

Assessment for the Temperature according to the Electrode Diameter of Radio Frequency Hyperthermia Using Agar Phantom

Yong Hee Lee^{*†}, Young Kee Oh^{*}, Hwa Yeong Kim^{*}, Kyung Soo Jeon^{*},
Eun Cheol Choi^{*}, Seung Gyu Park^{*}, Ok Bae Kim^{*}, Jin Hee Kim^{*}

^{*}Department of Radiation Oncology, Dongsan Medical Center, Keimyung University School of Medicine, Daegu, [†]Department of Physics, College of Science, Yeungnam University, Gyeongsan, Korea

Hyperthermia is effective treatment modality when it combine with the radiotherapy treatment. It is important to verify the temperature distribution of (patient's) body for the safety and effective treatment during raising the temperature. In this study, we raised the temperature in agar phantom using radio frequency (RF) Hyperthermia and protocol that manufacture recommend. Temperature distribution measured 5 section of 5 cm thickness with agar phantom. When the temperature was raised according to the increase energy. Temperature distribution was elevated at similar domain regardless of energy. The temperature tend to be increased at up side then bottom side and also increase when A large electrode was used than small one.

Key Words: Hyperthermia, Agar phantom, Temperature distribution

서 론

많은 임상 연구 결과에 따르면 방사선치료와 온열치료를 병행했을 때 악성종양에 대한 효과적인 치료방법임을 보여 주고 있다.¹⁻⁴⁾ 온열치료는 종양 부위에 온도를 40~45°C의 온도를 높여 괴사 또는 자살사를 유도 한다.

열에 의한 사멸은 단백질 변성과 자양분 공급의 결핍에 기인되고 생존율은 42~43°C의 온열에서 급격히 저하된다.^{5,6)} 특히 정상조직은 혈관분포가 많아서 혈류에 의한 냉각효과가 있지만 종양은 혈류가 나빠서 주변 정상조직에 비해 온도가 4~5°C도 높아 치료를 효과적으로 할 수 있다.⁵⁾

종양에 효과적으로 온도를 높이는 다양한 온열치료가 개발되어왔다.⁶⁻¹⁵⁾ 이로 인해 종양에 효과적 열전달과 표면에 냉각 효과를 극대화 할 수 있게 되었다. 이러한 효과적인 열전달은 정확한 온도와 적절한 전극의 선택이 뒷받침되어야 한다. 고주파방식의 온열치료기는 전극과 전극의 가운

데 높은 온도가 분포하는 것으로 알려져 있다. 하지만 인체 등가인 휴모노이드팬텀(humanoid phantom)으로 측정해본결과 위쪽전극으로 열 분포가 집중되는 것을 볼 수 있었으며, 이로 인한 부정확한 온도분포는 치료의 정확도를 떨어뜨리는 요인이 될 수 있다. 본 연구에서는 전극의 크기와 위치 따라 온도분포를 한천팬텀에서 면밀히 측정해보았다.

재료 및 방법

1. 온열 치료기

본 실험에 사용된 온열 치료기는 Celsius42+사의 Celsius TCS 이다. 현재 환자치료에 이용되고 있으며, 13.56 Mhz의 고주파를 이용하여 비침습적인(non-invasive) 에너지 제어방식으로 열을 가하고 600 W의 파워가 장착되어있다. 위쪽 전극은 출력판으로 직경 15 cm과 25 cm의 크기로 구성되어있으며, 아래전극은 반사판으로 직경 15 cm과 25 cm의 크기로 구성되어있다. 4개의 온도센서가 내장되어있어 온도측정에 용이하다.

2. 팬텀

팬텀을 제작하고 가열조건에 따라 온도상승과 온도분포를 측정하였다. 조직과 거의 비슷하도록 한천(Agar)을 이용하였고, 깊이에 따른 단면을 정확하게 측정하기 위해서

Received 6 December 2013, Accepted 10 March 2014

Correspondence: Young Kee Oh (ykoh@dsmc.or.kr)

Tel: 82-53-250-7683, Fax: 82-53-250-7984

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

32×6×3 cm³ 두께의 팬텀을 25개 제작하였다. 제작된 팬텀은 5단으로 쌓아서 단면의 온도 분포를 측정하였다(Fig. 1).

3. 측정방법

본 실험에서는 제조사가 권하고 있는 프로토콜에서 선택하여 온도 분포를 측정하였다

에너지에 따른 온도분포를 측정에는 위쪽전극, 아래전극 모두 25 cm의 크기로 구성하고, 간 프로토콜 과정1과 과정 5를 이용하였다(Table 1). 과정 1은 50분 동안 10분 간격으로 전력을 변화 시켜 에너지가 206 kJ이고, 과정5는 315 kJ의 에너지이다. 표면에서 3 cm의 깊이마다 온도계를 이용하여 온도를 측정하고 열화상 카메라를 이용하여 단면의 열분포를 촬영하였다.

전극의 중심에서 5 cm의 거리와 10 cm에서의 온도를 측



Fig. 1. Agar phantom and temperature sensor. Size 32×6×3 cm³.

Table 1. Measurement conditions of thermal distribution.

| | Diameter of electrodes (cm) | Duration (min) | Power (watt) |
|--------------------------|-----------------------------|----------------|--------------|
| Liver protocol session 1 | Upper-lower 25-25 | 10 | 35 |
| | | 10 | 55 |
| | | 10 | 75 |
| | | 10 | 85 |
| | | 10 | 95 |
| Liver protocol session 5 | 25-25 | 10 | 60 |
| | | 10 | 85 |
| | | 10 | 110 |
| | | 10 | 135 |
| | | 10 | 140 |

정도 간 프로토콜 과정 5를 선택하였으며, 최종온도상승을 측정하였다.

위, 아래 크기가 다른 전극을 이용한 온도 분포에서는 머리&목 프로토콜 과정 5를 이용하였다(Table 2). 10분 간격으로 파워를 올려주며, 50분간 총 251 kJ의 에너지를 전달한다. 15~25 cm, 15~15 cm, 25~15 cm 총 3가지 전극으로 구성하였으며 3 cm의 전극 중심에 3 cm 깊이마다 온도센서를 부착하고 측정하였고, 최종온도 변화를 열화상 카메라로 단면을 촬영하였다.

결 과

출력판과 반사판의 크기가 각각 25 cm, 에너지가 각각 206 kJ인 과정 1과 315 kJ인 과정 5 깊이에 따른 열 분포를 각각 측정하였다 Fig. 2의 (a)부터 (e)는 각각 5로 가온 후 표면에서 3 cm의 깊이에 따른 온도 분포 결과이다. 전극과 맞닿는 표면에서는 전극 내부는 냉각 효과로 온도가 거의 올라가지 않았으나 전극 주변부는 약 4°C의 온도가 상승하였다. 3 cm 깊이에서의 가온 후 온도분포 결과 처음온도 26.7°C에서 가온 후 39.7°C로 13°C가 상승하였고 가장 큰 온도상승폭을 보여준다. 6 cm에서의 처음보다 약 11°C가 상승하였고 3 cm 때보다는 조금 작은 온도상승폭을 보여준다. 9 cm에서는 9.7°C의 온도가 상승하였고 깊이가 깊어질수록 온도 상승폭이 점점 줄어들고 있다. 12 cm 깊이에서는 6.5°C가 상승하였다. 아래전극에서 거리가 3 cm으로 위쪽전극과 깊이가 같으나 온도 상승은 약 50% 정도를 보여준다.

Table 3은 과정 1과 과정 5의 시간별 온도를 보여주고 있다. (a)는 에너지가 206 kJ이고 최고 온도상승은 7.6°C이었으며 (b)의 경우는 같은 시간에 315 kJ의 에너지로 가온되어 최고 온도상승이 13°C로 2배의 가까운 상승을 보였다.

Table 4는 전극 중심에서 5 cm, 10 cm 떨어진 지점에서

Table 2. Measurement conditions of thermal distribution.

| | Diameter of electrodes (cm) | Duration (min) | Power (watt) |
|--------------------------------|-----------------------------|----------------|--------------|
| Head & Neck protocol session 5 | Upper-lower | 10 | 60 |
| | | 10 | 80 |
| | | 10 | 95 |
| | | 10 | 110 |
| | | 10 | 120 |

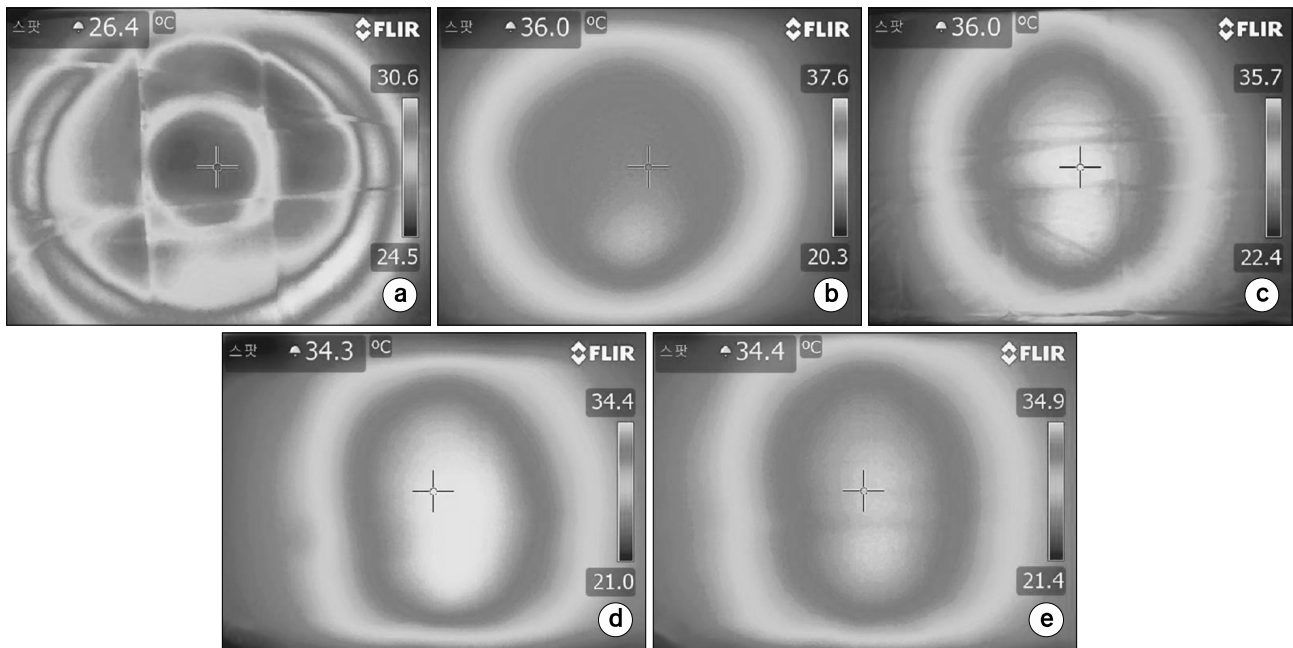


Fig. 2. Thermal distribution of 25~25 cm electrode (liver protocol session 5), (a) surface, (b) depth 3 cm, (c) depth 6 cm, (d) depth 9 cm, (e) depth 12 cm.

Table 3. Thermal distribution at center of 25~25 cm electrode, duration 10 min (a) Liver protocol session1 (total energy 206 kJ), (b) Liver protocol session5 (total energy 315 kJ).

| (a) | | | | | | | |
|-------|----------|------|------|------|------|------|------------|
| Depth | Power(W) | | | | | | Difference |
| | Start | 35 | 55 | 75 | 85 | 95 | |
| 3 cm | 26.2 | 27.3 | 28.6 | 30.3 | 32.0 | 33.8 | 7.6 |
| 6 cm | 25.7 | 26.5 | 27.3 | 28.7 | 30.2 | 31.9 | 6.2 |
| 9 cm | 24.7 | 25.4 | 26.3 | 27.9 | 29.2 | 31.0 | 6.3 |
| 12 cm | 25.4 | 26.0 | 26.5 | 27.6 | 28.8 | 29.9 | 4.5 |

| (b) | | | | | | | |
|-------|----------|------|------|------|------|------|------------|
| Depth | Power(W) | | | | | | Difference |
| | Start | 65 | 85 | 110 | 135 | 140 | |
| 3 cm | 26.7 | 29.0 | 31.0 | 33.9 | 36.6 | 39.7 | 13.0 |
| 6 cm | 27.0 | 28.2 | 30.0 | 32.6 | 35.3 | 38.2 | 11.2 |
| 9 cm | 27.2 | 28.7 | 30.0 | 31.9 | 34.2 | 36.9 | 9.7 |
| 12 cm | 28.1 | 28.9 | 30.0 | 31.2 | 32.9 | 34.6 | 6.5 |

의 깊이에 따른 온도 측정의 결과이다. 전극의 중심축에서 깊이에 따른 온도측정의 결과 깊이에 따른 온도 상승률은 50% 정도의 감소를 보인다. 5 cm 떨어진 지점에서의 온도 측정결과 11°C, 8.9°C, 7.6°C, 6.0°C의 온도가 상승하였다. 중심에서와 같이 깊이에 따른 온도상승이 45% 줄어들었으나 그 차이가 조금 줄어들고 있다. 10 cm의 지점에서의 온도

는 최고 6.7°C, 최저 4°C 정도로 깊이에 따른 편차가 크지 않고, 중심에서 온도보다는 전체적으로 40~50% 낮은 온도 분포를 보여주고 있다. 이는 평면의 열화상 영상에서도 동일하게 나타난 것이다. 이를 종합하여 단면상의 열 분포를 Fig. 3에 구상하였다.

Fig. 4은 상판 하판 모두 15 cm일 때의 온도분포를 보여

주고 있다. (a)에서 (e)는 3 cm의 깊이마다 온도 분포의 결과이다. 표면에서는 냉각 효과가 나타나기는 하지만 상대적으로 큰 온도상승폭을 보여주고 있으며, 주변부는 약 12°C 정도 상승하였다. 3 cm의 깊이에서 처음 온도는 26.3°C에서 가온 후 45.7°C로 약 20°C가 상승하였다. 전극의 크기보다는 넓은 영역이 가온되었다. 6 cm, 9 cm, 12 cm 깊이에서는 각각 13°C, 10°C, 9°C가 상승하였고 특히 12 cm에서는 3 cm의 깊이에서보다 약 50% 이상 온도 상승폭이 줄어들었다.

Fig. 5는 위쪽전극 15 cm, 아래전극 25 cm에 일 때 측정된 온도 분포이다. (a)부터 (e)는 각각 3 cm 깊이마다 측정된 열화상카메라의 영상이다. 표면에서는 가온 후 14.8°C가 상승하였으면 위쪽전극의 주변에서 가온되었다. 냉각 효과를 보이나 온도상승이 크다. 3 cm 깊이에서는 20.8°C가 상승하였고 위쪽전극보다는 넓은 영역이 가온되었다. 6 cm의 깊이에서는 12.7°C가 상승하였고, 3 cm 깊이에서와 비교할

때 온도상승폭의 차이가 심하게 나타났다. 9 cm 깊이에는 8°C가 상승하였다. 12 cm에서는 5°C 상승하였고, 3 cm에서보다 약 25% 정도 상승을 보이고 있으며 가온영역은 넓어졌다.

Fig. 6는 위쪽전극 25 cm 아래전극 15 cm일 때 온도 분포의 결과이다. (a)부터 (e)는 표면에서 3 cm의 깊이마다 열화상카메라의 온도분포를 보여준다. 표면에서 2.4°C가 상승하였고, 위쪽전극 주변에서 가온되었다. 또 냉각 효과 및 아래전극의 효과가 동시에 나타났다. 3 cm의 깊이에서 9°C가 상승하였고 전극의 크기에 비해 가온영역이 줄어드는 것을 확인하였다. 6 cm의 깊이에서는 9°C가 상승하였고, 가온영역이 더 줄어들었다. 9 cm의 깊이에서는 8.9°C가 상승하였고, 6 cm의 깊이와 유사한 정도의 온도 상승을 보였다. 12 cm의 깊이에서는 10.2°C가 상승하였고 가온영역은 아래전극의 크기와 유사하였다.

고찰 및 결론

Table 4. Temperature profiles of 25~25 cm electrode.

| Depth | Distance from the electrode center | | |
|-------|------------------------------------|------|-------|
| | Center | 5 cm | 10 cm |
| 3 cm | 13.0 | 11.0 | 6.7 |
| 6 cm | 11.2 | 8.9 | 4.6 |
| 9 cm | 9.7 | 7.6 | 4.1 |
| 12 cm | 6.5 | 6.0 | 4.0 |

일반적으로 위, 아래 전극의 크기가 동일하면 가운데를 중심으로 고른 열이 분포를 하고 전극의 크기가 작은 쪽으로 열점이 이동하는 것으로 알고 있으나, 한쪽으로 치우치는 경향이 있어 한천(Agar) 팬텀을 이용하여 깊이에 따른 온도분포를 온도센서와 열화상 카메라를 이용하여 측정하였다. 같은 위, 아래 같은 크기의 전극과 같은 시간에 고에너지로 가온이 되면 당연히 최고온도 상승도 높아지는

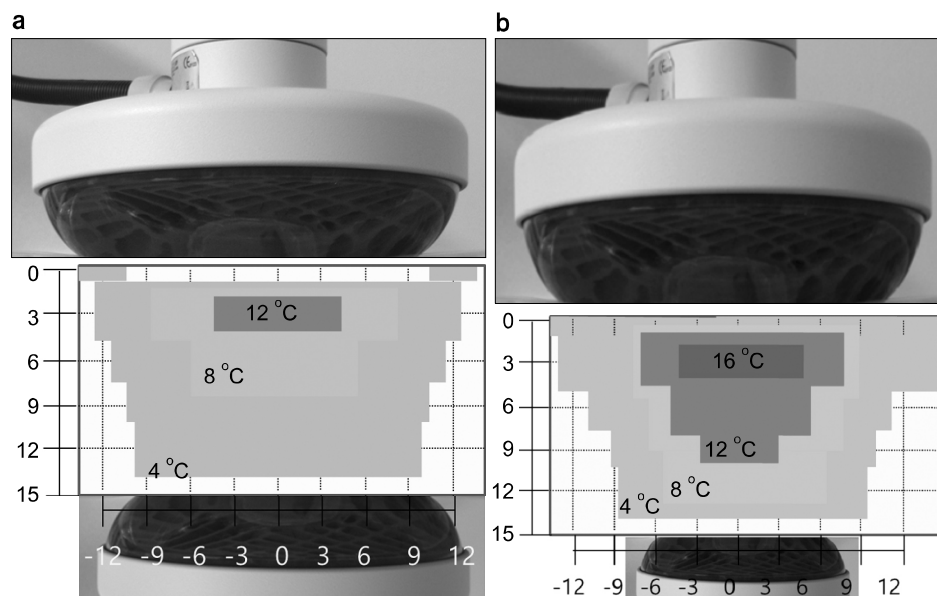


Fig. 3. Temperature Profiles (liver protocol session 5), (a) electrode 25~25 cm, (b) electrode 15~15 cm.

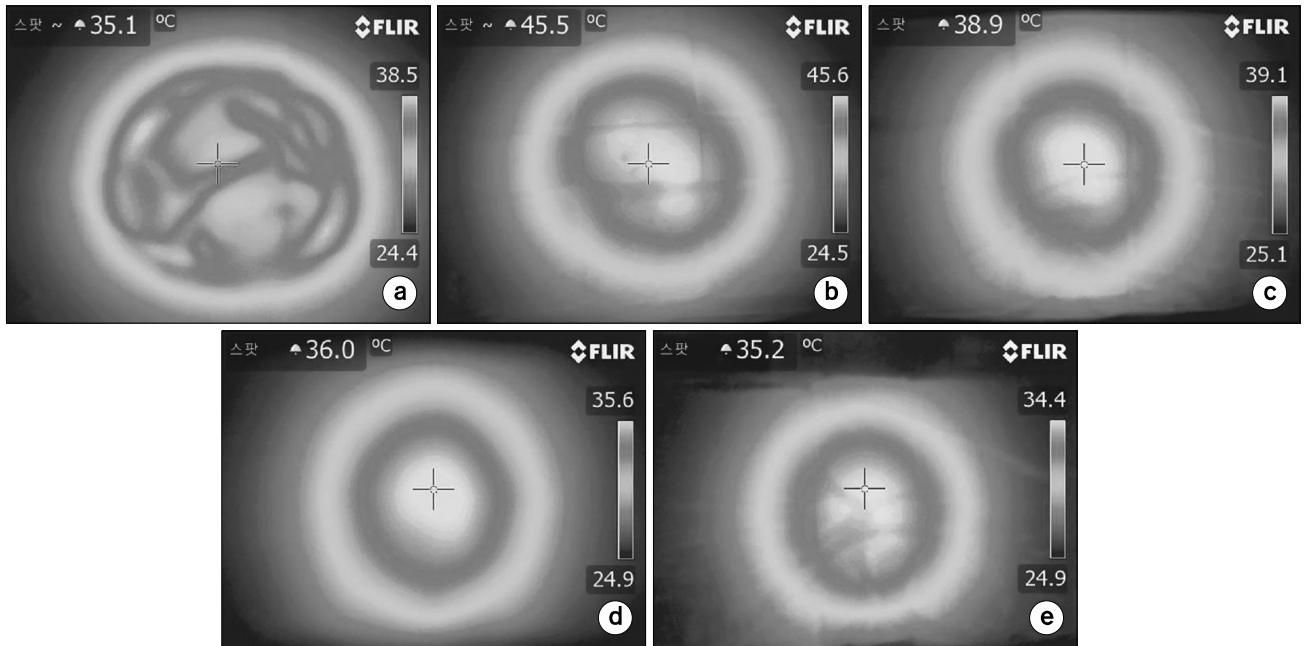


Fig. 4. Thermal distribution of 15~15 cm electrode (liver protocol session 5), (a) surface, (b) depth 3 cm, (c) depth 6 cm, (d) depth 9 cm, (e) depth 12 cm.

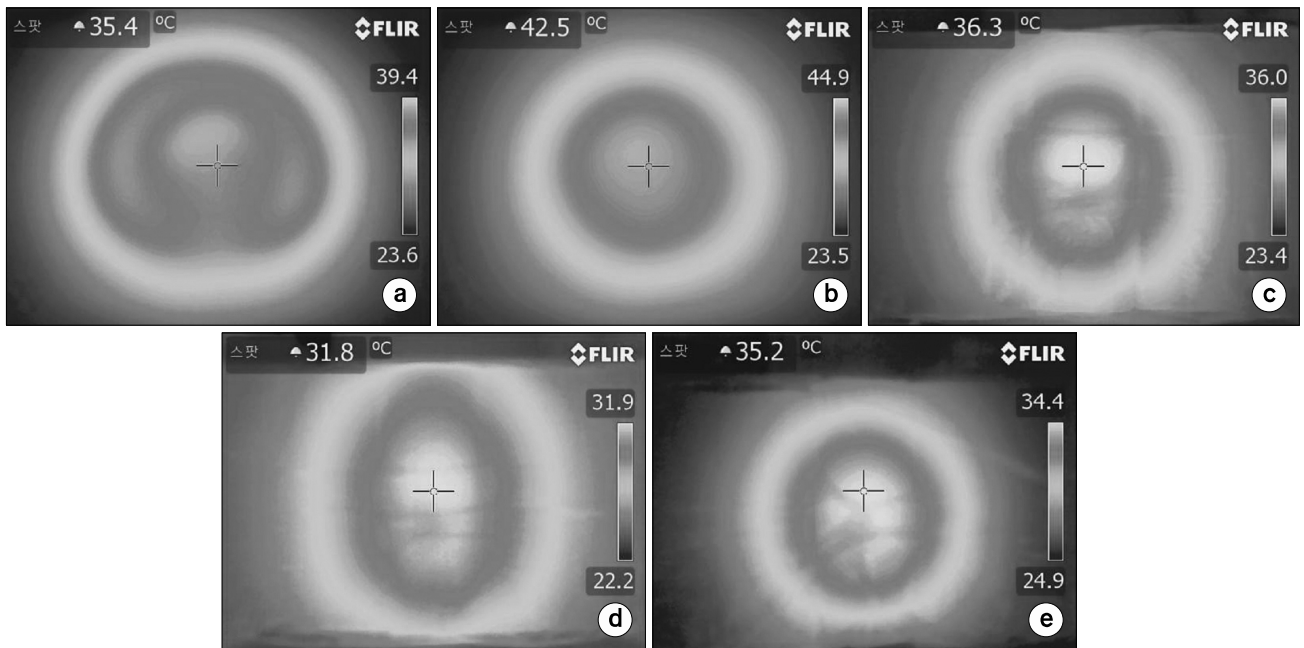


Fig. 5. Thermal distribution of 15~25 cm electrode (liver protocol session 5), (a) surface, (b) depth 3 cm, (c) depth 6 cm, (d) depth 9 cm, (e) depth 12 cm.

것을 볼 수 있었다. 전극의 크기가 15 cm일 경우 전체적인 온도 분포는 25 cm의 전극의 크기의 전극에 비해 가온 영역이 작을 것으로 생각 되었으나, 온도상승폭이 더 크게 나

타났고, 최고 19.4°C, 최저 9.1°C로 온도편차가 더 심하게 나타났다. 이로 인해서 4°C 이상의 가온영역은 25 cm과 거의 같은 정도의 영역을 보여주고 있다. 특히 중심부 위쪽에

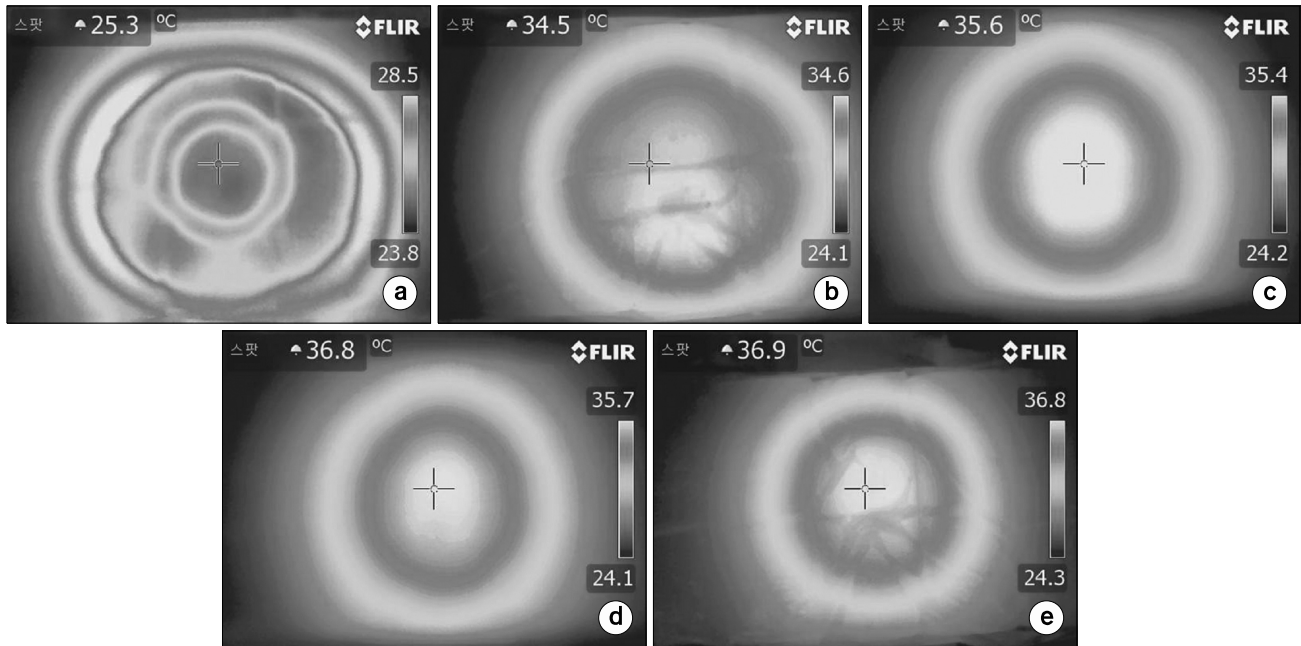


Fig. 6. Thermal distribution of 25-15 cm electrode (liver protocol session5), (a) surface, (b) depth 3 cm, (c) depth 6 cm, (d) depth 9 cm, (e) depth 12 cm.

서는 16°C의 이상의 높은 온도 상승영역이 나타났다. 비록 가온 영역은 비슷하나, 크기가 작은 전극일수록 큰 온도상승폭을 보여주고 있다.

위아래 크기가 다른 전극을 사용하여 가온 하였을 때 크기가 작은 전극 쪽으로 온도상승폭이 크고 위쪽전극 쪽으로 온도가 크게 상승하는 부분이 나타난다. 특히 위쪽에 작은 전극일 경우에는 열점이 위쪽으로 매우 높게 형성되고 아래쪽과 온도 차가 심하다. 실제로 위쪽전극 15 cm이었을 경우 환자들이 통증을 느낄 때가 있었다. 반면 위쪽에 큰 전극을 놓았을 경우에는 온도상승이 10°C에 아래의 온도상승폭을 보이고 있지만 전체적으로 고른 온도 분포를 보이고 있다. 이는 아래쪽 전극 주변에는 환자의 침대로 구성되어 있어 열을 주변으로 방출하는 한편 위쪽에는 전극으로만 구성되어 있어 열점이 위쪽으로 치우치는 경향을 보인다. 따라서 고른 열 분포를 형성하여야 할 경우는 25 cm ~ 25 cm의 전극을 구성하고, 치우친 열 분포를 원할 경우는 15 cm ~ 25 cm의 전극을 사용하되 전력을 조절하는 것이 좋을 듯하다.

본 실험을 바탕으로 온열치료의 정확한 온도분포를 예측하는데는 한계가 있으므로 혈관, 조직 등을 고려한 정확한 온도분포를 측정하는 연구가 필요하겠다. 또한 치료부위에 따른 프로토콜 연구도 필요하겠다.

References

1. de Bruijne M, Van der Zee J, Ameziane A, Van Rhoon GC: Schlag PM: Quality control of superficial hyperthermia by treatment evaluation: Int J Hyperthermia. 27(3):199-213(2011)
2. Overgaard J, Gonzalez Gonzalez D, Hulshof MCCM, et al: Trial of hyperthermia as adjuvant to radiotherapy for recurrent metastatic malignant melanoma. Lancet 345:540-543(1995)
3. Vernon CC, Hand JW, Field SB, et al: Radiotherapy with or without hyperthermia in the treatment of superficial localized breast cancer - results from five randomised controlled trials. Int J Radiation Oncology Biol Phys 35:731-744(1996)
4. Jones EL, Oleson JR, Prosnitz LR, et al: Randomized trial of hyperthermia and radiation for superficial tumors. J Clin Oncol 23:3079-3085(2005)
5. 추성실, 김귀언, 노준규, et al: 암 치료를 위한 RF 온열장치의 개발과 가온 특성. 대한암학회지 18(2):183-193(1986)
6. P Wust, B Hildebrandt, G Sreenivasa, et al: Hyperthermia in combined treatment of cancer. Lancet Oncol. 3(8):487-97(2002)
7. Rietveld PJM, Van Putten WLJ, Van der Zee J, Van Rhoon GC: Comparison of the clinical effectiveness of the 433 Mhz lucite cone applicator with that of a conventional waveguide applicator in applications of superficial hyperthermia. Int J Radiat Oncol Biol Phys 43:681-687(1999)
8. Lee WM, Gelvich EA, Van der Baan P, Mazokhin VN, Van Rhoon GC: Assessment of the performance characteristics of a prototype 12-element capacitive contact flexible mi-

- crostrip applicator (CFMA-12) for superficial hyperthermia. Int J Hyperthermia 20:607-624(2004)
9. **Diederich CJ, Stauffer PR**: Pre-clinical evaluation of a microwave planar array applicator for superficial hyperthermia. Int J Hyperthermia 9:227-246(1993)
 10. **Lee ER, Wilsey TR, Tarczy-Hornoch P, et al**: Body conformable 915MHz microstrip array applicators for large surface area hyperthermia. IEEE Trans Biomed Eng 39:470-483(1992)
 11. **Samulski TV, Fessenden P, Lee ER, Kapp DS, Tanabe E, McEuen A**: Spiral microstrip hyperthermia applicators: Technical design and clinical performance. Int J Radiat Oncol Biol Phys 18:233-42(1990)
 12. **Rossetto F, Stauffer PR**: Theoretical characterization of dual concentric conductor microwave applicators for hyperthermia at 433 MHz. Int J Hyperthermia 17:258-270(2001)
 13. **Jacobsen S, Stauffer PR, Neuman DG**: Dual-mode antenna design for microwave heating and noninvasive thermometry of superficial tissue disease. IEEE Trans Biomed Eng 47:1500-1509(2000)
 14. **Juang T, Stauffer PR, Neuman DG, Schlorff JL**: Multilayer conformal applicator for microwave heating and brachytherapy treatment of superficial tissue disease. Int J Hyperthermia 22:527-544(2006)
 15. **Andreas Jordan, Regina Scholz, Klaus Maier-Haue, et al**: Presentation of a new magnetic field therapy system for the treatment of human solid tumors with magnetic fluid hyperthermia. Journal of Magnetism and Magnetic Materials 225: 118-126(2001)

고주파 온열치료기의 전극의 직경에 따른 한천 팬텀의 온도분포 분석

*계명대학교 동산의료원 방사선종양학과, †영남대학교 물리학과

이용희*[†] · 오영기* · 김화영* · 전경수* · 최은철* · 박승규* · 김옥배* · 김진희*

온열 치료는 방사선치료와 병행했을 때 종양에 대한 효과적인 치료방법이다. 환자의 안전과 효과적인 치료를 위해서는 가온 시 인체의 온도의 분포를 확인하는 것이 중요하다. 본 연구는 사용중인 고주파온열치료기와 제조사가 권하고 있는 protocol을 이용하여 팬텀의 온도를 높여주었다. 온도측정에 사용된 팬텀은 한천(agar)으로 5 cm 두께로 단면을 측정할 수 있게 제작되었다. 가온 시 온도의 분포는 에너지가 클수록 온도가 높게 올라갔으며, 온도 분포는 에너지에 상관없이 비슷한 영역이 가온되었다. 아래쪽보다 위쪽으로 온도가 높게 올라가는 경향을 보이고 있으며, 큰 전극보다는 작은 전극을 사용했을 때 온도가 높게 올라가고 치우치는 온도분포를 보인다.

중심단어: 온열치료, 한천팬텀, 온도분포