

고주파 온열치료시 케모포트의 열적 변화 연구

전북대학교병원 방사선종양학과 / 전북대학교병원 의학생명 연구소

이승훈 · 이선영 · 김양수 · 양명식 · 차석용

목 적 : 고주파 온열치료 시 약물투여 및 혈액채취에 사용되는 케모포트로 인한 열적 변화를 알아보고자 한다.

대상 및 방법 : 전극 크기 20 cm인 고주파 온열치료기(EHY-2000, Oncotherm Kft, Hungary)를 이용하여 현재 본원에서 사용 중인 케모포트 중 재질이 플라스틱인 소재, 티타늄을 둘러싼 에폭시 소재와 티타늄 소재 케모포트를 자체 제작한 직경 20 cm, 높이 20 cm 원통형 한천(Agar)팬텀에 삽입하여 온도를 측정하였다. 온도측정기(TM-100, Oncotherm Kft, Hungary) 그리고 Sim4Life(Ver2.0, ZMT, Zurich, Switzerland) 프로그램을 사용하여 실제 측정된 온도변화와 비교 분석하였다. 측정위치는 전극 중심축 및 중심축 측면 1.5 cm지점에 각각 0 cm(표면), 0.5 cm, 1.8 cm, 2.8 cm 깊이별로 하였다. 측정조건은 온도 24.5 ~ 25.5℃, 습도 30 ~ 32%, 출력 전력 100 W로 5분 간격으로 총 60분을 측정 하였다.

결 과 : 케모포트 미사용, 플라스틱, 에폭시 그리고 티타늄 케모포트를 사용한 경우의 최고온도는 전극 중심축 2.8 cm 깊이에서 측정값 39.51℃, 39.11℃, 38.81℃, 40.64℃와 모의실험값 42.20℃, 41.50℃, 40.70℃, 42.50℃이며, 전극 중심축 1.5 cm 측면 2.8 cm 깊이에서 측정값 39.37℃, 39.32℃, 39.20℃, 39.46℃와 모의실험값 42.00℃, 41.80℃, 41.20℃, 42.30℃이다.

고안 및 결론 : 고주파 전자기장에 의한 케모포트 주위의 열적 변화량은 부도체 물질인 플라스틱과 에폭시 소재에서 미사용의 경우보다 낮게 나타났으며, 도체 물질인 티타늄 케모포트에서는 약간의 차이를 보였다. 이는 케모포트내 금속 함유량 및 기하학적 구조에 의한 것과 이용 장비의 낮은 고주파 대역을 사용함에 있는 것으로 여겨진다. 즉 본 연구에 사용된 케모포트는 열 변화가 미미하여 장애를 고려하지 않아도 된다고 사료된다.

핵심용어 : 라디오파, 케모포트, 열 변화, Sim4Life

서 론

온열치료는 종양세포 온도를 41 ~ 45℃ 상승시켜 괴사, 사멸 시키거나 종양부위에 빠른 혈액순환으로 손상을 주는 치료법^{1,2)}으로 최근 많은 연구에서 방사선과 항암치료의 유효성을 증가시키고 있음이 보고되었다.^{3,5)} 이에 자기장, 마이크로파, 고강도 초음파 집속 방식 같은 여러 열 발생 치료가 개발되어 종양세포에 효과적으로 온도를 전달할 수 있게 되었다.^{6,9)} 그 중 고주파 온열치료는 피부표면온도 저감 및 방사선치료 선량(Gy)과 유사한 에너지양(kJ/kg)으로 환자가 수용할 수 있는 최대에너지를 투여 하고 심부까지 치

료 영역을 확대하는 등¹⁰⁾ 기존 열 치료의 문제점을 보완하였다. 하지만 고주파는 전자기적 특성으로 환자 주변 인공삽입물에 열전달 및 발열시켜 주변온도를 높일 수 있다.¹¹⁻¹²⁾ 이러한 예상치 못한 온도 변화는 정상 세포에도 손상을 주어 좋은 치료 효과를 기대할 수 없게 된다. 그러므로 와이어, 인공관절, 심박기, 케모포트, 달팽이관 이식 등 금속 또는 전기적 보철물을 삽입한 환자는 주의해야 한다고 권고하고 있다.¹³⁾ 이러한 보철물중 케모포트는 항암치료와 시너지 효과(Synergy effect)를 기대하는 온열치료환자에 있어 그 빈도수가 많으며, 고주파 온열 치료시 케모포트의 발열 정도에 대하여 예측할 수 있다. 본 연구는 13.56 MHz에서의 항암제 투여 및 혈액채취에 보편적으로 사용되는 케모포트 인공삽입물에 대한 열 분포를 연구하여 발열 변화 정도를 알아보고자 한다.

본 논문은 2015년 10월 02일 접수하여 2015년 12월 09일 채택되었음.

책임저자 : 차석용, 전북대학교 병원 방사선 종양학과
전주시 완산구 금암동 634-18, 54907
Tel : 063) 250-1188
E-mail : chasy@cuh.co.kr

대상 및 방법

1. 한천 팬텀

고주파 전자기장의 측정 모의 인체팬텀은 일반적으로 액체, 반고체, 그리고 고체 형태 등이 있으나 본 연구에서는 인체 장기의 형태 유지가 용이하고 측정 및 오차가 작은 반고체형 팬텀을 사용하였다.¹⁴⁾ 반고체형 인체팬텀은 Kato 등¹⁵⁾의 기록을 참조 고형화 강도에 직접적 영향을 주는 한천(Agar): 4%, 방부기능 및 전도율(Conductivity, σ)와 관련된 아지화나트륨(NaN_3): 0.1%, 전도율 및 유전율(Permittivity, ϵ)을 조절하는 증류수(DWater) : 95.9%를 혼합하여 직경 20 cm, 높이 20 cm 원통형으로 제작하였다. 제작 방법은 먼저 아지화 나트륨을 40℃로 가열된 증류수에 녹인 후 80℃ 이상 되면 한천을 넣어 잘 저어준다. 마지막으로 준비된 틀에 붓고 24시간 정도 상온에서 건조시킨다.

2. 측정

본 연구에 사용된 기기는 Oncothermia사의 EHY-2000으로 출력 주파수 13.56 MHz, 최대 출력전력 250 W, 유용 출력전력 60 W ~ 150 W이다. 인공삽입물로 사용된 케모포

트는 반복적인 항암제 투여 및 혈액 채취 시 일반적으로 사용되는 기구로 재질은 크게 금속성과 비금속성으로 나뉘며, 사용 위치에 따라 형태 및 크기도 다양하다. 이들 중 본원에서 사용 중인 플라스틱 소재, 티타늄을 둘러싼 에폭시 소재와 그 외 티타늄 소재를 사용하였다(그림 1). 측정 방법은 다음과 같다. 먼저 한천 팬텀 표면으로부터 0.5 cm ~ 1.7 cm 사이에 케모포트를 삽입한다. 다음으로 온도측정기(TM-100, Oncotherm Kft, Hungary)의 온도감지기(Temperature sensor)를 한천 팬텀 중심축과 중심축 1.5 cm된 지점의 0 cm(표면), 0.5 cm, 1.8 cm, 2.8 cm 깊이에 삽입한 후 직경 20 cm인 전극(Electrode)을 올린다(그림 2). 마지막으로 측정조건은 케모포트가 없는 경우와 종류별 케모포트를 삽입한 경우로 시간에 따른 전기적 특성 오차를 줄이기 위해 각각의 팬텀을 제작하고 안정적인 강도 및 온도를 유지하기 위해 제작된 지 24시간된 팬텀을 사용하며, 온도 24.5 ~ 25.5℃, 습도 30 ~ 32%, 출력전력 100 W를 5분 간격으로 총 60분을 측정한다.

3. 시뮬레이션

전자파 수치적 해석방법은 유한차분 시간영역(Finite-Difference Time-Domain, FDTD)과 모멘트법(Method of

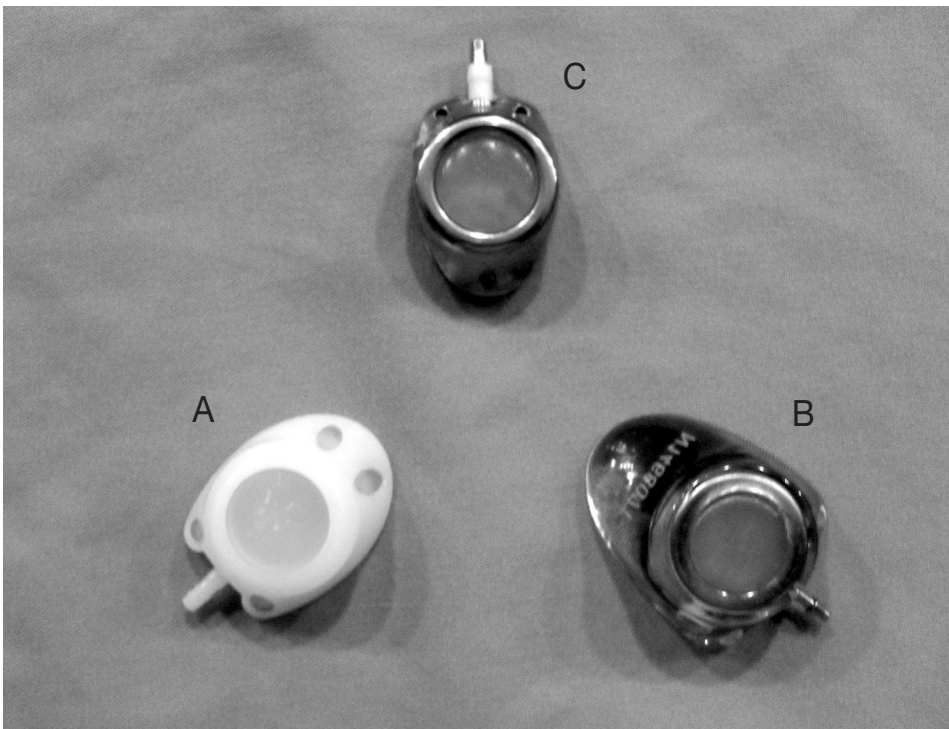


Fig 1.
A sample selection of
(A) plastic,
(B) Epoxy-Ti,
(C) Titanium ports used in
this study.



Fig 2.
Setup measurement of agar phantom

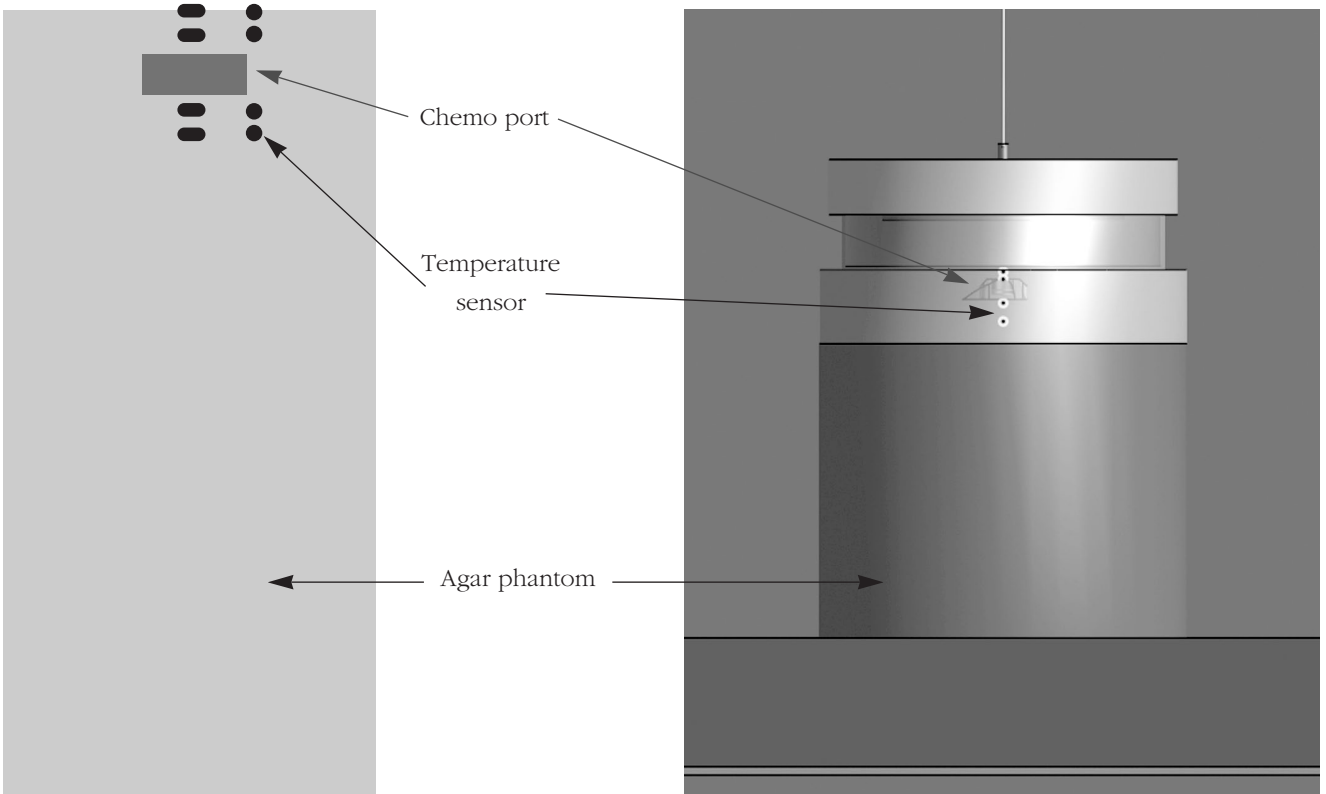


Fig 3.
Illustration of simulation model in hyperthermia

Moment, MOM) 등이 있으며, 본 연구에서 구현이 간단하고 전자기장 전파의 직관적 이해 및 시간영역 데이터에서 광대역 주파수 영역특성 획득이 가능한 FDTD법을 이용하였다.¹⁶⁾ Sim4Life(Ver2.0, ZMT, Zurich, Switzerland)는 이러한 FDTD법을 기반으로 한 프로그램으로 먼저 한천 팬텀, 케모포트, 그리고 고주파 송신기를 모델링 하였다(그림 3). 다음으로 Kato 등¹⁵⁾의 자료를 바탕으로 한천 팬텀 $\sigma=0.20$ S/m, $\epsilon=78$, $k=0.75$ W/(m · °C), $c=4200$ J/kg/°C과 티타늄 $\sigma=2.38e6$ S/m, $\epsilon=1.00$ 과 플라스틱 및 에폭시 $\sigma=0$ S/m, $\epsilon=3.00$ 을 입력하여 열 해석에 필요한 전자파 인체 흡수율(Specific Absorption Rate, SAR)을 계산하였다. 여기서 σ 는 전기 전도율(Electrical Conductivity), ϵ 는 유전율(Permittivity), k 는 열전도율(Thermal Conductivity), 그리고 c 는 비열용량(Specific Heat Capacity)을 의미한다. SAR 결과 값은 다음 페네스 생체열 방정식(Pennes Bioheat Equation, PBE) 표준법으로 열전달을 해석하였다[식 1].^{17,18)}

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla(k \nabla T) + Q_{metabolic} + Q_{external} - W_b C_b P_b (T - T_b)$$

[식 1]

ρ : 조직밀도(kg/m³)

c : 조직열용량(J/kg°C)

T : 조직온도(°C)

t : 시간(s)

k : 조직열전도율(W/m°C)

$Q_{metabolic}$: 밀도(kg/m³) × 신진대사 열발생율 (W/kg)=신진대사 발열량(W/m³)

$Q_{external}$: 밀도(kg/m³) × 전자파 흡수율(W/kg)=외부 선원 발열량(W/m³)

W_b : 밀도(kg/m³) × 혈액 관류속도(s)= 혈액 박동수(kg/m³s)

C_b : 혈액열용량(J/kg°C)

Table 1. The maximum thermal distribution of 20 × 20 cm electrode during 60 min at (A) center, (B) 1.5 cm distance from electrode center

A

Depth (cm)	Temperature(°C)							
	Non		Epoxy-Ti		Plastic		Titanium	
	M	C	M	C	M	C	M	C
0	30.73	33.80	30.29	34.00	30.37	34.00	30.58	33.50
0.5	35.73	38.66	33.98	37.46	34.71	38.08	34.78	37.67
1.8	39.29	41.02	38.24	39.16	39.36	40.09	40.32	41.70
2.8	39.51	42.20	38.81	40.70	39.11	41.50	40.64	42.50

M: Measurement

C: Calculation

B

Depth (cm)	Temperature(°C)							
	Non		Epoxy-Ti		Plastic		Titanium	
	M	C	M	C	M	C	M	C
0	30.42	33.56	30.93	33.77	30.88	33.88	30.06	33.14
0.5	34.76	38.57	35.62	38.71	34.39	38.94	35.87	37.78
1.8	37.99	40.89	38.32	40.62	38.81	41.01	39.39	41.17
2.8	39.37	42.00	39.20	41.20	39.32	41.80	39.46	42.30

M: Measurement

C: Calculation

ρ_b : 혈액밀도(kg/m^3)

T_b : 혈액온도($^{\circ}\text{C}$)

측정치와 동일 조건을 만들기 위한 한천팬텀, 냉각수, 보루스, 침대, 그리고 주변온도는 23°C , 21°C , 22°C , 30°C , 그리고 25°C 로 설정하였으며, 전력은 100 W 하였다.

결 과

[표 1]은 60분 동안의 깊이별 최대 온도를 측정과 시뮬레이션 해석 값으로 나타낸 것이다. 측정과 시뮬레이션의 일치성은 0 cm(표면)에서 90%, 0.5 cm에서 90.5%, 1.8 cm에서 96%, 2.8 cm에서 94%를 보였다. 포트가 없는 경우, 에포시, 플라스틱, 그리고 티타늄 소재 각각의 전극판 중심 온도 변화율은 온열 가온 전 23°C 기준 측정값에서 0 cm(표면)은

7.73°C , 7.29°C , 7.37°C , 7.58°C , 0.5 cm은 12.76°C , 10.98°C , 11.71°C , 11.78°C , 1.8 cm은 16.29°C , 15.24°C , 16.36°C , 17.64°C , 2.8 cm은 16.51°C , 15.81°C , 16.11°C , 17.64°C 와 해석 값에서 0 cm(표면)은 10.80°C , 11.00°C , 11.00°C , 10.50°C 0.5 cm은 15.66°C , 14.46°C , 15.08°C , 14.67°C , 1.8 cm은 18.02°C , 16.16°C , 17.09°C , 18.70°C , 2.8 cm은 19.20°C , 17.70°C , 18.50°C , 19.50°C 상승하였고 전극판 중심 1.5 cm 지점 측정값은 0 cm(표면)에서 7.42°C , 7.93°C , 7.88°C , 7.06°C , 0.5 cm에서 11.76°C , 12.62°C , 11.39°C , 12.87°C , 1.8 cm에서 14.99°C , 15.32°C , 15.81°C , 16.39°C 2.8 cm에서 16.37°C , 16.20°C , 16.32°C , 16.46°C 와 해석 값은 0 cm(표면)에서 10.56°C , 10.77°C , 10.88°C , 10.14°C , 0.5 cm에서 15.57°C , 15.71°C , 15.94°C , 14.78°C , 1.8 cm에서 17.89°C , 17.62°C , 18.01°C , 18.17°C , 2.8 cm에서 19.00°C , 18.20°C , 18.80°C , 19.30°C 의 상승폭을 보여주었다. [그림 4]는 최고 온도 깊이에 해당하는 2.8 cm에서 각 물질 중심축

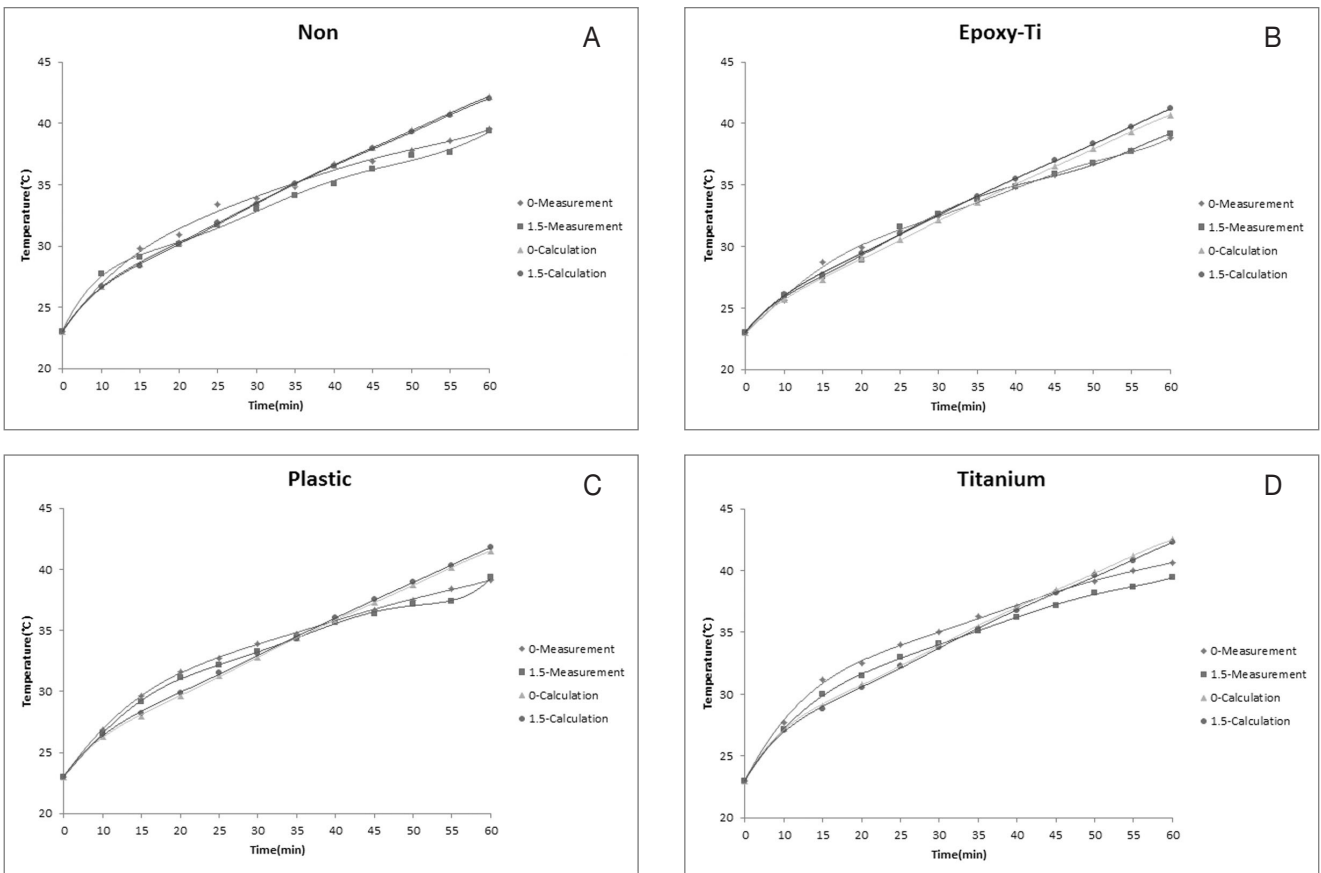


Fig 4. Temperature changes on center and 1.5 cm from center electrode at maximum temperature depth 2.8 cm.(A) Non-material, (B) Epoxy included titanium, (C) Plastic, (D) Titanium

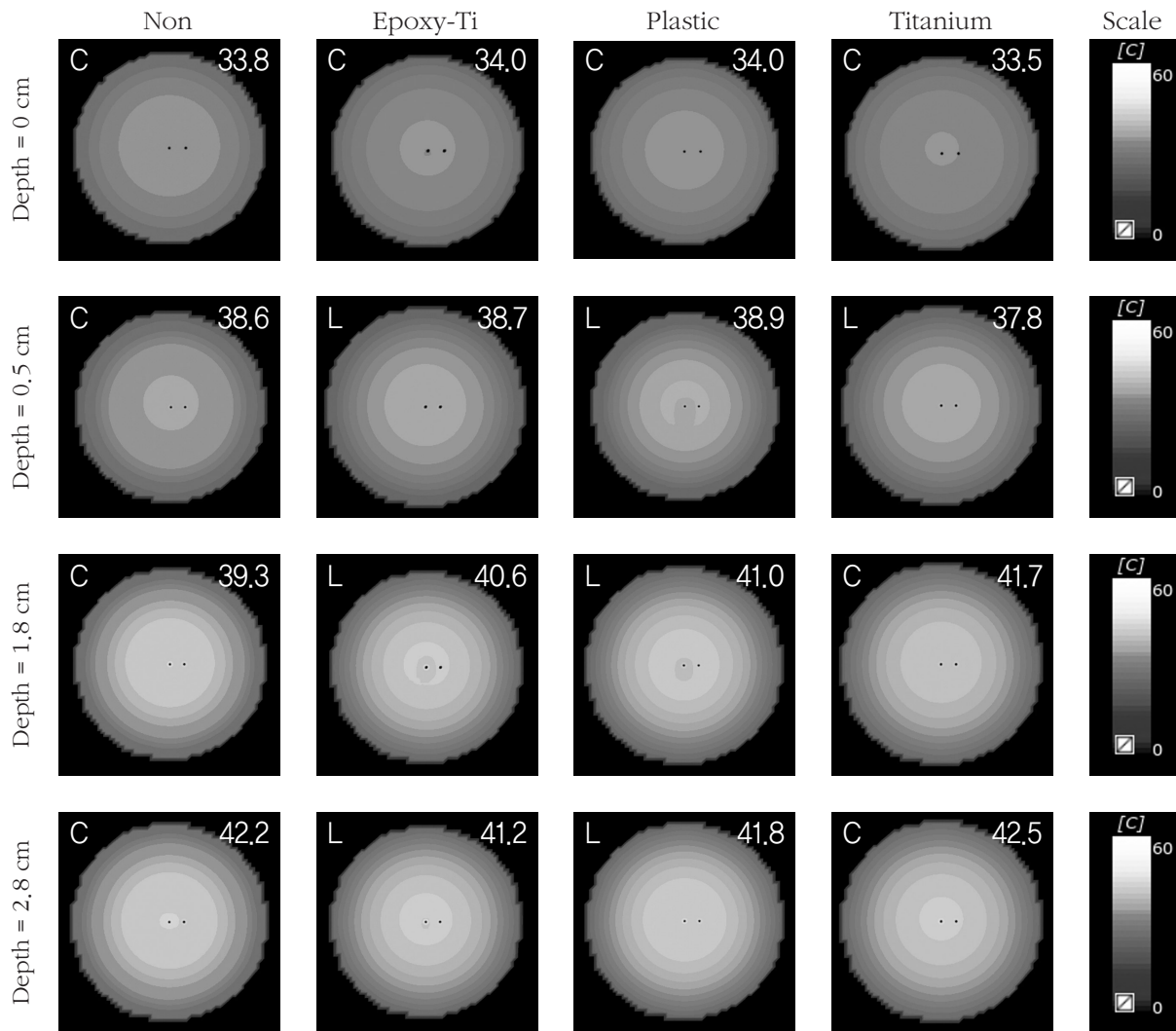


Fig 5. Simulation Temperature profile of transverse section along with Z-axis depth

과 외곽축의 온도 변화율을 비교한 것이다. 모든 물질의 측정값과 시뮬레이션 값은 약 6%의 오차로 유사한 증가율을 보이고 있다. 포트가 없는 경우와 티타늄 사용 실험에서 중심축이 외곽축보다 0.35%, 0.47% 높았으나 에폭시와 플라스틱에서는 0.99%, 0.53% 낮아짐을 보여주고 있다. [그림 5]와 [그림 6]는 재질에 따른 시뮬레이션 열 분포도를 횡단면(X-Y축)과 시상면(Y-Z축)으로 나타낸 것이다. 에폭시와 플라스틱은 중심 1.5 cm 외곽 축에서 최고 온도가 나타났으며, 인공물이 없는 경우보다 1°C 이하의 낮은 온도차를 보였다. 티타늄은 1°C 이하의 약간 높은 온도차를 보였으며, 중심축에서 최고 온도가 계산되었다.

고안 및 결론

본 연구의 신뢰성을 높이기 위해 측정과 시뮬레이션 해석 기법을 사용하였으며, Xu R 등¹⁹⁾과 권정태 등²⁰⁾이 제시한 10% 내외에 대한 해석 값 신뢰성을 입증하였다.

방사선 치료의 궁극적 목표와 같이 정상조직은 보호하고 암 조직을 선택적으로 치료하기 위해 개발된 온열기기중 하나인 고주파 온열치료기는 전자기적 특성에 의해 인공삽입 물로부터 영향을 받을 수 있다.¹¹⁻¹³⁾ 그래서 화학요법으로 사용자 횡수가 많은 케모포트에 대한 열 분포 변화를 알아보았다.

케모포트에 대한 영향은 여러 연구자들의 연구대상이 되

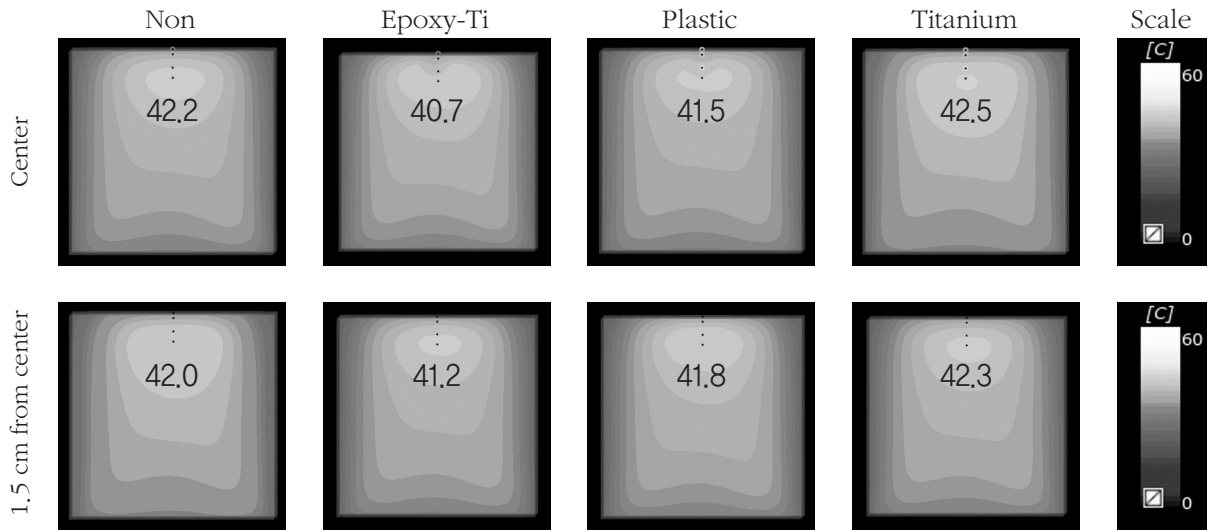


Fig 6. Simulation Temperature profile of sagittal plane for electrode center axis and 1.5 cm distance from electrode center axis

었다. Trujillo-Romero 등²¹⁾에 의하면 비금속성 물질은 전극 중심을 피하고 금속성 물질의 경우 치료 범위 외곽에 삽입 시 치료하기를 권고하고 있다. 하지만 본 실험 결과를 보면 1°C 이하의 물질별 증감이 미미하게 보였으며, Shellock 등²²⁾의 케모포트로 인한 장해 미 발생 발표와 유사한 결과를 보였다. 물론 Shellock 등²²⁾의 연구는 1.5T 자기공명시스템을 이용한 것으로 주파수 및 방법론 적 차이가 있지만, 시뮬레이션 결과 0.3°C 상승에 대한 유사성과 잠재적 장해 고려 인자를 배제 할 수 있다는 기준을 만들어 주었다. 기존 인공 삽입물에 대한 온열치료 연구는 극 초단파에 대한 것으로 본 실험은 13.56 MHz 단파를 대상으로 하였다. 이에 결과에 대한 차이는 인공 삽입물과 가온 주파수와와의 상호작용으로 설명 되어질 수 있다. 고주파는 물질에 따라 반사(Reflection), 산란(Scattering), 회절(Diffraction), 굴절(Refraction), 흡수(Absorption), 유도가열(Induction heating), 그리고 유전가열(Dielectric heating)등이 발생된다. 도체 물질의 경우 주파수가 높아질수록 반사, 굴절, 산란, 흡수 그리고 표면 효과(Skin effect)로 주변 열 분포가 높아지며, 부도체 물질은 산란, 회절, 그리고 유전가열에 영향을 준다.²³⁻²⁴⁾ 즉 높은 주파수 대역 안에서의 물질은 주변 발열이 높아 위험요소를 내재하고 있지만 상대적으로 낮은 대역에서는 열 분포도가 낮아 잠재적 장해가 없음을 알 수 있다.

다음으로 삽입된 물질 성질에 대한 온도 변화를 설명 할

수 있다. Bassen H 등²⁵⁾에 따르면물질 주변 열 분포는 물질 크기, 형태, 그리고 불규칙 면에 따라 달라질 수 있다고 보고 하였다. 본 실험에서도 부도체 물질이 도체 물질과 다르게 전극 중심축보다 1.5 cm 이격된 지점축이 최고 온도를 보여주고 있으며, 이는 물질 대한 전자파 회절 및 형태와 불규칙 면의 산란 영향으로 설명되어 질 수 있다.

마지막으로 심부보다 표면 온도가 9°C 저감됨으로 보루스에 의한 냉각효과를 확인 할 수 있었다. 이로써 온열치료의 문제점 중 하나인 열전달 방식에 의한 피부 장해를 보완¹⁰⁾을 확인 할 수 있었다.

본 연구는 페네스 방정식의 체순환 상수인 신진대사 열과 혈액 열전도가 배제되어 인체 온도 상승률 보다 높은 열 변화를 보여 상대적인 결과를 이용 유추한 것으로 인체에 대한 정확한 열 전달 측정이 다소 미미하다. 하지만 팬텀 특성의 체순환을 감안한다면 인공 삽입물 1°C의 증감율은 미미하다 할 수 있으며, 국제 비전리 방사선 보호위원회(International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection)가 제시한 온도 이하이므로 금속에 의한 영향은 없을 거라 여겨진다.²⁶⁾

본 연구를 통해 고주파 전자기장에 의한 케모포트 주위의 열적 변화량은 부도체 물질인 플라스틱과 에폭시 소재에서 미사용의 경우보다 낮게 나타났으며, 도체 물질인 티타늄 케모포트에서는 약간의 차이를 보였다. 이는 인공 삽입물의 크기, 형태, 경사도 등 기하학적 구조 및 금속 함유량과 가

온 장비의 낮은 고주파 대역을 사용함에 있는 것으로 판단되며, 본 연구에 사용된 13.56 MHz에서의 케모포트는 1℃ 이하로 열 변화가 미미하여 장해를 고려하지 않아도 된다고 사료된다.

참고문헌

1. Falk MH, Issels RD: Hyperthermia in Oncology. *Int J Hyperthermia* 2001;17:1-18
2. Lim CU, Zhang Y, Fox MH: Cell cycle dependent apoptosis and cell cycle blocks induced by hyperthermia in HL-60 cells. *Int J Hyperthermia* 2006;22:77-91
3. Zagar TM, Oleson JR, Vujaskovic Z, et al: Hyperthermia combined with radiation therapy for superficial breast cancer and chest wall recurrence: A review of the randomised data. *Int J Hyperthermia* 2010;26:612-617
4. Linthorst M, van Geel AN, Baaijens M et al: Re-irradiation and hyperthermia after surgery for recurrent breast cancer. *Radiother Oncol* 2013;109:188-193
5. Feyerabend T, Wiedemann GJ, Jager B et al: Local hyperthermia, radiation, and chemotherapy in recurrent breast cancer is feasible and effective except for inflammatory disease. *Int J Hyperthermia* 2001;49:1317-1325
6. Van Rhoon GC, Rietveld PJM, Van der Zee J: A 433 MHz Lucite Cone waveguide applicator for superficial hyperthermia. *Int J Hyperthermia* 1998;41:13-27
7. Lee YH, Oh YK, Kim HY, et al: Assessment for temperature according to the electrode diameter of radiofrequency hyperthermia using agar phantom. *Prog Med Phys* 2014;25:1-7
8. Sugarbaker PH, Suqarbaker C, Stephens AD, Chang D: Radiofrequency hyperthermia in the palliative treatment of mucinous carcinomatosis of appendiceal origin: optimizing and monitoring heat delivery in western patients. *Int J Hyperthermia* 2000;16:429-441
9. Pankhurst QA, Connolly J, Jones SK, Dobson J: Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine. *J Phys D* 2003;36:167-181
10. Hegyi G, Szigeti GP, Szasz A: Hyperthermia versus Oncothermia: Cellular Effect in Complementary Cancer Therapy. *Evid Based Complement Alternat Med* 2013;2013:672873
11. Virtanen H, Keshvari J, Lappalainen R: Interaction of radio frequency electromagnetic fields and passive metallic implants: a brief review. *Bioelectromagnetics* 2006;27:431-439
12. Bassen H, Kainz W, Mendoza G, Kellom T: MRI-induced heating of thin wire metallic implants-laboratory and computational studies-findings and questions raised. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 2006;15:76-84
13. Hocking B, Joyner KH, Fleming HJ: Implanted medical devices in workers exposed to radio-frequency radiation. *Scand J Work Environ Health* 1991;17:1-6
14. Mobashsher AT, Abbosh AM: Artificial human phantoms: Human proxy in testing microwave apparatus that have electromagnetic interaction with the human body. *IEEE Microw Mag* 2015;16:42-62
15. Kato H, Hiraoka M, Ishida T: An agar phantom for hyperthermia. *Med Phys* 1986;13:396-398
16. 홍익표: 영역분할법을 이용한 2차원 유한차분 시간영역법 해석. *한국정보통신학회지* 2013;17:1049-1054
17. Neufeld E: High resolution hyperthermia treatment planning. Zurich, Switzerland: Swiss Federal Institute of Technology. (Thesis). 2008
18. Pannes HH: Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J Appl Physiol* 1948;85:5-34
19. Xu R, Zhang Y, Ma, et al: Measurement of specific absorption rate and thermal simulation for arterial embolization hyperthermia in the maghemite-gelled model. *IEEE Trans. Magn* 2007;43:1078-1085
20. 권정태, 이창경, 허철, 조맹익, 김기영, 권영철: 심층

- 수 이용 열교환기 개발을 위한 기초연구: 열교환기 재질이 열교환기 성능에 미치는 영향. J Korea Acad Indus Soci 2013;14:4658-4664
21. Trujillo-Romero CJ, Paulides MM, Drizdal T, van Rhoon GC: Impact of silicone and metal port-a-cath implants on superficial hyperthermia treatment quality. Int J Hyperthermia 2015;31:15-22
22. Shellock FG, Shellock VJ: Vascular access ports and catheters tested for ferromagnetism, heating, and artifacts associated with MR imaging. Magn Reson imaging 1996;14:443-447
23. Wheeler HA: Formulas for the skin effect. Proc I R E 1942;30:412-424
24. 정재훈, 김희제, 김수원 : 트랜스포머 자카LC공진을 이용한 고전압 유전가열 연구. KIEE Trans 2012;61:1877-1879
25. Bassen H, Kainz W, Mendoza G, Kellom T: MRI-induced heating of selected thin wire metallic implants-laboratory and computational studies-findings and questions raised. Minim Invasive Ther. Allied Technol 2006;15:76-84
26. McIntosh RL, Anderson V, McKenzie RJ: A numerical evaluation of SAR distribution and temperature change around a metallic plate in the head of a RF exposed worker. Bioelectromagnetic 2005;26:377-388

Abstract

The study of thermal change by chemoport in radiofrequency hyperthermia

Department of Radiation Oncology, Chonbuk National University Hospital, Jeonju, Korea
Department of Reserch Institute of Clinical Medicine Chonbuk Nation University-Biomedical Research Institute of Chonbuk National University Hospital, Jeonju, Korea

Lee seung hoon, Lee sun young, Gim yang soo, Kwak Keun tak, Yang myung sik, Cha seek yong

Purpose : This study evaluate the thermal changes caused by use of the chemoport for drug administration and blood sampling during radiofrequency hyperthermia.

Materials and Methods : 20cm size of the electrode radio frequency hyperthermia (EHY-2000, Oncotherm KFT, Hungary) was used. The materials of the chemoport in our hospital from currently being used therapy are plastics, metal-containing epoxy and titanium that were made of the diameter 20 cm, height 20 cm insertion of the self-made cylindrical Agar phantom to measure the temperature. Thermoscope(TM-100, Oncotherm Kft, Hungary) and Sim4Life (Ver2.0, Zurich, Switzerland) was compared to the actual measured temperature. Each of the electrode measurement position is the central axis and the central axis side 1.5 cm, 0 cm(surface), 0.5 cm, 1.8 cm, 2.8 cm in depth was respectively measured. The measured temperature is 24.5 ~ 25.5℃, humidity is 30% ~ 32%. In five-minute intervals to measure the output power of 100W, 60 min.

Results : In the electrode central axis 2.8 cm depth, the maximum temperature of the case with the unused of the chemoport, plastic, epoxy and titanium were respectively 39.51℃, 39.11℃, 38.81℃, 40.64℃, simulated experimental data were 42.20℃, 41.50℃, 40.70℃, 42.50℃. And in the central axis electrode side 1.5 cm depth 2.8 cm, mesured data were 39.37℃, 39.32℃, 39.20℃, 39.46℃, the simulated experimental data were 42.00℃, 41.80℃, 41.20℃, 42.30℃.

Conclusion : The thermal variations were caused by radiofrequency electromagnetic field surrounding the chemoport showed lower than in the case of unused in non-conductive plastic material and epoxy material, the titanium chemoport that made of conductor materials showed a slight differences. This is due to the metal contents in the chemoport and the geometry of the chemoport. And because it uses a low radio frequency bandwidth of the used equipment. That is, although use of the chemoport in this study do not significantly affect the surrounding tissue. That is, because the thermal change is insignificant, it is suggested that the hazard of the chemoport used in this study doesn't need to be considered.

Keyword : Radiofrequency, Chemoport, Thermal change, Sim4Life