

논문 2026-3-17 <http://dx.doi.org/10.29056/jsf.2026.09.17>

피부 자극용 고주파 전극에 관한 연구

이원희*†

A Study on Radio Frequency Electrodes for Skin Stimulation

Won-Hui Lee*†

요 약

본 논문은 고주파(Radio Frequency, RF) 전류를 이용한 피부 미용 및 치료 기기에서 전극의 구조적 차이(단극성 및 양극성)가 3차원 피부 모델 내 전자기장 분포, 반사계수(S11) 및 백방사(Back radiation) 특성에 미치는 영향을 컴퓨터 유한요소해석(FEM)을 통해 분석하였다. 소형 핸드피스 환경(외경 48 mm)을 반영하여 모의실험을 수행한 결과, 반사판이 없는 양극성(Bipolar) 구조는 약 3.60 GHz 대역에서 S11이 국소 최솟값을 보인 반면, 접지판(Ground plane)을 채용한 단극성(Mono-polar) 구조는 2.96 GHz로 이동하는 경향을 나타내었다. 그러나 의료·미용 주요 대역인 1 MHz ~ 100 MHz 범위에서는 두 구조 모두 S11이 0 dB에 근접하여 전방사 특성을 보였으며, 방사체보다는 전도성 저항열 전달 방식이 지배적임을 확인하였다. 또한 접지판을 채용한 단극성 구조는 후방으로 누설되는 전자기 파워를 차단하여 전방과 후방 전력비(Front-to-Back Ratio, FBR)를 크게 향상시키고 전계를 피부 내부로 효과적으로 집중시키는 효과를 보였다. 본 연구 결과는 소형 고주파 피부 치료 기기용 전극 설계 시 백방사 차단 및 전자기장 집중을 위한 기초 가이드라인으로 활용될 수 있다.

Abstract

This study analyzed the effects of structural differences in electrodes (mono-polar and bipolar) on electromagnetic field distribution, reflection coefficient (S11), and back radiation characteristics within a 3D skin model for Radio Frequency (RF) based dermatological and cosmetic devices using Finite Element Method (FEM) computer simulations. Simulations conducted within a compact handpiece environment revealed that the bipolar structure without a reflector exhibited a local S11 minimum at approximately 3.60 GHz, whereas the mono-polar structure incorporating a ground plane showed a shift to 2.96 GHz. However, in the primary medical and cosmetic frequency range of 1 MHz to 100 MHz, both structures exhibited S11 values approaching 0 dB, indicating near total reflection and confirming that conductive ohmic heating dominates over radiation. Furthermore, the mono-polar structure with a ground plane effectively blocked backward electromagnetic power leakage, significantly improving the Front-to-Back Ratio (FBR) and focusing the electric field deep into the skin layer. These findings provide foundational design guidelines for mitigating back radiation and achieving focused electromagnetic field distributions in compact RF skin therapy devices.

한글키워드 : 고주파, 단극성, 양극성, 전자기장 분포, 반사계수

keywords : Radio Frequency, Mono-polar, Bipolar, Electric Field Distribution, Reflection Coefficient

* 서울디지털대학교 전기전자공학과

† 교신저자: 이원희(email: whlee@sdu.ac.kr)

접수일자: 2026.09.09. 심사완료: 2026.09.15.

게재확정: 2026.09.20.

1. 서론

현대 의학 및 미용 성형 분야에서 고주파(Radio Frequency, RF) 에너지를 이용한 비침습적 피부 리프팅, 타이팅, 주름 개선 기술은 널리 시행되는 치료법 중 하나이다. 고주파 기술은 전류가 피부 조직을 통과할 때 생체 임피던스(Electrical Impedance)에 의해 발생하는 줄열(Joule Heat)을 이용하며 [1-3], 진피층 콜라겐 수축 및 섬유아세포 자극을 통한 신생 콜라겐 재생을 유도한다 [4-6]. 하지만 인체 피부 조직은 표피, 진피, 피하지방층으로 구성된 다층 구조(Multi Layered Structure)로 각 층의 수분 함량 및 지질 밀도에 따라 전기적 특성(유전율, 전기전도도)이 다르다 [7, 8]. 부적절한 전극 설계는 전류 집중 현상(Current Crowding)을 유발하여 화상이나 상피 손상 등 부작용을 일으킬 수 있다. 기존 연구들은 주로 단순화된 피부 모델이나 특정 주파수 대역에서의 전도열 효과에 집중하였다 [9, 10]. 그러나 소형 핸드피스 형태에서 전극의 구조적 배치, 접지판(Ground plane) 유무, 급전 방식이 실제 RF 전자기장의 수평, 수직 분포와 백방사(Back radiation)에 미치는 영향에 대한 정량적 연구는 부족하다. 따라서 본 논문은 소형 기기에 적용 가능한 외경 48 mm 기반 전극 구조의 반사계수(S11) 특성과 전자기장 분포를 유한요소해석을 통해 평가하고자 한다. 특히 단극성 및 양극성 구조 간의 반사계수와 주파수 변동, 피부층별 전계 분포, 전방과 후방 전력비(FBR)를 정량적으로 비교 분석하여 소형 RF 피부 자극용 전극 설계의 공학적 요건을 제시한다.

2. 연구 방법 및 시뮬레이션 설정

2.1 피부조직 모사 및 경계조건

본 연구에서의 3차원 피부 모사 모델은 표피

(0.1 mm), 진피(1.0 mm), 피하지방층(1.2 mm)의 3층 구조로 구축하였다. 전체 피부 모델의 수평 크기는 60 mm × 60 mm, 전체 두께는 2.3 mm이다. 모델의 측면 및 하부 경계조건에는 전자기파의 무반사 흡수를 포함한 경계 조건(Boundary Condition)을 적용하였다. 피부층의 전기적 특성은 기존 문헌 [7, 8]의 생체 전기학적 데이터를 기반으로 설정하였으며, 표 1과 같다. 1 MHz ~ 100 MHz 대역에서 생체 조직의 유전율과 전도도는 분산 특성(Dispersion)을 보이지만, 본 모의실험에서는 주파수 변동에 따른 기하학적 전극 구조의 방사, 집지 효과를 분리 평가하기 위해 분산 모델 대신 대역 내 주요 동작점인 13.56 MHz 부근의 대표 등가 물성치를 고정 적용하였다.

표 1. 피부의 전기적 특성 [7, 8]
Table 1. Electrical properties of skins [7, 8]

피부층	두께 [mm]	유전율 [ε]	전도도 [S/m]
표피	0.1	15	0.025
진피	1.0	110	0.2
피하지방층	1.2	15	0.06

2.2 시뮬레이션 모델링 및 수치해석 조건

시뮬레이션은 상용 유한요소법(FEM) 수치해석 소프트웨어를 사용하였으며, Adaptive Frequency Domain Solver를 적용하였다. 전극 특성은 비유전율 $\epsilon_r = 2.4$, 손실탄젠트 $\tan\delta = 0.01$ 을 가지는 ABS 수지(외경 48 mm)로 모델링되었다. 전극 도체 재질은 구리(전도도 5.8×10^7 S/m)를 사용하였다. 단극성 전극은 직경 26 mm의 원형 중앙 인가 전극과 외경 48 mm, 내경 30 mm의 환형 접지판을 배치하였고, 동축 선로(Coaxial Port, 포트 임피던스 50 Ω) 방식으로 급전하였다. 양극성 전극은 8 mm 간격을 두고 배

치된 동심원 형태의 두 평행 전극으로 구성되며, Lumped Port(50 Ω) 방식으로 전극 사이에 직접 급전하였다. 비교의 공정성을 위해 두 구조 모두 동일한 1 W의 입력 전력을 포트에 인가하였다. 전극 표면과 피부 경계면에는 파장의 1/20 이하 수준인 최대 0.5 mm 크기의 정밀 Mesh를 할당하였다. 해석 격자 수렴 조건으로 Adaptive Pass 진행 시 ΔS (S-parameter 변동 값)가 0.02 이하에 도달할 때까지 Mesh 재분할을 수행하여 수치적 안정성을 확보하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 반사계수(S11) 및 공진 특성 분석

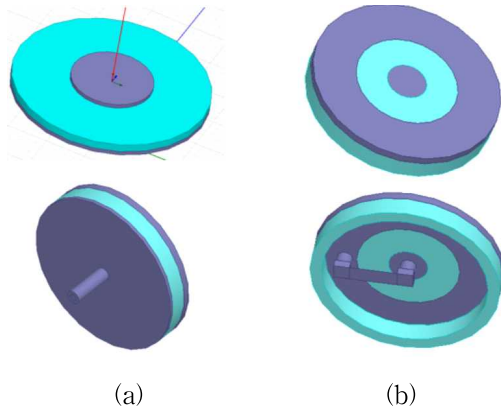
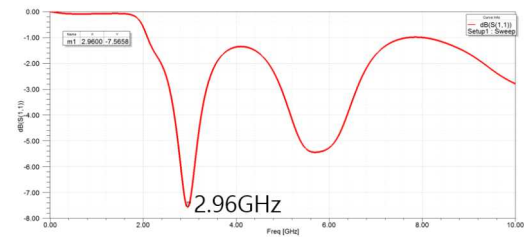


그림 1. 단극성 전극(a)와 양극성 전극(b)의 시뮬레이션 구조

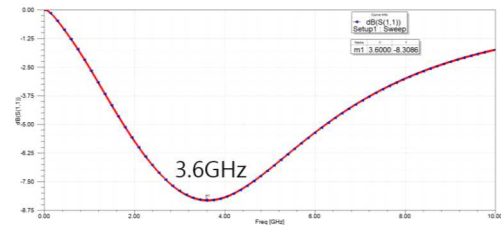
Fig. 1. Simulation structure of mono-polar electrode(a) and bipolar electrode(b)

그림 1에는 시뮬레이션에 사용한 구조인 단극성 전극과 양극성 전극 구조를 나타내었다. 단극성 전극 구조는 Coaxial 급전 방식을 채용하였고, 양극성 전극 구조는 Lumped Port를 이용하여 급전하였다. 그림 2는 단극성 및 양극성 전극 구조의 10 MHz~10 GHz 대역 반사계수(S11) 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 그림 2에 제시된 10 MHz ~

10 GHz 대역의 S11 결과는 생체조직의 실제 주파수 분산성을 반영한 정량적 절대 값이 아니라, 고정된 물성치 조건 하에서 전극의 형상 및 접지구조 차이에 따른 상대적 공진 경향과 정성적 반사 특성을 비교하기 위한 목적으로 제시된 것이다. 조직의 광대역 유전 분산성을 반영한 주파수 종속 물성모델의 적용은 후속 과제로 연구할 예정이다.



(a)



(b)

그림 2. 단극성 전극(a)와 양극성 전극(b)의 반사계수(S11) 특성

Fig. 2. S11 Characteristics of mono-polar electrode (a) and bipolar electrode (b)

접지판이 없는 양극성 구조는 약 3.60 GHz 대역에서 S11의 국소 최솟값(Local minimum)을 보인 반면, 접지판이 결합된 단극성 구조는 2.96 GHz 대역으로 최솟값이 이동하였다. 그러나 이들 반사계수 값은 일반적인 안테나 공진 판단 기준인 -10 dB 수준에 미달하므로, 확정적인 공진 주파수라기보다는 구조적 형상에 따른 S11 값 및 공진 경향으로 해석하는 것이 타당하다. 또한, 피부 치료 및 미용 목적으로 사용되는 주요 저주

과 대역($1\text{ MHz} \sim 100\text{ MHz}$)에서는 두 전극 구조 모두 S11 값이 0 dB 에 매우 근접하였다. 이는 지름 48 mm 크기의 소형 기하학적 전극이 해당 대역에서 효율적인 RF 방사 안테나로 동작하기 어렵고, 인가된 에너지가 전자기 방사가 아닌 전극-조직 간 전도 현상에 의한 저항열 위주로 전달될 가능성을 시사한다. 다만, S11이 0 dB 에 근접한다는 결과만으로 방사 손실이 배제된 전도가 열이 지배적이라고 판단하기에는 근거가 부족하므로, 총 흡수 전력의 산출 결과를 표 2에 기술하였다.

3.2 전자기장 분포 및 방사 지향성의 분석

13.56 MHz 동작 주파수, 1 W 입력 조건에서의 전계(Electric Field) 분포 및 백방사 특성 시뮬레이션 결과는 그림 3과 같다. 시각적 분포 차이 외에 정량적 분석 결과를 표 2에 기술하였다.

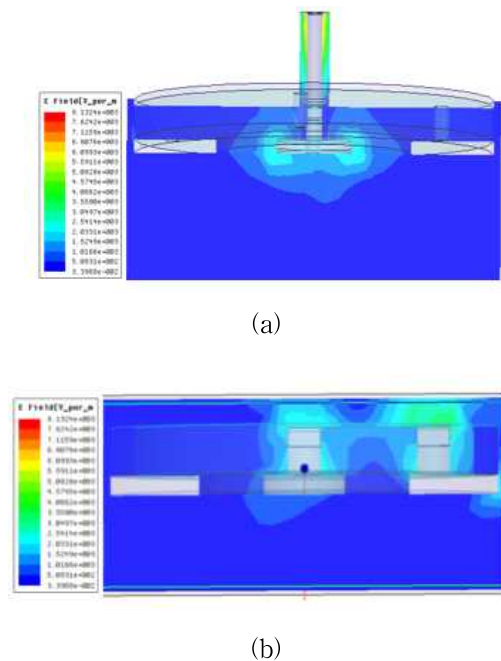


그림 3. 13.56 MHz (1 W 입력)에서의 단극성 전극(a)와 양극성 전극(b)의 전계 분포

Fig. 3. Electric field distribution of mono-polar (a) and bipolar (b) electrode at 13.56 MHz 1 W input

양극성 전극의 경우 전극 간격(8 mm)이 좁아 에너지 대부분이 표피 및 진피 상층부에 집중되며, 2 mm 깊이로 진행함에 따라 전계 강도가 78% 로 급격히 감소하였다. 또한 접지판이 없어 전극 후방으로 방출되는 누설과가 존재하여 전방과 후방 전력비(FBR)가 $+2.1\text{ dB}$ 에 불과하였다. 반면, 접지판을 채용한 단극성 구조는 후방으로 유출되는 백방사를 효과적으로 차단하여 FBR을 $+18.2\text{ dB}$ 로 개선시켰다.

표 2. 13.56 MHz 입력 전력 1 W 조건에서의 구조별 정량적 전자기적 특성 비교
Table 2. Comparison of Quantitative Electromagnetic Characteristics by Structure under 13.56 MHz (1 W Input Power) Conditions

평가항목	단극성 전극	양극성 전극
표피층 평균 전계	120 V/m	280 V/m
진피층 평균 전계	450 V/m	310 V/m
지방층 평균 전계	380 V/m	95 V/m
총 흡수 전력	0.982 W (98.2%)	0.975 W (97.5%)
전방, 후방 전력비 (FBR)	$+18.2\text{ dB}$	$+2.1\text{ dB}$
깊이 2 mm 지점 전계 감소율	25% 감소 (우수한 집중)	78% 감소 (급격한 감쇄)

접지판의 반사와 효과로 인해 전계가 피부 전방 심부 방향(진피 및 피하지방층)으로 집중되었으며, 깊이 2 mm 지점에서도 전계 감쇠율이 25% 에 그쳐 심부 침투 깊이 확보 관점에서 단극성 구조가 탁월함을 입증하였다. 표 2에 제시된 각 피부층

의 평균 전계값은 전극 중심축(중앙 급전점을 지나는 수직선)을 따라 표피·진피·피하지방층 각 층의 상부 경계면과 하부 경계면 사이 구간에서 등간격으로 추출한 전계 크기(IEI)를 해당 층 두께 방향으로 산술 평균하여 산출하였다. 깊이 2 mm 지점의 전계 감쇠율은 피부 표면(전극 중심 직하부, $z = 0$)에서의 전계 크기를 기준값으로 하여, 깊이 2 mm 지점에서의 전계 크기가 기준값 대비 감소한 비율로 정의하였다. 13.56 MHz, 입력전력 1 W 조건에서 전극을 통해 전달된 총 에너지 중 공기 중 방사 전력은 0.001 W 미만으로 극히 미미한 반면, 피부 내부로 흡수되는 전력은 단극성 0.982 W(98.2 %), 양극성 0.975 W(97.5 %)로 계산되었다. 흡수 전력의 산출은 13.56 MHz 동작 조건에서 각 피부층의 전기 전도도와 FEM 해석을 통해 계산된 3차원 전계분포를 바탕으로 피부 체적 전체에 대해 손실 전력 밀도를 체적 적분하여 총 흡수 전력을 산출하였다.

4. 결 론

본 논문은 외경 48 mm 크기의 소형 미용·의료기기 전극 구조에 따른 전자기장 분포, S11 공진 경향 및 백방사 특성을 FEM 시뮬레이션으로 비교 분석하였다. 저주파 대역 동작 특성 1 MHz~100 MHz 대역에서 S11이 0 dB에 근접하여 소형 단순 전극은 RF 방사체보다는 생체 저항에 의한 전도가열 위주로 동작함을 확인하였다.

백방사 차단 및 전계 집속의 경우 접지판을 적용한 단극성 구조는 후방 백방사를 효율적으로 억제하여 FBR을 +18.2 dB까지 끌어올렸으며, 진피 및 피하지방층으로의 전계 침투 깊이를 크게 향상시켰다. 소형 핸드피스 크기 한계 내에서 1 MHz~100 MHz 저주파 대역의 실제 방사 효율을 높이거나 전자기적 공진 특성을 확보하기

위한 방안으로, 실효 선로 길이를 연장할 수 있는 미앤더(Meander) 또는 스파이럴(Spiral) 형태의 전극 구조의 적용과 더 좋은 성능의 전극 구조의 연구는 후속 연구 후보로 제안한다. 아울러 향후 연구에서는 조직 온도 변화 및 열 손상을 직접 확인할 수 있는 전자기-열 결합 해석을 병행할 예정이다.

이 연구는 2026년도 서울디지털대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음

참 고 문 헌

- [1] R. J. Koch, "Radio Frequency nonablative tissue tightening," *Facial Plastic Surgery Clinics of North America*, Vol. 12, No. 3, pp. 339-346, 2004, DOI: 10.1016/j.fsc.2004.02.007
- [2] A. R. Bonjorno, T. B. Gomes, and M. C. Pereira, "Radio Frequency therapy in esthetic dermatology: a review of clinical evidences," *Journal of Cosmetic Dermatology*, Vol. 19, No. 2, pp. 278-281, 2020, DOI: 10.1111/jocd.13206
- [3] J. A. Burns, "Thermage: monopolar Radio Frequency," *Aesthetic Surgery Journal*, Vol. 25, No. 6, pp. 638-642, 2005, DOI: 10.1016/j.asj.2005.09.017
- [4] S. N. Doshi and T. S. Alster, "Combination Radio Frequency and diode laser for treatment of facial rhytides and skin laxity," *Journal of Cosmetic and Laser Therapy*, Vol. 7, No. 1, pp. 11-15, 2005, DOI: 10.1080/14764170410003075
- [5] N. S. Sadick, A. H. Nassar, A. S. Dorizas, and M. Alexiades-Armenakas, "Bipolar and multipolar Radio Frequency," *Dermatologic Surgery*, Vol. 40, Suppl. 12, pp. S174-S179, 2014, DOI: 10.1097/DSS.0000000000000201
- [6] D. I. Duncan and M. Kreindel, "Basic Radio Frequency: physics and safety and

- application to aesthetic medicine," Radio Frequency in Cosmetic Dermatology (Aesthetic Dermatology, Vol. 2), pp. 1-22, 2014, DOI: 10.1159/000362747
- [7] M. S. Kim and Y. C. Cho, "Characteristics of bio-impedance for implantable electrode design in human skin," Journal of the Korea Industrial Information System Research, Vol. 19, No. 4, pp. 9-16, 2014, DOI: 10.9723/jksiis.2014.19.4.009
- [8] M. S. Kim and Y. C. Cho, "A study on the measurement of impedance in animal tissue using gold electrodes," Journal of IKEEE (Institute of Korean Electrical and Electronics Engineers), Vol. 25, No. 3, pp. 445-450, 2021, DOI: 10.7471/ikeee2021.25.3. 445
- [9] M. Kreindel and S. Mulholland, "The basic science of Radio Frequency based devices," Enhanced Liposuction - New Perspectives and Techniques, IntechOpen, pp. 27-51, 2021, DOI: 10.5772/intechopen.96652
- [10] M. Elman, I. Vider, Y. Harth, V. Gottfried, and A. Shemer, "Non-invasive therapy of wrinkles and lax skin using a novel multisource phase-controlled Radio Frequency system," Journal of Cosmetic and Laser Therapy, Vol. 12, No. 2, pp. 81-86, 2010, DOI: 10.3109/147641710037061 33

저 자 소 개



이원희(Won-Hui Lee)

2000.2 건국대학교 공학석사
2003.2 건국대학교 공학박사
2002.8-2008.1 LG전자 책임연구원
2008.1-2009.8 포항공과대학교 책임연구원
2009.8-2016.2 ETRI 선임연구원
2016.3-2020.2 서일대학교 조교수
2020.3-현재 서울디지털대학교 부교수
<주관심분야> 무선통신, 전파응용, 전기전자기술, AI