

Nghiên cứu tính toán liều của laser công suất thấp trong điều trị vết thương mạn tính

Nguyễn Minh Hoàng^{1*}, Huỳnh Việt Dũng¹, Đỗ Khoa Bình¹,
Nguyễn Nhật An¹, Phạm Nam Sơn¹, Vũ Hải Phong²,
Phan Hồng Nhựt Thịnh¹, Vũ Thị Thanh Mai¹, Trần Ngọc Dũng¹

¹Viện Vật lý Y Sinh học, Viện Khoa học và Công nghệ quân sự, 109A Pasteur, quận 1, TP. Hồ Chí Minh, Việt Nam;

²Tổng công ty Ba Son - Tổng cục công nghiệp Quốc Phòng, 2 Tôn Đức Thắng, Quận 1, TP. Hồ Chí Minh, Việt Nam.

*Corresponding author: nmhoangmta@gmail.com

Nhận bài: 04/9/2024; Hoàn thiện: 12/11/2024; Chấp nhận đăng: 15/11/2024; Xuất bản: 06/12/2024.

DOI: <https://doi.org/10.54939/1859-1043.j.mst.FEE.2024.135-141>

TÓM TẮT

Vết thương mạn tính là những vết thương không tiến triển theo quá trình lành thương thông thường, có thời gian lành chậm hoặc không thể lành thương, thường gặp có thể kể đến loét tỳ đè, loét do tiểu đường, loét mạch máu,... gây nên sự đau đớn, ảnh hưởng đến sức khỏe, tâm lý, kinh tế bệnh nhân và tạo áp lực cho các cơ sở y tế trong điều trị. Laser công suất thấp (LCST) được chứng minh là một phương pháp hiệu quả trong điều trị các vết thương mạn tính bằng cách hỗ trợ đẩy nhanh giai đoạn viêm, kích thích tăng sinh và lành thương. Tuy nhiên, để đáp ứng được yêu cầu điều trị, cần đảm bảo cung cấp đúng liều điều trị cần thiết (mật độ năng lượng laser). Nghiên cứu này thiết lập một mô hình tính toán khả năng hấp thụ và lan truyền của laser trong mô da ở vùng lưng và gót chân với những cấp độ tổn thương khác nhau, với mục đích hỗ trợ việc tính toán liều điều trị, nâng cao hiệu quả, và tối ưu quy trình điều trị các vết thương mạn tính.

Từ khóa: Laser công suất thấp; Vết thương mạn tính; Liều điều trị.

1. ĐẶT VẤN ĐỀ

Vết thương mạn tính (VTMT) là những vết thương không tiến triển một cách bình thường và có trật tự hoặc không thể phục hồi được tính toàn vẹn về mặt giải phẫu và chức năng sau ba tháng [1]. Quá trình chữa lành vết thương gồm bốn giai đoạn: cầm máu/đông máu, viêm, tăng sinh và tái cấu trúc. VTMT thường có giai đoạn viêm kéo dài và không thể kết thúc được. Hiện nay, những tổn thương mạn tính như loét tỳ đè, loét do tiểu đường,... là phổ biến, các báo cáo cho biết tại Hoa Kỳ và Châu Âu tỷ lệ mắc VTMT trong cộng đồng khoảng 2%, gây ra những tác động xấu về mặt tâm lý và tạo nên những gánh nặng về kinh tế, xã hội [2]. Do đó, việc nghiên cứu chữa lành các VTMT đang là vấn đề được quan tâm cả ở Việt Nam và trên thế giới [1, 2].

Hiện nay, việc điều trị VTMT đã đạt được nhiều bước tiến đáng kể. Tùy thuộc vào loại và mức độ tổn thương sẽ có những phương pháp điều trị khác nhau, thường là kết hợp nhiều phương pháp điều trị như: liệu pháp ngoại khoa, liệu pháp kháng sinh, sử dụng yếu tố tăng trưởng chọn lọc, băng vết thương, liệu pháp áp lực âm, oxy cao áp, laser trị liệu,... [3-5]. Trong đó, LCST là một liệu pháp không xâm lấn, có hiệu quả cao trong điều trị các VTMT, vết thương diện rộng [6].

Hiệu quả của LCST được quyết định bởi nhiều yếu tố liên quan đến liều điều trị, đặc điểm mô tổn thương và giai đoạn lành thương. Các phân tử vật chất bên trong mô sống sau khi được hấp thụ năng lượng từ các photon laser sẽ xảy ra hiệu ứng kích thích sinh học, mang lại các biến đổi ở cấp độ tế bào, mô và toàn bộ cơ thể [7]. Hiệu ứng kích thích sinh học xảy ra khi mật độ công suất tác động ở mức $10^{-4} - 10^0$ W/cm² với thời gian tương tác từ vài giây đến vài chục phút.

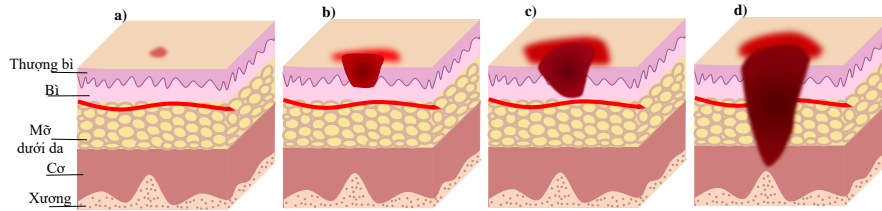
Việc nghiên cứu tương tác của ánh sáng với mô cơ thể đã được thực hiện ở Việt Nam và trên thế giới trong nhiều năm qua. Các nghiên cứu này thường hướng đến đối tượng da có cấu trúc nguyên vẹn [8-10], riêng với những đối tượng là da bị tổn thương còn tương đối hạn chế. Nghiên cứu này được thực hiện nhằm mô tả tương tác của laser lên từng loại tổn thương ở vị trí lưng và

gót bàn chân, tương ứng với các mức độ tổn thương được phân loại.

2. NGUYÊN LIỆU VÀ PHƯƠNG PHÁP

2.1. Đặc điểm của vết thương mạn tính

VTMT gồm nhiều loại, được phân thành các cấp độ khác nhau. Trong nghiên cứu này, chúng tôi tập trung vào tổn thương mạn tính do áp lực (loét tì đè). Theo hội đồng tư vấn loét Quốc gia Hoa kỳ (năm 2007) loét tì đè được phân thành bốn cấp độ (độ) như mô tả ở hình 1 [11].



Hình 1. Các cấp độ điển hình của loét tì đè a) cấp độ I, b) cấp độ II, c) cấp độ III và d) cấp độ IV.

Ở cấp độ I, da có thể đỏ và đau, cứng hoặc mềm hơn vùng mô lân cận nhưng không bị rách hay đứt. Ở cấp độ II, da bị rách và mòn đi hoặc hình thành vết loét, thường đau và nhạy cảm. Cấp độ III, tổn thương lan sâu hơn vào mô bên dưới da, tạo thành hố, có thể đến lớp mỡ. Cấp độ IV, vết loét ăn sâu vào cơ và xương và gây ra tổn thương rộng, có thể xảy ra tổn thương các mô gân và khớp. Tổn thương độ III và IV có thể gây nhiễm trùng nghiêm trọng [11].

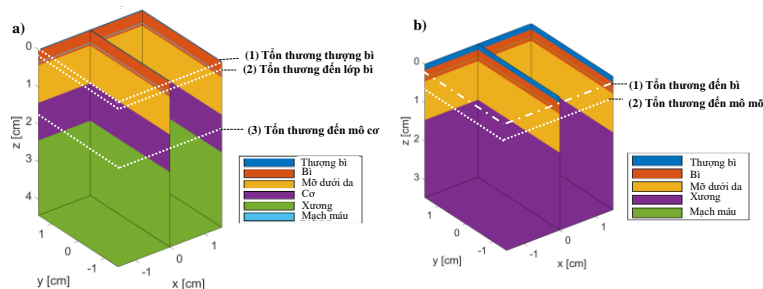
2.2. Phương pháp mô phỏng

Phương pháp Monte Carlo là một phương pháp phổ biến và hiệu quả được sử dụng để mô phỏng sự lan truyền ánh sáng trong mô sinh học dựa trên phương trình RTE [10, 12]. Trước đây, các bộ giải thường đơn giản, đòi hỏi phải tính toán lặp đi lặp lại nhiều lần, dẫn đến mất rất nhiều thời gian xử lý. Để giải quyết vấn đề này, Matlab được lựa chọn sử dụng trong nghiên cứu này, nó cho phép mô phỏng sự truyền ánh sáng trong mô một cách nhanh chóng và chính xác [12].

Nguồn laser đầu vào được mô phỏng bằng cách phát các gói photon và tính toán đường đi của chúng trong khối mô, sử dụng các số được tạo giả ngẫu nhiên để xác định vị trí và quỹ đạo của gói photon ban đầu cũng như độ dài đường đi giữa các sự kiện tán xạ và góc tán xạ. Khi các gói photon lan truyền giữa các voxel, chúng gửi một phần năng lượng (trọng lượng) của chúng vào voxel. Phần năng lượng lắng đọng này sẽ được tích lũy bằng số trong ma trận 3 chiều [12].

2.3. Xây dựng mô hình

Nghiên cứu này được thực hiện trên hai vùng da: lưng và gót chân với những cấp độ tổn thương khác nhau. Hình 2a mô tả mô da vùng lưng ở trạng thái bình thường/tổn thương độ I; ở cấp độ II, lớp thượng bì bị tổn thương và mất đi; ở cấp độ III, tổn thương đi sâu vào lớp bì (sâu 0.22 cm từ bề mặt); cấp độ IV, tổn thương vào đến mô cơ (sâu 1.42 cm từ bề mặt). Trong đó, những mô bị tổn thương được xem là mất hoàn toàn và được tính toán thay thế bằng lớp không khí.



Hình 2. a) Mô hình da vùng lưng và b) gót chân và minh họa những cấp độ tổn thương.

Tương tự, hình 2b mô tả mô hình da gót chân với 4 lớp: thượng bì, bì, mỡ dưới da và xương, ở cấu trúc gót bàn chân không có lớp cơ. Những tổn thương sẽ được mô tả tương ứng với ba cấp độ tổn thương của loét ti đê gồm: tổn thương độ I, cấu trúc nguyên vẹn; tổn thương độ II mất phần thượng bì và độ III tổn thương đến mô mỡ (sâu 0.65 cm từ bề mặt) [13].

Các thông số được sử dụng trong mô phỏng của từng mô được trình bày trong bảng 1 và bảng 2.

Bảng 1. Thông số quang học của mô lưng người [10, 14, 15].

	Thượng bì	Bì	Mỡ dưới da	Cơ	Máu	Xương
Độ dày (cm)	0.02	0.4	1	1	0.01	2
Độ hấp thụ μ_a (cm ⁻¹)	9.4	0.7	0.7	1.32	3.9	0.2
Độ tán xạ μ_s (cm ⁻¹)	555	306	172	89.6	1884	80
Hệ số dị hướng g	0.9	0.9	0.9	0.9	0.9	0.9
Chiết suất n	1.34	1.37	1.4	1.36	1.39	1.55

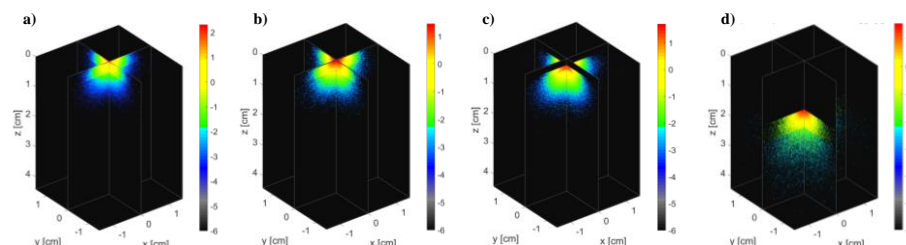
Bảng 2. Thông số quang học của mô da gót bàn chân [10, 14-16].

	Thượng bì	Bì	Mỡ dưới da	Máu	Cơ	Xương
Độ dày (cm)	0.15	0.2	1	0.01	-	2
Độ hấp thụ μ_a (cm ⁻¹)	4.3	2.7	0.128	3.9	-	0.2
Độ tán xạ μ_s (cm ⁻¹)	107	187	125.5	1884	-	80
Hệ số dị hướng g	0.79	0.82	0.9	0.9	-	0.9
Chiết suất n	1.5	1.4	1.44	1.39	-	1.55

* Trong không khí, hệ số hấp thụ và tán xạ rất nhỏ, được xem như không đáng kể.

3. KẾT QUẢ, THẢO LUẬN

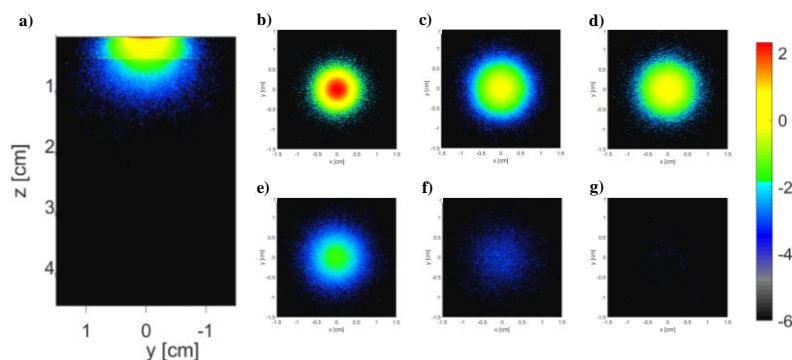
Kết quả khi chiếu xạ laser bước sóng 633 nm, bán kính chùm Gaussian 0.25 cm vào các mô hình da lưng với 4 cấp độ tổn thương được thể hiện trong hình 3, logarit của mật độ xác suất hấp thụ đã được chuẩn hóa theo công suất đầu vào: $\log(A(x,y,z))$ (cm⁻³), được ghi lại đối với da vùng lưng bình thường/tổn thương độ I, độ II, độ III và độ IV.



Hình 3. Mật độ xác suất hấp thụ đã được chuẩn hóa dưới dạng hàm logarit: $\log(A(x,y,z))$ đối với da vùng lưng a) bình thường/tổn thương độ I, b) bị tổn thương độ II, c) độ III và d) độ IV.

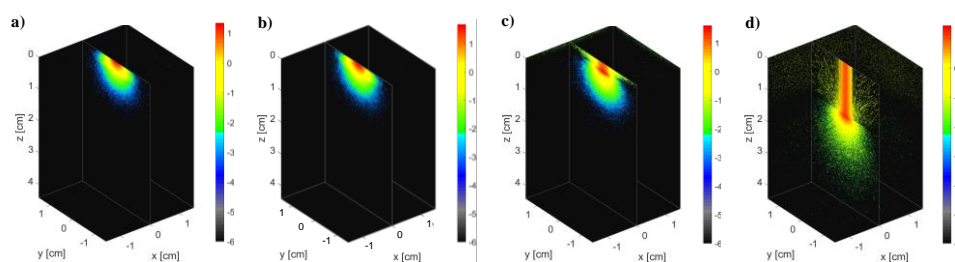
Kết quả cho thấy ở mô da bình thường/tổn thương độ I, ở độ sâu 1 cm, $A(x,y,z)$ có giá trị khoảng 10^{-4} cm⁻³ (hình 3a). Đối với mô bị tổn thương độ II và III, $A(x,y,z)$ có giá trị khoảng 10^{-4} cm⁻³ tại lớp mỡ dưới da (hình 3b,c) ứng với độ sâu 1.2 cm. Tổn thương cấp độ IV cho thấy sự hấp thụ mạnh ở phần còn lại của cơ; ở xương, ánh sáng bị hấp thụ một phần và có sự phân bố vùng hấp thụ rộng trong không gian mô phòng (hình 3d).

Hình 4a cho thấy phân bố mật độ xác suất hấp thụ theo độ sâu z đã chuẩn hóa. Tại bề mặt (hình 4b) $A(x,y,z)$ cao nhất khoảng 10^2 cm⁻³ ở vùng tâm tia laser. Hình 4c ($z = 0.25$ cm, tại lớp bì), và 4d ($z = 0.35$ cm, tại mạch máu) cho thấy có sự mở rộng vùng hấp thụ theo mặt cắt ngang (x,y), với bán kính vùng hấp thụ khoảng 1 cm so với ở bề mặt là 0.75 cm (hình 4b). Ở độ sâu 0.25 cm và 0.35 cm (hình 4c,d) mật độ xác suất hấp thụ $A(x,y,z)$ có giá trị lớn nhất đạt khoảng 10^1 cm⁻³ và suy yếu ở lớp mỡ (hình 4e-f). Đến lớp cơ, $z = 1.5$ cm, $A(x,y,z)$ giảm dần về dưới 10^{-6} cm⁻³ (hình 4g).



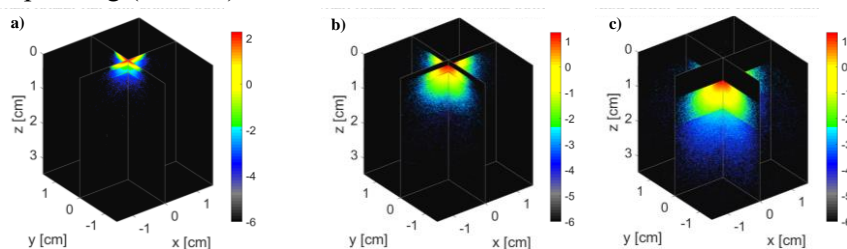
Hình 4. Mật độ xác suất hấp thụ đã được chuẩn hóa dưới dạng hàm logarit: $\log(A(x,y,z))$ ở b) bề mặt, c) $z = 0.25$ cm d) $z = 0.35$ cm, e) $z = 0.5$ cm, f) $z = 1.0$ cm và g) $z = 1.5$ cm (tính từ bề mặt da) đối với da có cấu trúc nguyên vẹn.

Thông lượng dòng của photon là xác suất di chuyển của photon trên một đơn vị diện tích trong một đơn vị thời gian. Trong nghiên cứu này, thông lượng dòng photon được chuẩn hóa theo công suất đầu vào $F(x,y,z)$ (cm^{-2}). Kết quả tính toán đối với bốn mô hình tổn thương ở da vùng lưng cho thấy thông lượng dòng photon giảm dần khi đi sâu vào mô da.



Hình 5. Thông lượng dòng của photon đã được chuẩn hóa dưới dạng hàm logarit: $\log(F(x,y,z))$ đối với da vùng lưng a) bình thường/tổn thương độ I, b) độ II, c) độ III và d) độ IV.

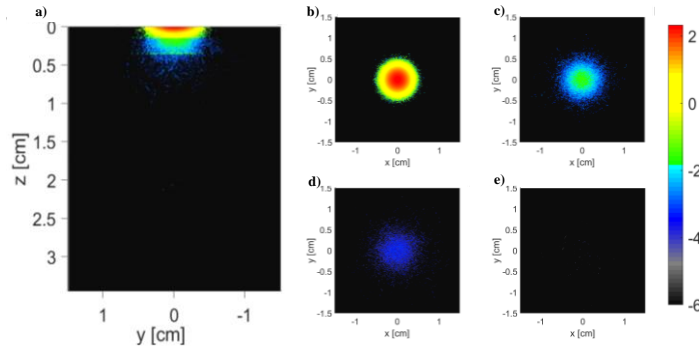
Trong trường hợp không tổn thương/tổn thương độ I (hình 5a), $F(x,y,z)$ có giá trị lớn nhất vào khoảng 10^1 cm^{-2} và giảm dần về dưới 10^{-6} cm^{-2} khi xuống đến mô cơ. Đối với tổn thương độ II,III, trong không khí, $F(x,y,z)$ đạt khoảng 10^1 cm^{-2} và cũng dừng lại ở lớp cơ. Riêng với vết thương độ IV khi đến lớp cơ, photon vẫn có sự lan truyền mạnh, $F(x,y,z)$ khoảng $10^{-1}-10^1 \text{ cm}^{-2}$ và chỉ dừng lại khi đi vào lớp xương (hình 5d).



Hình 6. Mật độ xác suất hấp thụ đã được chuẩn hóa dưới dạng hàm logarit: $\log(A(x,y,z))$ đối với da gót chân a) bình thường/ tổn thương độ I, b) độ II và d) độ III.

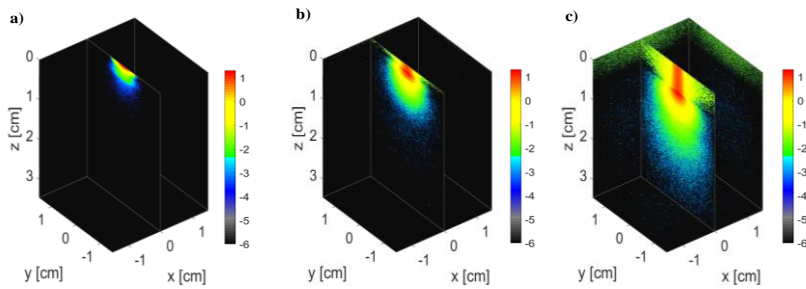
Đối với mô gót chân, logarit của mật độ xác suất hấp thụ đã chuẩn hóa theo công suất đầu vào được tính toán và trình bày trong hình 6. Da gót chân cấu trúc nguyên vẹn có sự hấp thụ mạnh ở lớp thượng bì và bì, đến lớp mỡ dưới da mật độ xác suất hấp thụ giảm dần về dưới 10^{-6} cm^{-3} (hình 6a). Do gót chân có lớp thượng bì dày (0.15 cm) và hệ số hấp thụ của lớp thượng bì lớn ($\mu_a=9.4 \text{ cm}^{-1}$) nên tại đây có sự hấp thụ mạnh laser bước sóng 633 nm, $A(x,y,z)$ lớn nhất có giá trị khoảng

10^2 cm^{-3} . Trường hợp da bị tổn thương độ II (hình 6b), cấu trúc mỡ dưới da có mật độ xác suất hấp thụ cao hơn đáng kể, $A(x,y,z)$ có giá trị lớn nhất là khoảng 10^0 cm^{-3} , riêng tổn thương độ III (hình 6c), vùng mỡ và có mật độ xác suất hấp thụ lớn, $A(x,y,z)$ khoảng $10^{-2}-10^1 \text{ cm}^{-3}$, tại lớp xương $A(x,y,z)$ có giá trị lớn nhất khoảng 10^{-3} cm^{-3} và giảm dần về dưới 10^{-6} cm^{-3} khi đi sâu vào trong.



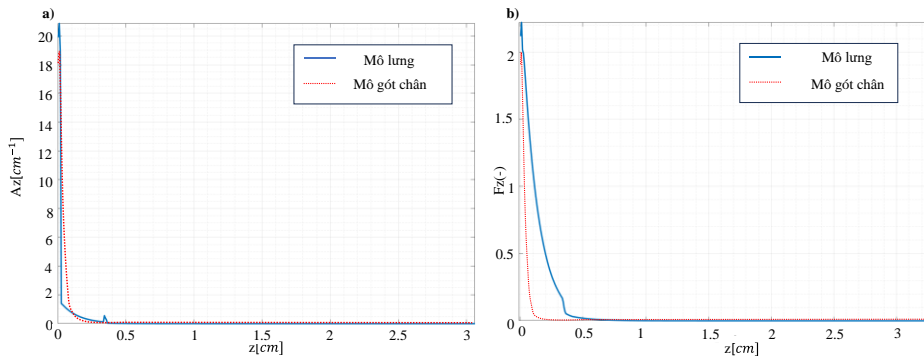
Hình 7. Mật độ xác suất hấp thụ đã được chuẩn hóa dưới dạng hàm logarit $\log(A(x,y,z))$ theo độ sâu của da gót chân ở b) bề mặt da, c) $z = 0.35 \text{ cm}$, d) $z = 0.5 \text{ cm}$, e) $z = 1.5 \text{ cm}$ tính từ bề mặt da.

Như đã đề cập, do có sự hấp thụ mạnh ở lớp thượng bì và hệ số tán xạ lớn (555 cm^{-1}), nên khác với mô da lưng, có sự mở rộng theo chiều ngang (trục x,y), mô da gót chân có phân bố theo mặt cắt ngang giảm dần, bán kính vùng hấp thụ cũng giảm theo độ sâu (z), tại $z = 1.5 \text{ cm}$ (ở lớp mỡ dưới da), $A(x,y,z)$ giảm dần về dưới 10^{-6} cm^{-3} (hình 7).



Hình 8. Thông lượng dòng photon đã được chuẩn hóa dưới dạng hàm logarit: $\text{Log}(F(x,y,z))$ đối với da gót chân a) bình thường/tổn thương độ I, b) độ II và d) độ III.

Với tính chất đặc trưng về mặt cấu trúc của các lớp, thông lượng dòng của photon trong mô hình mô da gót chân được chuẩn hóa: $F(x,y,z)$ và trình bày trong hình 8 dưới dạng hàm logarit, cho thấy khả năng lan truyền ánh sáng trong mô tăng dần trong ba trường hợp: mô da nguyên vẹn/tổn thương độ I (hình 8a); độ II (hình 8b) và độ III (hình 8c).



Hình 9. a) Sự lắng đọng năng lượng $A(z)$ (cm^{-1}) và b) thông lượng dòng photon đã được chuẩn hóa $F(z)$ (không thứ nguyên) khi tương tác với chùm sáng Gaussian (W/cm^2) theo độ sâu z.

So sánh sự lắng đọng năng lượng $A(z)$ (hình 9a) và thông lượng dòng photon $F(z)$ (hình 9b) theo độ sâu z giữa hai mô hình da vùng lưng (nét liền màu xanh dương) và mô da gót chân (đường nét đứt màu đỏ) nguyên vẹn với cùng thông số nguồn laser. Kết quả cho thấy ở da vùng lưng, laser bước sóng 633 nm có độ xuyên sâu hơn so với vùng gót chân. Sự khác biệt này là do đặc điểm cấu trúc của hai vùng da, ở vùng lưng có lớp bì dày đến 4 mm [15], ngược lại ở vùng gót chân lại có lớp thượng bì dày đến hơn 1.5 mm [15], điều này dẫn đến những đặc trưng hấp thụ và lan truyền, phân bố không gian khác nhau giữa các vùng mô.

Khi so sánh với những nghiên cứu về tương tác của LCST có bước sóng trong vùng ánh sáng đỏ lên mô da đã được báo cáo [8, 10, 17, 18], cho thấy độ sâu thâm nhập của laser trong các báo cáo có sự khác biệt, vào khoảng từ vài milimét đến centimét. Nghiên cứu của chúng tôi cho thấy laser có độ xuyên sâu khoảng 1 cm đối với vùng da lưng nguyên vẹn và khoảng 0.4 cm đối với vùng da gót chân. Sự khác biệt giữa các nghiên cứu đến từ sự khác nhau về mô hình, phương pháp mô phỏng, thông số quang học của mô, cấu trúc mô da, thông số laser đầu vào,... [10].

4. KẾT LUẬN

Nghiên cứu tương tác của LCST với các mô khác nhau và mức độ tổn thương khác nhau có ý nghĩa trong việc hỗ trợ tối ưu hóa liệu điều trị, nâng cao chất lượng và hiệu quả điều trị cho bệnh nhân bị tổn thương mạn tính [15]. Nghiên cứu được xây dựng dựa trên mô hình Monte Carlo và chương trình mô phỏng MCmatlab. Kết quả của nghiên cứu cho thấy, bước sóng 633 nm được hấp thụ ở những vùng mô khác nhau hay với mức độ tổn thương khác nhau là khác nhau. Mỗi vùng sẽ có cấu trúc da khác nhau và mỗi lớp trong cấu trúc da có những đặc trưng riêng biệt khi tương tác với laser, lớp thượng bì hấp thụ mạnh nhất với laser bước sóng 633 nm, xương người hấp thụ kém với bước sóng này nên mật độ xác suất hấp thụ hay thông lượng dòng photon sẽ thay đổi khi những tổn thương làm mất đi một hay một số lớp của mô da. Trong nghiên cứu này, mặc dù cấu trúc của mô da người đã được nghiên cứu xây dựng trong mô hình tính toán, tuy nhiên da là bộ phận có cấu tạo phức tạp, nhiều thành phần và các thông số đặc trưng của nó mang tính cá thể, nên việc mô phỏng còn chưa thực sự hoàn thiện, dẫn đến độ chính xác khi tính toán sẽ bị ảnh hưởng đáng kể so với thực tế lâm sàng. Nghiên cứu này cũng là cơ sở để hoàn thiện việc xây dựng mô hình da người đầy đủ trong tương lai và hỗ trợ việc tính toán liệu điều trị các bệnh lý khác bằng LCST.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. Bowers, S. and E. Franco, "Chronic wounds: evaluation and management". American family physician. **101**(3): p. 159-166, (2020).
- [2]. Falcone, M., et al., "Challenges in the management of chronic wound infections". Journal of Global Antimicrobial Resistance. **26**: p. 140-147, (2021).
- [3]. Zhang, X., et al., "Functional Biomaterials for Treatment of Chronic Wound". Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. **8**, (2020).
- [4]. Kucharzewski, M., et al., "Novel trends in application of stem cells in skin wound healing". European Journal of Pharmacology. **843**: p. 307-315, (2019).
- [5]. Eriksson, E., et al., "Chronic wounds: Treatment consensus". Wound Repair and Regeneration. **30**(2): p. 156-171, (2022).
- [6]. Santos, C.M.d., R.B.d. Rocha, F.A. Hazime, and V.S. Cardoso, "A Systematic Review and Meta-Analysis of the Effects of Low-Level Laser Therapy in the Treatment of Diabetic Foot Ulcers". The International Journal of Lower Extremity Wounds. **20**(3): p. 198-207, (2020).
- [7]. Stuart, K.B. and C.W. Brian. "To begin at the beginning: The science of bio-stimulation in cells and tissues". in *Proc.SPIE*. (2006).
- [8]. Shirkavand, A., et al., "A new Monte Carlo code for absorption simulation of laser-skin tissue interaction". Chinese Optics Letters. **5**(4): p. 238-240, (2007).
- [9]. Babak, N., E.M. Thomas, and B. Halil, "Simulation of laser propagation through a three-layer human skin model in the spectral range from 1000 to 1900 nm". Journal of Biomedical Optics. **19**(7): p. 075003, (2014).

- [10]. Duyen, T.T.H. and T.A. Tu, "Simulating Low-Level Laser Propagation From Skin Surface To Lumbar Disc, Knee, Femur and Prostate Gland By Monte Carlo Method". Preprints, (2020).
- [11]. Black, J., et al., "National Pressure Ulcer Advisory Panel's Updated Pressure Ulcer Staging System". *Advances in Skin & Wound Care*. **20**(5), (2007).
- [12]. Dominik, M., N.N.A. Rikke, E.E.A. Peter, and K.K.H. Anders, "MCmatlab: an open-source, user-friendly, MATLAB-integrated three-dimensional Monte Carlo light transport solver with heat diffusion and tissue damage". *Journal of Biomedical Optics*. **23**(12): p. 121622, (2018).
- [13]. Shah, P., et al., "Wagner's classification as a tool for treating diabetic foot ulcers: Our observations at a suburban teaching hospital". *Cureus*. **14**(1), (2022).
- [14]. Yu, S., et al., "Measurement of absorption and reduced scattering coefficients in Asian human epidermis, dermis, and subcutaneous fat tissues in the 400- to 1100-nm wavelength range for optical penetration depth and energy deposition analysis". *Journal of Biomedical Optics*. **25**(4): p. 045002, (2020).
- [15]. Thuồng, N.V., "Hình ảnh lâm sàng chẩn đoán và điều trị trong chuyên ngành da liễu". Vol. 1: Nhà xuất bản Y học. 769, (2019).
- [16]. Thoolen, M., T.J. Ryan, and I. Bristow, "A study of the skin of the sole of the foot using high-frequency ultrasonography and histology". *The Foot*. **10**(1): p. 14-17, (2000).
- [17]. Avci, P., et al. "Low-level laser (light) therapy (LLLT) in skin: stimulating, healing, restoring". NIH Public Access, (2013).
- [18]. Dam, P.A., et al. "Stimulation of Low-level Laser Light Transmission from the Skin Surface to The Tibia Using The Monte Carlo Method", (2023).

ABSTRACT

Study on dose calculation of low level laser in the treatment of chronic wounds

Chronic wounds have failed to progress through a timely repair sequence or one that proceeds through the wound-healing process without restoring anatomic and functional results. Common examples include pressure ulcers, diabetic ulcers, vascular ulcers,... These wounds cause pain and significantly impact patients' health, psychology, and finances, while also placing a burden on healthcare facilities for treatment. Low-level laser therapy has been proven to be an effective method for treating chronic wounds by accelerating the inflammatory phase and stimulating proliferation and healing. However, to meet therapeutic requirements, it is necessary to deliver the correct therapeutic dose (laser energy density). This study establishes a computational model to calculate the absorption and dispersion capabilities of lasers in skin tissue on the back and heel areas with various levels of damage. The purpose is to aid in calculating treatment dosages, enhancing effectiveness, and optimizing the treatment process for chronic wounds.

Keywords: Low level laser; Chronic wounds; Therapeutic dose.