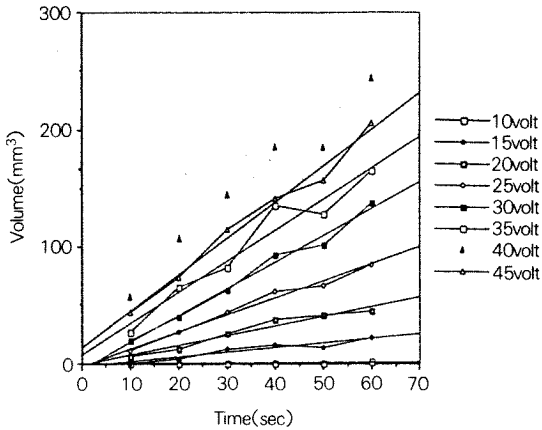


Fig. 5. Changes of lesion volume after radiofrequency energy

- 10Volt : $y = -0.38133 + 1.7317e^2x$ $R^2 = 0.643$
- 15Volt : $y = -2.5327 + 0.38446x$ $R^2 = 0.897$
- 20Volt : $y = -1.3740 + 0.83211x$ $R^2 = 0.961$
- 25Volt : $y = -2.0213 + 1.4488x$ $R^2 = 0.987$
- 30Volt : $y = -4.8047 + 2.2942x$ $R^2 = 0.984$
- 35Volt : $y = 6.9573 + 2.6695x$ $R^2 = 0.946$
- 40Volt : $y = 13.345 + 3.1162x$ $R^2 = 0.985$
- 45Volt : $y = 32.051 + 3.4602x$ $R^2 = 0.963$

수술에 이용되었고 Borggreffe등⁴⁾이 고주파 에너지를 이용한 도자절제술을 최초로 보고한 이래, 심질환 특히 상심실성 빈맥의 치료에 이들의 이용이 증가되기 시작했다.

고주파 에너지에 의한 조직손상의 정도는 주어진 에너지량, 시간, 도자끝과 조직의 접촉시 압력, 도자 전극의 크기, 도자끝의 온도, 전기저항(기구, 도자, 조직, 매질 등)등에 의해 좌우된다고 한다^{3,5)}. 고주파 에너지는 100KHz에서 1.5MHz의 주파수를 가지며, 상품화된 고주파 발생기는 주로 300KHz에서 1.0MHz사이의 주파수를 이용한다. 고주파 에너지에 의한 효과는 조직에 전기적 스파크를 유발하여 절단시

키는 전기수술적 절단효과, 절단효과없이 조직에 스파크를 유발하여 조직의 표면에 응고를 유발한 후 그 하부를 피사시키는 전기수술적 소작효과와 전기수술적 건조효과등이 있다. 이러한 전기수술적 건조는 조직에 직접 도자전극을 접촉시키고 고주파 에너지를 투여하였을 때 금속전극으로부터 저항이 낮은 조직으로 전류가 직접 흘러가 접촉된 조직의 심부까지 방사상으로 응고피사가 이루어지며 스파크나 과량의 에너지로 인한 압박상해 없이 선택적으로 사용이 가능하다.

과거에 널리 이용되었던 교류전기를 이용한 전기 충격요법시 2000~4000volt의 고에너지 투여로 인한 압박상해, 스파크등이 빈번히 발생하고, 병변크기가 크며 경계가 불분명하고 심침공 및 심실기능저하와 부정맥의 발생 빈도가 높으며, 전신마취가 필요한 단점이 있었으나, 고주파 에너지를 이용할 경우 부정맥 발생빈도가 낮으며 심실기능저하의 정도가 적고 병변의 크기도 작으며 스파크나 압박상해등의 부작용도 적다^{4,7)}.

고주파 에너지에 의한 조직병변은 열에 의한 손상이 주된 기전이며 저항성 열과 전도성 열의 양자에 의해 세포내, 세포외 수분의 건조가 생기고 그 결과 응고 피사가 생기게 된다. 저항성 열에 의한 조직병변은 3~4mm의 일반적인 도자를 사용할 때 병변의 크기는 도자직경보다 1mm이내의 큰 병변으로 작고 국한적인 병변이 생기게 되나 전도성 열에 의하여 조직병변의 크기가 증가하게 된다. 이러한 조직의 고온 상태는 심근세포의 전기생리학적 성질을 현저히 변화시켜 세포막의 탈분극, 세포흥분성의 가역적 혹은 비가역적 소실, 심근의 비정상적 자율성등에 영향을 미치며 특정온도에서 가역적이거나 비가역적으로 심근손상을 유발하게 된다^{2,8,10)}. Haines와 Watson¹¹⁾의 실

험에 의하면 비가역적 심근손상은 46~49°C의 조직 온도에서는 90초에서 비가역적 손상이 생긴다고 하며, 이것은 다른 생체조직에서도 46.5~48°C 사이에 열에너지에 의한 조직손상이 생기는 것과 큰차이는 없다¹²⁾고한다. Nath등¹³⁾에 의하면 40°C이상의 조직 온도에서 점진적인 탈분극이 일어나며 48°C내외에서는 세포흥분성의 가역적 손상이 일어나고 50°C이상에서는 세포흥분성의 비가역적 손상으로 조직병변이 생긴다고 한다. 도자전극과 조직사이의 접촉온도가 섭씨 100°C에 도달하게 되면 접촉면이 갑작스럽게 끊게 되어 작은 폭발음을 들을 수 있는데 이때 전기 저항의 급작스런 상승이 나타난다. 온도상승으로 혈장단백의 변성이 생기면서 만들어진 응괴는 절연층을 형성하여 전기저항 증가의 원인이 된다⁹⁾. 이 연구에서도 조직에 접촉한 도자끝 부분이 끊으면서 조직병변이 타게 되는 경우 전기저항의 급격한 상승을 확인할 수 있었다. 도자절제술에 의한 병변의 크기는 도자끝과 조직접촉면의 온도의 상승과 비례하여 증가하며, 전기저항의 상승이 있을 경우 전기학적 측정은 병변의 크기를 예측하는데 도움이 되지 않으며 온도측정만이 병변크기를 예측할 수 있는 지표가 된다고 한다^{9,14)}.

Langberg등⁸⁾에 의하면 도자전극의 크기와 병변부피와의 관계에서 일정한 에너지를 투여할 때에 도자전극의 크기를 2mm에서 4mm까지 증가시킬 경우 병변의 부피는 143mm³에서 326mm³으로 두배가량 증가하였으나 4mm보다 큰 크기에서는 병변의 크기가 점차 감소하는 양상을 나타내어 6mm에서는 157mm³, 8mm에서는 155mm³, 10mm에서는 67mm³의 부피 변화를 보였다. 그 이유는 도자전극의 크기가 클수록 에너지 농도가 낮아지고 저항성 열의 감소에 의하여 조직손상병변의 크기가 줄어들며 전기저항 또한 감소하기 때문이라고 한다. 그러므로 3-4mm크기의 도자전극을 사용하는 것이 고주파 에너지를 이용한 도자절제술에 효과적이라고 하였다^{8,9,11,14)}. 이 연구도 4mm(7F)끝의 도자를 이용하였다.

Hainses 와 Watson¹¹⁾에 의하면 개의 심근내를 관류시키고 심근을 담고있는 매질을 관류시킨 그룹에서 심근내 조직의 온도와 도자끝으로부터 거리가 고주파 에너지에 의한 조직 손상정도를 좌우하는 중요한 요소라 하였다. 심근내 순환혈류는 고주파 에너지에 의한 조직온도의 감소를 초래한다고 하지만 실험결

과에 의하면 심근내 혈류가 있는 군과 없는 군 사이에 조직온도의 차이는 거의 없다. 이러한 결과는 고주파 에너지에 의한 심근내 미세혈관의 응고 및 수축이 순환혈류에 의한 조직의 열 손실을 막기 때문이다. 전극과 조직사이에서 방사열 손실은 조직온도를 감소시켜 고주파 에너지 투여시 조직표면이 조직하층에 비하여 조직손상 병변의 크기를 적게 하는데, 그 이유는 조직을 담고 있는 매질의 관류에 의해 조직 표면으로부터 방사에 의한 조직열의 손실이 생기기 때문이다. 또한 고주파 에너지에 의한 조직손상 병변의 크기는 고주파 에너지 투여양 및 시간과 그에 따른 조직온도의 상승에 비례하여 증가하며 도자끝의 크기가 크고 조직과 밀접하게 접촉이 잘 유지되면 혈류에 의한 방사열 손실을 줄일 수 있으며 도자끝의 크기에 비례하여 병변의 깊이가 증가한다고 한다^{4,7,11,15)}. 이 연구에서 측정된 조직손상병변의 크기는 도자절제시 생기는 병변보다 클 것이라고 예측되며 그 이유는 심박동이 없어서 전극이 조직에 지속적으로 접촉하게 되며 심근내 혈류나 심장내 순환혈류에 의한 방사열 손실이 없기 때문에 조직의 온도상승이 생체보다 높았으리라 생각된다.

Ring등¹⁶⁾에 의하면 고주파 에너지의 투여 중 전기저항의 상승은 고주파 에너지의 전달을 감소시켜 조직병변의 크기에 영향을 미친다고 하며 소의 심근을 이용한 연구에서 전기저항에 영향을 미치는 인자로 심근을 담고 있는 매질이 관여하며 고주파 에너지가 동일하게 주어졌을 때 매질이 혈액인 경우는 생리식염수에 비하여 2배 가량의 전기저항의 증가를 보이고 특히 고주파 에너지 투여량이 30watt이상이거나, 20 watt에서부터 30초이상의 투여시간을 가지는 경우 혈액매질에서 현저한 전기저항의 상승이 일어나며, 이는 도자전극 끝 표면에 발생하는 혈액응고와 관련이 있으며 생리식염수와 혈액매질의 전기저항이 상승되는 공통된 이유는 조직이 타서 심내막 표면에 파괴를 초래하기 때문이라고 하였다. 또한 도자끝과 조직표면과의 접촉압력도 전기저항에 영향을 미치며 접촉압력을 5gm에서 40gm까지 상승시켰을 때에는 전기저항의 증가가 미미하였으나 접촉압이 80gm이상인 경우 전기저항의 상승이 더욱 빨라진다고 하였으며, 그 이유는 명확하지는 않으나 세포내 구조가 찌그러지고 압박되며 모세혈관으로부터 수분이 이동하게 되기 때문이라고 하였다. 이 연구에서 35volt이상에

서는 15~20초에서부터 30volt에서는 20초이상에서 부터, 25volt에서는 30초이상에서, 20volt에서는 50초 이상으로 고주파 에너지를 투여하였을 때 전기저항의 상승으로 인해 조직병변부에서 공기 방울 및 미세공 동의 폭발과 병변부가 검게 타는 것을 확인할 수 있었다.

고주파 에너지의 투여시 에너지양, 투여시간과 조직손상 병변크기와의 상관관계는 Bardy등¹⁷⁾에 의하면 개의 심근을 이용한 고주파 에너지의 voltage와 투여시간과 조직병변사이의 관계에 대한 연구에서 잘 관찰할 수 있는 데 40volt에서 15초이상의 고주파 에너지 투여시부터 투여시간 및 voltage가 증가할수록 조직병변의 크기가 증가하였고 60volt이상의 고주파 에너지 투여시는 큰 조직손상병변을 유발하며, 60 volt에서 10초이상 에너지 투여시 조직병변의 기화 및 심근천공의 위험이 증가한다고 하였고, 20volt이하에서는 투여시간을 증가시켜도 의미있는 조직손상이 없었다고 하였다.

이 연구의 결과를 임상적 측면에서 고려해 볼때 심근의 두께를 1cm로 가정한다면 심천공 등의 부작용이 생기지 않도록 조직손상병변의 깊이가 5mm를 넘지 않게 하려면 45volt인 경우 20초이하, 40volt에서는 25초이하로 35volt인 경우는 32초이하로 30 volt인경우는 38초이하로 고주파 에너지를 투여하여야 하며 20volt이하에서는 고주파 에너지의 투여시간에 크게 영향을 받지 않았다.

결론적으로 조직병변의 크기를 결정하는 요소에는 고주파 에너지의 투여양, 시간, 도자전극의 크기, 도자전극과 조직과의 접촉정도 및 접촉압, 전기저항, 도자끝의 온도, 조직의 온도등 여러요소가 있다. 이 연구에서 시행된 고주파 에너지 투여양과 투여시간에 따른 조직병변의 변화는 투여시간과 투여에너지에 비례하여 증가하였고 일정량 이상의 고주파 에너지 양과 시간이 투여되게 되면 조직병변 크기의 증가로 심천공 등의 발생위험이 증가되는 것을 알 수 있었으며 이러한 부작용의 위험을 줄이기 위하여 고주파 에너지양과 투여시간을 적절히 조절하여야 할 것으로 생각된다.

요 약

연구배경 :

최근 상심실성 빈맥등의 질환에서 비약물적 치료로

심도자절제술이 이용되고 있으며 과거 교류전기를 이용한 전기충격요법에 비해 고주파 에너지를 이용한 도자절제는 그 정도는 덜하나 심천공, 심실기능 부전과 부정맥 등의 부작용이 생길수 있어 에너지 양에 따른 조직손상정도와의 관계를 알아보기 위해 소의 골격근에 고주파 에너지를 투여하였다.

방 법 :

생리식염수를 매질로 하여 온도를 36도 내외로 유지시킨 상태에서 4mm크기의 끝을 가지는 도자를 압력을 가하지 않고 골격근 표면에 접촉시킨 후 10 volt에서 45volt까지 5volt단위로 증가시키고 10초부터 60초까지 10초간격으로 시간간격을 증가시켜 투여하여 총 432개의 병변을 만들어 조직병변의 가로, 세로직경과 깊이를 측정하였으며 면적과 부피를 계산하여 고주파 에너지 투여양과 시간에 따른 조직손상의 정도를 비교하였다.

결 과 :

고주파 에너지 투여양과 시간에 비례하여 손상조직의 가로직경, 세로직경, 깊이, 면적, 부피는 통계학적으로 유의한 증가를 보였고($p < 0.0001$), 조직손상의 깊이가 5mm를 넘지 않는 경우는 45volt의 경우 20초이하로 고주파 에너지를 투여하였을 때, 40volt의 경우 25초이하, 35volt는 32초이하, 30volt는 38초이하였으며 25volt이하의 경우는 고주파 에너지의 투여시간에 크게 영향을 받지 않는 것으로 나타났다.

결 론 :

이상의 결과를 보아 고주파 에너지에 의한 조직의 불필요한 손상을 막기 위해서는 적절한 양의 고주파 에너지를 적절한 시간으로 투여 해야 할 것으로 생각된다.

References

- 1) D'Arsonval M : *Action physiologique des courants alternatifs. Comp Rend Soc Biol* 1891 ; 43 : 283-302
- 2) Mclean A : *The Bovie electrosurgical current generator. Arch Surg* 1929 ; 18 : 1863-1878 12) Dewey WC, Hopwood LE, Sapareto SA, Gerweck LE : *Cellular responses to combination of hyperthermia and radiation. Radiol* 1977 ; 123 : 464-477
- 3) Huang SKS : *Advances in applications of radiofrequency current to catheter ablation therapy. PACE* 1991 ; 14 : 28-42

- 4) Borggerefé M, Budde T, Podczek A, Breithardt G : *High frequency alternating current ablation of an accessory pathway in human. J Am Coll Cardiol* 1987 ; 10 : 576-582
- 5) Huang SKS, Graham AR, Hoyt RH, Odell RC : *Transcatheter desiccation of the canine left ventricle using radiofrequency energy : A pilot study. Am Heart J* 1987 ; 114 : 42-48
- 6) Bardy GH, Reichebach D, Greene HL, Thomas R, Breazeale DCT, Ivey TD : *Unipolar vs bipolar catheter shock at the coronary sinus orifice. Circulation* 1985 ; 72 : 390
- 7) Rosenbaum R, Greenspon AJ, Smith M, Walinsky P : *Advanced radiofrequency catheter ablation in canine myocardium. Am Heart J* 1994 ; 127 : 851-857
- 8) Langberg JJ, Lee MA, Chin MC, Rosenqvist M : *Radiofrequency catheter ablation : The effect of electrode size on lesion volume in Vivo. PACE* 1990 ; 13 : 1242-1248
- 9) Hainses DE, Verow AF : *Observation on electrode-tissue interface temperature and effect on electrical impedance during radiofrequency ablation of ventricular myocardium. Circulation* 1990 ; 82 : 1034-1038
- 10) Hainses DE, Watson DD, Verow AF : *Electrode radius predicts lesion radius during radiofrequency energy heating. validation of a proposed thermodynamic model. Circulation research* 1990 ; 67 : 124-129
- 11) Hainses DE, Watson DD : *Tissue heating during radiofrequency ablation : A thermodynamic model and observation in isolated perfused and superfused canine right ventricular free wall. PACE* 1989 ; 12 : 962-979
- 12) Dewey WC, Hopwood LE, Sapareto SA, Gerweck LE : *Cellular response to combination of hyperthermia and radiation. Radiol* 1977 ; 123 : 464-477
- 13) Nath S, Lynch C, Wayne JG, Hainses DE : *Cellular electrophysiological effects of hyperthermia on isolated guinea pig papillary muscle. Implications for catheter ablation. Circulation* 1993 ; 88 : 1826-1831
- 14) Wittkampf FAM, Hauer RNW, Robles de Medina EO : *Control of radiofrequency lesion size by power regulation. Circulation* 1989 ; 80 : ; 962-968
- 15) Adams TH, Smith MC : *Thermodynamic technique for the quantification of regional blood flow. Am J Physiol* 1980 ; 238 : 682-696
- 16) Ring ME, Huang SKS, Golrman G, Graham AR : *Determinants of impedance rise during catheter ablation of bovine myocardium with radiofrequency energy. PACE* 1989 ; 12 : 1502-1513
- 17) Bardy GH, Sawyer PL, Johnson GW, Reichenbach DD : *Radiofrequency Ablation : Effect of voltage and pulse duration on canine myocardium. Am Physiol soc* 1990 : 1899-1905