NÂNG CAO ĐỘ PHÂN GIẢI CHO KÍNH HIỂN VI PHÁT XẠ HUỲNH QUANG QUÉT ĐỒNG TIÊU BẰNG SỬ DỤNG HAI DẠNG HÀM NHÒE ĐIỂM KHÁC NHAU VỚI MỐI LIÊN HỆ NHÂN KIỂU LOGARIT

Hoàng Xuân Hội, Lê Văn Nhu*, Phạm Minh Nghĩa*, Trần Linh Khương

Tóm tắt: *Trong bài báo này, để nâng cao độ phân giải cho kính hiển vi quét đồng tiêu tác giả đề xuất hai chùm tia kích hoạt mẫu. Ảnh thứ nhất nhận được bằng sử dụng một chùm kích hoạt Gausian, trong khi ảnh thứ hai nhận được bằng một chùm kích hoạt vành. Ảnh độ phân giải cao nhận được bằng một mối liên hệ nhân-logarit giữa hai ảnh thu nhận trên. Các kết quả mô phỏng và thực nghiệm đã được trình bày. Các kết quả này đã chứng minh rằng, phương pháp đề xuất có thể được sử dụng cho nâng cao độ phân giải ở kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu.*

Từ khóa: Siêu phân giải; Kính hiển vi; Xử lý ảnh.

1. ĐẶT VẤN ĐỀ

Một hệ thống quang học có khẩu độ xác định nhận được một giới hạn độ phân giải bằng $0.61\lambda/NA$, ở đây, λ là bước sóng ánh sáng và NA là khẩu độ số. Giới hạn phân giải này gây ra bởi giới hạn nhiễu xạ ánh sáng [1, 2]. Hệ thống quang học kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu có thể cải thiện độ phân giải lên một hệ số $\sqrt{2}$ so với kính hiển vi trường rộng [3, 4]. Ngoài ra, kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu có thể giảm ảnh hưởng của nhiễu mờ gây ra bởi các vật ngoài độ sâu trường. Trong điều kiện thí nghiệm hiện nay, độ phân giải của thiết bị này có thể nhận được đến 200 nm [5]. Do vậy, kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu đang được sử dụng nhiều cho quan sát các mẫu dạng 3D.

Để nâng cao độ phân giải cho kính hiển vi phát xạ huỳnh quang, các phương pháp phổ biến là sử dụng nhiều chùm tia kích hoạt mẫu như khôi phục quang học ngẫu nhiên (stochastic optical microscopy-STORM) [6, 7]; hiển vi định vị quang hóa (photoactivated localization microscopy-PALM) [8, 9]; hiển vi suy giảm phát xạ đồng thời (stimulated emission depletion microscopy-STED) [10, 11]; hiển vi chuẩn trực cấu trúc (structured illumination microscopy-SIM) [12, 13], quá trình ảnh số hóa [14, 15] và hiển vi phản xạ toàn phần (total-internal reflection microscopy-TIRM) [16, 17]. Trong các phương pháp nêu trên, STROM, PLAM, STED và SIM đang được sử dụng rộng rãi. Hiệu quả ứng dụng của các phương pháp này cho nâng cao độ phân giải đã được chứng minh, tuy nhiên, mỗi phương pháp đều có nhược điểm nhất định [18]. STROM và PLAM bị giới hạn vận tốc tạo ảnh. Ở quá trình thu nhận ảnh độ phân giải cao, hành nghìn các bức ảnh phải yêu cầu nhận được. Vì vậy, để nhận được một ảnh siêu phân giải sẽ tiêu tốn một khoảng thời gian nhất định. Gần đây, các tác giả đã cải thiện vận tốc tạo ảnh của STROM tới 3 giây trên một ảnh [19, 20], tuy nhiên, điều này vẫn chưa đáp ứng được cho nghiên cứu với tế báo sống. Thêm vào đó, độ chính xác định vị của hai phương pháp này bị giới hạn trong điều kiện các phát xạ huỳnh quang suy giảm-quay tạo ảnh với hướng ngẫu nhiên, điều này dẫn đến giới hạn độ phân giải [21]. Một phương pháp khác cho nhận kết quả siêu phân giải bằng sử dụng hai chùm kích hoạt mẫu đồng thời, phương pháp này gọi là STED. STED là một phương pháp cho nhận ảnh siêu phân giải mà không làm giảm tốc độ tạo ảnh. Tuy nhiên, số thuốc nhuộm huỳnh quang với các vật mẫu cho hiển vi STED chưa nhiều bởi vì cặp phổ phát xạ và kích hoạt phải yêu cầu sự phù hợp với bước sóng suy giảm và kích hoạt. SIM là một phương pháp cho nhận ảnh vượt qua giới hạn phân giải. Ở phương pháp này, bằng sử dụng các dạng chùm tia có cấu trúc cho kích hoạt mẫu. Tuy nhiên, bởi vì chu kỳ

của của chùm tia có cấu trúc cho kích hoạt mẫu bị giới hạn bởi nhiễu xạ ánh sáng, cho nên phương pháp SIM chỉ có khả năng nâng cao độ phân giải đến 2 so với kính hiển vi thông thường [18]. Hơn nữa, phương pháp này tương đối đắt tiền cho thực hiện trong thời gian thực. Mặc dù độ phân giải của SIM có thể được cải tiến xa hơn ở trong trường hợp bảo hòa quang (được gọi là SSIM) [22], nhưng nó vẫn tốn kém và tương đối khó khăn trong thực hiện. Hơn nữa, huỳnh quang trong SSIM dễ dàng trở thành phản ứng quang hóa và sẽ gây ra hiện tượng nhiễm độc quang do phơi sáng trong thời gian dài của mẫu đối với chùm kích hoạt mật độ công suất cao. Do đó, những nỗ lực liên tục cho phát triển các kỹ thuật mới cho nhận ảnh siêu phân giải của kính hiển vi quang học là cần thiết.

Ở bài báo này, chúng tôi đề xuất một phương pháp mới cho nhận ảnh độ phân giải cao của kính hiển vi phát xạ huỳnh quanh quét đồng tiêu, mà có thể ứng dụng cho các nghiên cứu ở kích thước nano mét. Ở phương pháp đề xuất, hai chùm kích hoạt mẫu khác nhau được sử dụng. Cho nên quá trình thu nhận ảnh sẽ được thực hiện hai lần và vì vậy, phương pháp này sẽ làm tăng thời gian nhận ảnh. Sau đó, một ảnh độ phân giải cao được đưa đến bằng một liện hệ nhân-logarit của hai ảnh trên.

2. PHƯƠNG PHÁP

Phân bố cường độ của một sóng lan truyền qua vật kính ở trường xa có thể được tính toán bằng công thức:

$$\vec{E}(r_2,\xi_2,z_2) = iC\iint_{\Omega}\sin(\varsigma)E_0A(\varsigma,\xi)P\times e^{i\Delta a(\varsigma,\xi)}e^{ikn\left(z_2\cos\varsigma+r_2\sin\varsigma cons(\xi-\xi_2)\right)}d\varsigma d\xi \quad (1)$$

Ở đây, $\vec{E}(r_2,\xi_2,z_2)$ mô tả véc tơ trường điện từ tại điểm (r_2, ξ_2, z_2) mà được biểu diễn bằng hệ tọa độ trụ, C là một hằng số qui chuẩn, E_0 mô tả hàm biên độ của chùm sáng vào, $A(\zeta, \xi)$ biểu diễn một ma trận 3×3 matrix được liên quan tới cấu trúc của thấu kính tạo ảnh và P biểu diễn véc tơ Jones của chùm sáng tới. $\Delta a(\zeta, \xi)$ biểu diễn tham số của sự chậm pha bằng sử dụng mặt nạ pha.

Khi điều kiện sin được thỏa mãn với một vật kính, $A(\zeta, \xi)$ được biểu diễn bằng:

$$A(\varsigma,\xi) = \sqrt{\cos\varsigma}\begin{bmatrix} 1+(\cos\varsigma-1)\cos^2\varsigma & (\cos\varsigma-1)\cos\xi\sin\xi & -\sin\varsigma\cos\xi \\ (\cos\varsigma-1)\cos\xi\sin\xi & 1+(\cos\varsigma-1)\sin^2\xi & -\sin\varsigma\sin\xi \\ \sin\varsigma\cos\xi & \sin\varsigma\sin\xi & \cos\varsigma \end{bmatrix} \quad (2)$$

Hàm nhòe điểm (PSF) có thể nhận được bằng:

$$h = \left|\vec{E}\right|^2 \quad (3)$$

Hàm nhòe điểm của toàn hệ thống quang học cho kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu có thể được mô tả bằng công thức sau:

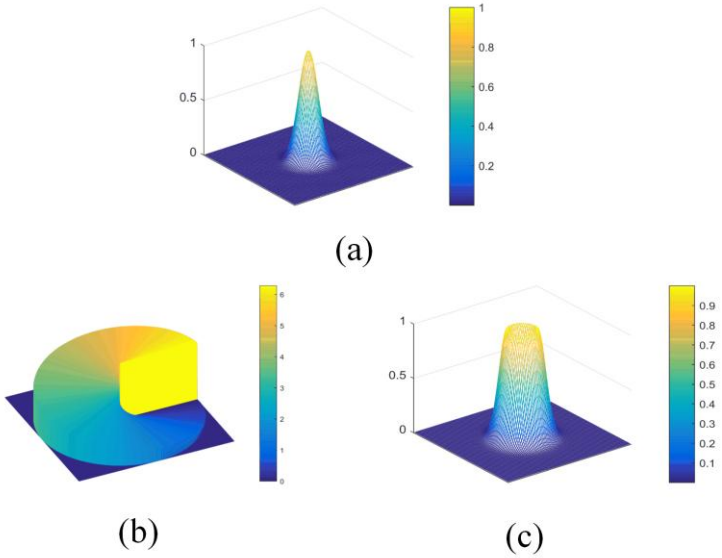
$$h_{he-thong} = h_{chieu-sang}\times\left[h_{thu-anh} * pinhole\right] \quad (4)$$

Ở đây, để thuận lợi cho quá trình mô phỏng, chúng ta giả định rằng, hàm nhòe điểm của phần thu sẽ tương ứng với hàm nhòe điểm của dạng chùm kích hoạt Gaussian; *pinhole* có tác dụng loại bỏ các nhiễu nền gây ra bởi các vật ngoài tiêu điểm.

Ảnh nhận được trên đầu thu có thể được biểu diễn bằng công thức sau:

$$g = o * h_{he-thong} \quad (5)$$

ở đây, o mô tả vật được quan sát.



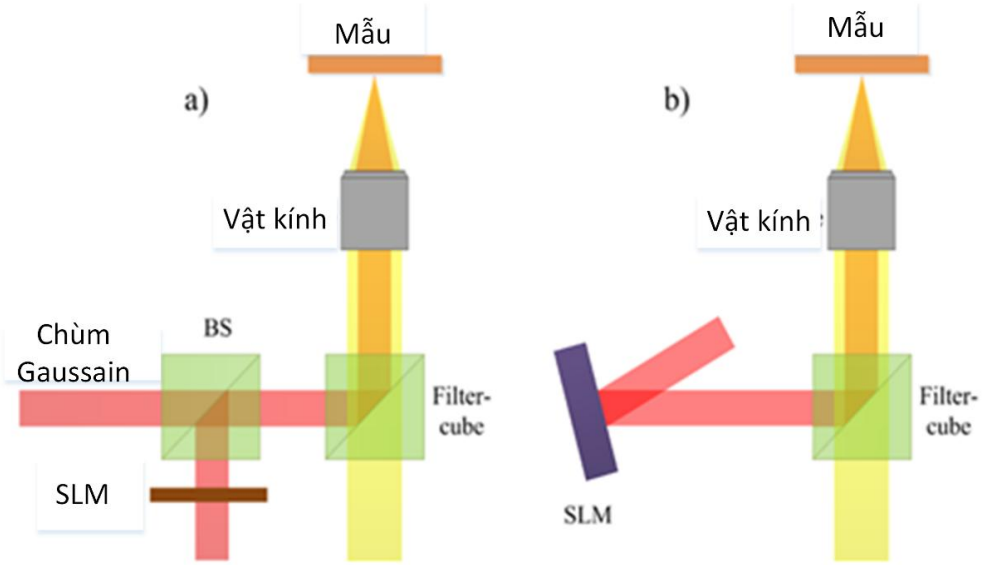
Hình 1. *(a) Hàm PSF đặc; (b) Mặt nạ pha dạng xoáy 0-2π; (c) Hàm PSF vành.*

Trong bài báo này, chúng tôi giới thiệu một phương pháp mới cho tăng độ phân giải của kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu bằng sử dụng hai kiểu chùm kích hoạt mẫu. Để thực hiện được điều đó, trước hết hai chùm tia chuẩn trực mẫu sẽ được đề xuất. Chùm tia thứ nhất là dạng Gausian (đây là một dạng chùm tia được dùng phổ thông cho tạo ảnh). Chùm này sẽ tạo ra một dạng PSF mà được gọi là PSF đặc như được chỉ ra ở hình 1(a). Chùm tia thứ hai được đưa đến bằng một mặt nạ pha có dạng như ở hình 1 (b). Mặt nạ pha này gọi là mặt nạ pha xoáy 0-2π[10]. Chùm tia này sẽ tạo ra PSF dạng vành mà được gọi là PSF vành như được chỉ ra ở hình 1(c). Như chúng ta biết rằng, có nhiều dạng mặt nạ pha đã được đề xuất cho mục tiêu ứng dụng khác nhau. Tuy nhiên, để tạo ra dạng PSF vành thì dạng mặt nạ pha xoáy 0-2π được sử dụng phổ biến nhất. Quá trình thu nhận ảnh bằng hai chùm tia kích hoạt sẽ đưa đến hai ảnh. Ảnh thứ nhất nhận được bằng PSF đặt, mà được gọi là ảnh đặc, g_{dat}. Ảnh thứ hai nhận được bằng PSF vành, mà được gọi là ảnh vành, g_{vanh}. Bằng quá trình nghiên cứu mối liên hệ hai ảnh này, chúng tôi đã đưa đến một công thức cho nhận ảnh độ phân giải cao. Một ảnh độ phân giải cao nhận được bằng một mới liên hệ logarit nhân giữa hai ảnh trên mà có thể biểu diễn bằng công thức:

$$g = g_{dat} \times \log\left(\frac{g_{vanh} + \alpha}{g_{vanh} + \beta}\right) \tag{6}$$

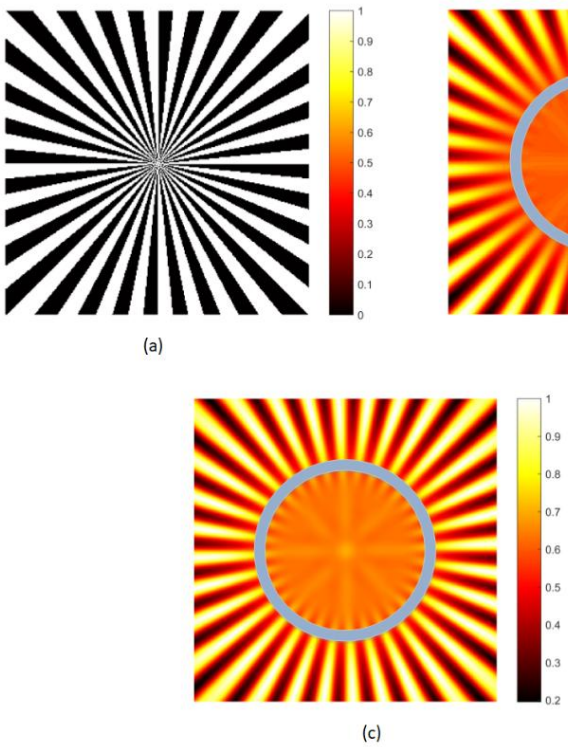
Để nhận được hai ảnh bằng hai chùm tia kích hoạt, chúng tôi giới thiệu hai sơ đồ hệ thống quang học như chỉ ra ở hình 2. Ở sơ đồ thứ nhất chỉ ra ở hình 2(a), chùm tia kích hoạt mẫu đặc và vành là tách nhau. Chùm tia kích hoạt vành được đưa đến bằng mặt nạ pha mà có dạng kiểu xoáy 0-2π. Mặt nạ pha này được đưa đến bằng một bộ điều biến ánh sáng không gian kiểu truyền qua (Space light modulation-SLM). Một điều chú ý đối hệ kiểu này là hiệu chỉnh cẩn thận để đảm bảo rằng, hai chùm cùng kích hoạt vào một vị trí như nhau trên mẫu. Một kiểu khác được giới thiệu ở trên hình 2(b). Ở sơ đồ hệ thống quang học tạo ảnh này, chúng tôi sẽ chèn bộ SLM (SLM kiểu phản xạ) vào đường truyền sáng. Ở đây, bộ SLM có khả năng thay đổi kiểu mặt nạ pha. Khi nó có kiểu mặt nạ pha 0, chùm kích hoạt mẫu dạng PSF đặc sẽ nhận được, khi SLM chuyển sang mặt nạ pha xoáy 0-2π, chùm kích hoạt mẫu dạng PSF vành sẽ nhận được. Chúng ta có thể nhận thấy sơ đồ

hệ thống quang học ở hình 2(b) sẽ thuận lợi hơn hình 2(a). Trong phần thực nghiệm chúng tôi sử dụng sơ đồ hình 2(b).



Hình 2. *Mô hình cho nhận được hai ảnh từ hai kiểu chùm kích hoạt mẫu khác nhau. (a) Sơ đồ hệ thống quang học khi hai chùm kích hoạt mẫu được tách nhau; (b) Sơ đồ hệ thống quang học khi hai chùm kích hoạt mẫu trùng nhau; BS là lăng kính bán phản xạ; SLM là bộ điều biến ánh sáng không gian.*

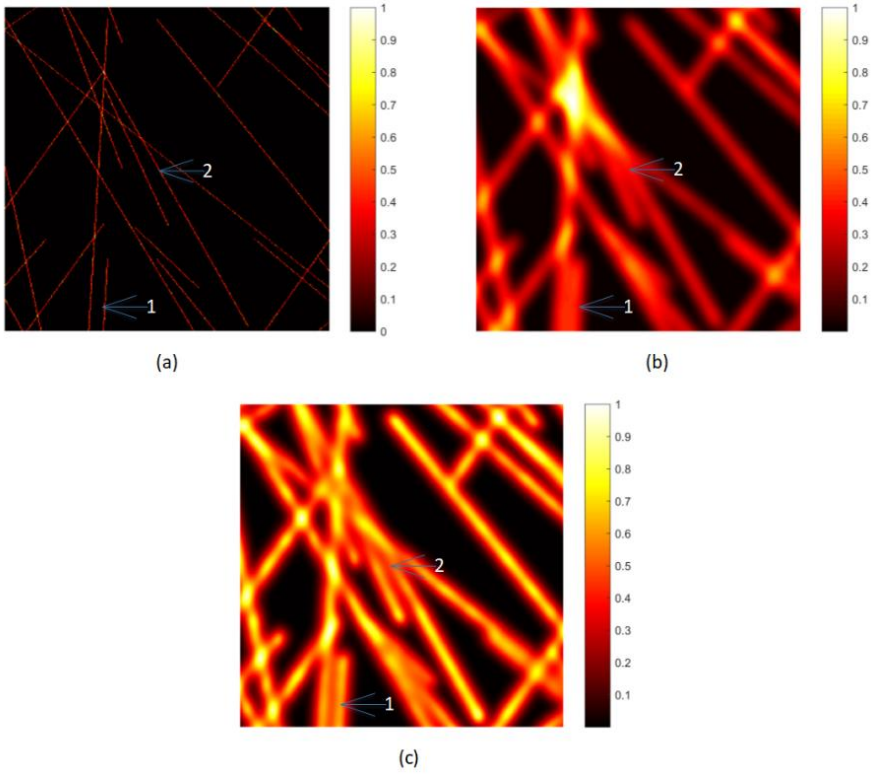
3. KẾT QUẢ MÔ PHỎNG VÀ THỰC NGHIỆM



Hình 3. *(a) Ảnh gốc; (b) Ảnh truyền thống; (c) Ảnh đề xuất.*

Để xem xét hiệu quả của phương pháp đề xuất, chúng tôi thực hiện mô phỏng quá trình tạo ảnh cho phương pháp đề xuất và so sánh hiệu quả nâng cao độ phân giải với phương pháp truyền thống. Để thực hiện mô phỏng, chúng tôi sử dụng các tham số xuất phát như sau: khẩu độ số, NA = 1.49; bước sóng laser sử dụng, λ = 640nm; mẫu được đặt trong môi trường có chiết suất bằng 1.518; tham số α = 0.15 và β = 0.1. Đối với hai tham số α và β, đây là tham số sẽ ảnh hưởng đến khả năng phân giải của phương pháp đề xuất. Tuy nhiên, hai tham số này được lựa chọn không phù hợp sẽ làm mất thông tin của vật. Do vậy, chúng được chọn sao cho đảm bảo ảnh nhận được độ phân giải cao và không làm mất thông tin của vật. Với tham số đầu vào này, chúng tôi sử dụng một ảnh mẫu spokes cho thực hiện mô phỏng.

Ảnh gốc được chỉ ra ở hình 3(a). Hình 3(b) đưa đến kết quả ảnh nhận được bằng kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu truyền thống, được gọi là ảnh truyền thống. Hình 3(c) mô tả kết quả ảnh nhận được bằng phương pháp đề xuất, được gọi là ảnh đề xuất. Có thể nhìn thấy rõ rằng, vùng phía trong vòng tròn màu xanh trên hình 3(b), chúng ta không còn thể phân biệt được các vạch. Giới hạn phân giải của kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu truyền thống không vượt qua được độ phân giải này. Tuy nhiên, chúng ta nhận thấy ở trên ảnh đề xuất, một phần phía trong ảnh vẫn còn khả năng phân biệt được các vạch sáng tối. Điều này nghĩa rằng, khả năng phân giải của phương pháp đề xuất đã vượt qua được vòng tròn màu xanh. Hay nói cách khác, phương pháp đề xuất đã nhận được cải tiến khả năng phân giải so với kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu truyền thống.

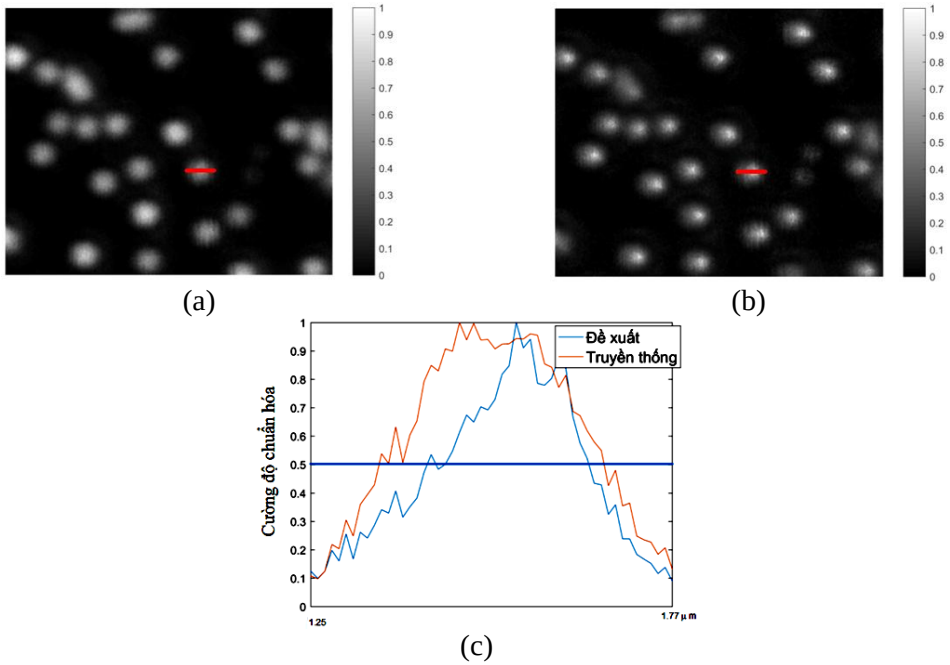


Hình 4. *(a) Ảnh gốc; (b) Ảnh truyền thống; (c) Ảnh đề xuất.*

Để kiểm nghiệm thêm hiệu quả của phương pháp đề xuất bằng kết quả mô phỏng, chúng tôi sử dụng một mẫu ảnh gốc khác như được chỉ ra ở hình 4(a). Ảnh truyền thống được chỉ ra ở hình 4(b), trong khi ảnh đề xuất được chỉ ra ở hình 4(c). Chúng ta có thể

nhìn thấy rằng, ảnh truyền thống tại các vị trí (1) và (2), hai đường thẳng là chập vào nhau và không còn phân biệt được, trong khi cùng ở vị trí này trên ảnh đề xuất chúng ta vẫn có thể phân biệt được hai đường này một cách rõ ràng. Điều này nghĩa rằng, độ phân giải của phương pháp đề xuất đã được cải thiện tốt hơn.

Cuối cùng, để chứng minh một cách rõ ràng hiệu của của phương pháp đề xuất, chúng tôi sử dụng các hạt cầu phát xạ hình quang với kích thước, 200nm, để tiến hành thực nghiệm. Kết quả thực nghiệm được chỉ ra trên hình 5. Hình 5(a) là ảnh nhận được bằng kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu truyền thống với kích thước ảnh 5×5 µm. Kết quả ảnh nhận của phương pháp đề xuất được chỉ ra ở hình 5(b). Như hình 5(a) và 5(b) chỉ ra, chúng ta có thể nhìn thấy rằng, kích thước ảnh của các cầu phát xạ huỳnh quang là gần như nhau. Tuy nhiên, một điều rõ ràng rằng, tốc độ thay đổi năng lượng từ chân lên đến đỉnh của ảnh cầu phát xạ huỳnh quang trên ảnh đề xuất là nhanh hơn so với ảnh truyền thống. Vì vậy, khả năng phân giải ở ảnh đề xuất là tốt hơn. Để chỉ rõ ra khả năng của phương pháp đề xuất tốt hơn, chúng tôi sử dụng tiểu chuẩn đo độ rộng của cầu phát xạ huỳnh quang tại một nữa cường độ để chứng minh, được gọi FWHM (full-width at half-maximum (FWHM)). Nếu giá trị này càng nhỏ thì khả năng phân giải càng tốt. Hình 5(c) chỉ ra một kết quả của một đường đi theo phương nằm ngang từ 1.25µm đến 1.77µm qua tâm cầu phát xạ huỳnh quang mà đã được đánh dấu trên hình 5(a) và 5(b) bằng một đường thẳng màu nâu. Trên hình 5(c) chúng ta sử dụng một đường chuẩn màu xanh tại mức cường độ bằng 0.5 để chỉ ra FWHM. Kết quả chỉ ra rằng, FWHM của cầu phát xạ huỳnh quang trên ảnh đề xuất nhỏ hơn 1.42 lần so với cầu phát xạ huỳnh quang trên ảnh truyền thống. Điều này nghĩa rằng, khả năng phân giải của phương pháp đề xuất là tốt hơn.



Hình 5. *(a) Ảnh truyền thống; (b) Ảnh đề xuất; (c) Ảnh đường kẻ ngang qua tâm một cầu phát xạ huỳnh quang mà được chỉ ra ở trên hai ảnh (a) và (b).*

4. KẾT LUẬN

Trong bài báo này, chúng tôi đã giới thiệu một phương pháp hiệu quả sử dụng hai kiểu chùm tia kích hoạt mẫu cho nâng cao độ phân giải của kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu. Một mối liên hệ nhận logatit giữa hai ảnh nhận cho nhận ảnh độ phân giải

cao đã được đề xuất. Một số kết quả mô phỏng và thực nhiệm đã được đưa đến cho kiểm chứng khả năng nâng cao độ phân giải của của phương pháp đề xuất. Kết quả thực nghiệm đã chứng minh rằng, phương pháp đề xuất có thể làm tăng độ phân giải khoảng 1.42 lần so với kính hiển vi phát xạ huỳnh quang quét đồng tiêu truyền thống.

Lời cảm ơn: *Nghiên cứu này được tài trợ bởi Quỹ Phát triển khoa học và công nghệ Quốc gia (NAFOSTED) trong đề tài mã số (103.03-2018.08) và Quỹ nghiên cứu của Học viện Kỹ thuật Quân sự trong đề tài mã số (19.1.029).*

TÀI LIỆU THAM KHẢO

[1]. Wan. C, et al. *"Three-dimensional visible-light capsule enclosing perfect supersized darkness via antiresolution",* Laser Photonic Review. **5**: 743-749 (2014).

[2]. J. Pawley. J. *"Handbook of Biological of confocal microscopy".* 3rd ed. (Springer, 2006).

[3]. Wilson. T. *"Confocal microscopy".* Academic Press, London. 426, pp1-64 (1990).

[4]. Gu. M. *"Principles of three dimensional imaging in confocal microscopies".* World Scientific, Singapore. (1996).

[5]. Segawa. S, Kozawa. Y, and Sato. S. *"Resolution enhancement of confocal microscopy by subtraction method with vector beams".* Opt. Lett. **39**(11): 3118-3121 (2014).

[6]. Rust. M. J, Bates. M. & Zhuang. X. *"Sub-diffraction-limit imaging by stochastic optical reconstruction microscopy (STORM)".* Nat. Methods 3, 793–796, (2006).

[7]. Xu. J, Ma. H, Liu Y. *"Stochastic Optical Reconstruction Microscopy (STORM)".* Curr Protoc Cytom. 81:12 (2017).

[8]. Hendrik. D. et al. *"Complementarity of PALM and SOFI for super-resolution live-cell imaging of focal adhesions".* Nature Communications volume 7, Article number: 13693 (2016).

[9]. Betzig, E. et al. *"Imaging intracellular fluorescent proteins at nanometer resolution".* Science 313, 1642–1645 (2006).

[10]. Hell, S. W. *"Microscopy and its focal switch".* Nat. Methods 6, 24–32 (2009).

[11]. Mikhail E. M. et al. *"A set of monomeric near-infrared fluorescent proteins for multicolor imaging across scales".* Nature Communications volume 11, Article number: 239 (2020).

[12]. Karl. Z. et al. *"Super-resolution imaging of fluorescent dipoles via polarized structured illumination microscopy".* Nature Communications volume 10, Article number: 4694 (2019).

[13]. Andreas. M. et al. *"Ideo-rate multi-color structured illumination microscopy with simultaneous real-time reconstruction".* Nature Communications volume 10, Article number: 4315 (2019).

[14]. Carrington. W. A. et al. *"Superresolution 3-dimensional images of fluorescence in cells with minimal light exposure".* Science 268, 1483–1487 (1995).

[15]. Kano, H. et al. *"Avalanche photodiode detection with object scanning and image restoration provides 2-4fold resolution increase in two-photon fluorescence microscopy".* Bioimaging 4, 187–197 (1996).

[16]. Rasmus P. T. et al. *"A large size-selective DNA nanopore with sensing applications".* Nature Communications volume 10, Article number: 5655 (2019).

[17]. Min. G. *"Single-shot super-resolution total internal reflection fluorescence microscopy".* Nature Methods volume 15, pages425–428(2018.

[18]. Gustafsson, M. G. L. *"Nonlinear structured-illumination microscopy: Wide-field fluorescence imaging with theoretically unlimited resolution".* Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A. 102, 13081–13086 (2005).

[19]. Cox, S. et al. *"Bayesian localization microscopy reveals nanoscale podosome dynamics."* Nat. Methods 9, 195–200 (2012).
[20]. Zhu, L., Zhang, W., Elnatan, D. & Huang, B. *"Faster STORM using compressed sensing".* Nat. Methods 9, 721–723 (2012).
[21]. Engelhardt. J. et al. *"Molecular orientation affects localization accuracy in superresolution far-field fluorescence microscopy".* Nano Lett. 11, 209–213 (2011).
[22]. Aviram. G. et al. *"The Limitations of Nonlinear Fluorescence Effect in Super Resolution Saturated Structured Illumination Microscopy System".* J Fluoresc. (2010).

ABSTRACT

RESOLUTION-ENHANCEMENT FOR CONFOCAL SCANNING FLUORESCENCE MICROSCOPY USING TWO DIFERENT POINT SPREAD FUNCTIONS WITH THE LOGARITHM -MULTIPLYING RELATIONSHIP

In this paper, one method improving the resolution of confocal scanning fluorescence microscopy has been suggested. One image is achieved by using Gaussian beam, other image is acquired by employing doughnut beam. The high-resolution image can be achieved from the logarithm-multiplying relationship of the two images. The simulation and experimental results are presented. The results demonstrated that the proposed method can be used to improve the resolution of confocal scanning fluorescence microscopy.

Keywords: Super-resolution; Microscopy; Image proccesing.

Nhận bài ngày 21 tháng 4 năm 2020
Hoàn thiện ngày 19 tháng 5 năm 2020
Chấp nhận đăng ngày 03 tháng 8 năm 2020

Địa chỉ: Học viện Kỹ thuật quân sự.
*Email: levannhuktq@gmail.com; nghiapm2018@mta.edu.vn.