

CHƯƠNG 1: CÁC NGUYÊN LÝ CỦA LASER

Biên dịch: Bs. Trương Tấn Minh Vũ

1.1 Sự tạo ra tia laser

Thế giới bao gồm ánh sáng và vật chất. Khi ánh sáng và vật chất gặp nhau, chúng tương tác với nhau và tạo ra những biến đổi vật lý và hóa học khác nhau. Ví dụ, nếu bạn đứng dưới bầu trời mùa thu trong xanh, bạn có thể cảm thấy cơ thể nóng lên ngay cả trong thời tiết mát mẻ (Hình 1.1). Hiện tượng này xảy ra khi ánh sáng được chuyển hóa thành nhiệt trong da. Ngược lại, ánh sáng có thể được tạo ra bằng cách cung cấp năng lượng vào vật chất. Hiện tượng này được sử dụng khi tạo ra tia laser.

1.1.1 Bức xạ điện từ

Ánh sáng được nói đến chủ yếu ở phạm vi khả kiến- nhìn thấy được (400-760 nm). Nhưng ánh sáng khả kiến chỉ là ánh sáng theo nghĩa hẹp, trong khi ánh sáng theo nghĩa rộng đề cập đến bức xạ điện từ (electromagnetic radiation, EMR). Sóng điện từ là tất cả năng lượng truyền trong không gian dưới dạng sóng của điện trường và từ trường [2]. Sóng điện từ bao gồm từ bước sóng khả kiến 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). Sóng điện từ vừa có tính chất của sóng vừa có tính chất của hạt mang năng lượng (photon), được gọi là lưỡng tính sóng-hạt [3]. Trong thế giới vĩ mô, thường có thể nhìn thấy được, nó thể hiện các tính chất của sóng, nhưng trong thế giới vi mô, chỉ có thể nhìn thấy dưới kính hiển vi, nó thể hiện các tính chất của hạt.

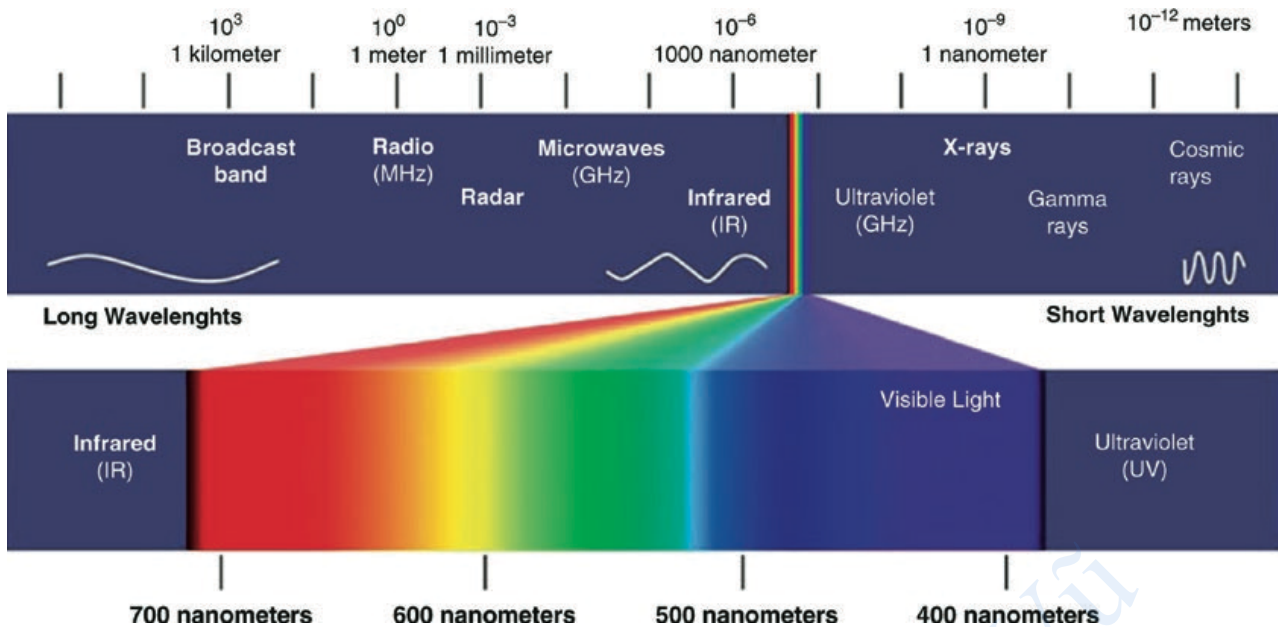


Hình 1.1 Ánh sáng và vật chất

Mỗi sóng điện từ có bước sóng và tần số riêng [4]. Tia laser được sử dụng chủ yếu trong lĩnh vực da liễu thường là sóng điện từ nanomet (nm), một đơn vị của sóng. Phổ điện từ được sử dụng trong lĩnh vực da liễu bao gồm tia cực tím (UV), ánh sáng khả kiến, hồng ngoại gần (NIR), hồng ngoại trung bình (MIR) và hồng ngoại xa (FIR) (Bảng 1.1) [2].

Bảng 1.1 Phạm vi và bước sóng

Phạm vi	Nanometer
Tia cực tím (UV)	200-400
Ánh sáng khả kiến	400-760
Hồng ngoại gần (NIR)	760-1400
Hồng ngoại trung (MIR)	1400-3000
Hồng ngoại xa (FIR)	>3000



Hình 1.2 Quang phổ điện từ

1.1.2 Nguyên lý tạo ra tia laser

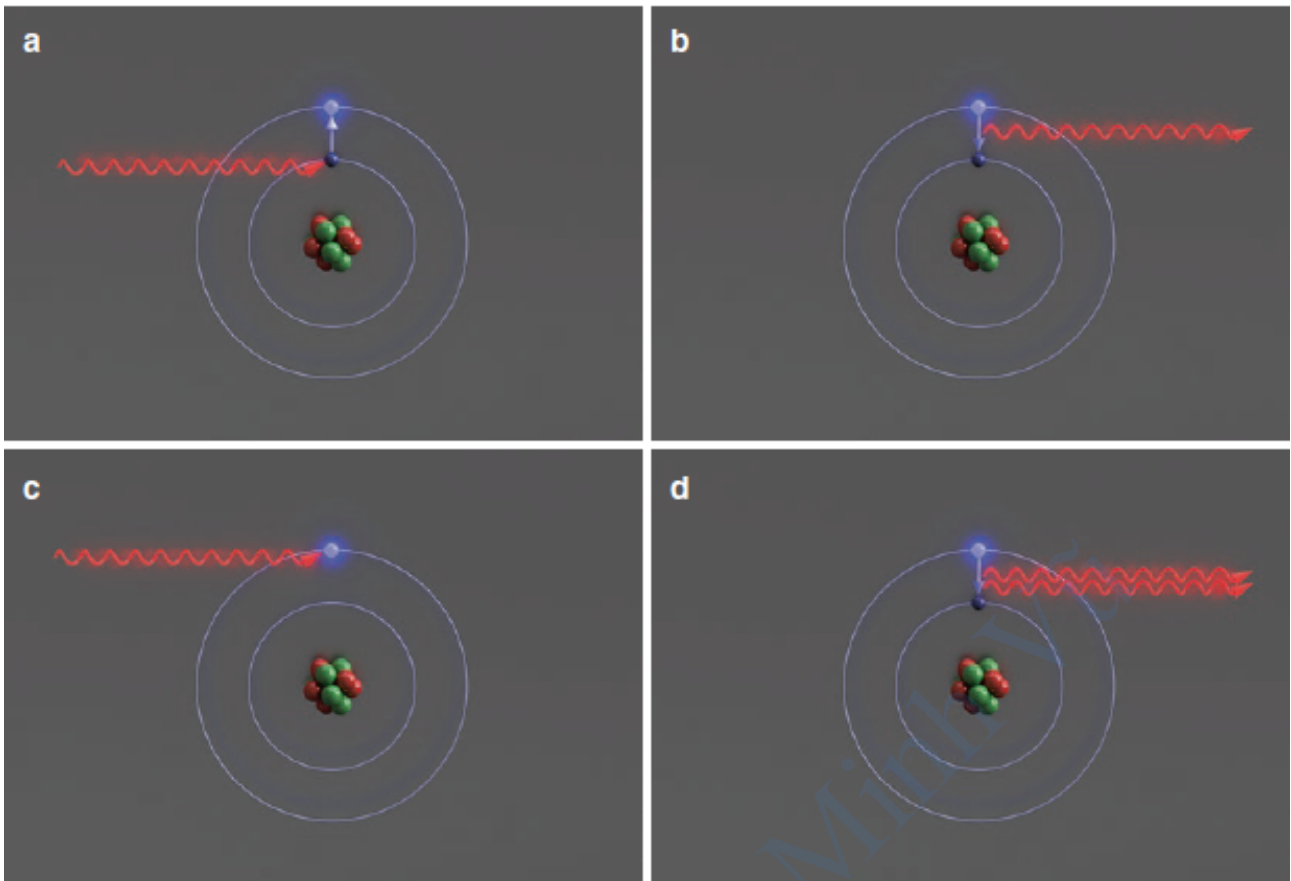
Đơn vị cơ bản nhất của ánh sáng là photon và đơn vị cơ bản nhất của vật chất là nguyên tử. Nguyên tử được cấu tạo bởi một hạt nhân, chứa các proton mang điện tích dương và neutron không mang điện tích, và các electron mang điện tích âm quay quanh hạt nhân (Hình 1.3). Quỹ đạo electron ở trạng thái nghỉ ổn định (trạng thái cơ bản), là trạng thái có năng lượng thấp nhất. Khi năng lượng từ bên ngoài đi vào (gọi là bơm), các electron ở trạng thái cơ bản sẽ nhảy lên mức năng lượng cao hơn ở vị trí xa hạt nhân hơn và sau đó sẽ ở trạng thái kích thích. Nhưng vì trạng thái kích thích là một trạng thái rất không ổn định nên electron sẽ cố gắng trở về trạng thái cơ bản ổn định. Khi các electron bị kích thích trở về trạng thái nghỉ ổn định, chúng giải phóng năng lượng dưới dạng các photon với sự chênh lệch năng lượng các quỹ đạo. Đây được gọi là sự phát xạ tự phát [2].

Giải thích trực quan về sự phát xạ tự phát. (Tiến sĩ Vật lý Jong Gook Lee) [5, 6]

Để giải thích một cách trực quan nguyên lý của tia laser như sự phát xạ tự phát và kích thích, trước tiên cần phải hiểu sự tương tác của các nguyên tử và ánh sáng.

Đầu tiên, hãy nghĩ về ánh sáng như một hạt (photon) chứ không phải là sóng. Các hạt có thể đếm được (một, hai...). Nguyên tử có thể bị kích thích hoặc không bị kích thích khi chúng nhận năng lượng. Nguyên tử được cấu tạo bởi một hạt nhân và các electron. Ánh sáng tương tác với các electron. Khi electron hấp thụ ánh sáng, nó trở nên bị kích thích và năng lượng của electron tăng lên, và khi electron phát ra ánh sáng thì năng lượng của electron giảm xuống. Bây giờ, giả sử rằng nguyên tử là một cầu thang mà trên đó các electron đi lên và đi xuống. Trạng thái kích thích của nguyên tử có nghĩa là các electron đi lên cầu thang. (Nguyên tử và electron sẽ được phân biệt trong nội dung sau đây. Các electron có thể được coi là các hạt đi lên cầu thang.)

Khi chúng ta chơi oẳn tù tì trong thời thơ ấu, chúng ta đi lên một cầu thang nếu thắng và đi xuống một cầu thang nếu thua. Tương tự, khi electron nhận được một photon, nó sẽ đi lên cầu thang và bị kích thích. Dưới chân



Hình 1.3 Phát xạ tự phát và kích thích. Electron thường nằm ở quỹ đạo năng lượng thấp (trạng thái nghỉ).

(a) Nếu một electron hấp thụ năng lượng, nó sẽ chuyển sang trạng thái kích thích. (b) Khi electron ở trạng thái không ổn định và bị kích thích trở về trạng thái năng lượng thấp (trạng

thái nghỉ), nó phát ra photon (phát xạ tự phát). (c) Nếu electron đã được kích thích hấp thụ thêm một photon khác, (d) khi electron trở về trạng thái nghỉ, nó sẽ phát ra hai photon có cùng năng lượng, hướng và tần số (phát xạ kích thích).

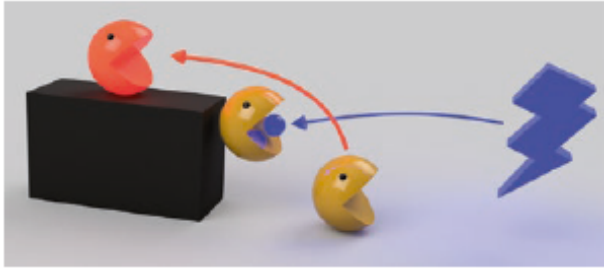
cầu thang là trạng thái năng lượng thấp nhất, là trạng thái nghỉ. Các bậc thang (nguyên tử) mà các electron đi lên và đi xuống đã được xác định. Hãy nghĩ về một nguyên tử mà cầu thang chỉ gồm trạng thái nghỉ và trạng thái kích thích.

Ánh sáng đưa vào (Hình 1.4) được coi là một hạt (photon) theo quan điểm của nguyên tử. Ánh sáng đi vào dưới dạng sóng nhưng là hạt từ quan điểm của nguyên tử. Khái niệm này được gọi là lưỡng tính sóng-hạt. Electron ở trạng thái nghỉ hấp thụ photon và đi lên cầu thang và trở nên kích thích. Chiều cao của cầu thang thay đổi theo từng nguyên tử, điều này thể hiện năng lượng của photon có thể được hấp thụ bởi các electron. Nếu một photon có năng lượng cao hơn hoặc thấp hơn độ cao của bậc thang tác động vào electron thì electron sẽ không thể hấp thụ

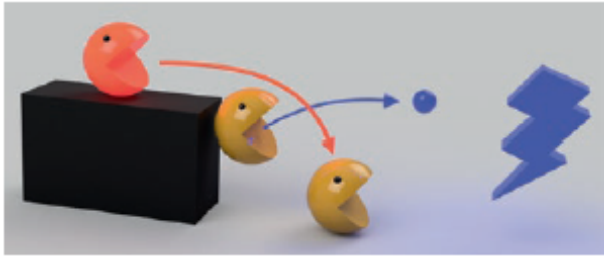
photon. Electron có tính kén hấp thụ. Các electron chỉ có thể ở trạng thái kích thích trong một khoảng thời gian ngắn và khi các điện tử bị kích thích trở lại trạng thái nghỉ, chúng phải phát xạ cùng một số photon đã được hấp thụ trước đó. Photon phát xạ có năng lượng tương ứng với độ cao của cầu thang. Kết luận, các electron giải phóng năng lượng đã hấp thụ trước đó (Hình 1.5).

Độ cao của cầu thang càng lớn, năng lượng electron trả lại càng nhiều. Nếu độ cao của cầu thang rất cao, năng lượng sẽ trở thành tia X và tia γ . Nếu độ cao của cầu thang rất thấp, năng lượng sẽ trở thành ánh sáng hồng ngoại (Năng lượng tỷ lệ nghịch với bước sóng.)

$$E = h \cdot \nu = \frac{h \cdot c}{\lambda}$$



Hình 1.4 Electron (packman) ở trạng thái nghỉ trở nên kích thích khi nó hấp thụ ánh sáng (photon).



Hình 1.5 Electron bị kích thích (packman) phát ra ánh sáng (photon) khi trở về trạng thái nghỉ.

E : năng lượng của bức xạ, h : hằng số Planck ($6,6 \times 10^{-34}$ Js), ν : tần số, c : vận tốc ánh sáng (299,790 km/s), λ : bước sóng.

Một điều cần lưu ý nữa là các electron bị kích thích không phải luôn luôn trở về trạng thái nghỉ. Tuy nhiên, có xu hướng là các electron trở lại trạng thái nghỉ. Ngoài ra, các electron ở trạng thái nghỉ không phải luôn luôn hấp thụ photon nhưng có xác suất cao hấp thụ photon. Do đó, mọi thứ trong thế giới nguyên tử được biểu diễn bằng xác suất.

Tóm tắt

1. Ánh sáng mang tính hạt trong thế giới vi mô như nguyên tử, nhưng mang tính sóng trong thế giới vĩ mô.
2. Mỗi nguyên tử có bậc thang năng lượng riêng.
3. Electron ở trạng thái cơ bản đi lên trạng thái kích thích, hay từ trạng thái kích thích đi xuống trạng thái cơ bản do xác suất quyết định.
4. Các electron trả lại cùng một mức năng lượng đã hấp thụ trước đó.
5. Electron chỉ hấp thụ các photon có năng lượng bằng độ cao của bậc thang.

Các photon phát xạ tạo ra ánh sáng có bước sóng nhất định tùy thuộc vào các nguyên tử. Trong tự nhiên, nhiều ánh sáng khác nhau được tạo ra bởi các nguyên tử khác nhau được trộn lẫn trong tự nhiên. Ví dụ, ánh sáng từ que diêm thường có màu đỏ, trong khi ánh sáng từ bếp lò chủ yếu có màu xanh lam. Có thể dễ hiểu nếu các xem các nguyên tử như lò xo, một số lò xo mạnh trong khi những lò xo khác lại yếu. Không phụ thuộc vào lực tác động, thời gian lò xo bị kéo dẫn và co lại theo sức bền của nó là không đổi. Tương tự, các nguyên tử có tần số (hoặc bước sóng) riêng của chúng, được gọi là tần số tự nhiên của nguyên tử. Nguyên tử phát ra ánh sáng nhiều như nó dao động và bước sóng của ánh sáng phát ra tỉ lệ nghịch với tần số tự nhiên của nguyên tử. Vì vậy, nếu được tạo thành từ các nguyên tử đồng nhất, chỉ một bước sóng ánh sáng được tạo ra. Đây là nguyên lý đơn sắc, một đặc tính của laser [4].

Trong một số trường hợp, các photon phát ra tự nhiên có thể gặp các electron của nguyên tử ở trạng thái kích thích. Một hiện tượng thú vị xảy ra vào thời điểm này. Khi các electron trở về trạng thái nghỉ, chúng phát ra hai photon. Hiện tượng này được gọi là phát xạ kích thích [2]. Hai photon phát ra do được kích thích có cùng năng lượng, cùng hình dạng về thời gian và không gian, giống như anh em sinh đôi. Đây là nguyên lý nhất quán, một đặc tính của laser [2]. Nếu hai photon song sinh này gặp hai electron, thì bốn photon song sinh được phát ra. Bốn photon lại phát ra 8, 16 và 32 photon, tức là chúng tăng lên theo cấp số nhân. Đây là nguyên lý của cường độ cao, một đặc tính của laser.

Năm 1917, Einstein công bố lý thuyết về sự phát xạ kích thích, đây là nguyên lý tạo ra tia laser [4].

1.1.3 Sự tạo thành tia laser

Sự chuyển đổi của các electron sang trạng thái kích thích được gọi là “sự nghịch đảo quần thể” [2], và ở trạng thái này, các photon được tạo ra theo cấp số nhân với 10^{20} photon

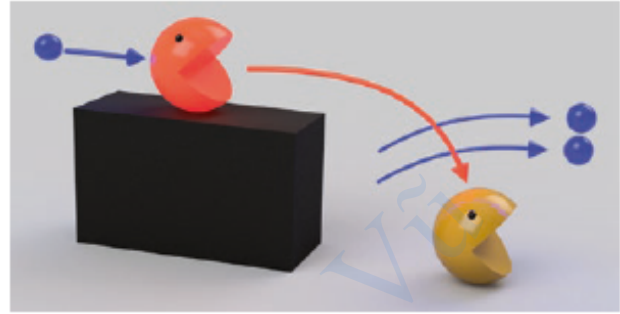
khi xảy ra phát xạ kích thích [4]. Bởi vì ánh sáng truyền đi, nếu môi trường đủ dài, nó có thể tạo ra nhiều photon. Nhưng do hạn chế về không gian, hai tấm gương được đặt ở

Giải thích trực quan về sự phát xạ kích thích. (Tiến sĩ Vật lý Jong Kook Lee).

Trong cách giải thích ở trên về sự phát xạ tự phát, chỉ xem xét sự chiếu xạ ánh sáng tới các nguyên tử ở trạng thái nghỉ. Bây giờ chúng ta hãy nghĩ điều gì sẽ xảy ra khi ánh sáng được chiếu vào một nguyên tử bị kích thích. Cần chiếu xạ ánh sáng có năng lượng bằng chiều cao của bậc thang; sẽ không có gì xảy ra nếu năng lượng lớn hơn hoặc nhỏ hơn. Như đã giải thích trước đây, tất cả đều do xác suất quyết định trong thế giới nguyên tử. Hãy nghĩ về electron trên đỉnh cầu thang như một người trên đỉnh núi. Nếu gió thổi nhẹ, rất ít khả năng người đó bị rơi từ trên cao xuống nhưng nếu có bão thổi qua thì cơ hội lớn hơn. Tương tự như vậy, nếu một photon được bắn vào một electron bị kích thích, khả năng electron đó rơi xuống đất sẽ tăng lên rất nhiều. Việc bắn các photon vào các electron bị kích thích và làm cho chúng trở về trạng thái nghỉ được gọi là sự phát xạ kích thích. Ánh sáng kích thích không bị hấp thụ bởi các electron, mà là các photon làm rung các electron, giống như gió làm rung người. Tuy nhiên, electron rơi xuống mặt đất phải phát ra các photon, vì vậy hai photon phát ra (Hình 1.6).

Hai photon có nghĩa là ánh sáng có năng lượng gấp đôi phát ra. Nói cách khác, ánh sáng đi ra sáng gấp đôi ánh sáng đầu vào. Vật chất bao gồm nhiều nguyên tử. Điều gì sẽ xảy ra nếu tất cả các nguyên tử đều bị kích thích và tất cả chúng đều nhận được một photon? Bởi vì electron nhận một photon trả lại hai photon và các electron nhận các photon này cũng trả lại mỗi hai photon nên cuối cùng, rất nhiều photon phát ra khỏi vật chất (Hình 1.7). Các photon này có cùng năng lượng và tạo thành ánh sáng có cùng bước sóng, đó là tia laser.

mỗi đầu của môi trường tạo laser và các photon di chuyển giữa hai tấm gương, tạo ra các photon theo cấp số nhân. Trong quá trình này, các photon không bị phản xạ theo phương thẳng đứng tới gương sẽ biến mất và chỉ còn lại các photon phản xạ theo phương thẳng đứng (Hình 1.8). Đó là nguyên lý chuẩn trực, một đặc tính của laser [2].



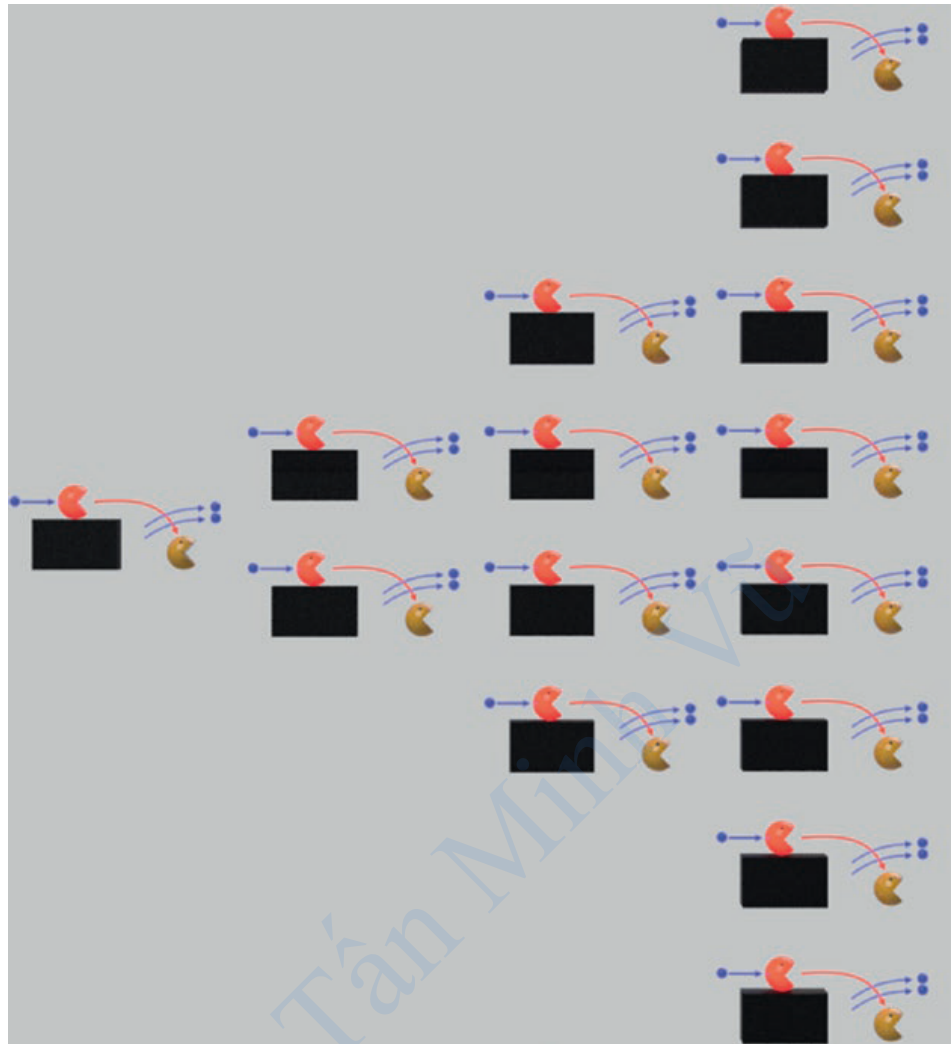
Hình 1.6 Khi một electron bị kích thích (packman) gặp một photon, chúng rơi xuống trạng thái cơ bản và hai photon phát ra. Hai photon này có cùng năng lượng.

Một trong hai gương phản xạ 100% ánh sáng, gương còn lại cho ánh sáng đi qua một phần để một số photon được kích thích đi ra khỏi hai gương, qua thiết bị phân phối và được gom về một chỗ bằng thấu kính. Cuối cùng thì các photon được chuyển đến da (Hình 1.9).

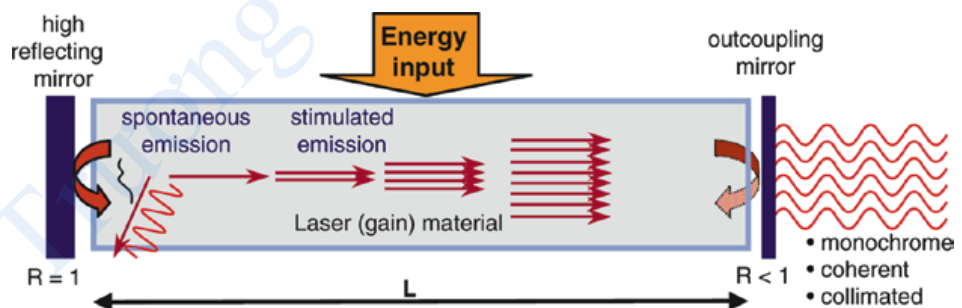
Nếu bạn nhìn vào bên trong máy laser, chúng bao gồm ba phần: hệ thống bơm, môi trường tạo laser và khoang quang học với hai tấm gương [2]. Các thiết bị bổ sung là thiết bị làm mát và hệ thống phân phối. Nguồn năng lượng bên ngoài dùng để cung cấp năng lượng (bơm) và môi trường laser kích thích các electron bằng năng lượng nhận được từ bên ngoài. Điện hoặc đèn flash được sử dụng như một nguồn năng lượng từ bên ngoài. Loại laser điển hình sử dụng điện làm nguồn năng lượng bên ngoài là laser CO₂ và laser điển hình sử dụng đèn flash làm nguồn năng lượng bên ngoài là laser Q-switched.

Trong môi trường laser, có chất khí (CO₂ và argon), chất lỏng (thuốc nhuộm), và chất rắn (ruby, alexandrite, Nd: YAG, và diode). Bước sóng của laser được xác định bởi môi trường laser [2]. Ví dụ, CO₂ tạo ra bước sóng 10.600 nm, ruby- bước sóng 694 nm và alexandrite- bước sóng 755 nm (Bảng 1.2).

Hình 1.7. Hai photon gặp 4 electron bị kích thích và tạo ra 4 photon. Bằng cách này, photon được khuếch đại để tạo ra ánh sáng mạnh.



Hình 1.8 Nguyên lý của laser.



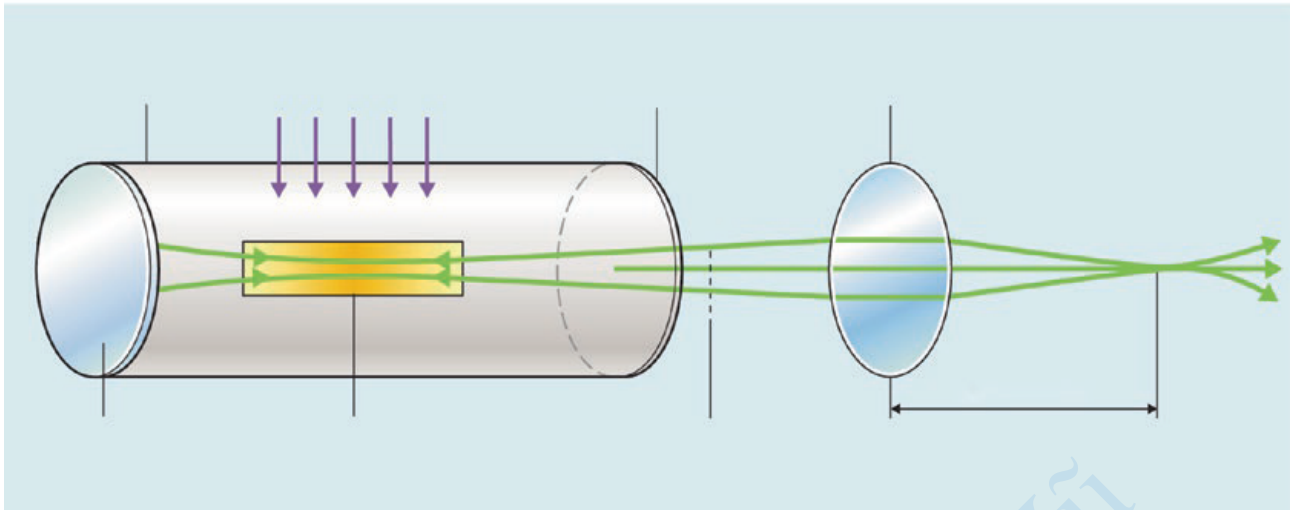
Bảng 1.2 Môi trường laser và bước sóng.

Loại laser	Môi trường	Bước sóng (nm)
Lỏng	Dye	585, 595
Khí	CO ₂	10.600
	Argon	510
	Excimer	308
Rắn	Ruby	694
	Alexandrite	755
	Er:YAG	2940
	Nd:YAG	1064, 1320
	Diode	808, 810, 1450

Vì vậy, khi nói về loại laser, ví dụ như laser ruby thì chúng ta biết rằng bước sóng của

laser là 694 nm, và ngược lại. Do đó, chúng ta phải biết bước sóng tương ứng với môi trường laser.

Tuy nhiên, laser Nd: YAG có thể tạo ra 1064, 1320 nm, v.v., và laser diode có thể tạo ra 808, 810, 1450 nm, v.v. Nói cách khác, một số laser có thể tạo ra nhiều bước sóng với một môi trường. Đây là lý do tại sao khi mô tả một tia laser, bước sóng và môi trường phải được mô tả cùng nhau. Ví dụ: “laser ruby 694 nm”. Ngoài ra, vì máy laser cũng khác nhau tùy thuộc vào thời gian chiếu xạ, thời gian chiếu xạ cũng cần được mô tả.



Hình 1.9 Hệ thống laser. Laser bao gồm môi trường laser, hệ thống bơm, khoang quang học và hệ thống phân phối.

Tuy nhiên, người ta thường nói đơn giản là “Q694” hoặc “Long1064” trong cuộc trò chuyện hoặc bài giảng vì tên dài.

IPL (ánh sáng xung cường độ cao) khác với laser ở chỗ nó không có môi trường laser và khoang quang học. Nó chỉ có đèn flash làm nguồn năng lượng bên ngoài [4]. Đèn flash khác với tia laser bước sóng đơn vì chúng phát ra nhiều loại ánh sáng. Đèn flash được bao quanh bởi nước để bước sóng trên 1000 nm với hệ số hấp thụ nước cao bị nước hấp thụ và biến mất, do đó chỉ phát ra ánh sáng dưới 1000 nm. Nếu bước sóng UV bị cắt bởi bộ lọc quang học, thì chỉ có ánh sáng với bước sóng 500–1000 nm được phát ra. Có thể lựa chọn nhiều dải bước sóng khác nhau tùy thuộc vào bộ lọc quang học. Ví dụ, bộ lọc 640 nm phát ra ánh sáng trong dải bước sóng 640–1000 nm.

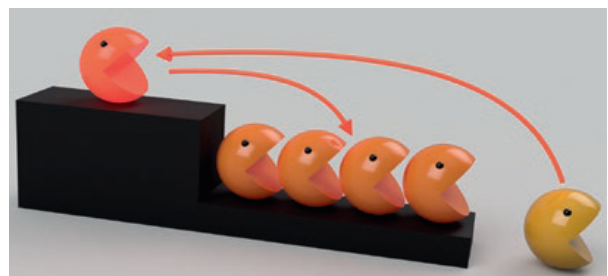
1.1.4 Laser ba cấp và bốn cấp

Đối với phát xạ kích thích, electron ở trạng thái nghỉ cần chuyển sang trạng thái kích thích. Nhưng trạng thái kích thích không ổn định do đó các electron chuyển về trạng thái nghỉ trước khi phát xạ kích thích. Do đó, không có laser hai cấp mà chỉ tồn tại trạng thái nghỉ và trạng thái kích thích. Để ngăn cản việc quay trở lại trạng thái nghỉ, môi trường có trạng thái giả ổn định - là trạng thái giữa trạng thái nghỉ và trạng thái

kích thích - được sử dụng trong laser thực tế [8].

Do đó, laser có trạng thái nghỉ ổn định, kích thích và giả ổn định được gọi là laser ba cấp và laser có hai trạng thái giả ổn định được gọi là laser bốn cấp. Các laser ba và bốn cấp điển hình là laser ruby và laser Nd: YAG (Hình 1.11 và 1.12) [3].

Trong laser ba cấp, mức laser thấp hơn là trạng thái cơ bản vì vậy có nhiều electron ở mức năng lượng thấp. Do đó, cần năng lượng cao để đảo ngược quần thể và sử dụng đèn flash có công suất cao. Do đó laser ba cấp thường là laser có sóng dạng xung. Bởi vì laser ba cấp cần đầu ra công suất cao, điều này làm cho chúng đắt tiền nhưng có thể tạo ra năng lượng rất cao (năng lượng xung 20J). Mặt khác, laser bốn cấp cần năng lượng thấp để nghịch đảo quần thể vì vậy có thể sử dụng đèn flash công suất thấp. Do đó, hầu hết các laser sóng liên tục đều sử dụng laser bốn cấp.



Hình 1.10 Khi các electron ở trạng thái cơ bản chuyển sang trạng thái kích thích không ổn định, nó sẽ rơi trở lại trạng thái giả ổn định.

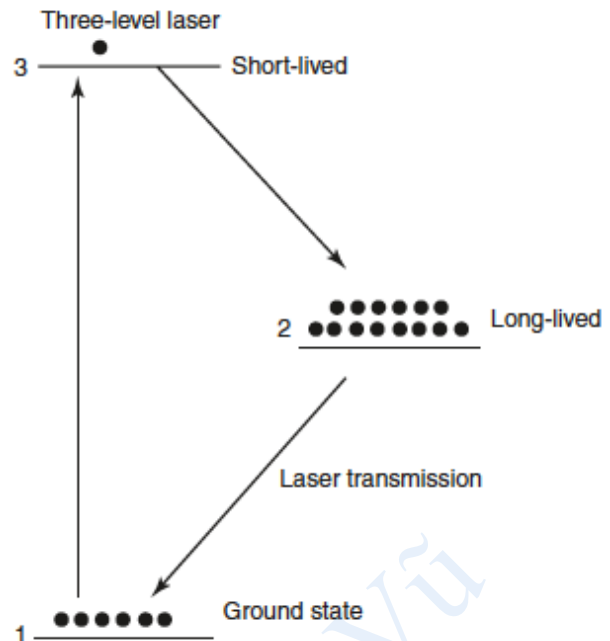
Giải thích bổ sung về nguyên lý laser (Tiền sĩ vật lý Jong Kook Lee)

Nguyên lý của laser không thể được hiểu một cách hoàn hảo nếu chỉ với khái niệm về phát xạ kích thích được mô tả trước đó. Lý do cho điều này là vì các nguyên tử ở trạng thái kích thích có thể không chỉ phát xạ do kích thích mà còn có thể phát xạ một cách tự phát. Ngay cả khi cố gắng đưa các electron vào trạng thái kích thích, và cố gắng tạo ra sự phát xạ kích thích bằng cách chiếu xạ ánh sáng, thì cũng chẳng ích gì nếu các electron đã phát xạ tự phát. Và các electron rơi ngẫu nhiên ở bất kỳ trạng thái nào trong quá trình phát xạ tự phát (trong các hình trước, trạng thái cơ bản được biểu thị chỉ có một, nhưng trên thực tế, có một số trạng thái cơ bản) do đó các loại ánh sáng khác nhau được phát ra và một số ánh sáng bị hấp thụ lại bởi các electron. Kết quả là, ánh sáng có ít năng lượng hơn đầu vào được phát ra. Do đó, cần phải có một cơ chế ngăn chặn phát xạ tự phát và chỉ xảy ra phát xạ kích thích (Hình 1.10).

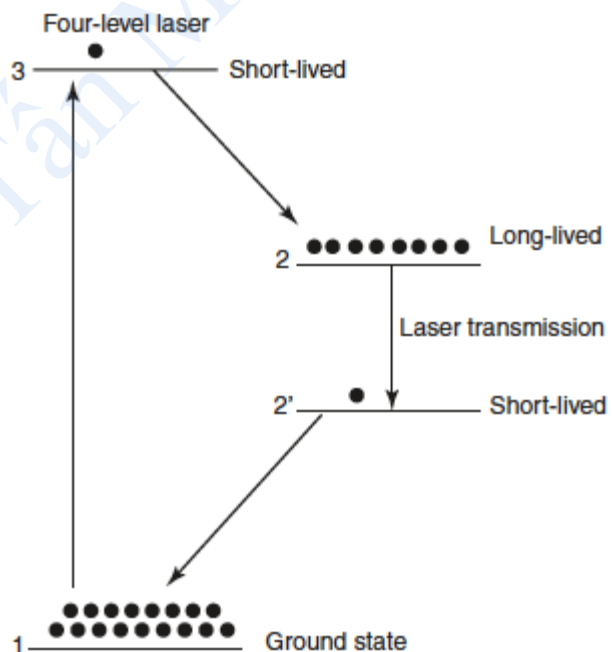
Trong Hình 1.10, khái niệm về trạng thái giả ổn định được giới thiệu. Một số vật liệu đặc biệt có thể được sử dụng để tạo ra trạng thái giả ổn định. Quy tắc thay đổi trạng thái của electron như sau:

1. Các electron ở trạng thái cơ bản chuyển lên trạng thái kích thích nhờ quá trình bơm.
2. Nhưng electron bị kích thích không thể rơi về trạng thái cơ bản. Nó chỉ có thể rơi vào trạng thái giả ổn định.

Các electron bị kích thích tích lũy ở trạng thái giả ổn định theo thời gian. Khi nhiều electron tích tụ ở trạng thái giả ổn định và ánh sáng được chiếu xạ, ánh sáng mạnh sẽ được phát ra và tia laser chúng ta muốn có thể được tạo ra.



Hình 1.11 Đối với hệ thống laser ba cấp, có thể đạt được quần thể cấp 2 lớn hơn so với trạng thái cơ bản, bằng cách bơm rất mạnh từ cấp 1 đến cấp 2. (Sao chép từ [9])



Hình 1.12 Đối với hệ thống laser bốn cấp, có thể đạt được, ngay cả khi bơm yếu vào cấp 2 tồn tại lâu, một sự nghịch đảo quần thể so với mức tồn tại ngắn ở cấp 2', do tồn tại ngắn, cấp 2 trống ngay lập tức.

1.2 Đặc tính của Laser

Laser được đặt tên là LASER theo chữ cái đầu tiên của cụm từ “Light Amplification

by Stimulated Emission of Radiation” (khuếch đại ánh sáng bằng bức xạ kích thích) [2]. Hiện nay, tia laser được tạo ra có bước sóng từ 100 nm đến 3 mm. Trong da liễu, từ

laser excimer với 308 nm đến laser CO2 với 10.600 nm được sử dụng. Laser có thể được chia thành sóng liên tục và sóng xung khi chiếu xạ; thời gian chiếu xạ từ giây đến femto giây (10^{-15} s). Ngoài ra, có thể tạo ra tia laser với mật độ đầu ra cao lên đến 10^{10} W/cm² [4].

Tia laser có bốn đặc tính khác với ánh sáng (Hình 1.13). Thứ nhất, các photon có một bước sóng được phát ra phụ thuộc vào môi trường laser (tính đơn sắc). Thứ hai, hai photon được phát do kích thích song sinh có hình dạng giống nhau theo thời gian và không gian (tính nhất quán). Thứ ba, tia laser đi thẳng mà không phân tán theo hướng khác (tính chuẩn trực). Và cuối cùng, các photon được tăng lên theo cấp số nhân lên đến 10^{20} (tính cường độ cao). Trong bốn đặc tính, tính nhất quán là quan trọng trong quá trình tạo ra laser. Do tính nhất quán, các bước sóng của các photon được chồng lên nhau vì vậy năng lượng của các photon không thể bị triệt tiêu và có thể tạo ra tia laser có cường độ cao.

Do đó, laser còn có thể được gọi là máy khuếch đại ánh sáng đầu ra thấp và chuyển đổi thành ánh sáng cường độ cao. Tuy nhiên, theo quan điểm của bác sĩ sử dụng laser, tính đơn sắc quan trọng hơn vì laser nên được chọn theo nhóm mô đích. Tính đơn sắc sẽ được thảo luận ở phần sau.

Chuyển đổi đơn vị của giây cần được hiểu rõ (Bảng 1.3). Ví dụ, trong hầu hết các tài liệu laser, nó không được viết dưới dạng 10^{-3} s, mà được viết bằng mili giây, hoặc đơn giản là viết tắt ms. Bác sĩ mới làm quen với laser có thể bị nhầm lẫn bởi đơn vị giây chưa quen thuộc. Điều tối thiểu cần biết là đơn vị nào lớn hơn hoặc nhỏ hơn. Ngoài ra, vì tất cả các đơn vị đều ngắn hơn 1 giây, nhưng phải nhớ rằng có sự khác biệt hơn 1000 lần giữa các đơn vị.

1.2.1 Các thông số

Laser có các thông số năng lượng khác nhau (Bảng 1.4). Năng lượng là số lượng photon được phát ra trong một xung đơn lẻ. Bởi vì laser chất lượng cao phát ra rất nhiều photon trong một xung đơn lẻ, năng lượng

được sử dụng để biểu hiện sức mạnh của laser phát sóng dạng xung trong thời gian chiếu xạ không đổi. Mặt khác, công suất là số lượng photon được phát ra trong đơn vị thời gian. Khái niệm thời gian được bao gồm trong so sánh công suất với năng lượng. Bởi vì công suất là số lượng photon "mỗi giờ" trong khái niệm kỹ thuật, khái niệm này là kết quả đầu ra, công suất (sức mạnh) của một cỗ máy. Bởi vì "năng lượng = công suất $\times$ thời gian", năng lượng có nghĩa là "tổng lực tác dụng" hoặc "khối lượng công việc mà một máy đã thực hiện." Công suất chủ yếu được sử dụng để biểu hiện kết quả đầu ra của laser sóng liên tục [10].

Do đó, năng lượng và công suất đều được sử dụng để biểu thị kết quả đầu ra của tia laser. Tuy nhiên, đối với các bác sĩ dùng laser, số lượng các photon được chiếu xạ trên da là rất quan trọng, đó là lý do tại sao khái niệm về đơn vị diện tích là cần thiết. 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 các photon được chiếu xạ trong một xung đơn tính trên một đơn vị diện tích da. Nó thường được gọi là lưu lượng (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.

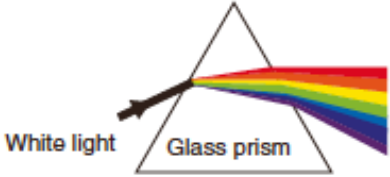
Bảng 1.3 Đơn vị chuyển đổi của 1 giây

Đơn vị	Giây
Mili giây (ms)	10^{-3}
Micro giây (μ s)	10^{-6}
Nano giây (ns)	10^{-9}
Pico giây (ps)	10^{-12}

Bảng 1.4 Các thông số năng lượng của bức xạ ánh sáng

Thông số	Đơn vị	Công thức
Năng lượng	Joule (J)	Energy = power $\times$ s
Công suất	Watt (W)=J/s	Power = energy/s
Mật độ năng lượng	J/cm ²	Energy density = energy/cm ²
Mật độ công suất	W/cm ²	Power density = power/cm ²

Hình 1.13 Bốn đặc tính của laser.

	Laser light	Non-laser light(e.g., flashlight)
①	Monochromatic 	Polychromatic 
②	Coherent 	Incoherent 
③	Collimated 	Divergent 
④	High intensity	Low intensity

Vậy thông số nào quan trọng hơn? Mật độ năng lượng hoặc mật độ công suất? Khi tia laser tiếp xúc với da, nhiệt độ sẽ tăng lên. Nói cách khác, năng lượng ánh sáng được chuyển thành nhiệt năng. Số lượng photon càng nhiều thì nhiệt độ sẽ càng cao. Bởi vì số lượng photon được bao gồm trong cả mật độ công suất và mật độ năng lượng, mật độ năng lượng hoặc công suất càng cao, nhiệt độ sẽ càng cao. Nhưng nếu số lượng photon như nhau thì nhiệt độ nào cao hơn? Mười photon trong da trên 1 giây hay 10 photon trong 10 giây? Tất nhiên, trong trường hợp trước, nhiệt độ sẽ cao hơn. Ví dụ, trong cả loại trước và sau, mật độ năng lượng là 10 J/cm^2 . Nhưng mật độ công suất là 10 W/cm^2 trong trường hợp trước và 1 W/cm^2 trong trường hợp sau. Điều đó cho thấy, mật độ công suất quan trọng hơn lưu lượng đối với chúng tôi. Tuy nhiên, bạn có thể nghĩ rằng mật độ năng lượng quan trọng hơn bởi vì chỉ mật độ năng lượng mới xuất hiện trong bảng điều khiển của laser Q-switched thường được sử dụng và chỉ có thể điều chỉnh thông số mật độ năng lượng trong laser Q-switched. Thậm chí trong laser CO_2 , đơn vị công suất không phải là W/cm^2 mà là Watt. Do đó, các bác sĩ dùng laser nên ghi nhớ mật

độ công suất ngay cả khi mật độ công suất không được thể hiện trong bảng điều khiển laser.

Bảng 1.5 cho thấy mật độ năng lượng và thời gian xung (độ dài xung), thường được sử dụng trong lâm sàng cho mỗi loại tia laser. Mật độ công suất tương ứng cũng được tính toán. Bảng cho thấy một số hiện tượng thú vị. Đường thẳng đứng của độ dài xung cho thấy mật độ công suất tăng nhanh khi độ dài xung giảm [4]. Ngay cả khi mật độ năng lượng giảm, mật độ công suất vẫn tăng mạnh. Như đã đề cập trước đây, có sự khác biệt lớn về (1) lưu lượng được hiển thị và (2) mật độ công suất thực.

Có một điều khác cần lưu ý trong Bảng 1.5. Mật độ công suất phần nào liên quan đến công suất của tia laser vì khái niệm công suất được bao gồm trong mật độ công suất. Công suất quyết định giá trị của máy laser. Hiện tại, Q-switched laser rẻ hơn rất nhiều và có một số IPL cũng đắt, nhưng trước đây, Q-switched laser đắt hơn IPL rất nhiều. Ngoài ra, theo lý thuyết quang nhiệt chọn lọc, các mục tiêu nhỏ hơn có thể được xử lý bằng độ dài xung ngắn hơn. Nói cách khác, laser đắt tiền điều trị nhiều mục tiêu hơn vì độ dài xung ngắn hơn, trong khi laser rẻ hơn không

Bảng 1.5 Thông số cho một số loại laser

Bức xạ	Mật độ năng lượng (J/cm ² = W/cm ² *s)	Độ dài xung (ms)	Mật độ công suất (W/cm ²)
Frequency double Nd:YAG laser	18	10	1800
IPL (freckles)	17	7	2428
Pulse dye laser (PWS)	5.5	0.45	12.222
Q-S ruby laser (tatoo)	4	0.00004	1x 10 ⁸

Laser Nd: YAG nhân đôi tần số có nghĩa là laser 532 nm. Vì tần số và bước sóng tỷ lệ nghịch nên laser Nd: YAG nhân đôi tần số có nghĩa là 532 nm, bằng một nửa bước sóng của Nd: YAG, 1064 nm

Bảng 1.6 Thông số của bức xạ ánh sáng

Thông số	Đơn vị
Độ dài xung	Giây, mili giây, micro giây, nano giây
Tần số	Hertz (Hz)= số lượng xung/ giây
Bước sóng	Nanometer (nm)
Kích thước điểm	Milimeter (mm)

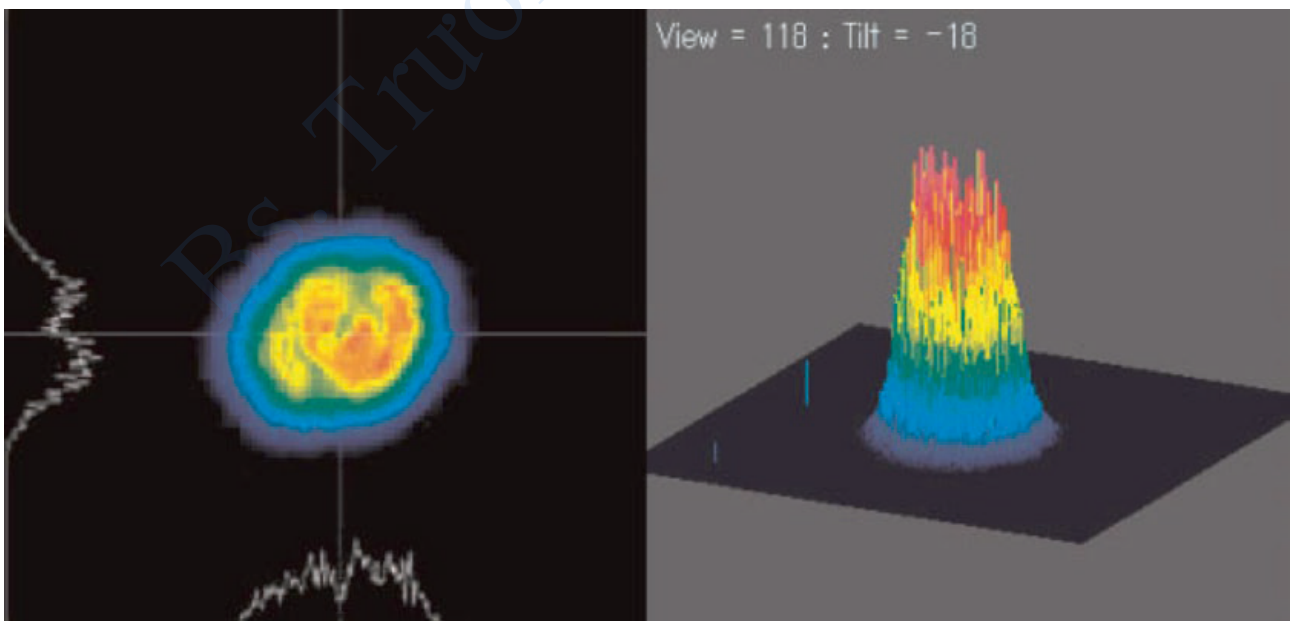
thể điều trị một số các mục tiêu nhất định vì không thể rút ngắn độ dài xung.

Các thông số khác được sử dụng cho laser được trình bày trong Bảng 1.6.

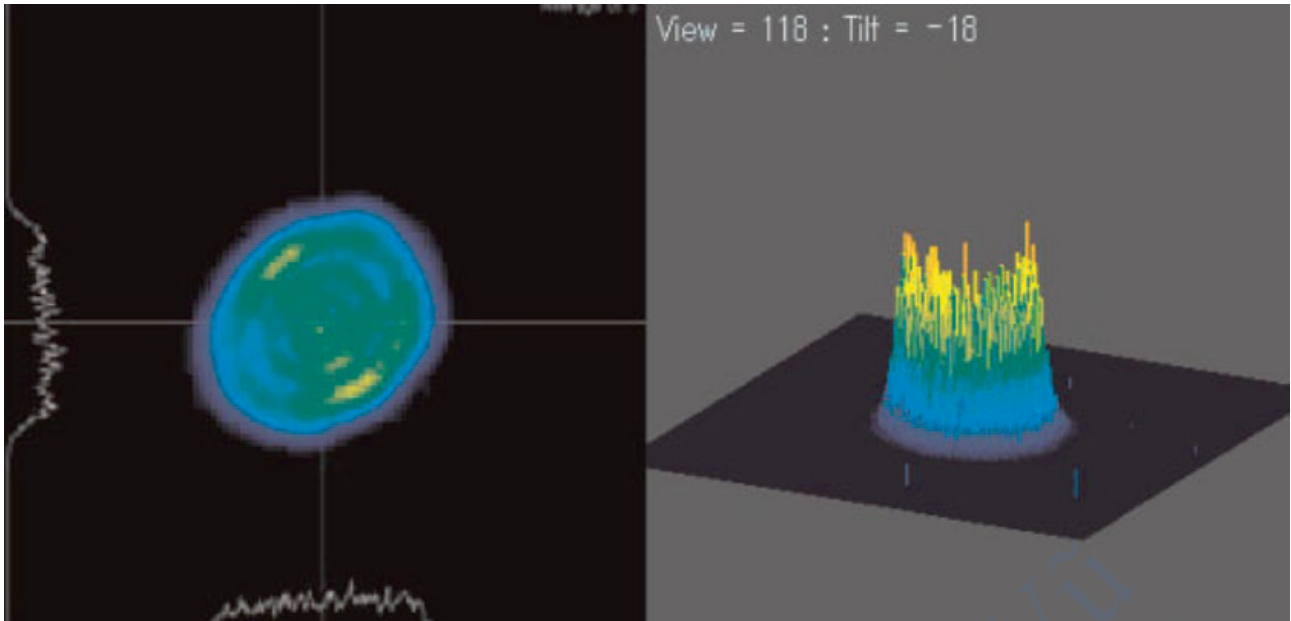
1.2.2 Cấu hình theo không gian của tia

Dạng tia là một thuật ngữ mô tả cấu hình không gian của chùm tia laser và biểu thị sự phân bố cường độ tia laser trong không gian. Các cấu hình chùm tia điển hình là cấu hình Gaussian và cấu hình đỉnh phẳng (top-hat) (Hình 1.14 và 1.15). Có nhiều dạng tia khác nhau; mỗi dạng tia được biểu thị bằng số bên cạnh chữ TEM (transverse electromagnetic mode). Ví dụ, cấu hình Gaussian là cấu hình cơ bản, được gọi là TEM₀₀ và TEM₁₀, TEM₂₀ là cấu hình dạng bánh rán và dạng hình bia [3].

Dạng tia được quyết định bởi hình dạng của gương trong khoang quang học [3]. Ngoài ra, dạng tia được quyết định bởi hệ thống phân phối và, ở dạng đỉnh phẳng, 80–90% ở trung tâm của mặt cắt ngang có phân bố đồng đều vì vô số phản xạ xảy ra trong hệ thống phân phối dạng sợi dẻo của sợi thủy tinh [12].



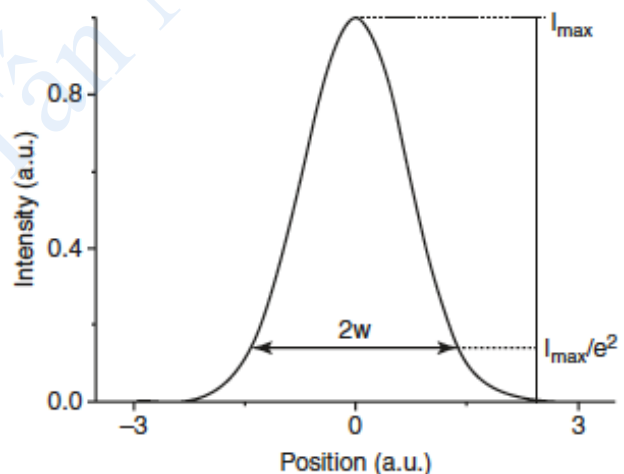
Hình 1.14 Cấu hình Gaussian. Dạng 3D chùm tia của laser C3 (bước sóng 1064 nm, kích thước điểm 4 mm, năng lượng mỗi xung 450 mJ/cm², độ dài xung 8–10 ns, tần số xung 10 Hz) được tạo bởi phần mềm DataRay v.500 M4. Đây là cấu hình "Gaussian" điển hình.



Hình 1.15 Cấu hình đỉnh phẳng. Dạng 3D chùm tia của laser C6 (bước sóng 1064 nm, kích thước điểm 4 mm, năng lượng mỗi xung 1000 mJ/cm², độ dài xung 8–10 ns, tần số xung 10 Hz) được tạo bởi phần mềm DataRay v.500 M4. Sự phân bố mật độ năng lượng đồng nhất hơn so với C3. Chùm tia C6 có đỉnh phẳng và phần lớn diện tích bằng trung bình cộng của năng lượng tác dụng.

Trong cấu hình Gaussian, cường độ laser giống như phân bố chuẩn Gaussian trong đó tâm điểm có cường độ cao nhất và giảm dần về phía rìa. Trong cấu hình Gaussian, điểm mà cường độ của tia laser giảm xuống 86% được xác định là đường kính chùm tia (Hình 1.16) [2].

Cấu hình Gaussian có thể không phải là dạng tia mà chúng ta muốn. Ví dụ, khi điều trị các đốm nâu, vùng tâm của chùm tia có thể rất mạnh vì vậy xảy ra PIH, phần giữa của chùm tia có thể loại bỏ các đốm nâu mà không có tác dụng phụ, trong khi phần rìa của chùm tia có thể không loại bỏ được các đốm nâu do năng lượng rất yếu. Mặc dù cần có sự chùng chéo ở một mức độ nào đó để tạo ra sự phân bố đồng đều, nhưng về mặt kỹ thuật là rất khó trừ khi một máy quét được gắn và khớp cơ học một cách chính xác. Vì vậy, cấu hình đỉnh phẳng là một dạng tia phù hợp để loại bỏ đốm nâu. Nhưng không đúng khi đơn giản nói rằng cấu hình đỉnh phẳng là tốt và Gaussian là không tốt. Nó có thể khác nhau tùy thuộc vào mục tiêu điều trị mà cấu hình nên được chọn. Ví dụ, cấu hình Gaussian thích hợp hơn cấu hình đỉnh phẳng trong điều trị nevi tế bào hắc tố.



Hình 1.16 Phân bố chùm tia đầu ra Gaussian; 2w cho biết đường kính kích thước đốm được đo tại một giá trị mà cường độ giảm xuống $1/e^2$ của giá trị lớn nhất.

Laser CO₂ chỉ có thể sử dụng hệ thống phân phối dạng khớp vì tia laser được hấp thụ và biến mất trong hệ thống phân phối bằng sợi quang. Do đó, cấu hình Gaussian được tạo ra trong khoang quang học được mặc định trong laser CO₂. Cũng vậy, trong laser Q-switched, chỉ có thể sử dụng hệ thống phân phối dạng khớp vì hệ thống phân

phôi dạng sợi quang có thể bị hỏng do công suất lớn. Do đó, mặc dù cấu hình Gaussian là mặc định trong laser Q-switch, hầu hết các laser Q-switch được sản xuất gần đây đều cài đặt cấu hình đỉnh phẳng bằng cách phân phối đồng nhất về mặt quang học của chùm tia laser trong tay cầm.

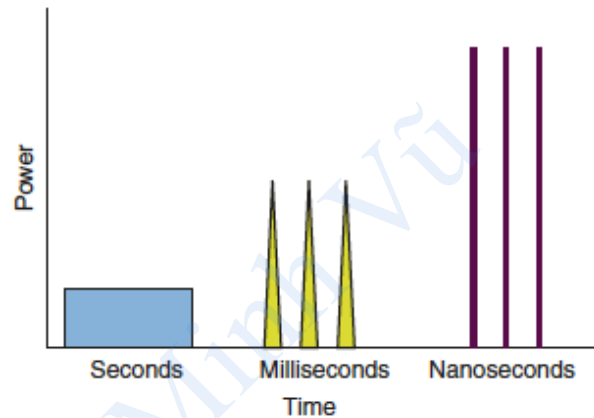
1.2.3 Cấu hình theo thời gian của tia

Cấu hình theo thời gian của chùm tia laser được phân loại theo sóng liên tục, sóng bán liên tục và sóng dạng xung (Hình 1.17). Sóng liên tục được sử dụng trong laser CO₂, trong đó quá trình chiếu xạ là liên tục. Trong sóng bán liên tục, bức xạ bị tắt cường độ bằng cách sử dụng cửa chớp như cánh quạt ở giữa các lần chiếu xạ liên tục [2]. Ví dụ như laser hơi đồng/bromua.

Sóng liên tục được tạo ra bằng cách cung cấp liên tục năng lượng từ nguồn năng lượng bên ngoài vào môi trường laser và liên tục tạo ra sự nghịch đảo quần thể. Sóng dạng xung được tạo ra bằng cách cung cấp năng lượng từng lần, giống như đèn flash trên máy ảnh.

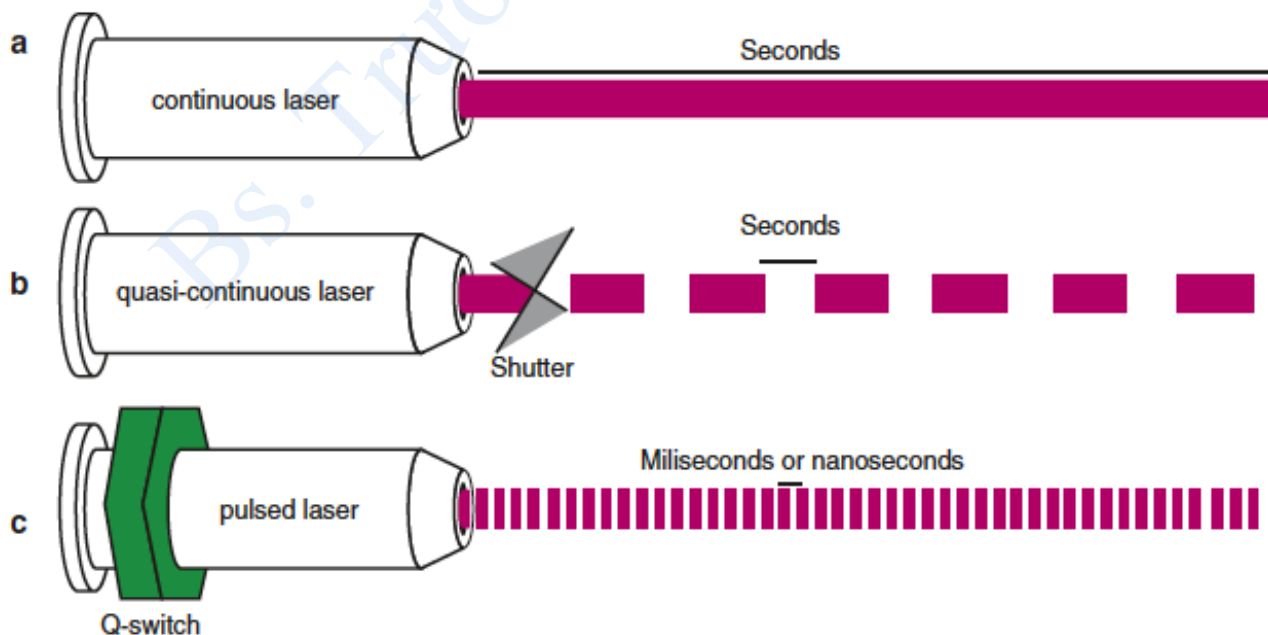
Bởi vì sóng bán liên tục dựa trên sóng liên tục, công suất của sóng bán liên tục cũng giống như sóng liên tục. Do đó, sóng bán liên

tục không có khả năng tạo ra công suất cao và độ dài xung thường từ 1 ms đến 1 s, dài hơn micro giây hoặc nano giây. Mặt khác, vì sóng dạng xung tích trữ các photon và phát ra tất cả chúng cùng một lúc trong một thời gian rất ngắn, nên công suất cao hơn nhiều so với sóng liên tục hoặc bán liên tục (Hình 1.18).



Hình 1.18 Công suất của laser dạng xung.

Làm thế nào laser dạng xung có thể tích trữ các photon và phát ra tất cả chúng cùng một lúc? Chúng ta hãy xem xét laser Q-switch, một ví dụ về laser dạng xung.



Hình 1.17 Cấu hình theo thời gian của chùm tia laser. (a) sóng liên tục, (b) sóng bán liên tục và (c) sóng dạng xung.

1.2.4 Laser Q-Switched

Ở phần trước, khoang quang học được mô tả là có hai gương ở mỗi bên, một với gương phản xạ 100% và gương còn lại cho ánh sáng truyền qua một phần, theo đó tia laser được phát ra qua một số gương truyền. Mặt khác, cả hai gương trong laser Q-switched đều phản xạ 100%, do đó các photon di chuyển qua lại giữa các gương tăng lên theo cấp số nhân. Khi một số lượng photon nhất định được tích trữ, một gương mở và đóng (chuyển mạch) chỉ trong một thời gian rất ngắn, phát ra photon [4]. Laser Q-switched là loại laser làm tăng năng lượng tích lũy (hệ số Q) và phát ra một lượng lớn các photon (công suất cao) khi gương được mở trong thời gian rất ngắn (chuyển mạch).

Hệ số Q (Quality factor)

$$Q = 2\pi \times \frac{\text{Peak Energy Stored}}{\text{Energy dissipated per cycle}}$$

Hệ số Q (hệ số chất lượng) là thuật ngữ được sử dụng trong vật lý và kỹ thuật điện tử. Thuật ngữ này đề cập đến tỷ lệ giữa năng lượng tích trữ và năng lượng thất thoát trong bộ cộng hưởng hoặc bộ dao động. Do đó, hệ số Q cao có nghĩa là năng lượng dự trữ cao hơn năng lượng thất thoát [15].

Để tham khảo, trong các tài liệu về laser, laser Q-switched thường đề cập đến laser có thời gian xung nano giây, và laser xung dài thường đề cập đến laser có thời gian xung mili giây (Bảng 1.7).

Bảng 1.7 Độ dài xung của laser Q-switched và laser xung dài

Laser	Độ dài xung
Laser Q-switched	Nano giây
Laser xung dài	Mili giây

1.3 Quang học da

Bốn hiện tượng xảy ra khi tia laser tiếp xúc với da. Đó là phản xạ, dẫn truyền, tán xạ và hấp thụ (Hình 1.19) [2]. Để tăng khả năng hấp thụ, mục tiêu của chúng ta, trước tiên

chúng ta phải giảm phản xạ và khúc xạ và chúng ta phải hiểu về sự tán xạ.

Mặt khác, sự dẫn truyền chắc chắn xảy ra phụ thuộc vào bước sóng, trong đó các photon không được hấp thụ sẽ đi qua da và đến các mô sâu như mô mỡ dưới da. Bước sóng dài hơn tiếp cận các mô sâu hơn và kết quả dẫn truyền nhiều hơn. Bước sóng ngắn 300–400 nm hầu như bị tán xạ trong da nên ít xảy ra hiện tượng dẫn truyền. Sự dẫn truyền bị bỏ qua trong các tài liệu laser vì nó có rất ít ảnh hưởng đến sự tương tác giữa laser và mô. Tuy nhiên, khi chiếu tia IPL hoặc laser vào trán, xương gò má hoặc xương hàm, nơi có ít mỡ hơn má, phản ứng của mô mạnh hơn và dễ xảy ra tác dụng phụ hơn. Tôi nghĩ rằng hiện tượng này có thể là do các photon xuyên qua da gặp xương thay vì mỡ và bị phản xạ lại để nó xâm nhập vào da một lần nữa, làm tăng khả năng hấp thụ của chúng, dẫn đến phản ứng mô mạnh hơn.

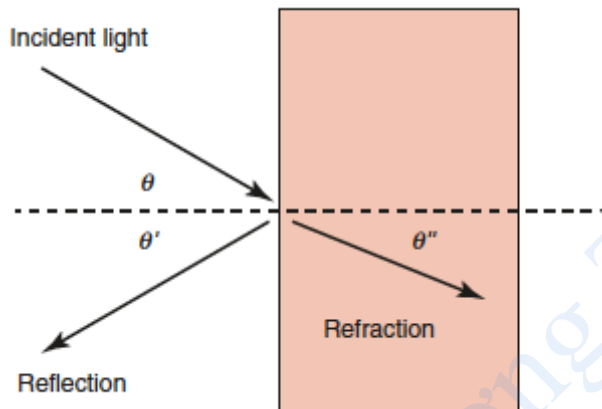
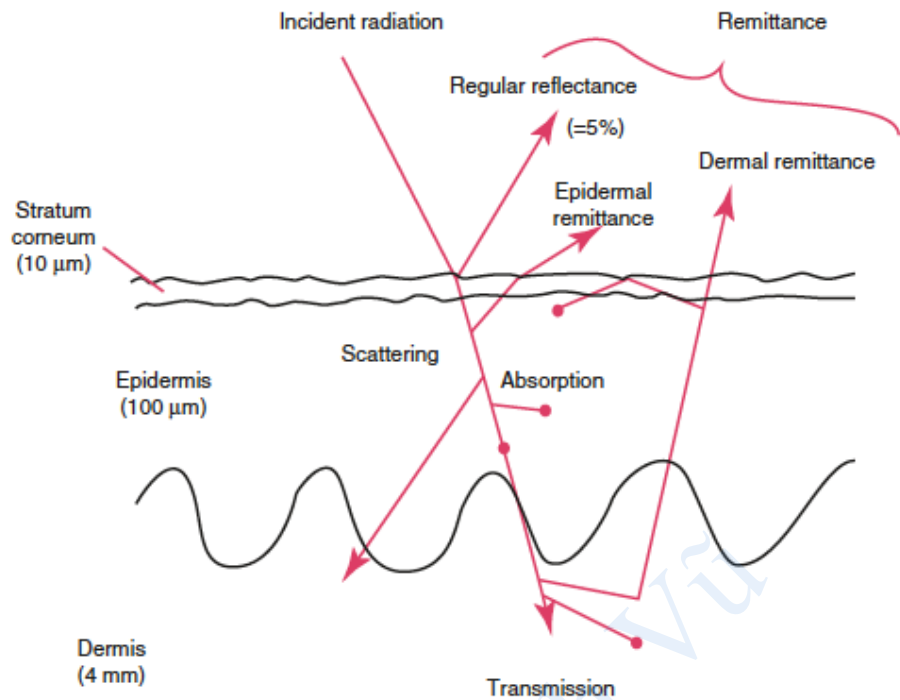
1.3.1 Phản xạ và khúc xạ

Để giảm phản xạ, tia laser nên được chiếu vuông góc 90° với da. Tuy nhiên, ngay cả khi tia laser được chiếu vuông góc 90° với da, 4–6% bị phản xạ từ da [2]. Phản xạ xảy ra chủ yếu ở lớp sừng và không ảnh hưởng đến da. Tuy nhiên, tia laser phản xạ có thể được chiếu xạ vào mắt của người điều khiển và thậm chí cả mắt của bệnh nhân. Do đó, người sử dụng laser phải đeo kính bảo hộ và các vật thể phản xạ không được đặt trong phòng laser và mắt của bệnh nhân phải được che bằng kính bảo hộ.

$$\theta = \theta', \frac{\sin \theta}{\sin \theta'} = \frac{n'}{n}$$

Các lý thuyết áp dụng cho sự khúc xạ là Định luật Snellius và Phương trình Fresnel. Định luật Snellius như sau: góc tới (θ) và góc khúc xạ (θ') có liên quan đến tỷ số chiết suất (n) của hai chất (Hình 1.20). Chúng ta cần giảm thiểu tỷ số khúc xạ để tăng khả năng hấp thụ ở mục tiêu mong muốn của chúng ta. Vì vậy, để giảm thiểu tỷ số khúc xạ thì tỷ số chiết suất của hai môi trường phải nhỏ.

Hình 1.19 Sơ đồ các con đường quang học trong da: Phản xạ, Truyền dẫn, Tán xạ, Hấp thụ



Hình 1.20 Hình học của phản xạ và khúc xạ.

Chỉ số khúc xạ của không khí là 1 trong khi chỉ số khúc xạ của lớp sừng là 1,55, lớn hơn. Để giảm tỉ số khúc xạ, có thể dùng cồn ($n = 1,4$) hoặc nước ($n = 1,33$) bôi lên da. Ví dụ, áp dụng nước lên da làm giảm tỉ số khúc xạ của không khí ($n = 1$) và nước ($n = 1,33$) và cũng làm giảm tỉ số khúc xạ của nước ($n = 1,33$) và lớp sừng ($n = 1,55$) dẫn đến nhiều tia laser được chiếu xạ đến mục tiêu mong muốn. Vì lý do tương tự, gel siêu âm được bôi trong quá trình sử dụng IPL.

Cũng có thể giảm tỉ số khúc xạ bằng cách cho tia laser trực tiếp đến lớp sừng ($n = 1,55$) qua lớp kính ($n = 1,5$) hoặc lớp sapphire ($n = 1,7$) mà không truyền qua không khí. Điều này được gọi là ghép nối quang học hoặc giảm chấn quang học [18].

1.3.2 Độ xuyên sâu quang học

Độ xuyên sâu quang học (Optical penetration depth, OPD) đề cập đến độ sâu trong đó số lượng photon trong chùm tia chuẩn trục giảm còn e^{-1} (37%) [18]. Nói cách khác, khi mười photon được bắn vào da, số lượng photon sẽ giảm khi chúng bị tán xạ và hấp thụ. Độ sâu mà tại đó các photon giảm xuống còn 4 là độ xuyên sâu quang học. Số e của Euler đến từ đâu? Những thay đổi trong thế giới tự nhiên giảm theo hàm số mũ tự nhiên.

Khi tia laser tiếp xúc với da, nhiệt độ sẽ tăng lên. Những thay đổi trên da chỉ xảy ra khi nhiệt độ tăng lên trên một ngưỡng nhất định. Nhiệt độ tỷ lệ với mật độ công suất. Ít nhất bốn trong số mười photon phải tiếp xúc với da để thay đổi da. Độ sâu mà những thay đổi này xảy ra là OPD. Tuy nhiên, như đã mô tả ở trên, các nhà vật lý xác định OPD của laser khi tỉ lệ giảm của ánh sáng là $(I/I_0) = e^{-1}$. Do đó, photon cuối cùng còn lại thực sự thâm nhập sâu hơn OPD.

Giải thích bổ sung cho hàm số mũ tự nhiên và logarit và độ xuyên sâu quang học (OPD) (Tiến sĩ vật lý Jong Kook Lee) [19, 20]

Các quy tắc xác định độ xuyên sâu quang học tuân theo định luật Beer – Lambert. Theo định luật Beer – Lambert, khi ánh sáng chiếu vào một vật thể có bề dày L , cường độ ánh sáng phát ra từ vật thể (năng lượng ánh sáng trên một đơn vị diện tích, số photon trên một đơn vị diện tích) giảm nhanh khi chiều dày tăng (Hình 1.21). Nói cách khác, cường độ của ánh sáng phát ra giảm theo cấp số nhân với độ dày.

Định luật Beer – Lambert có thể được giải thích dễ dàng bằng các quy tắc đã đề cập trước đó về sự phát xạ tự phát. Khi ánh sáng được chiếu vào một vật chất, việc các electron sẽ hấp thụ hay không hấp thụ ánh sáng được quyết định bởi xác suất. Giả sử có 10% khả năng của một electron hấp thụ ánh sáng, nếu vật liệu được cắt lát mỏng và các lát cắt có độ dày giống nhau, lượng ánh sáng bị hấp thụ tỷ lệ với số lượng electron, và số lượng electron hấp thụ tỷ lệ với thể tích (diện tích nhân với độ dày). Khi 100 photon được truyền qua, giá trị tỷ lệ với 10 nhân với thể tích của vật liệu, số lượng và đặc tính của vật liệu. Kết luận, số được hấp thụ bằng (hằng số) $\times 0,1$. Để đơn giản, nếu hằng số là 1, 10 được hấp thụ và 90 xuyên qua. Có nghĩa là, 90% những gì đi vào sẽ xuyên qua trong mỗi bước. Nếu qua bốn bước, kết quả như sau.

Bước 1: $1 \times 100 \times 0,9$.

Bước 2: $1 \times 100 \times 0,9 \times 0,9$.

Bước 3: $1 \times 100 \times 0,9 \times 0,9 \times 0,9$.

Bước 4: $1 \times 100 \times 0,9 \times 0,9 \times 0,9 \times 0,9$.

Bước n : $1 \times 100 \times (0,9)^n$

Số bước càng lớn, tức là độ dày càng lớn, lượng ánh sáng truyền qua sẽ giảm theo cấp số nhân. Phương trình trên có thể được tóm tắt như sau khi sử dụng độ dày L .

$$I = I_0 (0,9)^L \cdot I / I_0 = (0,9)^L$$

Phương trình trên là một hàm số mũ giảm nhanh theo độ dài. Hàm số mũ phổ biến trong các hiện tượng tự nhiên, vì hai lý do.

1. Bởi vì vật chất được cấu tạo bởi các nguyên tử, và sự tương tác giữa các electron và ánh sáng, các electron và năng lượng được biểu diễn dưới dạng xác suất. Và số lượng các nguyên tử, bao gồm các electron, là rất lớn, và số nguyên tử (chính xác là phân tử mà các nguyên tử liên kết với nhau) trong 1 L là 6×10^{23} . Nếu mỗi nguyên tử này hoạt động theo xác suất, thì một phân phối chuẩn sẽ được sử dụng, được biểu diễn dưới dạng một hàm số mũ. Phân phối chuẩn được sử dụng khi có một số lượng lớn chẳng hạn như một cuộc thăm dò ý kiến.

2. Trong tự nhiên, sự phân bố kích thước của cùng vật thể được biểu diễn bằng một hàm số mũ trong nhiều trường hợp. Ví dụ, trong trường hợp các từ tiếng Anh, từ ba ký tự được sử dụng thường xuyên hơn từ bốn ký tự và việc sử dụng từ năm ký tự được giảm đáng kể (định luật Zipf). Ở Amazon, số lượng sách giá rẻ bán rất lớn, nhưng nếu số tiền tăng lên, số lượng sách bán trên 50 đô la hoặc sách trên 100 đô la sẽ giảm mạnh. Vì vậy, bán nhiều sách giá rẻ có thể sẽ lãi lớn. Đây được gọi là định luật Pareto, một định luật kinh tế phát biểu rằng, đối với nhiều sự kiện, khoảng 80% hiệu quả đến từ 20% nguyên nhân.

Trong Hình 1.22, 0.9, 0.8 và 0.6 biểu hiện khả năng hấp thụ ánh sáng của vật liệu, được xác định bởi thuộc tính của vật liệu. Nói cách khác, rất khó để giải thích các đồ thị do đồ thị thay đổi tùy thuộc vào bản chất của vật liệu. Chuẩn hóa hình dạng của đồ thị là cần thiết. Nếu xác suất bị hấp thụ là 0,9 nhưng chúng ta thay đổi hàm số mũ thành 0,1.

(I_0 : cường độ đầu vào ban đầu, I : cường độ khi đi qua độ dày L)

$$I / I_0 = (0,9)^L = (0,1)^{\alpha L}$$

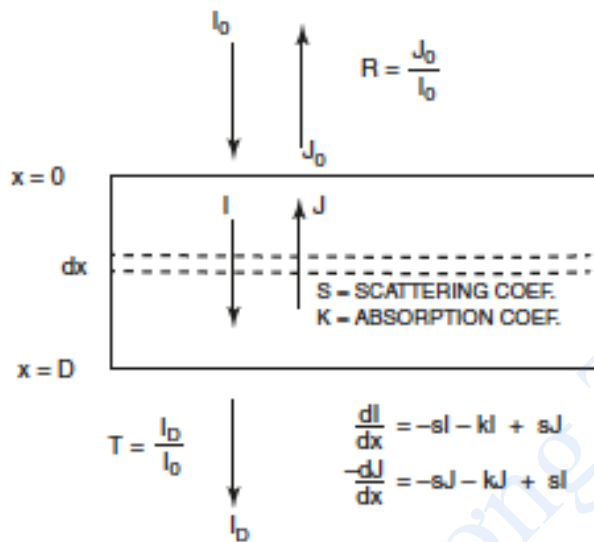
Kết quả tương tự cũng thu được khi sử dụng αL thay vì L và hàm mũ là 0,1. Tại thời điểm này, α bằng 0,9, được xác định bởi các đặc tính của vật liệu và được gọi là hệ số hấp thụ vì nó được xác định bởi xác suất hấp thụ ánh sáng.

Số mũ thường sử dụng giá trị e (hằng số tự nhiên) thay vì 0,1. Lý do sử dụng hằng số tự nhiên đơn giản là để thuận tiện cho việc tính toán sau này. Điều này là do việc sử dụng các hằng số tự nhiên làm số mũ đơn giản hóa các phép tính khi đạo hàm hoặc tích phân. Và vì e lớn hơn 1 nên $1/e = e^{-1}$.

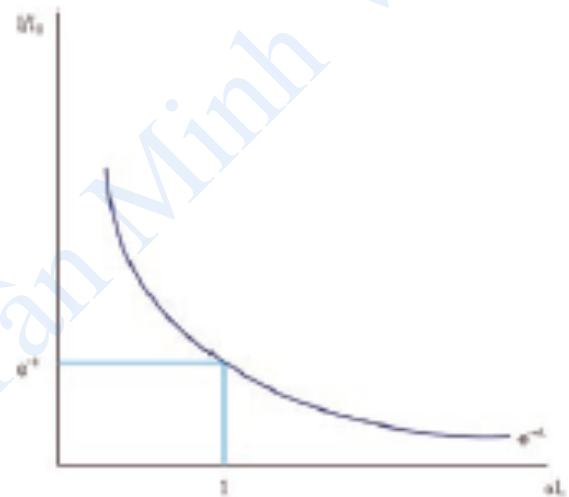
$$I / I_0 = (0,9)^L = (e^{-1}) = e^{-\alpha L}$$

Bây giờ, nếu vẽ đồ thị trong phương trình trên, có thể thấy hình bên dưới (Hình 1.23).

Khi αL bằng 1, tỉ lệ giảm của ánh sáng $I/I_0 = e^{-1}$ là khoảng 0,37. Tức là khi $\alpha L = 1$ thì độ sáng giảm bằng 37%. Vì α là hằng số phụ thuộc vào vật liệu nên lượng ánh sáng giảm bằng 37% lượng ánh sáng đi vào vật liệu theo độ sâu $L = 1/\alpha$. Độ xuyên sâu này được định nghĩa là độ xuyên sâu quang học (OPD).



Hình 1.21 Mô hình Kubelka – Munk để truyền bức xạ trong môi trường hấp thụ, đặc.



Hình 1.23 Đồ thị tỉ lệ giảm của ánh sáng khi hệ số hấp thụ được xác định là α bằng cách sử dụng hàm số mũ tự nhiên



Hình 1.22 Đồ thị tỉ lệ giảm của ánh sáng, giả sử rằng tỷ lệ hấp thụ ánh sáng của vật liệu là 0,9, 0,8, 0,6

1.3.3 Tán xạ

Sự hấp thụ xảy ra khi tần số của photon và electron bằng nhau (cộng hưởng), dẫn đến chuyển đổi năng lượng ánh sáng thành nhiệt năng. Ngược lại, hiện tượng tán xạ xảy ra khi tần số của photon và electron không trùng nhau [18]. Tán xạ là sự thay đổi hướng truyền của photon mà không bị mất năng lượng.

Tôi thích so sánh sự hấp thụ và tán xạ với bida. Nếu bi cái chạm chính xác vào bi khác, bi cái dừng lại và năng lượng của nó biến mất, trong khi bi kia hấp thụ tất cả năng lượng và bật ra. Điều này có thể được

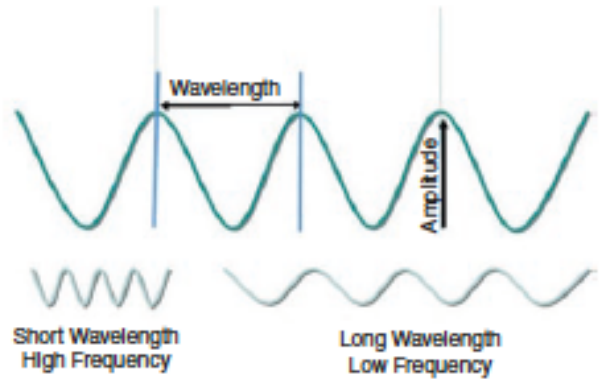
so sánh với sự hấp thụ. Ngược lại, nếu bị cái không chạm chính xác vào bì còn lại, nó có thể bật ra một cách ngẫu nhiên. Điều này có thể được so sánh với sự tán xạ. (Tất nhiên, điều này sẽ là cố ý trong bida.)

Tán xạ là do hắc tố, nhân tế bào, collagen loại I,... nhưng chủ yếu là do collagen ở lớp bì [21]. Ở bước sóng dưới 300 nm, hầu hết ánh sáng được hấp thụ bởi các thể nhiễm sắc như protein biểu bì, DNA và axit urocanic trong lớp biểu bì, và hiện tượng tán xạ không xảy ra. Ở bước sóng trên 1300 nm, hệ số hấp thụ của nước tăng lên và tia laser được hấp thụ trực tiếp trong lớp biểu bì và không xảy ra hiện tượng tán xạ. Do đó, bước sóng mà hiện tượng tán xạ xảy ra chủ yếu ở 300–1300 nm.

Sự tán xạ xảy ra tốt hơn với bước sóng ngắn hơn. Nói cách khác, sự tán xạ tỷ lệ nghịch với bước sóng ($\lambda^{3/2}$) [22]. Các bước sóng dài hơn ít có khả năng chạm phải collagen, dẫn đến sự tán xạ ít hơn và thâm nhập sâu hơn (Hình 1.24). Ngược lại, bước sóng ngắn hơn có xác suất gặp collagen cao hơn, dẫn đến tán xạ nhiều hơn và độ sâu thâm nhập nông hơn.

Theo định nghĩa về độ xuyên sâu quang học, nếu có ít tán xạ hơn liên quan nhiều photon bị hấp thụ hơn. Nếu có nhiều photon hơn, độ xuyên sâu quang học tăng lên khi số lượng photon tăng lên ở cùng một độ sâu. Do đó, khi bước sóng tăng lên, sự tán xạ giảm và mức độ xuyên ngày càng sâu (Hình 1.25). Do đó, độ sâu thâm nhập khác nhau tùy thuộc vào tia laser.

Nhưng tại sao laser Er:YAG và laser CO2 có độ xâm nhập nông hơn laser Nd: YAG mặc dù có bước sóng dài hơn? Sự khác biệt trong OPD được mô tả cho đến nay là do sự tán xạ. Dải bước sóng mà hiện tượng tán xạ xảy ra là từ 300 đến 1300 nm. Laser Er:YAG (2940 nm) và laser CO2 (10.600 nm) có bước sóng không bị ảnh hưởng bởi sự tán xạ. Bước sóng trên 1300 nm có hệ số hấp thụ đối với nước cao do đó hệ số hấp thụ quyết định OPD. Ví dụ, laser Er:YAG xuyên nông hơn vì nó có hệ số hấp thụ nước cao hơn laser CO2. Nói cách khác, ở bước sóng trên 1300 nm, nơi hệ số hấp thụ đối với nước cao, OPD trở nên nông hơn khi hệ số hấp thụ tăng lên.

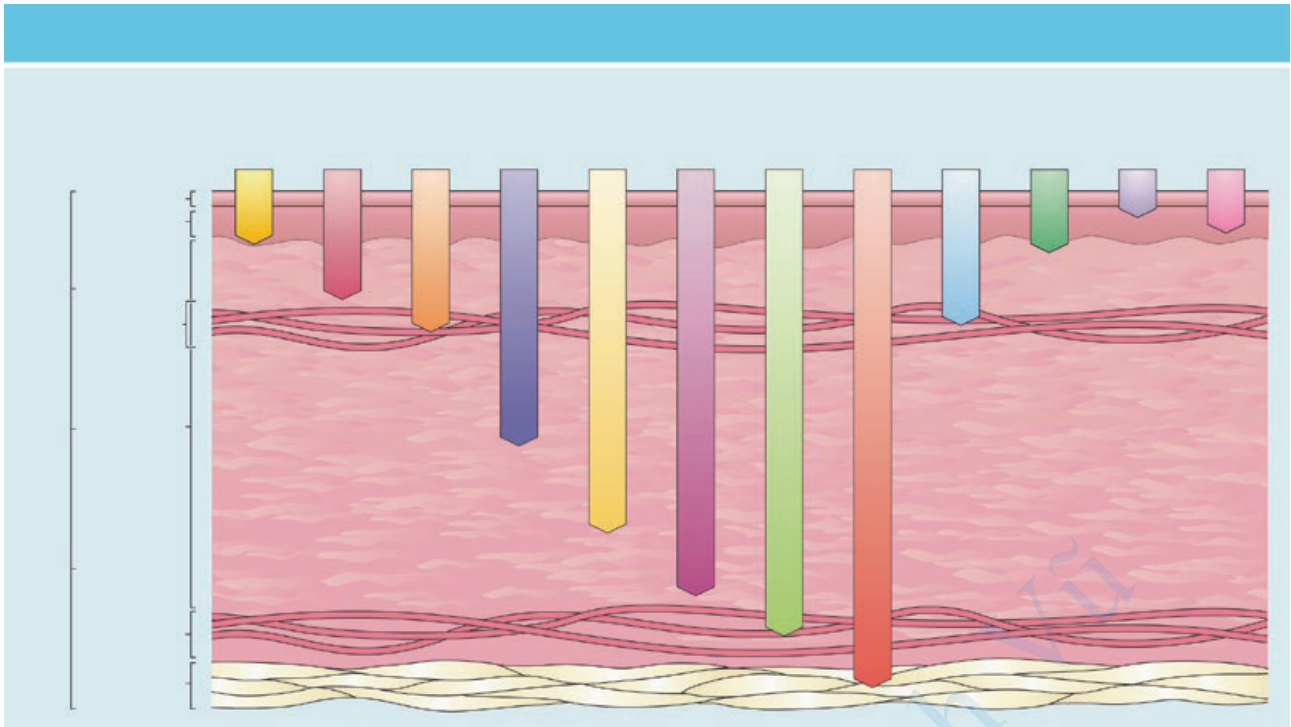


Hình 1.24 Vì ánh sáng không đổi trong chân không nên quãng đường di chuyển của photon trên một đơn vị thời gian lớn hơn ở những ánh sáng có bước sóng ngắn hơn. Chuyển động càng nhiều trên một đơn vị thời gian, tiếp xúc càng nhiều collagen và tán xạ nhiều hơn [10].

1.3.4 Kích thước điểm

Khi mô tả sự tán xạ, kích thước điểm cần được xem xét. Kích thước điểm càng lớn thì độ xuyên sâu quang học (OPD) càng sâu do hiện tượng tán xạ. Điều này có nghĩa, kích thước điểm và OPD tỷ lệ thuận. Dễ dàng nghĩ rằng khi kích thước điểm tăng lên, số lượng photon tăng lên, làm tăng số lượng photon được hấp thụ ở cùng độ sâu, dẫn đến OPD sâu hơn. Đây có vẻ như là một lời giải thích đơn giản, nhưng nói đúng ra, đó là một quan niệm sai lầm. Bởi vì OPD là một tỷ số, ngay cả khi kích thước điểm tăng lên, độ sâu sẽ không thay đổi miễn là mật độ năng lượng như nhau (đơn vị của mật độ năng lượng là J/cm², tức cũng là một tỷ số). Đúng hơn, điều này có thể được giải thích bởi hiệu ứng kích thước điểm.

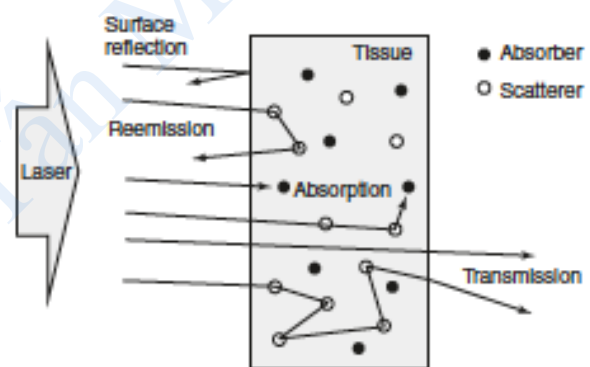
Hiệu ứng kích thước điểm còn được gọi là hiệu ứng cạnh chùm tia hay hiệu ứng phân tán chùm [18]. Như đã giải thích trước đó, bốn hiện tượng xảy ra khi các photon tiếp xúc với da. Phản xạ và khúc xạ, hấp thụ, tán xạ và dẫn truyền. Tán xạ có vẻ như là một hiện tượng riêng biệt và các photon dường như kết thúc bằng hiện tượng tán xạ, nhưng các photon tán xạ cuối cùng được hấp thụ hoặc truyền đi (Hình 1.26).



Hình 1.25 Độ xuyên sâu quang học của các tia laser khác nhau.

Bởi vì sự tán xạ và hấp thụ xảy ra theo xác suất, số lượng photon bị hấp thụ tăng lên ở trung tâm của điểm và số lượng photon bị hấp thụ giảm ở bên ngoài. Tương tự như vậy, khi các photon đi sâu hơn vào da, số lượng các photon được hấp thụ sẽ giảm đi. Độ sâu thâm nhập của laser là độ sâu mà tại đó số lượng photon trên một đơn vị diện tích giảm xuống còn e^{-1} . Ở độ sâu này, bốn còn lại trong số mười photon bị hấp thụ. Nói các điểm tương ứng với độ sâu này tạo thành một hình tam giác (Hình 1.27).

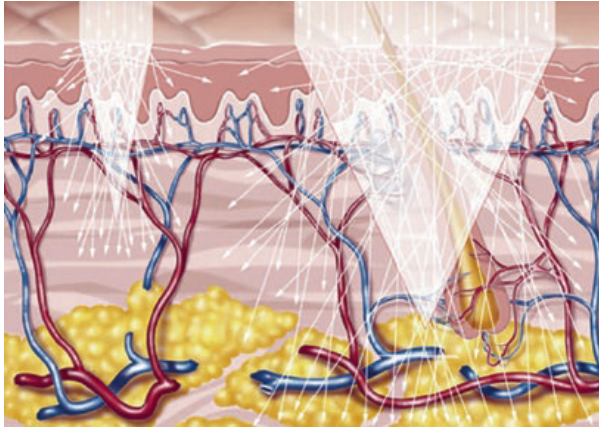
Khu vực bên ngoài tam giác là "khu vực bên ngoài OPD", có ít hơn ba trong số mười photon. Phần này sẽ không đối bất kể kích thước điểm. Tuy nhiên, kích thước điểm càng lớn thì vùng bên ngoài độ xuyên sâu của tia laser càng nhỏ [24]. Ví dụ, giả sử có một kích thước điểm lớn 1 cm^2 và một kích thước điểm nhỏ $0,5 \text{ cm}^2$, lần lượt có mười và năm photon được bắn ra và một photon nằm trong khu vực bên ngoài OPD. Tám photon sẽ bị hấp thụ bởi kích thước điểm lớn và ba photon ở kích thước điểm nhỏ (Hình 1.28). Mật độ năng lượng là số lượng photon trên một đơn vị diện tích, do đó mật độ năng lượng của laser là 10 J/cm^2 ở cả hai kích thước điểm, nhưng bên trong da, mật độ năng lượng khác nhau (tương ứng 8 J/cm^2



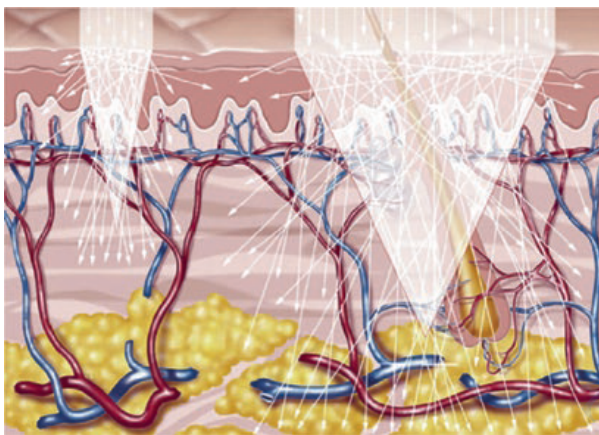
Hình 1.26 Đặc tính quang học của lớp mô trong quá trình chiếu xạ bằng ánh sáng laser.

và 6 J/cm^2). Nói cách khác, kích thước điểm càng lớn thì năng lượng thực tế trên da càng cao. Giả sử rằng với mỗi độ sâu $0,1 \text{ mm}$ mật độ năng lượng giảm đi 1 J/cm^2 do tán xạ và hấp thụ, $0,4 \text{ mm}$ là OPD của kích thước điểm 1 cm^2 và $0,2 \text{ mm}$ là OPD của kích thước điểm $0,5 \text{ cm}^2$. Kích thước điểm càng lớn, OPD càng sâu.

Tóm lại, OPD được quyết định bởi ba yếu tố (Bảng 1.8). Tức là, bước sóng càng dài, kích thước điểm càng lớn và mật độ công suất càng lớn thì OPD càng lớn. Nhưng tại sao mật độ công suất lại liên quan đến OPD mà không phải là mật độ năng lượng? Cuối cùng những gì chúng tôi muốn là sự gia tăng nhiệt độ của mô đích.



Hình 1.27 Do sự tán xạ, kích thước điểm lớn hơn sẽ thâm nhập sâu hơn.



Hình 1.28 Nếu kích thước điểm là 0,5 và 1 cm² và mật độ năng lượng đều là 10 J/cm², số lượng photon được giả thiết là 5 và 10 tương ứng.

Bảng 1.8 Các yếu tố ảnh hưởng đến OPD
Độ xuyên sâu quang học (OPD)

1. Bước sóng phụ thuộc
2. Kích thước điểm phụ thuộc
3. Mật độ công suất phụ thuộc

Ở một độ sâu nhất định (OPD), một số lượng photon nhất định (e^{-1}) phải được hấp thụ để tăng nhiệt độ. Nhưng như đã giải thích trước đó, nhiệt độ có liên quan đến thời gian. Ví dụ, mười photon đến ở 1 s và 10 photon đến ở 10s có cùng mật độ năng lượng (10 J/cm²), nhưng mật độ công suất lần lượt là 10 W/cm² và 1 W/cm², dẫn đến nhiệt độ tăng cao hơn ở phần trước. Do đó, tôi tin rằng mật độ công suất chứ không phải mật độ năng lượng ảnh hưởng đến OPD.

1.4 Hấp thụ

1.4.1 Tính đơn sắc và Thể nhiễm sắc

Như đã mô tả trước đó, trong số bốn đặc tính của laser, tôi nghĩ tính đơn sắc là quan trọng nhất. Laser có một bước sóng cụ thể tùy thuộc vào môi trường laser. Nói cách khác, laser là tia đơn sắc. Tính đơn sắc rất quan trọng vì hệ số hấp thụ. Hệ số hấp thụ phụ thuộc vào thể nhiễm sắc và bước sóng.

Trước khi xem xét các hệ số hấp thụ, trước tiên hãy xem xét các thể nhiễm sắc. Thể nhiễm sắc (Chromophore) là “các thành phần của da có thể hấp thụ một số ánh sáng nhất định” [2]. Ba thể nhiễm sắc chính của da là melanin, hemoglobin (Hb) và nước. Ngoài ra, mực xăm cũng được coi là thể nhiễm sắc.

Lưu ý rằng lớp biểu bì chỉ chứa melanin và nước, trong khi lớp bì chỉ chứa hemoglobin và nước. Tất nhiên, trong các bệnh rối loạn sắc tố da như ABNOM (bớt Hori), bớt Ota và hình xăm, lớp bì có thể có melanin hoặc mực xăm, nhưng về cơ bản, lớp biểu bì thiếu hemoglobin như một thể nhiễm sắc và lớp bì thiếu melanin như một thể nhiễm sắc (Bảng 1.9).

Bảng 1.9 Thể nhiễm sắc của biểu bì và bì

Da	Thể nhiễm sắc
Lớp biểu bì	Melanin, nước
Lớp bì	Hemoglobin, nước, (mực in, melanin,)

Các thể nhiễm sắc và bước sóng tương ứng như sau: Thể nhiễm sắc của ánh sáng UV chủ yếu là DNA, protein và nước; và thể nhiễm sắc của ánh sáng nhìn thấy là melanin, hemoglobin, oxyhemoglobin, hemosiderin, bilirubin, carotenoid và cytochrome. Thể nhiễm sắc của ánh sáng hồng ngoại gần là melanin, hemoglobin, oxyhemoglobin và cytochrome trong khi thể nhiễm sắc của ánh sáng hồng ngoại trung bình là nước và lipid và thể nhiễm sắc của ánh sáng hồng ngoại xa là nước [2].

1.4.2 Hệ số hấp thụ

Một số thể nhiễm sắc có tỷ lệ hấp thụ ánh sáng đặc trưng. Tỷ lệ hấp thụ ánh sáng đặc trưng này là hệ số hấp thụ. Ví dụ, melanin, hemoglobin và nước đều có tỷ lệ hấp thụ ánh sáng khác nhau. Điều này sẽ được giải thích chi tiết trong “Chương 3”. Ngoài ra, hệ số hấp thụ không chỉ phụ thuộc vào thể nhiễm sắc mà còn phụ thuộc vào bước sóng [24].

Hệ số hấp thụ phụ thuộc vào bước sóng và thể nhiễm sắc (Hình 1.29). Ví dụ, khi một tia laser ruby 694 nm phát ra 1000 photon, 90 photon được hấp thụ trong thể nhiễm sắc melanin và một photon được hấp thụ trong thể nhiễm sắc hemoglobin. Có thể nhiễm sắc hấp thụ tốt hơn tùy thuộc vào bước sóng. Ngược lại, có bước sóng được hấp thụ tốt hơn phụ thuộc vào thể nhiễm sắc [24].

Vì bước sóng được xác định khi mua thiết bị laser, chúng ta nên mua loại laser phù hợp với thể nhiễm sắc mà chúng ta muốn. Ví dụ, đối với điều trị mạch máu, cần sử dụng tia laser có bước sóng 500–600 nm với hệ số hấp thụ cao đối với hemoglobin. Điều trị các tổn thương sắc tố và triệt lông bằng laser, cần dùng laser ruby hoặc laser alexandrite với hệ số hấp thụ melanin cao.

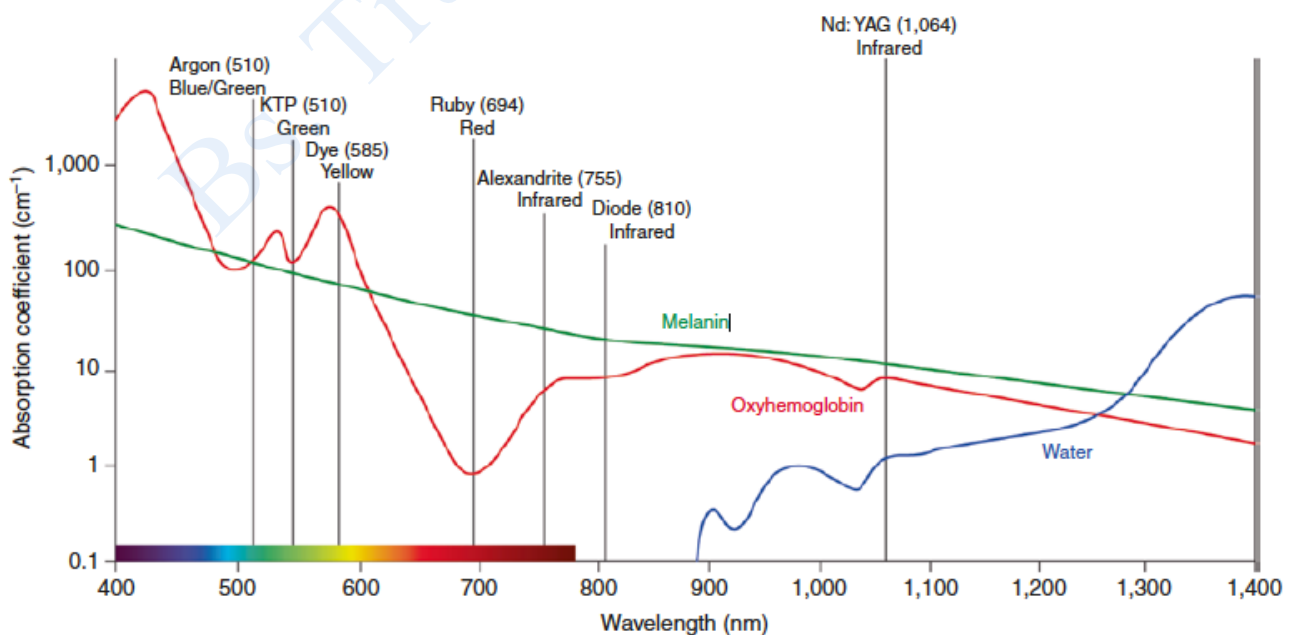
1.5 Tương tác Laser-Mô

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 hóa thành nhiệt năng. Khi chuyển thành nhiệt, nhiệt độ của thể nhiễm sắc tăng lên. Điều gì xảy ra với da khi nhiệt độ của chất mang màu tăng lên?

Khi nhiệt độ tăng lên trên da, các hiện tượng khác nhau diễn ra. Theo thứ tự từ nhiệt độ thấp đến cao: biến tính protein, bay hơi của nước, cacbon hóa, bay hơi ... [8]. Những thay đổi nhìn thấy được là sùi trắng, tăng phân tán của mô, hoá đen, tăng khả năng hấp thụ của mô, và tạo ra khói và khí. Các thay đổi cơ học là làm khô, tổn thương và bào mòn.

Tương tác giữa laser-mô (hiệu ứng) có thể được phân thành ba loại: Hiệu ứng quang nhiệt, hiệu ứng quang cơ và hiệu ứng quang hóa.

Hiệu ứng quang nhiệt đề cập đến sự tương tác giữa laser-mô bằng các hiện tượng đông tụ, hóa hơi, cacbon hóa, nóng chảy [25]. Ví dụ, quá trình đông tụ và hình thành vảy khi điều trị đốm nâu bằng laser xung dài hoặc IPL, hoặc hóa hơi bằng laser CO₂ được coi là hiệu ứng quang nhiệt.



Hình 1.29 Đường cong hấp thụ cho các bước sóng và các thể nhiễm sắc khác nhau

Các hiệu ứng quang cơ biểu hiện sự tương tác giữa laser-mô bằng các hiện tượng hình thành plasma, sóng xung kích, tạo bóng khí, tia [25]. Ví dụ, vỡ mạch máu dẫn đến ban xuất huyết bởi laser PDL 585-nm và sự phá vỡ các melanosome và tổn thương tế bào hắc tố bằng laser Q-switched và quá trình xóa hình xăm bằng laser được coi là hiệu ứng quang cơ.

Hiệu ứng quang hóa bao gồm liệu pháp laser mức độ thấp (LLLT) sử dụng diode phát sáng (đèn LED) hoặc laser He-Ne, liệu pháp quang động (PDT) sử dụng chất cảm quang và laser excimer đối với bệnh bạch biến.

Trước đây, chúng tôi đã phân loại tương tác giữa laser-mô thành ba loại, nhưng chặt chẽ hơn thì nó có thể được chia thành năm loại (Bảng 1.10). Tùy thuộc vào tài liệu laser, hiệu ứng tạo plasma bóc tách và hiệu ứng phá vỡ do ánh sáng đôi khi được coi giống như hiệu ứng quang cơ, trong khi kích thích sinh học được coi là một hiệu ứng riêng biệt, nhưng trong các tài liệu laser khác, nó được coi là một phần của hiệu ứng quang hóa.

Trong điều kiện nào thì ba hiệu ứng này sẽ xảy ra?

Các hiệu ứng khác nhau xảy ra tùy thuộc vào độ dài xung và mật độ công suất (Hình 1.30). Khi độ dài xung tính bằng giây và mật độ công suất thấp, hiệu ứng quang hóa xảy ra. Khi độ dài xung tính bằng mili giây và mật độ công suất khoảng $1-10^3 \text{ W/cm}^2$, hiệu ứng quang nhiệt xảy ra. Khi độ dài xung tính bằng nano giây và mật độ công suất lớn hơn 10^{11} W/cm^2 , hiệu ứng quang cơ xảy ra. Đây được gọi là “quy tắc của một micro giây” vì hiệu ứng quang cơ và quang nhiệt được phân chia dựa trên $1 \mu\text{s}$, thường là 10^{-6} s [2].

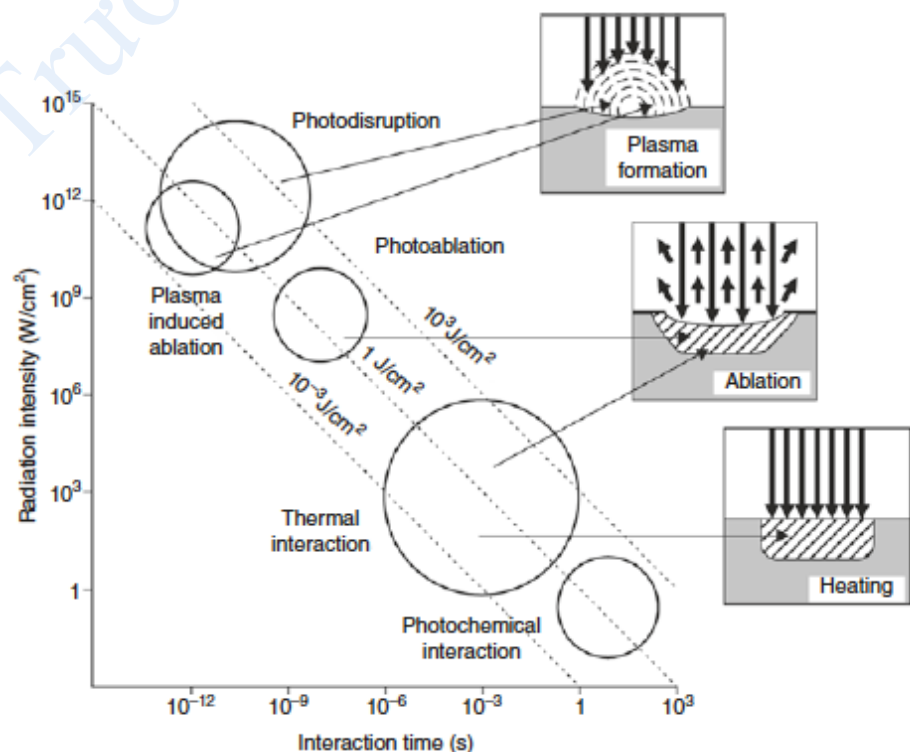
Bảng 1.10 Các loại tương tác Laser- Mô

Tương tác Laser- Mô

1. Hiệu ứng tạo plasma bóc tách
2. Hiệu ứng phá vỡ do ánh sáng
3. Hiệu ứng bào mòn do ánh sáng
4. Hiệu ứng quang nhiệt
5. Hiệu ứng quang hoá (kích thích sinh học)

Nói cách khác, sự tương tác giữa laser-mô phụ thuộc vào mối tương quan giữa độ dài xung và mật độ công suất. Ngay cả khi độ dài xung ngắn 10^{-6} s nhưng mật độ công suất thấp đến 10^{-3} W/cm^2 , sẽ không có hiệu ứng xảy ra. Ngay cả khi độ dài xung cao tới

Hình 1.30 Tương tác giữa laser và mô. Các vòng tròn chỉ ra các thông số laser cho mỗi lần tương tác.



10^3 s nhưng mật độ công suất cao tới 10^6 W/cm², thì chỉ có các tác dụng phụ như bỏng sẽ xảy ra. 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 như trong *Hình 1.30*. Các đường chấm chéo cho thấy cùng 1 J/cm² nhưng tùy thuộc vào độ dài xung và mật độ công suất, các hiệu ứng quang hóa, quang nhiệt và quang cơ có thể xảy ra [25]. Do đó, việc tăng mật độ năng lượng đơn thuần không tạo ra hiệu ứng quang cơ ở loại laser biểu hiện hiệu ứng quang nhiệt. Chi tiết sẽ được giải thích trong “Chương 2”.

1.6 Lý thuyết về Quang nhiệt chọn lọc

Năm 1983, Richard R. Anderson và John A. Parrish công bố lý thuyết về quá trình quang nhiệt có chọn lọc trong Khoa học [26]. Mục tiêu cuối cùng của quá trình laser trên da là cung cấp năng lượng laser chính xác đến một thể nhiễm sắc cụ thể (hoặc mô đích) của da mà không làm tổn thương mô xung quanh [21]. Như chúng ta đã thấy trong hệ số hấp thụ trước đó, trước đây chúng ta nghĩ rằng chúng ta có thể đạt được mục tiêu cuối cùng này bằng cách chọn bước sóng có hệ số hấp thụ trong mô đích cao hơn so với mô xung quanh. Nhưng trên thực tế, điều này đã không xảy ra.

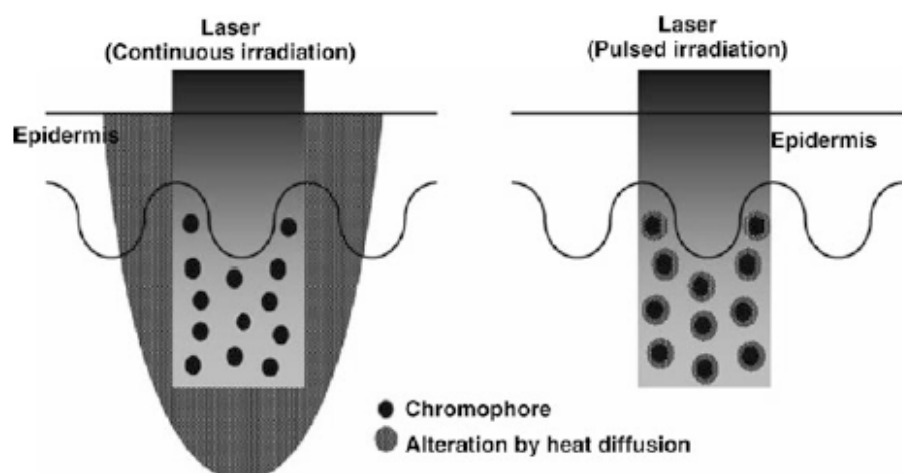
Vào những năm 1960, laser argon 510-nm được sử dụng để xử lý bớt rượu vang (PWS). Các tia laser Argon được cho là thích hợp cho điều trị mạch máu vì có hệ số hấp thụ

cao đối với hemoglobin, nhưng trên thực tế, chúng ảnh hưởng đến các mô xung quanh và làm bỏng chúng. Laser argon là sóng liên tục có hệ số hấp thụ cao đối với hemoglobin, làm tăng nhiệt độ trong mạch máu một cách chọn lọc, nhưng khi nhiệt lan tỏa, nhiệt độ của các mô xung quanh tăng lên, dẫn đến bỏng [28]. Mặt khác, chiếu xạ ngắn với sóng dạng xung cho thấy chỉ có các mạch máu bị tổn thương và tổn thương của các mô xung quanh được giảm thiểu (*Hình 1.31*) [14]. Nói cách khác, "sự khuếch tán nhiệt" là một vấn đề. Để giải thích hiện tượng này, Richard R. Anderson đã trình bày lý thuyết về quá trình quang nhiệt có chọn lọc. Chúng ta hãy xem xét kỹ hơn lý thuyết về quá trình quang nhiệt có chọn lọc.

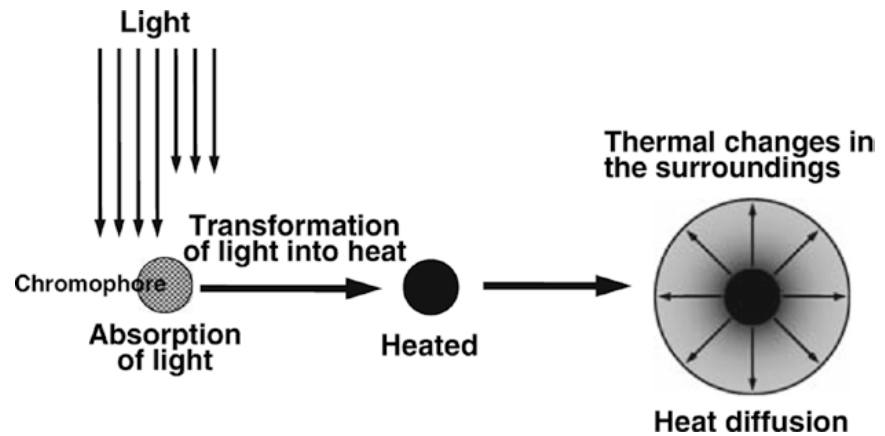
Trong quá trình chiếu xạ laser, năng lượng ánh sáng được mục tiêu hấp thụ được chuyển thành nhiệt năng. Mô đích truyền nhiệt đến mô xung quanh (khuếch tán nhiệt, giãn nhiệt), làm giảm nhiệt độ của mô đích (*Hình 1.32*). Quá trình này cần thời gian và nhiệt được giới hạn trong mô đích trong quá trình chiếu xạ laser. Lý thuyết về quang nhiệt có chọn lọc hiệu đơn giản là “khi một lượng nhỏ năng lượng ánh sáng được chiếu xạ trong một thời gian ngắn, năng lượng ánh sáng được hấp thụ bởi mô đích chỉ được sử dụng để tăng nhiệt độ của mô đích và không truyền nhiệt cho các mô xung quanh”. Điều này có thể thực tế không?

Richard R. Anderson đã đo nhiệt độ của mô đích và mô xung quanh trong quá trình điều trị bằng laser (*Hình 1.33*) [26]; 75°C là nhiệt độ mục tiêu mà tại đó protein biến tính

Hình 1.31 Một sơ đồ cho thấy sự khác biệt giữa các liệu pháp laser thông thường sử dụng chiếu xạ liên tục và quá trình quang nhiệt chọn lọc khi sử dụng chiếu xạ dạng xung.



Hình 1.32 Sơ đồ biểu hiện những thay đổi của thể nhiễm sắc sau khi chiếu xạ ánh sáng có thể hấp thụ bởi thể nhiễm sắc.



để tạo ra hiệu ứng mong muốn. Không có sự thay đổi trong mô khi dưới nhiệt độ mục tiêu. T_0 là nhiệt độ trước khi chiếu tia laser. T_1 , T_2 là nhiệt độ trong quá trình chiếu tia laser, và T_3 , T_4 , T_5 , T_6 là nhiệt độ sau khi chiếu tia laser.

Nhiệt độ của mô đích vượt quá nhiệt độ mục tiêu (75°C) cùng thời điểm vượt qua T_1 và T_2 . Trong quá trình chiếu tia laser, nhiệt được giới hạn trong mô đích, do đó không có sự thay đổi nhiệt độ trong các mô xung quanh. Sau khi chiếu tia laser, T_3 , nhiệt độ của mô đích giảm xuống và mô đích truyền nhiệt đến mô xung quanh, làm tăng nhiệt độ của mô xung quanh. Theo thời gian, T_4 , T_5 và T_6 , nhiệt độ của mô đích giảm dần trong khi nhiệt độ của mô xung quanh tăng dần, nhưng mô xung quanh không bao giờ đạt đến nhiệt độ mục tiêu (75°C). Kết luận, chỉ có mô đích vượt quá nhiệt độ mục tiêu (75°C) và mô xung quanh không đạt đến nhiệt độ mục tiêu (75°C).

1.6.1 Thời gian giãn nhiệt

Khoảng thời gian ngắn này là khi nào (T_2)? Nó liên quan đến cái gì? Xét theo lý thuyết vật lý, thời gian ngắn này (T_2) có liên quan đến thời gian dẫn nhiệt hoặc thời gian khuếch tán nhiệt của mô đích. Thời gian ngắn này (T_2) được định nghĩa là thời gian giãn nhiệt (thermal relaxation time, TRT). Điều này sẽ được giải thích sau trong “Chương 3”.

Thời gian giãn nhiệt (TRT) cũng giảm theo cấp số nhân. Do đó, định nghĩa của TRT cũng có thể được định nghĩa là thời gian để

nhiệt độ vùng lõi giảm xuống 63% ($e^{-1} = 0,37$). Ngoài ra, một số tài liệu laser định nghĩa TRT là thời gian để nhiệt độ vùng lõi giảm xuống 50% theo hàm logarit, không phải 63%.

Các nghiên cứu vật lý cho thấy TRT có liên quan đến các biến số sau:

$$T_r = d^2 / gk$$

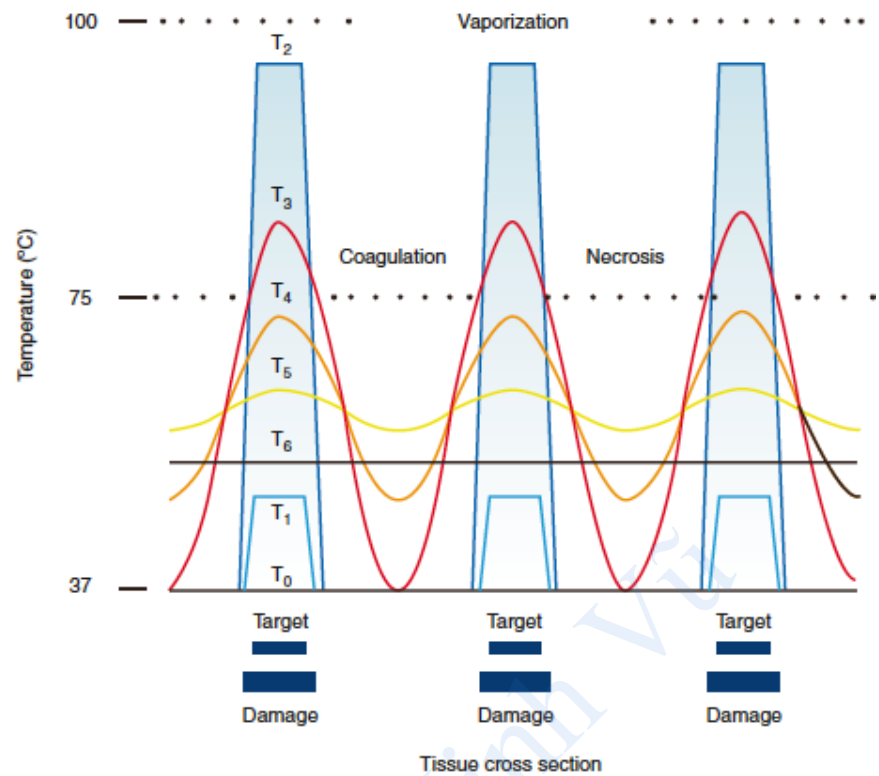
T_r : thời gian giãn nhiệt, d : độ dày hoặc đường kính của mục tiêu, g : hệ số hình học, k : độ khuếch tán nhiệt.

g là hệ số hình học được biết đến là 24–27 nếu mô đích là hình cầu, 16 đối với hình trụ [26] và 8 đối với mặt phẳng [26, 29]. Nói cách khác, nhiệt độ giảm chậm dần theo thứ tự hình cầu, hình trụ và mặt phẳng. Ví dụ, các mặt phẳng như lớp biểu bì nguội chậm hơn 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, TRT càng lớn và nhiệt độ giảm càng chậm. Ngược lại, mô càng nhỏ thì TRT càng nhỏ và nhiệt độ giảm càng nhanh [30]. Hiện tượng này dễ dàng quan sát thấy trong cuộc sống hàng ngày. Ví dụ, nước hầm kim chi trong nồi sẽ nguội từ từ vì nó lớn, nhưng nếu bạn dùng thìa để hầm kim chi, nó sẽ nguội nhanh vì nó nhỏ.

TRT có thể được tính toán theo đường kính của các kích thước khác nhau (Bảng 1.11). Một hiện tượng thú vị được nhìn thấy. Ví dụ, TRT của các mô có đường kính 0,1–1,0 μm tương ứng với nano giây từ 10^{-7} đến 10^{-9} giây và các thành phần của da tương ứng với đường kính này là các bào quan dưới tế bào như melanosome.

Hình 1.33 Sơ đồ biểu diễn nhiệt độ trong quá trình quang nhiệt chọn lọc: T_0 , trước khi tiếp xúc với tia laser (nhiệt độ cơ thể); T_1 , trong khi tiếp xúc với tia laser (làm nóng mục tiêu nhanh có chọn lọc); T_2 , khi kết thúc tiếp xúc với tia laser (các mục tiêu bị tổn thương không hồi phục); T_3 , sau một thời gian giãn nhiệt sau xung laser (làm mát mục tiêu, làm nóng mô xung quanh); T_4 , sau hai thời gian giãn nhiệt sau xung laser; T_5 , sau năm thời gian giãn nhiệt sau khi phát xung laser; và T_6 , mô từ từ trở lại trạng thái cân bằng nhiệt với môi trường xung quanh.



TRT của các mô có đường kính 10 μm tương ứng với micro giây ở 10^{-5} s và các thành phần của da tương ứng với đường kính này là các tế bào như RBCs. TRT của các mô có đường kính 100–1000 μm tương ứng với mili giây ở 10^{-1} đến 10^{-3} s và các thành phần của da tương ứng với đường kính này là các cấu trúc da như mạch máu hoặc lớp biểu bì [26].

Tóm lại, việc điều trị các thành phần trong tế bào như melanosome đòi hỏi tia laser có khả năng chiếu xạ trong nano giây, để điều trị các tế bào như RBCs cần micro giây và điều trị các cấu trúc như lớp biểu bì cần mili giây [26]. Nói cách khác, nên sử dụng các tia laser có độ dài xung khác nhau tùy thuộc vào kích thước của mô đích (*Bảng 1.12*).

Thời gian giãn nhiệt (TRT) cần nhớ

Các TRT cần nhớ khi thực hiện điều trị da bằng laser trong *Bảng 1.13*.

Một điều cần lưu ý là TRT biểu bì. TRT của biểu bì, mạch máu và nang lông đều tính bằng mili giây, vì vậy khi điều trị lớp bì (điều trị mạch máu và triệt lông bằng laser), biểu bì có thể bị tổn thương. Vì vậy, việc làm mát biểu bì là rất cần thiết.

Bảng 1.11 TRT và các thành phần của da theo kích thước

Mục tiêu hình cầu (đường kính μm)	TRT (s)	Vùng thời gian và thành phần của da
0.1	3×10^{-9}	Vùng nano giây hoặc xung ngắn hơn theo kích thước bào quan (melanosome)
1.0	3×10^{-7}	
10	3×10^{-5}	Vùng micro giây hoặc xung ngắn hơn theo kích thước tế bào cụ thể (RBC)
100	3×10^{-3}	Vùng mili giây hoặc xung ngắn hơn cho cấu trúc nhỏ và không có mạch máu (biểu bì)
1000	3×10^{-1}	

Bảng 1.12 Các thành phần của da theo độ dài xung

Vùng thời gian	Thành phần của da
Nano giây (ns)	Kích thước bào quan (melanosome)
Micro giây (μs)	Kích thước tế bào cụ thể (RBC)
Mili giây (ms)	Cấu trúc nhỏ và không có mạch máu (biểu bì)

Bảng 1.13 TRT cần nhớ

TRT cần nhớ	
Melanosome	$<1 \mu\text{s}$ (250-1000 ns)
Hình xăm	20 ns- 3 ms
Melanocyte	1-30 μs
Lớp đáy	0.4 ms
Biểu bì	2 ms (1-10 ms)
Mao mạch	4.5 ms (100 : 100 μm tương ứng với kích thước mạch máu nhỏ nhất nhìn thấy được)
Nang lông	40 ms (10-100 ms)
Nước	$<1 \text{ ms}$ trong laser CO_2 1 μs trong Er:YAG

1.6.2 Độ dài xung (PD) so với TRT

Cho đến bây giờ, chúng tôi đã xem xét lại TRT. Nhưng trên thực tế, những gì chúng ta thực sự điều chỉnh không phải là TRT, mà là độ dài xung (pulse duration, PD). Mỗi 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 ($\text{TRT} < \text{PD}$, hình giữa trong *Hình 1.34*). Đây là trường hợp nhiệt độ của T_3 không giảm và ở trên T_2 . Trong trường hợp này, có khả năng nhiệt độ xung quanh có thể tăng cao hơn nhiệt độ mục tiêu (75°C). Tức là, nó có thể không chỉ làm tổn thương mô đích mà còn có thể gây tổn thương cho các mô xung quanh. Đó là một tác dụng phụ không mong muốn. Tương tự, chiếu xạ với năng lượng cao, bất kể độ dài xung cũng có thể gây tổn thương mô xung quanh do T_2 tự tăng cao. Một vấn đề khác là nhiệt độ của mô đích có thể vượt quá nhiệt độ mà tác dụng phụ xảy ra (ví dụ: 100°C). Riêng nhiệt độ này có thể gây ra các tác dụng phụ [21].

Thứ hai, PD ngắn hơn TRT ($\text{TRT} > \text{PD}$, hình bên phải trong *Hình 1.34*). Đây là trường hợp khi chiếu tia laser được hoàn thành ở T_1 . Bởi vì nhiệt độ của T_1 thấp, nhiệt độ xung quanh sẽ không đạt đến nhiệt độ mục tiêu (75°C), nhưng mô đích cũng sẽ không đạt được nhiệt độ mục tiêu (75°C). Có nghĩa là, cả mô đích và các mô xung quanh đều không bị tổn thương. Sẽ không có tác dụng phụ, nhưng cũng không có hiệu quả [21]. Tuy nhiên, hiệu ứng quang cơ có thể

được sử dụng với laser Q-switched. Vì laser Q-switched có độ dài xung rất ngắn (nano giây), chúng không thể điều trị trực tiếp các tế bào sừng hoặc tế bào hắc tố có TRT rất dài (TRT 1–30 μs). Tuy nhiên, các melanosome (TRT 250–1000 ns) có thể bị phát nổ để gián tiếp phá hủy các tế bào sừng hoặc tế bào hắc tố để gây hoại tử.

Thứ ba, PD và TRT bằng nhau ($\text{TRT} = \text{PD}$, hình bên trái trong *Hình 1.34*). Chỉ 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 tạo ra. Điều này là do, đầu tiên, kích thước của mô đích không đồng nhất, tức là TRT không đồng nhất. Thứ hai, công thức tính từ TRT dựa trên phương trình nhiệt tổng quát, trong đó nhiệt độ không phải là nhiệt độ tuyệt đối. Vì vậy, thời gian ngắn mà chúng ta muốn (T_2) và TRT không hoàn toàn giống nhau. Do đó, sẽ an toàn nếu rút ngắn PD sao cho gần bằng hoặc ngắn hơn TRT một chút. Trong trường hợp này, hiệu ứng quang nhiệt được áp dụng.

Tóm lại, một PD gần bằng hoặc ngắn hơn nên được dùng khi sử dụng hiệu ứng quang nhiệt để chỉ điều trị mô đích. Khi sử dụng hiệu ứng quang cơ, có thể điều trị ngay cả với PD ngắn hơn nhiều so với TRT (*Bảng 1.14*). Kết luận, nên sử dụng một PD gần bằng hoặc ngắn hơn so với TRT ($\text{TRD} \geq \text{PD}$).

Khi sử dụng hiệu ứng quang nhiệt, so với TRT, PD nên ngắn bao nhiêu để có hiệu quả? Điều này không được đề cập trong các tài liệu về laser, nhưng trong các tài liệu về điều trị mạch máu, hiệu quả được nhìn thấy ngay cả khi PD bằng 1/10 TRT [21]. Đây là lý do tại sao tôi nghĩ sẽ không hiệu quả nếu PD ngắn hơn 1/10 TRT.

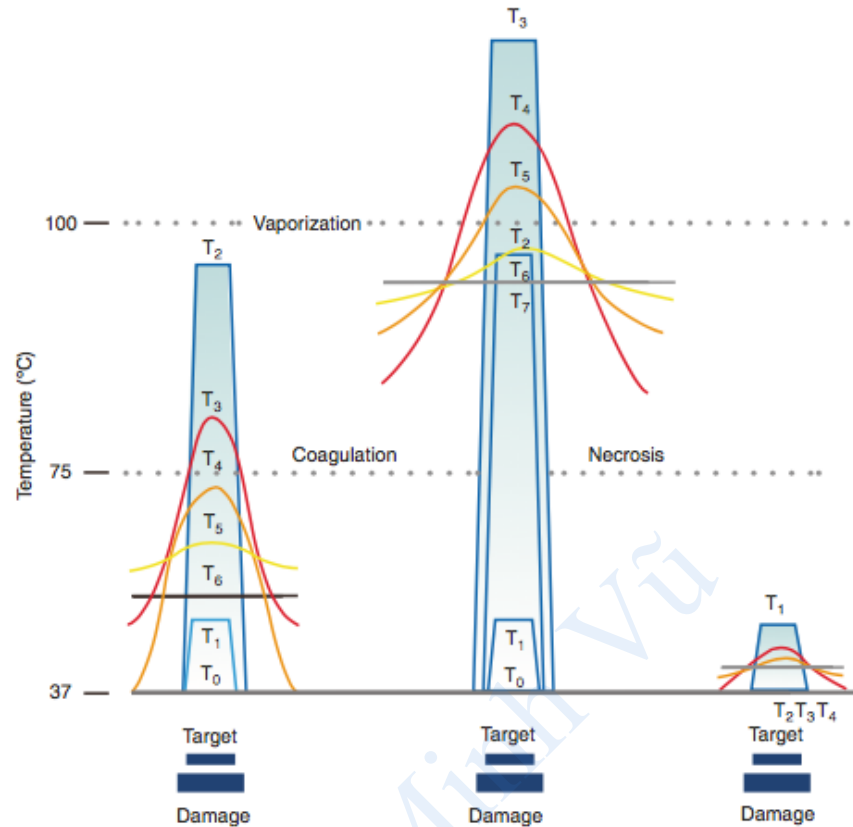
Bảng 1.14 Mỗi quan hệ giữa PD và TRT theo tương tác laser-mô

Tương tác laser-mô	Mối quan hệ giữa PD và TRT
Hiệu ứng quang nhiệt	$\text{TRT} \geq \text{PD}$
Hiệu ứng quang cơ	$\text{TRT} \gg \text{PD}$

* $\text{TRT} \geq \text{PD}$

Hình 1.34 Sự thay đổi nhiệt độ theo độ dài xung.

- (Trái) PD và TRT bằng nhau ($TRT = PD$).
- (Giữa) PD dài hơn TRT ($TRT < PD$) hoặc năng lượng cao.
- (Phải) PD ngắn hơn TRT ($TRT > PD$).



1.6.3 Ba thông số trong lý thuyết quang nhiệt chọn lọc

Lý thuyết của quá trình quang nhiệt chọn lọc như sau: Đầu tiên, chọn bước sóng có hệ số hấp thụ của mô đích (thể nhiễm sắc) cao hơn so với mô xung quanh. Thứ hai, PD phải bằng hoặc ngắn hơn TRT của mô đích. Thứ ba, như đã đề cập ở trên, phải có đủ năng lượng (hoặc mật độ năng lượng) để làm tổn thương mô đích trong khi vẫn bảo tồn mô xung quanh [21].

Ví dụ cụ thể trong lý thuyết về quang nhiệt chọn lọc được áp dụng cho da như sau. (1) Vì các mạch máu có kích thước 10–100 μm có TRT từ 1–3 ms, nên sử dụng laser nhuộm xung 585-nm (PDL) với hệ số hấp thụ cao, với PD được đặt ở mức 450 μs . (2) Các melanosome có kích thước 0,5–1 μm , và TRT tương ứng là 250–1000 ns, do đó, sử dụng laser ruby Q-switched hoặc laser alexandrite Q-switched có hệ số hấp thụ cao đối với hắc tố, PD của mỗi tia laser được đặt lần lượt là 40 ns và <1 μs [21].

1.7 Định nghĩa các thông số

Ý nghĩa của các thông số được tóm tắt trong *Bảng 1.15*.

Có tổng cộng sáu thông số laser mà chúng ta phải xác định. Cho đến nay, chúng tôi đã xem lại định nghĩa của bước sóng, độ dài xung và kích thước điểm. “Quá trình thoái hóa mô,” nghĩa là tần số, sẽ được giải thích trong “Chương. 3 và 7”.

Tiếp theo, chúng tôi sẽ xem xét mật độ năng lượng và làm mát bề mặt.

Bảng 1.15 Ý nghĩa các thông số

Thông số	Ý nghĩa
Bước sóng	Loại và độ sâu của thể nhiễm sắc
Độ dài xung	Kích thước của thể nhiễm sắc
Kích thước điểm	Vị trí của thể nhiễm sắc
Mật độ năng lượng	Điểm kết thúc lâm sàng
Tần số	Quá trình thoái hóa mô
Làm mát bề mặt	Bảo vệ biểu bì (ví dụ, tổn thương mạch máu, tẩy lông)

1.8 Các điểm kết thúc lâm sàng

Mật độ năng lượng có thể được xác định theo công thức sau [32], việc tính toán rất khó và không được tính toán trong thực tế.

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

ΔT : mức tăng nhiệt độ của mục tiêu.

μ_a : hệ số hấp thụ,

F_z : mật độ năng lượng cục bộ dưới bề mặt.

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 : độ dài xung laser,

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

Việc quan sát các thay đổi của da trong hoặc sau khi chiếu xạ laser thường xác định được mật độ năng lượng phù hợp. Đây được gọi là điểm kết thúc lâm sàng [33]. Trong đầu, bạn nên hình dung các hiện tượng diễn ra bên trong da, cho từng thời điểm kết thúc lâm sàng. Các điểm kết thúc lâm sàng và các nguyên nhân có thể có của mỗi điểm kết thúc lâm sàng được mô tả ở trên (Bảng 1.16).

Làm sạm màu hoặc biến mất - Đông máu hoặc mạch máu, laser PDL 585-nm với 450 μ s sử dụng hiệu ứng quang cơ để điều trị mạch máu. Điểm kết thúc lâm sàng là ban xuất huyết (vỡ mạch). Mặt khác, PDL 595-nm với mili giây sử dụng hiệu ứng quang nhiệt để điều trị các mạch máu. Quan sát có thể thấy sạm màu (hình thành cục máu đông) hoặc mạch máu có thể biến mất (đông mạch máu). Năng lượng quá mức có thể dẫn đến sự đổi màu xám hoặc trắng (hoại tử) (Hình 1.35–1.39).

Sau thủ thuật laser, chúng ta chỉ có thể nhìn thấy điểm kết thúc lâm sàng. Đây là lý do tại sao chúng ta cần nghĩ về nguyên nhân, ngược lại. Chúng ta nên quan sát cẩn thận những thay đổi trên da sau liệu trình 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 lưu lượng.

Bảng 1.16 Các điểm kết thúc lâm sàng và nguyên nhân tương ứng

Laser	Điểm kết thúc lâm sàng
Laser mạch máu	. Ban xuất huyết — Vỡ mạch máu . Sạm màu hoặc biến mất — Đông máu hoặc mạch máu . Đổi màu xám và trắng — dấu hiệu của hoại tử
Laser sắc tố	. Sạm màu và ban đỏ xung quanh— Biến tính protein, microvacuole . Làm trắng ngay lập tức—bóng nhỏ, phân tán Mie . Đốm xuất huyết — Vỡ mạch
Laser triệt lông	. Ban đỏ quanh nang lông, phù nề — Tổn thương quanh lông . Rụng ra . Đổi màu xám hoặc trắng —dấu hiệu của hoại tử
Laser không bào mòn	. Ban đỏ?
Laser bào mòn	. Xám — Đông máu . Sạm màu —cacbon hóa . Biến mất— bay hơi
Quang nhiệt phân đoạn	Không có điểm kết thúc lâm sàng

1.9 Làm mát bề mặt

Mục đích chính của việc làm mát bề mặt là để bảo vệ lớp biểu bì trong quá trình điều trị lớp bì như điều trị mạch máu, triệt lông bằng laser và laser không bào mòn. Các photon đi từ bên ngoài da vào lớp biểu bì và sau đó đến lớp bì, tức là, các photon đầu tiên đến lớp biểu bì và sau đó mới đến lớp bì. Trong quá trình điều trị lớp bì, sự hấp thụ photon của biểu bì có thể không gây ảnh hưởng gì ở lớp bì hoặc có thể gây ra tác dụng phụ do tăng nhiệt độ biểu bì quá cao. Làm mát biểu bì được thực hiện để ngăn chặn điều này. Nó cũng có thể được sử dụng để giảm đau hoặc phù nề.

Làm mát bề mặt có thể được chia thành làm mát trước, làm mát song song và làm mát sau dựa trên thời điểm chiếu tia laser [2]. Làm lạnh trước chủ yếu sử dụng cryogen phun làm mát (CSC hoặc làm mát động).



Hình 1.35 Đốm nâu trước khi điều trị bằng laser



Hình 1.36 Sự đổi màu xám và ban đỏ xung quanh của đốm nâu ngay sau khi điều trị bằng xung laser Q-switch Nd: YAG 532-nm



Hình 1.37 Thay đổi ở vảy của đốm nâu trong 24 giờ sau điều trị bằng xung laser Q-switch Nd: YAG 532-nm

Một ví dụ về làm mát song song là đầu sapphire, nước luân chuyển để làm mát đầu tay cầm. Đây chủ yếu là cách làm mát ưa thích cho laser xung dài. Làm mát sau được sử dụng để giảm đau và phù nề hơn là ảnh hưởng đến hiệu quả của tia laser [24].



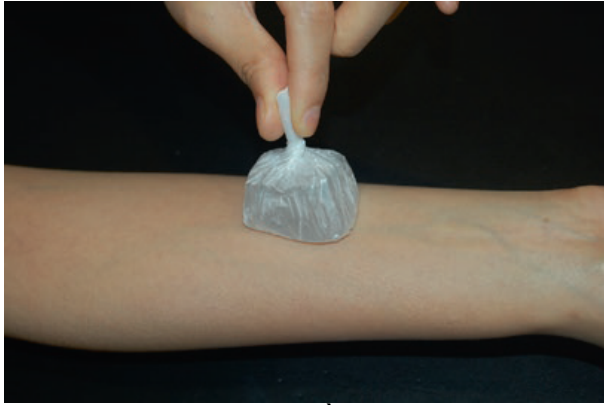
Hình 1.38 Sạm màu và hồng ban xung quanh ở nevus sau laser alexandrite xung dài 755-nm



Hình. 1.39 Ban xuất huyết nhỏ sau khi điều trị nevus of Ota bằng laser Q-switch Nd: YAG 1064-nm

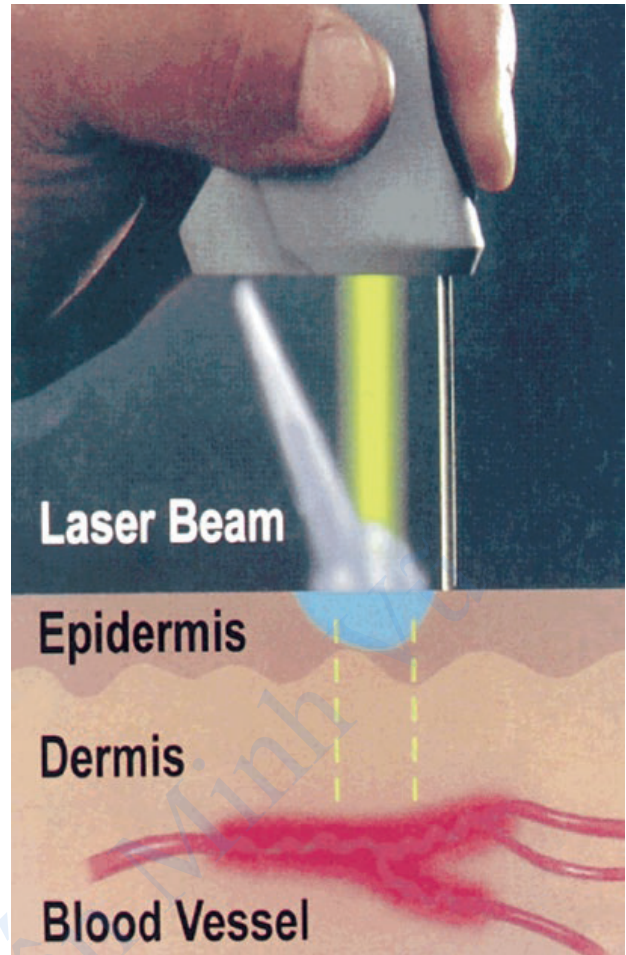
Đá viên có thể được sử dụng như một phương pháp đơn giản để làm mát biểu bì. Nếu một cục nước đá tiếp xúc với da trong 10 s, nhiệt độ của da có thể giảm xuống 10°C (Hình 1.40) [4].

Làm mát bề mặt cũng có thể được chia thành làm mát dẫn truyền, làm mát bay hơi và làm mát đối lưu tùy thuộc vào nguyên tắc làm mát [8]. Làm mát dẫn truyền còn được gọi là làm mát tiếp xúc, như đầu sapphire làm mát bằng cách tiếp xúc trực tiếp. Làm mát bay hơi làm giảm nhiệt độ của da khi chất làm lạnh bay hơi bởi CSC (Hình 1.41). Làm mát đối lưu sử dụng không khí lạnh để làm mát da.



Hình 1.40 Làm mát da bằng đá

Ưu và nhược điểm của từng loại như sau. Làm mát dẫn truyền là kinh tế vì không cần chi phí duy trì nhưng không thích hợp cho các quy trình yêu cầu nhiệt độ cao do hiệu quả làm mát thấp. Làm mát bay hơi có hiệu quả làm mát mạnh, nhưng có chi phí duy trì. Và bởi vì thời gian phun rất ngắn nên không phù hợp khi độ dài xung dài. Làm mát đối lưu có hiệu quả và rẻ tiền khi điều trị các vùng rộng như triệt lông bằng laser ở cánh tay và chân, nhưng khó áp dụng cho mặt vì bệnh nhân khó thở khi sử dụng gần mũi của bệnh nhân.



Hình 1.41 Thiết bị làm mát động phát ra cryogen vài mili giây trước xung laser.

1.10 Kết luận

1.10.1 Nguyên lý của Liệu pháp Laser

Kim Bumsoo, người tạo ra Kakao Talk, cho biết, "Bản chất của điện thoại thông minh là giao tiếp." Tương tự như vậy, điều quan trọng là phải hiểu "bản chất" của một đối tượng hoặc hiện tượng. Để nắm được bản chất, người ta phải có thể định nghĩa nó trong một câu đơn giản để ngay cả trẻ em cũng có thể hiểu được.

Bây giờ chúng ta sẽ tóm tắt những gì chúng ta đã đánh giá về laser trong một câu.

Nguyên tắc điều trị bằng laser là:

1. sử dụng tia laser, là một ánh sáng có bước sóng đơn,
2. lựa chọn bước sóng, độ dài xung, và kích thước điểm tương ứng với thể nhiễm sắc,
3. mà không ảnh hưởng đến các mô xung quanh,

4. tăng nhiệt độ của thể nhiễm sắc một cách có chọn lọc,
5. để tạo ra những thay đổi trong thể nhiễm sắc, chẳng hạn như biến tính protein, hóa hơi, cacbon hóa, v.v.

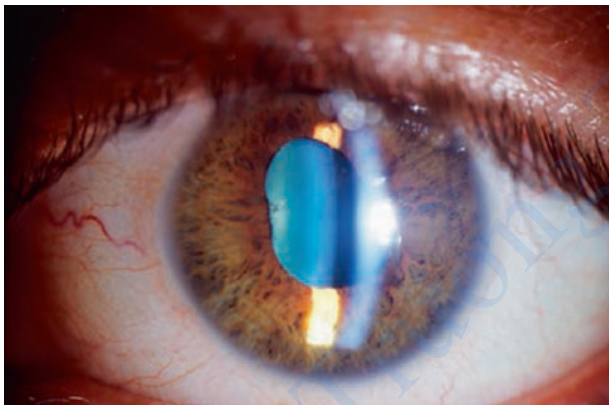
Chọn lọc / Ánh sáng / Nhiệt / Ly giải

Vậy bản chất của điều trị bằng laser là gì? Các từ khóa là gì? Tôi nghĩ "chọn lọc" là từ khóa. Nói cách khác, có những cách khác để tăng nhiệt độ một cách có chọn lọc. Đây là cơ sở lý thuyết cho việc sử dụng radiofrequency (RF), needle RF và sóng siêu âm trong điều trị da. Chiến lược tăng nhiệt độ có chọn lọc sẽ được thảo luận trong "Chương 3".

1.10.2 Nhận xét của tác giả

Cho đến nay, chúng tôi đã xem xét các nguyên lý của laser để điều trị bằng laser. Nhưng quan trọng hơn điều trị là ngăn ngừa các tác dụng phụ và biến chứng. Mặc dù cuốn sách này không đề cập đến nội dung liên quan đến “tác dụng phụ và biến chứng của laser,” việc nghiên cứu phần này là rất cần thiết.

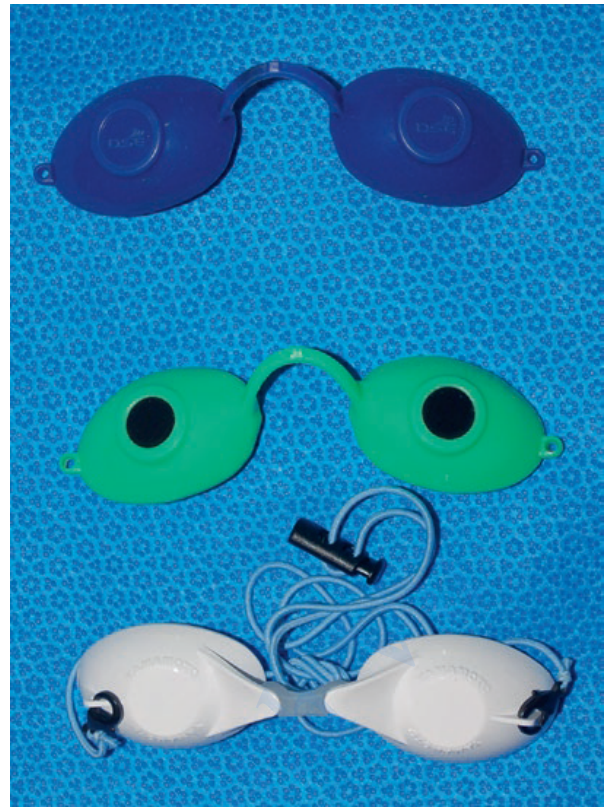
Một biến chứng quan trọng mà tôi muốn đề cập là mắt, đặc biệt là mù (Hình 1.42). Dù tác dụng phụ và biến chứng do điều trị bằng laser có nghiêm trọng đến đâu thì chúng cũng không liên quan đến cuộc sống của bệnh nhân. Tuy nhiên, mù lòa gây ra những cơn đau dữ dội và không thể hồi phục cho bệnh nhân. Do đó, mắt của bệnh nhân không được chiếu tia và phải sử dụng kính bảo hộ khi điều trị các tổn thương quanh mí mắt (Hình 1.43). Bác sĩ dùng laser cũng nên đeo kính an toàn (Hình 1.44).



Hình 1.42 Tổn thương đồng tử ở mắt trái sau khi triệt lông mày bằng laser diode.

Tài liệu tham khảo

1. Issa MCA, Tamura B (2018) Lasers, lights and other technologies. Springer
2. Allemann IB, Goldberg DJ (2011) Basics in dermatological laser applications. Karger Medical and Scientific Publishers
3. Raulin C, Karsai S (2011) Laser and IPL technology in dermatology and aesthetic medicine. Heidelberg: New York
4. Goldsmith LA, Katz SI, Gilchrist BA, Paller AS, Leffell DJ, Wolff K et al (2012) Fitzpatrick's dermatology in general medicine. McGraw-Hill Professional



Hình 1.43 Các loại kính bảo hộ mắt dành cho bệnh nhân



Hình 1.44 Các loại kính an toàn laser khác nhau dành cho các bác sĩ dùng laser. Nd: YAG, alexandrite, PDL và laser Excimer (Từ trên xuống dưới)

5. Song SD (1999) Basic principles and applications of lasers (Korean). CheungMookGak, Seoul
6. Lee CW (2011) Optics and lasers (Korean). Gongju University Press, Gongju
7. Bologna J, Schaffer JV, Cerroni L (2018) Dermatology. Elsevier
8. Kauvar A, Hruza G (2005) Principles and practices in cutaneous laser surgery. CRC Press
9. Berlien H-P (2003) Applied laser medicine. Springer Science & Business Media
10. Lee W (2008) Principles of IPL and its uses (Korean). MD World, Seoul
11. Karsai S, Pfirrmann G, Hammes S, Raulin C (2008) Treatment of resistant tattoos using a new generation Q-switched Nd: YAG laser: influence of beam profile and spot size on clearance success. *Lasers Surg Med* 40(2):139–145
12. Park SH, Yeo WC, Koh WS, Park JW, Noh NK, Yoon CS (2014) Laser dermatology plastic surgery, 2nd edn (Korean). Koonja, Seoul
13. Jelínková H (2013) Lasers for medical applications: diagnostics, therapy and surgery. Elsevier
14. Franck P, Henderson PW, Rothaus KO (2016) Basics of lasers: history, physics, and clinical applications. *Clin Plast Surg* 43(3):505–513
15. Jeong JY (2010) Clinical skin care (Korean). MD World, Seoul
16. Anderson RR, Parrish JA (1981) The optics of human skin. *J Invest Dermatol* 77(1):13–19
17. Niemz M (2019) Laser-tissue interactions. Springer International Publishing
18. Goldman MP (2006) Cutaneous and cosmetic laser surgery. Mosby Elsevier, Philadelphia, PA
19. Zipf's law: Wikipedia; [cited 2020 1 March]. Available from: https://en.wikipedia.org/wiki/Zipf%27s_law
20. Maxwell-Boltzmann distribution: Wikipedia Available from: https://en.wikipedia.org/wiki/Maxwell%E2%80%93Boltzmann_distribution
21. Stratigos A, Dover JS (2000) Overview of lasers and their properties. *Dermatol Ther* 13(1):2–16
22. Nouri K (2018) Lasers in dermatology and medicine: dermatologic applications. Springer International Publishing
23. Gold MH (2007) Lasers and light sources for the removal of unwanted hair. *Clin Dermatol* 25(5):443–453
24. Carroll L, Humphreys TR (2006) LASER-tissue interactions. *Clin Dermatol* 24(1):2–7
25. Niemz MH (2007) Laser-tissue interactions. Springer, New York
26. Anderson RR, Parrish JA (1983) Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science* 220(4596):524–527
27. Watanabe S (2008) Basics of laser application to dermatology. *Arch Dermatol Res* 300(1):21–30
28. Parrish JA, Anderson RR, Harrist T, Paul B, Murphy GF (1983) Selective thermal effects with pulsed irradiation from lasers: from organ to organelle. *J Invest Dermatol* 80(Suppl):75s–80s
29. Altshuler GB, Anderson RR, Manstein D, Zenzie HH, Smirnov MZ (2001) Extended theory of selective photothermolysis. *Lasers Surg Med* 29(5):416–432
30. Brazzini B, Hautmann G, Ghersetich I, Hercogova J, Lotti T (2001) Laser tissue interaction in epidermal pigmented lesions. *J Eur Acad Dermatol Venereol* 15(5):388–391
31. Kang WH (2013) Treatment strategies for pigmentation disorders in skin (Korean). Hansol Medical, Seoul
32. Keyvan N (2012) Lasers in dermatology and medicine. Springer-Verlag, London
33. Wanner M, Sakamoto FH, Avram MM, Chan HH, Alam M, Tannous Z et al (2016) Immediate skin responses to laser and light treatments: therapeutic endpoints: how to obtain efficacy. *J Am Acad Dermatol* 74(5):821–833. quiz 34, 33
34. Alora MBT, Anderson RR (2000) Recent developments in cutaneous lasers. *Lasers Surg Med* 26(2):108–118
35. Shulman S, Bichler I (2009) Ocular complications of laser-assisted eyebrow epilation. *Eye* 23(4):982–983