https://phathuocngocanh.com/

CƠ BẢN VỀ TẦN SỐ VÔ TUYẾN: VẬT LÝ, SỰ AN TOÀN VÀ ỨNG DỤNG TRONG Y HỌC THẨM MỸ

Tác giả: Diane Irvine Duncan, Michael Kreindel

Dịch: Bs. Trương Tấn Minh Vũ

TÓM TẮT

Chương này tóm tắt nền tảng khoa học về tần số vô tuyến (*Radiofrequency- RF*) và ứng dụng trong y học thẩm mỹ, mô tả các thông số chính của RF bao gồm tần số RF, dạng sóng, công suất, thời lượng xung và độ sâu thâm nhập, phân tích ứng dụng trong điều trị. Các thiết bị đơn cực (monopolar) và lưỡng cực (bipolar) được mô tả chi tiết cho các ứng dụng lâm sàng khác nhau. Ảnh hưởng của hình dạng điện cực RF đến quá trình làm nóng mô được thể hiện và các thông số điện dành riêng cho mô được tóm tắt. Chương này thảo luận về các thông số RF cần thiết để đạt được nhiệt độ điều trị cho quá trình bóc tách mô, đông tụ hoặc làm nóng dưới mức hoại tử. Các thông số RF được sử dụng cho điều trị không xâm lấn, xâm lấn tối thiểu và điều trị phân đoạn được so sánh. Cuối cùng, giải thích các mối lo ngại chính về an toàn liên quan đến phương pháp điều trị RF và chi tiết các nguyên nhân phổ biến nhất gây ra tác dụng phụ.

Thuật ngữ tần số vô tuyến (*Radiofrequency- RF*) lần đầu tiên được giới thiệu cùng với việc phát minh ra radio và được dùng cho bức xạ điện từ hoặc dòng điện có tần số từ 3 kHz đến 300 GHz. Kể từ đó, lĩnh vực y học sử dụng dải tần tương đối hẹp của phổ này từ 200 kHz đến 40 MHz trong nhiều ứng dụng khác nhau. Ưu điểm chính của năng lượng RF trong y học là phản ứng thấp hoặc không đáng kể của dây thần kinh với dòng điện xoay chiều (*alternating current- AC*) có tần số cao so với các tần số thấp hơn.

William T. Bovie phát minh ra thiết bị phẫu thuật điện đầu tiên khi đang làm việc tại Harvard [1] . Thiết bị này được bác sĩ Harvey Williams Cushing sử dụng vào ngày 1 tháng 10 năm 1926, tại Bệnh viện Peter Bent Brigham ở Boston, Mass., để loại bỏ một khối mô khỏi đầu bệnh nhân [2]. Kể từ đó, thiết bị phẫu thuật điện RF trở thành một trong những dụng cụ phẫu thuật hữu ích nhất. Gần đây, RF nổi lên trong y học thẩm mỹ với các ứng dụng bóc tách và không bóc tách. Năng lượng RF trở thành một công cụ không thể thay thế trong hầu hết mọi lĩnh vực y học bao gồm da liễu, phẫu thuật thẩm mỹ và y học thẩm mỹ. Hiệu ứng mô có thể đạt được bằng cách sử dụng năng lượng RF dựa trên điểm cuối nhiệt linh hoạt và phụ thuộc vào mật độ năng lượng được áp dụng.

https://phathuocngoccanh.com/

Một số thay đổi nhiệt do RF gây ra ở mô thường được sử dụng trong y học:

(1) Bóc tách mô (ablation of tissue). Hiệu ứng này thường được sử dụng để cắt hoặc loại bỏ mô và dựa trên sự bay hơi do nhiệt của mô. Quá trình bóc tách đòi hỏi mật độ năng lượng rất cao, làm chuyển đổi mô từ trạng thái rắn sang hơi với tổn thương nhiệt tối thiểu đối với các mô xung quanh [3]. Một ứng dụng mới của việc RF bóc tách là để đốt các khối u.

(2) Đông tụ (coagulation). Khi sử dụng cho các mạch máu, đông tụ giúp cầm máu để kiểm soát chảy máu trong quá trình phẫu thuật. Cơ chế tương tự có hiệu quả trong điều trị tổn thương mạch máu [27]. Sự đông tụ cũng có thể được áp dụng cho mô mềm, để gây hoại tử khi không cần loại bỏ mô ngay lập tức.

(3) Co thắt collagen (collagen contraction). Nhiệt độ cao gây ra sự biến đổi ngay lập tức trong cấu trúc bậc ba của protein. Khi áp dụng cho collagen, nhiệt lượng làm hình dạng mô thay đổi cho mục đích y tế và thẩm mỹ. Sự co lại ngay lập tức của collagen, có thể được xảy ra ở khoảng nhiệt độ 60–80° C trong các quy trình chỉnh hình [4] và nhãn khoa [5]. Đối với các quy trình thẩm mỹ không xâm lấn, hiệu ứng này được tạo ra với nhiệt độ thấp hơn để tránh hoại tử da. Tuy nhiên, do nhiệt độ thấp hơn, kết quả của quy trình thường kém ổn định hơn, đòi hỏi thực hiện nhiều lần và mất nhiều thời gian hơn để thấy kết quả [6, 7].

(4) Làm nóng mô (tissue hyperthermia). Làm nóng mô đến nhiệt độ vượt mức sinh lý là một phương pháp điều trị da phổ biến, sử dụng nhiệt độ dưới hoại tử để kích thích các quá trình sinh lý tự nhiên nhằm cố gắng thay đổi biểu hiện của da và giảm mỡ dưới da [8, 9]. Việc làm nóng này không gây ra tác dụng đông tụ ngay lập tức nhưng có thể kích thích các nguyên bào sợi tổng hợp collagen và có thể làm thay đổi quá trình chuyển hóa của tế bào mỡ theo hướng có lợi cho quá trình phân giải lipid.

TÍNH CHẤT CỦA NĂNG LƯỢNG RF

Hiệu quả lâm sàng của RF phụ thuộc vào sự kết hợp của các thông số RF và phương pháp áp dụng nó vào mô.

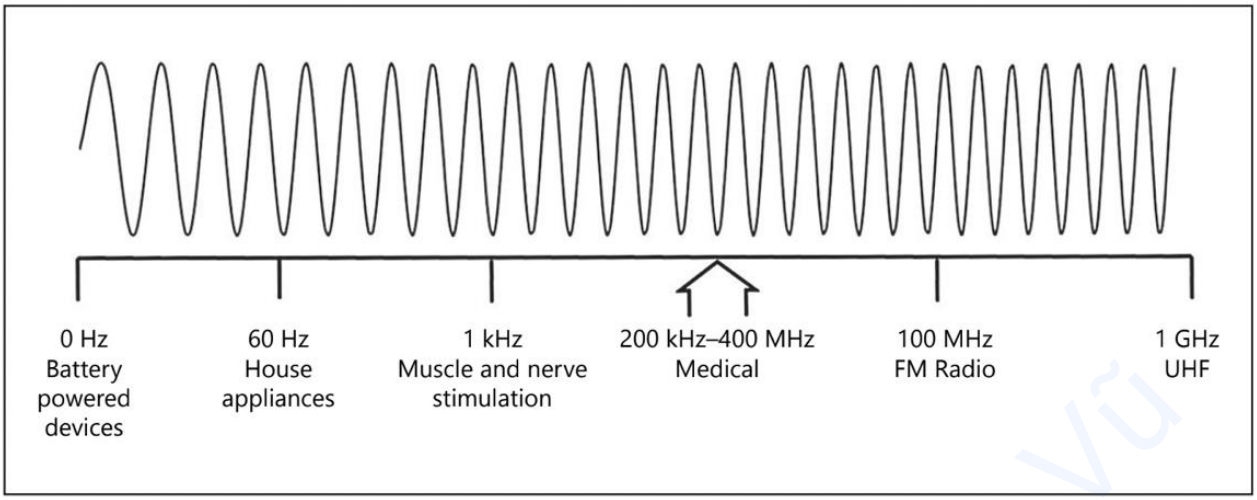
Tần số RF (Radiofrequency frequency)

Tần số của dòng điện đặc trưng cho số lần dòng điện thay đổi hướng trong một giây và được biểu thị bằng hertz. Sự thay đổi hướng này gắn liền với sự thay đổi cực tính của điện áp. Dòng điện một chiều (*direct current-DC*) có tần số là 0 Hz, thường được sử dụng trong các thiết bị chạy bằng pin. Dòng điện xoay chiều (*alternating current-AC*) tiêu chuẩn trong phạm vi 50–60 Hz được sử dụng cho hầu hết các thiết bị gia dụng. Dòng điện xoay chiều gây kích thích thần kinh và cơ và ở cường độ cao rất nguy hiểm. Nó có thể gây đau, co thắt cơ và thậm chí ngừng tim cấp tính.

Ở tần số 100 kHz trở lên, tác dụng kích thích cơ và thần kinh giảm đi. Trong phạm vi này, công suất cao hơn có thể được truyền vào mô một cách an toàn để tạo ra hiệu ứng nhiệt mong muốn (Hình 1). Mặc dù ở tần số trên 100 Hz, phản ứng thần kinh do dòng điện giảm đi đáng kể, nhưng ở biên độ cao, phản ứng của da có thể được quan sát ngay cả ở tần số trên 1 MHz. Năng lượng RF lan truyền trong mô dưới dạng dòng điện giữa các điện cực được áp vào và dưới dạng bức xạ ở tần số cao hơn. Tần số trong khoảng 200

https://nhathuocngocanh.com/

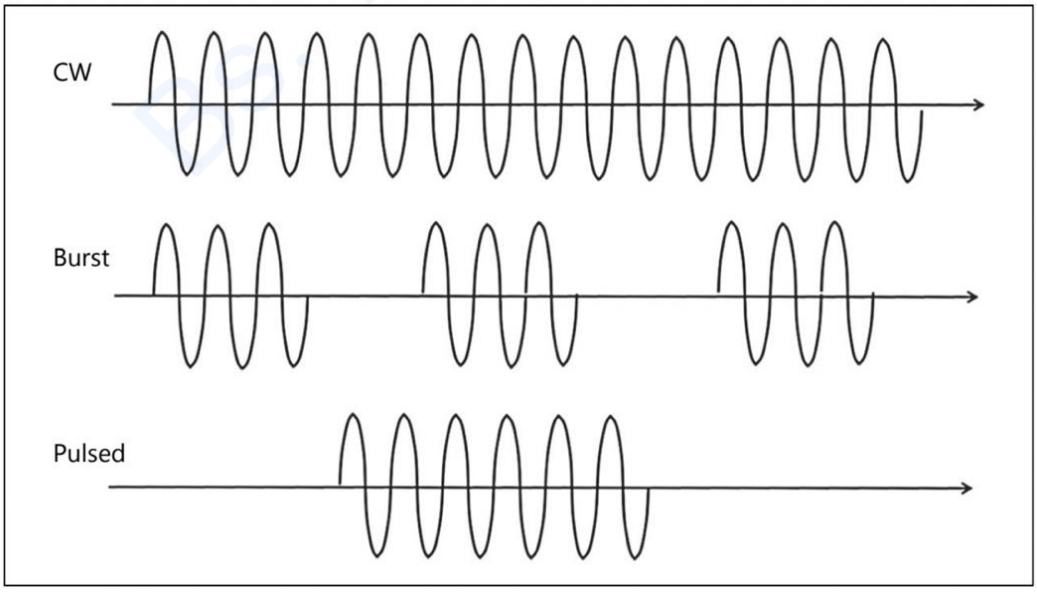
kHz đến 6 MHz là phổ biến nhất trong y học, nhưng có những thiết bị có tần số lên tới 40 MHz [10]. Các dao động điện tần số cao hơn được sử dụng chủ yếu để liên lạc.



Hình 1. Phổ tần số của dòng điện.

Dạng sóng RF (Radiofrequency waveform)

Thông thường, điện áp RF hình sin được sử dụng trong các thiết bị y tế. Năng lượng RF có thể được phân phối ở chế độ sóng liên tục (*continuous wave- CW*), chế độ bùng phát (*burst*) và chế độ xung (*pulsed*) (Hình 2). Để điều trị từ từ trên diện tích rộng, chế độ CW hữu ích nhất vì nó cho phép tăng nhiệt độ chậm ở khối mô lớn. Cách tiếp cận này được áp dụng để nhắm mục tiêu cellulite, mỡ dưới da và làm săn chắc da. Chế độ bùng phát cung cấp năng lượng RF với các xung năng lượng RF lặp lại, được dùng trong các ứng dụng trong đó công suất đỉnh là quan trọng trong khi công suất trung bình nên bị giới hạn, ứng dụng trong đông tụ mạch máu. Chế độ xung là tối ưu khi mục tiêu là làm nóng một lượng mô nhỏ đồng thời hạn chế sự dẫn nhiệt đến các mô xung quanh, tương tự như lý do áp dụng thời lượng xung ngắn trong điều trị bằng laser. Chế độ xung có hiệu quả trong việc bóc tách da từng phần và được đặc trưng bởi thời lượng xung không vượt quá thời gian thư giãn nhiệt (TRT) của vùng được điều trị.



Hình 2. Các dạng sóng RF điển hình.

Dịch: Bs. Trương Tấn Minh Vũ

https://nhathuocngocanh.com/

Công suất RF (Radiofrequency power)

Đặc điểm quan trọng nhất của năng lượng RF là công suất đỉnh và công suất trung bình. Công suất đỉnh là quan trọng để ước tính hiệu ứng nhiệt được tạo ra, trong khi công suất trung bình ảnh hưởng đến tốc độ tạo nhiệt. Đối với chế độ vận hành CW, công suất đỉnh và công suất trung bình là như nhau. Đối với chế độ xung hoặc bùng phát, công suất trung bình là tổng công suất được cung cấp chia cho thời gian sử dụng thiết bị, bao gồm cả chu kỳ "off".

Một đặc tính quan trọng khác của RF là mật độ công suất. Công suất cao áp dụng cho bề mặt da lớn có thể chỉ gây ra sự ấm lên nhẹ nhàng, nhưng khi áp dụng qua điện cực nhọn, công suất tương tự được áp dụng trên một điểm tiếp xúc nhỏ, dẫn đến mật độ công suất cao. Ở mật độ công suất cao, RF có thể gây ra sự bóc tách mô mạnh hơn là làm ấm hoặc đông tụ.

Hiệu ứng nhiệt của dòng điện RF (Thermal effect of radiofrequency current)

Công suất nhiệt *(P)* được tạo ra trong một thể tích mô bằng dòng điện trong khoảng thời gian *(t)* được mô tả bởi định luật Joule:

$$P = \frac{j^2}{\sigma}. \quad (1)$$

Nhiệt sinh ra được đo bằng joules/cm^3. Như phương trình mô tả, công suất tăng theo hàm bình phương của mật độ dòng điện RF *(j)*. Ngược lại, công suất nhiệt thay đổi tỷ lệ nghịch với độ dẫn điện của mô *(σ)*.

Xét rằng mật độ dòng điện theo định luật Ohm là tỷ lệ thuận với cường độ điện trường và độ dẫn điện của mô (phương trình 2),

$$j = \sigma E \quad (2)$$

chúng ta có thể viết lại phương trình (1) thành

$$P = \sigma E^2 \quad (3)$$

Nói cách khác, độ dẫn điện của mô càng cao thì nhiệt sinh ra càng lớn khi điện áp RF không đổi được đặt giữa các điện cực. Ngoài ra, nhiệt lượng sinh ra tăng lên khi mức độ tiếp xúc với RF tăng lên; nói cách khác, mô sẽ nóng hơn với thời gian sử dụng dòng RF dài hơn. Khi mô nóng lên, độ dẫn điện của nó tăng lên (hoặc nói cách khác là trở kháng giảm) và do đó các phương trình chỉ có liên quan tại một thời điểm nhất định. Điều này được tính đến trong quá trình thực hiện quy trình RF: trong các thiết bị hiện đại, công suất RF được tự động điều chỉnh theo trở kháng của mô.

Độ sâu thâm nhập và phân bổ năng lượng RF giữa các điện cực

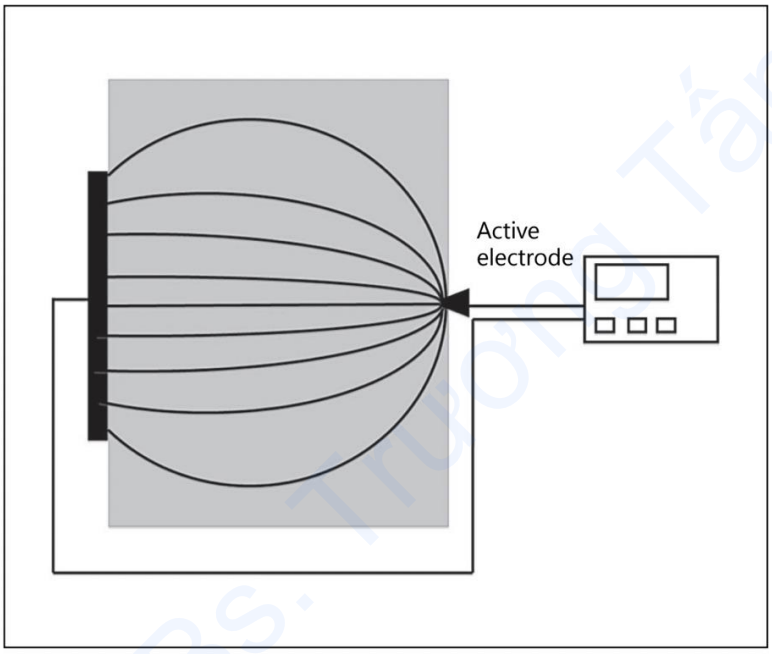
Độ sâu thâm nhập là một thông số được sử dụng rộng rãi trong laser da liễu, có nghĩa là khoảng cách bên dưới lớp da được làm nóng. Chính xác hơn, độ sâu của hiệu ứng RF được đặc trưng bởi sự suy giảm năng lượng ứng dụng theo độ sâu. Cách hiểu phổ biến nhất về thông số này là độ sâu trong đó năng lượng đưa vào giảm theo hệ số mũ

https://phathuocngocanh.com/

(*e*~2,7). Ngược lại với năng lượng quang học bị suy giảm theo khoảng cách truyền qua mô do sự tán xạ và hấp thụ, dòng điện RF giảm ở một khoảng cách từ điện cực do sự phân kỳ của các dòng điện. Độ sâu thâm nhập có thể bị ảnh hưởng bằng cách thay đổi cấu trúc liên kết của da và tối ưu hóa hệ thống điện cực. Trong y học thẩm mỹ, cấu hình phổ biến nhất của hệ thống điện cực là đơn cực, lưỡng cực và đa cực bao gồm cả phân đoạn, trong đó hiệu quả đạt được bằng cách xếp chồng các đường dẫn dòng điện RF giữa các điện cực được ghép đôi. Độ sâu thâm nhập cũng có thể bị ảnh hưởng bởi cấu trúc giải phẫu của vùng được điều trị. Ví dụ, độ sâu thâm nhập qua xương có thể bị hạn chế do độ dẫn điện thấp của mô xương. Vì lý do này, các thông số điều trị trên xương, ví dụ như vùng trán và hông, thường khác với các thông số được áp dụng ở các vùng lân cận.

RF đơn cực (Monopolar RF)

Các thiết bị RF đơn cực sử dụng một điện cực hoạt động trong vùng điều trị và một điện cực phản hồi, thường ở dạng miếng đệm nối đất có diện tích tiếp xúc lớn, được đặt bên ngoài vùng điều trị. Trong hình dạng điện cực này, mật độ dòng RF cao được tạo ra gần điện cực hoạt động và dòng RF phân kỳ về phía điện cực phản hồi lớn. Về mặt sơ đồ, hoạt động của dòng điện RF trong cơ thể của hệ thống đơn cực được mô tả trong Hình 3.



Hình 3. Sơ đồ phân bố dòng RF giữa các điện cực trong hệ thống đơn cực.

Vùng nhiệt cho hình dạng này có thể được ước tính bằng cách sử dụng mô hình hình cầu giải tích cho phương trình liên tục, cho rằng dòng điện chạy liên tục từ điện cực này sang điện cực khác:

$$\nabla_r j = 0 \qquad (4)$$

Xét định luật Ohm ở dạng vi phân (phương trình 2) và định nghĩa của điện trường, phương trình 4 có thể được viết lại thành:

$$\frac{1}{r^2}\frac{\partial}{\partial r} r^2 \frac{\partial \varphi}{\partial r} = 0, \qquad (5)$$

https://phathuocngocanh.com/

trong đó φ là thế năng của điện trường. Lời giải cho phương trình này cung cấp sự phân bố mật độ dòng điện RF giữa các điện cực:

$$j = \frac{\sigma V r_0 R}{r^2 (R - r_0)}, \quad (6)$$

trong đó σ là độ dẫn điện của mô, V là điện áp giữa các điện cực, r_0 là bán kính của điện cực nhỏ và R là bán kính của điện cực lớn.

Đối với trường hợp khi điện cực phản hồi lớn hơn nhiều so với điện cực hoạt động, phương trình có thể được đơn giản hóa như sau:

$$j = \frac{\sigma V r_0}{r^2}. \quad (7).$$

Tương ứng, công suất nhiệt theo định luật Joule có thể được ước tính là:

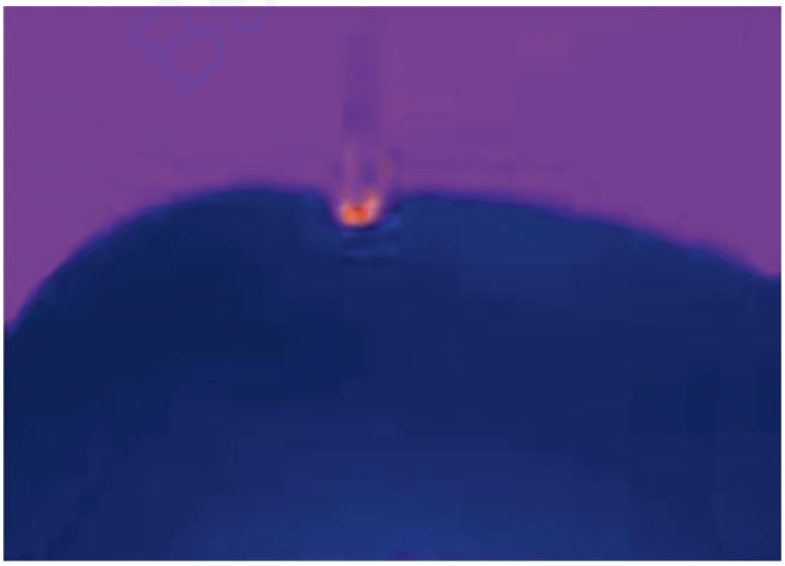
$$P = \frac{\sigma V^2 r_0^2}{r^4} \quad (8)$$

Phương trình đơn giản này dẫn đến một vài kết luận thú vị:

(1) Nhiệt sinh ra bởi dòng điện RF gần điện cực hoạt động không phụ thuộc vào kích thước, hình dạng hoặc vị trí của điện cực phản hồi khi điện cực phản hồi có kích thước lớn hơn nhiều so với điện cực hoạt động và nằm ở khoảng cách lớn hơn nhiều hơn kích thước của điện cực hoạt động.

(2) Sự làm nóng giảm đáng kể khi khoảng cách từ điện cực tăng lên. Ở khoảng cách bằng kích thước điện cực, sự làm nóng trở nên không đáng kể. Nói cách khác, phần lớn năng lượng RF áp dụng trong hệ thống đơn cực được chuyển thành nhiệt ở gần điện cực hoạt động. Do đó, vùng nhiệt có thể được ước tính bằng bán kính hoặc một nửa kích thước của điện cực hoạt động.

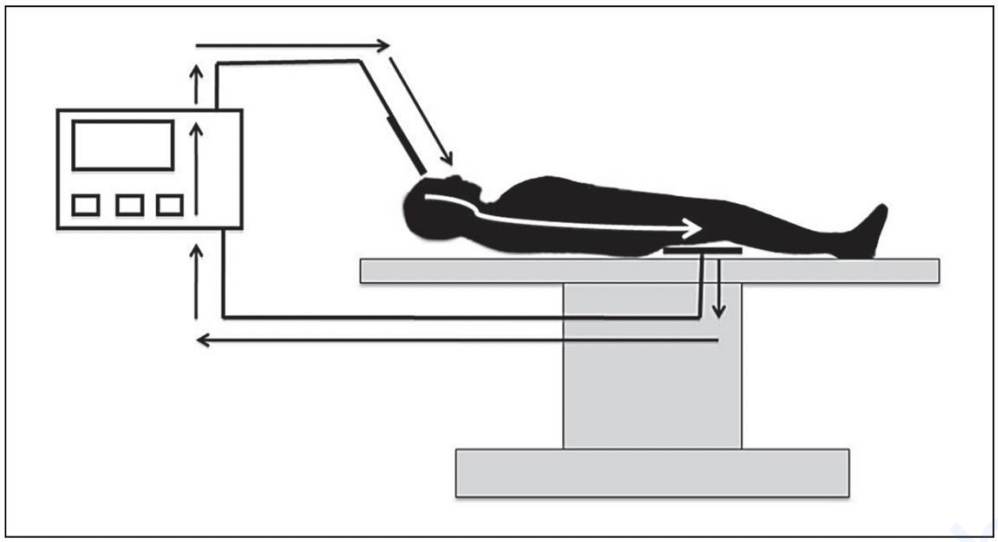
(3) Dòng điện RF tập trung trên điện cực RF và nhanh chóng phân kỳ về phía điện cực phản hồi. Hình 4 cho thấy hình ảnh nhiệt trong mặt cắt ngang của mô bò được xử dụng bằng điện cực đơn cực và chứng minh rằng sự sinh nhiệt chỉ được ghi nhận gần điện cực hoạt động.



Hình 4. Đo nhiệt độ mô theo mặt cắt ngang trong quá trình điều trị: sử dụng thiết bị phát RF đơn cực có tần số 1 MHz và công suất 50 watt bằng cách sử dụng điện cực 1 mm ở bề mặt mô và điện cực phản hồi lớn 100 cm2 ở đáy mô. Nhiệt tập trung gần bề mặt của điện cực nhỏ và độ sâu của vùng nhiệt bằng một nửa kích thước điện cực.

https://phathuocngocanh.com/

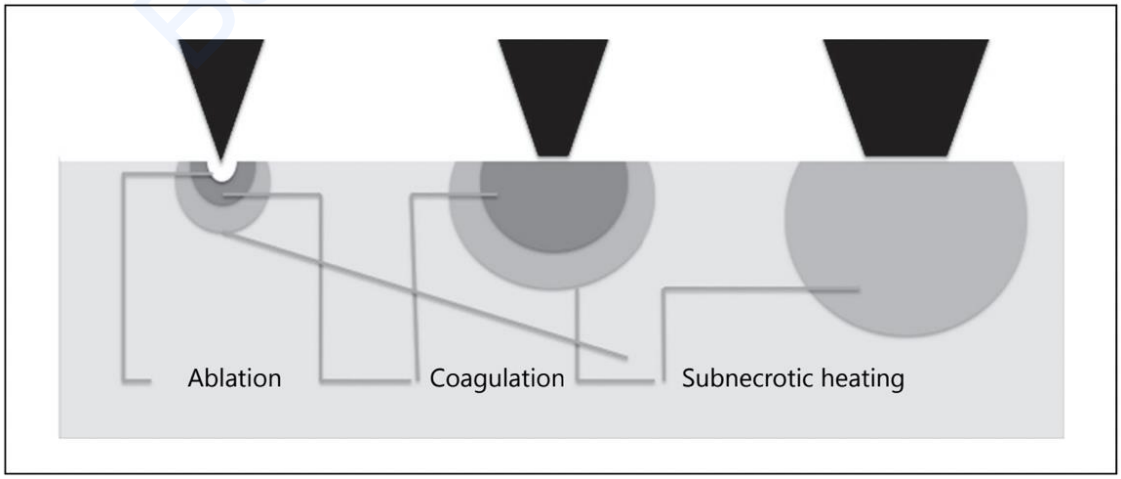
Các thiết bị đơn cực được sử dụng phổ biến nhất để cắt mô. Theo sơ đồ, dòng điện RF cho các thiết bị đơn cực được thể hiện trong Hình 5.



Hình 5. Dòng điện chạy qua bệnh nhân và thiết bị phẫu thuật điện.

Dòng điện RF luôn chạy theo một vòng khép kín xuyên qua cơ thể con người. Như trình bày ở trên, mật độ dòng điện ở xa điện cực hoạt động là không đáng kể. Tuy nhiên, sự cố mà trong đó dòng điện tần số thấp thoát ra khỏi cấu hình đơn cực có nguy cơ cao vì toàn bộ cơ thể tiếp xúc với năng lượng điện. Hầu hết các thiết bị thương mại đều có đầu ra cách ly để giúp tránh đường dẫn dòng điện RF không mong muốn đến thiết bị kim loại xung quanh.

Hiệu quả điều trị bằng thiết bị đơn cực phụ thuộc vào mật độ năng lượng RF, có thể được kiểm soát bằng công suất RF và kích thước của điện cực hoạt động. Để tạo ra sự bóc tách mô, cần phải có mật độ năng lượng rất cao. Trong dụng cụ cắt, điện cực loại kim nhọn được sử dụng để tập trung dòng điện vào một khu vực rất nhỏ. Tay cầm đông tụ có diện tích bề mặt lớn hơn thiết bị bóc tách, thường là vài mm vuông, để tạo nhiệt trên diện tích lớn hơn, tạo ra sự đông tụ hơn là bóc tách. Làm nóng dưới mức hoại tử thường được áp dụng cho các phương pháp điều trị liên quan đến tái cấu trúc collagen và trong trường hợp này kích thước điểm là khoảng 1 cm^2 [7]. Sơ đồ về hiệu ứng kích thước điểm trên vùng điều trị được thể hiện trong Hình 6.



Hình 6. Hiệu ứng kích thước điểm.

Dịch: Bs. Trương Tấn Minh Vũ

https://nhathuocngocanh.com/

Đối với các thiết bị đơn cực, độ sâu thâm nhập là hàm số của kích thước điện cực hoạt động và có thể được ước tính bằng một nửa kích thước điện cực.

Các đặc điểm chính của thiết bị đơn cực là:

- Có thể dự đoán được hiệu ứng nhiệt gần điện cực hoạt động
- Khả năng tập trung năng lượng vào một khu vực rất nhỏ
- Phân bố nhiệt không đồng đều cao, nhiệt lượng rất cao ở bề mặt điện cực hoạt động và giảm đáng kể ở khoảng cách vượt quá kích thước của điện cực, do đó hạn chế độ sâu thâm nhập.

RF lưỡng cực (Bipolar RF)

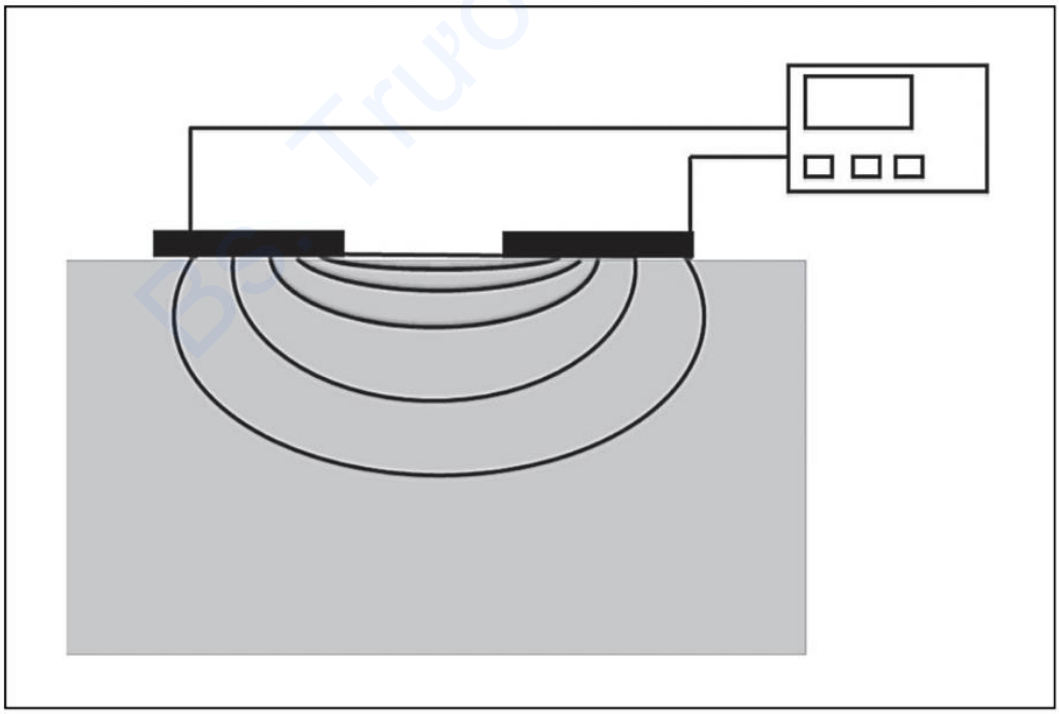
Cấu hình lưỡng cực được đặc trưng bởi việc sử dụng hai điện cực tiếp xúc với vùng được điều trị. Hình dạng này có khả năng tạo ra nhiệt đồng đều trên khối lượng mô lớn hơn so với hệ thống đơn cực. Để hiểu được sự phân bố nhiệt giữa các điện cực, cần tính đến ba quy tắc sau:

(1) Đối với bất kỳ hình dạng nào, mật độ dòng điện RF cao hơn dọc theo đường có khoảng cách ngắn nhất giữa các điện cực và giảm theo khoảng cách từ các điện cực.

(2) Sự làm nóng ở gần bề mặt điện cực lớn hơn và giảm dần theo khoảng cách do sự phân kỳ dòng điện.

(3) Dòng điện RF tập trung vào phần điện cực có độ cong cao, tạo ra các điểm nóng.

Sơ đồ phân bố dòng điện trong môi trường đồng nhất cho các hình dạng điện cực điển hình được sử dụng để điều trị không xâm lấn được thể hiện trong Hình 7.

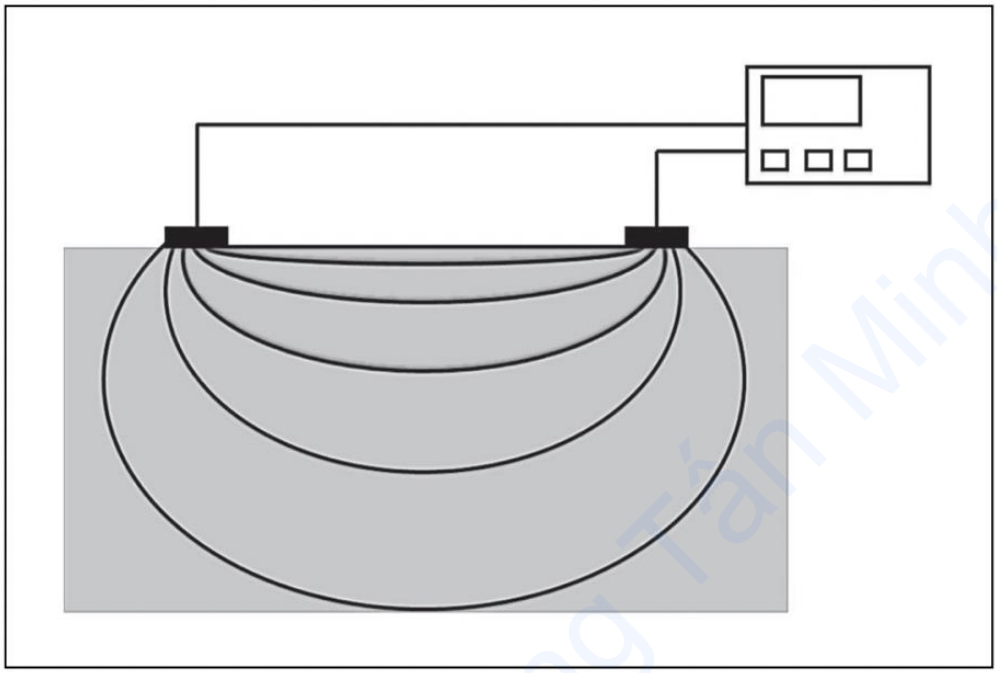


Hình 7. Phân bố dòng điện cho hệ thống RF lưỡng cực.

https://phathuocngoccanh.com/

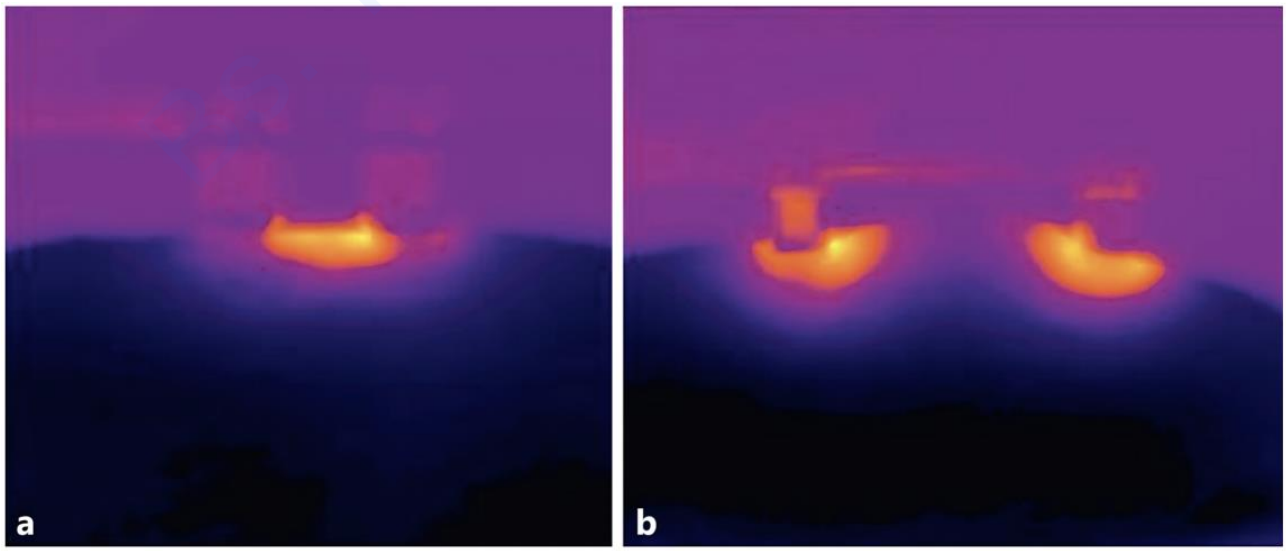
Trong các thiết bị lưỡng cực, cả hai điện cực đều tạo ra hiệu ứng nhiệt như nhau ở gần mỗi điện cực và sự phân kỳ của dòng điện RF không mạnh do khoảng cách giữa các điện cực nhỏ. Đối với các hệ thống lưỡng cực như trong Hình 7, phần lớn nhiệt tập trung giữa các điện cực.

Độ sâu thâm nhập của RF đối với các thiết bị lưỡng cực là hàm số của kích thước điện cực và khoảng cách giữa chúng. Bằng cách tăng khoảng cách giữa các điện cực, dòng điện có thể đi sâu hơn nhưng độ phân kỳ cũng tăng lên. Đối với trường hợp khoảng cách giữa các điện cực lớn hơn nhiều so với kích thước điện cực thì sự gia nhiệt sẽ tương tự như hai điện cực đơn cực. Sơ đồ tình huống này được thể hiện trong Hình 8.



Hình 8. Phân bố dòng điện cho hệ thống lưỡng cực có khoảng cách lớn giữa các điện cực.

Hình ảnh nhiệt của mặt cắt mô cho khoảng cách nhỏ và lớn giữa các điện cực được thể hiện trong Hình 9.



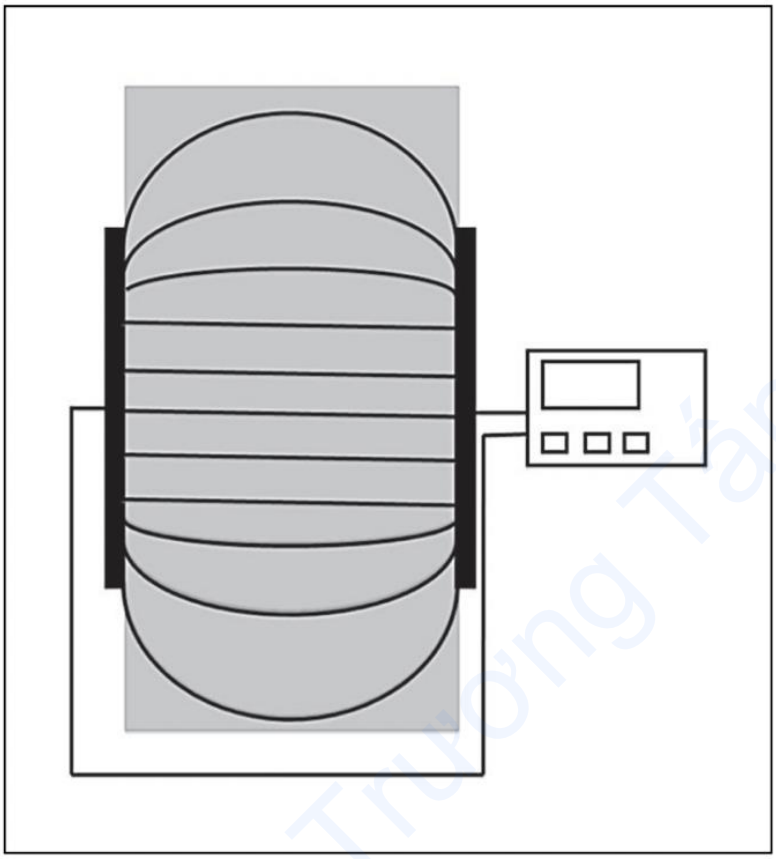
Hình 9. Hình ảnh nhiệt của mặt cắt mô được xử lý bằng thiết bị lưỡng cực ở khoảng cách nhỏ (a) và lớn (b) giữa các điện cực.

Dịch: Bs. Trương Tấn Minh Vũ

https://phathuocngocanh.com/

Trong Hình 9 a, nhiệt được tạo ra giữa các điện cực, trong khi các đường cong tăng nhiệt ngay dưới các điện cực ít rõ ràng hơn. Hình dạng này cho phép tạo ra nhiệt đồng đều trong một thể tích giới hạn. Hình dạng này phù hợp để làm nóng đồng nhất lớp da với độ sâu lên đến vài mm. Ứng dụng chính của hình học này là làm nóng da dưới mức hoại tử để làm biến tính collagen và kích thích tái cấu trúc. Trong Hình 9 b, nhiệt tập trung dưới điện cực, như xảy ra ở các thiết bị đơn cực. Sự phân bố nhiệt độ không đồng đều và trong thực tế có thể thấy rõ sự gia nhiệt xảy ra ở các điểm nóng.

Sự phân bố đồng đều nhất của dòng điện RF đạt được trong hình dạng phẳng khi diện tích các điện cực song song lớn hơn khoảng cách giữa chúng. Phân bố dòng điện RF cho hình dạng phẳng được thể hiện trong Hình 10.



Hình 10. Phân bố dòng điện cho hình dạng lưỡng cực phẳng.

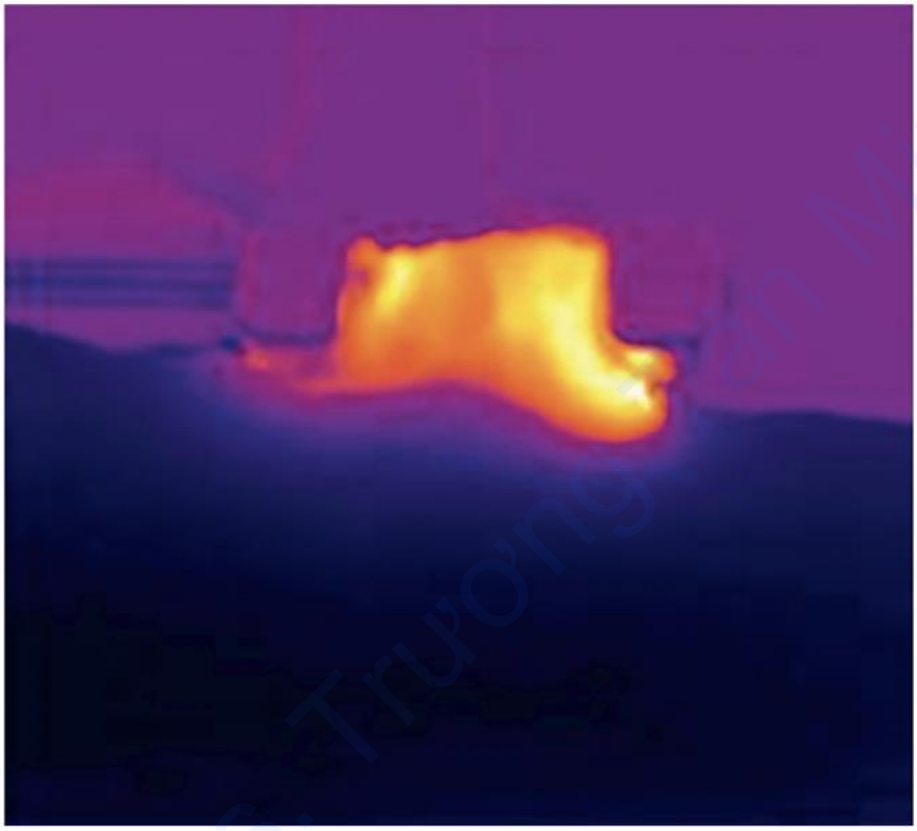
Sự làm nóng do RF giữa các điện cực sẽ đồng đều trong hầu hết thể tích với sự phân kỳ dòng điện ở ngoại vi của các điện cực. Hình dạng này có thể đạt được bằng cách gấp mô giữa các điện cực. Điều này thường được thực hiện trong y học thẩm mỹ bằng cách tạo áp suất âm (dưới dạng chân không) để nâng và kẹp da giữa hai điện cực song song. Hình dạng này thường được sử dụng trong việc tạo đường nét cơ thể để mang lại khả năng làm nóng sâu đồng đều.

Các thiết bị lưỡng cực thường được sử dụng để tạo ra các vùng nhiệt lớn hơn trong các ứng dụng không bóc tách. Ưu điểm của hệ thống lưỡng cực là khu trú dòng điện trong vùng điều trị.

Phản ứng của mô với RF lưỡng cực có thể được chứng minh bằng các thí nghiệm nhiệt được tiến hành trong các nghiên cứu in vitro sử dụng mô lợn. Đối với ví dụ hiện tại, một máy phát RF có tần số 1 MHz và công suất 50 watt được sử dụng. Một camera nhiệt

https://nhathuocngocanh.com/

(FLIR A320) được sử dụng để đo nhiệt độ mô trong quá trình sử dụng RF. Hình 4, ở phần trước của chương này, cho thấy phản ứng nhiệt đối với RF đơn cực trong đó điện cực 1 mm được đặt lên bề mặt mô và điện cực phản hồi lớn 100 cm^2 được đặt ở đáy mô. Nhiệt tập trung gần bề mặt của điện cực nhỏ và độ sâu của vùng nhiệt bằng khoảng một nửa kích thước điện cực. Ngược lại, Hình 9 b thể hiện hình dạng lưỡng cực trong đó cả hai điện cực có kích thước bằng nhau là 10 mm và khoảng cách giữa chúng là 10 mm. Vùng nhiệt nằm giữa các điện cực và có sự phân bố đồng đều ở độ sâu 5 mm. Đối với hình dạng lưỡng cực, trong đó khoảng cách giữa các điện cực bằng hoặc nhỏ hơn kích thước điện cực, độ sâu thâm nhập bằng khoảng một nửa khoảng cách giữa các điện cực. Ở khoảng cách ngày càng tăng giữa các điện cực, sự phân bố năng lượng RF trở nên không đồng đều và phần lớn nhiệt tập trung gần bề mặt điện cực (Hình 9 b). Gấp da giữa hai điện cực phẳng cho phép làm nóng đồng đều khối lượng mô lớn (Hình 11). Độ sâu thâm nhập được xác định bởi chiều cao điện cực và có thể lớn tới vài cm.



Hình 11. Hình ảnh nhiệt của sự phân bố nhiệt được tạo ra trên da được gấp giữa hai điện cực song song.

Tính chất điện của mô (Electrical properties of tissue)

Một tính chất cụ thể của dòng điện RF trong mô sinh học là độ dẫn truyền ion. Kết quả là, các hiệu ứng điện liên quan đến từ tính là không đáng kể và hoạt động của mô dưới dòng điện RF được mô tả khá rõ bằng lý thuyết Maxwell. Coi mô như một môi trường kháng cự có một số đặc tính điện dung, điều này có tác động trở nên quan trọng hơn ở tần số cao hơn. Trong phạm vi RF từ 200 kHz đến 1 MHz, điện trở suất của mô chiếm ưu thế đáng kể trong hoạt động của mô và chúng ta có thể bỏ qua các đặc tính điện dung, đặc tính này có ý nghĩa quan trọng hơn đối với việc phát triển thiết bị phát RF so với các ứng dụng y tế. Do đó, theo mục đích của cuộc thảo luận này, thuật ngữ điện trở và trở kháng sẽ được coi là giống nhau.

Dịch: Bs. Trương Tấn Minh Vũ

https://nhathuocngocanh.com/

Đối với mô có đặc tính đồng nhất, điện trở (R) bằng:

$$R = \rho \frac{L}{S}, \quad (9)$$

trong đó ρ là điện trở suất của mô, bằng điện trở của một dây dẫn có diện tích 1 m^2 và chiều dài 1 m. S là tiết diện mô chịu dòng điện RF và L là khoảng cách giữa các điện cực. Phương trình đơn giản hóa này cho phép hiểu được các nguyên tắc cơ bản nhất của hoạt động của dòng điện RF: trở kháng mô cao hơn đối với các điện cực nhỏ hơn và khoảng cách giữa chúng lớn hơn.

Thông thường trong tài liệu, thuật ngữ độ dẫn điện được sử dụng trái ngược với điện trở suất. Độ dẫn điện của các loại mô khác nhau có thể khác nhau đáng kể. Tính chất điện của một số mô được trình bày ở Bảng 1.

Bảng 1. Độ dẫn điện của các loại mô sinh học khác nhau ở tần số 1 MHz [12]

Mô	Độ dẫn, S m^{-1}
Máu	0,7
Xương	0,02
Mỡ	0,03
Da khô	0,03
Da ướt	0,25

Điều quan trọng là phải hiểu rằng các phép đo trong thí nghiệm đối với các vật chất nguyên chất có thể khác biệt đáng kể so với bệnh nhân sống vì ở cấp độ vĩ mô có sự kết hợp của các mô. Ví dụ, theo bảng trên, sự khác biệt giữa da ướt và mỡ gần 8 lần, trong khi ở nhiều phép đo được tiến hành trong cơ thể, sự khác biệt gần 3 lần. Điều này có thể được giải thích bởi sự hiện diện của mạng lưới mạch máu, chất nền mô liên kết và dịch gian bào trong lớp mỡ. Nó cũng có thể giải thích sự khác biệt đáng kể trong dữ liệu được báo cáo trong các nghiên cứu khác nhau [11]. Về cơ bản, mô có hàm lượng nước và máu cao hơn sẽ có tính dẫn điện cao. Gây tê bằng tumescent có thể làm tăng đáng kể độ dẫn điện của mô vì tăng hàm lượng nước và muối.

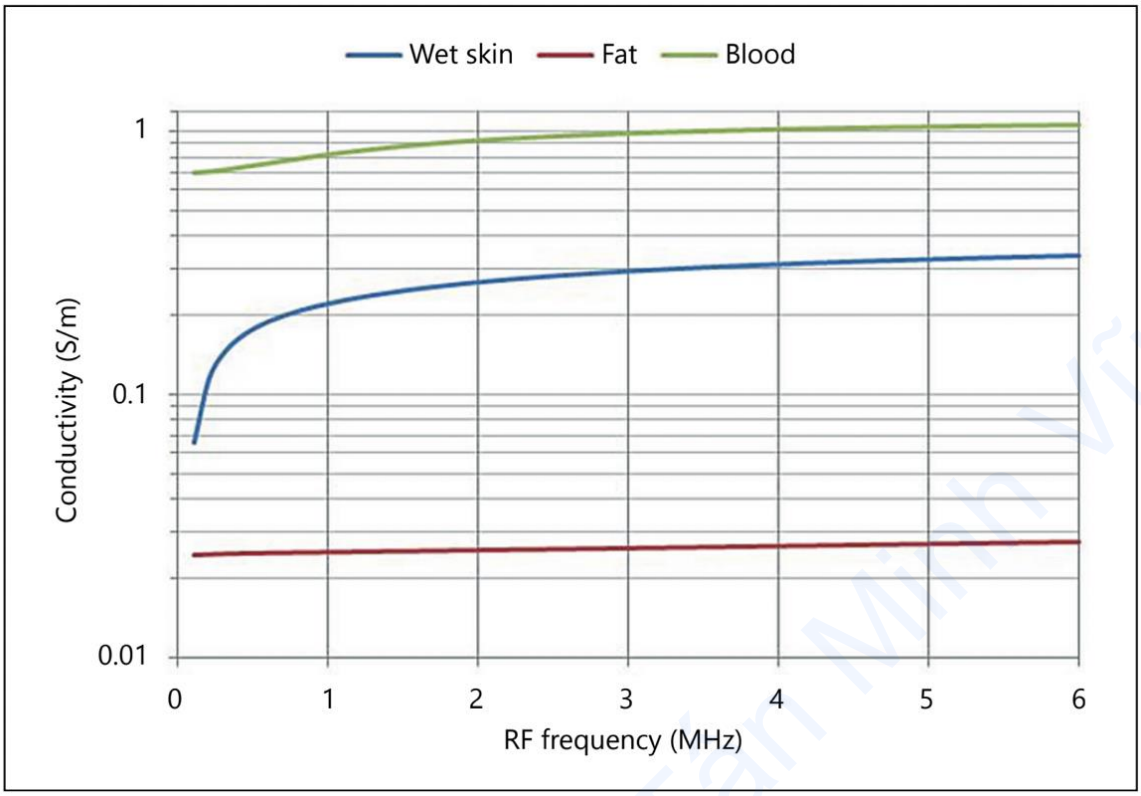
Độ dẫn của mô có thể là một hàm số mạnh của tần số RF. Hình 12 cho thấy độ dẫn điện của mỡ và da được tính toán theo mô hình tham số [12] . Độ dẫn điện của da là hàm số mạnh của tần số trong khoảng từ 100 KHz đến 1 MHz và có sự thay đổi yếu ở tần số cao hơn. Độ dẫn điện của chất béo không đổi ở tất cả các dải tần số được sử dụng trong y học.

Độ dẫn điện của mô là một hàm của nhiệt độ. Hành vi định tính của trở kháng mô theo hàm số của nhiệt độ được thể hiện trong Hình 13.

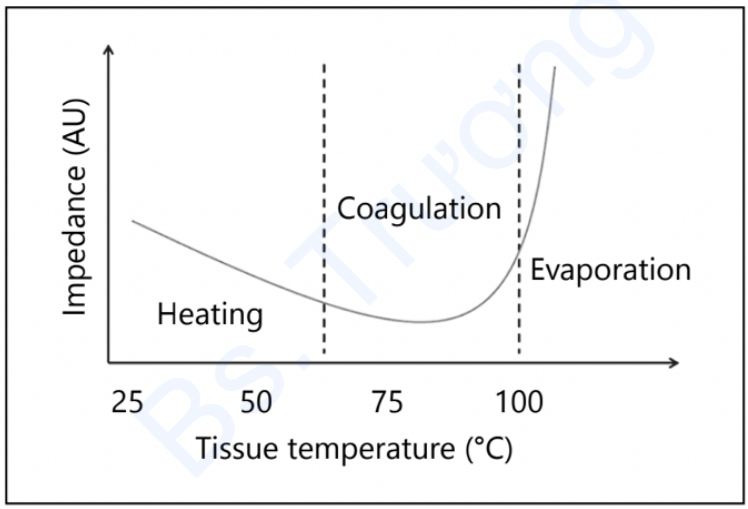
Sự nóng lên của mô làm giảm trở kháng của nó với tốc độ khoảng 1,5–2% mỗi độ C cho đến điểm đông tụ [11]. Sự thay đổi này liên quan đến việc giảm độ nhớt của mô khi nhiệt độ tăng. Sự đông tụ của mô gây ra sự thay đổi hóa học trong cấu trúc mô và xu hướng hành vi trở kháng bị thay đổi. Khi mô được làm nóng đến 90–100°C, sự bay hơi của chất lỏng bắt đầu, làm tăng đáng kể trở kháng của mô. Việc làm nóng mô hơn nữa dẫn đến quá trình cacbon hóa của nó. Sự phụ thuộc của độ dẫn điện mô vào nhiệt độ được một số thiết bị y tế tận dụng. Ví dụ, một công nghệ kết hợp điện -quang sử dụng ánh sáng

https://nhathuocngocanh.com/

ở các bước sóng cụ thể để làm nóng ưu tiên các mục tiêu mô nhất định; sự làm nóng mô đích trước đo tạo ra đường dẫn ưu tiên hơn cho dòng điện RF [13, 14]. Điều này có thể mang lại lợi ích điều trị cho một số ứng dụng.



Hình 12. Độ dẫn của mô là hàm của tần số RF [12]



Hình 13. Độ dẫn của mô là hàm của nhiệt độ.

Hiệu ứng nhiệt do RF trên mô (Radiofrequency thermal effect on tissue)

Hiệu ứng nhiệt của RF lên mô không khác biệt so với laser hoặc bất kỳ phương pháp làm nóng nào khác. Nhiều nghiên cứu [15, 16] thảo luận về tác động của nhiệt độ lên mô. Hiệu quả điều trị không chỉ phụ thuộc vào nhiệt độ mà còn phụ thuộc vào khoảng thời gian áp dụng nhiệt độ này. Theo đó, việc tiếp xúc với nhiệt độ 70–90°C trong vài ms có thể gây ra hiện tượng đông tụ, trong khi nhiệt độ áp dụng trong vài giây ở nhiệt độ thấp hơn 45°C gây ra tổn thương không hồi phục.

Dịch: Bs. Trương Tấn Minh Vũ

https://nhathuocngocanh.com/

Trình tự đáp ứng điển hình của mô khi nhiệt độ tăng lên như sau: 37–44°C: tăng tốc quá trình trao đổi chất và các quá trình tự nhiên khác. 44–45° C: những thay đổi về hình dạng của protein, bao gồm collagen; chết tế bào do tăng nhiệt. 60–70°C: sự biến tính của protein; đông tụ collagen, màng, hemoglobin; sự co rút của các sợi collagen. 90–100°C: hình thành không bào ngoại bào; sự bay hơi của chất lỏng. >100°C: bóc tách do nhiệt; cacbon hóa.

Hiệu ứng thời lượng xung (Pulse duration effect)

Thời lượng xung là một trong những thông số quan trọng nhất khi sử dụng năng lượng RF để đạt được đáp ứng lâm sàng. Nó ảnh hưởng đến kết quả điều trị vì thời gian ảnh hưởng đến quá trình nhiệt hóa trong mô. Tác động khác của thời lượng xung là sự phân tán năng lượng ra khỏi vùng điều trị do tính dẫn nhiệt từ vùng tiếp xúc đến mô xung quanh.

Có nhiều dữ liệu về mối tương quan giữa nhiệt độ mô, thời gian phát xung và hiệu quả điều trị. Moritz và Henriques [17] chứng minh rằng ngưỡng tổn thương nhiệt của da là hàm số của nhiệt độ và thời gian. Sau đó, nó được chứng minh rằng chức năng tổn thương da có thể được mô tả bằng phương trình Arrhenius, trong đó thời gian là hệ số lũy thừa và nhiệt độ là hệ số mũ [16]:

$$D = A\,t\,\exp\left(\frac{-\Delta E}{R\,T}\right).$$

Nói cách khác, mức độ tổn thương *(D)* là hàm tuyến tính của xung thời gian *(t)* và hệ số mũ của nhiệt độ mô *(T)*. Khi đó, trên thực tế mà nói, nhiệt độ mô có ảnh hưởng nhiều hơn đến mức độ tổn thương so với thời lượng xung. Tuy nhiên, việc tăng nhiệt độ ở mức độ thấp kéo dài sẽ ảnh hưởng đến các mô [27].

Tình trạng tăng thân nhiệt kéo dài ở 42°C trong hàng chục phút được biết sẽ gây chết hầu hết các tế bào nhạy cảm [18]. Một khi đã tăng lên, nhiệt độ của mô chỉ có thể giảm đi bằng cách tản nhiệt. Sự tản nhiệt được đặc trưng bởi TRT của mô mục tiêu. Khi việc điều trị nhằm mục đích làm nóng một cấu trúc mà không làm nóng mô ngoại vi, nó phải được nâng lên nhiệt độ đó trước khi bắt đầu giảm đi bằng truyền nhiệt. Do đó, để khu trú điều trị, thời lượng xung phải nhỏ hơn TRT.

TRT là một hàm số của các đặc tính nhiệt của mô, cũng như hình dạng và kích thước của thể tích được làm nóng. Mô mềm có tính chất nhiệt gần với nước.

Đối với vật thể phẳng, TRT có thể được ước tính là [19] :

$$TRT = \frac{d^2}{4\,a},$$

trong đó *d* là độ dày của lớp và *a* là độ khuếch tán của mô. Độ khuếch tán bằng độ dẫn của mô chia cho nhiệt dung và được đo bằng $cm^2\ s^{-1}$.

Đối với một vật thể hình trụ, như mạch máu hoặc tóc, một phương trình tương tự có thể được sử dụng với các hệ số hình học khác nhau:

$$TRT = \frac{d^2}{16\,a},$$

https://phathuocngoc anh.com/

trong đó *d* là đường kính của vật thể. Phương trình cho thấy rõ rằng thời gian làm mát là một hàm bình phương của kích thước của mục tiêu được làm nóng [26].

ỨNG DỤNG CỦA RF

Trong y học thẩm mỹ, các ứng dụng của RF có thể được chia thành ba nhóm chính:

• Làm nóng mô không xâm lấn bằng RF, được sử dụng trong nhiều ứng dụng lâm sàng bao gồm giảm nếp nhăn, làm săn chắc da, cellulite

• Đông tụ và bóc tách phân đoạn để tái tạo bề mặt da

• Điều trị xâm lấn tối thiểu đối với co rút thể tích collagen và tan mỡ.

RF không xâm lấn (Noninvasive radiofrequency)

Điều trị RF không xâm lấn dựa trên việc áp dụng các điện cực RF bên ngoài vào da của vùng điều trị. Năng lượng RF được áp dụng sẽ thâm nhập vào mô lên đến vài mm. Để tiếp cận được mô collagen ở lớp bì và mỡ dưới da, dòng RF phải đi qua lớp biểu bì. Có một số hạn chế đối với lượng năng lượng RF có thể được áp dụng không xâm lấn vì lớp biểu bì phải không bị tổn hại. Việc làm nóng giới hạn dẫn đến hiệu ứng nhiệt tương đối thận trọng và thường cần phải xử lý nhiều lần để mang lại sự cải thiện rõ rệt. Năng lượng RF có thể được áp dụng bằng cách sử dụng kiểu điện cực đơn cực [7, 8] hoặc lưỡng cực. Năng lượng RF có thể được truyền ở chế độ xung, trong đó một lượng năng lượng được xác định trước được truyền đến từng điểm hoặc ở chế độ CW, trong đó các điện cực di chuyển liên tục trên bề mặt da để làm nóng dần dần. Thông thường, nhiệt độ của mô không được vượt quá 40–43° C để tránh tổn thương biểu bì. Bởi vì tổn thương da là hàm số mũ của nhiệt độ nên việc đạt đến điểm tối đa của phạm vi nhiệt độ mà không có nguy cơ bị bỏng là một thách thức. Sẽ dễ dàng hơn và an toàn hơn nhiều để đạt được kết quả tối ưu bằng cách kéo dài thời gian điều trị và duy trì nhiệt độ ở mức an toàn lâu hơn. Hiệu quả điều trị chủ yếu dựa vào việc tái cấu trúc collagen và tăng tốc quá trình trao đổi chất tại chỗ. Làm săn chắc da, điều thường được mong muốn trong các phương pháp điều trị không xâm lấn, đòi hỏi phải làm nóng lớp bì dạng lưới và các cấu trúc dưới lớp bì. Độ sâu làm nóng cần thiết cho các chỉ định này là 3–6 mm, phạm vi mà năng lượng ánh sáng không tiếp cận tốt; do đó, RF hiện là công cụ chính cho các phương pháp điều trị này [26]. Đối với các chỉ định cải thiện tạm thời biểu hiện của cellulite hoặc giảm chu vi, việc làm nóng phải sâu hơn. Chân không có thể được sử dụng để hỗ trợ gấp da giữa các điện cực và do đó tăng độ sâu thâm nhập [20, 21].

Điều trị phân đoạn (Fractional Treatment)

Điều trị da phân đoạn được giới thiệu trong y học thẩm mỹ khoảng một thập kỷ trước và trở thành một trong những phương thức phổ biến nhất để cải thiện chất lượng da. Quy trình này dựa trên việc làm nóng hoặc bóc tách nhiều ổ nhỏ có kích thước điểm 100–400 μm. Điều này cho phép quy trình có thể chấp nhận được và có thời gian nghỉ dưỡng tương đối ngắn.

Ngược lại với laser nơi hiệu ứng nhiệt bị giới hạn ở vùng rìa của miệng bóc tách, năng lượng RF truyền qua toàn bộ lớp bì, bổ sung thêm thể tích được làm nóng vào điều

https://nhathuocngocanh.com/

trị từng phần. Thể tích được làm nóng này có thêm tác dụng làm săn chắc da. Công nghệ RF phân đoạn có thể được sử dụng từ bề mặt, sử dụng lưới điện cực hoặc bên trong da bằng cách sử dụng lưới vi kim cung cấp năng lượng RF trong lớp bì. Các điện cực bề mặt mang lại hiệu quả nông hơn, cải thiện kết cấu và nếp nhăn [19] trong khi các kim dài hơn thâm nhập sâu hơn, mang lại khả năng tái cấu trúc lớp bì sâu hơn [22]. Những cách tiếp cận này được mô tả sâu hơn trong các chương khác.

Điều trị RF xâm lấn tối thiểu (Minimally invasive radiofrequency treatment)

Điều trị RF xâm lấn tối thiểu gần đây trở nên phổ biến dựa trên mong muốn của bệnh nhân là có được kết quả điều trị ấn tượng hơn sau một lần điều trị. Microneedle RF điều trị da theo cách xâm lấn tối thiểu. Kim được phủ chất cách điện để làm nóng mạnh đến lớp bì lưới mà không gây tổn thương nhiệt cho bề mặt da [23]. Bằng cách làm nóng collagen sâu trong lớp bì ở nhiệt độ cao hơn mức có thể sử dụng an toàn ở cấp độ biểu bì, có thể đạt được hiệu quả co rút collagen mạnh hơn nhiều để cải thiện nếp nhăn sâu và tăng cường độ săn chắc của da. Sự kết hợp giữa điều trị lớp bì sâu với điều trị phân đoạn nông có tiềm năng cao để cải thiện làn da hoàn toàn đồng thời tránh phải cắt bỏ da.

Bằng cách đưa các điện cực kim lớn hơn vào lớp bì sâu, ví dụ như trong hút mỡ được hỗ trợ bằng RF, RF có thể được sử dụng để giải quyết vấn đề săn chắc mạng lưới vách ngăn sợi của lớp mỡ với sự điều chỉnh sau đó của lớp da bên trên trong quá trình loại bỏ mỡ cục bộ. Khi năng lượng được đưa vào dưới da, lớp bì và biểu bì được bảo vệ tương đối. Có thể áp dụng phương pháp làm nóng mạnh hơn lên tới 60–70 °C trong quá trình điều trị, tạo ra sự co lại collagen ngay lập tức và rõ rệt hơn. Trong một số nghiên cứu lâm sàng [24, 25] có tới 42% vùng da co lại sau khi phân giải mỡ bằng RF.

TÍNH CHẤT AN TOÀN CỦA CÔNG NGHỆ RF

Điều trị bằng RF dựa trên hiệu ứng nhiệt được tạo ra trong vùng điều trị và do đó các tác dụng phụ điển hình liên quan đến năng lượng RF có đặc tính nhiệt. Hầu hết đều liên quan đến việc điều trị quá mức và tính không đồng nhất của hiệu ứng nhiệt. Điểm nóng là vấn đề cố hữu của công nghệ RF. Mật độ dòng RF luôn cao hơn trên bề mặt điện cực và phân kỳ trong không gian giữa các điện cực. Ngoài ra, độ cong cao của các cạnh điện cực có thể dẫn đến sự tập trung năng lượng RF. Thiết kế điện cực phù hợp có thể làm cho vấn đề này không đáng kể. Ngoài ra, sự tiếp xúc kém của các điện cực RF với mô có thể gây ra mật độ dòng RF cao tại các điểm tiếp xúc, dẫn đến tổn thương da do nhiệt.

Để giảm thiểu nguy cơ tác dụng phụ, thiết bị RF kết hợp một số tính năng an toàn:

- Giám sát năng lượng RF
- Theo dõi trở kháng mô
- Theo dõi nhiệt độ bề mặt da

Theo dõi các thông số điện của năng lượng RF là một công việc dễ dàng vì các điện cực RF tiếp xúc với mô. Có thể thu thập dữ liệu về nhiệt độ mô vì nhiệt độ làm thay đổi trở kháng. Do đó, bằng cách theo dõi điện áp và dòng điện đầu ra đo được, thiết bị có thể phát hiện những thay đổi về nhiệt độ mô trong thời gian thực. Hầu hết các thiết bị sẽ

https://phathuocngocanh.com/

phát hiện và chỉ ra khả năng kết nối kém giữa các điện cực và da và có thể điều chỉnh đầu ra RF theo đo lường. Việc giám sát thời gian thực này không thể thực hiện được bằng phương pháp điều trị bằng laser vì không có cơ chế phản hồi vòng kín với các hệ thống dựa trên ánh sáng.

Do nguy cơ quá nhiệt cao nhất xảy ra ở vùng lân cận bề mặt điện cực nên cơ sở để theo dõi nhiệt độ an toàn được cung cấp bằng cách gắn cảm biến nhiệt độ vào các điện cực RF.

Có những tác dụng phụ cụ thể liên quan đến phương pháp điều trị RF, thường gặp ở tất cả các công nghệ sử dụng phương thức điều trị bằng nhiệt. Có sự khác biệt giữa các tác dụng phụ được phân loại là di chứng dự kiến và các biến chứng không lường trước được. Nói chung, các thiết bị không xâm lấn có thể gây phù nề tạm thời, bầm tím, tổn thương do hồ quang do da tiếp xúc không hoàn toàn với các điện cực hoặc bị lõm khu trú. Khiếu nại phổ biến nhất của bệnh nhân được điều trị bằng các thiết bị này là tình trạng ban đầu của họ được cải thiện ít hơn mong đợi do những hạn chế của thiết bị RF không xâm lấn. Mặc dù những lo ngại tương tự có thể xuất hiện sau khi điều trị bằng các thiết bị xâm lấn tối thiểu, nhưng cả di chứng và biến chứng dự kiến đều phổ biến hơn, do nhiệt độ cao hơn được sử dụng để đạt được hiệu quả, các vết chọc và hút mỡ đi kèm khi thực hiện. Có thể thấy tăng sắc tố hoặc giảm sắc tố sau viêm với các loại thiết bị khi tế bào hắc tố bị kích thích do viêm ở những bệnh nhân có loại da sẫm màu hơn. Nhiều biến chứng có thể được ngăn ngừa bằng cách lựa chọn bệnh nhân chính xác và tối ưu hóa các thông số điều trị. Việc chọn nhiệt độ tối ưu an toàn và phân chia các đợt điều trị, thay vì sử dụng phương pháp tiếp cận quá mạnh, cũng có thể giúp tối ưu hóa sự an toàn. Nhìn chung, các phương pháp điều trị bằng RF khá an toàn và có thể dự đoán trước được, điều này dẫn đến sự phổ biến ngày càng tăng của RF trong y học thẩm mỹ.

TÁC DỤNG PHỤ VÀ AN TOÀN ĐIỀU TRỊ

Tác dụng phụ

Vì tác động chính của RF là nhiệt nên tác dụng phụ chính liên quan đến điều trị RF trong y học thẩm mỹ về bản chất là nhiệt. Sự quá nóng của mô thường liên quan đến hai hiện tượng chính:

- Quá liều năng lượng RF
- Các điểm nóng được tạo ra do áp dụng năng lượng RF không đồng đều.

Phản ứng của da khi quá nóng xuất hiện theo nhiều cách khác nhau:

- Ban đỏ
- Phù nề
- Bóng nước
- Bỏng toàn bộ độ dày da
- Than hóa

Những phản ứng trên da này được phân biệt theo mức độ tổn thương do nhiệt tác động lên da. Những tác dụng phụ này xuất hiện tuần tự và các bác sĩ có kinh nghiệm điều

https://phathuocngocanh.com/

trị thường có thể ngăn ngừa bỏng ở mức độ cao hơn thông qua việc tăng cường chú ý đến phản ứng của da.

Ban đỏ và phù nề là những phản ứng da ngắn hạn và đối với nhiều phương pháp điều trị, chúng là điểm cuối mà người thực hiện mong muốn được thấy. Lý tưởng nhất là sau khi điều trị, da sẽ đỏ đồng đều và sưng nhẹ. Thông thường, phù nề và ban đỏ sẽ hết sau 30 phút, nhưng có thể kéo dài đến 24 giờ sau khi điều trị.

Đôi khi vết bỏng nông có thể phát triển dưới dạng bóng nước và cũng có thể đóng mài. Các vết bỏng nông thường khỏi trong vòng một tuần. Bóng nước cho thấy mức độ phù nề cao hơn, dẫn đến sự phân tách lớp biểu bì. Bóng nước gần như luôn được báo trước bởi sự phát triển của ban đỏ mạnh. Bỏng da ở mức độ nghiêm trọng hơn có thể dẫn đến sự phát triển của những thay đổi kéo dài hơn, bao gồm tăng sắc tố sau viêm, giảm sắc tố, sẹo, lõm da hoặc kết cấu không đều.

Trong các phương pháp điều trị xâm lấn tối thiểu, khi RF được áp dụng từ bên trong, việc kiểm soát phản ứng của da khó khăn hơn do nhiệt độ được áp dụng từ bên trong và những thay đổi thấy được bên ngoài có thể xảy ra muộn. Trong trường hợp này, lượng năng lượng cung cấp cho mô cần được kiểm soát cẩn thận hơn.

Có nhiều lý do khiến RF có thể gây ra tác dụng phụ.

(1) Kỹ thuật kém, đặc biệt là bởi người vận hành đang học cách sử dụng thiết bị, có thể dẫn đến sự tiếp xúc hoặc chuyển động không đúng cách của các điện cực. Tiếp xúc kém có thể gây ra các điểm nóng; do đó, người vận hành phải luôn đảm bảo tiếp xúc chắc chắn và thích hợp của tay cầm với bề mặt da trong quá trình điều trị RF. Ngoài ra, để tối đa hóa kết quả điều trị, người vận hành nên lập kế hoạch cho một mô hình chuyển động áp dụng năng lượng đồng đều để tránh điều trị quá mức hoặc dưới mức.

(2) Việc lựa chọn tham số không đúng cũng có thể dẫn đến việc sử dụng sai RF. Giống như laser và ánh sáng, RF không có bộ thông số chung nào phù hợp với tất cả bệnh nhân và mọi khu vực. Tuy nhiên, nguyên tắc hướng dẫn là mô mỏng hơn nên được điều trị với cường độ thấp hơn. Ngoài ra, nhiệt độ tối đa thấp hơn được yêu cầu khi điều trị da mỏng và mô mềm, như cổ và mặt.

(3) Độ nhạy cảm của bệnh nhân thay đổi đáng kể. Một số bệnh nhân nhạy cảm hơn với việc điều trị so với những bệnh nhân khác và chúng ta không thể luôn nhận ra bệnh nhân nào nhạy cảm hơn trước khi điều trị. Áp dụng các xung kiểm tra và điều chỉnh dựa trên sở thích của bệnh nhân có thể hỗ trợ xác định cài đặt lý tưởng cho một bệnh nhân nhất định.

Tiếp cận an toàn chung trong sử dụng công nghệ RF

Có một số phương pháp để giảm thiểu nguy cơ tác dụng phụ mà không ảnh hưởng đến hiệu quả điều trị. Sau đây là các phương pháp chính có thể áp dụng cho hầu hết các điều trị RF.

(1) Sử dụng các điểm thử nghiệm ở những vùng ít nhìn thấy hơn để xác định xem da phản ứng như thế nào với điều trị.

(2) Bắt đầu với thông số thấp hơn và tăng dần năng lượng đến các thông số tối ưu/nâng cao

https://phathuocngoc anh.com/

(3) Sử dụng thông số thấp hơn trên:

(a) Vùng nhỏ

(b) Chỗ lồi xương

(c) Vùng có độ cong cao

(4) Luôn quan sát phản ứng tức thời của da

(5) Ngừng sử dụng năng lượng và điều trị khi có bất kỳ dấu hiệu lo ngại nào và đánh giá lại việc tiếp tục điều trị

(6) Đừng điều trị vội vàng

Việc sử dụng xung kiểm tra là một kỹ thuật phổ biến trong y học laser và RF để kiểm tra các thông số điều trị ở vùng ít nhìn thấy hơn nhằm xác định cài đặt tối ưu cho toàn bộ quá trình điều trị RF. Điều quan trọng là phải quan sát phản ứng của da sau mỗi xung kiểm tra và điều chỉnh các thông số nếu cần. Các tác dụng phụ có thể không xuất hiện ngay lập tức; do đó, có thể mất vài phút hoặc thậm chí một ngày sau xung kiểm tra để có thể nhìn thấy phản hồi đầy đủ. Ngay cả đối với những bệnh nhân đã điều trị trước đó với thông số cao hơn, mỗi đợt điều trị mới nên bắt đầu với thông số thấp hơn một chút, vì phản ứng của da có thể khác do tình trạng khô da theo mùa hoặc mới tiếp xúc với ánh nắng mặt trời.

Các thông số nên được điều chỉnh theo vùng điều trị. Khi điều trị các vùng nhỏ, đầu điều trị sẽ chồng lên cùng một điểm thường xuyên hơn và năng lượng RF trung bình được áp dụng sẽ cao hơn. Để bù đắp cho hiệu ứng này, nên cài đặt công suất RF thấp hơn. Khi điều trị trên các vùng xương như trán, việc áp dụng năng lượng RF vào lớp mô mỏng sẽ tạo ra nhiệt mạnh hơn. Việc giảm công suất RF giúp cải thiện sự thoải mái và mang lại mức độ an toàn cao hơn cho bệnh nhân. Ngoài ra, việc giữ các điện cực tiếp xúc hoàn toàn với mô trên các vùng xương và có độ cong cao sẽ khó khăn hơn. Tiếp xúc kém dẫn đến mật độ năng lượng RF cao ở các vùng tiếp xúc, tạo ra các điểm nóng và có thể gây khó chịu và bỏng cho bệnh nhân. Đối với những khu vực như vậy, người vận hành nên giảm công suất RF và sử dụng nhiều gel hoặc chất lỏng kết nối khác. Ngoài ra, nên dừng RF khi có sự thay đổi tư thế của bệnh nhân, đồng thời tạm dừng để quan sát phản ứng của da, đồng thời bổ sung thêm gel, v.v. Để đảm bảo an toàn, điều quan trọng là học cách dừng thiết bị hơn là cách kích hoạt thiết bị.

Như đã thảo luận, trước khi phản ứng bất lợi trên da xuất hiện, có những dấu hiệu cảnh báo có thể là tín hiệu khi vấn đề còn nhỏ. Nếu không được chú ý hoặc bỏ qua, những điều này có thể dẫn đến những vấn đề nghiêm trọng hơn. Bằng cách quan sát chặt chẽ da cũng như dữ liệu phản hồi an toàn từ thiết bị, người vận hành có thể dự đoán phản ứng của da đối với việc điều trị và ngăn ngừa hoặc hạn chế tổn thương do nhiệt.

Nói chung, tất cả những khuyến nghị này có thể được tóm tắt thành một điều cơ bản: thiết bị tốt nhất phụ thuộc nhiều vào người vận hành. Không có gì cao hơn sự quan sát được đào tạo của chính mình. Các khuyến nghị điều trị của nhà sản xuất phản ánh mô hình điều trị thông thường, nhưng mỗi bệnh nhân đều khác nhau. Sẽ mất thời gian để làm quen với công nghệ, vì vậy điều quan trọng là không nên vội vàng trong quá trình thực hiện. Thời gian mất đi khi điều trị chậm hơn không bao giờ có thể so sánh được với thời gian dành cho việc điều trị các tác dụng phụ và sự không hài lòng của bệnh nhân.

https://phathuocngocanh.com/

KẾT LUẬN

Các thiết bị RF y tế đã phát triển vượt bậc trong vòng hai thập kỷ qua. Từng là một công cụ khá cơ bản đã trở thành một các thiết bị cực kỳ phức tạp và đôi khi khó hiểu. Có khá nhiều giá trị trong việc hiểu cách thức hoạt động của năng lượng RF. Thông tin trong chương này có thể giúp người mua tiềm năng các thiết bị mới đưa ra lựa chọn hợp lý, dựa trên các mục tiêu điều trị và vật lý của thiết bị RF được đề cập. Quan trọng hơn nữa, sự hiểu biết của bác sĩ về các thiết bị của mình có thể tối đa hóa kết quả điều trị và có thể giảm thiểu các tác dụng phụ và biến chứng không mong muốn.

Bs. Trương Tấn Minh Vũ