

# Thiết bị năng lượng: Ưu nhược điểm và chỉ định

# 6

Ohad Toledano

## 6.1 Giới thiệu

Y học hiện đại phát triển nhiều phương thức điều trị khác nhau nhằm kiểm soát các vấn đề phụ khoa, từ việc dùng gel bôi ngoài da tới những liệu pháp thay thế hormone, và cho tới cả những can thiệp xâm lấn vào vùng âm đạo. Vấn đề phụ khoa thì đa dạng, có thể ảnh hưởng sinh hoạt hàng ngày, làm giảm chất lượng cuộc sống của phụ nữ hoặc gây ra những ảnh hưởng về mặt sinh lý như giảm sự tự tin hoặc suy giảm khả năng tình dục. Những thay đổi do mãn kinh, sau sinh hoặc các nguyên nhân khác đã dẫn đến sự ra đời của các thiết bị dựa trên năng lượng (EBD) chuyên biệt cho phần phụ. Những thiết bị này dùng hiệu ứng cắt hoặc hiệu ứng nhiệt được chuyển thể từ năng lượng sóng để tạo hình ở cơ quan sinh dục ngoài hoặc củng cố thành âm đạo bị lão hóa. Các ứng dụng hiện có chủ yếu là laser nhưng ngoài ra cũng có những loại năng lượng khác ứng dụng cho phụ khoa tái tạo và tiết niệu, chẳng hạn như các loại RF (tần số vô tuyến), siêu âm hội tụ cường độ cao (HIFU), Đốt phát quang (LED) và trường điện từ hội tụ cường độ cao (HIFEM). Karcher & Sadick [1] khẳng định rằng thuật ngữ “trẻ hóa âm đạo” là một thuật ngữ chung để chỉ một loạt các thủ thuật chức năng và thẩm mỹ phụ khoa nhằm mục đích phục hồi thành âm đạo và các mô xung quanh.

O. Toledano (✉)  
Tel Aviv, Israel

Theo định nghĩa này, các phương pháp điều trị được đưa ra để giải quyết từ những vấn đề đơn giản nhất như khô và teo âm đạo (VA), và đi từ các pp can thiệp tối thiểu hoặc thậm chí là không xâm lấn cho đến các trường hợp cần can thiệp xâm lấn như tạo hình môi âm đạo hoặc tạo hình âm đạo. Chương này nhằm mục đích giới thiệu các công nghệ chính hiện có trong trẻ hóa và phục hồi âm đạo, sự tương tác của nó với mô và so sánh sự khác biệt về các công nghệ.

## 6.2 Lasers

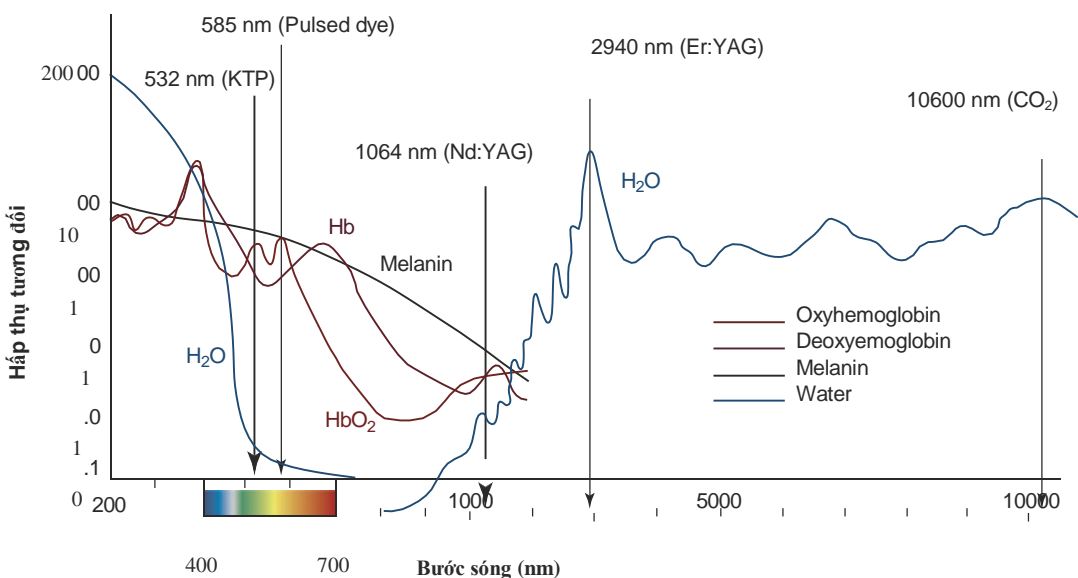
Khuếch đại ánh sáng bằng phát xạ kích thích, hay LASER, lần đầu tiên được đề cập bởi Albert Einstein, được coi là một tầng nguyên tử được tạo ra bởi sự phát xạ kích thích, từ đó tạo ra điện tử. Tuy nhiên, phải mất gần nửa thế kỷ, tia laser đầu tiên mới được phát minh ra bởi nhà vật lý người Mỹ Theodore H. Maiman vào năm 1959 [2]. Laser được định nghĩa là ánh sáng, một dạng năng lượng điện từ; do đó, theo định nghĩa, nó là sóng, và như vậy thì tất cả tia laser đều là một phần của phổ điện từ. Laser được đặc trưng bởi ba đặc tính độc đáo giúp phân biệt nó với các dạng ánh sáng khác là: **tính đơn sắc, đồng pha, và định hướng cao** [3]. Tính đơn sắc là đặc tính chính của laser, ám chỉ rằng mỗi loại laser chỉ phát ra ánh sáng có bước sóng giống nhau. Các sóng của ánh sáng này cũng truyền đi “cùng pha” nghĩa là đồng bộ hóa theo thời gian.

Sóng laser cũng có tính định hướng cao, nghĩa là chúng truyền song song với nhau và theo một hướng duy nhất thay vì tán xạ như sóng ánh sáng thông thường. Cân nhắc cả ba đặc điểm này, người ta có thể hiểu rõ lý do tại sao laser là một công cụ lý tưởng và chính xác cho nhiều mục đích sử dụng. Laser thường được đặt tên hoặc xác định theo bước sóng phát ra của chúng vì đây là đặc tính quan trọng của laser, đặc biệt là trong lĩnh vực y tế, lĩnh vực tập trung vào các phân tử nhiễm sắc cụ thể mà tia laser nhắm tới. Sự tương tác giữa laser và phân tử nhiễm sắc được Anderson và Parrish đề xuất vào năm 1983 với cái tên là lý thuyết “quang nhiệt chọn lọc” [4]. Lý thuyết này đã cách mạng hóa sự hiểu biết về tương tác giữa laser và mô, gợi ý những cách mà laser có thể được sử dụng trong điều trị. Cơ sở của lý thuyết cho rằng tia laser sẽ được hấp thụ bởi một phân tử nhiễm sắc mục tiêu xác định trước đó mà ít tác động đến mô xung quanh. Ánh sáng hấp thụ được sẽ chuyển thành năng lượng nhiệt và phá hủy mục tiêu. Có rất nhiều phân tử nhiễm sắc hấp thụ ánh sáng, và mỗi chúng lại có những đường cong hấp thụ riêng dựa trên ái lực của chúng với bước sóng ánh sáng. Các phân tử nhiễm sắc chính được chú ý đến trong hầu hết các ngành y tế là melanin, hemoglobin và nước.

Đường cong hấp thụ (Biểu đồ 6.1) là yếu tố quan trọng cần xem xét khi dùng laser, vì các bước sóng khác nhau sẽ có phản ứng mô khác nhau. Trong thực tế, chúng ta sẽ lựa chọn bước sóng dựa trên phân tử nhiễm sắc mục tiêu mà chúng ta muốn phá hủy. Tuy nhiên, trong nhiều quy trình, người ta cũng quan tâm tới tổn thương giữa tia laser và mô xung quanh mô đích và lợi dụng các tương tác laser-mô này để đạt được mục đích điều trị [5] chẳng hạn như **bay bốc** (cắt mô), **biến tính protein và tăng thân nhiệt**. Phản ứng của mô xung quanh phụ thuộc vào nhiệt độ mà nó tiếp xúc (Bảng 6.1), thời gian tiếp xúc (độ rộng xung) và bản chất của mô.

**Bảng 6.1** Tác động nhiệt lên mô tổ chức

Nhiệt độ	Tương tác của mô và phân tử
42–45 °C	Tăng nhiệt độ dẫn đến thay đổi cấu trúc protein, phá vỡ liên kết hydro, co rút mô
45–50 °C	Thay đổi hình dạng tế bào, bất hoạt enzyme, thay đổi tính thấm của màng, phù nề mô
50–60 °C	Đông tụ, biến tính protein
~80 °C	Biến tính collagen
80–100 °C	Mất nước
> 100 °C	Bị sôi, hấp
100–300 °C	Bay hơi, cắt bỏ mô
> 300 °C	Cacbon hóa (cháy)



**Biểu đồ 6.1** Laser—Quang phổ hấp thụ nước, hemoglobin, oxyhemoglobin và melanin

### 6.2.1 Lasers CO<sub>2</sub>

Laser CO<sub>2</sub> phát ra ánh sáng ở bước sóng 10.600 nm và có khả năng hấp thụ nước cao (Hình 6.1), do đó chúng có khả năng cắt bỏ mô đối với các mô chứa nước. Khi sử dụng laser CO<sub>2</sub> thì quanh ranh giới của vùng bị cắt bỏ, sẽ xuất hiện một mức độ tổn thương nhiệt nhất định [6]. Với hệ số hấp thụ 800–1, lasers CO<sub>2</sub> chủ yếu có tác động cắt, tuy nhiên các tác động khác đối với mô xung quanh như đông tụ hoặc hiệu ứng nhiệt cũng rất đáng chú ý [7]. Xung quanh phần mô đích, tổ chức bị đông tụ lại và được cầm máu triệt để, từ đó tạo nên một quy trình “sạch hơn” với ít biến chứng hơn [6]. Ngoài ra phần mô này cũng được đẩy lên mức nhiệt 42–50 °C, dẫn tới co rút collagen, lâu dài sẽ tạo ra hiệu ứng tân sinh collagen và mô đàn hồi [8].

### 6.2.2 Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er:YAG) Laser

Er:YAG là laser xung cận hồng ngoại có bước sóng 2.940 nm, có độ hấp thụ trong nước cao nhất trong số các laser thông thường. Trên thực tế, hệ số hấp thụ nước của nó cao hơn 16 lần so với laser CO<sub>2</sub> [9], và do đó chúng có đặc tính xâm lấn bề mặt [7]. Sự khác biệt giữa laser Er:YAG và CO<sub>2</sub> nằm ở hiệu ứng “đặc trưng mô” của chúng,



**Hình. 6.1** Đầu dò laser fractional không phẫu thuật đang hoạt động trong âm đạo

vì Er:YAG có độ sâu thâm nhập kém hơn laser CO<sub>2</sub>, cho phép cắt bỏ mô chính xác và giảm thiểu tổn thương nhiệt đối với mô xung quanh. Không giống như laser CO<sub>2</sub>, sự tương tác qua da của Er:YAG chủ yếu là tác dụng nông trên bề mặt da, nên gần như không có hiện tượng đông máu và tổn thương nhiệt xung quanh ở mức tối thiểu, do đó nó tạo ra các vết cắt sạch và chính xác mà không để lại sẹo. Tuy nhiên, cũng vì đặc tính này mà chúng không được lựa chọn để xử lý những tổn thương sâu và có nguy cơ chảy máu cao [10].

### 6.2.3 Fractional Lasers

Đối với các điều trị bên ngoài hoặc loại bỏ mô lượng lớn, laser xâm lấn được sử dụng ở dạng chùm tia không phân đoạn, hay còn gọi là chùm tia toàn điểm. Năm 2004, một phương pháp mới ra đời với tên gọi “phân hủy quang nhiệt phân đoạn” (FP), dùng tia laser bước sóng 1.550 nm như một giải pháp thay thế cho việc cắt bỏ mô (tức là thay vì cắt bỏ hoàn toàn thì chuyển sang cắt bỏ không hoàn toàn) để đánh giá khả năng phục hồi mô [11]. Người ta sẽ dùng một đầu phát laser cực nhỏ để tạo ra thứ mà các nhà nghiên cứu gọi là *vùng điều trị vi mô (MTZ)* để tạo ra một vùng tổn thương nhiệt trên da. Một vài năm sau, khái niệm này được áp dụng trên cả laser CO<sub>2</sub> & Er:YAG xâm lấn để tạo ra MTZ [12]. Việc ‘chia nhỏ’ tia laser cắt bỏ thành các điểm có kích thước nhỏ cho phép tái tạo biểu mô nhanh chóng vì giữa các vùng tổn thương vẫn luôn có các “đào” biểu bì không bị hư hại, do đó diện tích cắt bỏ chỉ chiếm 5–30% tổng diện tích được điều trị [13]. Độ sâu và chiều rộng của MTZ thay đổi dựa trên mức năng lượng được truyền tới.

### 6.2.4 Lasers trong phụ khoa

Vào nửa sau của thế kỷ XX, tia laser đã xuất hiện trong lĩnh vực phụ khoa nhưng chưa phổ biến [14].

Sau một thời gian thực hành, người ta nhận ra các phương pháp cũ chỉ định vừa hẹp lại vừa khó kiểm soát, dễ gây biến chứng, nên laser (chủ yếu là laser CO<sub>2</sub>) ra đời như một cuộc cách mạng [15]. Trong những năm qua, ngày càng có nhiều nhà nghiên cứu thấy rằng, đối với một số chỉ định thì việc sử dụng laser CO<sub>2</sub> là một lựa chọn an toàn và linh hoạt hơn [16]. Sau đó, các loại laser mới như Nd:YAG (1.064 nm) và laser argon cũng dần khẳng định vị thế của mình [17]. Đặc biệt, do khả năng hấp thụ nước cao, laser CO<sub>2</sub> và laser Er:YAG (ở 1 mức độ nào đó) đã trở thành loại laser được dùng thường xuyên trong chuyên ngành phụ khoa. Thực ra thì trước đây laser CO<sub>2</sub> cũng được sử dụng tương đối nhiều rồi, tuy nhiên chúng thường đóng vai trò là thiết bị cắt đốt, cầm máu [18], nhưng giờ thì chúng được áp dụng cho lĩnh vực phụ khoa tái tạo và thẩm mỹ với vai trò tạo hình môi âm hộ và loại bỏ mụn cóc sinh dục... [19, 20], hoặc gọi chung với cái tên là “Trẻ hóa âm đạo”. Ngoài ra thì laser vẫn hiệu quả trong điều trị một số bệnh lý da liễu như lichen xơ hóa và một số chỉ định khác [21]. Các ứng dụng khác của laser trong phụ khoa là nội soi ổ bụng dưới hướng dẫn bằng laser, nội soi bàng quang và thậm chí cả thụ tinh trong ống nghiệm [9]. Tuy nhiên, dường như sự chú ý trong những năm gần đây đều tập trung vào việc điều trị lão hóa âm đạo, khô âm đạo, nhiễm trùng và liên quan đến *chứng tiểu không tự chủ do căng thẳng* (SUI). Các tình trạng này phần lớn đều liên quan đến *hội chứng tiết niệu sinh dục thời kỳ mãn kinh* (GSM), một thuật ngữ chung được các hiệp hội y tế chuyên ngành sử dụng để nêu lên vấn đề về Sức khỏe tình dục phụ nữ [22]. Thuật ngữ GSM được đưa ra để mô tả chung cho các tình trạng như như *giảm sản niêm mạc âm hộ - âm đạo* (VVA), teo niêm mạc hệ niệu dục hoặc viêm teo âm đạo [23] vì những thuật ngữ này không xác định chính xác tình trạng và triệu chứng lâm sàng. GSM bản chất là tất cả các tình trạng gây ra do nồng độ estrogen giảm và biểu hiện lên hệ niệu dục bởi các triệu chứng khô, kích ứng, suy giảm hoạt động tình dục và các rối loạn tiết niệu khác. Tất cả các thủ thuật nhằm điều trị nêu trên đều dựa trên các nguyên lý tương tác giữa laser và mô, mà chủ yếu là tính hấp thụ nước của tia.

Như đã đề cập trước đó, laser xâm lấn đang dần trở thành công cụ cho các quy trình điều trị bên ngoài bằng cách sử dụng tia toàn chùm, đường kính nhỏ với khả năng cắt chính xác và cụ thể [24, 25] hoặc cũng có thể dùng chùm tia phân đoạn [26, 27]. Laser fractional sử dụng đầu dò nhiễu xạ là loại laser phổ biến nhất trong trẻ hóa âm đạo [9, 23, 28] vì chúng thúc đẩy sự hình thành và tái cấu trúc collagen nhằm cố gắng làm chậm lại những thay đổi ở cơ quan sinh dục, chẳng hạn như tình trạng mỏng dần lớp biểu mô của âm đạo và teo cơ. Các **MTZ** nhỏ và hiệu ứng nhiệt xung quanh nó kích thích sự hình thành collagen, cải thiện chất lượng thành âm đạo và được chứng minh là có khả năng phục hồi độ pH niêm mạc âm đạo [23, 28]. Sự phục hồi của mô liên kết, cũng như những thay đổi khác của chất nền ngoại bào là những ưu điểm của laser fractional trong việc phục hồi cấu trúc niêm mạc âm đạo và khuynh hướng sinh lý liên quan.

Mặc dù hiệu quả lâm sàng và độ an toàn cao, vẫn còn một số tranh luận về cách thực hiện thủ thuật tốt nhất, công nghệ lý tưởng và điều trị duy trì [9]. Ở một số khu vực, laser vẫn chưa phải là lựa chọn điều trị đầu tiên do thiếu các thử nghiệm ngẫu nhiên có đối chứng (RCT) trên phạm vi rộng và theo dõi lâu dài [29]. Tuy nhiên, số lượng báo cáo về laser ngày một nhiều và đa dạng khiến cho chúng ta dần dần đặt niềm tin vào các phương pháp này hơn. Bằng chứng tích lũy từ các tài liệu chỉ ra rằng laser xứng đáng là lựa chọn thay thế vì những ưu điểm về mặt mô học và là một lựa chọn an toàn và hiệu quả trong điều trị các triệu chứng GSM ở phụ nữ sau mãn kinh [30–32] và giúp cải thiện sức khỏe cho những người mắc bệnh.

### 6.3 Tần số vô tuyến (RF)

Tần số vô tuyến là thuật ngữ nhằm mô tả sự dao động của bức xạ điện từ, nghĩa là sự truyền năng lượng dưới dạng sóng (radio) nằm trong khoảng từ 3 kilohertz (kHz) đến 300 gigahertz. (GHz) [33].

Bức xạ có thể là ion hóa hoặc không ion hóa, và trong trường hợp *bức xạ điện từ tần số vô tuyến* (EMR) thì đó là bức xạ không ion hóa, nghĩa là nó có đủ năng lượng để phá vỡ liên kết hóa học hoặc loại bỏ các electron (được thông qua bởi ARPANSA—Cơ quan An toàn Hạt nhân và Bảo vệ Bức xạ Úc). Trường điện từ được mô tả là sự kết hợp giữa điện trường của các điện tích đứng yên và từ trường của các dòng điện chuyển động tạo ra lực nhỏ hơn lực điện trường. Dòng điện được hình thành bởi EMR gây ra sự dao động và quay của các phân tử phân cực, từ đó chúng thải nhiệt ra mô xung quanh. Trong y tế, EMR được ứng dụng nhiều trong Công nghiệp, khoa học và y tế (ISM), sử dụng chủ yếu dải tần từ 13 MHz đến 24 GHz để tạo ra nhiệt trong mô sinh học, rồi phần nhiệt này sẽ tương tác với nhiệt tích lũy và gây ra sự thay đổi tế bào và nội bào. Có hai cơ chế làm nóng mô; Thứ nhất là, nhiệt tạo ra do dòng ion được tạo ra bởi sự di chuyển của các hạt tích điện trong một trường điện từ xen kẽ. Thứ hai là sự quay của các phân tử nước do trường điện từ xen kẽ [34]. Trong cả hai trường hợp, tương tác giữa các phân tử hạt trong mô dẫn đến sự tiêu tán và chuyển dạng năng lượng từ sóng thành nhiệt và làm nóng mô.

### 6.3.1 Tương tác mô - RF

RF tương tác với mô sinh học theo những cách sau đây:

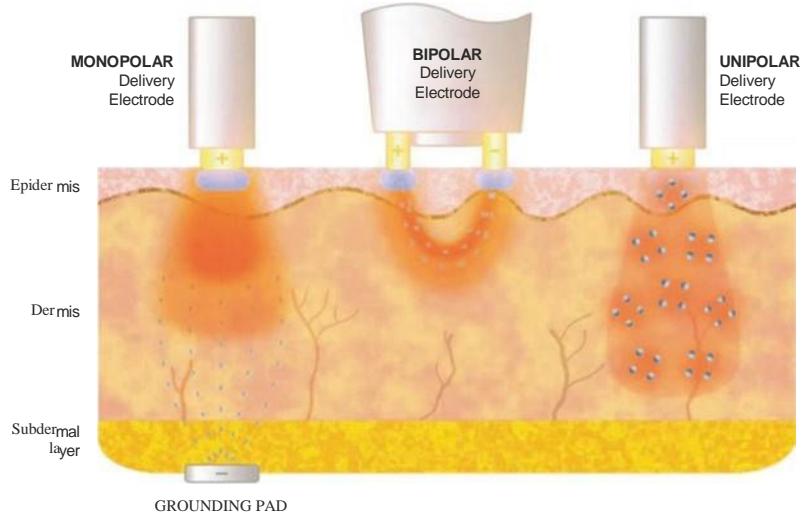
- A. **Bay bốc** xảy ra khi mô tiếp xúc với mật độ năng lượng cao và xảy ra hiện tượng bay hơi [35]. Vì phần lớn năng lượng được truyền vào để cắt bỏ mô, nên chỉ một phần nhỏ được giải phóng dưới dạng nhiệt đến rìa của khu vực bị cắt bỏ, tuy nhiên nó vẫn mạnh hơn so với laser xâm lấn. Phương pháp đốt RF thường được sử dụng trong quá trình phẫu thuật.
- B. **Cầm máu** giúp kiểm soát chảy máu trong quá trình phẫu thuật. Trong quá trình cắt bỏ, rìa của vùng bốc hơi được đông tụ lại dưới tác dụng của nhiệt (hoại tử mô nhưng không bay hơi) [36].
- C. **Hiệu ứng nhiệt** là làm nóng mô đến các mức nhiệt độ khác nhau mà không cắt bỏ mô hoặc gây đông tụ. Tùy thuộc vào nhiệt độ đạt được và thời gian tiếp xúc mà sẽ có phản ứng mô khác nhau. Các quá trình sinh lý xảy ra bao gồm kích thích nguyên bào sợi và tổng hợp collagen. Ở mức năng lượng cao hơn (chưa đạt ngưỡng đông tụ) thì xuất hiện thêm tình trạng thay đổi cấu trúc protein. Trong các quy trình thẩm mỹ, nhiệt độ trị liệu được hạ xuống để tránh tổn thương biểu bì và da, tuy nhiên do sử dụng nhiệt độ thấp hơn nên kết quả có thể không đồng bộ, cần thực hiện nhiều lần và mất nhiều thời gian hơn để cho thấy kết quả.

### 6.3.2 Các thiết bị RF và đặc trưng

RF được ứng dụng tương đối phổ biến trong y tế, đặc biệt trong các chuyên ngành phẫu thuật có sử dụng dao đốt điện và vật lý trị liệu [37] nhằm làm nóng mô, thường được gọi là phương pháp thấu nhiệt. Các thiết bị thấu nhiệt sóng ngắn (SW) có thể là sóng liên tục hoặc xung và tạo ra nhiệt ở lớp mô sâu và đồng thời tạo ra lớp nhiệt hiệu ứng ngay bề mặt da [38]. Các thiết bị RF có thể có cấu hình điện cực khác nhau nhằm tạo ra các dòng điện khác nhau (Hình 6.2), trong số đó có đơn cực mono, lưỡng cực (đa cực) hoặc một cực uni, tất cả đều đã được ứng dụng trên da [9]. Độ sâu thâm nhập của sóng mono là 20–25 mm, với uni là 15–20 mm và lưỡng cực đạt độ sâu khoảng 2–8 mm.

- Các thiết bị *đơn cực* được trang bị một điện cực duy nhất. Từ đó dòng điện được giải phóng và kèm theo một miếng đệm tiếp địa để dòng điện đi qua. Miếng đệm tiếp địa thường có diện tích tiếp xúc lớn được đặt bên ngoài vùng điều trị để tạo ra dòng điện RF mật độ cao gần điện cực hoạt động,

**Hình. 6.2** Cấu hình điện cực RF và dạng nhiệt tạo ra trên da bệnh nhân



và dòng điện RF sẽ đi về phía điện cực lớn [33].

- *Bipolar* là thiết bị sử dụng hai (hoặc nhiều hơn) điện cực được đặt gần nhau trên đầu dò để dòng điện sẽ đi qua điện cực này sang điện cực kia, đồng thời làm nóng vùng mô được chỉ định [34]. Kiểu ‘dòng’ nhiệt này tạo ra lượng nhiệt đồng đều hơn trong thể tích mô so với đơn cực. Tuy nhiên, do hình dạng nhiệt này mà các thiết bị lưỡng cực chỉ có thể đi ở lớp nông dưới da chứ không có độ xuyên sâu. Độ sâu thâm nhập là một hàm của kích thước điện cực và khoảng cách giữa chúng. Khi khoảng cách giữa các điện cực tăng lên, mật độ năng lượng giảm đáng kể dẫn tới giảm sức tăng nhiệt độ mô đích.
- *Unipolar* dòng điện được đưa qua một điện cực duy nhất mà không cần miếng đệm tiếp địa. Nó được áp dụng ở tần số cao hơn 13,58 MHz để tạo ra nhiệt điện môi và giúp sóng xâm nhập sâu. Nhiệt độ tối đa nằm ở trục trung tâm của điện cực [34].

### 6.3.3 RF trong phụ khoa

RF dần trở nên phổ biến trong điều trị phụ khoa trong những năm gần đây, chủ yếu dựa trên việc nâng cao nhiệt độ của mô được điều trị để bắt đầu những thay đổi sinh học.

Nếu nhiệt độ mô tăng nhanh vượt ngưỡng nhất định, tác động sẽ là bốc hơi và cắt bỏ mô, nhưng nếu nhiệt độ tăng lên ở mức thấp hơn và duy trì trong thời gian tương đối dài, tác động sẽ không phải là cắt đốt mô mà tùy thuộc mức nhiệt. Trong Phụ khoa, khi áp dụng RF không bốc bay, nhiệt độ của mô liên kết thành âm đạo nóng lên tới 40–43 °C và làm cho ống âm đạo ‘thắt’ lại [39]. Nhiệt lượng sẽ gây ra một số tác động sinh học như viêm, kích thích nguyên bào sợi, co collagen và tân tạo collagen, dẫn tới phục hồi thành âm đạo, co tổ chức và tăng độ ẩm của lớp dưới niêm mạc [1, 9, 40, 41]. Những phát hiện về khả năng tân tạo elastin [9] và tăng mật độ sợi thần kinh ở lớp nhú bì có thể góp phần cải thiện hoạt động tình dục và thăng hoa về mặt cảm xúc, kéo dài vài tháng sau khi thực hiện thủ thuật [41–43]. Ngoài việc giải quyết tình trạng ‘lông lẻo’ thành âm đạo, RF cũng giúp hỗ trợ điều trị SUI [39, 44, 45] với hiệu quả đầy hứa hẹn và tác dụng phụ thấp (theo dõi trong 1 năm). Nhìn chung, các quá trình liên quan đến nhiệt này được kích hoạt bởi cơ chế không phá hủy và không phụ thuộc vào sắc tố, khiến RF an toàn đáng kể bất kể loại da.

Do nhiệt độ ở mức vừa phải, việc sử dụng RF không bốc bay cũng mang lại lợi ích là sự thoải mái và hài lòng cao trong quá trình thực hiện thủ thuật theo báo cáo của bệnh nhân nhưng thời gian điều trị lại dài hơn đáng kể so với laser. Ở vùng sinh dục ngoài, RF bốc bay và không bốc bay đã được chứng minh là giúp cải thiện tính thẩm mỹ [41, 46, 47] như làm săn chắc mũ âm vật và âm hộ, giúp cải thiện đôi chút sắc tố vùng môi bé. Đối với thủ thuật cho vùng âm hộ, RF **có thể** hiệu quả hơn laser vì việc sử dụng laser bốc bay sẽ buộc bệnh nhân phải nghỉ dưỡng và gây khó chịu sau thực hiện dịch vụ, trong khi laser không bốc bay sẽ không thâm nhập sâu bằng RF, do đó có thể sẽ kém hiệu quả hơn hoặc cần nhiều phiên điều trị hơn.

#### 6.4 Sóng siêu âm hội tụ cường độ cao (HIFU)

Không giống như laser và RF, sóng âm không phải là sóng điện từ mà là một dạng năng lượng truyền đi dưới dạng sóng. Năng lượng được lan truyền nhờ sự rung động của các phần tử trong môi trường (khí, lỏng hoặc rắn) dưới dạng áp suất, nén và giải nén. Âm thanh nghe được nằm trong dải tần từ 20 Hz đến 20 kHz, tần số thấp hơn 20 Hz được gọi là sóng hạ âm và tần số cao hơn mức thính giác của con người được gọi là sóng siêu âm, tuy nhiên cả ba đều có cùng tính chất vật lý và chỉ khác nhau ở khả năng nghe của con người.

Siêu âm được sử dụng cho cả mục đích chẩn đoán và điều trị. Là một kỹ thuật chẩn đoán y tế, sóng âm thanh tần số cao có khả năng soi được các cơ quan bên trong cơ thể mà không có nguy cơ bức xạ ion hóa. Còn trong trị liệu, sóng siêu âm có thể phá hủy các mô trong khối u, nhằm mục tiêu để đưa thuốc đến các vị trí cụ thể và hơn thế nữa [48] Nói chung, chúng được chia thành hai tác dụng chính; **nhiệt và cơ học**. Hiệu ứng nhiệt xuất hiện do một phần năng lượng được hấp thụ vào mô và chuyển thành nhiệt. Năng lượng hấp thụ có thể được ước tính và chúng ta hoàn toàn có thể dự đoán phản ứng của mô để kiểm soát hiệu ứng nhiệt bằng cách thay đổi các thông số sóng như *thời gian tiếp xúc, công suất, tần số hoặc khoảng cách*. Còn hiệu ứng cơ học do HIFU gây ra sẽ bao gồm tạo ra bọt khí, vi dòng và lực bức xạ. Tạo bọt là sự sụp đổ nhanh chóng của một khoang chứa đầy khí, nở ra trong các chu kỳ sóng âm, và làm thải nhiệt độ và áp suất cao sang mô xung quanh.

Việc sử dụng HIFU cho mục đích thẩm mỹ (Hình 6.3) đã được biết đến trong nhiều năm qua nhưng lại là một làn gió mới trong mảng phụ khoa. Hai loại siêu âm tập trung đang được sử dụng trong lĩnh vực y tế; HIFU và siêu âm vi điểm hội tụ (MFU) khác nhau tùy theo sự phân bố năng lượng và hiệu ứng mô.

**Hình. 6.3** HIFU trong điều trị săn chắc da. (© Jindal P. et al. 2020)



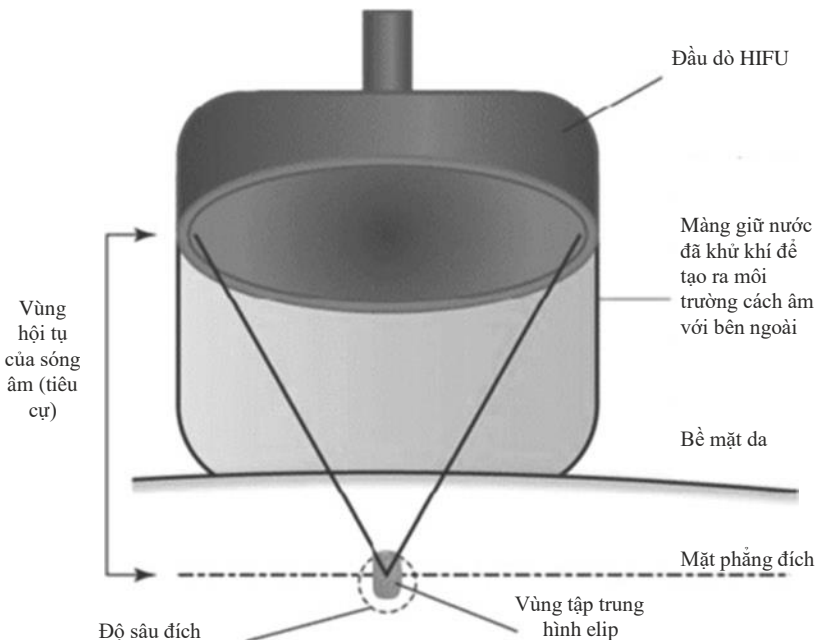
**HIFU** gây ra hiệu ứng nhiệt cực mạnh, cao hơn gấp từ 1.000 đến 20.000 lần so với siêu âm chẩn đoán [49, 50], đạt tới 47–59 J/cm<sup>2</sup> ở tần số 2 Mhz. Tiêu điểm siêu âm (tập trung sóng âm vào 1 điểm bằng một đầu dò cong), có thể có đường kính chỉ 1 mm [48] nhưng có thể chạm sâu vào các mô có độ sâu lên tới 1,8 cm (Hình 6.4) [51, 52]. Nhiệt độ tại điểm tập trung có thể đạt tới hơn 60°C gây đông máu và dẫn đến hoại tử mô [53]. Ngoài ra, lực nén lan truyền qua mô gây ra lực giãn mô, dẫn đến gia nhiệt do ma sát và tạo bọt. Ngoài các mục đích không phẫu thuật như cắt bỏ khối u, HIFU còn có thể được sử dụng để cắt bỏ mô mỡ để tạo hình cơ thể và giảm chu vi các vòng [51, 52].

**MFU** sử dụng năng lượng siêu âm thấp hơn và đi nông hơn, đạt độ sâu từ 1,5 đến 4,5 mm. Mặc dù có năng lượng thấp hơn nhưng nhiệt độ chúng tạo ra có thể vượt quá 60 °C, dẫn tới hình thành các điểm hoại tử đông trong lớp bì và hạ bì mà không ảnh hưởng tới lớp da ở trên [54] vì không có hiện tượng tạo bọt.

Nhiệt độ được giải phóng từ các điểm đông tụ sẽ kích hoạt sự biến tính và co lại của lớp collagen, từ đó làm săn chắc làn da. Ngoài ra thì việc sử dụng các đầu dò đặc biệt cho phép nhắm mục tiêu vào các mô dưới da, đặc biệt là hệ thống cân cơ nông bề mặt (SMAS) [55].

#### 6.4.1 HIFU trong phụ khoa

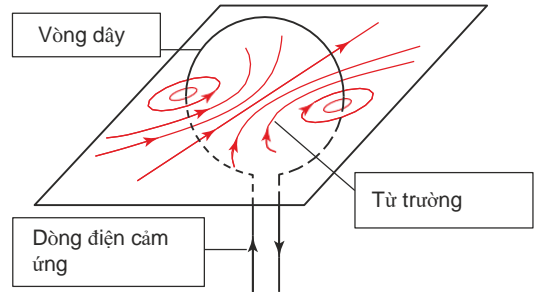
Từ kết quả của các thí nghiệm in vitro, sau đó là thử nghiệm thực tế in vivo vào năm 2002 đã mở ra hướng mới trong việc ứng dụng HIFU trong điều trị u xơ tử cung [56] (được gọi là HIFU dưới hướng dẫn của cộng hưởng từ). HIFU được cho là an toàn khi kết hợp với MRI [53] và được FDA chấp thuận vào năm 2004 sau khi chứng minh được rằng BN có giảm triệu chứng bệnh trong vòng trung bình 2 năm sau điều trị [48]. Tác dụng nhiệt của HIFU làm giảm thể tích u xơ và cầm máu [53, 57] dẫn đến cải thiện lâm sàng các triệu chứng của bệnh nhân (chảy máu hoặc đau).



**Hình. 6.4** Sơ đồ tạo xác định điểm tác động đích trong HIFU



Trong lĩnh vực phụ khoa tái tạo, công nghệ HIFU được ứng dụng lần đầu tiên trong trẻ hóa âm đạo là vào năm 2016 nên cho tới nay vẫn chưa có đủ bằng chứng về kết quả. Trong các thủ thuật âm đạo, đầu dò siêu âm được sử dụng có hình trụ hẹp, được mạ một tấm tiếp xúc phát xạ để tiếp cận bên trong âm đạo và có thể tác động tới toàn bộ chiều dài và chu vi của nó. Một nghiên cứu tiền cứu về GSM và SUI sử dụng HIFU ở phụ nữ sau mãn kinh của Elias và cộng sự đã chứng minh rằng sự thay đổi biểu mô như sự phân tầng và tăng glycogen trong niêm mạc âm đạo có thể giải thích sự cải thiện tình trạng hệ vi sinh vật ở khu vực này [58]. Trong số các bệnh nhân nghiên cứu, 6 người ghi nhận tình trạng giãn âm đạo trước đó nhưng sau khi thực hiện HIFU thì có tới 5 người không còn cảm giác bị giãn sau 6 tháng theo dõi. Do đó các tác giả đưa tới kết luận rằng trong điều trị GSM, HIFU hoàn toàn có thể so sánh với laser và RF và thậm chí chúng còn có thể hoạt động tốt hơn các EBD khác để tiếp cận các lớp sâu hơn nhằm điều trị các tình trạng như SUI.



**Hình 6.5** Một lực từ chuyển động nhanh tạo ra dòng điện trong vòng dây

Công nghệ HIFEM tạo ra hiệu ứng mô phỏng khi trường điện từ truyền qua đơn vị thần kinh cơ để tạo ra dòng điện kích thích hoạt động của cơ [60, 61]. Chúng sử dụng các nguyên lý cảm ứng điện từ để khử cực các tế bào thần kinh vận động, do đó kích thích các cơn co thắt cơ mạnh mẽ, mà không cần sự chỉ huy của hệ thần kinh trung ương. Việc kích thích hoạt động cơ với cường độ cao như vậy dường cần tới một mức năng lượng khổng lồ ở cấp độ tế bào.

## 6.5 Công nghệ điện từ trường hội tụ cường độ cao (HIFEM)

Điện từ trường bao gồm cả điện trường và từ trường, trong đó điện trường là kết quả của các điện tích, còn từ trường được tạo ra do sự chuyển động của các điện tích [59]. Hiện tượng điện từ tuân thủ các nguyên tắc cơ bản nhằm xác định hoạt động của chúng. Các điện tích hút hoặc đẩy nhau một lực tỷ lệ nghịch với khoảng cách giữa chúng, các cực từ hoạt động như nhau và tồn tại thành từng cặp. Một dòng điện có thể tạo ra một từ trường tròn và khi cảm ứng trong một vòng dây, nó sẽ di chuyển về phía gần hoặc ra xa từ trường, hoặc nam châm sẽ di chuyển hướng về hoặc ra xa từ trường đó (Hình 6.5). Đối với HIFEM, một từ trường biến đổi nhanh sẽ tạo ra một dòng điện đến mô đích.

### 6.5.1 HIFEM trong phụ khoa

Trong điều trị SUI, phương pháp phổ biến nhất cho tới ngày nay là *phục hồi cơ sàn chậu* (PFM) bằng các bài tập thể dục. Mỗi vùng cơ sẽ có mục đích phục hồi dựa trên chức năng của chúng. Cụ thể: khối cơ phía trước, chịu trách nhiệm co thắt bàng quang và niệu đạo, cơ giữa, kiểm soát âm đạo/tử cung và cơ sau cho chức năng trực tràng. Ngoài ra cũng có những cấu trúc giải phẫu hỗ trợ các cơ quan này, chẳng hạn như khung chậu, cơ hoành niệu dục và cơ vòng niệu đạo/hậu môn [62]. Cả PFM và các cơ hỗ trợ của nó đều chịu tác động của kích thích điện và điện từ. Trong hoạt động chức năng, hệ thống ngăn ngừa nhiều rối loạn như tiểu hoặc đại tiện không tự chủ, rối loạn tình dục hoặc sa cơ quan vùng chậu. Nếu như có bất kỳ sự bất thường nào đối với hệ thống trên, BN sẽ được chẩn đoán *rối loạn chức năng sàn chậu* (PFD) do lão hóa hoặc do sinh con [63]. Các thủ thuật PFM được chứng minh là có hiệu quả thông qua các bài tập thể dục [64] vì chúng giúp tăng trương lực cơ vùng chậu, phát triển và tăng trương lực các bó cơ.

Bài tập này thúc đẩy phục hồi cơ chế kiểm soát trương lực bó cơ [65]. Để đạt được hiệu quả giáo dục lại PFM, cần có hàng trăm lần co thắt và theo cách rất cụ thể để có thể tập luyện vào đúng cơ. PFM cũng có thể được kích thích bằng điện [66] và trong những năm gần đây còn bằng cách sử dụng công nghệ HIFEM [67–69]. Cả hai công nghệ đều sử dụng dòng điện giúp khử cực các tế bào thần kinh vận động để kích thích các con co thắt cơ không chủ ý. Khác biệt là, kích thích điện sử dụng dòng điện tích trực tiếp trong khi HIFEM sử dụng cảm ứng điện từ để cung cấp dòng điện một cách có chọn lọc vào vùng cơ PFM. Khi từ trường đi qua da chúng sẽ không bị giảm năng lượng, do đó nhiều năng lượng hơn sẽ được truyền đến mô đích, do đó HIFEM có hiệu quả vượt trội hơn vì nó có thể gây ra các cơn co thắt sâu hơn và mạnh hơn, mang lại hiệu quả có lợi. Tần số điện thế hoạt động cao của HIFEM không chỉ dẫn đến các cơn co thắt cơ có chọn lọc mà còn gây hiệu ứng cơ cực đại.

Trong một nghiên cứu so sánh HIFEM và kích thích điện trong điều trị rối loạn chức năng sản chậu ở phụ nữ sau sinh, HIFEM cho kết quả vượt trội về co thắt có chủ ý tối đa (MVC) và giảm các triệu chứng lâm sàng theo đánh giá chủ quan của bệnh nhân [67]. Trong một nghiên cứu khác đánh giá sự cải thiện chất lượng cuộc sống sau 3 tháng theo dõi, bệnh nhân báo cáo rằng các triệu chứng của họ được cải thiện đáng kể và việc sử dụng bím. HIFEM là một phương pháp thay thế đầy hứa hẹn trong việc cải thiện chức năng tình dục của phụ nữ [69].

Tuy nhiên, HIFEM có những nhược điểm vì chúng là công nghệ cũ, tài liệu nghiên cứu hạn chế, nghiên cứu với thời gian theo dõi ngắn, nhóm bệnh nhân so sánh không rõ ràng, thiếu nhóm đối chứng và các công cụ khách quan, có thể đo lường được. Nhưng sau tất cả, HIFEM là một công nghệ không xâm lấn rất hứa hẹn trong điều trị SUI mà không gây đau hoặc khó chịu cho khách hàng. So với bài tập nhắm mục tiêu PFM "tiêu chuẩn vàng" đòi hỏi phải đào tạo rất chi tiết và bệnh nhân khó tuân thủ, công nghệ HIFEM với sự thay đổi tần số cao của trường điện từ có thể khởi tạo hàng nghìn cơn co thắt PFM được nhắm mục tiêu chính xác trong một phiên duy nhất.

## 6.6 Diot phát quang (LED)

Các nguồn LED hiện đại phát ra quang phổ ánh sáng băng hẹp, nhưng không giống như tia laser, chúng không nhất quán. Phát hiện ra đèn LED có từ năm 1962, vào thời điểm đó không hiệu quả về mặt sinh học [70], nhưng vào những năm 90, các nhà nghiên cứu của NASA đã phát triển khả năng băng hẹp và cho phép sử dụng cho nhu cầu y tế, có sẵn và giá cả phải chăng [71]. Đèn LED là các thành phần điện được làm bằng chip bán dẫn trên bề mặt phản chiếu. Chất bán dẫn là vật liệu dẫn điện tử, vì vậy khi dòng điện chạy qua nó, một số electron của nó bị kích thích và chạy tự do. Khi các electron trở về trạng thái tự nhiên của chúng trong các nguyên tử, năng lượng được giải phóng và chuyển đổi thành ánh sáng phát ra. Bước sóng phát ra phụ thuộc vào chất bán dẫn bên trong chip và bản chất dải ánh sáng [70]. Đèn LED có thể là liên tục hoặc xung, nhưng đèn LED điều biến quang là xung và thường có phổ màu xanh lam (400–470 nm), vàng (570–590), đỏ (630–700) hoặc hồng ngoại gần (NIR, 800–1200) đạt độ sâu tương ứng là 1, 2, 3 hoặc 10 mm. Đèn LED ảnh hưởng đến quá trình trao đổi chất của tế bào, sự thay đổi tổng hợp collagen, tăng lưu lượng máu và nhiều hơn nữa, tất cả đều thông qua quá trình điều biến quang sinh học và hoạt hóa quang ở cấp độ tế bào và phân tử. Khi phụ nữ lớn tuổi hoặc sinh con, mô âm đạo có thể bị chùng, tỉ lệ mô âm đạo/niệu đạo giảm và estrogen giảm, tất cả đều tác động tiêu cực đến chức năng âm đạo và bàng quang. Cơ sở lý luận của việc sử dụng đèn LED là kích thích tổng hợp collagen và elastin âm đạo để hỗ trợ cơ thắt niệu đạo-âm đạo và niệu đạo nhưng cũng làm giãn mạch ở vùng niêm mạc dưới âm đạo và niệu đạo [72]. Đèn LED đỏ và NIR về mặt lý thuyết là phù hợp nhất với thực hành trong phụ khoa do tác động và độ thâm nhập sâu của chúng, tuy nhiên ánh sáng xanh gần đây cũng được khám phá như một phương pháp thay thế kháng khuẩn không dùng thuốc.

### 6.6.1 LED trong phụ khoa

Một nghiên cứu sơ bộ đã đánh giá tính an toàn và hiệu quả của ánh sáng xanh ( $401 \pm 5$  nm) trên niêm mạc âm đạo khỏe mạnh, BN được điều trị trong 30 phút và sau 3–4 tuần đánh giá lại thấy rằng hệ vi khuẩn âm đạo và độ pH vẫn bình thường mà không có tác dụng phụ [73]. Nhóm sau đó đã trình bày một trường hợp bệnh nấm Candida âm hộ - âm đạo (VVA), một bệnh nhiễm trùng thường gặp ở đường sinh dục - tiết niệu, được điều trị bằng đèn LED ánh sáng xanh cho thấy có hiệu quả trong việc giảm viêm [74]. Trong một nghiên cứu theo dõi kéo dài 3 tuần ở nhóm bệnh nhân được chẩn đoán VVA trên kết quả nuôi cấy, sau 1 buổi điều trị bằng LED ánh sáng xanh đã âm tính với nấm và các triệu chứng của bệnh nhân cũng theo đó được giải quyết. Một nghiên cứu khác đã kiểm tra việc sử dụng 3 bước sóng quang phổ xanh riêng biệt (405, 415 & 450 nm) để điều trị viêm âm đạo do nấm candida, tập trung vào cả *Candida albicans* và tế bào biểu mô âm đạo [75]. Tỷ lệ sống sót của các tế bào biểu mô là cao nhất trong quá trình ức chế *Candida* khi sử dụng ánh sáng 415 nm, điều này khiến các nhà nghiên cứu cho rằng 415 nm có kết quả chống nấm tốt hơn đồng thời ít gây tổn thương biểu mô hơn so với các loại khác.

Đèn LED âm đạo đa bước sóng đã được sử dụng trên những phụ nữ bị *Candida*, hai lần một tuần trong sáu tuần, sử dụng ánh sáng LED xanh (415 nm, 3 phút), đỏ (660 nm, 3 phút) và NIR (850 nm, 3 phút) [76]. Sau một tháng theo dõi, tất cả bệnh nhân đều có sự cải thiện về các triệu chứng, chất lượng mô âm đạo, chức năng tình dục, bôi trơn và giảm cảm giác đau. Đánh giá giải phẫu cho thấy khoảng cách niệu đạo-âm đạo, mạch máu hóa và độ dày mô tăng lên, đặc biệt đối với bước sóng đỏ và xanh. Các nhà nghiên cứu đề xuất rằng phương pháp điều trị này có thể là một lựa chọn an toàn cho các trung tâm y tế không có EBD nào khác hoặc như một thiết bị sử dụng tại nhà. Một nghiên cứu khác đã được tiến hành để đánh giá hiệu quả trong điều trị SUI và các vấn đề trong khi giao hợp bằng cách sử dụng đèn LED đỏ/hồng ngoại (662/855 nm) và kết luận rằng việc làm săn chắc âm đạo đa phương thức là an toàn và giúp cải thiện các triệu chứng ở bàng quang và sức mạnh của cơ sàn chậu [77]

Nhìn chung, đèn LED là lựa chọn với chi phí hợp lý, không đau trong các loại thiết bị sử dụng năng lượng và có thể là giải pháp tốt, bổ sung sau các phương thức khác như laser để tăng tốc độ phục hồi mô hoặc giảm các tác dụng phụ liên quan đến điều trị. Tuy nhiên, đèn LED có một số nhược điểm như thời gian điều trị dài, đòi hỏi nhiều phiên điều trị, khả năng tuân thủ kém, kết quả không đáng kinh ngạc, và hải lòng ở mức vừa phải. Nhưng có vẻ như tại thời điểm này, phương pháp sử dụng LED đơn trị vẫn chưa được coi là đạt tính hiệu quả như mong muốn và cần được nghiên cứu thêm.

## 6.7 Kết luận

Chương này đã khái quát chung về EBD, tất cả đều nhằm mục đích cải thiện chất lượng cuộc sống của phụ nữ. Kể từ khi phát triển, việc sử dụng chúng trong y học đã lan rộng sang nhiều lĩnh vực và dẫn đến những tiến bộ, một số bắt buộc đối với nhiều tình trạng, mang lại lợi ích cho cả bệnh nhân và bác sĩ. Những trở ngại mà EBD phải đối mặt là nhu cầu đào tạo chuyên nghiệp và chi phí cao nhưng vấn đề cốt lõi vẫn là sự chấp nhận việc sử dụng chúng và các lợi ích liên quan của toàn bộ cộng đồng y tế. Tuy nhiên, có vẻ như EBD sẽ tồn tại lâu dài và việc sử dụng chúng sẽ tăng theo thời gian vì chúng mang lại khả năng phục hồi thấp, ngắn và được bệnh nhân chấp nhận rộng rãi. Khi công nghệ tiếp tục được cải tiến, phạm vi ứng dụng và hiệu quả của chúng chắc chắn sẽ mở rộng và tiếp tục cung cấp các hồ sơ an toàn hơn, góp phần gia tăng nhu cầu người dùng.

## Tài liệu tham khảo

1. Karcher C, Sadick N. Vaginal rejuvenation using energy-based devices. *Int J Womens Dermatol*. 2016;2(3):85–8. <https://doi.org/10.1016/j.ijwd.2016.05.003>.
2. Maiman T. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*. 1960;187:493–4. <https://doi.org/10.1038/187493a0>.
3. Bogdan Allemann I, Kaufman J. Laser principles. *Curr Probl Dermatol*. 2011;42:7–23. <https://doi.org/10.1159/000328236>.
4. Anderson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorp-

- tion of pulsed radiation. *Science* (New York, NY). 1983;220(4596):524–7. <https://doi.org/10.1126/science.6836297>.
5. Peng Q, Juzeniene A, Chen J, Svaasand LO, Warloe T, Giercksky K-E, Moan J. Lasers in medicine. *Rep Prog Phys*. 2008;71(5):056701. <https://doi.org/10.1088/0034-4885/71/5/056701>.
  6. Omi T, Numano K. The role of the CO<sub>2</sub> laser and fractional CO<sub>2</sub> laser in dermatology. *Laser Ther*. 2014;23(1):49–60. <https://doi.org/10.5978/islsm.14-RE-01>.
  7. Fisher JC. Photons, psychiatrics, and physicians: a practical guide to understanding laser light interaction with living tissue, part I. *J Clin Laser Med Surg*. 1992;10(6):419–26. <https://doi.org/10.1089/clm.1992.10.419>.
  8. Rosenberg GJ, Brito MA Jr, Aportella R, Kapoor S. Long-term histologic effects of the CO<sub>2</sub> laser. *Plast Reconstr Surg*. 1999;104(7):2239–46. <https://doi.org/10.1097/00006534-199912000-00046>.
  9. Tadir Y, Gaspar A, Lev-Sagie A, Alexiades M, Alinsod R, Bader A, Calligaro A, Elias JA, Gambaciani M, Gaviria JE, Iglesia CB, Selih-Martinec K, Mwesigwa PL, Ogrinc UB, Salvatore S, Scollo P, Zerbinati N, Nelson JS. Light and energy based therapeutics for genitourinary syndrome of menopause: consensus and controversies. *Lasers Surg Med*. 2017;49(2):137–59. <https://doi.org/10.1002/lsm.22637>.
  10. Kaufmann R, Hibst R. Pulsed 2.94-microns erbium-YAG laser skin ablation DOUBLEHYPHENEXperimental results and first clinical application. *Clin Exp Dermatol*. 1990;15(5):389–93. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2230.1990.tb02125.x>.
  11. Manstein D, Herron GS, Sink RK, Tanner H, Anderson RR. Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. *Lasers Surg Med*. 2004;34(5):426–38. <https://doi.org/10.1002/lsm.20048>.
  12. Alexiades-Armenakas MR, Dover JS, Arndt KA. The spectrum of laser skin resurfacing: nonablative, fractional, and ablative laser resurfacing. *J Am Acad Dermatol*. 2008;58(5):719–40. <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2008.01.003>.
  13. Hantash BM, Bedi VP, Kapadia B, Rahman Z, Jiang K, Tanner H, Chan KF, Zachary CB. In vivo histological evaluation of a novel ablative fractional resurfacing device. *Lasers Surg Med*. 2007;39(2):96–107. <https://doi.org/10.1002/lsm.20468>.
  14. Bellina JH, Fick AC, Jackson JD. Lasers in gynecology: an historical/developmental overview. *Lasers Surg Med*. 1985;5(1):1–22. <https://doi.org/10.1002/lsm.1900050102>.
  15. Staffl A, Wilkinson EJ, Mattingly RF. Laser treatment of cervical and vaginal neoplasia. *Am J Obstet Gynecol*. 1977;128(2):128–36. [https://doi.org/10.1016/0002-9378\(77\)90676-7](https://doi.org/10.1016/0002-9378(77)90676-7).
  16. Reid R, Absten GT. Lasers in gynecology: why pragmatic surgeons have not abandoned this valuable technology. *Lasers Surg Med*. 1995;17(3):201–301. <https://doi.org/10.1002/lsm.1900170302>.
  17. Wallwiener D, Pollmann D, Stolz W, Rimbach S, Bastert G. Laser in gynecology: an overview. In: Bastert G, Wallwiener D, editors. *Lasers in gynecology*. Heidelberg: Springer; 1992. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-45683-1\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-642-45683-1_1).
  18. Wright VC. Laser surgery: using the carbon dioxide laser. *Can Med Assoc J*. 1982;126(9):1035–9.
  19. Scheinfeld N, Lehman DS. An evidence-based review of medical and surgical treatments of genital warts. *Dermatol Online J*. 2006;12(3):5.
  20. González-Isaza P, Lotti T, França K, Sanchez-Borrego R, Tórtola JE, Lotti J, Wollina U, Tchernev G, Zerbinati N. Carbon dioxide with a new pulse profile and shape: A perfect tool to perform labiaplasty for functional and cosmetic purpose. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(1):25–7. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2018.043>.
  21. Kartamaa M, Reitamo S. Treatment of lichen sclerosus with carbon dioxide laser vaporization. *Br J Dermatol*. 1997;136(3):356–9.
  22. Portman DJ, Gass ML, Vulvovaginal Atrophy Terminology Consensus Conference Panel. Genitourinary syndrome of menopause: new terminology for vulvovaginal atrophy from the International Society for the Study of Women's Sexual Health and the North American Menopause Society. *Menopause* (New York, NY). 2014;21(10):1063–8. <https://doi.org/10.1097/GME.0000000000000329>.
  23. Arroyo C. Fractional CO<sub>2</sub> laser treatment for vulvovaginal atrophy symptoms and vaginal rejuvenation in perimenopausal women. *Int J Women's Health*. 2017;9:591–5. <https://doi.org/10.2147/IJWH.S136857>.
  24. Reid R. Superficial laser vulvectomy. I. the efficacy of extended superficial ablation for refractory and very extensive condylomas. *Am J Obstet Gynecol*. 1985;151(8):1047–52. [https://doi.org/10.1016/0002-9378\(85\)90378-3](https://doi.org/10.1016/0002-9378(85)90378-3).
  25. Pardo J, Solà V, Ricci P, Guilloff E. Laser labioplasty of labia minora. *Int J Gynaecol Obstet*. 2006;93(1):38–43. <https://doi.org/10.1016/j.ijgo.2006.01.002>.
  26. Samuels JB, Garcia MA. Treatment to external labia and vaginal canal with CO<sub>2</sub> laser for symptoms of vulvovaginal atrophy in postmenopausal women. *Aesthet Surg J*. 2019;39(1):83–93. <https://doi.org/10.1093/asj/sjy087>.
  27. Gaspar A, Addamo G, Brandi H. Vaginal fractional CO<sub>2</sub> laser: a minimally invasive option for vaginal rejuvenation. *Am J Cosmet Surg*. 2011;28(3):156–62. <https://doi.org/10.1177/074880681102800309>.
  28. Zerbinati N, Serati M, Origoni M, Candiani M, Iannitti T, Salvatore S, Marotta F, Calligaro A. Microscopic and ultrastructural modifications of postmenopausal atrophic vaginal mucosa after fractional carbon dioxide laser treatment. *Lasers Med Sci*. 2015;30(1):429–36. <https://doi.org/10.1007/s10103-014-1677-2>.

29. Preti M, Vieira-Baptista P, Digesu GA, Bretschneider CE, Damaser M, Demirkesen O, Heller DS, Mangir N, Marchitelli C, Mourad S, Moyal-Barracco M, Peremateu S, Taylor V, Tarcan T, De E, Stockdale CK. The clinical role of LASER for vulvar and vaginal treatments in gynecology and female urology: an ICS/ISSVD best practice consensus document. *Neurourol Urodyn*. 2019;38(3):1009–23. <https://doi.org/10.1002/nau.23931>.
30. Perino A, Calligaro A, Forlani F, Tiberio C, Cucinella G, Svelato A, Saitta S, Calagna G. Vulvo-vaginal atrophy: a new treatment modality using thermoablative fractional CO<sub>2</sub> laser. *Maturitas*. 2015;80(3):296–301. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2014.12.006>.
31. Gambacciani M, Levancini M, Cervigni M. Vaginal erbium laser: the second-generation thermotherapy for the genitourinary syndrome of menopause. *Climacteric*. 2015;18(5):757–63. <https://doi.org/10.3109/13697137.2015.1054885>.
32. Salvatore S, Nappi RE, Parma M, Chionna R, Lagona F, Zerbinati N, Ferrero S, Origoni M, Candiani M, Leone Roberti Maggiore U. Sexual function after fractional microablative CO<sub>2</sub> laser in women with vulvovaginal atrophy. *Climacteric*. 2015;18(2):219–25. <https://doi.org/10.3109/13697137.2014.975197>.
33. Duncan D, Kreindel M. Basic radiofrequency: physics and safety and application to aesthetic medicine. In: Lapidoth M, Halachmi S, editors. *Radiofrequency in cosmetic dermatology*. Basel: Karger Publishers; 2015. p. 1–22.
34. Lapidoth M, Halachmi S. *Radiofrequency in cosmetic dermatology*. Aesthet Dermatol. Basel, Karger. 2015;2:50–61. <https://doi.org/10.1159/000362767>.
35. Hainer BL. Fundamentals of electrosurgery. *J Am Board Fam Pract*. 1991;4(6):419–26.
36. Shin MK, Park JM, Lim HK, Choi JH, Baek JH, Kim HJ, Koh JS, Lee MH. Characterization of microthermal zones induced by fractional radiofrequency using reflectance confocal microscopy: a preliminary study. *Lasers Surg Med*. 2013;45(8):503–8. <https://doi.org/10.1002/lsm.22175>.
37. Mattsson MO, Simkó M. Emerging medical applications based on non-ionizing electromagnetic fields from 0 Hz to 10 THz. *Med Dev (Auckland, NZ)*. 2019;12:347–68. <https://doi.org/10.2147/MDER.S214152>.
38. Goats GC. Continuous short-wave (radio-frequency) diathermy. *Br J Sports Med*. 1989;23(2):123–7. <https://doi.org/10.1136/bjism.23.2.123>.
39. Dillon B, Dmochowski R. Radiofrequency for the treatment of stress urinary incontinence in women. *Curr Urol Rep*. 2009;10(5):369–74. <https://doi.org/10.1007/s11934-009-0058-z>.
40. Millheiser LS, Pauls RN, Herbst SJ, Chen BH. Radiofrequency treatment of vaginal laxity after vaginal delivery: nonsurgical vaginal tightening. *J Sex Med*. 2010;7(9):3088–95. <https://doi.org/10.1111/j.1743-6109.2010.01910.x>.
41. Alinsod RM. Transcutaneous temperature controlled radiofrequency for orgasmic dysfunction. *Lasers Surg Med*. 2016;48(7):641–5. <https://doi.org/10.1002/lsm.22537>.
42. Gold M, Andriessen A, Bader A, Alinsod R, French ES, Guerette N, Kolodchenko Y, Krychman M, Murrmann S, Samuels J. Review and clinical experience exploring evidence, clinical efficacy, and safety regarding nonsurgical treatment of feminine rejuvenation. *J Cosmet Dermatol*. 2018;17:289–97.
43. Sekiguchi Y, Utsugisawa Y, Azekosi Y, Kinjo M, Song M, Kubota Y, Kingsberg SA, Krychman ML. Laxity of the vaginal introitus after childbirth: nonsurgical outpatient procedure for vaginal tissue restoration and improved sexual satisfaction using low-energy radiofrequency thermal therapy. *J Womens Health (Larchmt)*. 2013;22(9):775–81. <https://doi.org/10.1089/jwh.2012.4123>.
44. Dmochowski RR, Avon M, Ross J, Cooper JM, Kaplan R, Love B, Kohli N, Albala D, Shingleton B. Transvaginal radio frequency treatment of the endopelvic fascia: a prospective evaluation for the treatment of genuine stress urinary incontinence. *J Urol*. 2003;169(3):1028–32. <https://doi.org/10.1097/01.ju.0000048686.50716.ef>.
45. Leibaschoff G, Izasa PG, Cardona JL, Miklos JR, Moore RD. Transcutaneous temperature controlled radiofrequency (TTCRF) for the treatment of menopausal vaginal/genitourinary symptoms. *Surg Technol Int*. 2016;29:149–59.
46. Caruth JC. Evaluation of the safety and efficacy of a novel radiofrequency device for vaginal treatment. *Surg Technol Int*. 2018;32:145–9.
47. Dayan E, Ramirez H, Theodorou S. Radiofrequency treatment of labia minora and majora: a minimally invasive approach to vulva restoration. *Plast Reconstr Surg Glob Open*. 2020;8(4):e2418. Published 2020 Apr 22.
48. Phenix CP, Togtema M, Pichardo S, Zehbe I, Curiel L. High intensity focused ultrasound technology, its scope and applications in therapy and drug delivery. *J Pharm Pharm Sci*. 2014;17(1):136–53. <https://doi.org/10.18433/J3ZP5F>.
49. ter Haar G. Intervention and therapy. *Ultrasound Med Biol*. 2000;26(Suppl 1):S51–4. [https://doi.org/10.1016/s0301-5629\(00\)00164-2](https://doi.org/10.1016/s0301-5629(00)00164-2).
50. Zhou Y. Principles and applications of therapeutic ultrasound in healthcare. 1st ed. Boca Raton, FL: CRC Press; 2015. <https://doi.org/10.1201/b19638>.
51. Fatemi A, Kane MA. High-intensity focused ultrasound effectively reduces waist circumference by ablating adipose tissue from the abdomen and flanks: a retrospective case series. *Aesthet Plast Surg*. 2010;34(5):577–82. <https://doi.org/10.1007/s00266-010-9503-0>.
52. Robinson DM, Kaminer MS, Baumann L, Burns AJ, Brauer JA, Jewell M, Lupin M, Narurkar VA, Struck SK, Hledik J, Dover JS. High-intensity focused ultrasound for the reduction of subcutaneous adipose tis-

- sue using multiple treatment techniques. *Dermatol Surg.* 2014;40(6):641–51. <https://doi.org/10.1111/dsu.0000000000000022>.
53. Yagel S. High-intensity focused ultrasound: a revolution in non-invasive ultrasound treatment? *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2004;23(3):216–7. <https://doi.org/10.1002/uog.1017>.
  54. Laubach HJ, Makin IR, Barthe PG, Slayton MH, Manstein D. Intense focused ultrasound: evaluation of a new treatment modality for precise microcoagulation within the skin. *Dermatol Surg.* 2008;34(5):727–34. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4725.2008.34196.x>.
  55. Fabi SG. Noninvasive skin tightening: focus on new ultrasound techniques. *Clin Cosmet Investig Dermatol.* 2015;8:47–52. <https://doi.org/10.2147/CCID.S69118>.
  56. Chan AH, Fujimoto VY, Moore DE, Martin RW, Vaezy S. An image-guided high intensity focused ultrasound device for uterine fibroids treatment. *Med Phys.* 2002;29(11):2611–20. <https://doi.org/10.1118/1.1513990>.
  57. Rabinovici J, Inbar Y, Revel A, Zalel Y, Gomori JM, Itzhak Y, Schiff E, Yagel S. Clinical improvement and shrinkage of uterine fibroids after thermal ablation by magnetic resonance-guided focused ultrasound surgery. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2007;30(5):771–7. <https://doi.org/10.1002/uog.4099>.
  58. Elías MGJA, Corin G, Garcia PN, Sivo V, Nestor D, Nuñez L. Management of Vaginal Atrophy, vaginal Hyperlaxity and stress urinary incontinence with intra- vaginal high-intensity focused ultrasound (HIFU). *Int J Obstet Gynaecol Res.* 2019;6(2):735–65.
  59. Alexiades M. High intensity focused electromagnetic field (HIFEM) devices in dermatology. *J Drugs Dermatol.* 2019;18(11):1088.
  60. Yamanishi T, Yasuda K, Suda S, Ishikawa N. Effect of functional continuous magnetic stimulation on urethral closure in healthy volunteers. *Urology.* 1999;54(4):652–5. [https://doi.org/10.1016/s0090-4295\(99\)00194-6](https://doi.org/10.1016/s0090-4295(99)00194-6).
  61. Voorham-van der Zalm PJ, Pelger RC, Stiggelbout AM, Elzevier HW, Lycklama à Nijeholt, G. A. Effects of magnetic stimulation in the treatment of pelvic floor dysfunction. *BJU Int.* 2006;97(5):1035–8. <https://doi.org/10.1111/j.1464-410X.2006.06131.x>.
  62. Strohbehk K. Normal pelvic floor anatomy. *Obstet Gynecol Clin N Am.* 1998;25(4):683–705. [https://doi.org/10.1016/s0889-8545\(05\)70037-1](https://doi.org/10.1016/s0889-8545(05)70037-1).
  63. Faubion SS, Shuster LT, Bharucha AE. Recognition and management of nonrelaxing pelvic floor dysfunction. *Mayo Clin Proc.* 2012;87(2):187–93. <https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2011.09.004>.
  64. Radzimińska A, Strączyńska A, Weber-Rajek M, Styczyńska H, Strojek K, Piekorz Z. The impact of pelvic floor muscle training on the quality of life of women with urinary incontinence: a systematic literature review. *Clin Interv Aging.* 2018;13:957–65. <https://doi.org/10.2147/CIA.S160057>.
  65. Bø K. Pelvic floor muscle training is effective in treatment of female stress urinary incontinence, but how does it work? *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct.* 2004;15(2):76–84. <https://doi.org/10.1007/s00192-004-1125-0>.
  66. Correia GN, Pereira VS, Hirakawa HS, Driusso P. Effects of surface and intravaginal electrical stimulation in the treatment of women with stress urinary incontinence: randomized controlled trial. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol.* 2014;173:113–8. <https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2013.11.023>.
  67. Elena S, Dragana Z, Ramina S, Evgeniia A, Orazov M. Electromyographic evaluation of the pelvic muscles activity after high-intensity focused electromagnetic procedure and electrical stimulation in women with pelvic floor dysfunction. *Sex Med.* 2020;8(2):282–9. <https://doi.org/10.1016/j.esxm.2020.01.004>.
  68. Samuels JB, Pezzella A, Berenholz J, Alinsod R. Safety and efficacy of a non-invasive high-intensity focused electromagnetic field (HIFEM) device for treatment of urinary incontinence and enhancement of quality of life. *Lasers Surg Med.* 2019;51(9):760–6. <https://doi.org/10.1002/lsm.23106>.
  69. Hlavinka TC, Turčan P, Bader A. The use of HIFEM technology in the treatment of pelvic floor muscles as a cause of female sexual dysfunction: a multi-center pilot study. *J Womens Health Care.* 2019;8:1. <https://doi.org/10.4172/2167-0420.1000455>.
  70. Opel DR, Hagstrom E, Pace AK, Sisto K, Hirano- Ali SA, Desai S, Swan J. Light-emitting diodes: A brief review and clinical experience. *J Clin Aesthet Dermatol.* 2015;8(6):36–44.
  71. Kim WS, Calderhead RG. Is light-emitting diode phototherapy (LED-LLLT) really effective? *Laser Ther.* 2011;20(3):205–15. <https://doi.org/10.5978/islsm.20.205>.
  72. Lanzafame RJ, de la Torre S, Leibaschoff GH. The rationale for Photobiomodulation therapy of vaginal tissue for treatment of genitourinary syndrome of menopause: an analysis of its mechanism of action, and current clinical outcomes. *Photobiomodul Photomed Laser Surg.* 2019;37(7):395–407. <https://doi.org/10.1089/photob.2019.4618>.
  73. Pavier MC, Robatto M, Bastos M, Tozetto S, Boas AV, Vitale SG, Lordelo P. Blue light-emitting diode in healthy vaginal mucosa-a new therapeutic possibility. *Lasers Med Sci.* 2019;34(5):921–7. <https://doi.org/10.1007/s10103-018-2678-3>.
  74. Robatto M, Pavier MC, Garcia I, Menezes MP, Bastos M, Leite H, Noites A, Lordelo P. Ultraviolet A/blue light-emitting diode therapy for vulvovaginal candidiasis: a case presentation. *Lasers Med Sci.* 2019;34(9):1819–27. <https://doi.org/10.1007/s10103-019-02782-9>.
  75. Wang T, Dong J, Yin H, Zhang G. Blue light therapy to treat candida vaginitis with comparisons of three wavelengths: an in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2020;35(6):1329–39. <https://doi.org/10.1007/s10103-019-02928-9>.

76. Naranjo García P, Elias JA, Parada JG, Luciañez DZ, Pinto H. Management of vaginal atrophy with intra-vaginal light-emitting diodes (LEDs). *Int J Obstet Gynaecol.* 2018;5(2):632–41.
77. de la Torre S, Miller LE. Multimodal vaginal toning for bladder symptoms and quality of life in stress urinary incontinence. *Int Urogynecol J.* 2017;28(8):1201–7. <https://doi.org/10.1007/s00192-016-3248-5>.

**Ohad Toledano**, is the Director of Clinical Applications and R&D in one of the largest EBD companies in the world, focusing on the development of new technologies, modalities, and applications to use. His work primarily centers on collaborating with physicians worldwide in

order to create innovative protocols striving to enhance the quality of life. In his earlier work, the main focus was on clinical research and clinical trials in the field of cancer and cancer prevention, mainly colorectal and gastric, in the “Integrated Cancer Prevention Center” at Tel Aviv Medical Center, Israel. During his research, he was invited to attend the American National Cancer Institute (NCI) curriculum in cancer prevention at the FDA/NIH in Washington DC. Co-author in previously published papers on gene expression and population incidence/prevalence in inflammatory bowel diseases (IBDs), colorectal, and esophageal cancers. He holds a master’s degree in medical science in the field of cellular and Developmental biology research from the Sackler Faculty of Medicine, Tel Aviv University.