클래시스

QUADESSY

The Principle of Needle RF in Human Skin Tissue



글/최승(청담노엘의원 원장)



피부는 낮은 전기 전도도와 유전체적인 특성을 가진다. 유전체로서의 피부는 전류(전자의 흐름)는 거의 흐르지 않지만 전기장의 형성은 가능하므로, 전속 밀도가 높은 곳에 고주파 에너지가 집중되며 전극으로부터의 거리가 멀어질수록 고주파 에너지는 감소한다.

고주파 전류 이론의 오해와 실제

〈그림 1〉은 기존의 고주파 전류 이론에 관한 것이다. 전류가 도선의 표면을 따라 흐르며, 절연된 부분에서는 전류와 전기장 모두 형성되지 않고, 절연되지 않은 needle의 끝단에서만 전류가 흐르고 피부조직의 저항값에 의해 열이 생성된다는 이론을 설명하고 있다.

이러한 이론들은 기존의 집중 소자 모델 혹은 금속 도선에서의 전자기학 이론을 그대로 피부조직에 적용하면서 생긴 오류로 보인다. 유전체적 특성을 가진 피부조직 속에서 needle은 금속 도선의 성격보다는 전극(electrode)의 성격을 띠고, 두 needle 사이의 전위차에 의해 형성되는 전기장은 피부조직 내 이온의 분극을 유도하며 또한 유전 손실에 의한 열을 발생시킨다.

Insulated needle RF는 parylene C 재질의 coating을 주로 사용하는데, 10㎛ 두께의 coating으로는 완벽한 절연체를 만들기 어려워 유전체적인 역할을 한다. 그러므로 parylene C coated needle에서도 전기장은 형성되어 needle 끝단에만 고주파 에너지가 집중되지 않고 피부 표면에 더 많이 분포되며, needle 끝으로 갈수록 고주파 에너지가 감소한다.

기존의 needle RF에서 절연 needle과 비절연 needle의 임상 결과가 크게 다르지 않았던 이유이다. 또한, needle을 피부 속에 삽입하여 표피에 미치는 영향을 최소화하고 진피층 혹은 원하는 깊이에 고주파 에너지를 선택적으로 집중한다는 이상적인 개념이 임상적인 결과로 나타나지 않는 이유이기도 하다. 이러한 현상은 monopolar RF, non-invasive bipolar RF에서도 비슷하게 나타난다.

MNRF에서의 온도 분포 실측

50㎛ 안팎 깊이의 dermo-epidermal junction에 500㎛ 두께의 thermocouple probe를 삽입하고 고정시키는 일은 지금까지는 불가능하다고 여겨졌던 실험이었으나 수년간의 노력 끝에 성공하였다. 하지만 MNRF(Microneedle Radiofrequency)에서는 이에 더해 needle 간의 아주 작은 틈을 피하면서 일정한 거리를 유지해야 했고, needle이 삽입된 상태에서는 초음파로도 확인이 불가능하여 초정밀 실험 설계를 요했다. 최근 이에 성공하여 MNRF에서 피부층별 온도 변화를 2㎳ 단위로 측정한 그래프를 얻을 수 있었다.

만일 needle 끝단에 에너지가 집중된다면, 1.65㎜ 깊이의 진피-지방층 경계에 삽입한 탐침(needle

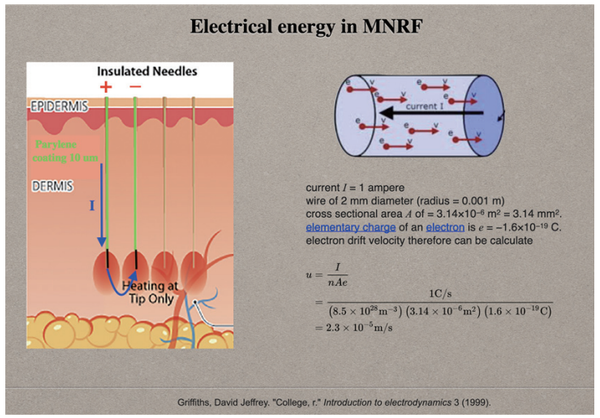
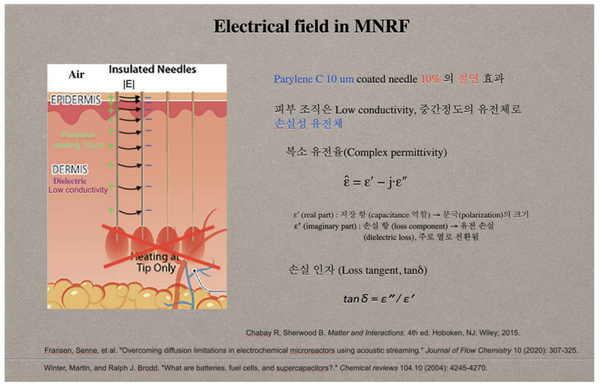


그림 1. Insulated MNRF in skin tissue에서 needle을 따라 흐르는 전류에 의한 저항으로 인해 needle의 끝단에 에너지가 집중되는 기존의 고주파 전류 이론을 잘 표현한 그림. 최승 원장 제공.



유전체적 성격을 가진 피부조직 속에서 needle RF의 전기장이 형성되는 모습. 전속 밀도는 피부 표면에서 가장 크며, needle 끝으로 갈수록 감소한다. 최승 원장 제공.

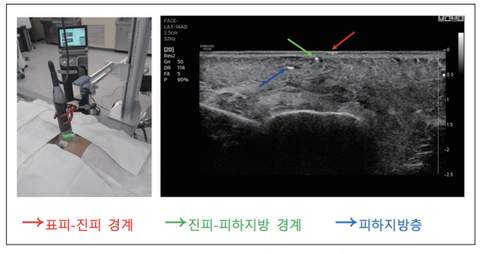
depth 1.5㎜) 의 온도가 가장 높아야 하지만, 실제로는 반대의 결과가 나타났으며 반복 실험에서도 동일한 결과를 보였다. 일반적으로 임상에서는 2.5W, 100㎳ 안팎의 저에너지를 사용하는 경우가 많은데 5W, 300㎳는 약 6배 증가한 에너지라고 할 수 있다. 또한, 온도 변화를 보다 뚜렷하게 측정하기 위해 5회 stacking 방식으로 설계된 실험이라는 점을 감안하면 피부조직 내 온도 변화는 예상보다 매우 작다는 것을 알 수 있다.

실제 임상에서 많이 사용되는 MNRF의 설정값을 보면 통증을 줄이기 위해 needle depth를 극단적으로 줄이거나, 출력과 고주파 인가 시간을 최소화하고, multiple pulses로 나누어 사용하는 경향이 강하다. 하지만 needle depth가 얕아지거나 출력과 고주파 인가 시간이 줄어들수록 피부조직 내 온도 변화가 미미해진다는 점을 고려하면, 이러한 경향은 needle RF의 임상적 결과를 저하시킬 수 있는 원인으로 작용할 수 있다.

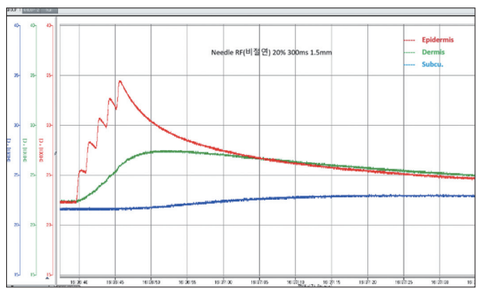
따라서 향후 MNRF의 지향점은 보다 충분한 고주파 에너지가 피부조직 내에 전달되도록 하는 것이어야 하며, epidermis로의 고주파 에너지 집중을 최소화하면서 진피층 주변에 상대적으로 에너지가 집중될 수 있게 전기장이 형성되도록 설계해야 한다.

QUADESSY 소개 및 특장점

클래시스에서 처음 선보이는 MNRF 기기 QUADESSY(쿼드세이)는 중앙의 needle RF 주변으로 4면에 non-invasive bipolar electrode가 배치되어 있다. 이 비침습 도자는 needle RF 고주파 인가 전에 작동하여 피부조직 내 에열을 유도함으로써 충분한 온도 상승을 가능하게 하며, 피부조직 내 needle 주변에서 capacitor처럼 이온의 분극을 유발하는데,



Human skin tissue(fresh cadaver)에서 피부층별 실시간 온도 변화를 2㎳ 단위로 측정한 실험. 50㎛ 안팎의 깊이에 위치한 dermo-epidermal junction에 탐침을 삽입하여 고정하고, DHJ(Dermal-Hypodermal Junction) 및 피하지방층에도 탐침을 삽입한 후 초음파로 위치를 확인하였다. 실험은 Catholic Applied Anatomy Center에서 수행되었다. 최승 원장 제공.



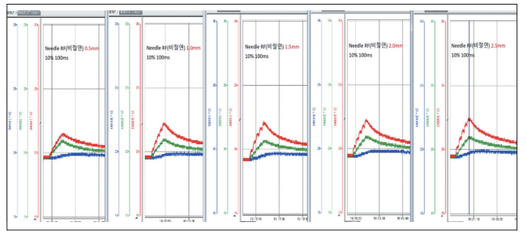
비절연 MNRF 5W·300㎳·1.5㎜로 5회 반복 인가한 실험에서 피부층별 온도 변화. 표피-진피 경계에서 온도 변화가 크다. 최승 원장 제공.

needle RF 인가 시 유전 손실에 의한 열 발생이 보다 효율적으로 이루어진다.

Needle RF를 둘러싼 4면에 비침습 도자를 배치한 Deeplus 팁은 기존 needle RF보다 더 효율적으로 피부층별 온도 변화를 일으킨다. 실제 임상 시 2.5W, 100㎳에서 5W, 200㎳로 출력을 증가시키거나, 고주파 인가 시간을 2배로 늘리면 통증이 훨씬 커지는 것을 경험할 수 있다. 하지만 비침습 도자가 배치된 Deeplus 모드에서는 통증이 커지지 않으면서도 출력이나 인가 시간을 2배로 증가시킨 수준만큼 진피층의 온도를 상승시킬 수 있다. 또한, 실제 임상에서 같은 부위에 2~3회의 stacking을 하는 방식은 통증을 크게 증가시키지 않으면서 고주파 에너지를 효과적으로 전달한다.

Wavplus와 needle RF 병행 포인트

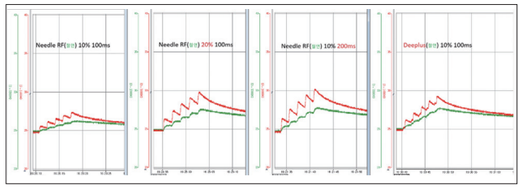
대부분의 고주파 에너지가 상부 진피에 국한될 것이라는 예상과 달리, Wavplus라 부르는 non-invasive bipolar RF 핸드피스는 진피 전층과 피하지방층의 5㎜ 깊이까지 영향을 준다. 기존 고주파 전류 이론에서 non-invasive bipolar RF는 표피와 상부 진피에만 영향을 줄 것이라 예측되었지만, 실제 실험에서는 진피 전층은 물론 피하지방층에서도 3~5㎜ 깊이까지 충분한 온도 상승을 유도할 수 있었다.



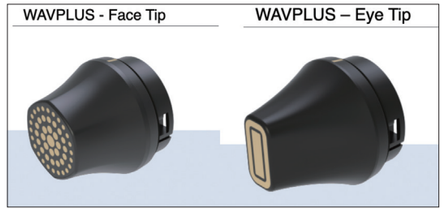
Needle의 depth에 따른 피부층별 온도 변화. Needle depth가 1㎜ 이하로 얕아지면, 열용량의 한계로 인해 온도 변화가 급격히 줄어든다. 최승 원장 제공.



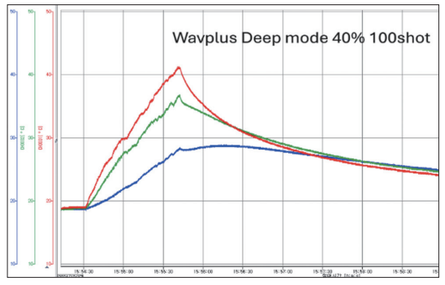
중앙의 needle RF 주변 4면에 비침습 도자를 배치한 새로운 개념의 MNRF. 클래시스 제공.



Needle RF에서 출력을 2배 증가시켰을 때의 그래프(왼쪽에서 두 번째)와 고주파 인가 시간을 2배로 늘렸을 때의 그래프(왼쪽에서 세 번째)를 비교해 보면, 비침습 도자를 추가했을 때의 그래프에서는 epidermis(red)의 온도 변화가 상대적으로 감소하지만, 진피층(green)의 온도는 출력 또는 고주파 인가 시간을 늘렸을 때보다 조금 더 상승하는 것을 확인할 수 있다. 최승 원장 제공.



Non-invasive bipolar RF 팁인 Wavplus는 기존의 SUS(Steel Use Stainless) 대신 PCB(Printed Circuit Board, 인쇄회로기판) 방식의 전극을 사용하여 시술 시 불편감이 적고 화상 등의 위험으로부터 안전하다. 클래시스 제공.



Non-invasive bipolar RF도 피하지방층에 직접적인 영향을 줄 수 있다. 파란색 그래프는 피하지방층에 위치한 탐침에서 측정한 온도 상승 곡선으로, 온도 상승이 완만하고 안정적으로 이루어지고 있다. 최승 원장 제공.

Monopolar RF와의 차이점은 온도 상승 패턴이다. Monopolar RF에서는 spike 형태의 급격한 온도 상승을 보이는 반면, Wavplus와 non-invasive bipolar RF는 완만한 온도 상승을 나타낸다. 이러한 온도 상승 패턴의 차이가 서로 다른 임상적 결과를 나타내는 주요한 차이일 수 있다.

MNRF에서 충분한 온도 상승이 이루어지지 않는 단점을 극복하기 위해, needle RF 시술 전에 Wavplus로 얼굴 전체의 피부 온도를 상승시킨 후 needle RF 시술을 진행하면 효과를 더욱 극대화할 수 있다. 물론 이때 통증이 더 심해지지는 않는다. Needle RF에서의 통증은 needle 삽입에 의한 통증, 고주파 전류에 의한 신경 말단 자극으로 인한 통증, 열에 의한 통증으로 나눌 수 있다. 저출력이라면 전기 자극에 의한 통증 부분에서 유리하지 않을까 생각한다. 이 부분은 향후 더 깊은 연구가 필요하다고 본다.

지금까지 내용을 종합하면 ① needle RF는 진피층에 선택적이지 않으며, 온도 상승이 크지 않다. ② 피부조직 내에서 needle RF는 낮은 전기 전도도로 인해 전류가 거의 흐르지 않으며, needle 사이 피부조직 내에 형성된 전기장에 의해 고주파 에너지가 전달된다. 이때 유전 손실이 열 발생의 주요 원인이다. ③ Needle depth, power, pulse duration이 작아지면 온도 상승이 충분하지 않아 임상적 효과를 기대하기 어렵다. ④ Needle RF 4면에 비침습 도자를 배치한 후 needle RF를 인가하면, 예열에 의한 온도 상승과 needle 사이 조직에서의 capacitor 역할을 통해 진피층에 고주파 에너지를 보다 선택적으로 집중시킬 수 있다. ⑤ 비침습 도자의 배치는 같은 출력과 인가 시간으로도 2배의 효과를 낼 수 있다. ⑥ Wavplus와 같은 non-invasive bipolar RF는 피하지방층에도 충분한 영향을 미칠 수 있으며, needle RF 시술 전 pre-heating 역할을 통해 통증을 최소화하면서 needle RF의 효과를 극대화할 수 있다.