

수중 치료용 고주파 전극 프로브 개발에 관한 연구

윤태호* · 이우철**

Research on the Development of High Radio-Frequency Electrode Probe for Under-Water Treatment

Tea-Ho Yoon* · Woo-Cheol Lee**

요 약

고주파 전기 수술 장비와 함께 사용되는 수중 치료용 고주파 전극 프로브에 대한 성능 평가 및 신뢰성 평가에 대한 안전성을 확보에 필요한 고주파 전극 프로브 개발 및 평가 시험방법 개발, 평가 모의시험 장치 개발하여 성능 안전성 확보에 필요한 성능 평가 효과를 알아보고자 한다.

ABSTRACT

We aim to find out the effectiveness of performance evaluation to ensure safety of performance through development of high-frequency electrode probes, evaluation test protocol and evaluation simulator that is essential to ensure safety in performance evaluation and reliability evaluation of high-frequency electrode probes for underwater therapy used with high-frequency electro-surgical equipment.

키워드

High Radio-Frequency, Electrode Probe, Under-Water Treatment, Temperature Sensor, Flow Quantity, Flow Rate
고주파, 전극 프로브, 수중 치료용, 온도 센서, 유량, 유속

1. 서 론

국내·외 국가에서는 인구 초고령화 사회에 접어들면서 65세 이상 인구 비중이 2040년 전체 인구에 약 38% 비중을 차지할 것이라 보고하고 있다. 초고령화 인구 증가에 따른 골다공증 등 원인으로 골절환자 증가의 원인이 되고 있고, 퇴행성 관절 환자도 급증하고 있다. 특히, 퇴행성 관절 질환 중 척추 관절 질환인 요추협착증, 수핵 탈출증 등의 척추 관절 환자도 급증

하고 있다^[1,2]. 퇴행성 척추 관절 환자의 고전적인 정형외과 수술적 치료 방법 중 피부 절개하여 직접적인 육안을 통한 척추 관절 부위를 보면서 수술하는 방법인 관혈적 척추 관절 수술 방법은 피부절개로 인한 절개 부위의 근육 위축, 수술 부위의 퇴화, 등 수술적 외상(Surgical Trauma) 발생이 많아지므로 척추 관절 부위의 재 질환 발생 확률이 가중되며, 감염 발생 확률이 높아짐에 따라 환자의 만족도 저감으로 치료 회피로 이어지고 있다. 관혈적 척추 관절 수술 방법의

* 을지대학교 생체의과학융합학과
(thyoon1125@gmail.com)

** 교신저자 : 을지대학교 생체의과학융합학과
• 접수일 : 2023. 09. 20
• 수정완료일 : 2023. 10. 31
• 게재확정일 : 2023. 12. 27

• Received : Sep. 28, 2023, Revised : Oct. 31, 2023, Accepted : Dec. 27, 2023
• Corresponding Author : Woo-Cheol Lee
Dept. Biomedical, Eng, Eulji University,
Email : wcleee@eulji.ac.kr

이러한 문제점으로 최소 침습 척추 관절 수술 방법이 발달하고 있다. 최소 침습 척추 관절 수술 중에서도 내시경 장비와 고주파 전기 수술 장비를 활용한 치료 행위 기술(BESS ; Bi-portal Endoscopic Spine Surgery)은 수술 부위 흉터를 최소화, 회복 시간 단축, 등의 장점으로 환자 만족도가 높아지고 있어 관혈적 척추 관절 수술 방법의 문제점을 해결할 수 있다 [1-3]. 최소 침습 척추 관절 수술에 사용되는 고주파 전기 수술 장비는 고주파 전류를 이용하여 생체조직 절개하거나 출혈 부위를 지혈하는 치료 수술용 장비로 현대 외과 수술에 필수적인 수술용 장비이다. 고주파 전기 수술 장비 사용은 출혈량이 적어 혈액의 손실을 줄일 수 있으며, 의사 시야 확보가 좋아서, 다른 외과적 수술 장비에 비해 흉터가 적고, 회복 기간이 빠른 장점을 가지고 있다[4]. 하지만, 높은 전압에 의한 전기에너지를 열에너지 변환을 이용한 고주파 전기 수술 장비와 고주파 전극 프로브는 과도한 열 발생으로 생체조직의 변형 및 신경 부위 손상 등의 악영향을 줄 수 있고, 전기에너지에 의한 전기적 쇼크 등의 문제점을 가지고 있어, 이러한 문제점을 보완할 수 있는 성능 평가 및 신뢰성 평가에 대한 안전성 확보가 필요하다. 본 연구는 고주파 전기 수술 장비에 함께 사용되는 수중 치료용 고주파 전극 프로브에 대한 성능 평가 및 신뢰성 평가에 대한 안전성을 확보에 필요한 수중 치료용 고주파 전극 프로브 개발 및 수중 치료용 고주파 전극 프로브에 대한 평가 시험방법 개발, 평가 모의시험 장치를 개발하여 수중 치료용 고주파 전극 프로브 성능 안전성 확보에 필요한 성능 평가 효과를 알아보고자 한다.

II. 수중 치료용 고주파 전극 프로브

2.1 수중 치료용 고주파 전극 프로브 필요성

내시경을 활용한 관절경 수술적 치료 행위에 사용되는 수중 치료용 고주파 전기 수술 장비와 전극 프로브는 고주파 전류를 이용하여 손상된 부위의 생체조직을 절개하거나 출혈 부위를 지혈하는 것을 목적으로 관혈적 수술 치료의 문제점을 해결하기 위해 수술 부위의 최소의 절개로 환자의 최소 출혈량으로 혈액 손실을 최소화 하여 수술 부위의 흉터를 최소화하

고 회복 기간을 빠르게 함으로써 환자의 만족도를 높이는데 필요한 내시경 척추 수술적 치료 행위에 반드시 사용되는 수술 기기이다. 내시경 척추 수술적 치료 행위에 사용되는 수중 치료용 고주파 전극 프로브는 높은 전압에 의한 고주파 에너지로 제거할 조직을 건조, 열분해하기 위해 많은 양의 에너지와 과도한 열 발생이 되므로 수술 부위의 생체조직을 절단하거나 제거하는 기존 고주파 전극 프로브와 다른 기술이라 말할 수 있다. 기존 고주파 프로브는 열을 발생하여 조직을 제거하기 때문에 화상 문제점 및 생체조직 온도는 60℃ 이상 상승함으로써 신경 등 생체조직에 열 손상 및 탄화를 줄일 수 있는 수중 치료용 고주파 전극 프로브가 필요하다^[5,6]. 수중 치료용 고주파 전극 프로브(UWT-RF ; Under-Water Treatment RF electrode probe)는 생체조직의 유기 분자 결합을 방해하는 반응성 입자의 증기층을 설정하는 일정 온도가 유지되도록 균일한 에너지가 인가되어 조직을 빠르게 분해하여 부수적 조직에 대한 손상을 최소로 함으로써 생체조직의 회복 속도 향상에 기여되는 수중 치료용 전극 프로브의 개발이 필요하다. 내시경을 활용하는 관절경 수술 방법에서의 고주파 전극 프로브 사용은 점점 증가함에 따라 수술적 방법으로 잠재적인 열 손상 및 조직 탄화 등 고주파 전극 프로브 사용에 대한 치명적인 합병증을 줄이기 위해서 많은 연구가 되어왔다. 관절 부위의 생리 식염수 부피, 생체조직의 손상 정도, 생리 식염수의 흐름, 전극 프로브의 사용 영역에 대한 수중 치료용 고주파 전극 프로브의 안전성 선행 연구는 아주 제한적으로 발표하고 있다고 보고하고 있다^[7]. 관절 손상 치료에 사용되는 관절경 수중 치료용 고주파 전극 프로브는 손상 관절 부위의 특성 및 수술적 특성을 고려해야 한다. 관절 내의 부피 차이는 생리 식염수 용량 차이로 이어지고, 일정 유속을 가지는 생리 식염수 온도 상승은 생체조직의 손상 가능성에 매우 중요하므로 수중 치료용 고주파 전극 프로브의 안전성 검증이 필요하다^[8,9].

2.2 고주파 전극 프로브 설계 및 제작

관절경 수술적 치료 행위에 사용되는 UWT-RF는 높은 전압에 의한 고주파 에너지로 제거할 생체조직을 열분해하기 위해 많은 양의 에너지와 과도한 열 발생이 된다. 수술 부위의 생체조직을 절단하거나 제

거하는 관절 수술에 사용되는 UWT-RF 설계를 위해 기존 제품을 기술적 방식으로 분석한 데이터를 활용하여 구성품에 대한 소재 및 조립 내구성 등을 설계하고자 한다. CT 측정과 3차원 정밀 스캐닝으로 해외 제품에 대한 UWT-RF 주요 형상과 소재 및 구성품을 알 수가 있었고, 주요 수중 치료용 고주파 전극 프로브에 대한 주요 구성을 전극 팁 샤프트와 핸들, 식염수 순환할 수 있는 유속관 연결부, 전류 누설에 보호할 수 있는 보호 절연재로 구성됨을 확인하였고, 이에 대한 소재 구성품에 대한 설계를 진행하여 최종적으로 UWT-RF에 대한 제품도면을 설계 및 3D 모델링 설계 하였다.

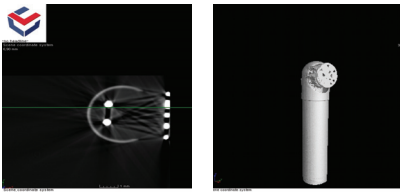


그림 1. CT 데이터와 3D 이미지
Fig. 1 Coordinate system CT date and 3D image

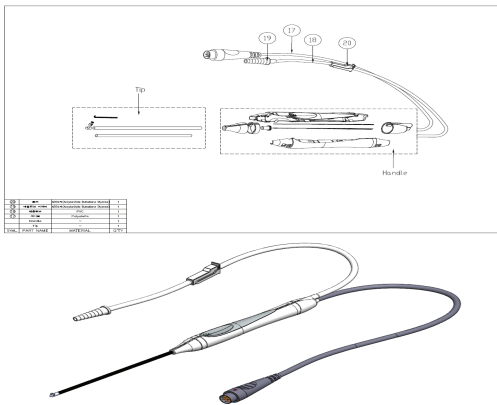


그림 2. UWT-RF 3D 모델링
Fig. 2 UWT-RF 3D modeling

UWT-RF 설계를 진행하여 도출된 설계 도면 및 3D 모델링을 이용하여 최종 제품에 대한 제작 성능을 평가하기 위해 UWT-RF 전극 팁 및 핸들에 대한 시제품 및 시제품에 대한 제작을 진행하여 최종적으로 성능 및 안전성 평가를 위한 최종 제품을 제작하였다.

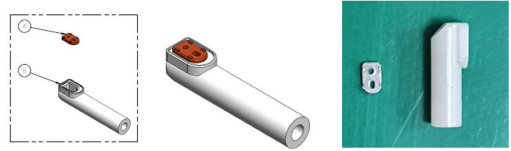


그림 3. UWT-RF 부품
Fig. 3 UWT-RF tip part

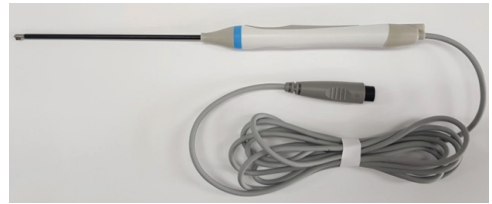


그림 4. UWT-RF 최종 제품
Fig. 4 UWT-RF ; Final product

2.3 온도 측정 시험방법 개발

UWT-RF 수술 사용에 따라 발생하는 에너지로 과도한 열이 발생으로 인한 필요 이상의 생체조직에 악영향을 주지 않기 위해서 온도에 대한 안전성 확인을 위한 평가 시험방법이 필요하다. 선행 연구 내용을 참조하여 UWT-RF 사용 환경에 따른 온도 변화에 대한 UWT-RF 평가 시험방법에 대한 방향을 설정하였다. 이번 연구에서 사용된 평가 시험방법은 관절 내 온도 50°C 유지하는데 필요한 생리 식염수의 안전성 파라미터를 결정하였다. 관절 내 온도 유지를 위해서 생리 식염수의 일정 유속을 정량화하기 위해 설정한 평가 시험방법이다. 참조 연구 문헌에서는 두 개의 포털을 앞쪽(Anterior)과 중간 앞쪽(Mid-Anterior)에 설치하여 UWT-RF와 온도센서를 위치하게 하였고, 거리 1, 3, 5, 10mm와 생리 식염수 일정 유속을 유속 없음, 5, 15, 30초 간격으로 설정하여 유속에 대한 온도 영향을 분석한 것이다^[7]. 관절 내 1, 3, 5, 10mm 거리와 생리 식염수 유속 없음, 흡입 없이 60mmHg 흐름, 흡입 포함 60mmHg 흐름 3가지 다양한 일정 유속에 대한 2분 동안 시간으로 온도 측정된 결과 온도 50°C 초과하는 시간과 거리, 일정 유속의 감소는 관절 내 온도 영향에 대한 중요한 변수로 연구 보고 하고 있다^[4].

생체조직 온도 50°C를 초과하는 UWT-RF 사용은 출력 시간과 생체조직과 고주파 전극 프로브의 거리, 생체조직 내의 생리 식염수 유량 감소 등에 영향을 나

타내고 있다. UWT-RF 사용에 있어서 생리 식염수의 일정 유속 관리는 관절 내 일정한 체적 유지, 출력의 사용 시간 제어, 거리를 포함한 여러 변수에 따라 UWT-RF의 일정 출력에 대한 모의시험 장치를 설계 개발하여 이용한 온도 측정 시험방법 개발하였다.

2.4 모의시험 장치 개발

실제 수술에서 사용하는 것과 유사하게 생리 식염수를 유량 펌프와 연결된 튜브 직경에 따라 자유낙하하여 관절 내 체적과 비슷하게 체적을 가질 수 있도록 50ml~200ml 챔버 설계, 생리 식염수가 일정 체적의 유량을 채우고 Open Loop 방식에 따라 일정 유속을 가지도록 모의시험 장치를 1차 설계 기반을 검토하면서 나온 수정 사항을 적용하여 설계를 진행하였다. 모의시험 장치 프레임 이동이 가능하도록 설계하고, 고주파 전기수술기 장비와 데이터 로거를 거처가 가능하도록 설계하였다. 생리 식염수에 의한 부식이 되지 않도록 재질 변경하였고, 테스트 챔버 크기는 최대 200ml 유량 체적이 가능하도록 수정 설계하였다. 테스트 챔버 세팅되는 UWT-RF와 온도센서가 보일 수 있도록 투명한 아크릴 재질로 변경하였다. 고주파 전극 프로브와 온도센서 세팅이 정확한 위치에 고정 되도록 치공구를 설계 적용하여 개발하였다.

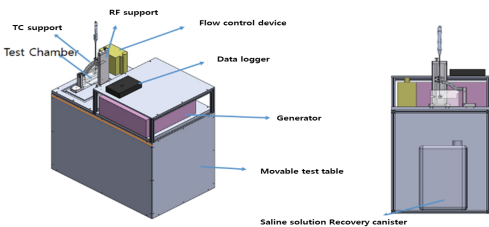


그림 5. 최종 평가 시스템 설계
Fig. 5 Final design of evaluation system

III. UWT-RF 모의시험 장치

3.1 모의시험 장치 챔버 설계

모의시험 장치에서의 시험 테스트 챔버는 UWT-RF의 열 발생 지점으로부터 수직 방향으로 온도센서가 위치하도록 설계하였다. 고주파 전극 프로브

로부터 온도센서의 거리는 1mm, 5mm, 10mm 보면서 고정 세팅할 수 있도록 투명 아크릴 재질로 설정하여 아크릴 재질에 음각으로 가공하여 제작 진행하였다. 생리 식염수의 유량 체적과 유속은 수술과 유사한 조건으로 구성 설계하였다. 생리 식염수가 유량 체적을 유지하면서 Open Loop 방식으로 그대로 흘러 버리는 재사용이 아닌 방식으로 설계하였다. 생리 식염수 유량 체적은 50ml에서 유량 펌프 용량에 맞추어 200ml 체적이 가능하도록 설계 개발하였다.

3.2 모의시험 장치 유량 펌프 제어부 설계

모의시험 장치 유량 펌프 제어부 설계는 Open Loop 방식이 가능하도록 설계하였다. 생리 식염수의 유량 체적과 유속은 유량 펌프를 이용하여 유량과 유속은 관계식에 의해 유량(Q)=관내 면적(A) x 유속(V) 산출이 가능하도록 설계하였다. 생리 식염수의 유량을 일정하게 유지하면서 유속을 변경하여 유속에 따른 고주파 전극 프로브의 온도 변화에 대한 정량적인 데이터를 확보하도록 설계 개발하였다.



그림 6. 유량 펌프 및 유속 변경용 튜브
Fig. 6 Tubing for flow pump and flow rate change

3.3 모의시험 장치 온도 측정 센서 선정

온도센서는 온도를 측정하는 센서로 열전대, 열전쌍, 써모커플, 등으로 불리며 다양한 분야에서 널리 사용되고 있다. 두 개의 서로 다른 전도성을 갖는 금속을 연결하여 구성되며 기준점과 접점에서 온도 차이가 생기면 전압이 형성되는 원리를 이용한다.

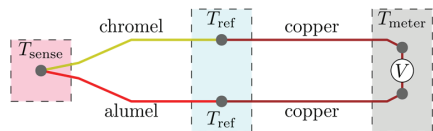


그림 7. 온도센서 원리 및 다이어그램
Fig. 7 Temperature sensor principle and diagram

3.4 모의시험 장치 제작

UWT-RF의 일정 출력 모의 시험 장치를 이용한 온도 측정 시험방법 개발로 UWT-RF의 온도 측정을 할 수 있는 모의시험 장치 개발을 진행하였다. 모의시험 장치 구성은 아크릴 챔버, 유량 펌프 제어부, 온도 측정부, 생리 식염수, 수중 치료용 고주파 전극 프로브로 구성하였다. 실제 수술에서 사용하는 것과 유사하게 생리 식염수를 유량 펌프와 연결된 튜브 Diameter 따라 자유낙하로 흐를 수 있게 하였고, 관절 내 체적과 비슷하게 체적을 가질 수 있도록 50ml~200ml 챔버를 설정하여 생리 식염수가 일정 체적의 유량을 채우고 Open Loop 방식에 따라 일정 유속을 가지도록 개념 설계를 진행하여 개발 제작하였다. 개념 설계를 통하여 개발된 모의시험 장치 중에서 아크릴 챔버는 UWT-RF와 온도센서 사이의 거리를 잘 나타내게 설계 개발하여 챔버 안에서 온도를 측정하도록 개발하였다. 마그네틱 베이스를 이용하여 UWT-RF와 온도센서를 고정할 수 있게 하였다. 온도센서와 프로브의 거리를 잘 보일 수 있도록 챔버는 아크릴 소재를 사용하도록 개발 제작하였다.

IV. 개발 결과 및 시험 결과

4.1 모의시험 장치 개발 결과

최종적으로 UWT-RF의 모의시험 장치 개발 결과 시험 장치를 RF Generator와 Data Logger를 같이 거치하여 이동하게 할 수 있다. 생리 식염수의 사용으로 부식이 되지 않도록 부식성이 좋은 소재를 사용하였다. 테스트 챔버 소재는 고주파 전극 프로브와 온도센서 세팅 및 거리 유지 등이 잘 보일 수 있도록 하였다. 생리 식염수의 유량을 일정하게 유지, 유속 변경 등에 대한 온도 변화 데이터를 확보하기 위해 펌프 사용하였다. 비접지 T 타입 온도센서는 고주파에 의한 온도 그래프의 발산이 없고, 부식성에 대한 강한 보호막이 있어 선정하고 그에 대한 검증을 위해서 교정 성적서를 발급받았다.

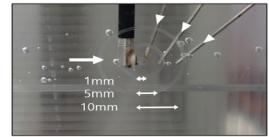
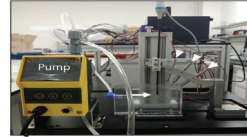
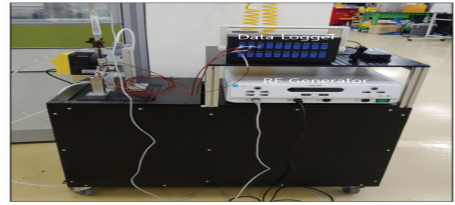


그림 8. RF 전극 프로브 평가 시스템 성능 테스트
Fig. 8 RF electrode probe evaluation system performance test

4.2 모의시험 장치를 이용한 성능 시험 결과

UWT-RF 모의시험 장치 테스트 챔버 유량 체적에 따라 생리 식염수를 Open Loop 방식으로 유량 체적 조건에 따른 유속 0.22m/s, 0.53m/s, 0.80m/s에 대한 100kHz 고주파 전기 수술 장비의 출력 단계(30W, 60W)로 30초 동안 출력하여 온도 기록계를 이용하여 온도 데이터 수집하였다. 재현성을 위해 조건별 3회 반복 시험하였다.

표 1은 0.22m/s의 유량에서 30W 온도 테스트한 결과를 보여주고 있다. 3회 반복 시험한 결과 평균 40.5℃를 나타 내었다.

표 1. 0.22m/s의 유량에서 30W 온도 테스트
Table 1. 30W-Temperature test at flow rate of 0.22m/s

flow rate	Max Temp (°C)			Measure Temp Mean (°C)
	1 Times	2 Times	3 Times	
0.22m/s	40.8	39.7	40.9	40.5

표 2는 0.22m/s의 유량에서 60W 온도 테스트한 결과를 보여주고 있다. 3회 반복 시험한 결과 평균 40.1℃를 나타 내었다.

표 2. 0.22m/s의 유량에서 60W 온도 테스트
Table 2. 60W-Temperature test at flow rate of 0.22m/s

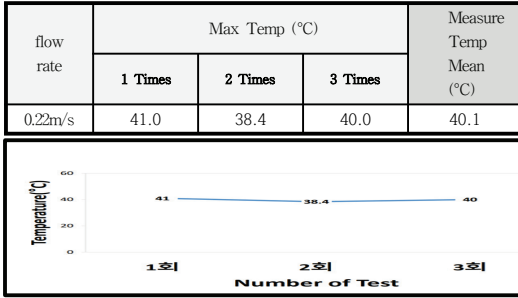


표 3은 0.53m/s의 유량에서 30W 온도 테스트한 결과를 보여주고 있다. 3회 반복 시험한 결과 평균 40.2°C를 나타 내었다.

표 3. 0.53m/s의 유량에서 30W 온도 테스트
Table 3. 30W-Temperature test at flow rate of 0.53m/s

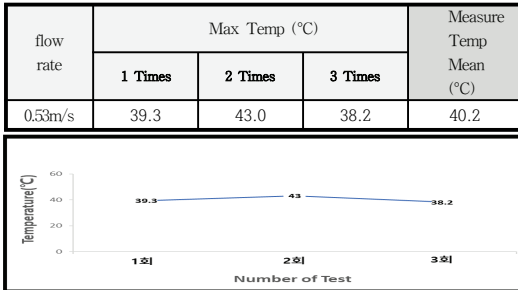


표 4는 0.53m/s의 유량에서 60W 온도 테스트한 결과를 보여주고 있다. 3회 반복 시험한 결과 평균 42.9°C를 나타 내었다.

표 4. 0.53m/s의 유량에서 60W 온도 테스트
Table 4. 60W-Temperature test at flow rate of 0.53m/s

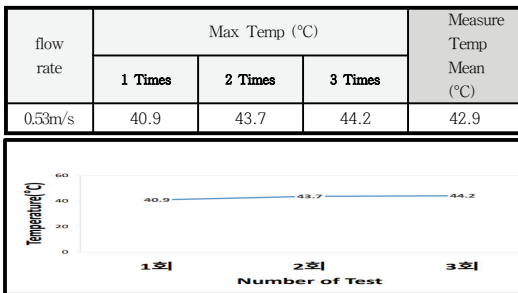


표 5는 0.80m/s의 유량에서 30W 온도 테스트한 결과를 보여주고 있다. 3회 반복 시험한 결과 평균 36.8°C를 나타 내었다.

표 5. 0.80m/s의 유량에서 30W 온도 테스트
Table 5. 30W-Temperature test at flow rate of 0.80m/s

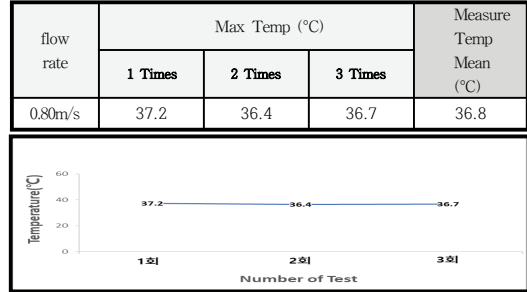
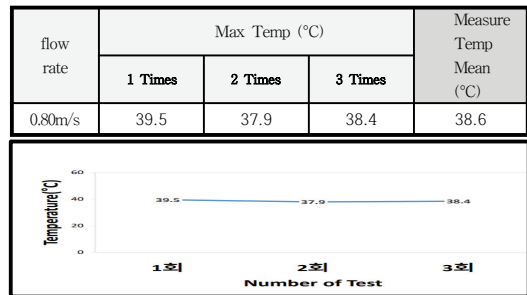


표 6은 0.80m/s의 유량에서 60W 온도 테스트한 결과를 보여주고 있다. 3회 반복 시험한 결과 평균 38.6°C를 나타 내었다.

표 6. 0.80m/s의 유량에서 60W 온도 테스트
Table 6. 60W-Temperature test at flow rate of 0.80m/s



각 유량별 (0.22m/s, 0.53m/s 및 0.80m/s)에서 30W, 60W 온도 테스트한 결과 평균 39.85°C로 제작된 UWT-RF는 수술적 치료 행위 시 과도한 열 발생을 최소화하여 열 손상을 방지하는데 도움을 줄 수 있을거라 예상된다.

UWT-RF 모의시험 장치 테스트 챔버 온도 측정을 위한 고주파 프로브와 온도센서를 고정 설치하였다. 고주파 프로브와 온도센서의 거리를 1mm, 5mm, 10mm 위치에 정확히 고정해서 확인할 수 있었다. 테스트 챔버에 생리 식염수를 각각 0.22m/s, 0.53m/s 및 0.80m/s 유속을 유지하면서 UWT-RF와 온도센서 거리를 1mm(CH1), 5mm(CH2), 10mm(CH3), 시험실 대

기 온도(CH4) 4가지로 구분하여 30초간 각각 30W, 60W 온도 측정된 값을 (Fig.9-14) 그래프로 나타낸 것이다.

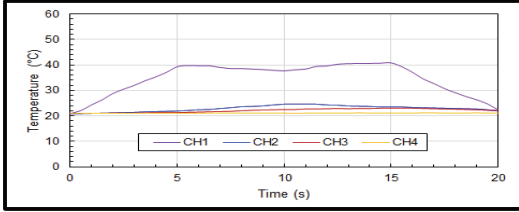


그림 9. 30W 출력-0.22m/s 온도센서(CH) 온도 측정
Fig. 9 Out 30W - 0.22m/s temperature sensor(CH) temp measure

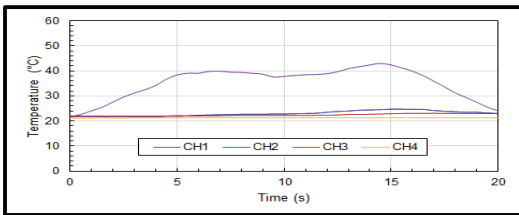


그림 10. 30W 출력-0.53m/s 온도센서(CH) 온도 측정
Fig. 10 Out 30W - 0.53m/s temperature sensor(CH) temp measure

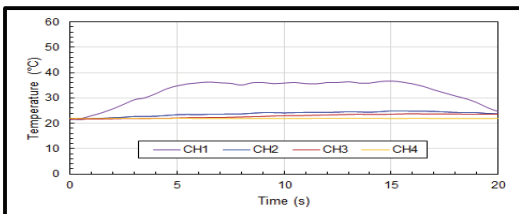


그림 11. 30W 출력-0.80m/s 온도센서(CH) 온도 측정
Fig. 11 Out 30W - 0.80m/s temperature sensor(CH) temp measure

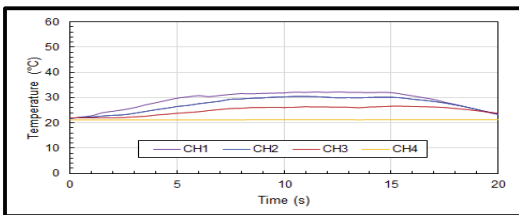


그림 12. 60W 출력-0.22m/s 온도센서(CH) 온도 측정
Fig. 12 Out 60W - 0.22m/s temperature sensor(CH) temp measure

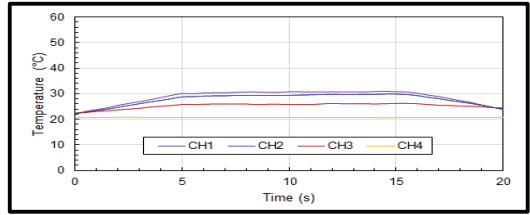


그림 13. 60W 출력-0.53m/s 온도센서(CH) 온도 측정
Fig. 13 Out 60W - 0.53m/s temperature sensor(CH) temp measure

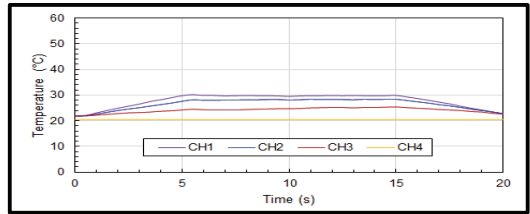


그림 14. 60W 출력-0.80m/s 온도센서(CH) 온도 측정
Fig. 14 Out 60W - 0.80m/s temperature sensor(CH) temp measure

테스트 챔버에 생리 식염수를 각각 0.22m/s, 0.53m/s 및 0.80m/s 유속을 유지하면서 수중 치료용 고주파 전극 프로브와 온도센서 거리(1mm, 5mm, 10mm) 및 온도 측정 결과 유속에 따른 온도변화는 출력값에 일정하게 측정되는 것을 확인할 수 있었다.

V. 결론 및 향후개선 방향

손상된 척추 생체조직을 절개하거나 출혈 부위를 지혈하는 등의 목적에 따라 UWT-RF는 높은 전압에 의한 열에너지를 이용하여 과도한 열 발생으로 인한 척추 생체조직의 변형 및 신경 부위 손상 등 영향을 줄 수 있어서 성능 평가 및 신뢰성 평가에 대한 안전성 확보가 중요하다. 생리 식염수와 같은 전도 용액을 이용한 UWT-RF는 에너지가 충전된 입자들로 이루어진 증기층 형성되어 열 발생에 대한 안전성 확보되므로 제작된 UWT-RF의 성능 평가에 따라 평가되어야 한다. 실제 수술 현장에서 진행되는 과정과 유사하도록 UWT-RF 사용에 대한 유량, 유속 변화의 온도에 대한 안전성 및 신뢰성이 확보되기 때문에 Open Loop 방식의 모의시험 장치 계통도 방식이 설정되었다. 또한, 유량 체적의 변화에 따라 유속의 변화 산출

이 가능하도록 유속 0.22m/s, 0.53m/s, 0.8m/s 3가지에 대한 유속 변화를 산출하였고, 고주파 전기 장비 출력 30W와 60W에 따른 유량 체적 조건에서의 온도 측정 결과는 측정 온도 평균 최대 40.9 °C를 넘지 않았고 유속 조건에 따른 온도 실험 결과는 측정 온도 평균 최대 44.9 °C를 넘지 않았다. 이러한 결과는 이번 연구를 통해 제작된 UWT-RF는 수술적 치료 행위에 과도한 열 발생을 최소화하여 신경 등 생체조직의 열 손상을 방지하고 환자 회복에 도움을 줄 수 있으며, Open Loop 방식의 모의시험 장치 개발로 생체조직의 신경 등 열 손상을 줄 수 있는 UWT-RF의 출력에 따른 온도의 안전성을 확인할 수 있는 모의시험 장치가 될 수 있음을 의미한다.

References

[1] D. Choi, J. Jung, S. Lee, Y. Kim, H. Jang, and B. Yoo, "Biportal Endoscopic Spinal Surgery for Recurrent Lumbar Disc Herniations," *Clinics in Orthopedic Surgery*, vol. 8, 2016, pp. 325-329.

[2] H. Choi and J. Seong, "A Wearable Glove System for Rehabilitation of Finger Injured Patients," *The Journal of The Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 18, 2023, pp. 379-385.

[3] H. Lee, D. Heo, S. Han, H. Choi, S. Kim, B. Cho, M. Song, S. Yang, K. Lee, M. Lee, T. Yoon, J. Shin, W. Lee, and J. Park, "Thermal Dynamics of a Novel Radio-Frequency Device for Endoscopic Spine Surgery," *SPINE*, vol. 47, 2022, pp. 720-729.

[4] B. B. Zoric, N. Horn, S. Braun, and P. J. Millett, "Factors Influencing Intra-Articular Fluid Temperature Profiles with Radiofrequency Ablation," *J. Bone Joint Surg Am.*, vol. 91, 2009, pp. 2448-2454.

[5] K. Sung, "Radio-frequency heat therapy for bone tumors," *J. of Korean Bone & Joint Tumor Soc*, vol. 13, 2007, pp. 7-13.

[6] W. Moon, "Ideal electric currents and electrosurgical units: my secret recipe," *The 46th Korean Society of Gastrointestinal Endoscopy*

Seminar, Il-san, Korea, pp. 129-140.

[7] F. McCormick, K. Alpaugh, B. U. Nwachukwu, S. Xu, and S. D. Martin, "Effect of Radiofrequency Use on Hip Arthroscopy Irrigation Fluid Temperature," *J. Arthro. Related. Sur.*, vol. 29, 2013, pp. 336-342.

[8] A. N. Wallace, T. J. Greenwood, and J. W. Jennings, "Radiofrequency ablation and vertebral augmentation for palliation of painful spinal metastases," *J Neurooncol*, vol. 124, 2015, pp. 111-118.

[9] Y. Bae, J. Lee, B. Jin and Y. Kim, "Optimal Thermal Structure Design of DUT Shell Using Fluid Analysis," *The Journal of The Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 18, 2023, pp. 641-648.

저자 소개



윤태호(Tea-Ho Yoon)

2000년 숭실대학교 기계학과 졸업(공학사)
2023년 을지대학교 대학원 생체 의과학융합학과 졸업(공학석사)

※ 관심분야 : 생체 계측, 헬스케어의료기기시스템



이우철(Woo-Cheol Lee)

1983년 건대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1986년 건국대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
2006년 국민대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

1993년 ~2023 현재 을지대학교 바이오융합대학 의료공학과 교수

2017년 ~2023 현재 을지대학교 대학원 생체 의과학융합학과 교수

※ 관심분야 : 생체 계측, 헬스케어의료기기시스템