

Chương 1 :Sáu thông số của Laser trong da liễu

1.1 Ánh sáng và Vật chất

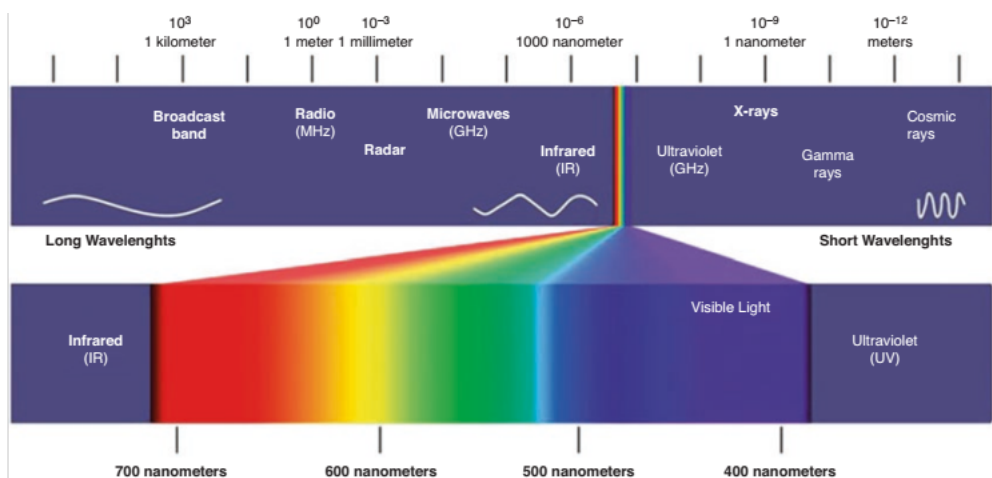
Thế giới bao gồm ánh sáng và vật chất (Hình 1.1). Khi ánh sáng và vật chất gặp nhau, chúng tương tác với nhau và tạo ra nhiều thay đổi vật lý và hóa học. Ví dụ, nếu bạn đứng dưới bầu trời mùa thu trong vắt, bạn có thể cảm thấy cơ thể mình nóng lên ngay cả khi thời tiết mát mẻ. Hiện tượng này xảy ra khi ánh sáng được chuyển hóa thành nhiệt trong da (Năng lượng ánh sáng $\rightarrow$ Năng lượng nhiệt).



Hình 1.1 Ánh sáng và vật chất

1.2 Bức xạ điện từ (EMR)

Nói chung, ý nghĩa của ánh sáng chỉ đề cập đến phạm vi khả kiến (400–760 nm), nhưng nói đúng ra, ánh sáng khả kiến đề cập đến ánh sáng theo nghĩa hẹp, trong khi ánh sáng theo nghĩa rộng đề cập đến bức xạ điện từ (EMR). EMR là tất cả năng lượng truyền trong không gian dưới dạng sóng bởi điện trường và từ trường. EMR trải rộng từ tia nhìn thấy đến bước sóng ngắn của tia γ và tia X đến bước sóng dài của sóng vi ba và sóng vô tuyến (Hình 1.2)



Hình 1.2 Phổ điện từ

Mỗi EMR có bước sóng và tần số riêng. Laser được sử dụng chủ yếu trong lĩnh vực da liễu thể hiện EMR bằng nanomet (nm), là đơn vị sóng. Phổ điện từ được sử dụng trong lĩnh vực da liễu bao gồm tia cực tím (UV), khả kiến, cận hồng ngoại (NIR), hồng ngoại trung (MIR) và hồng ngoại xa (FIR) (Bảng 1.1).

Bảng 1.1 Phạm vi và bước sóng của bức xạ điện từ

Phạm vi	Nanometer
Tia cực tím (UV)	200–400 nm
Khả kiến	400–760 nm
Cận hồng ngoại (NIR)	760–1400 nm
Hồng ngoại trung (MIR)	1400–3000 nm
Hồng ngoại xa (FIR)	>3000 nm

1.3 Phương tiện laser

Máy laser bao gồm ba phần: hệ thống bơm, môi trường laser và khoang quang học với hai gương. Các thiết bị bổ sung là thiết bị làm mát và hệ thống phân phối. Trong môi trường laser, có các loại khí (CO_2 và argon), loại lỏng (dye) và loại rắn (ruby, alexandrite, Nd:YAG và diốt). Bước sóng của tia laser được xác định bởi môi trường laser. Ví dụ, CO_2 tạo ra bước sóng 10.600 nm, ruby có bước sóng 694 nm và alexandrite có bước sóng 755 nm (Bảng 1.2).

Bảng 1.2 Phương tiện phát tia laser và bước sóng

Loại laser	Phương tiện phát tia laser	Bước sóng
Lỏng	Dye	585, 595 nm
Khí	CO_2	10,600
	Argon	510 nm
	Excimer	308 nm
Rắn	Ruby	694 nm
	Alexandrite	755 nm
	Er:YAG	2940 nm
	Nd:YAG	1064 nm, 1320 nm
	Diode	808, 810 nm, 1450 nm

Vì vậy, khi chúng ta nói về loại tia laser, khi bạn nói laser ruby, chúng ta biết rằng bước sóng của tia laser là 694 nm và ngược lại. Do đó, chúng ta phải biết bước sóng tương ứng với môi trường laser.

Tuy nhiên, một số laser có thể tạo ra nhiều bước sóng với một môi trường. Ví dụ, laser Nd:YAG có thể tạo ra 1064 nm và 1320 nm, và laser diode có thể tạo ra 808 nm, 810 nm và 1450 nm. Đây là lý do tại sao khi mô tả laser, bước sóng và môi trường phải được mô tả cùng nhau như trong “laser Ruby 694 nm”. Ngoài ra, do bản thân máy laser thay đổi tùy thuộc vào thời lượng xung (PD), nên PD cũng nên được mô tả như trong “laser Q-switched ruby 694 nm”. Tuy nhiên, tôi chỉ nói “Q694” hoặc “long1064” trong cuộc trò chuyện hoặc bài giảng vì tên dài của nó.

1.4 Thông số năng lượng

Laser có các thông số năng lượng khác nhau (bảng 1.3). Năng lượng là số lượng photon phát ra trong một xung đơn. Tia laser có năng lượng cao là tia laser chất lượng cao vì nhiều photon được phát ra trong một xung duy nhất cho phép nhiệt độ mô cao hơn. Năng lượng được sử dụng để biểu thị công suất của laser trong xung laser trong đó PD được cố định. Mặt khác, công suất là số lượng photon phát ra trong một đơn vị thời gian. Khái niệm thời gian bao gồm công suất, so với năng lượng. Bởi vì công suất là số lượng photon “mỗi giờ” trong kỹ thuật, nó đề cập đến đầu ra hoặc “khả năng (lực)” của máy. Ngoài ra, vì “năng lượng = công suất x thời gian”, nghĩa là năng lượng là tổng lực tác dụng hoặc lượng “công việc” do máy thực hiện. Công suất chủ yếu được sử dụng để thể hiện đầu ra của laser liên tục.

Bảng 1.3 Thông số năng lượng của bức xạ quang học

Thông số	Đơn vị	Công thức
Năng lượng	Joule(J)	Năng lượng = công suất × giây
Công suất	Watt(W) = J/s	Công suất = năng lượng/giây
Mật độ năng lượng (fluence)	J/cm ²	Mật độ năng lượng = năng lượng/cm ²
Mật độ công suất (irradiation)	W/cm ²	Mật độ công suất = công suất/cm ²

Do đó, năng lượng và công suất đều được sử dụng để thể hiện đầu ra của laser. Nhưng đối với các bác sĩ laser số lượng photon chiếu xạ trên da rất quan trọng, đó là lý do tại sao cần có khái niệm về đơn vị diện tích. Do đó, các thông số về mật độ năng lượng và mật độ công suất được sử dụng. Mật độ năng lượng là số lượng photon được chiếu xạ trong một xung đơn, trên một đơn vị diện tích da. Nó thường được gọi là fluence. Mật độ công suất là số lượng photon được chiếu xạ trên da, trên một đơn vị thời gian và đơn vị diện tích.

Vậy tham số nào quan trọng hơn? mật độ năng lượng hay mật độ công suất? Khi tia laser tiếp xúc với da, nhiệt độ tăng lên. Nói cách khác, năng lượng ánh sáng được chuyển đổi thành năng lượng nhiệt. Số lượng photon càng nhiều thì nhiệt độ càng cao. Cả mật độ năng lượng và mật độ công suất đều có khái niệm “số lượng photon” trong định nghĩa của chúng, do đó, mật độ năng lượng hoặc công suất càng cao thì nhiệt độ càng cao. Tuy nhiên, với cùng số lượng photon, nhiệt độ ở điều kiện nào tăng nhiều hơn, 10 photon đi vào da trong 1 giây hay 10 photon đi vào da trong 10 giây? Tất nhiên, trong trường hợp trước, nhiệt độ sẽ tăng cao hơn. Đối với cả cái trước và cái sau, mật độ năng lượng là 10 J/cm². Tuy nhiên, mật độ công suất là 10 W/cm² đối với loại trước và 1

W/cm² đối với loại sau. Nói cách khác, mật độ công suất quan trọng đối với chúng tôi hơn là mật độ năng lượng.

Các thông số khác sử dụng trong laser được trình bày trong bảng 1.4. Ngoài ra, chuyển đổi đơn vị của một giây nên được hiểu (Bảng 1.5). Ví dụ, trong hầu hết các văn bản laser, nó không được viết là 10⁻³ giây, mà là mili giây, hoặc đơn giản là chữ viết tắt “ms”. Bác sĩ laser mới làm quen có thể bị nhầm lẫn bởi các đơn vị thứ hai không quen thuộc. Điều tối thiểu bạn cần biết là đơn vị nào lớn hơn hoặc nhỏ hơn. Ngoài ra, vì tất cả các đơn vị đều ngắn hơn 1 giây, bạn có thể nghĩ rằng không có sự khác biệt lớn giữa mỗi đơn vị, nhưng thực tế có sự khác biệt hơn 1000 lần.

Bảng 1.4 Các thông số của bức xạ quang học

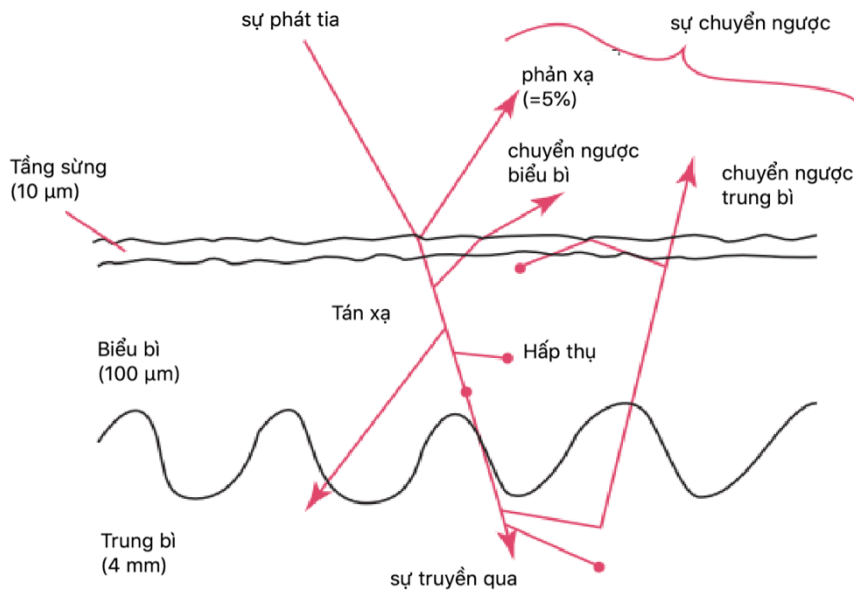
Thông số	Đơn vị
Độ rộng xung	Giây, mili giây, micro giây, nano giây
Tần số	Hertz (Hz) = xung mỗi giây
Bước sóng	Nanomet (nm)
Kích thước điểm	Millimeter (mm)

Bảng 1.5 Chuyển đổi đơn vị giây

Đơn vị	Giây
mili giây (ms)	10 ⁻³ s
Micro giây (μs)	10 ⁻⁶ s
Nano giây (ns)	10 ⁻⁹ s
Pico giây (ps)	10 ⁻¹² s

1.5 Quang học da

Bốn hiện tượng xảy ra khi tia laser tiếp xúc với da. Đó là phản xạ, khúc xạ, truyền qua, tán xạ và hấp thụ (Hình 1.3). Để tăng khả năng hấp thụ, đó là mục tiêu của chúng ta, trước tiên chúng ta phải giảm phản xạ và khúc xạ và chúng ta phải hiểu hiện tượng tán xạ. Mặt khác, sự truyền qua chắc chắn xảy ra tùy thuộc vào bước sóng, trong đó các photon không được hấp thụ đi qua da và đến các mô sâu như mô mỡ dưới da. Đầu tiên, hãy xem xét sự tán xạ giữa bốn hiện tượng này.



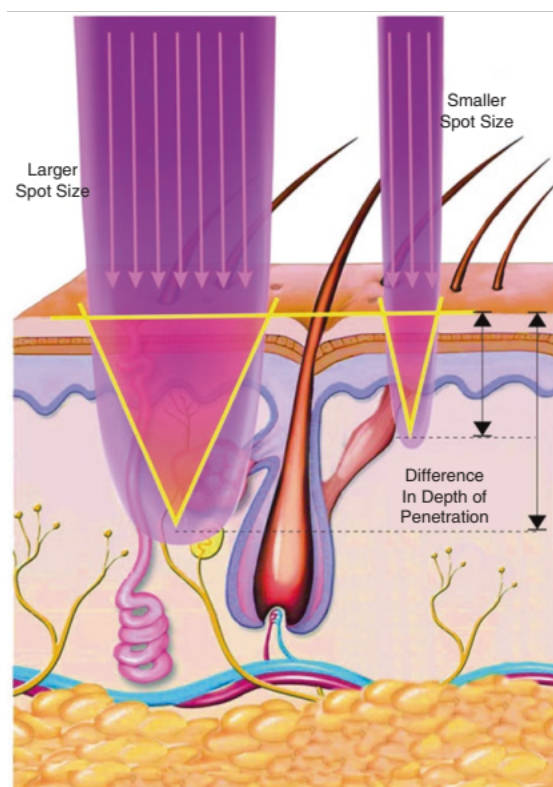
Hình 1.3 Sơ đồ các con đường quang học trong da: Phản xạ, Truyền qua, Tán xạ, Hấp thụ

1.6 Tán xạ và Kích thước Điểm

Sự hấp thụ xảy ra khi tần số của photon và electron giống nhau (cộng hưởng), dẫn đến sự chuyển đổi năng lượng ánh sáng thành năng lượng nhiệt. Ngược lại, hiện tượng tán xạ xảy ra khi tần số của photon và electron không khớp nhau.

Tôi thích so sánh sự hấp thụ và tán xạ với bi-a. Nếu bi cái đập chính xác vào bi khác, bi cái dừng lại và năng lượng của nó biến mất, trong khi bi kia hấp thụ toàn bộ năng lượng và bật ra. Điều này có thể được so sánh với sự hấp thụ. Mặt khác, nếu bi cái không đập chính xác vào bi kia, nó có thể bật ra ngẫu nhiên. Điều này có thể được so sánh với sự tán xạ. (Tất nhiên, đây là cố ý trong bi-a.) Sự tán xạ chủ yếu là do collagen ở lớp trung bì. Ở bước sóng dưới 300 nm, hầu hết ánh sáng được hấp thụ bởi các chromophores như protein biểu bì, DNA và axit urocanic trong lớp biểu bì và không xảy ra hiện tượng tán xạ. Ở bước sóng trên 1300 nm, hệ số hấp thụ của nước tăng lên và tia laser được hấp thụ trực tiếp vào lớp biểu bì và không xảy ra hiện tượng tán xạ. Do đó, bước sóng xảy ra tán xạ chủ yếu ở 300–1300 nm.

Khi mô tả tán xạ, nên xem xét kích thước điểm. Mối quan hệ giữa tán xạ và kích thước điểm rất khó giải thích một cách đơn giản, vì vậy chúng ta hãy đi đến kết luận. Kích thước điểm càng lớn thì độ sâu thâm nhập quang học (OPD) càng sâu. Nghĩa là, kích thước điểm và OPD tỷ lệ thuận với nhau (Hình 1.4).



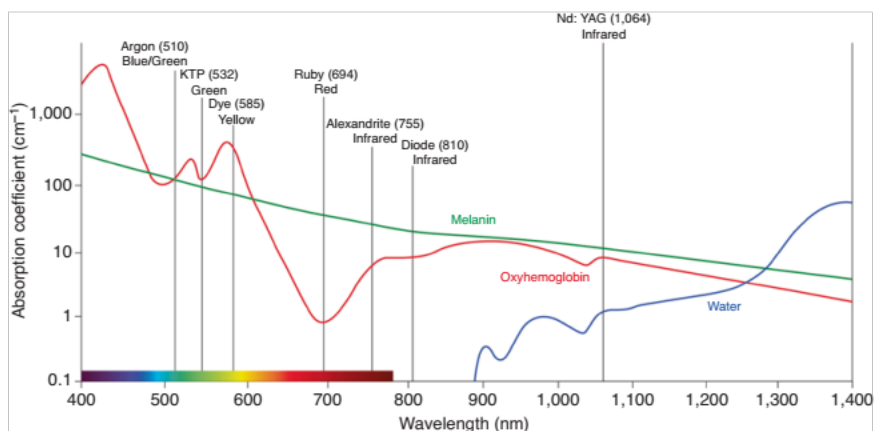
Hình 1.4 Mối quan hệ giữa kích thước điểm và độ sâu quang học (OPD)

1.7 Chromophore và hệ số hấp thụ

Chromophores là “các thành phần của da hấp thụ ánh sáng nhất định”. Ba chromophores chính của da là melanin, huyết sắc tố (Hb) và nước. Ngoài ra, mực xăm cũng được coi là một chromophores.

Giải thích một cách đơn giản, một số chromophores nhất định có tốc độ hấp thụ ánh sáng đặc trưng. Tỷ lệ hấp thụ ánh sáng đặc trưng này là hệ số hấp thụ. Ví dụ, melanin, huyết sắc tố và nước đều có tốc độ hấp thụ ánh sáng khác nhau. Ngoài ra, hệ số hấp thụ không chỉ phụ thuộc vào chromophores mà còn phụ thuộc vào bước sóng.

Hệ số hấp thụ phụ thuộc vào bước sóng và chromophores (Hình 1.5). Ví dụ, khi một tia laser ruby 694 nm chiếu 1000 photon, 90 photon được hấp thụ trong chromophore melanin và một photon được hấp thụ trong chromophore hemoglobin. Có một chromophore hấp thụ tốt hơn tùy thuộc vào bước sóng. Ngược lại, có bước sóng hấp thụ tốt hơn tùy thuộc vào chromophore.



Hình 1.5 Đường cong hấp thụ cho các bước sóng và chromophore khác nhau.

Vì bước sóng được xác định khi mua máy laser nên chúng ta nên mua loại laser cho chromophore mà chúng ta muốn. Ví dụ, để điều trị mạch máu, cần sử dụng tia laser có bước sóng 500–600nm với hệ số hấp thụ cao đối với huyết sắc tố. Đối với tổn thương sắc tố và triệt lông bằng laser, cần sử dụng laser ruby hoặc laser alexandrite có hệ số hấp thụ melanin cao (Bảng 1.6).

Bảng 1.6 Chromophore và chỉ định theo loại laser. NAR: trẻ hóa không xâm lấn. Được xuất bản với sự cho phép của © Jeonghyun Yoon MD. 2021

Bước sóng (nm)	Laser	Chromophore	Chỉ định
308 (UV-B)	Excimer	DNA/RNA	Vẩy nến, Bạch biến
532 (Xanh lá)	KTP Q-switched Nd:YAG	Hemoglobin Mực xăm (đỏ) Melanin	Giãn tĩnh mao mạch Xóa hình xăm Lentigo lành tính
585–600 (yellow)	Xung dye	Hemoglobin	Bớt rộp vang Giãn tĩnh mao mạch
694 (đỏ)	Q-switched ruby	Mực xăm (xanh dương, đen, xanh lá) Melanin	Xóa hình xăm Lentigo lành tính
755 (hồng ngoại)	Q-switched alexandrite Long-pulsed alexandrite	Mực xăm (xanh dương, đen, xanh lá) Melanin	Xóa hình xăm Lentigo lành tính Triệt lông
810 (hồng ngoại)	Diode	Melanin	Triệt lông
1064 (hồng ngoại)	Q-switched Nd:YAG Long-pulsed Nd:YAG	Mực xăm (xanh, đen) Melanin Met-hemoglobin	Hình xăm, sắc tố da Triệt lông, NAR Giãn tĩnh mao mạch
1320 (hồng ngoại)	Long-pulsed Nd:YAG	Nước	NAR, sẹo teo
1450 (hồng ngoại)	Diode	Nước	NAR, sẹo teo Mụn trứng cá
1540 (hồng ngoại)	Er:glass	Nước	NAR, vết sẹo
2940 (hồng ngoại)	Er:YAG	Nước	Xâm lấn, vết sẹo
10,600(hồng ngoại)	Carbon dioxide (CO2)	Nước	Xâm lấn, vết sẹo

1.8 Tương tác mô-laser

Điều gì xảy ra sau khi tia laser được chiếu xạ và hấp thụ vào da? Nhiệt được tạo ra. Nói cách khác, “năng lượng ánh sáng” được chuyển đổi thành “năng lượng nhiệt”. Khi chuyển thành nhiệt, nhiệt độ của chromophore tăng lên. Khi đó khi tăng nhiệt độ của chromophore thì trên da sẽ xảy ra hiện tượng và phản ứng gì?

Khi nhiệt độ trong da tăng lên, nhiều hiện tượng khác nhau diễn ra. Theo thứ tự nhiệt độ từ thấp đến cao: Diễn ra quá trình biến tính protein, bay hơi nước, cacbon hóa, bốc bay,... Những hiện tượng này dẫn đến các phản ứng mô (tác động, tương tác) khiến da bị khô, nứt và bào mòn. Như vậy, các “hiện tượng” vật lý theo sự thay đổi nhiệt độ xuất hiện trước, và các hiện tượng này ảnh hưởng đến da, dẫn đến các “phản ứng” mô.

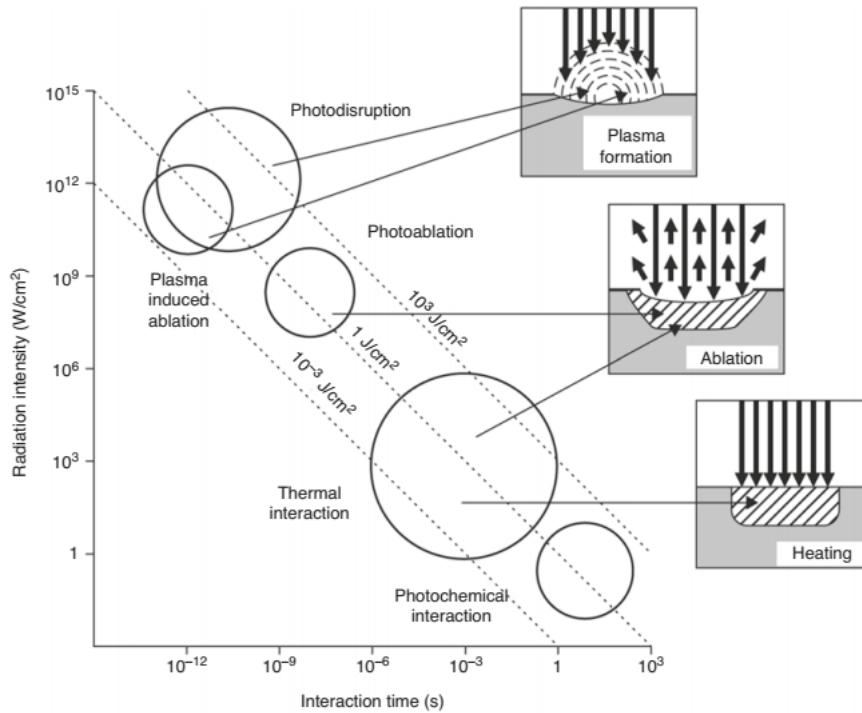
Các tương tác laser-mô có thể được phân thành ba loại: hiệu ứng quang nhiệt, hiệu ứng quang cơ học và hiệu ứng quang hóa. Hiệu ứng quang nhiệt đề cập đến các tương tác mô-laser bằng các hiện tượng đông tụ, hóa hơi, cacbon hóa và nóng chảy. Ví dụ, đông máu và hình thành vảy khi điều trị nám bằng laser xung dài hoặc IPL, hoặc bốc bay bằng laser CO₂ được coi là hiệu ứng quang nhiệt. Các hiệu ứng quang cơ thể hiện sự tương tác mô-laser bằng các hiện tượng hình thành plasma, sóng xung kích, tạo lỗ hổng và hình thành phản lực. Ví dụ, sự vỡ mạch máu dẫn đến ban xuất huyết do laser PDL 585 nm và sự phân hủy của melanosome và tổn thương tế bào hắc tố do laser Q-switched và quy trình xóa hình xăm được coi là hiệu ứng quang cơ. Các hiệu ứng quang hóa bao gồm liệu pháp laser cường độ thấp (LLLT) sử dụng điốt phát sáng (LED) hoặc laser He-Ne, liệu pháp quang động (PDT) sử dụng chất cảm quang và laser excimer cho bệnh bạch biến.

Trước đây, chúng tôi đã phân loại các tương tác laser-mô thành ba loại, nhưng nghiêm túc thì có thể chia thành năm loại (Bảng 1.7). Tùy thuộc vào văn bản laser, hiệu ứng quang phá vỡ và hiệu ứng quang cơ đôi khi được coi là giống nhau, trong khi kích thích sinh học được coi là một hiệu ứng riêng biệt, nhưng trong các văn bản laser khác, được coi là một phần của hiệu ứng quang hóa.

Bảng 1.7 Hiện tượng và tương tác laser-mô (hiệu ứng, phản ứng)

	Hiệu ứng (phản ứng)	Hiện tượng
1	hiệu ứng quang cơ / hiệu ứng quang phá vỡ	Sự hình thành plasma, sóng xung kích, tạo lỗ hổng, hình thành phản lực
2	hiệu ứng quang nhiệt	Đông tụ, hóa hơi, cacbon hóa, tan chảy
3	hiệu ứng quang hoá	
4	hiệu ứng xâm lấn do plasma	Plasma
5	hiệu ứng quang xâm lấn	Hóa hơi và hóa lỏng
	kích thích sinh học	

Ba hiệu ứng này sẽ xảy ra trong những điều kiện nào? Các hiệu ứng khác nhau xảy ra tùy thuộc vào PD và mật độ công suất (Hình 1.6). Khi PD tính bằng giây và mật độ năng lượng thấp, hiệu ứng quang hóa sẽ diễn ra. Khi PD tính bằng mili giây và mật độ công suất khoảng $10-10^3$ W/cm², hiệu ứng quang nhiệt diễn ra. Khi PD tính bằng nano giây và mật độ năng lượng lớn hơn 10^{11} W/cm², hiệu ứng quang cơ sẽ diễn ra. Đây được gọi là “quy tắc một phần triệu giây” vì các hiệu ứng quang cơ và quang nhiệt được phân chia dựa trên 1 phần triệu giây, thường là 10^{-6} s



Hình 1.6 Phản ứng laser-mô.

Nói cách khác, tương tác laser-mô phụ thuộc vào mối tương quan giữa PD và mật độ năng lượng. Ví dụ: ngay cả khi PD ngắn tới 10^{-6} giây nhưng mật độ công suất thấp tới 10^{-3} W/cm² thì sẽ không có hiệu ứng. Ngược lại, nếu PD dài tới 10^3 giây nhưng mật độ công suất cao tới 10^6 W/cm², thì sẽ chỉ xảy ra các tác dụng phụ như bỏng. Trong cả hai trường hợp, không thể đạt được hiệu quả mong muốn.

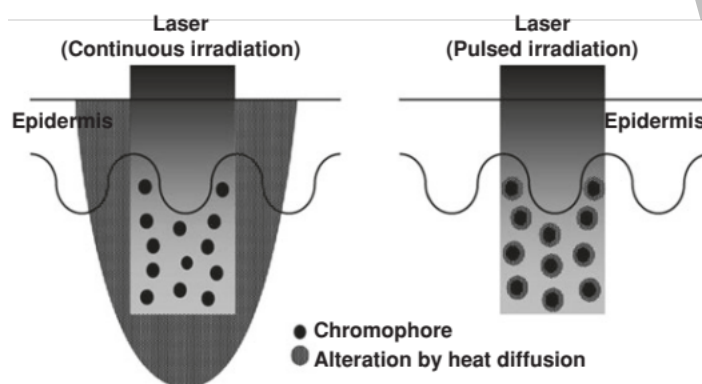
Cũng cần lưu ý rằng mật độ năng lượng không quan trọng trong Hình 1.6. Các đường chấm chéo hiển thị cùng 1 J/cm² nhưng tùy thuộc vào PD và mật độ năng lượng, các hiệu ứng quang hóa, quang nhiệt và quang cơ có thể xảy ra. Do đó, chỉ đơn giản là tăng mật độ năng lượng không mang lại hiệu ứng quang cơ đối với tia laser thể hiện hiệu ứng quang nhiệt. Năm tương tác laser-mô có thể được coi là các phản ứng riêng biệt (Hình 1.6), nhưng chúng không hoàn toàn độc lập và các phản ứng liên kế chồng lên nhau. Ví dụ, chúng ta giả định rằng không có sự thay đổi nhiệt độ trong các hiệu ứng quang hóa, nhưng trên thực tế, nhiệt độ đóng một vai trò quan trọng. Có các phản ứng chéo trong plasma gây xâm lấn và quang gây phá vỡ. Ngoài ra, sự tăng nhiệt độ được quan sát thấy khi lặp lại nhanh 10–20 Hz của laser pico giây hoặc laser femto giây, được cho là không có hiệu ứng nhiệt do có PD nhỏ hơn 100 ps. Ví dụ, nước (chất lỏng) phải được chuyển thành hơi nước (khí) ở 100°C hoặc cao hơn, nhưng hơi nước (khí) cũng có trong không khí trong nhà dưới 100°C. Ngoài ra, do hầu hết các mô da không đồng nhất khi chiếu tia laser nên hiện tượng chồng chéo các phản ứng mô khác rõ rệt hơn.

1.9 Quang nhiệt chọn lọc

Năm 1983, Richard R. Anderson và John A. Parrish công bố lý thuyết quang nhiệt chọn lọc trên tạp chí Khoa học. Mục tiêu cuối cùng của điều trị bằng laser ở da là áp dụng chính xác năng lượng laser vào một chromophore của da (hoặc mô đích) mà không làm tổn thương các mô xung quanh. Như đã đề cập ở phần trước về hệ số hấp thụ, trước đây người ta cho rằng mục tiêu cuối cùng này

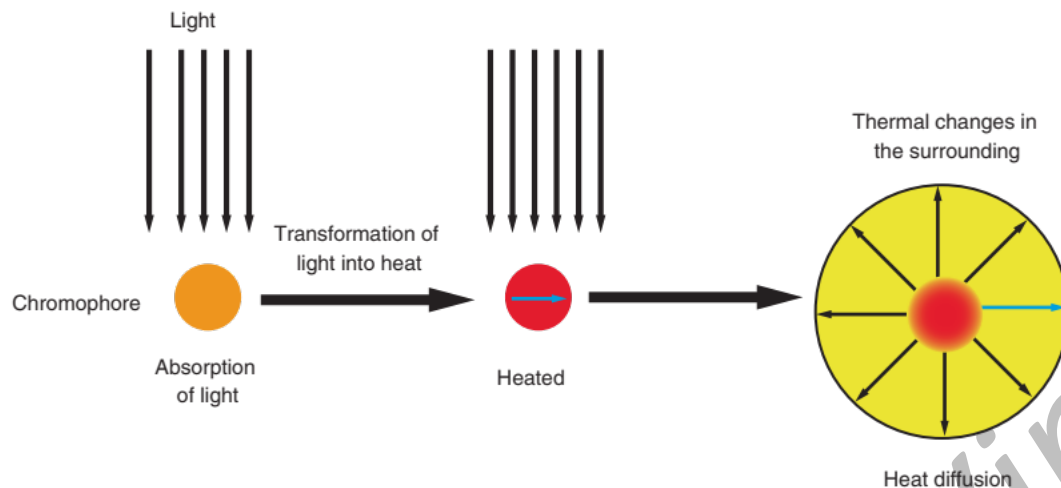
có thể đạt được bằng cách chọn bước sóng có hệ số hấp thụ cho mô đích cao hơn so với mô xung quanh. Nhưng trong thực tế, điều này không xảy ra.

Vào những năm 1960, laser argon 510 nm được sử dụng để xử lý vết rượu vang (PWS). Laser argon được cho là phù hợp với điều trị mạch máu vì hệ số hấp thụ cao của chúng đối với huyết sắc tố, nhưng trên thực tế, chúng đã ảnh hưởng đến các mô xung quanh và gây bỏng. Laser argon có hệ số hấp thụ cao đối với huyết sắc tố làm tăng nhiệt độ trong mạch máu một cách có chọn lọc, nhưng do họ chiếu bước sóng liên tục nên nhiệt lan truyền và nhiệt độ của các mô xung quanh cũng tăng lên, dẫn đến bỏng. Mặt khác, chiếu tia ngắn với sóng xung cho thấy chỉ mạch máu bị tổn thương và tổn thương các mô xung quanh được giảm thiểu (Hình 1.7). Nói cách khác, "sự khuếch tán nhiệt" là vấn đề. Để giải thích hiện tượng này, Richard R. Anderson đã trình bày lý thuyết quang nhiệt chọn lọc.

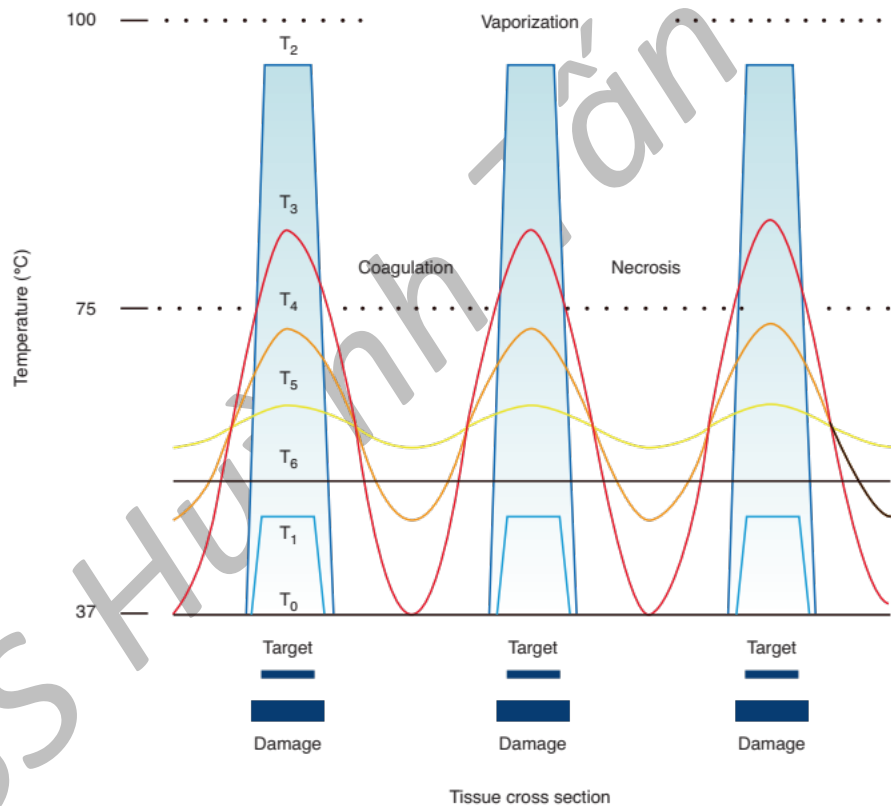


Hình 1.7 Sơ đồ điều trị sử dụng laser sóng liên tục và sóng xung. Trong hình này, chromophore đề cập đến mạch máu của vết rượu vang đỏ.

Trong quá trình chiếu tia laser, năng lượng ánh sáng được mục tiêu hấp thụ được chuyển thành năng lượng nhiệt (Hình 1.8). Trong quá trình chiếu tia laser, năng lượng nhiệt làm tăng nhiệt độ của mô đích, nhưng cũng khuếch tán vào và ra khỏi mô đích (khuếch tán nhiệt). Tuy nhiên, sau khi chiếu tia, nhiệt độ của mô mục tiêu không tăng thêm nữa, nó sẽ nguội đi trong khi quá trình khuếch tán nhiệt đến mô xung quanh xảy ra. Mô mục tiêu bị tổn thương khi nhiệt độ tăng đến ngưỡng mà tại đó quá trình thoái hóa mô xảy ra trong khi chiếu tia laser. Tuy nhiên, do một phần năng lượng nhiệt được sử dụng để tăng nhiệt độ của mô đích nên nhiệt năng khuếch tán ra mô xung quanh không tăng đến ngưỡng gây thoái hóa mô (Hình 1.9). Nói cách khác, bằng cách điều chỉnh PD, mức độ thiệt hại có thể được giới hạn ở mô đích. Mấu chốt của lý thuyết quang nhiệt chọn lọc là, "Khi năng lượng ánh sáng được chiếu trong một thời gian thích hợp, nó sẽ được chuyển thành năng lượng nhiệt trong mô đích và được sử dụng chủ yếu để tăng nhiệt độ của mô đích, làm tổn thương mô đích và không gây hại cho các mô xung quanh."



Hình 1.8 Sơ đồ chromophore biến đổi sau khi hấp thụ laser



Hình 1.9 Sự thay đổi nhiệt độ trong quá trình quang nhiệt chọn lọc. T0: Nhiệt độ của mô đích trước khi chiếu tia laser (giống như nhiệt độ da). T1: Nhiệt độ trong quá trình chiếu tia laser (chỉ có mô đích được làm nóng có chọn lọc). T2: Nhiệt độ khi kết thúc chiếu tia laser (mô đích bị tổn thương không hồi phục). T3, T4, T5: Nhiệt độ sau thời gian hồi phục nhiệt sau khi chiếu laser (mô mục tiêu nguội đi trong khi mô xung quanh tăng nhiệt độ). T6: Cả mô mục tiêu và các mô xung quanh đều đạt đến trạng thái cân bằng nhiệt như nhau.

1.10 Thời gian thư giãn nhiệt (TRT)

$$z_{\text{therm}}(t) = \sqrt{4\kappa t}.$$

$Z_{\text{therm}}(t)$: độ sâu thâm nhập nhiệt, κ : độ dẫn nhiệt, t : thời gian

Khoảng khuếch tán nhiệt (độ sâu thâm nhập nhiệt) tỷ lệ thuận với thời gian (công thức trên). Khoảng mà nhiệt được khuếch tán sẽ có một khoảng làm tổn thương mô đích mà không ảnh hưởng đến các mô xung quanh và một khoảng có ảnh hưởng đến các mô xung quanh. Tương tự, cùng với thời gian, sẽ có lúc làm tổn thương mô đích mà không ảnh hưởng đến mô xung quanh và có lúc ảnh hưởng đến mô xung quanh. Thời gian thư giãn nhiệt (TRT) là thời gian chỉ mô đích bị tổn thương mà không ảnh hưởng đến các mô xung quanh.

Nếu độ sâu thâm nhập nhiệt [$Z_{\text{therm}}(t)$] được định nghĩa là đường kính (d) của mô đích và công thức trên được sắp xếp dựa trên thời gian, thì TRT như sau.

$$\text{TRT} = d^2 / g\kappa$$

d : độ dày hoặc đường kính của mục tiêu, g : hệ số hình học, κ : hệ số khuếch tán nhiệt.

g là hệ số hình học được biết đến là 24–27 nếu mô đích là hình cầu, 16 đối với hình trụ và 8 đối với mặt phẳng. Nói cách khác, nhiệt độ nguội dần theo thứ tự hình cầu, hình trụ và mặt phẳng. Ví dụ, các mặt phẳng như lớp biểu bì nguội đi chậm hơn so với các hình cầu như melanosome hoặc hình trụ như mạch máu.

Điều quan trọng cần lưu ý là TRT tỷ lệ với bình phương đường kính mô (d^2). Nói cách khác, mô càng lớn thì TRT càng lớn và nhiệt độ giảm càng chậm. Ngược lại, mô càng nhỏ thì TRT càng nhỏ và nhiệt độ giảm càng nhanh (Bảng 1.8). Hiện tượng này dễ dàng quan sát thấy trong cuộc sống hàng ngày. Ví dụ, món hầm kim chi trong nồi nguội chậm vì nó lớn, nhưng nếu bạn dùng muỗng múc canh kim chi hầm, nó sẽ nguội nhanh vì nó nhỏ.

Bảng 1.8 TRT cần nhớ

TRT cần nhớ	
Melanosome	<1 μs (250–1000 ns)
sắc tố hình xăm	20 ns–3 ms
Melanocyte	1–30 μs
Lớp cơ bản	0.4 ms
Biểu bì	2 ms (1–10 ms)
Mao mạch	4,5 ms (100 μm : 100 μm tương ứng với kích thước của mạch máu nhỏ nhất có thể nhìn thấy)
Nang lông	40 ms (10–100 ms)
Nước	<1 ms in CO2 laser, 1 μs in er:YAG

1.11 Độ rộng xung (PD) so với TRT

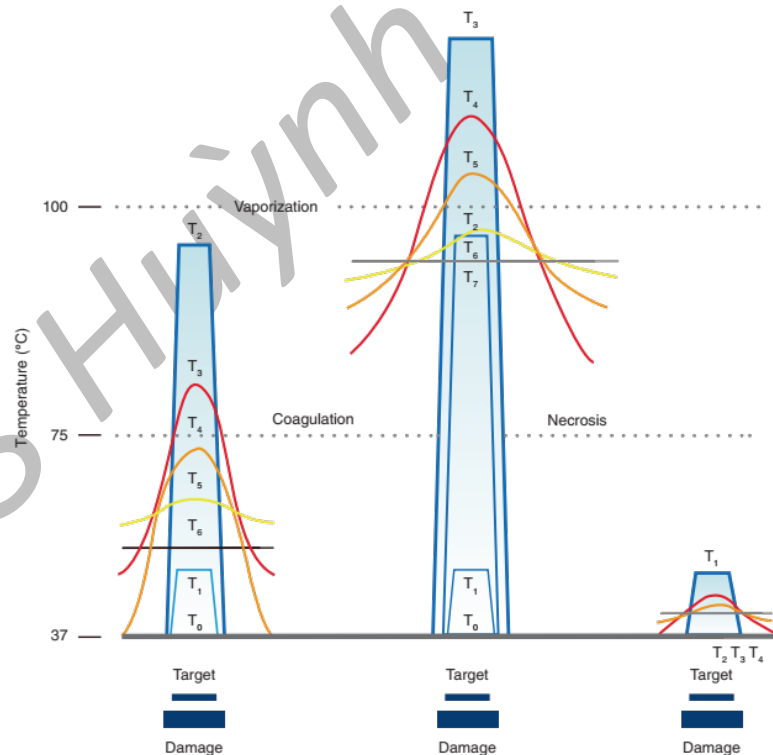
Cho đến bây giờ, chúng tôi đã xem xét TRT. Nhưng trên thực tế, thứ chúng ta thực sự điều chỉnh không phải là TRT mà là thời lượng xung (PD). Mối quan hệ giữa PD và TRT là gì và chúng ta điều chỉnh nó như thế nào? PD có thể được chia thành ba dựa trên TRT.

Đầu tiên, PD dài hơn TRT ($TRT < PD$, hình ở giữa trong Hình 1.10). Nhiệt độ của các mô xung quanh tăng lên, dẫn đến tổn thương cho cả mô đích và mô xung quanh. Đó là một tác dụng phụ mà chúng tôi không muốn.

Thứ hai, PD ngắn hơn TRT ($TRT > PD$, hình bên phải trong Hình 1.10). Không có tổn thương cho các mô xung quanh vì nhiệt độ của các mô xung quanh không tăng, nhưng không có đủ thời gian để tăng nhiệt độ của mô đích. Sẽ không có tác dụng phụ, nhưng cũng không có tác dụng. Tuy nhiên, hiệu ứng quang cơ có thể được sử dụng với laser Q-switched. Vì laser Q-switched có PD rất ngắn (nano giây), nên chúng không thể điều trị trực tiếp tế bào sừng hoặc tế bào hắc tố bằng TRT rất dài (TRT 1–30 μ s). Tuy nhiên, do hiệu ứng quang cơ, các melanosome (TRT 250–1000 ns) có thể bị nổ bởi sóng xung kích dẫn đến sự phá hủy và hoại tử gián tiếp các tế bào sừng hoặc tế bào hắc tố.

Thứ ba, PD và TRT giống nhau ($TRT = PD$, hình bên trái trong Hình 1.10). Chỉ có mô đích bị tổn thương mà không làm tổn thương các mô xung quanh. Đây là tình huống lý tưởng. Tuy nhiên, tình huống này rất khó để tạo ra. Điều này là do bản thân công thức của TRT dựa trên phương trình nhiệt chung, không phải là công thức cho các tình huống đặc biệt riêng lẻ và kích thước của mô đích khác nhau. TRT mà chúng ta biết là một con số gần đúng (số liệu của Ballpark), không phải là thời gian tuyệt đối. Do đó, sẽ an toàn nếu rút ngắn PD sao cho nó tương tự hoặc ngắn hơn một chút so với TRT. Trong trường hợp này, hiệu ứng quang nhiệt được áp dụng.

Tóm lại, nên sử dụng cùng một PD hoặc ngắn hơn so với TRT để chỉ điều trị có chọn lọc mô đích ($TRT \geq PD$).



Hình 1.10 Nhiệt độ thay đổi theo PD. Trái: PD và TRT giống nhau ($TRT = PD$). Giữa: PD dài hơn TRT ($TRT < PD$) hoặc năng lượng cao. Đúng: PD ngắn hơn TRT ($TRT > PD$).

1.12 Điểm cuối lâm sàng

Quan sát sự thay đổi của da trong hoặc sau khi chiếu tia laser thường xác định mật độ năng lượng thích hợp. Đây được gọi là điểm cuối lâm sàng. Trong đầu bạn nên hình dung các hiện tượng diễn ra bên trong da, ứng với từng điểm lâm sàng. Các tiêu chí lâm sàng và suy nghĩ của tôi về các nguyên nhân có thể có của từng tiêu chí lâm sàng được mô tả dưới đây (Bảng 1.9).

Ví dụ, PDL 585 nm với 450 μ s sử dụng sóng xung kích, một hiệu ứng quang cơ để làm vỡ các mạch máu trong điều trị mạch máu. Điểm cuối lâm sàng là ban xuất huyết (vỡ mạch máu). Mặt khác, PDL 595 nm với mili giây sử dụng hiệu ứng quang nhiệt cho điều trị mạch máu. Có thể quan sát thấy sẫm màu (hình thành cục máu đông) hoặc mạch máu có thể biến mất (quang đông mạch máu). Quá nhiều năng lượng có thể dẫn đến đổi màu xám hoặc trắng (hoại tử).

Bảng 1.9 Điểm cuối lâm sàng và nguyên nhân tương ứng

Laser	Điểm cuối lâm sàng
Laser cho thương tổn mạch máu	Ban xuất huyết—vỡ mạch máu Sẫm màu, biến mất— Hình thành cục máu đông, quang đông mạch máu Sự đổi màu xám và trắng—dấu hiệu hoại tử
Laser cho thương tổn sắc tố	Sạm da và ban đỏ quanh tổn thương—Sự biến tính của protein, vi không bào. Làm trắng tức thì— Micro bong bóng, tán xạ Mie Ban xuất huyết—Vỡ mạch máu
Laser triệt lông	Ban đỏ quanh nang lông, phù nề—Tổn thương quanh hành lông Bật ra—Bốc hơi Đổi màu xám hoặc trắng—dấu hiệu hoại tử
Laser không xâm lấn	Không điểm cuối lâm sàng
Laser xâm lấn	Xám—Đông tụ Làm sẫm màu—Sự carbon hóa Biến mất—Bốc bay

Sau thủ thuật laser, chúng tôi chỉ có thể nhìn thấy điểm cuối lâm sàng. Đây là lý do tại sao chúng ta cần suy nghĩ về nguyên nhân, ngược lại. Chúng ta nên cẩn thận quan sát những thay đổi trên da sau quy trình chiếu laser, suy nghĩ về lý do tại sao những thay đổi này xảy ra và xác định xem những thay đổi này có phù hợp hay không và điều chỉnh mật độ năng lượng.

Điểm cuối lâm sàng có thể được xác định khác nhau cho từng thương tổn. Ví dụ, để điều trị sắc tố biểu bì, tôi sử dụng quang đông và coi “ban đỏ quanh sang thương muộn” là một tiêu chí lâm sàng gần đúng. “Trì hoãn” có nghĩa là ban đỏ không xảy ra ngay sau thủ thuật. Chỉ nên quan sát thấy khi quay lại vị trí tổn thương chiếu tia ban đầu sau khi chiếu tia toàn bộ mặt từ mặt này sang mặt đối diện. Tuy nhiên, những bệnh nhân bị tàn nhang (cũng là sắc tố biểu bì) có tông màu da sáng và thuộc loại da Fitzpatrick từ I đến III nên hiện tượng tăng sắc tố sau viêm (PIH) không diễn ra thuận lợi. Đó là lý do tại sao điểm cuối lâm sàng của tàn nhang đôi khi là “sạm da ngay lập tức”. Ngoài ra, các tiêu chuẩn khác nhau có thể được thiết lập cho mỗi bác sĩ. Ví dụ, nếu bạn muốn nhanh chóng loại bỏ các sắc tố biểu bì, bạn có thể lấy “làm trắng ngay lập tức” làm tiêu chí lâm sàng, có nguy cơ mắc PIH.

1.13 Ý nghĩa của các thông số

Bảng 1.10 tóm tắt ý nghĩa của các tham số laser dựa trên những gì đã được giải thích cho đến nay.

Bảng 1.10 Ý nghĩa các thông số

Thông số	Ý nghĩa
Bước sóng	Loại và độ sâu của chromophore
Độ rộng xung	Kích thước chromophore
Kích thước điểm	Vị trí của chromophore
Mật độ năng lượng	Điểm cuối lâm sàng
Tần số (Hz)	Lặp lại xung
Làm lạnh bề mặt	Bảo tồn biểu bì (ví dụ: tổn thương mạch máu, triệt lông)

1.14 Chiến lược

Có ba chiến lược để tăng nhiệt độ chọn lọc trong một phân bố không gian (Bảng 1.11). Đầu tiên, quang nhiệt chọn lọc, thứ hai, làm mát biểu bì và thứ ba, quang nhiệt vi phân. Hãy xem xét từng chiến lược một.

Đầu tiên, quang nhiệt chọn lọc. Sự khác biệt về hệ số hấp thụ được sử dụng để tăng nhiệt độ của chỉ mô mục tiêu trong khi bảo vệ các mô xung quanh.

$$\Delta T = \frac{F_z \mu_a}{\rho c} \left(\frac{\tau_r}{\tau_r + \tau_p} \right)^{g/2}$$

ΔT : mức tăng nhiệt độ của mục tiêu mong muốn

μ_a : hệ số hấp thụ

F_z : lưu lượng dưới bề mặt cục bộ

ρ : mật độ

c : nhiệt dung riêng

g : hệ số hình học (1 cho mặt phẳng, 2 cho hình trụ và 3 cho hình cầu)

τ_p : thời lượng xung laser

τ_r : thời gian thư giãn nhiệt của mục tiêu (TRT)

Các biến trong công thức trên bao gồm mật độ năng lượng, hệ số hấp thụ, TRT, PD, các yếu tố hình học, mật độ, nhiệt dung riêng, v.v. Người ta dễ nghĩ rằng bằng cách kiểm soát mật độ năng lượng hoặc PD, các tổn thương có thể được điều trị, nhưng điều này không đúng. Ví dụ: nếu một lentigo 5 mm được bao quanh bởi mô bình thường được chiếu bằng tia laser có kích thước điểm 10 mm, thì sẽ có sự thay đổi nhiệt độ ở cả lentigo (ΔT trong lentigo) và mô bình thường (ΔT trong mô bình thường) trong kích thước điểm 10 mm. Không có sự khác biệt giữa mật độ năng lượng và PD trong cùng một kích thước điểm. Sau đó, sự khác biệt giữa hai mô là gì? Đầu tiên là hệ số hấp thụ và thứ hai là TRT. Đó là, lentigo chỉ có thể được điều trị có chọn lọc bằng cách sử dụng sự khác biệt về hệ số hấp thụ melanin hoặc sự khác biệt về mật độ giữa lentigo và mô bình thường. Ngoài ra, để xử lý có chọn lọc từng lentigo, PD nên được giảm tuần tự từ dài xuống ngắn bằng cách sử dụng tính chọn lọc động học nhiệt (TKS, tham khảo Phần 10.4 trong Chương 10).

Thứ hai, làm mát biểu bì. Ví dụ, trong triệt lông bằng laser, cả nhiệt độ của hắc tố biểu bì và lông trên da đều tăng lên. Khi làm mát biểu bì làm giảm nhiệt độ biểu bì, nhiệt độ của lông trên da sẽ tăng lên một cách có chọn lọc.

Thứ ba, quang nhiệt vi phân. Phương pháp này là phương pháp chỉ xử lý có chọn lọc một phần không gian từ lần chiếu tia đầu tiên. Laser sử dụng quang nhiệt vi phân là laser vi phân Er:glass hoặc CO2. Nhưng có phải quang nhiệt vi phân chỉ có thể thực hiện được với laser vi phân? Phương pháp quang nhiệt vi phân không chỉ hiệu quả với các tia laser vi phân đắt tiền mà còn với phương pháp lỗ kim, trong đó chỉ một lần bắn bằng tia laser CO2 thông thường.

Loại chiến lược nào nên được áp dụng trong từng tình huống? Đầu tiên, lý thuyết về quang nhiệt chọn lọc chủ yếu áp dụng cho các tình huống nằm ngang. Phương pháp này được áp dụng khi mô đích và mô cạnh tranh nằm ngang. Ví dụ, phương pháp này được sử dụng để điều trị sắc tố biểu bì như lentigo. Thứ hai, làm mát biểu bì được áp dụng trong các tình huống thẳng đứng. Ví dụ, nó được áp dụng khi điều trị các tổn thương ở da như điều trị mạch máu, triệt lông và trẻ hóa không xâm lấn. Phương pháp thứ ba có thể áp dụng cho mọi tình huống.

Ngược lại, tình huống mà các phương pháp này gây ra vấn đề là gì? Đầu tiên, theo lý thuyết về quang nhiệt chọn lọc, các vấn đề nảy sinh khi các hệ số hấp thụ tương tự nhau hoặc PD tương tự nhau. Ví dụ, điều trị khó khăn khi da gốc sẫm màu do đó sự khác biệt về hệ số hấp thụ của màu da gốc và lentigo không lớn. Ngược lại, điều trị khó khăn khi lentigo sáng màu, vì khác biệt về hệ số hấp thụ của da ban đầu và lentigo không lớn. Thứ hai, trong quá trình làm mát biểu bì, các vấn đề có thể phát sinh nếu quá trình làm mát biểu bì kém. Vì vậy, bác sĩ laser nên luôn luôn kiểm tra máy làm mát. Thứ ba, trong quá trình quang nhiệt vi phân, các vấn đề phát sinh khi laser vi phân quá dày mật độ. Trong trường hợp này, việc tái tạo từ mô bình thường sang mô được chiếu tia vi phân là không dễ dàng và có thể gây ra tác dụng phụ.

1.15 Kết luận

Chúng tôi có thể tóm tắt những gì đã được nói cho đến nay, trong các câu sau đây.

Các thông số laser được lựa chọn để tăng nhiệt độ của chromophore (hoặc mô đích) một cách có chọn lọc mà không ảnh hưởng đến các mô xung quanh.

1. Nên chọn tia laser có bước sóng tương ứng với chromophore.
2. Nên chọn độ rộng xung (PD) bằng hoặc ngắn hơn TRT theo kích thước của chromophore.
3. Nên chọn kích thước điểm theo vị trí của chromophore.
4. Cuối cùng, nên lựa chọn mật độ năng lượng với các điểm cuối thúc lâm sàng mong muốn.