

# Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His

Kiều Ngọc Dung<sup>1</sup>, Nguyễn Tri Thức<sup>2</sup>, Hoàng Anh Tiến<sup>3\*</sup>

(1) Nghiên cứu sinh Trường Đại học Y - Dược, Đại học Huế

(2) Bệnh viện Chợ Rẫy

(3) Bộ môn Nội, Trường Đại học Y - Dược, Đại học Huế

## Tóm tắt

**Đặt vấn đề:** Hiện chưa có hướng dẫn về chọn lựa phương pháp tối ưu hóa khoảng AV khi tạo nhịp bó His. **Mục tiêu nghiên cứu:** Đánh giá đặc điểm kỹ thuật tạo nhịp bó His và xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất (AV) tối ưu và so sánh mối tương quan của phương pháp thông tim và siêu âm Doppler tim. **Phương pháp nghiên cứu:** Nghiên cứu tiến cứu có can thiệp. **Kết quả:** 56 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp His (HBP) với tỉ lệ thành công 78,57%, tuổi trung bình  $57,8 \pm 19,25$  và 68,1% (30 ca) là nữ. Tạo nhịp His chọn lọc và không chọn lọc có tỉ lệ thành công tương ứng là 50% bệnh nhân (22 ca) và 95,4% với ngưỡng tạo nhịp là  $0,82 \pm 0,38$  volt và  $1.37 \pm 0,83$  volt. So sánh tối ưu hóa AV các phương pháp cho thấy mức độ chính xác giảm dần theo thứ tự:  $VTI_{V2L} > VTI_{DMC} > DFT_{V2L}$  ở AVsense tối ưu và  $VTI_{V2L} > DFT_{V2L} > VTI_{DMC}$  ở AVpace tối ưu. Sau tối ưu hóa sức bóp của tim sẽ tăng thêm 18,6% ở AVsense và 26% ở AVpace. **Kết luận:** Tạo nhịp His có tỉ lệ thành công cao 78,57%. Tối ưu hóa khoảng AV giúp cải thiện sức bóp tim từ 18,6 đến 26%.

**Từ khóa:** tạo nhịp bó His, tái đồng bộ tim, suy tim, máy tạo nhịp, bệnh hệ dẫn truyền.

## Optimization of atrioventricular delay using Doppler ultrasound and left ventricular catheterization in patients implanted with His bundle pacing devices

Kieu Ngoc Dung<sup>1</sup>, Nguyen Tri Thuc<sup>2</sup>, Hoang Anh Tien<sup>3\*</sup>

(1) PhD Student Hue University Medicine and Pharmacy, Hue University

(2) Cho Ray Hospital

(3) Dept. of Internal Medicine, Hue University Medicine and Pharmacy, Hue University

## Abstract

**Background:** Currently, there is a lack of guidance on selecting the optimal method for optimizing the AV interval. **Objective:** To evaluate the technical characteristics of His bundle pacing and compare relation optimal ventricular conduction intervals using cardiac catheterization and echocardiogram. **Method:** Interventional prospective study. **Result:** A total of 56 patients underwent His bundle pacing (HBP) with a success rate of 78.5%. The average age was  $57.8 \pm 19.25$ , and 68.1% (30 cases) were female. Selective His pacing and non-selective respectively was successfully achieved in 22 out of 44 cases (50%) and 95.4% with pacing threshold was measured at an average of  $0.82 \pm 0.38$  volts and  $1.37 \pm 0.83$  volts with a pulse width of 1ms. The accuracy comparing AV optimization varied in the following order:  $VTI_{mitral\ valve} > VTI_{aortic\ valve} > DFT_{mitral\ valve}$  for AVsense optimization and  $VTI_{mitral\ valve} > DFT_{mitral\ valve} > VTI_{aortic\ valve}$  for AVpace optimization. After AV optimization, myocardial contractility increased by an additional 18.6% for AVsense and 26% for AVpace. **Conclusion:** His bundle pacing procedure success rate of 78.5%. AV optimization results enhancement in left ventricular contractility from 18.6 to 26%.

**Keywords:** His bundle pacing, cardiac resynchronization, heart failure, pacemaker, conduction disease, AV optimization, AV coupling.

## 1. ĐẶT VẤN ĐỀ

Nhu cầu đặt máy tạo nhịp các loại hàng năm lên đến 1000 máy cho mỗi 1 triệu dân với tổng số bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp trên toàn thế giới hiện đã đạt 1 triệu ca mỗi năm [1]. Chỉ định đặt máy tạo

nhịp do các rối loạn nhịp chậm thường do bệnh nhân mắc bệnh lý hệ thống dẫn truyền (blocs nhĩ thất, blocs 2 bó hoặc blocs 3 bó) hoặc do hội chứng nút xoang bệnh lý. Các nghiên cứu cho thấy máy tạo nhịp tim vĩnh viễn là một phương thức điều trị hiệu quả, an

toàn cho hầu hết các bệnh nhân bị block nhĩ thất hoặc suy nút xoang. Tuy nhiên, sau thời gian 2 - 4 năm thì 10% đến 20% bệnh nhân được tạo nhịp thất phải với tỉ lệ tạo nhịp > 20% thời gian sẽ mắc bệnh cơ tim do tạo nhịp, gây suy giảm chức năng tim, làm tăng số lần nhập viện và đưa đến nguy cơ tử vong [1, 2]. Gần đây, một phương thức tạo nhịp mới đảm bảo được mục tiêu điều trị rối loạn nhịp chậm nhưng vẫn đảm bảo được sự đồng bộ cơ học của thất trái đó là phương thức tạo nhịp bó His đã được áp dụng trên lâm sàng [3]. Với các ưu điểm như trên, từ năm 2021, Hội Tim mạch Âu chính thức cho phép sử dụng phương thức tạo nhịp bó His để thay thế tạo nhịp thất phải nếu bệnh nhân chẩn đoán block nhĩ thất và có tỉ lệ tạo nhịp thất > 20% thời gian hoặc thay thế máy tái đồng bộ tim nếu thất bại đặt điện cực thất trái thượng tâm mạc qua tĩnh mạch vành [3].

Ngoài việc hướng dẫn chọn lựa phương thức tạo nhịp Hội Tim mạch Châu Âu cũng khuyến cáo bắt buộc lập trình máy tạo nhịp cho từng bệnh nhân sau khi đã cấy máy tạo nhịp bó His (chỉ định loại I) [1]. Khi tạo nhịp His, phải mất một thời gian để xung động điện dẫn truyền xuống thất, vì vậy khoảng nhĩ thất (AV) tối ưu khi dùng máy tạo nhịp bó His loại 2 buồng sẽ ngắn hơn so với khoảng AV tối ưu của máy tạo nhịp 2 buồng hoặc 3 buồng. Nếu khoảng AV của máy được cài đặt cao hơn hoặc thấp hơn 40 ms so với con số tối ưu thì sẽ giảm hiệu quả của máy tạo nhịp [4]. Vì vậy, cần phải xác định khoảng AV tối ưu để máy tạo nhịp bó His loại 2 buồng hoạt động một cách tốt nhất. Tuy nhiên, các nghiên cứu tối ưu hóa khoảng AV của máy tạo nhịp His hiện rất hạn chế.

Tại Việt Nam, một số bệnh viện đã thực hiện tạo nhịp bó His. Tại Bệnh viện Chợ Rẫy, tạo nhịp bó His đã được triển khai từ năm 2017. Tuy nhiên, nghiên cứu về tạo nhịp bó His tại nước ta về khoảng AV tối ưu của máy tạo nhịp bó His loại 2 buồng vẫn còn hạn chế. Vì vậy "**Nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm doppler tim và thông tim ở bệnh nhân block nhĩ thất được đặt máy tạo nhịp bó His**" là cần thiết để hỗ trợ các bác sĩ cài đặt các thông số tạo nhịp sau khi đã tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His theo đúng hướng dẫn của Hội tim Châu Âu.

## 2. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

### 2.1. Đối tượng nghiên cứu

Bệnh nhân đã được đặt máy tạo nhịp bó His và đã được tối ưu hóa khoảng AV trong thời gian từ 01/04/2023 đến 01/10/2023 tại khoa Điều trị rối loạn nhịp Bệnh viện Chợ Rẫy.

#### 2.1.1. Tiêu chuẩn chọn bệnh

Các bệnh nhân được chẩn đoán block nhĩ thất độ

II tuýp II, block nhĩ thất cao độ, block nhĩ thất độ III mạn tính và hoặc block nhĩ thất độ III kịch phát mà không do các nguyên nhân thoáng qua hoặc có thể điều trị được. Bệnh nhân ngất không rõ nguyên nhân, block hai bó nếu thăm dò điện sinh lý cho thất khoảng HV kéo dài  $\geq 70$  ms hoặc khi tạo nhịp nhĩ với tần số nhĩ tăng dần gây ra block nhĩ thất độ II, độ III hoặc block tại His hoặc dưới His. Bệnh nhân block nhĩ thất độ I và có triệu chứng, hoặc bệnh nhân block nhĩ thất độ I nhưng thăm dò điện sinh lý xác định tổn thương gây block nhĩ thất nằm tại His hoặc dưới His. Các bệnh nhân đồng ý tham gia nghiên cứu.

#### 2.1.2. Tiêu chuẩn loại bệnh

- Block nhĩ thất thoáng qua do nguyên nhân có thể điều trị được.

- Block nhĩ thất dưới His và khi tạo nhịp His thành công không thể duy trì được dẫn truyền nhĩ thất khi tạo nhịp từ tần số 130 lần/phút.

## 2.2. Phương pháp nghiên cứu

### + Nghiên cứu tiến cứu có can thiệp

#### + Tham số nghiên cứu

- Các thông số nghiên cứu về tình trạng lâm sàng: lý do nhập viện, chẩn đoán, tuổi, giới tính..

- Các thông số an toàn, thành công và các thông số tạo nhịp bó His.

- Các thông số khi thông tim xâm lấn và siêu âm doppler tim: áp lực buồng thất trái tâm thu, sức bóp tim  $dP/dt_{max}$ , huyết áp động mạch chủ tâm thu và trung bình,  $VTI_{V2L}$ ,  $DFT_{V2L}$ ,  $VTI_{DMC}$  tương ứng với các khoảng cài đặt lập trình máy AV khác nhau.

+ So sánh với nghiên cứu của các tác giả khác và rút ra nhận xét.

+ Xử lý số liệu: thu thập và xử lý số liệu bằng phần mềm Excel 2016 và SPSS 26. Biến liên tục được trình bày dạng trung bình cộng và độ lệch chuẩn, biến phân loại được biểu diễn dạng số lượng và tỉ lệ phần trăm. So sánh khác biệt trung bình nhóm được tính bằng kiểm định T bắt cặp hoặc T độc lập cho biến định lượng có phân bố chuẩn và hạng Wilcoxon cho biến định lượng có phân bố không chuẩn và kiểm định Fisher hoặc Chi bình phương cho biến phân loại. Giá trị  $p < 0,05$  được xem là có ý nghĩa thống kê.

## 3. KẾT QUẢ

### 3.1. Đặc điểm lâm sàng

Từ 01/04/2023 đến 01/10/2023 chúng tôi đã tư vấn để đặt máy tạo nhịp His cho 80 bệnh nhân, sau khảo sát dẫn truyền nhĩ thất, 56 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His với 44 ca thành công. Tối ưu hóa khoảng AV bằng phương pháp thông tim và siêu âm Doppler tim được thực hiện cho 38 bệnh nhân.

Với 56 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp His thì trong đó 30 bệnh nhân là nữ (chiếm 68,18%) với

tuổi trung bình là  $57,8 \pm 19,25$  tuổi. Lý do nhập viện thường gặp nhất là mệt hoặc ngất - dọa ngất với tỉ lệ tương ứng là 45,4%; 15,9%. Bệnh đồng mắc thường gặp nhất là tăng huyết áp, rối loạn lipid máu và đái tháo đường týp 2 với tỉ lệ lần lượt là 56,8% và 18,8%.

Chỉ định đặt máy tạo nhịp His là do tình trạng block nhĩ thất ở các mức độ khác nhau chiếm 81,8%, suy nút xoang và block 3 bó tương ứng 9,1%. QRS hẹp chiếm 75% (33 bệnh nhân). Các bệnh nhân có chức năng tim bình thường với phân suất tống máu thất trái trung bình  $65,07 \pm 12,6\%$ . Hầu hết các bệnh nhân đặt máy này đều thăm dò điện sinh lý cho thấy hầu hết đều có block AV do chậm hoặc mất dẫn truyền trước His. Khi tiến hành tạo nhịp His, hầu hết các trường hợp tạo nhịp đều có thể tạo nhịp không chọn lọc His (92,1%). Thời gian thủ thuật của chúng tôi trung bình 103,3  $\pm$  33,22 phút, thời gian chiếu tia 11,91  $\pm$  7,75 phút.

Tạo nhịp His được thực hiện bằng 2 loại dây có lòng (dây Solia hãng Biotronik) ở 10 ca và dây không lòng

(dây Medtronic 3830) trong 34 ca còn lại. Ghi nhận điện cực xuyên sâu  $5,25 \pm 2,72$  mm. Trong 80% trường hợp đặt điện cực vào vị trí bó His ghi nhận được sóng tổn thương của bó His. Không có sự khác biệt về các loại ngưỡng tạo nhịp His khác nhau khi dùng dây tạo nhịp có lòng hoặc không có lòng ở cả 2 hình thức tạo nhịp đơn cực và lưỡng cực. Nghiên cứu ghi nhận 100% hiệu chỉnh QRS sau đặt máy. Độ rộng QRS thay đổi không đáng kể sau tạo nhịp His nhưng ngược lại, QT được thu ngắn có ý nghĩa thống kê.

Thông tin cho thấy dù là siêu âm Doppler tim tối ưu hóa khoảng AV sử dụng kỹ thuật đo  $VTI_{V2L}$  hay đo  $DFT_{V2L}$  hoặc đo  $VTI_{DMC}$  thì các kỹ thuật này đều tương quan thuận với phương pháp thông tim và có thể sử dụng để thay thế thông tim xâm lấn có ý nghĩa thống kê. Mức độ chính xác giảm dần:  $VTI_{V2L} > VTI_{DMC} > DFT_{V2L}$  khi tạo nhịp thất và chỉ nhận cảm nhĩ (AVsense). Ngược lại mức độ chính xác tăng dần:  $VTI_{V2L} > DFT_{V2L} > VTI_{DMC}$  khi tạo nhịp cả nhĩ và thất (AVpace).

**Bảng 1.** Khoảng AV tối ưu được xác định bằng thông tim và siêu âm Doppler tim

Tương quan giữa các phương pháp tối ưu hóa khi chỉ nhận cảm nhĩ và tạo nhịp thất				
PP tối ưu hóa	(1) Thông tim	(2) $VTI_{V2L}$	(3) DFT van 2 lá	(4) VTI van chủ
AVsens (ms)	109,73 $\pm$ 37,89	100 $\pm$ 30,49	94,74 $\pm$ 21,65	95,79 $\pm$ 23,78
		(1)&(2)	(1)&(3)	(1)&(4)
Hệ số tương quan r		r = 0,52; p = 0,01	r = 0,462; p = 0,04	r = 0,485; p = 0,02
Tương quan giữa các phương pháp tối ưu hóa khi chỉ nhận cảm nhĩ và tạo nhịp thất				
PP tối ưu hóa	(1) Thông tim	(2) $VTI_{V2L}$	(3) DFT van 2 lá	(4) VTI van chủ
AVpace (ms)	161,58 $\pm$ 33,84	157,37 $\pm$ 25,6	167,89 $\pm$ 21,78	160 $\pm$ 22
		(1)&(2)	(1)&(3)	(1)&(4)
Hệ số tương quan r		r = 0,709; p < 0,001	r = 0,554; p < 0,001	r = 0,551; p < 0,001

Tương ứng với giá trị AVsens và AVpace tối ưu, khi sử dụng các thông số này, sẽ mang lại sự cải thiện tức thì về sức bóp tim  $dP/dt_{max}$ , áp lực thất trái đỉnh ( $LVP_{max}$ ), áp lực động mạch chủ trung bình (MAP) và VTI (và gián tiếp là sự cải thiện của cung lượng tim) cũng như DFT và hầu hết đều có ý nghĩa thống kê.

**Bảng 2.** Hiệu quả của tạo nhịp khi cài đặt các khoảng AV tối ưu

Hiệu quả khi cài AVsens tối ưu					
Thông tim (n = 38)	Trước tạo nhịp	Sau tạo nhịp	Thay đổi	Thay đổi (%)	p
Áp lực thất trái tối đa (mmHg)	142,00 $\pm$ 28,29	151,17 $\pm$ 27,97	9,17 $\pm$ 13,79	+7,24 $\pm$ 10,6	< 0,001
Sức bóp tim $dP/dt_{max}$ (mmHg/s)	1423,21 $\pm$ 416,46	1656,25 $\pm$ 508,63	233,03 $\pm$ 284,39	+18,6 $\pm$ 20,42	< 0,001
Áp lực động mạch chủ tâm thu (mmHg)	145,56 $\pm$ 26,19	151,26 $\pm$ 31,16	3,69 $\pm$ 12,31	+2,32 $\pm$ 7,99	> 0,05
Áp lực động mạch chủ trung bình (mmHg)	97,36 $\pm$ 15,55	106,09 $\pm$ 17,32	8,73 $\pm$ 12,92	+9,54 $\pm$ 13,97	< 0,001
Siêu âm Doppler tim	Trước tạo nhịp	Sau tạo nhịp	Thay đổi	Thay đổi (%)	p

VTI <sub>V2L</sub> (cm)	17,07 ± 5,35	19,37 ± 5,32	2,30 ± 1,45	+14,88 ± 9,53	< 0,001
DFT <sub>V2L</sub> (ms)	367,72 ± 93,30	409,21 ± 91,79	41,49 ± 29,44	+12,86 ± 12,63	< 0,001
VTI van động mạch chủ (cm)	25,38 ± 6,39	28,7 ± 6,9	3,36 ± 2,77	+14,2 ± 11,22	< 0,001

**Bảng 3.** Hiệu quả của tạo nhịp khi cài đặt các khoảng AV tối ưu

Hiệu quả khi cài AVpace tối ưu					
Thông tim (n = 38)	Trước tạo nhịp	Sau tạo nhịp	Thay đổi	Thay đổi (%)	p
Áp lực thất trái tối đa thì tâm thu	145,90 ± 29,59	152,59 ± 26,86	6,69 ± 16,65	+5,77 ± 12,88	0,02
Sức bóp tim dP/dt <sub>max</sub>	1554,03 ± 671,70	1770,37 ± 516,63	216,33 ± 715,14	+26,16 ± 53,18	> 0,05
Áp lực động mạch chủ tâm thu	147,41 ± 29,59	149,57 ± 29,22	2,16 ± 12,98	+1,9 ± 9,18	> 0,05
Áp lực động mạch chủ trung bình	98,21 ± 15,01	109,58 ± 15,69	11,36 ± 10,78	+12,39 ± 12,95	< 0,001
Siêu âm Doppler tim	Trước tạo nhịp	Sau tạo nhịp	Thay đổi	Thay đổi (%)	p
VTI <sub>V2L</sub>	14,97 ± 4,40	17,09 ± 4,32	2,12 ± 1,19	+15,66 ± 9,87	< 0,001
DFT <sub>V2L</sub>	320,15 ± 73,88	345,14 ± 74,90	24,98 ± 37,87	+8,91 ± 12,33	< 0,001
VTI <sub>DMC</sub>	24,05 ± 6,93	26,96 ± 7,00	2,91 ± 1,47	+13,26 ± 7,54	< 0,001

#### 4. BÀN LUẬN

Hệ thống dẫn truyền nhĩ thất được mô tả đầu tiên vào năm 1906 bởi Sunao Tawara [5]. Bó His có đặc điểm rất quan trọng là sự phân tách theo chiều dọc, lệ thuộc cường độ tạo nhịp, các sợi dẫn truyền được sắp xếp thành các sợi tiền thân của bó nhánh trái và bó nhánh phải. Các tổn thương gây mất dẫn truyền trong bó His thường xảy ra ở các bó chính và nếu tạo nhịp ở phía sau vị trí blocc, ta có thể đảo ngược và tạo ra sự dẫn truyền trở lại. Phần lớn các trường hợp cho rằng blocc dẫn truyền nằm phía dưới His thì thực tế lại xảy ra ngay trong bó His [6]. Điều này giải thích vì sao ở những bệnh nhân có tổn thương dẫn truyền ở phần gần của bó His, nếu ta tạo nhịp bó His ở vị trí xa hơn, có thể giúp bình thường hóa phức bộ QRS.

Tạo nhịp bó His đầu tiên được thực hiện bởi Deshmukh và cộng sự vào năm 2000 nhằm duy trì đồng bộ tim ở các bệnh nhân bệnh cơ tim, rung nhĩ và được đốt nút nhĩ thất [7]. Từ đó tạo nhịp bó His đã được chứng minh là phương pháp điều trị nhịp chậm và giúp tái đồng bộ tim hiệu quả qua nhiều nghiên cứu [7]. Ngoài ra, tạo nhịp bó His cũng được coi là phương pháp sinh lý nhất để đảm bảo dẫn truyền nhĩ thất [8] và được đánh giá là phương pháp tái đồng bộ tim tốt hơn khi so với máy tái đồng bộ tim truyền thống vì giúp thu hẹp QRS nhiều hơn [9]. Tuy nhiên, tỉ lệ thành công trong việc tạo nhịp His

không thật sự cao. Nghiên cứu đa trung tâm của Keene D với 529 bệnh nhân, tỉ lệ thành công là 81% và tỉ lệ phải làm lại do tăng ngưỡng là 7,5% [10]. Nghiên cứu của Parlavecchio về tạo nhịp bó His và bó trái với 2491 bệnh nhân cho thấy tỉ lệ tạo nhịp His thành công 80,9%, tỉ lệ làm lại dây là 3,9% [11]. Nghiên cứu của chúng tôi thực hiện đặt máy tạo nhịp His trên 56 bệnh nhân đạt tỉ lệ thành công 78,5% và sau đặt máy, tỉ lệ bệnh nhân có tăng ngưỡng cần chỉnh lại dây là 6,8%. Các tỉ lệ này khá tương đồng với nghiên cứu của tác giả Keene D nhưng cao hơn so với tác giả Parlavecchio. Sự khác biệt có thể do cỡ mẫu nghiên cứu của chúng tôi còn nhỏ nên sự tích lũy kinh nghiệm chưa đủ để tăng tỉ lệ thành công và giảm đi tỉ lệ tăng ngưỡng của dây tạo nhịp. Mặc dù vậy, khi so sánh với tỉ lệ thất bại thủ thuật là 5 - 9% và tỉ lệ di lệch điện cực thất trái xoang vành là 3 - 7% khi đặt máy tạo nhịp tim 3 buồng (máy tái đồng bộ tim - CRT) là chuẩn mực trong điều trị suy tim có mất đồng bộ thất, hoặc nếu so sánh với tỉ lệ biến chứng liên quan đến dây tạo nhịp khi đặt máy tạo nhịp thường quy là 3,59% [4] thì tỉ lệ trong nghiên cứu của chúng tôi là có thể chấp nhận.

Nghiên cứu của chúng tôi có thời gian chiếu tia là 11,91 ± 7,75 phút, so với 11,7 ± 12,0 phút trong nghiên cứu của tác giả Keene D cho thấy sự tương đồng về mặt kỹ thuật [10]. Tuy vậy, ngưỡng tạo nhịp His trong nghiên cứu của Keene D lên đến 1,4 ± 0,9

volt ở độ rộng xung là  $0,8 \pm 0,3$  ms. Một nghiên cứu của tác giả Zanon với hơn 1400 bệnh nhân cho thấy ngưỡng tạo nhịp His khi đặt máy là 1,71 volt. Nghiên cứu khác của tác giả Vijayaraman, ngưỡng tạo nhịp His khi có sóng tổn thương His sẽ thấp hơn hẳn khi không có sóng tổn thương ( $1,16 \pm 0,4$  volt so với  $1,75 \pm 0,7$  volt khi không có sóng tổn thương His) [12]. Nghiên cứu của chúng tôi với ngưỡng tạo nhịp His đơn cực chọn lọc là  $0,82 \pm 0,38$  volt ở độ rộng xung 1 ms. Sự khác biệt có thể là do phương thức cài đặt độ rộng xung hoặc có thể do chúng tôi tìm được vị trí bó His chính xác hơn với 79,5% trường hợp ghi nhận sóng tổn thương His đưa đến ngưỡng tạo nhịp His của chúng tôi tốt hơn so với nghiên cứu của Keene D nhưng lại khá tương đồng với nghiên cứu của Vijayaraman.

Ngoài các vấn đề về thông số kỹ thuật khi cấy máy thì lập trình máy tạo nhịp bó His, đặc biệt là khoảng AV là vấn đề cần lưu tâm. Do tạo nhịp bó His sử dụng hệ thống Purkinje nên duy trì được sự đồng bộ nội thất và liên thất. Tuy nhiên, sự đồng bộ nhĩ thất lại liên quan đến dẫn truyền nhĩ thất. Mà dẫn truyền nhĩ thất là một thông số có thể điều chỉnh được, các nghiên cứu cũng cho thấy, nếu cài đặt khoảng AV dài hơn hoặc ngắn hơn khoảng AV tối ưu 40 ms sẽ triệt tiêu gần 50% hiệu quả mang lại do sự đồng bộ cơ bóp cơ tim [4]. Trong 1 nghiên cứu năm 2023 của tác giả Coluccia, đã so sánh độ tương quan của phương pháp tối ưu hóa khoảng AV ở bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp bó His hoặc máy tạo nhịp bó trái với các kỹ thuật siêu âm Doppler tim qua van 2 lá và dùng hệ thống thăm dò điện sinh lý nhằm đạt được khoảng AV tối ưu (tác giả quy định khoảng AV tối ưu khi PR = 150 ms). Kết quả cho thấy 2 phương pháp này cho kết quả tương quan thuận trong 70% trường hợp [13]. Trong một tài liệu hướng dẫn cài đặt các loại máy tạo nhịp hệ thống dẫn truyền tác giả Bakelants đề nghị khoảng AV tối ưu có thể là 150 ms, khi đó ta cần xác định AV tối ưu để cài cho máy bằng cách tìm ra thông số thời gian dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng các kỹ thuật khác nhau và trừ đi khoảng thời gian từ vạch tạo nhịp đến khi xuất hiện sóng thất để làm thông số cài đặt khoảng AV cho máy tạo nhịp [14]. Tương tự, tác giả Lustgarten đề nghị cài đặt thông số AV là 80 ms (tương ứng trì hoãn thời gian xuất hiện nhịp nhĩ và tạo nhịp His là khoảng 80 ms) hoặc dựa vào khoảng AV tối ưu trừ đi thời gian từ vạch tạo nhịp His đến thất thực tế [15]. Gần đây, đồng thuận của hội Nhịp tim Hoa Kỳ, Châu Á - Thái Bình Dương và Châu Phi cũng đề xuất khoảng AV của máy tạo nhịp His ngắn hơn thông thường từ 40 - 50 ms [16]. Hiện có nhiều phương pháp đó thông

tin để tối ưu hóa khoảng AV được coi là tiêu chuẩn vàng và thường được dùng để làm thước đo đánh giá các phương pháp khác [17]. Ngoài phương pháp thông tim xâm lấn, ta có thể dùng các kỹ thuật siêu âm Doppler tim để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất [17]. Nghiên cứu của chúng tôi cho thấy mức độ tương quan thay đổi giảm dần theo thứ tự:  $VTI_{V2L} > VTI_{DMC} > DFT_{V2L}$  khi tối ưu hóa khoảng AVsense, ngược lại mức độ chính xác thay đổi theo thứ tự:  $VTI_{V2L} > DFT_{V2L} > VTI_{DMC}$  khi tối ưu hóa khoảng AVpace. Tất cả các kỹ thuật tối ưu hóa bằng Doppler tim này đều tương quan thuận với phương pháp thông tim và đều có ý nghĩa thống kê. Như vậy, ta có thể dùng 1 trong 3 kỹ thuật này để tối ưu hóa khoảng AV và đo  $VTI_{V2L}$  vẫn là lựa chọn tốt nhất do có độ tương quan cao hơn so với tối ưu hóa bằng cách đo  $VTI_{DMC}$  hoặc đo DFT.

Nghiên cứu của tác giả Sohaid cho thấy việc tối ưu hóa ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His cho hiệu quả cải thiện huyết động cấp thời tương đương 60% so với tối ưu hóa ở bệnh nhân đặt máy tái đồng bộ tim [18]. Nghiên cứu của tác giả Salden ở 23 bệnh nhân suy tim có khoảng PR dài hơn 230 ms, QRS hẹp hoặc QRS rộng nhưng không có dạng block nhánh trái hoàn toàn, các bệnh nhân này được tạo nhịp His, tạo nhịp tái đồng bộ tim hoặc tạo nhịp thất phải và so sánh hiệu quả khi tối ưu hóa khoảng AV ở 3 kiểu hình tạo nhịp này. Kết quả cho thấy việc tối ưu hóa khoảng AV ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His không làm thay đổi quá trình khử cực thất nhưng lại giúp cải thiện  $DFT_{V2L}$ , huyết áp động mạch trung bình và cung lượng tim từ 10 - 15% [19]. Kết quả nghiên cứu chúng tôi cho kết quả tương đồng: khi tối ưu hóa khoảng AVsense sức bóp của tim sẽ tăng trung bình 18,6%, huyết áp trung bình động mạch chủ tăng thêm 9,5%. Cung lượng tim được xác định gián tiếp thông qua VTI sẽ tăng thêm 12,6 - 14,8%. Khi cài đặt khoảng AVpace tối ưu với sức bóp tim tăng thêm 26%, áp lực động mạch chủ trung bình tăng thêm 12,4% và cung lượng tim tăng thêm từ 8,9 đến 15,6%. Như vậy, việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp bó His sẽ giúp cải thiện huyết động học cho bệnh nhân.

## 5. KẾT LUẬN

Tạo nhịp bó His là thủ thuật có tỉ lệ thành công đạt 78,57% với tỉ lệ tăng ngưỡng tạo nhịp 6,8%. Việc tạo nhịp His nên chú ý đến sóng tổn thương bó His do tiền lượng sẽ có ngưỡng tạo nhịp tốt. Sau khi đã đặt máy tạo nhịp His, nên tiến hành tối ưu hóa khoảng AV vì sẽ giúp cải thiện sức bóp tim đo bằng  $dP/dt_{max}$  thêm từ 18,6 đến 26% và áp lực trung bình của động



mạch chủ tăng thêm 9,5 - 12,4% tùy theo kiểu tạo nhịp. Có thể thực hiện tối ưu hoá bằng các kỹ thuật siêu âm Doppler, trong đó siêu âm đo  $VTI_{V2L}$  có độ

chính xác và tương quan so với phương pháp thông tim tốt hơn phương pháp đo  $VTI_{DMC}$  và đo  $DFT_{V2L}$ .

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Glikson M, Nielsen JC, Kronborg MB, et al. 2021 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy: Developed by the Task Force on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy of the European Society of Cardiology (ESC) With the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA). *Rev Esp Cardiol (Engl Ed)*. May 2022;75(5):430. doi:10.1016/j.rec.2022.04.004
2. Faddis MN. Treatment of Pacing-Induced Cardiomyopathy With Cardiac Resynchronization Therapy. *JACC Clin Electrophysiol*. Feb 2018;4(2):178-180. doi:10.1016/j.jacep.2017.11.012
3. Lewis AJM, Foley P, Whinnett Z, Keene D, Chandrasekaran B. His Bundle Pacing: A New Strategy for Physiological Ventricular Activation. *J Am Heart Assoc*. Mar 19 2019;8(6):e010972. doi:10.1161/jaha.118.010972
4. Whinnett ZI, Francis DP, Denis A, et al. Comparison of different invasive hemodynamic methods for AV delay optimization in patients with cardiac resynchronization therapy: implications for clinical trial design and clinical practice. *Int J Cardiol*. Oct 3 2013;168(3):2228-37. doi:10.1016/j.ijcard.2013.01.216
5. Padala SK, Cabrera JA, Ellenbogen KA. Anatomy of the cardiac conduction system. *Pacing Clin Electrophysiol*. Jan 2021;44(1):15-25. doi:10.1111/pace.14107
6. Arora V, Suri P. Physiological Pacing: A New Road to Future. *Indian Journal of Clinical Cardiology*. 2021;2(1):32-43. doi:10.1177/2632463620978045
7. Sharma PS, Vijayaraman P. Conduction System Pacing for Cardiac Resynchronisation. *Arrhythm Electrophysiol Rev*. Apr 2021;10(1):51-58. doi:10.15420/aer.2020.45
8. Cabrera J, Porta-Sánchez A, Tung R, Sánchez-Quintana D. Tracking Down the Anatomy of the Left Bundle Branch to Optimize Left Bundle Branch Pacing. *JACC Case Rep*. May 2020;2(5):750-755. doi:10.1016/j.jaccas.2020.04.004
9. Arnold AD, Shun-Shin MJ, Keene D, et al. His Resynchronization Versus Biventricular Pacing in Patients With Heart Failure and Left Bundle Branch Block. *J Am Coll Cardiol*. Dec 18 2018;72(24):3112-3122. doi:10.1016/j.jacc.2018.09.073
10. Keene D, Arnold AD, Jastrzębski M, et al. His bundle pacing, learning curve, procedure characteristics, safety, and feasibility: Insights from a large international observational study. *J Cardiovasc Electrophysiol*. Oct 2019;30(10):1984-1993. doi:10.1111/jce.14064
11. Parlavacchio A, Vetta G, Coluccia G, et al. Success and complication rates of conduction system pacing: a meta-analytical observational comparison of left bundle branch area pacing and His bundle pacing. *J Interv Card Electrophysiol*. Aug 29 2023;doi:10.1007/s10840-023-01626-5
12. Vijayaraman P, Dandamudi G, Worsnick S, Ellenbogen KA. Acute His-Bundle Injury Current during Permanent His-Bundle Pacing Predicts Excellent Pacing Outcomes. *Pacing Clin Electrophysiol*. May 2015;38(5):540-6. doi:10.1111/pace.12571
13. Coluccia G, Dell'Era G, Ghiglieno C, et al. Optimization of the atrioventricular delay in conduction system pacing. *J Cardiovasc Electrophysiol*. Jun 2023;34(6):1441-1451. doi:10.1111/jce.15927
14. Bakelants E, Burri H. Troubleshooting Programming of Conduction System Pacing. *Arrhythm Electrophysiol Rev*. Jul 2021;10(2):85-90. doi:10.15420/aer.2021.16
15. Lustgarten DL, Sharma PS, Vijayaraman P. Troubleshooting and programming considerations for His bundle pacing. *Heart Rhythm*. May 2019;16(5):654-662. doi:10.1016/j.hrthm.2019.02.031
16. Chung MK, Patton KK, Lau CP, et al. 2023 HRS/APHS/LAHS guideline on cardiac physiologic pacing for the avoidance and mitigation of heart failure. *Heart Rhythm*. Sep 2023;20(9):e17-e91. doi:10.1016/j.hrthm.2023.03.1538
17. Nguyễn Tri Thức NCL, Hoàng Anh Tiến. Nghiên cứu tối ưu hoá khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm doppler tim ở bệnh nhân được đặt máy tái đồng bộ tim. *Tạp Chí Y Học Huế*. 2020;10:63. doi:https://www.doi.org/10.34071/jmp.2020.2.10
18. Sohaib SMA, Wright I, Lim E, et al. Atrioventricular Optimized Direct His Bundle Pacing Improves Acute Hemodynamic Function in Patients With Heart Failure and PR Interval Prolongation Without Left Bundle Branch Block. *JACC Clin Electrophysiol*. Dec 2015;1(6):582-591. doi:10.1016/j.jacep.2015.08.008
19. Salden F, Huntjens PR, Schreurs R, et al. Pacing therapy for atrioventricular dromotopathy: a combined computational-experimental-clinical study. *Europace*. May 3 2022;24(5):784-795. doi:10.1093/europace/euab248