

ĐẠI HỌC HUẾ
TRƯỜNG ĐẠI HỌC Y DƯỢC

KIỀU NGỌC DŨNG

TỐI ƯU HÓA KHOẢNG DẪN TRUYỀN NHĨ
THẤT BẰNG SIÊU ÂM DOPPLER TIM
VÀ THÔNG TIM Ở BỆNH NHÂN BLỐC NHĨ
THẤT ĐƯỢC ĐẶT MÁY TẠO NHỊP BÓ HIS

LUẬN ÁN TIẾN SỸ NỘI KHOA

HUẾ, 2026

ĐẠI HỌC HUẾ
TRƯỜNG ĐẠI HỌC Y DƯỢC

KIỀU NGỌC DŨNG

**TỐI ƯU HÓA KHOẢNG DẪN TRUYỀN NHĨ
THẤT BẰNG SIÊU ÂM DOPPLER TIM
VÀ THÔNG TIM Ở BỆNH NHÂN BLÓC NHĨ
THẤT ĐƯỢC ĐẶT MÁY TẠO NHỊP BÓ HIS**

LUẬN ÁN TIẾN SỸ NỘI KHOA

Chuyên ngành: NỘI KHOA

Mã số: 9 72 01 07

Người hướng dẫn khoa học:

GS.TS. HOÀNG ANH TIẾN

PGS.TS.BS NGUYỄN TRI THỨC

HUẾ, 2026

Lời Cảm Ơn

Để thực hiện và hoàn thành đề tài Luận án này, học viên đã nhận được sự hỗ trợ, giúp đỡ và tạo điều kiện từ Ban giám hiệu Đại học Y Huế, Ban lãnh đạo Bệnh viện Chợ Rẫy. Luận án cũng được hoàn thành dựa trên sự tham khảo, học tập kinh nghiệm từ các kết quả nghiên cứu liên quan, các tạp chí chuyên ngành của nhiều tác giả ở các trường Đại học, các tổ chức nghiên cứu... đồng thời là sự giúp đỡ, tạo điều kiện về vật chất và tinh thần từ phía gia đình, bạn bè và các đồng nghiệp.

Trước hết, học viên xin bày tỏ lòng biết ơn sâu sắc đến GS.TS. Hoàng Anh Tiến và PGS.TS.BSCKII Nguyễn Tri Thức - người hướng dẫn khoa học đã trực tiếp dành nhiều thời gian, công sức hướng dẫn học viên trong quá trình thực hiện nghiên cứu và hoàn thành Luận án. Học viên cũng xin bày lòng biết ơn đến GS.TS Trần Văn Huy và GS.TS Huỳnh Văn Minh, đã luôn theo sát, chỉ dạy và tạo điều kiện để học viên học tập và thực hiện đề tài nghiên cứu cách tốt nhất.

Học viên xin trân trọng cảm ơn Ban giám hiệu Đại học Y Huế cùng toàn thể các thầy cô giáo đã tận tình truyền đạt những kiến thức quý báu, giúp đỡ tôi trong quá trình học tập và nghiên cứu.

Tuy có nhiều cố gắng, nhưng trong Luận án này không tránh khỏi những thiếu sót, hạn chế. Học viên kính mong Quý thầy cô, các chuyên gia, những người quan tâm đến đề tài, đồng nghiệp, gia đình và bạn bè tiếp tục có những ý kiến đóng góp, giúp đỡ để đề tài được hoàn thiện hơn.

Một lần nữa xin chân thành cảm ơn!

Tp. Hồ Chí Minh, tháng 1 năm 2026

HỌC VIÊN NCS KIỀU NGỌC DŨNG

LỜI CAM ĐOAN

Tôi cam đoan đây là công trình nghiên cứu của riêng tôi. Các số liệu và kết quả nêu trong luận án này là trung thực và chưa được công bố trong bất kỳ một công trình nào khác.

Người cam đoan

Kiều Ngọc Dũng

MỤC LỤC

Mục lục	5
Danh mục bảng.....	10
Danh mục hình	13
Danh mục biểu đồ.....	15
ĐẶT VẤN ĐỀ	1
Chương 1. TỔNG QUAN TÀI LIỆU	5
1.1. Giải phẫu học hệ thống dẫn truyền trong tim và bệnh lý rối loạn dẫn truyền .5	
1.2. Tạo nhịp thất phải, bệnh cơ tim do tạo nhịp và tạo nhịp tim sinh lý	10
1.3. Kỹ thuật tạo nhịp bó His và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó HIS	18
1.4. Các nghiên cứu trên thế giới và tại Việt Nam	32
Chương 2. ĐỐI TƯỢNG PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU	38
2.1. Đối tượng nghiên cứu	38
2.2. Phương pháp nghiên cứu	38
2.3. Trình tự nghiên cứu, các thông số nghiên cứu và tiến hành nghiên cứu	40
2.4. Xử lý số liệu.....	65
2.5. Đạo đức của nghiên cứu	66
Chương 3. KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU	67
3.1. Khảo sát đặc điểm lâm sàng, cận lâm sàng.....	67
3.2. Khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu bằng phương pháp siêu âm doppler tim và thông tim ở bệnh nhân block nhĩ thất đã được đặt máy tạo nhịp bó HIS	79
3.3. Hiệu quả sau đặt máy tạo nhịp bó HIS, tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất và thông số tạo nhịp hệ dẫn truyền	90
Chương 4. BÀN LUẬN	104
4.1. Nhận xét về đặc điểm lâm sàng, cận lâm sàng	104
4.2. Nhận xét về khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu bằng phương pháp siêu âm doppler tim và thông tim ở bệnh nhân block nhĩ thất đã được đặt máy tạo nhịp bó HIS	113

4.3. Nhận xét về hiệu quả sau đặt máy tạo nhịp bó HIS, tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất và thông số tạo nhịp hệ dẫn truyền.....	124
KẾT LUẬN	141
DANH MỤC CÁC CÔNG TRÌNH ĐÃ CÔNG BỐ LIÊN QUAN ĐẾN LUẬN ÁN	144
TÀI LIỆU THAM KHẢO	145
PHỤ LỤC	

CÁC CHỮ VIẾT TẮT

ACC	American College of Cardiology	Trường môn tim Hoa Kỳ
AHA	American Heart Association	Hội Tim mạch Hoa Kỳ
AoP	Aortic pressure	Áp lực động mạch chủ
APM	Anterior papillary muscle	Cơ nhú trước
AV	Atrioventricular	Nhĩ thất
AVp	Atrioventricular paced interval	khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau tạo nhịp
AVs	Atrioventricular sensed interval	khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau nhận cảm
BA V/AVB	Block atrio-ventricle	Blóc nhĩ thất
BiV	Biventricular	Hai buồng thất
BMI	Body mass index	Chỉ số khối cơ thể
CI	Confidence interval	Khoảng tin cậy
CRT	Cardiac resynchronization therapy	Điều trị tái đồng bộ tim
CRT-D	Cardiac Resynchronisation Therapy-Defibrillator	Máy tái đồng bộ tim có phá rung
CRT-P	Cardiac Resynchronization Therapy Pacemaker	Máy tái đồng bộ tim có chức năng tạo nhịp
CS	Coronary sinus	Xoang vành
CSP	Conduction system pacing	Tạo nhịp hệ dẫn truyền
DFT	Diastolic Filling Time	Thời gian đổ đầy tâm trương
dp/dt_{max}	Maximum rate of pressure rise in the ventricle	Tốc độ tăng áp lực tối đa trong thất
DSA	Digital subtraction angiography	Chụp mạch máu số hóa xóa nền
ECG	Electrocardiogram	Điện tâm đồ
EDV	End-diastolic volume	Thể tích cuối tâm trương

EF	Ejection fraction	Phân suất tổng máu
EP	Electrophysiology	Điện sinh lý
ESC	European Society of Cardiology	Hội tim Châu Âu
GLS	Left ventricular global longitudinal strain	Chỉ số sức căng dẫn dọc thất trái
HA		Huyết áp
HBP	His Bundle Pacing	Tạo nhịp bó His
HF	Heart failure	Suy tim
HFrEF	Heart Failure with reduced Ejection Fraction	Suy tim phân suất tổng máu giảm
HR	Hazard Ratio	Tỷ số rủi ro
HRA	High right atrium	Điện cực nhĩ phải cao
ICD	Implantable cardioverter defibrillator	Máy khử rung tim tự động đặt dưới da
LAF	Left anterior fascicular	Phân nhánh trái trước
LAFP	Left anterior fascicular pacing	Tạo nhịp phân nhánh trái trước
LBB	Left bundle branch	Nhánh trái
LBBAP	Left bundle branch area pacing	Tạo nhịp vùng nhánh trái
LBBB	Left bundle branch block	Block nhánh trái
LBBP	Left bundle branch pacing	Tạo nhịp nhánh trái
LPF	Left posterior fascicular	Phân nhánh trái sau
LPFP	Left posterior fascicular pacing	Tạo nhịp nhánh trái sau
LSF	Left septum fascicular	Nhánh trái ở vách
LSFP	Left septum fascicular pacing	Tạo nhịp nhánh trái ở vách
LV	Left ventricle	Thất trái
LVEF	Left ventricular ejection fraction	Phân suất tổng máu thất trái
LVESV	Left ventricular end-systolic volume	Thể tích thất trái cuối tâm thu
LVP	Left ventricular pressure	Áp lực thất trái

LVSP	Left ventricular septum pacing	Tạo nhịp vách liên thất bên trái
MS	Membranous septum	Vách liên thất phân màng
MV	Mitral valve	Van hai lá
MVP	Managed Ventricular Pacing	Chức năng quản lý tạo nhịp thất
NCC	Non coronary cusp	Lá không vành
NT-proBNP	N-Terminal pro B-type Natriuretic Peptide	
NYHA	New York Heart Association	Hội tim New York
PLSVC	Persistent left superior vena cava	Tồn tại tĩnh mạch chủ trên bên trái
PN	Purkinje network	Mạng lưới Purkinje
PPM	Posterior papillary muscle	Cơ nhú sau
PSA	Pace-sense analyzer	Máy phân tích nhận cảm tạo nhịp
PSTM		Phân suất tổng máu
RCC	Right coronary cusp	Lá vành phải
RV	Right ventricle	Thất phải
RVP	Right ventricular pacing	Tạo nhịp thất phải
SafeR	Safe Rhythm Management	Chức năng kiểm soát nhịp an toàn
SAT		Siêu âm tim
VIP	Ventricular Intrinsic Preference	Ưu tiên dẫn truyền nội tại thất
VO _{2max}	Maximal oxygen consumption	Mức tiêu thụ oxy tối đa
VTI	Velocity time integral	Tích phân vận tốc theo thời gian

DANH MỤC BẢNG

Bảng 2.1: Cách phân độ suy tim NYHA	43
Bảng 2.2: Chấm điểm theo bộ SF-36	44
Bảng 2.3: Cách tính điểm trung bình các khoản của 8 lĩnh vực chất lượng sống.....	46
Bảng 3.1: Đặc điểm BMI của đối tượng nghiên cứu theo WHO.....	68
Bảng 3.2: Đặc điểm về sinh hiệu của bệnh nhân	69
Bảng 3.3: Đặc điểm về tiền căn bệnh lý tim mạch thường gặp của bệnh nhân	70
Bảng 3.4: Bệnh đồng mắc	70
Bảng 3.5: Chỉ định đặt HBP dựa trên điện tâm đồ	71
Bảng 3.6: Nhịp cơ bản trước khi tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His.....	71
Bảng 3.7: Đặc điểm hình dạng QRS trước đặt máy.....	72
Bảng 3.8: Đặc điểm cận lâm sàng khác ghi nhận khi bệnh nhân nhập viện.....	72
Bảng 3.9: Cách tìm và ghi tín hiệu bó His	73
Bảng 3.10: Đặc điểm vị trí chậm dẫn truyền qua nút nhĩ thất	74
Bảng 3.11: Các khoảng dẫn truyền trong tim	74
Bảng 3.12: Đặc điểm loại điện cực tạo nhịp bó His	75
Bảng 3.13: Mức độ xuyên sâu của điện cực tạo nhịp bó His hoặc nhánh trái.....	75
Bảng 3.14: Thời gian thủ thuật và thời gian chiếu tia.....	76
Bảng 3.15: Ngưỡng tạo nhịp bó His và nhánh trái khi tiến hành thủ thuật	76
Bảng 3.16: Theo dõi các ngưỡng tạo nhịp qua các thời điểm.....	77
Bảng 3.17: Ngưỡng nhận cảm nhĩ qua các thời điểm.....	78
Bảng 3.18: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo áp lực đỉnh của thất trái khi tạo nhịp bó His....	79
Bảng 3.19: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tim đo áp lực đỉnh của thất trái khi tạo nhịp nhĩ và His	80
Bảng 3.20: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tim đo áp lực động mạch chủ tâm thu khi tạo nhịp bó His	81
Bảng 3.21: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tim đo áp lực động mạch chủ tâm thu khi tạo nhịp nhĩ và His ...	81

Bảng 3.22: Tương quan giữa tối ưu hóa thông tin đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tin đo áp lực động mạch chủ trung bình khi tạo nhịp bó His.....	82
Bảng 3.23: Tương quan giữa tối ưu hóa thông tin đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa thông tin đo áp lực động mạch chủ trung bình khi tạo nhịp nhĩ và His.....	82
Bảng 3.24: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá khi tạo nhịp bó His.....	83
Bảng 3.25: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá khi tạo nhịp nhĩ và His	84
Bảng 3.26: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van ĐMC khi tạo nhịp bó His.....	85
Bảng 3.27: Tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van ĐMC khi tạo nhịp nhĩ và His.....	86
Bảng 3.28: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo thời gian đổ đầy thất (DFT) qua van hai lá khi tạo nhịp bó His.....	87
Bảng 3.29: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo thời gian đổ đầy thất khi tạo nhịp nhĩ và His..	88
Bảng 3.30: So sánh mức độ tương quan của các phương pháp tối ưu hóa (TUH) bằng siêu âm Doppler tim và tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max}	89
Bảng 3.31: Độ rộng QRS trước tạo nhịp, tạo nhịp thất phải và tạo nhịp bó His	90
Bảng 3.32: Độ dài QT trước tạo nhịp và tạo nhịp thất phải và tạo nhịp bó His	91
Bảng 3.33: Hiệu quả tạo nhịp trên huyết động học xâm nhập khi chưa cài AV_s tối ưu	92
Bảng 3.34: Hiệu quả tạo nhịp trên huyết động học xâm nhập sau khi đã tối ưu AV_s	93
Bảng 3.35: Hiệu quả tạo nhịp trên huyết động học xâm nhập trước khi tối ưu AV_p	94
Bảng 3.36: Hiệu quả tạo nhịp trên huyết động học xâm nhập sau khi tối ưu AV_p ...	95
Bảng 3.37: Hiệu quả tạo nhịp trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim khi chưa cài AV_s tối ưu	96

Bảng 3.38: Hiệu quả tạo nhịp trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim sau khi đã tối ưu AV _s	96
Bảng 3.39: Hiệu quả tạo nhịp trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim trước khi tối ưu AV _p	97
Bảng 3.40: Hiệu quả tạo nhịp trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim sau khi tối ưu AV _p	97
Bảng 3.41: Thay đổi trên siêu âm tim.....	98
Bảng 3.42: Thay đổi trên phân suất tống ở bệnh nhân phân suất tống máu giảm được đặt máy tạo nhịp bó His.....	99
Bảng 3.43: Thay đổi trên chất lượng sống	100
Bảng 3.44: Lý do không thể tạo nhịp bó His	101
Bảng 3.45: Biến chứng tim mạch chính (MACE) trong thời gian tuần đầu thực hiện thủ thuật đặt HBP	102
Bảng 3.46: Biến chứng trong 6 tháng sau thủ thuật đặt tạo nhịp bó His	102
Bảng 3.47: Biến chứng trong thời gian tuần đầu thực hiện thủ thuật đặt máy tạo nhịp nhánh trái	103
Bảng 3.48: Biến chứng trong 6 tháng sau thủ thuật đặt tạo nhịp nhánh trái.....	103

DANH MỤC HÌNH

Hình 1.1: Hệ dẫn truyền nhĩ thất	5
Hình 1.2: Đặc điểm giải phẫu các típ của bó His.....	6
Hình 1.3: Nhánh trái và mạng lưới Purkinje	7
Hình 1.4: Sơ đồ vị trí chuẩn của các điện cực thăm dò điện sinh lý trong buồng tim và các tín hiệu được ghi nhận. Các điện thế ghi được khi tiến hành thăm dò điện sinh lý, điện thế nhĩ (sóng A), điện thế His (sóng H), điện thế thất (sóng V). HRA: điện cực nhĩ phải cao, His: điện cực His, CS: điện cực xoang vành, RV: điện cực thất phải	9
Hình 1.5: Cơ chế suy tim do rối loạn nhịp	11
Hình 1.6: Hậu quả của mất đồng bộ điện học tim gây ra khi tạo nhịp thất phải	12
Hình 1.7: Các phương thức tạo nhịp sinh lý tim	14
Hình 1.8: Đường cong thời gian đến sự kiện cho kết cục tử vong do mọi nguyên nhân trong thử nghiệm DAPACE . Không có sự khác biệt có ý nghĩa thống kê giữa hai cánh nghiên cứu. Giá trị P chưa được điều chỉnh (kiểm tra thứ hạng log) được hiển thị	15
Hình 1.9: Các vị trí tạo nhịp hệ thống dẫn truyền	17
Hình 1.10: Các hậu quả do khoảng PR không tối ưu ở bệnh nhân có khoảng PR dài [98]	21
Hình 1.11: Hiệu quả của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His.....	23
Hình 1.12: Đường biểu diễn áp lực thất trái và dP/dt thất trái.....	25
Hình 1.13: Cách đo dP/dt để tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất	26
Hình 1.14: Các cách tính thể tích nhát bóp	28
Hình 1.15: Cách tính VTI qua phổ tâm trương van hai lá	29
Hình 1.16: Cách tính VTI phổ tâm thu qua van động mạch chủ hoặc đường thoát thất trái	30
Hình 1.17: Tối ưu hóa thời gian đổ đầy thất. khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu giúp cải thiện tiền tải thất trái và giảm hở van hai lá tâm trương	31
Hình 2.1: Thăm dò để tìm kiếm vị trí bó His, sử dụng máy phân tích tín hiệu	48

Hình 2.2: Thăm dò để tìm kiếm vị trí bó His, phát hiện block độ II sau His	48
Hình 2.3: Các loại ống thông và điện cực để tạo nhịp bó His. MDT 3830: điện cực không lòng và 2 loại điện cực có lòng BSC và Biotronik.	49
Hình 2.4: Bơm cân quang xác định vị trí van ba lá giúp định vị tốt hơn vị trí bó His, rút ngắn thời gian thủ thuật và chiếu tia	50
Hình 2.5: Bơm cân quang và tạo hình ống thông để tiếp cận bó His	50
Hình 2.7: Tạo nhịp bó His không chọn lọc chuyển sang tạo nhịp bó His chọn lọc và cuối cùng chỉ tạo nhịp cơ thất phải khi giảm dần ngưỡng tạo nhịp.....	52
Hình 2.8: Cắt bỏ ống thông sau cố định điện cực His	53
Hình 2.9: XQ phổi sau khi đặt máy tạo nhịp bó His, so sánh với máy tạo nhịp thất phải [43].	53
Hình 2.10: Tạo nhịp bó His chọn lọc và không chọn lọc	54
Hình 2.11: Sự thay đổi ngưỡng tạo nhịp khi tạo nhịp bó His chọn lọc, không chọn lọc và khi có hiệu chỉnh	55
Hình 2.12: Cách tính khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau nhịp nhĩ bệnh nhân AVs (AVs) và sau nhịp nhĩ do tạo nhịp AVp (AVp)	59
Hình 2.13: Cách đo phổ VTI qua van hai lá để tối ưu hóa khoảng AV	61
Hình 2.14: Cách đo phổ VTI qua van động mạch chủ để tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất.....	63
Hình 2.15: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách tối ưu thời gian đổ đầy thất	64

DANH MỤC BIỂU ĐỒ

Biểu đồ 3.1: Đặc điểm về giới.....	67
Biểu đồ 3.2: Lý do nhập viện đặt máy tạo nhịp bó His tại bệnh viện Chợ rẫy	68
Biểu đồ 3.3: Các triệu chứng lâm sàng của bệnh tạo nhịp bó His tại bệnh viện Chợ rẫy...	69
Biểu đồ 3.4: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá khi tạo nhịp bó His	83
Biểu đồ 3.5: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá khi tạo nhịp nhĩ và His.....	84
Biểu đồ 3.6: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van ĐMC khi tạo nhịp bó His	85
Biểu đồ 3.7: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van ĐMC khi tạo nhịp nhĩ và His.....	86
Biểu đồ 3.8: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo DFT qua van hai lá khi tạo nhịp bó His.....	87
Biểu đồ 3.9: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo thời gian đổ đầy thất khi tạo nhịp nhĩ và His..	88

ĐẶT VẤN ĐỀ

1. Tính cấp thiết của đề tài

Theo thống kê năm 2018 của Hội Tim mạch Hoa Kỳ, nước này có 126,9 triệu người mắc bệnh tim mạch – huyết áp. Cũng vào năm này, Hoa Kỳ có 53.895 người đột tử do các bệnh lý rối loạn nhịp và 564.182 người có tình trạng bệnh nặng dẫn đến tử vong do nguyên nhân rối loạn nhịp [99]. Thống kê gần đây cho thấy ở các nước phát triển như Pháp, Thụy Sĩ, Ý, nhu cầu đặt máy tạo nhịp các loại để điều trị các dạng rối loạn nhịp khác nhau hàng năm lên đến 1.000 máy cho mỗi 1 triệu dân. Tổng số bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp trên toàn thế giới hiện đã đạt 1 triệu ca mỗi năm [48]. Điều này giúp nhìn nhận bệnh lý rối loạn nhịp và các bệnh lý cần điều trị bằng máy tạo nhịp là một trong những vấn đề cần quan tâm.

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, bloc 2 bó hoặc bloc 3 bó) hoặc do hội chứng nút xoang bệnh lý. Đây là các rối loạn nhịp thường gặp và nguy cơ tử vong cao. Với sự phát triển của khoa học và công nghệ, máy tạo nhịp tim một buồng, rồi máy tạo nhịp tim hai buồng cấy dưới da ra đời đã mang lại cơ hội điều trị cho các bệnh nhân này. Tuy nhiên sau thời gian theo dõi 2-4 năm thì 10 đến 20% bệnh nhân được tạo nhịp thất phải với tỷ lệ tạo nhịp $>20\%$ thời gian sẽ mắc bệnh cơ tim do tạo nhịp, làm giảm chức năng tim, giảm phân suất tống máu, tăng số lần nhập viện và đưa đến nguy cơ tử vong [42], [48]. Sinh bệnh học bệnh cơ tim do tạo nhịp là do sự mất đồng bộ của thất và nhĩ thất khi tạo nhịp, gây ra các tác động bất lợi trên tim và gây suy tim [39]. Vì vậy, cần phải có một phương thức điều trị tạo nhịp thất nhưng vẫn đảm bảo an toàn, đảm bảo sự đồng bộ tim, không gây suy tim như khi tạo nhịp thất phải.

Gần đây, một phương thức tạo nhịp mới với tất cả các ưu điểm của máy tạo nhịp tim ba buồng, vừa đảm bảo được mục tiêu điều trị rối loạn nhịp chậm nhưng vẫn đảm bảo được sự co bóp đồng bộ của thất trái đó là phương thức tạo nhịp bó His [80]. Phương thức này sử dụng loại máy tạo nhịp thông thường, với một điện cực tạo nhịp

được thiết kế đặc biệt và các dụng cụ cần thiết để giúp cố định điện cực này vào bó His. Máy tạo nhịp sẽ cung cấp xung động điện trực tiếp vào bó His, lan tỏa vào mạng lưới Purkinje và gây ra sự khử cực đồng thời của toàn bộ thất trái tương tự như sự khử cực bình thường của tim và nhờ đó duy trì được sự đồng bộ cơ học của tim. Với các ưu điểm như trên, Hội Tim mạch Hoa Kỳ và Châu 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 tỷ lệ tạo nhịp thất $>20\%$ thời gian. Tạo nhịp bó His cũng có thể là chọn lựa thay thế máy tái đồng bộ tim nếu thất bại đặt điện cực thất trái thượng tâm mạc qua tĩnh mạch vành [48].

Khi tạo nhịp bó His, cần có thời gian khoảng 40-70ms để xung động điện dẫn truyền đến thất và gây khử cực thất, vì vậy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu khi dùng máy tạo nhịp bó His loại hai buồng sẽ ngắn hơn so với khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu của máy tạo nhịp hai buồng tạo nhịp thất phải hoặc máy tạo nhịp ba buồng [92]. Nghiên cứu cũng cho thấy: nếu khoảng dẫn truyền nhĩ thất 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 [118]. Cần phải xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu để đảm bảo máy tạo nhịp bó His loại hai buồng hoạt động một cách tốt nhất. Vì vậy, 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) [48].

Hiện nay, có hai phương pháp chủ yếu được ứng dụng để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His: (1) siêu âm Doppler tim và (2) Thông tim đo huyết động học xâm nhập. Siêu âm Doppler tim là phương pháp không xâm nhập, dễ thực hiện, có thể áp dụng lặp lại nhiều lần, sử dụng các chỉ số như VTI qua van hai lá hoặc van động mạch chủ, thời gian đổ đầy tâm trương để đánh giá hiệu quả huyết động. Tuy nhiên, kết quả của kỹ thuật này phụ thuộc vào tay nghề người thực hiện, chất lượng hình ảnh và các yếu tố sinh lý như tần số tim hoặc hô hấp. Thông tim xâm nhập đo chỉ số dP/dt_{max} được xem là "tiêu chuẩn vàng" về đánh giá huyết động tức thời và độ nhạy cao để phát hiện thay đổi nhỏ về co bóp tim. Tuy nhiên, đây là kỹ thuật xâm nhập, tốn kém và chỉ có thể thực hiện trong môi trường thủ thuật. Mặc dù cả hai phương pháp đều đã được áp dụng tại một số trung tâm lớn

trên thế giới, nhưng số lượng nghiên cứu đối chiếu trực tiếp giữa hai phương pháp, đặc biệt là trong nhóm bệnh nhân block nhĩ thất được đặt máy tạo nhịp bó His, còn 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 2019. Tuy nhiên nghiên cứu về tạo nhịp bó His tại Việt Nam vẫn còn hạn chế, nhất là nghiên cứu về khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu của máy tạo nhịp bó His loại hai buồng. Vì vậy, để góp phần đánh giá một cách khách quan hiệu quả, tính an toàn và xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu của máy tạo nhịp bó His loại hai buồng ở bệnh nhân block nhĩ thất, chúng tôi tiến hành 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”**

2. Mục tiêu nghiên cứu

1. Khảo sát đặc điểm lâm sàng, cận lâm sàng và khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu bằng phương pháp siêu âm doppler tim và thông tim ở bệnh nhân block nhĩ thất đã được đặt máy tạo nhịp bó His

2. Đánh giá kết quả điều trị, chất lượng cuộc sống và các biến cố tim mạch chính (MACE) của tạo nhịp bó His sau khi được tối ưu hoá khoảng dẫn truyền nhĩ thất.

3. Ý nghĩa khoa học và thực tiễn của đề tài

3.1. Ý nghĩa khoa học

Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His có vai trò quan trọng nhằm cải thiện sự đồng bộ nhĩ thất, tối ưu hóa thể tích nhát bóp và cung lượng tim sau đặt máy tái đồng bộ tim. Về lâu dài, phương pháp này giúp cải thiện hơn nữa phân suất tống máu và chống tái cấu trúc tim.

Nghiên cứu sẽ làm rõ cơ sở khoa học, tính chính xác và mức độ tương quan của phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm Doppler tim so với phương pháp tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập thất trái đo dP/dt_{max} .

Nghiên cứu cũng cung cấp số liệu khoa học về hiệu quả của máy tạo nhịp bó His đã được tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau 6 tháng.

3.2. Ý nghĩa thực tiễn

Nghiên cứu sẽ áp dụng vào lâm sàng để chọn lựa phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm Doppler tim thay vì phương pháp tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập thất trái đo $dP/dt_{\max}$ ở bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His.

Nghiên cứu cung cấp hiệu quả sau 6 tháng của những bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His có tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất. Từ đó, đề xuất thêm các vấn đề liên quan để tối ưu hóa hiệu quả thực hành lâm sàng.

4. Đóng góp của luận án

Đây là một trong số ít nghiên cứu so sánh độ tương quan của hai kỹ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm Doppler tim so với phương pháp tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập thất trái đo $dP/dt_{\max}$.

Nghiên cứu đóng góp cho thực hành lâm sàng: lựa chọn phương pháp siêu âm Doppler tim để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, thay thế cho các phương pháp xâm nhập và tốn kém hơn.

Nghiên cứu đóng góp cho y học chuyên ngành Việt Nam và thế giới về cơ sở khoa học và thực tiễn lâm sàng trên đối tượng sau đặt máy tạo nhịp bó His.

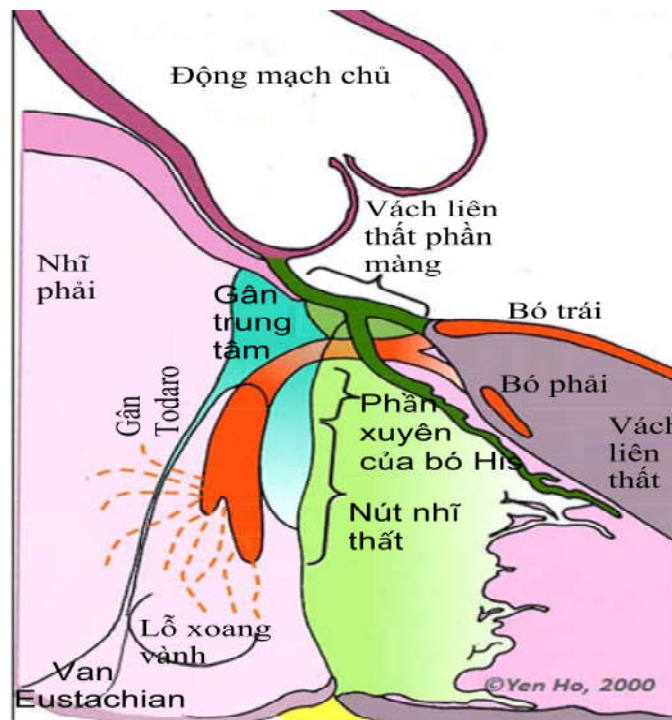
Chương 1

TỔNG QUAN TÀI LIỆU

1.1. GIẢI PHẪU HỌC HỆ THỐNG DẪN TRUYỀN TRONG TIM VÀ BỆNH LÝ RỐI LOẠN DẪN TRUYỀN

1.1.1. Hệ thống dẫn truyền nhĩ thất

Hệ thống dẫn truyền nhĩ thất được mô tả lần đầu tiên vào năm 1906 bởi Sunao Tawara [90]. Hệ thống dẫn truyền nhĩ thất bao gồm nút nhĩ thất, bó His, nhánh phải, nhánh trái và mạng lưới Purkinje.

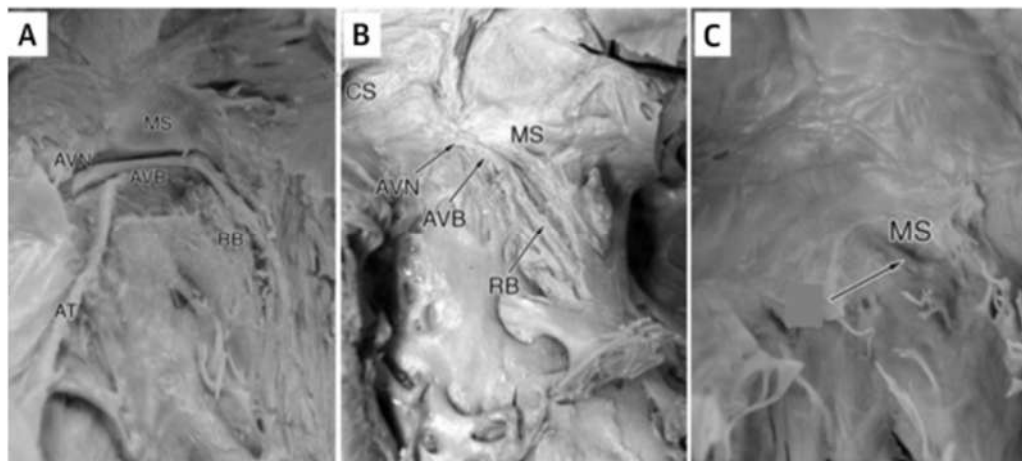


Hình 1.1: Hệ dẫn truyền nhĩ thất [86]

- Nút nhĩ thất là một cấu trúc quan trọng, nằm trong tam giác Koch. Tam giác này được tạo ra bởi lá vách của van ba lá ở phía trước; gân Todaro ở phía sau. Đỉnh của tam giác này là vách liên thất phần màng và đáy là lỗ xoang vành. Nút nhĩ thất nằm phía dưới lớp nội mạc khoảng $0,5 \pm 0,2$ mm (0,2 - 1mm). Nút nhĩ thất có chiều dài $3,5 \pm 1,2$ mm (2,5 - 5,5mm), rộng $4,5 \pm 1,1$ mm (2,5 - 7,4mm) và dày $1,2 \pm 0,3$ mm (0,8 - 1,8mm). Các tế bào trong nút nhĩ thất có chức năng làm chậm

xung động điện được dẫn từ nhĩ xuống thất tạo điều kiện cho nhĩ co bóp và hoàn tất đổ đầy thất [90].

- Bó His, là một cấu trúc hình trụ, nổi nút nhĩ thất với các bó dẫn truyền gồm 3 phần: phần xuyên qua màng xơ nằm phía trước và phía dưới vòng van hai lá, phần chưa phân nhánh nằm trong liên cơ của vách liên thất và phần phân nhánh nằm gần vòng van động mạch chủ, phần tận cùng này sẽ chia thành nhánh trái và nhánh phải. Phần xuyên qua màng xơ của bó nằm cách lớp nội mạc $0,8 \pm 0,4$ mm (0,3 - 2,5mm). Phần này có độ dài trung bình là $2,6 \pm 0,7$ mm (1,4 - 4,7mm), độ rộng là $3,7 \pm 1,14$ mm (2,5 - 5,6mm) và dày $1,4 \pm 0,5$ mm (0,5 - 2,2) [90]. Dựa trên các đặc điểm giải phẫu, bó His được chia thành 3 típ khác nhau [112]:



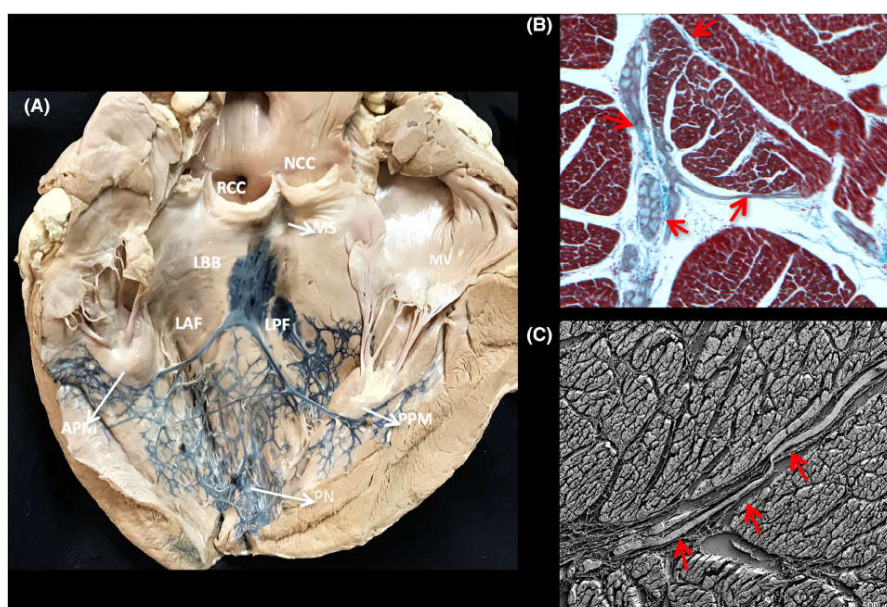
Hình 1.2: Đặc điểm giải phẫu các típ của bó His

- Típ 1 (Hình A): Bó His chạy dưới vách liên thất phần màng (chiếm tỷ lệ 46,7%)
- Típ 2 (Hình B): Bó His chạy trong phần cơ của vách liên thất, cách xa bờ dưới của vách liên thất phần màng (chiếm tỷ lệ 32,4%)
- Típ 3 (Hình C): Bó His đi ngay dưới lớp nội mạc và không bị che phủ bởi các sợi cơ (chiếm tỷ lệ 21%)

- Phần chia nhánh: sau khi đi xuyên qua màng xơ, bó His phân thành các nhánh. Nhánh trái luôn xuất phát từ phía dưới vách liên thất phần màng, giữa lá vành phải và lá không vành của van động mạch chủ. Nhánh trái là một cấu trúc dạng dải, dày nằm ngay dưới lớp nội mạc phía tim trái của vách liên thất. Nhánh trái sẽ chia thành phân nhánh trái trước và phân nhánh trái sau; ngoài ra, trong đa số trường hợp sẽ có phân nhánh vách xuất phát từ nhánh trái. Tuy nhiên trong một số trường hợp, phân

nhánh vách sẽ xuất phát và là 1 phần của phân nhánh trái trước hoặc phân nhánh trái sau [90].

Phân nhánh trái trước là một cấu trúc dạng dải, mảnh, đi theo hướng theo cơ nhú trước bên. Phân nhánh trái sau là một cấu trúc bó dày rộng, ngắn, đi theo hướng của cơ nhú sau. Khi đến chân của các cơ nhú, các phân nhánh này phân chia thành mạng lưới Purkinje. Nhánh phải là cấu trúc sợi mảnh, đi đoạn ngắn trong cơ của vách sau đó đi vào lớp dưới nội mạc thất phải ở vị trí cơ nhú giữa. Tại đây, nhánh phải tiếp tục đi về phía cơ nhú trước bên sau đó nối với mạng lưới Purkinje để cung cấp xung động điện cho lớp dưới nội mạc tim phải.



Hình 1.3: Nhánh trái và mạng lưới Purkinje [90].

A: Hình ảnh đại thể nhánh trái, các phân nhánh và mạng lưới Purkinje của tim bò.

B: Hình ảnh mô học của sợi Purkinje (vị trí các mũi tên đỏ) cung cấp xung động điện cho các tế bào cơ tim (màu đỏ).

C: Hình ảnh đại thể của những sợi Purkinje (mũi tên đỏ) được bao quanh bởi các tế bào cơ tim.

APM: cơ nhú trước; LAF: phân nhánh trái trước; LBB: Nhánh trái; LPF: phân nhánh trái sau; ms: vách liên thất phần màng; MV: van hai lá; NCC: lá không vành; PN: mạng lưới Purkinje; PPM: cơ nhú sau; RCC: lá vành phải [90].

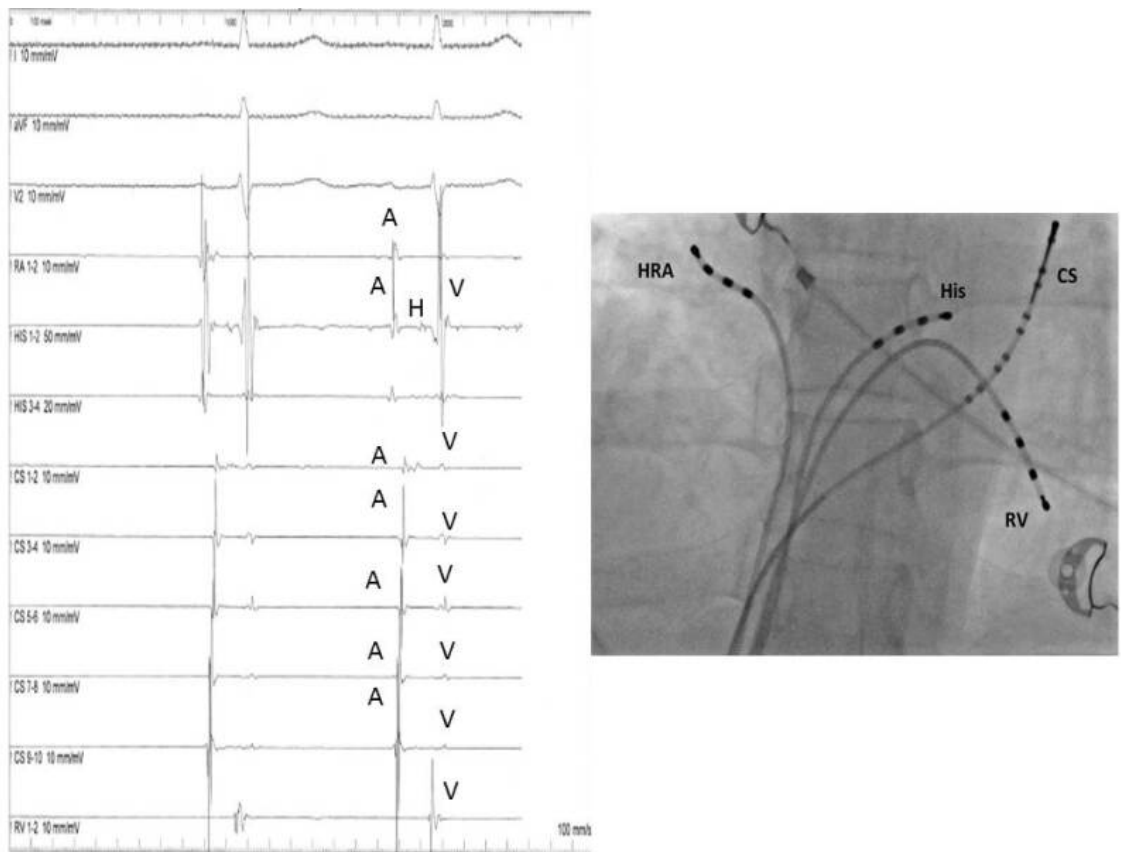
1.1.2. Đặc điểm điện học của bó His

Bó His có đặc điểm rất quan trọng là sự phân tách theo chiều dọc và khả năng dẫn truyền lệ thuộc cường độ tạo nhịp. Bó His gồm các tế bào thuôn dài và được bao bọc bởi các sợi collagen. Các sợi dẫn truyền trong bó His sẽ được sắp xếp thành các nhánh tiền thân của nhánh trái và nhánh phải. Các tổn thương gây mất dẫn truyền trong bó His thường xảy ra ở các nhánh tiền thân này và nếu tạo nhịp ở phía xa của vị trí block, có thể đảo ngược và tạo ra sự dẫn truyền trở lại. Phần lớn các trường hợp mà lâm sàng cho rằng gián đoạn dẫn truyền nằm phía sau His thì thực tế lại xảy ra ngay trong bó His [111].

Sự phân ly cấu trúc theo chiều dọc và đặc tính điện học làm sự dẫn truyền điện chủ yếu theo chiều dọc và gần như không có sự dẫn truyền xung động điện theo phương vuông góc. Do có đặc tính lệ thuộc cường độ kích thích, khi kích thích vùng cơ tim kế cận vị trí tổn thương gây block dẫn truyền, các sợi của bó His ở phía sau phần rìa tổn thương có thể bị kích thích một cách độc lập và nếu tiếp tục gia tăng cường độ kích thích sẽ tạo ra sự dẫn truyền trong bó His tương tự dẫn truyền tự nhiên. Điều này cũng giải thích vì sao ở những bệnh nhân có tổn thương dẫn truyền ở phần gần của bó His, nếu tạo nhịp bó His ở vị trí xa hơn, có thể giúp bình thường hóa phức bộ QRS. Cũng tương tự ở các bệnh nhân block nhánh trái hoàn toàn, mặc dù biểu hiện trên điện tâm đồ bề mặt là block nhánh trái, nhưng thực tế, hầu hết trường hợp tổn thương lại nằm ở phần thân nhánh trái trong bó His, vì vậy tạo nhịp bó His cho phép hiệu chỉnh tình trạng block nhánh trái, thu hẹp QRS [111].

1.1.3. Dẫn truyền bình thường qua nút nhĩ thất và bó His khi thăm dò điện sinh lý

Bằng cách đặt các điện cực ghi điện thế trong buồng tim tương ứng với các vị trí giải phẫu khác nhau trong tim, có thể ghi được các điện thế của nhĩ (sóng A), bó His (sóng H) và thất (sóng V). Việc phân tích các khoảng dẫn truyền này có thể cho phép xác định có bất thường dẫn truyền tương ứng với các cấu trúc giải phẫu hay không.



Hình 1.4: Sơ đồ vị trí chuẩn của các điện cực thăm dò điện sinh lý trong buồng tim và các tín hiệu được ghi nhận. Các điện thế ghi được khi tiến hành thăm dò điện sinh lý, điện thế nhĩ (sóng A), điện thế His (sóng H), điện thế thất (sóng V). HRA: điện cực nhĩ phải cao, His: điện cực His, CS: điện cực xoang vành, RV: điện cực thất phải [71]

Dựa trên thời điểm xuất hiện các điện thế nhĩ (sóng A), điện thế bó His (sóng H) và điện thế thất (sóng V) sẽ thu được các khoảng dẫn truyền như sau:

+ Khoảng AH

Khoảng AH được đo trên chuyển đạo His, từ điểm khởi đầu sóng A (biểu thị điện thế nhĩ) đến điểm khởi đầu sóng H (biểu thị điện thế bó His).

Khoảng AH phản ánh thời gian dẫn truyền trong nút nhĩ thất, nó bị ảnh hưởng bởi nhiều yếu tố, đặc biệt là trương lực thần kinh tự động. Do đó, cần gây tê/an thần cho bệnh nhân đầy đủ khi thực hiện khảo sát điện sinh lý để tránh tình trạng khoảng AH kéo dài do tăng trương lực phó giao cảm. Nếu khoảng AH kéo dài, cần sử dụng

Atropin để xác định xem nguyên nhân có phải do tăng trương lực phó giao cảm hay không. Ngoài ra, khoảng AH cũng bị thay đổi do chiều dài chu kỳ tim hoặc tần số tim

Khoảng AH Bình thường = 60 – 125 ms [123].

+ Thời gian khử cực bó His

Được đo từ phần sớm nhất đến phần trễ nhất của điện thế bó H trên chuyển đạo His.

Phản ánh tổng thời gian để khử cực His, nếu dẫn truyền bị trì hoãn nhẹ, sẽ không đủ để khoảng PR kéo dài. Nhưng nếu dẫn truyền bị trì hoãn đủ dài, sự trì hoãn này sẽ tách sóng H làm 2 phần, phần sớm (H1) và phần trễ (H2) và gây kéo dài PR.

Bình thường < 30 ms.

+ Khoảng HV.

Được đo bắt đầu điện thế His đến phần sớm nhất của phức bộ QRS (thường ở trên điện tâm đồ bề mặt).

Khoảng HV là thời gian cần thiết để xung động dẫn truyền qua hệ thống His-Purkinje.

Bình thường = 35 – 55 ms [123].

Như vậy, khoảng AH, khoảng HV lần lượt cho biết sự dẫn truyền trong nút nhĩ thất và hệ thống His - Purkinje.

1.2. TẠO NHỊP THẤT PHẢI, BỆNH CƠ TIM DO TẠO NHỊP VÀ TẠO NHỊP TIM SINH LÝ

Ngay từ năm 1925, Wigger đã nhận xét rằng tạo nhịp thất làm chức năng tim kém hơn so với khử cực thất do xung động điện được dẫn truyền qua con đường tự nhiên. Mãi đến 90 năm sau, các nghiên cứu mới tìm ra câu trả lời: nguyên nhân làm giảm chức năng tim do tạo nhịp là sự mất đồng bộ, dẫn đến giảm hiệu quả nhát bóp tim và về lâu dài có thể gây ra bệnh cơ tim do tạo nhịp [42].

1.2.1. Tạo nhịp thất phải và bệnh cơ tim do tạo nhịp

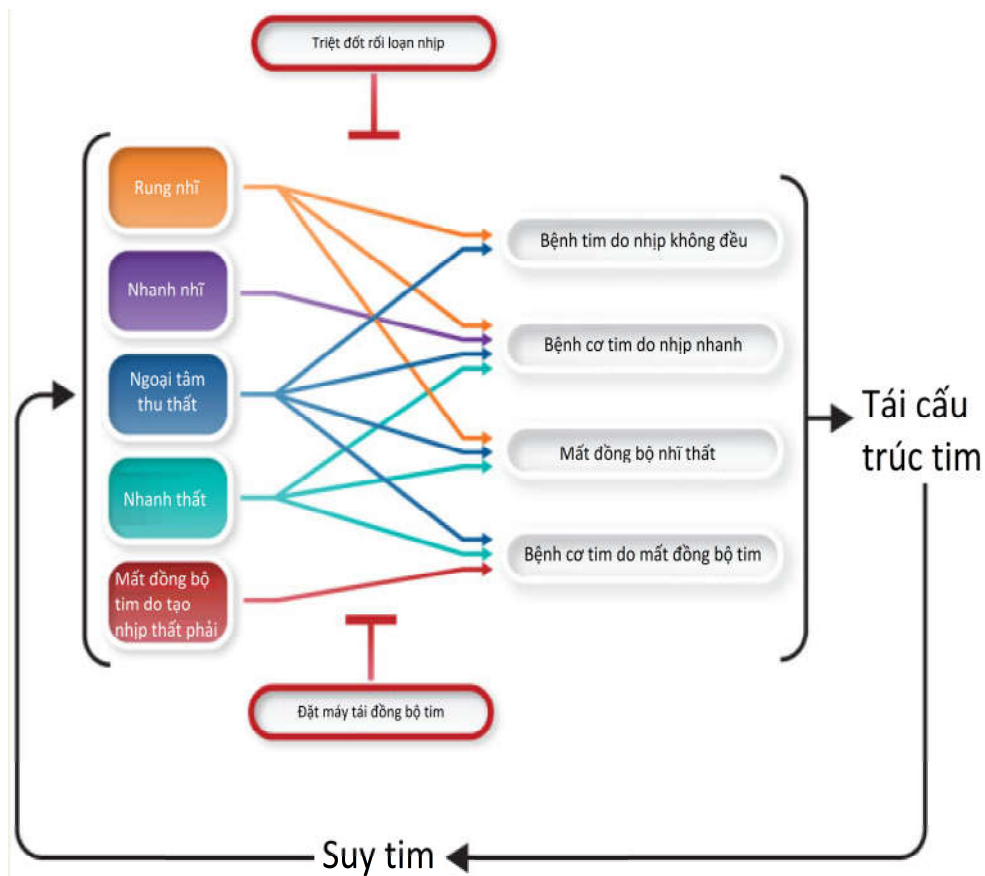
Trước đây, tạo nhịp thất phải là phương thức chính để điều trị các rối loạn nhịp chậm do block nhĩ thất tiến triển. Bằng cách đưa điện cực vào buồng tim phải, máy tạo nhịp có thể kích thích và tạo ra sự khử cực của cơ tim, duy trì huyết động cho các bệnh nhân rối loạn nhịp chậm, đặc biệt là các bệnh nhân block nhĩ thất. Điện cực tạo nhịp có thể được cố định tại mỏm thất phải, vách liên thất phải hoặc buồng tổng thất phải.

Bệnh cơ tim do tạo nhịp được định nghĩa là tình trạng suy giảm chức năng thất trái do tạo nhịp thất phải $\geq 20\%$, sau khi đã loại trừ các nguyên nhân khác, thể hiện qua một trong các tiêu chí sau:

- Phân suất tổng máu thất trái giảm hơn 10% so với trước đó
- Phân suất tổng máu giảm từ mức $\geq 50\%$ xuống $\leq 40\%$
- Phân suất tổng máu giảm từ 5% trở lên nếu trước đó bệnh nhân có phân suất tổng máu $< 50\%$ [125].

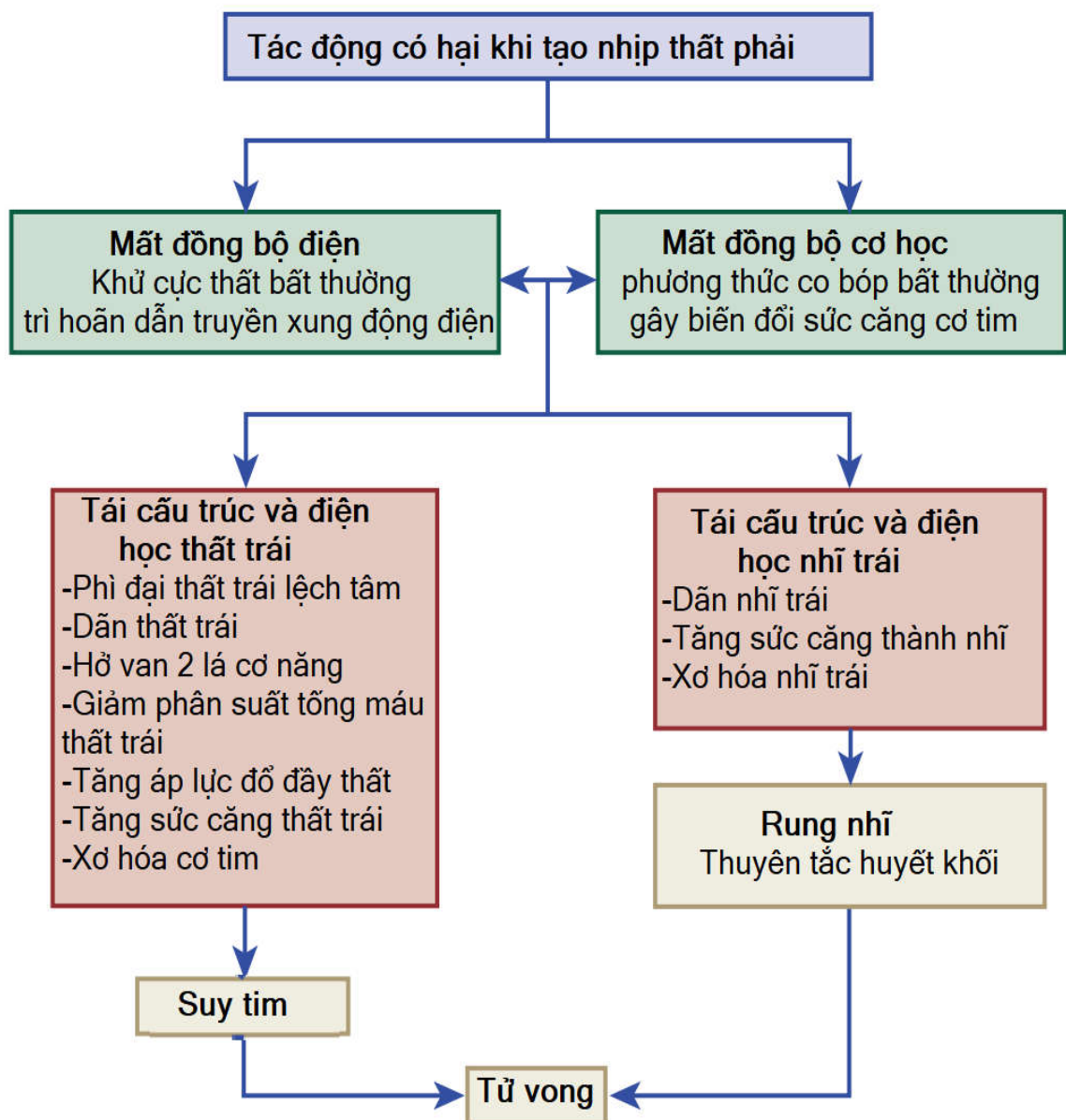
1.2.2. Cơ chế gây bệnh cơ tim do tạo nhịp

Rối loạn nhịp và suy tim là 2 bệnh lý thường song hành cùng nhau. Khoảng một phần ba số bệnh nhân suy tim có rối loạn dẫn truyền trong thất; tỷ lệ bệnh nhân suy tim có rung nhĩ dao động từ một phần ba đến một phần hai [46]...



Hình 1.5: Cơ chế suy tim do rối loạn nhịp [46]

Gần đây, trong các y văn đã xác nhận các bất thường về điện học của tim có thể gây ra bệnh cơ tim và suy tim. Có 5 dạng bất thường điện học có thể gây suy tim đã được xác nhận bao gồm: rung nhĩ, nhanh nhĩ, ngoại tâm thu thất, nhanh thất và mất đồng bộ nhĩ thất. Các bất thường điện học này gây suy tim thông qua các cơ chế bệnh học do nhịp tim không đều, bệnh cơ tim do nhịp nhanh, mất đồng bộ thất và nhĩ thất phối hợp không tối ưu, từ đó gây tái cấu trúc tim và gây suy tim [46].



Hình 1.6: Hậu quả của mất đồng bộ điện học tim gây ra khi tạo nhịp thất phải [39].

Như vậy, mất đồng bộ nội thất và mất đồng bộ nhĩ thất là các nguyên nhân quan trọng của suy tim – bệnh cơ tim do rối loạn nhịp. Việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất cũng như duy trì tái đồng bộ thất là yếu tố quan trọng góp phần cải thiện bất thường bệnh học tim, chống tái cấu trúc tim và giảm suy tim.

Tạo nhịp thất phải gây ra khử cực thất bất thường tương tự như các bất thường điện học ở bệnh nhân có block nhánh trái hoàn toàn, gây ra mất đồng bộ điện học - cơ học tim đưa đến suy tim khi tạo nhịp tim lâu dài (hình 1.6) [39]. Vì vậy, để giảm thiểu nguy cơ suy tim, các khuyến cáo hiện hành khuyến cáo cần giảm thiểu tạo nhịp thất phải hoặc sử dụng các phương thức tạo nhịp không gây mất đồng bộ tim.

1.2.3. Các phương thức tạo nhịp sinh lý tim nhằm giảm thiểu bệnh cơ tim do tạo nhịp

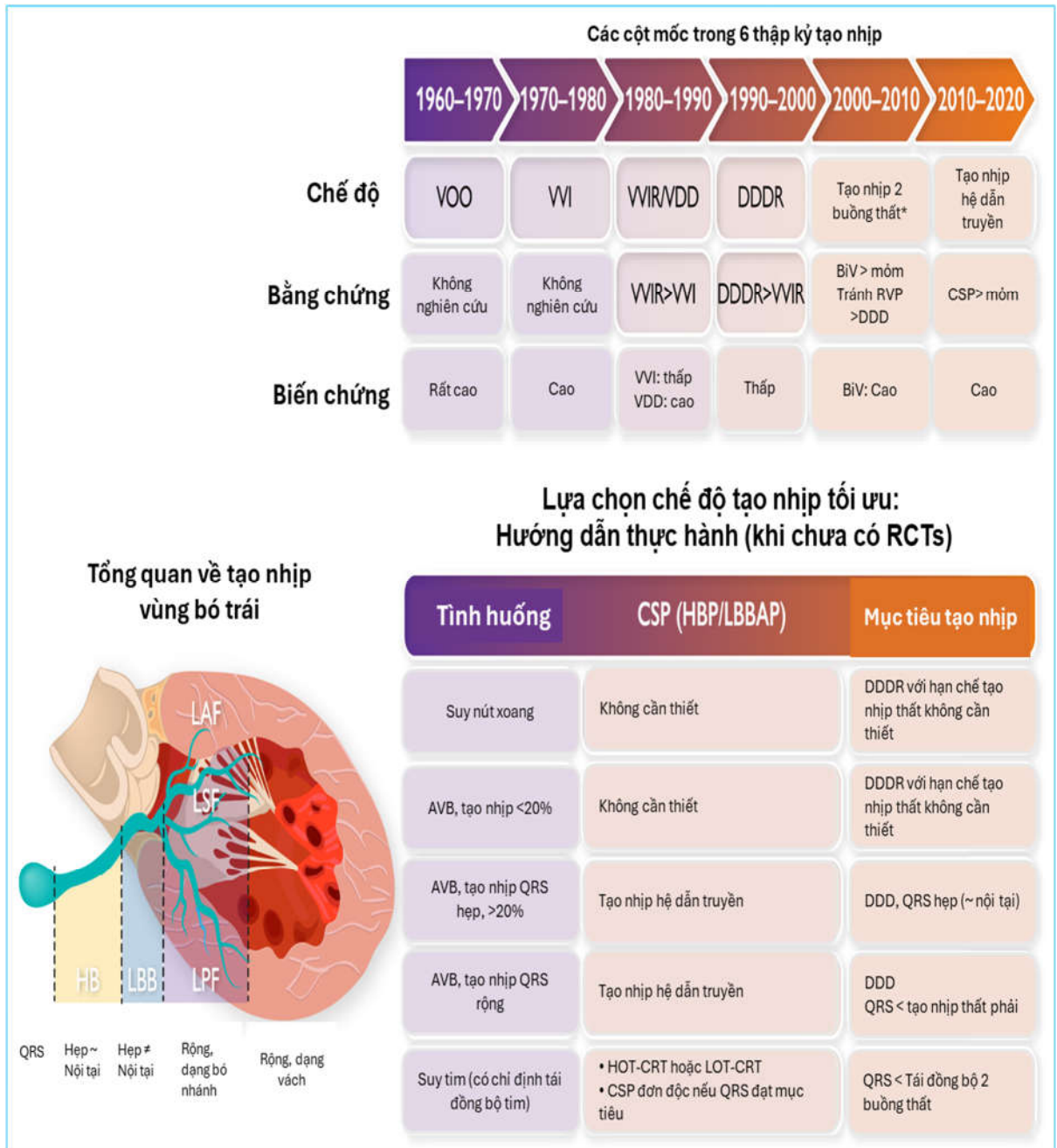
Nguyên nhân chính gây bệnh cơ tim do tạo nhịp là sự mất đồng bộ điện học và cơ học khi tạo nhịp thất phải. Để giảm thiểu nguy cơ tiến triển gây ra bệnh cơ tim do tạo nhịp, có thể áp dụng các biện pháp sau:

- Tạo nhịp nhĩ ở bệnh nhân suy nút xoang [39].
- Lập trình giảm thiểu tạo nhịp thất [39].
- Sử dụng máy tái đồng bộ tim [104].
- Sử dụng máy tạo nhịp vùng nhánh trái [28], [104].
- Sử dụng máy tạo nhịp bó His [104].

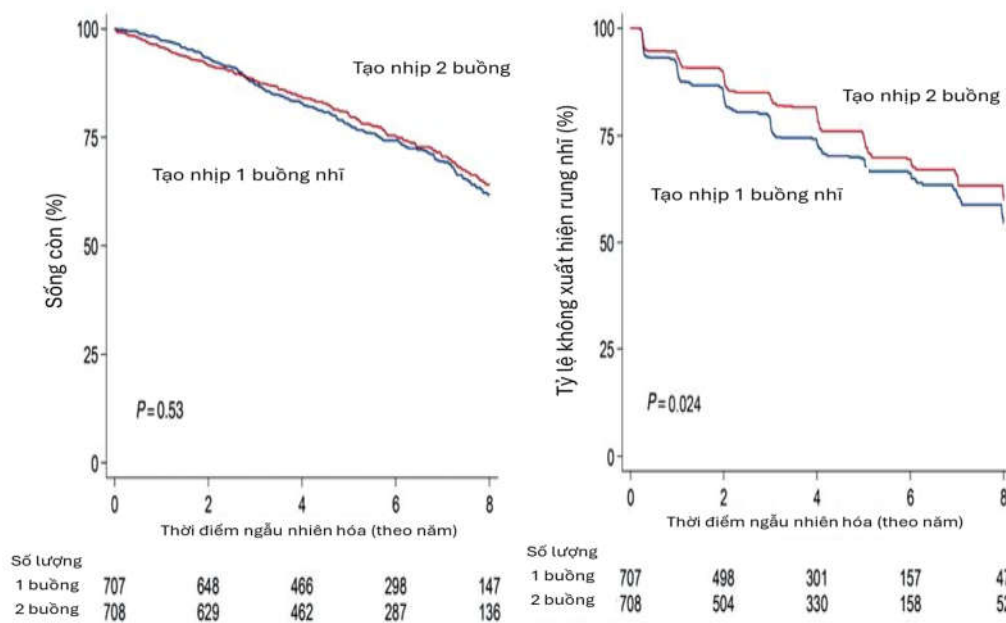
1.2.3.1. Tạo nhịp nhĩ ở bệnh nhân suy nút xoang

Ở bệnh nhân suy nút xoang, nếu chỉ tiến hành tạo nhịp nhĩ, xung động sẽ được dẫn truyền xuống thất thông qua hệ thống His – Purkinje, vì vậy sẽ đảm bảo được sự đồng bộ thất, ngăn chặn sự mất đồng bộ cơ học trong thất trái và giảm thiểu nguy cơ suy tim do tạo nhịp. Nghiên cứu so sánh bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp được tạo nhịp cả nhĩ và thất so sánh với chỉ tạo nhịp tâm nhĩ cho thấy tạo nhịp nhĩ sẽ có tỷ lệ mắc rung nhĩ thấp hơn [30], [72]. Tuy vậy, không có sự khác biệt về tỷ lệ tử vong do mọi nguyên nhân khi so sánh nhóm chỉ tạo nhịp nhĩ với nhóm máy tạo nhịp hai buồng nhĩ và thất [87]. Xét về mặt nguy cơ, nếu bệnh nhân chỉ cấy máy tạo nhịp một buồng nhĩ, nguy cơ block nhĩ thất hoàn toàn có thể xảy ra với tỷ lệ 0,6 - 1,9% mỗi năm, khi đó cần nâng cấp lên máy tạo nhịp hai buồng [87], khi so với nguy cơ bệnh cơ tim do tạo

nhịp lên đến 12% khi tạo nhịp thất ở bệnh nhân suy nút xoang, thì máy tạo nhịp 1 buồng nhĩ vẫn tốt hơn so với máy tạo nhịp 1 buồng thất [39].



Hình 1.7: Các phương thức tạo nhịp sinh lý tim [28]



Hình 1.8: Đường cong thời gian đến sự kiện cho kết cục tử vong do mọi nguyên nhân trong thử nghiệm DAPACE. Không có sự khác biệt có ý nghĩa thống kê giữa hai cánh nghiên cứu. Giá trị P chưa được điều chỉnh (kiểm tra thứ hạng log) được hiển thị [87].

1.2.3.2. Đặt máy tạo nhịp hai buồng kết hợp các biện pháp nhằm giảm tạo nhịp thất

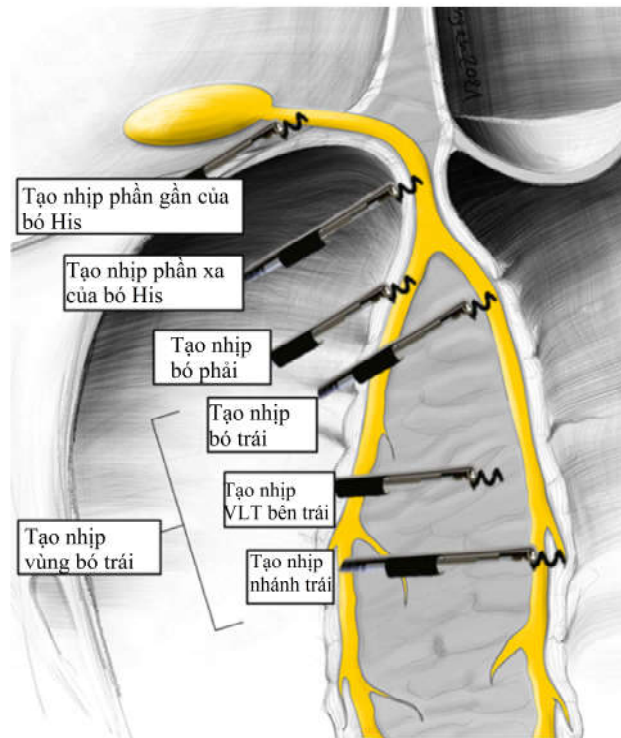
Tạo nhịp thất phải kéo dài có thể gây hại ở một số bệnh nhân, dẫn đến rối loạn chức năng thất trái và suy tim, ngay cả khi sự đồng bộ hóa nhĩ thất được bảo toàn. Nguy cơ mắc bệnh cơ tim do tạo nhịp tăng lên khi tỷ lệ tạo nhịp thất >20% [48]. Để giảm thiểu nguy cơ này có thể sử dụng các chức năng giảm tạo nhịp thất như chức năng quản lý tạo nhịp thất (MVP – dòng máy Medtronic), chuyển kiểu tạo nhịp ngược (reverse mode switch – dòng máy Boston), chức năng ức chế tạo nhịp thất (VP suppression – dòng máy Biotronik), hoặc sử dụng kiểu tạo nhịp SafeR – dòng máy LivaNova). Ngoài ra, việc ưu tiên sử dụng dẫn truyền nhĩ thất nội tại cũng giúp giảm tỷ lệ tạo nhịp thất. Để ưu tiên dẫn truyền nội tại, có thể sử dụng các chức năng như: dò tìm dẫn truyền nhĩ thất nội tại (search AV+: dòng máy Medtronic, VIP: dòng máy St. Jude, AV hysteresis: dòng máy Biotronik). Tuy nhiên, khi áp dụng các thuật toán này cần hết sức chú ý, vì nếu áp dụng các thuật toán này cho các bệnh nhân có dẫn truyền nhĩ thất chậm (PR dài hơn 230 ms) sẽ làm tăng nguy cơ rung nhĩ, gây các triệu chứng tương tự block nhĩ thất [44], [30].

1.2.3.3. Tạo nhịp bó His

Năm 2000, tạo nhịp bó His (HBP) lần đầu tiên được mô tả ở 12 bệnh nhân suy tim bị rung nhĩ, bệnh cơ tim. Các bệnh nhân này đạt được sự cải thiện chức năng thất trái sau triệt đốt nút nhĩ thất và đặt máy tạo nhịp bó His[37]. Từ đó đến nay, tạo nhịp bó His đã được chứng minh là phương pháp điều trị hiệu quả rối loạn nhịp chậm như block nhĩ thất và giúp tái đồng bộ tim qua nhiều nghiên cứu [104]. Ngoài ra, tạo nhịp bó His cũng được coi là phương pháp sinh lý nhất để đảm bảo dẫn truyền nhĩ thất [29] và được đánh giá là phương pháp tái đồng bộ tim tốt hơn khi so máy tái đồng bộ tim truyền thống vì giúp thu hẹp QRS nhiều hơn [21].

Tạo nhịp bó His được định nghĩa là tiếp nhận xung động điện của bó His và dẫn truyền trực tiếp xung động điện bằng tất cả các sợi của nó. Tạo nhịp bó His đặc trưng bởi vị trí tạo nhịp nằm gần vòng van ba lá về phía mặt nhĩ hoặc thất, vị trí này ghi nhận được sóng His với khoảng dẫn truyền His đến thất ≥ 35 ms và khi tạo nhịp thì gây ra sự khử cực của bó His. Ở một số bệnh nhân cũng có thể tạo nhịp phân xa bó His ở sâu trong vách liên thất [28].

Lợi ích chính của tạo nhịp bó His là hiệu chỉnh thu hẹp QRS, duy trì được đồng bộ điện học, đồng bộ cơ học và cải thiện sức bóp của tim, làm giảm tình trạng hở van hai lá [27], [71]. Tạo nhịp bó His được chứng minh giúp giảm sự trì hoãn thời gian khử cực thất trái tốt gấp đôi so với máy tái đồng bộ tim [11]. Khi tiến hành tạo nhịp bó His, hầu hết có thể tạo nhịp bó His đơn độc (tạo nhịp chọn lọc bó His), nhưng cũng có những trường hợp, cả bó His và phần cơ tim xung quanh bó His có thể bị tạo nhịp đồng thời (tạo nhịp bó His không chọn lọc), khi đó, trên điện tâm đồ sẽ thấy hình ảnh phần đầu phức bộ QRS tương tự sóng delta trong hội chứng kích thích sớm. Mặc dù tạo nhịp bó His có thể chọn lọc hoặc không chọn lọc, nhưng nghiên cứu cho thấy tổng thời gian khử cực thất trái vẫn không thay đổi. Cả 2 phương thức tạo nhịp bó His chọn lọc hoặc không chọn lọc đều đảm bảo đồng bộ nội thất và liên thất. Chỉ số chức năng tim cũng không khác biệt ở hai hình thức tạo nhịp bó His này [71]. Ngoài hiệu quả trong việc duy trì sự đồng bộ thất, máy tạo nhịp bó His còn cho phép hiệu chỉnh các bất thường dẫn truyền do tổn thương các nhánh tiền thân nằm trong bó His từ đó giúp hiệu chỉnh độ rộng QRS khi bệnh nhân có block nhánh trái hoặc block nhánh phải hoàn toàn.



Hình 1.9: Các vị trí tạo nhịp hệ thống dẫn truyền [28]

1.2.3.4. Máy tạo nhịp vùng nhánh trái

Mặc dù tạo nhịp bó His (HBP) có nhiều ưu điểm, tuy nhiên trong một số tình huống có rối loạn dẫn truyền sau His (khoảng HV kéo dài > 70 ms hoặc block nhĩ thất sau bó His) thì việc tạo nhịp bó His không khả thi hoặc mang lại nhiều biến chứng. Khi đó để đảm bảo tái đồng bộ tim, khuyến cáo cần tiến hành tạo nhịp vùng nhánh trái [113].

Kỹ thuật tạo nhịp nhánh trái được mô tả lần đầu tiên bởi Huang và các cộng sự vào năm 2017. Phương pháp này đã được chứng minh là có hiệu quả tốt trong việc duy trì sự đồng bộ trong thất trái và cải thiện chức năng tim [8], [6]. Để tạo nhịp nhánh trái cần đặt 1 điện cực xuyên vách liên thất tiến sát thân chính của nhánh trái, tạo ra đường nối tắt vượt qua nút nhĩ thất [54]. Tạo nhịp nhánh trái sẽ tạo ra sự dẫn truyền gần như sinh lý trong mạng lưới dẫn truyền của tim trái, duy trì sự đồng bộ tim. Tạo nhịp bó trái là phương pháp điều trị tái đồng bộ tim thay thế cho máy tái đồng bộ tim nếu thất bại đặt điện cực thất trái xoang vành. Phương pháp này cũng là chọn lựa thay thế khi thất bại tạo nhịp bó His [29].

1.3. KỸ THUẬT TẠO NHỊP BÓ HIS VÀ TỐI ƯU HÓA KHOẢNG DẪN TRUYỀN NHĨ THẤT Ở BỆNH NHÂN ĐẶT MÁY TẠO NHỊP BÓ HIS

1.3.1. Vai trò của tạo nhịp bó His

1.3.1.1. Vai trò của tạo nhịp bó His ở bệnh nhân block nhánh phải

Block nhánh phải hoàn toàn là bất thường dẫn truyền gặp ở 0,2 - 1,3% dân số. block nhánh phải hoàn toàn làm gia tăng gấp 1,5 nguy cơ tử vong do mọi nguyên nhân (HR = 1,5; p = 0,0058) và tử vong do tim mạch (HR = 1,7; p = 0,0178).

Ở các bệnh nhân suy tim kèm block nhánh phải hoàn toàn, chỉ định đặt máy tái đồng bộ tim chỉ được đặt ra khi bệnh nhân có độ rộng QRS từ 150 ms. Tuy nhiên nghiên cứu MADIT-CRT đã chứng minh máy tái đồng bộ tim không hiệu quả đối với các bệnh nhân có block nhánh phải hoàn toàn. Trong nghiên cứu này, khi so sánh 2 nhóm bệnh nhân block nhánh phải hoàn toàn đặt máy CRT với nhóm bệnh nhân block nhánh phải hoàn toàn đặt ICD thì không có sự khác biệt về mặt tử vong sau 3 năm theo dõi. Không những vậy, một số nghiên cứu quan sát còn cho thấy: bệnh nhân block nhánh phải hoàn toàn được đặt máy tái đồng bộ tim sẽ có tỷ lệ tử vong cao hơn bệnh nhân block nhánh trái hoàn toàn được đặt máy tái đồng bộ tim.

Mặc dù bệnh nhân suy tim có block nhánh phải hoàn toàn đáp ứng kém với máy tái đồng bộ tim với mức độ khuyến cáo IIa, tuy nhiên khi đặt máy tạo nhịp bó His cho các bệnh nhân này, lại đưa đến các đáp ứng tốt. Nghiên cứu của tác giả Strocchi đã cho thấy khi so sánh về cải thiện thời gian khử cực thất ở các bệnh nhân block nhánh phải hoàn toàn, máy tái đồng bộ tim làm thời gian khử cực thất trở nên chậm hơn, máy tạo nhịp nhánh trái không cải thiện được thời gian khử cực thất nhưng máy tạo nhịp bó His lại cải thiện thời gian khử cực thất có ý nghĩa thống kê. Tương tự, tác giả Sharma đã chứng minh tạo nhịp bó His giúp thu hẹp độ rộng QRS và cải thiện phân độ suy tim NYHA ở bệnh nhân suy tim với QRS dạng block nhánh phải hoàn toàn [103]. Do đó, tạo nhịp bó His có thể là một lựa chọn nên được xem xét ở các bệnh nhân suy tim có block nhánh phải hoàn toàn.

1.3.1.2. Block nhánh trái

Do đặc tính phân ly theo chiều dọc của bó His, rất nhiều trường hợp block nhánh trái hoàn toàn xảy ra là tổn thương nhánh trái tiền thân nằm trong bó His, vì vậy tạo

nhịp bó His có thể giúp hiệu chỉnh và thu hẹp độ rộng ở bệnh nhân có điện tim dạng block nhánh trái hoàn toàn [83]. Nhiều nghiên cứu gần đây cũng đã chứng minh tạo nhịp bó His cải thiện phân suất tổng máu thất trái, thể tích thất trái cuối tâm thu và phân độ suy tim NYHA ở bệnh nhân suy tim có block nhánh trái [54], [83].

1.3.1.3. Block nhĩ thất

Tạo nhịp bó His đã chứng minh được hiệu quả duy trì đồng bộ tim và được chỉ định thay thế máy tạo nhịp truyền thống ở các bệnh nhân có tỷ lệ tạo nhịp thất > 20% [48]. Tạo nhịp bó His được chứng minh hiệu quả tốt và ít gây suy giảm chức năng thất trái hơn so với tạo nhịp vách liên thất [73] duy trì được sự đồng bộ tim tốt hơn [91]. Tạo nhịp bó His thường được chỉ định cho các trường hợp block trước His, tuy nhiên trong một số trường hợp tạo nhịp bó His vẫn có thể hiệu chỉnh dẫn truyền do block sau His. Mặc dù vậy, ở các bệnh nhân block sau His, việc đặt máy tạo nhịp bó His thường thất bại và nhiều biến chứng.

1.3.2. Chỉ định

Từ năm 2018, bệnh nhân block nhĩ thất, tạo nhịp bó His được khuyến cáo cho phép thay thế tạo nhịp thông thường nếu bệnh nhân có tỷ lệ tạo nhịp thất từ 40% thời gian (khuyến cáo mức IIb) [76]. Tuy nhiên, tới năm 2021, Hội Tim Châu Âu cho phép tạo nhịp bó His thay thế tạo nhịp thông thường nếu bệnh nhân có chỉ định đặt máy tạo nhịp tim và có tỷ lệ tạo nhịp thất từ 20% thời gian (khuyến cáo mức IIb) [48]. Cũng trong hướng dẫn điều trị năm này, tạo nhịp bó His có thể cân nhắc trên bệnh nhân rung nhĩ được kiểm soát tần số bằng cách triệt đốt nút nhĩ thất [48].

1.3.3. Chống chỉ định

Không nên đặt máy tạo nhịp bó His cho các bệnh nhân [48]:

- Block nhĩ thất thoáng qua do nguyên nhân có thể điều trị được
- Block nhĩ thất sau His (thăm dò EP thấy khoảng HV dài, sử dụng ECG bề mặt bệnh nhân xác định thấy bệnh nhân block sau His, hoặc bệnh nhân có block 3 bó và kèm block nhĩ thất từng lúc)
 - Block 2 bó không triệu chứng
 - Block nhánh trái chưa có chỉ định đặt máy tái đồng bộ tim

1.3.4. Tại sao phải tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His

Khoảng dẫn truyền nhĩ thất có thể được xác định trên điện tâm đồ bằng cách đo khoảng PR. Nghiên cứu của tác giả Salden đã chỉ ra khoảng PR dài (mất đồng bộ nhĩ thất hoặc phối hợp đồng bộ nhĩ thất không tối ưu) làm giảm đồ đầy thất, giảm cung lượng tim, gây hở van hai lá tâm trương, tăng nguy cơ rung nhĩ, tăng nhập viện 39 - 51% do suy tim [98]. Thống kê cũng cho thấy 10% bệnh nhân suy tim sẽ có khoảng PR kéo dài [98]. Thêm nữa, PR dài hơn 20 ms so với tối ưu sẽ làm tăng 10% nguy cơ tử vong do mọi nguyên nhân. Ở các bệnh nhân đặt máy tạo nhịp hai buồng, bệnh nhân thường cài đặt dẫn truyền nhĩ thất dài nhằm thu tăng tỉ lệ xung động nhĩ dẫn truyền dẫn truyền đến thất, duy trì sự đồng bộ nội thất trái và giảm nguy cơ suy tim. Tuy nhiên nếu khoảng dẫn truyền nhĩ thất quá dài, thì bất lợi về huyết động do mất đồng bộ nhĩ thất có thể vượt qua lợi ích thu được do duy trì đồng bộ trong khử cực thất trái [44]. Ghi nhận nếu bệnh nhân chỉ được tạo nhịp 1 buồng nhĩ thì 8,4% bệnh nhân sẽ có triệu chứng do blocc nhĩ thất gây ra [44]. Nếu chỉ tạo nhịp nhĩ ở bệnh đã có PR dài hơn 230 ms thì làm tăng 3,4 lần nguy cơ rung nhĩ [30]. PR dài cũng gây hở van hai lá tâm trương và ảnh hưởng đến chức năng thất trái [98]. Từ các bất lợi này, bệnh lý do dẫn truyền nhĩ thất kéo dài (drotromopathy), hoặc suy tim do mất tương hợp nhĩ thất, dẫn truyền nhĩ thất không tối ưu (AV uncoupling) đã bắt đầu gây được sự quan tâm chú ý. Nhiều nghiên cứu đã chỉ ra việc tối ưu hóa dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân tạo nhịp bó His sẽ mang lại cải thiện về huyết động, chức năng tim khi thông tim xâm nhập và chất lượng sống cho bệnh nhân [98], [97].

1.3.5. Sinh lý bệnh khi khoảng dẫn truyền nhĩ thất không tối ưu

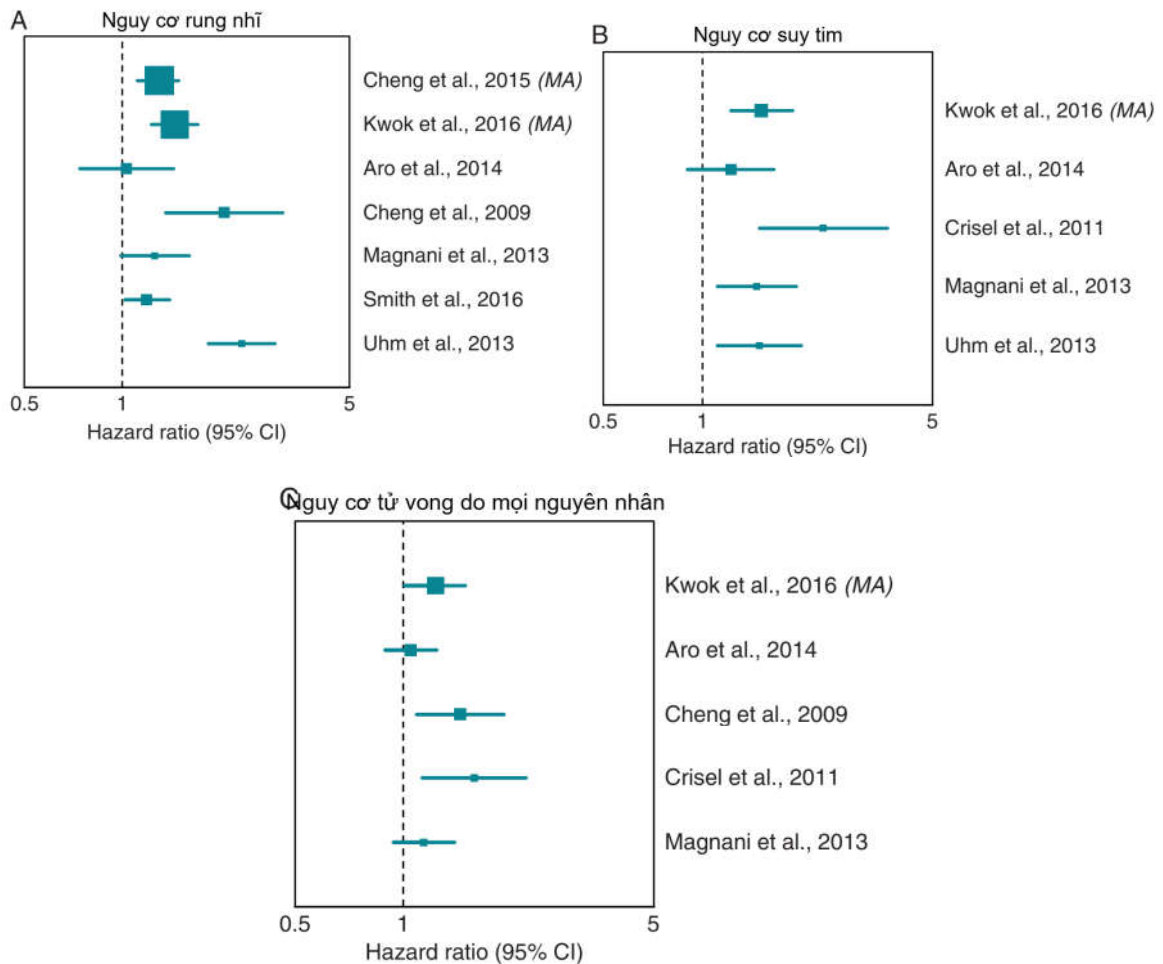
Kết quả nghiên cứu đã chỉ ra, ở bệnh nhân suy tim không có QRS dạng blocc nhánh trái hoàn toàn, PR dài hơn 230 ms là yếu tố gia tăng nguy cơ suy tim [81]. PR dài sẽ ảnh hưởng đến chức năng tim thông qua 2 cơ chế (1) Không tối ưu đồ đầy thất: pha đồ đầy thất sớm (được biểu thị bằng sóng E khi siêu âm Doppler tim qua van hai lá) sẽ bị thu ngắn hoặc kết thúc sớm bởi pha nhĩ thu (được biểu thị bằng sóng A khi siêu âm Doppler tim qua van hai lá) dẫn đến sự thu ngắn thời gian đồ đầy thất. (2) Hở van hai lá tâm trương: nhĩ thu xảy ra sớm sẽ gây kéo dài khoảng thời gian chờ để thất

co bóp. Khi nhĩ thu giãn sẽ dẫn đến sự sụt giảm đột ngột áp lực trong buồng tâm nhĩ, điều này xảy ra trước khi co nhú co lại để đóng lại van hai lá. Hậu quả là gây hở van hai lá tâm trương và giảm thể tích nhát bóp và cung lượng tim [63].

1.3.6. Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất và hiệu quả khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất

1.3.6.1. Khái niệm tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất (tối ưu hóa khoảng AV)

Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất (AV): là việc xác định thời gian dẫn truyền nhĩ thất thích hợp nhất, có thể cho phép hoàn tất đổ đầy thất, từ đó tối ưu hóa thể tích nhát bóp và giảm nhẹ nhất sự hở van hai lá tiền tâm thu [102].



Hình 1.10: Các hậu quả do khoảng PR không tối ưu ở bệnh nhân có khoảng PR dài [98]

1.3.6.2. Hiệu quả khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất

Về cơ bản, chức năng của nhĩ thu là nhằm duy trì dòng chảy tăng từ hệ thống tĩnh mạch vào trong buồng thất. Chức năng này phối hợp với sự co bóp của thất sẽ

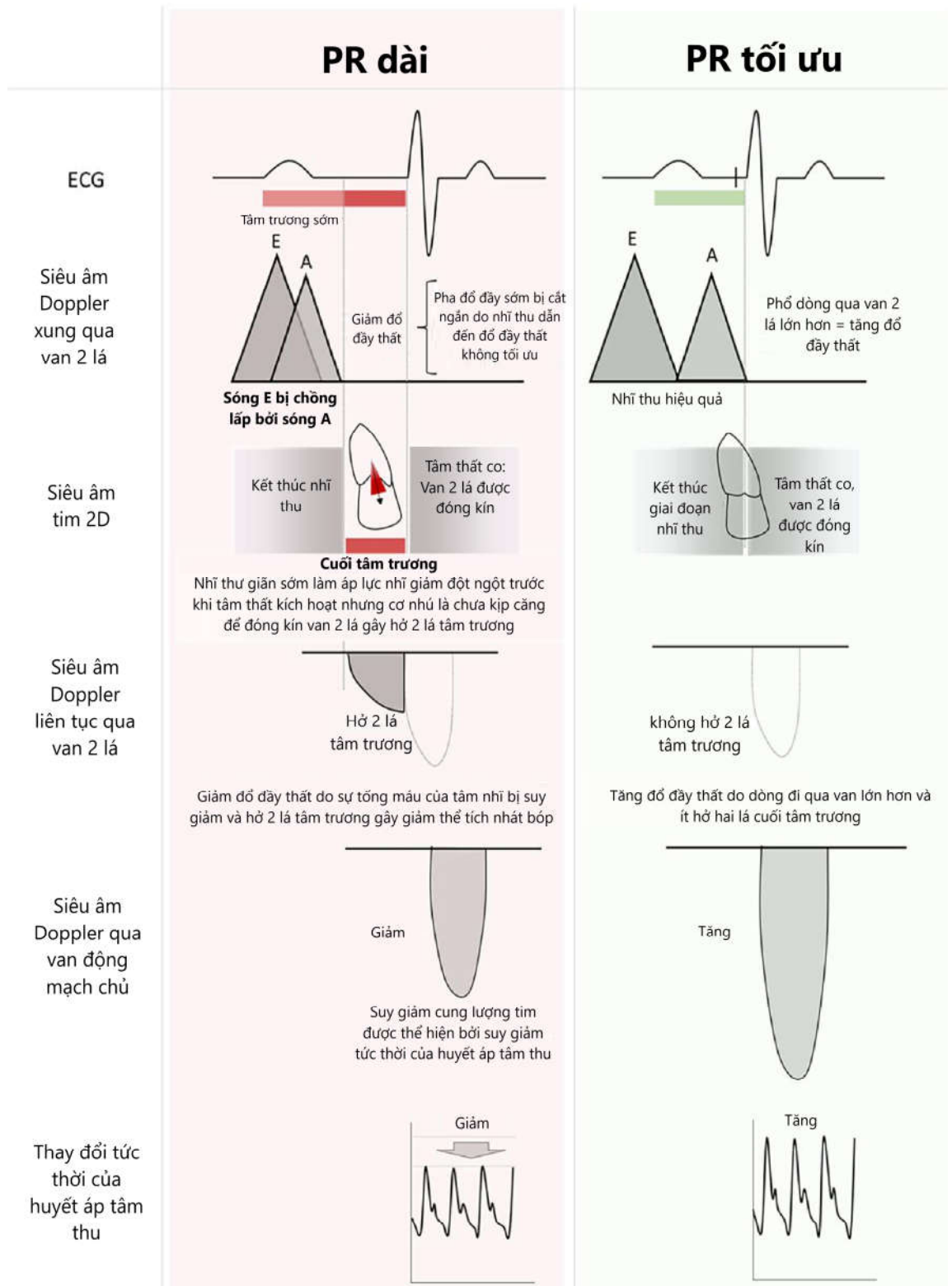
tạo ra sự luân chuyển máu một cách êm dịu xuyên suốt trong hệ thống tuần hoàn. Thời gian nhĩ thu tối ưu sẽ làm tăng tối đa đồ đầy thất trái và cung lượng tim. Khi bệnh nhân có thời gian dẫn truyền nhĩ thất không tối ưu hoặc bệnh nhân có các bệnh đồng mắc hoặc suy tim, sự thư giãn của thất trong thì tâm trương trở nên khó khăn hơn và kéo dài hơn, lượng máu luân chuyển từ nhĩ xuống thất trong pha đồ đầy sớm giảm đi, vì vậy, lượng máu được bơm từ nhĩ xuống thất trong pha nhĩ thu trở nên rất quan trọng. Chính vì lý do này, tối ưu hóa thời gian dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp bó His nhằm tối ưu pha đồ đầy sớm và nhĩ thu buồng trở nên rất cần thiết.

Ngoài ra, việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất cũng ảnh hưởng đến hở van hai lá tâm trương. Bình thường, việc đóng van nhĩ thất phải đi qua 3 bước. Đầu tiên, sau khi kết thúc nhĩ thu, các mép van phải tiến lại gần nhau. Sau đó, vòng van phải co lại, khi đó cơ nhú phải giữ các lá van. Đồng thời, khi đó thất bắt đầu bóp làm áp lực buồng thất tăng lên cao hơn buồng nhĩ và cuối cùng làm cho van nhĩ thất đóng lại. Nếu các bước để đóng van này không ăn khớp nhau sẽ dẫn đến hở van hai lá tâm trương.

Nếu khoảng thời gian dẫn truyền nhĩ thất không tối ưu và được cài đặt quá ngắn, sẽ dẫn đến trì hoãn nhĩ thu sau pha đồ đầy thất sớm. Khi chưa hoàn tất nhĩ thu thì tâm thất đã bóp, nhĩ không thể tổng toàn bộ lượng máu xuống tâm thất, không tối ưu được đồ đầy thất, tiền tải cũng như cung lượng tim [96].

Nếu lập trình khoảng dẫn truyền nhĩ thất không tối ưu và quá dài, nhĩ thu sớm, thất không bóp ngay sau khi đã hoàn tất nhĩ thu, chênh lệch thời gian giữa nhĩ thu và thất bóp này kéo dài quá lâu sẽ có thể xuất hiện hở van hai lá tâm trương [39].

Nếu khoảng dẫn truyền nhĩ thất được cài đặt tối ưu sao cho thất trái bóp ngay sau khi hoàn tất nhĩ thu sẽ giúp tối ưu hóa tiền tải, tăng tối đa sức bóp của tim đồng thời cải thiện tốt nhất áp lực động mạch chủ và giảm thiểu hở van hai lá tâm trương.



Hình 1.11: Hiệu quả của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His [63]

1.3.6.3. Vai trò tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp hai buồng

Việc tối ưu hóa dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp hai buồng sẽ cải thiện đổ đầy tâm trương, từ đó giúp cải thiện cung lượng tim. Hiệu ứng này có được là do ngăn chặn van hai lá đóng sớm và tăng thời gian đổ đầy tâm trương. Hơn nữa, bình thường hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất có thể loại bỏ hở van hai lá thì tâm trương, dẫn đến áp lực trong buồng nhĩ trái thấp hơn và giúp tăng tiền tải thất trái khi tâm thất bắt đầu co lại [97]. Việc tối ưu hóa dẫn truyền nhĩ thất đặc biệt quan trọng ở bệnh nhân suy tim. Nishimura và cộng sự đã báo cáo rằng tối ưu khoảng AV khi tạo nhịp nhĩ và thất ở 8 bệnh nhân suy tim với khoảng PR kéo dài làm tăng cung lượng tim lên 38%, nhưng lại làm giảm 23% cung lượng tim ở 7 bệnh nhân có khoảng PR ban đầu bình thường [97]. Với tầm quan trọng của sự tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, các hướng dẫn hiện tại của Hội tim Châu Âu đã đưa ra chỉ định đặt máy tạo nhịp vĩnh viễn cho những bệnh nhân có các triệu chứng dai dẳng tương tự như các triệu chứng của hội chứng máy tạo nhịp ở bệnh nhân bị block nhĩ thất độ I với khoảng PR > 300 ms (khuyến cáo loại IIa với mức độ bằng chứng C) [48].

1.3.6.4. Vai trò tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His

Vai trò của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp bó His cũng được xác nhận qua nhiều nghiên cứu gần đây. Nghiên cứu cho thấy: so với tạo nhịp không tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân có PR dài, tạo nhịp bó His kết hợp với tối ưu hóa dẫn truyền nhĩ thất sẽ giúp cải thiện ngay lập tức thời gian đổ đầy thất và cải thiện 21% VTI qua van động mạch chủ; giúp cải thiện cung lượng tim nhưng đồng thời vẫn đảm bảo được sự đồng bộ trong thất. Nghiên cứu cũng cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp hai buồng His khi khoảng PR dài từ 120 đến 150 ms [47]. Mức độ thu ngắn khoảng dẫn truyền nhĩ thất cần phụ thuộc vào thời gian dẫn truyền từ His đến thất (khoảng HV) [47]. Tuy vậy, đánh giá hiệu quả của tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His cần thêm thời gian nghiên cứu. Nghiên cứu cho thấy việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó

His không dẫn đến cải thiện cung lượng tim trong ngắn hạn [82]. Tuy nhiên khi theo dõi thời gian dài hơn (6 tháng) đã cho thấy cải thiện có ý nghĩa thống kê chất lượng sống của bệnh nhân [119].

1.3.7. Các phương thức tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất

1.3.7.1. Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp thông tim đo $dP/dt_{\max}$

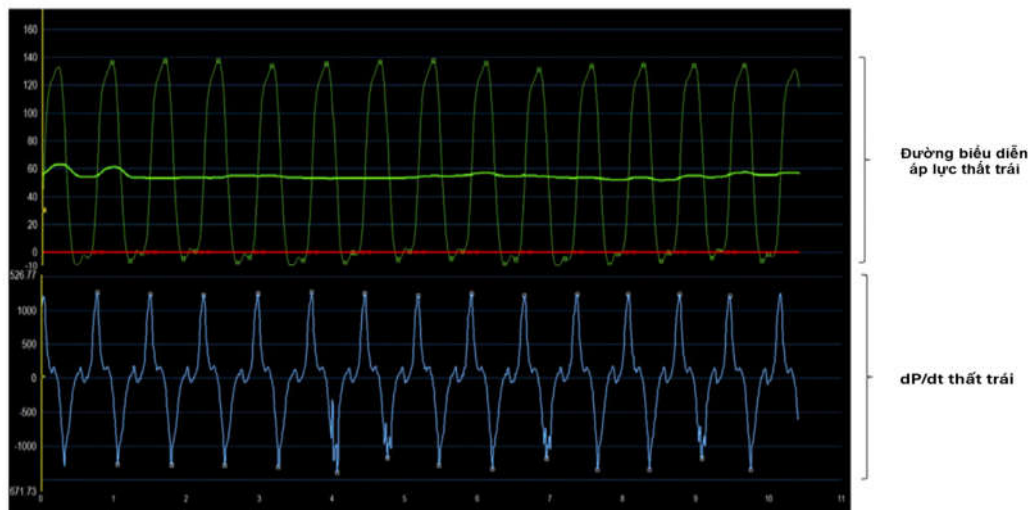
+ Định nghĩa $dP/dt_{\max}$

$dP/dt_{\max}$ là chỉ số kinh điển đánh giá sức bóp của tim

$dP/dt_{\max}$ = sự gia tăng áp lực thất trái tối đa khi tim bóp

$dP/dt_{\max}$ thường được đo xâm nhập bằng ống thông áp lực trong buồng thất trái, cho phép đo trực tiếp và tin cậy hơn về hoạt động của tim [40].

Tim hoạt động càng mạnh và hiệu quả thì áp lực thất trái tăng càng nhanh và cao, do đó $dP/dt_{\max}$ càng lớn.



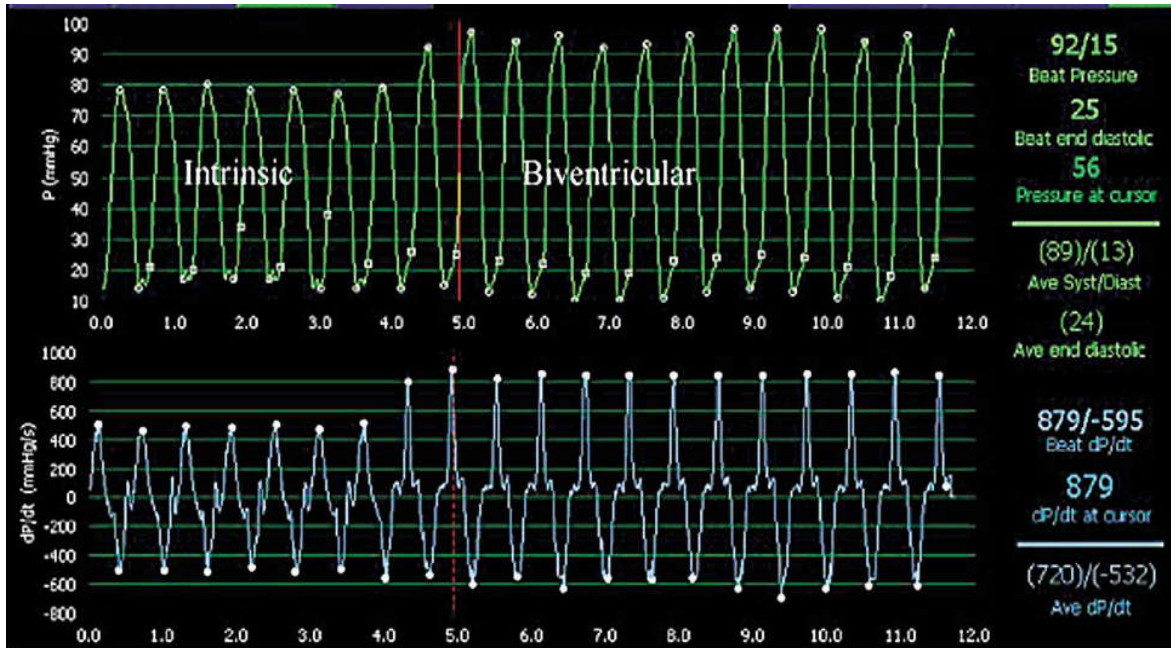
Hình 1.12: Đường biểu diễn áp lực thất trái và dP/dt thất trái [40]

+ Phương pháp thông tim để đo $dP/dt_{\max}$ trong thất trái

Phương pháp chính xác nhất để đo áp lực trong tim là thông tim, đưa đến vị trí cần đo áp lực một cảm biến áp lực hoặc sử dụng hệ thống truyền áp lực tại vị trí cần đo để truyền đến cảm biến áp lực ngoài cơ thể. Phương thức thường được dùng nhất để thông tim đo áp lực thất trái là sử dụng hệ thống truyền áp lực gồm ống thông chứa đầy dịch, đưa đến vị trí cần đo áp lực. Áp lực trong tim truyền qua ống thông, tác

động lên cảm biến. Qua đó hệ thống phân tích có thể vẽ lại biểu đồ áp lực và tính toán dp/dt_{max} của thất trái một cách tự động [62].

+ **Phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách đo dp/dt_{max} xâm nhập thất trái**



Hình 1.13: Cách đo dp/dt để tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất [55]

Đây là một phương pháp đáng tin cậy để đánh giá chức năng tâm thu thất trái. Bất lợi của phương pháp này gồm có thủ thuật xâm nhập, khó lặp lại nhiều lần, tốn kém thời gian và dụng cụ để đo đắt tiền [16]. Để thực hiện được kỹ thuật tối ưu hóa này, đầu tiên luồn dây dẫn vào động mạch đùi bằng phương pháp Seldinger sau đó đưa dụng cụ mở đường vào trong lòng động mạch. Thông qua dụng cụ mở đường vào đưa vào buồng thất trái một dây đo có cảm biến áp lực ở đầu hoặc đưa vào thất trái một sợi dây dẫn, thông qua dây dẫn đó có thể đưa đầu của ống thông chẩn đoán kiểu đuôi heo vào thất trái rồi nối với hệ thống đo áp lực. Qua hệ thống đó sẽ ghi được dp/dt_{max} , áp lực đỉnh buồng thất trái thì tâm thu. Sau đó, rút lùi ống thông vào động mạch chủ đoạn lên sẽ có thể ghi được áp lực động mạch chủ tâm thu và áp lực động mạch chủ trung bình.

+ Phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách đo $dP/dt_{\max}$ xâm nhập động mạch.

Nhiều nghiên cứu sử dụng huyết áp động mạch xâm nhập hoặc $dP/dt_{\max}$ động mạch đùi để thay thế cho tiêu chuẩn vàng là $dP/dt_{\max}$ xâm nhập thất trái [85]. Nghiên cứu đã chứng minh phương pháp sử dụng $dP/dt_{\max}$ xâm nhập động mạch có độ chính xác cao và có thể sử dụng để thay thế cho $dP/dt_{\max}$ xâm nhập thất trái với hệ số tương quan $r = 0,77$ [85]. Tuy nhiên để có thể sử dụng phương pháp này cần đảm bảo đủ thể tích tuần hoàn. Mức độ tương quan sẽ giảm nếu bệnh nhân không đủ thể tích tuần hoàn để đảm bảo đổ đầy động mạch, mà đổ đầy động mạch lại phụ thuộc và áp lực tĩnh mạch trung tâm, tiền tải. Vì vậy, để đảm bảo sự chính xác cần đảm bảo nhiều yếu tố và khó ứng dụng trên lâm sàng hơn $dP/dt_{\max}$ thất trái [85].

1.3.7.2. Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm Doppler tim

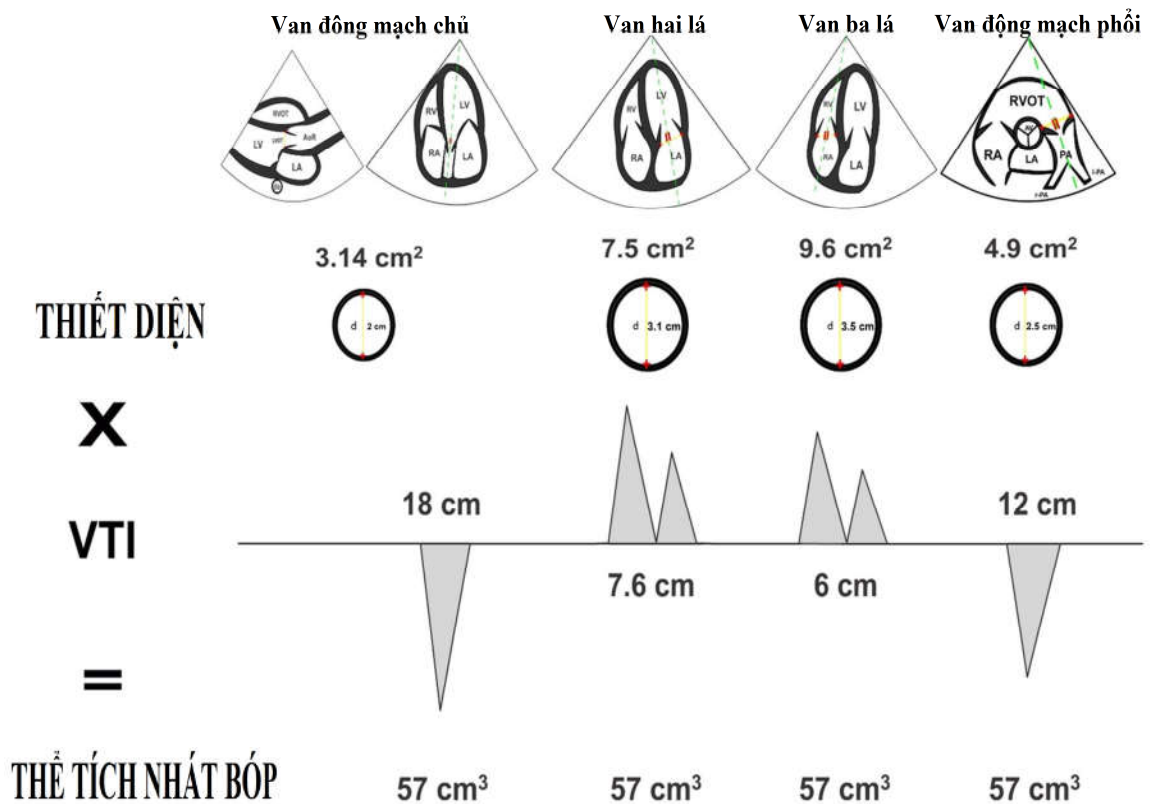
Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm Doppler tim bằng đo VTI là phương pháp phổ biến hơn cả do không xâm nhập và có thể phổ biến rộng rãi [55].

+ Định nghĩa VTI

Lưu lượng dòng chảy qua một lỗ cổ định bằng tích của diện tích dòng chảy và tốc độ dòng chảy qua đó. Do tốc độ dòng chảy thay đổi khi hệ thống dòng chảy đập như hệ tim mạch cho nên để đo được thể tích máu toàn bộ trong suốt một thời kỳ tổng máu cần phải tính tổng của các vận tốc tức thời của dòng chảy nghĩa là tích phân vận tốc theo thời gian (VTI) được đo bằng cách vẽ đường viền bao bọc quanh phổ Doppler của dòng chảy và phần mềm cài sẵn trong máy sẽ tự động tính toán thông số. Từ đó có thể tính được thể tích nhát bóp và cung lượng tim tại các vị trí: đường ra thất trái, van động mạch chủ, van hai lá, van động mạch phổi trên cơ sở diện tích tiết diện nơi dòng máu đi qua [17], [18].

Như vậy, dựa trên VTI có thể ước lượng được sự thay đổi của cung lượng tim. Việc xác định được khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu cho phép xác định VTI tối ưu và cung lượng tim tối ưu và ngược lại.

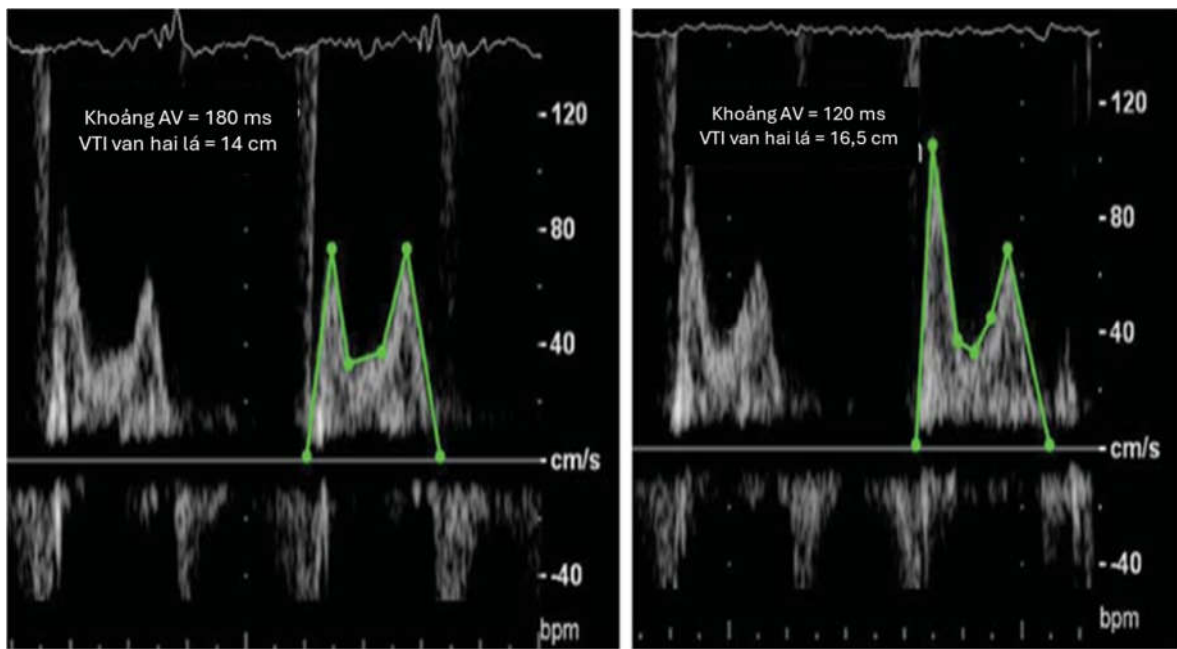
$$\begin{aligned} \text{Thể tích nhát bóp} &= \text{VTI van hai lá} \times \text{thiết diện van hai lá} \\ &= \text{VTI van động chủ} \times \text{thiết diện van động mạch chủ} \end{aligned}$$



Hình 1.14: Các cách tính thể tích nhát bóp [18].

+ Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim đo VTI phổ sóng E - A của dòng máu đi vào qua van hai lá

Giá trị VTI đường vào van hai lá tối đa (sóng E và A) cho phép đánh giá thể tích đổ đầy thất trái, thể tích nhát bóp, cung lượng tim [55]. Nếu coi diện tích lỗ van hai lá là hằng định thì VTI phổ E - A của dòng máu đi vào qua van hai lá chính là đại diện cho thể tích đổ đầy thất trái. Mà thể tích đổ đầy thất trái liên quan trực tiếp đến chức năng tim và cung lượng tim. Vì vậy có thể sử dụng VTI phổ sóng E - A qua van hai lá để xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu. Khoảng dẫn truyền nhĩ thất được coi là tối ưu khi giá trị VTI lớn nhất (hình 1.13). Điều này cũng tương tự khi đo VTI qua các van khác để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu. Tuy nhiên nghiên cứu của nhiều tác giả cho thấy: tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách đo VTI qua van hai lá có độ chính xác cao nhất để thay thế cho phương pháp thông tim xâm nhập [55].

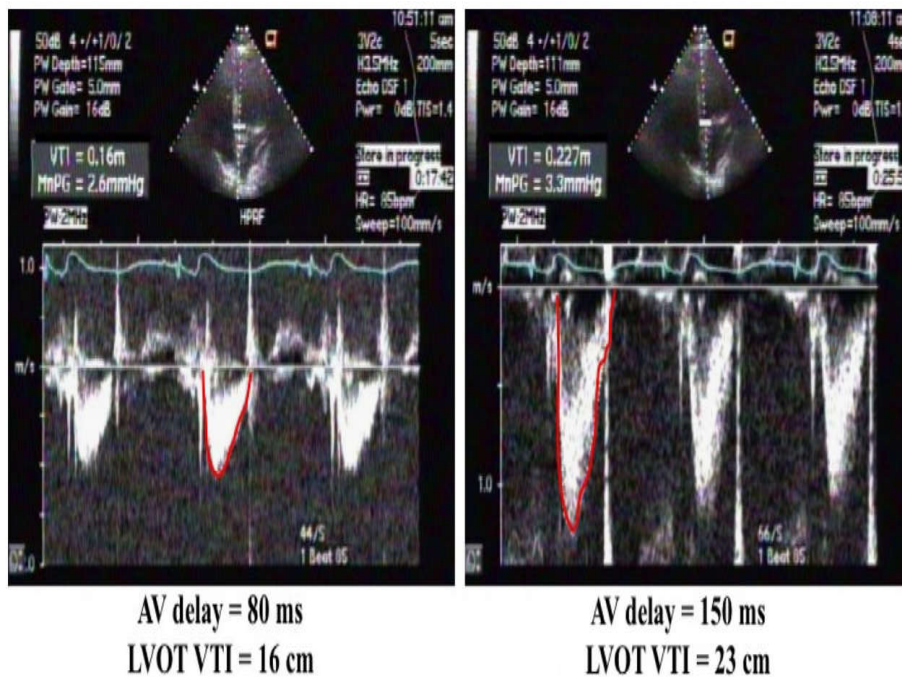


Hình 1.15: Cách tính VTI qua phổ tâm trương van hai lá [18].

+ Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách đo VTI van động mạch chủ

Trên thực tế lâm sàng, có thể sử dụng siêu âm Doppler tim để ước lượng cung lượng tim, thể tích nhát bóp và ước lượng sự thay đổi hiệu quả co bóp của tim bằng cách đo VTI của phổ Doppler qua van động mạch chủ.

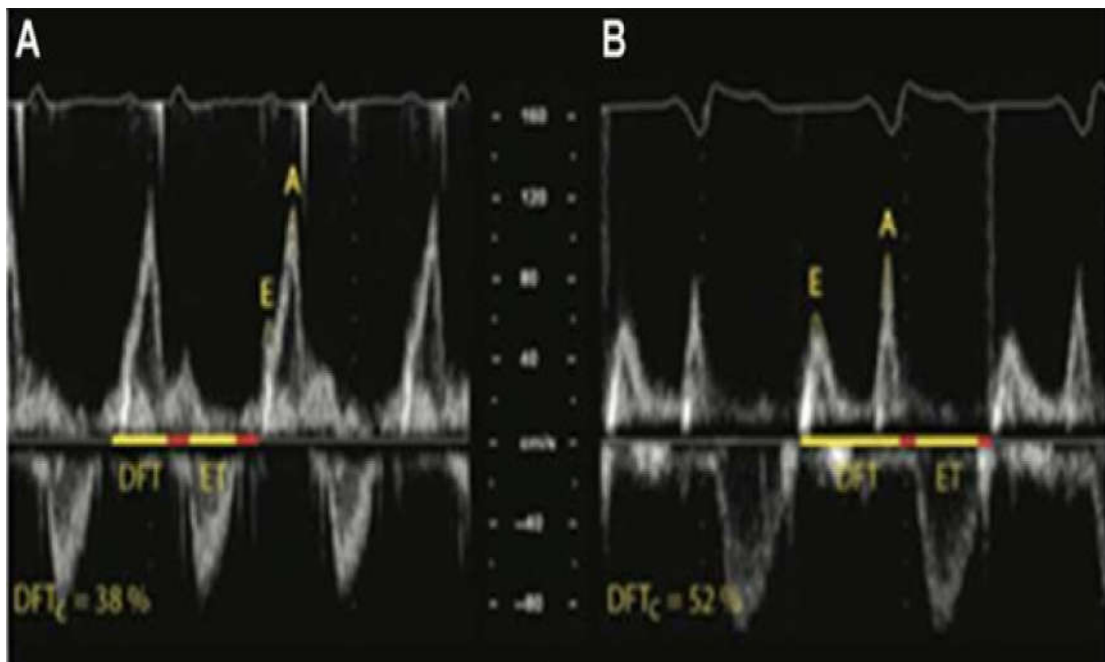
Do đường kính vòng van và tiết diện van ít thay đổi, nên nếu việc tối ưu hóa mang lại sự cải thiện chức năng tim sẽ giúp cải thiện thể tích nhát bóp thì cũng giúp cải thiện VTI. Vì vậy, có thể dùng VTI qua van động mạch chủ để đánh giá sự thay đổi chức năng tim. Có thể thay đổi khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách tăng dần hoặc giảm dần để tối ưu hóa trị số VTI qua van động mạch chủ trên siêu âm. Khoảng dẫn truyền nhĩ thất được coi là tối ưu khi VTI lớn nhất [39].



Hình 1.16: Cách tính VTI phổ tâm thu qua van động mạch chủ hoặc đường thoát thất trái [39].

+ Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim đo thời gian đổ đầy thất trái

Thời gian đổ đầy thất trái được đo từ bắt đầu sóng E cho đến khi kết thúc sóng A. Khi khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu, thời gian đổ đầy thất sẽ gia tăng đưa đến sự gia tăng thể tích đổ đầy thất trái và liên quan trực tiếp đến chức năng tim và cung lượng tim. Vì vậy có thể sử dụng thời gian đổ đầy thất (DFT) qua van hai lá để xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu. Khoảng dẫn truyền nhĩ thất được coi là tối ưu khi giá trị DFT lớn nhất.



Hình 1.17: Tối ưu hóa thời gian trễ đầy thất. khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu giúp cải thiện tiền tải thất trái và giảm hở van hai lá tâm trương [45].

1.3.8. Khuyến cáo hiện hành về tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His

Máy tạo nhịp bó His là một thiết bị điện cấy dưới da nhằm hỗ trợ và kiểm soát việc tạo nhịp thất. Vì vậy để đảm bảo máy hoạt động ở mức tối ưu, cần lập trình máy cẩn thận. Khuyến cáo 2021 của Hội Tim mạch Châu Âu nêu rõ bắt buộc cần cá thể hóa việc lập trình máy tạo nhịp bó His cho từng bệnh nhân (khuyến cáo mức I) [48]. Do tạo nhịp bó His sử dụng mạng lưới Purkinje nên duy trì được sự đồng bộ nội thất và liên thất. Tuy nhiên, sự đồng bộ nhĩ thất lại liên quan đến khoảng PR. Mà dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His loại hai buồng là một thông số có thể điều chỉnh được, vì vậy tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, nhằm cá thể hóa việc lập trình máy tạo nhịp theo đúng hướng dẫn của Hội Tim mạch Châu Âu là việc cần thiết. Hơn nữa, do dây điện cực thất sẽ tạo nhịp bó His, xung động điện sẽ mất một thời gian để dẫn truyền từ His đến thất (biểu thị bởi đoạn đẳng điện sau vạch tạo nhịp đến QRS) vì vậy, khoảng dẫn truyền AV khi cài đặt cho máy tạo nhịp bó His cần ngắn hơn so với bình thường cần chú ý rút ngắn khoảng dẫn truyền nhĩ thất tùy thuộc theo dẫn truyền từ His đến thất nhưng không nên kéo dài khoảng PR hơn 150 ms [47] hoặc có thể cài

đặt khoảng dẫn truyền khi tạo nhịp cả nhĩ và His là 130 ms và khoảng dẫn truyền khi chỉ tạo nhịp bó His là 100 ms [52]. Tương tự, tác giả Vijayaraman đề nghị cần thu ngắn khoảng dẫn truyền nhĩ thất 80 ms ở máy tạo nhịp bó His so với máy tạo nhịp tim hai buồng thông thường để đảm bảo tính sinh lý của dẫn truyền nhĩ thất [114].

Như vậy tối ưu khoảng dẫn truyền nhĩ thất là rất quan trọng. Nếu không tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, tối thiểu cần cài đặt khoảng dẫn truyền nhĩ thất ngắn hơn 40 ms – 80 ms so với thông thường [22], [114] sao cho $PR < 150$ ms [47]. Còn nếu bệnh nhân được thực hiện tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, khuyến cáo nên cài đặt theo khoảng nhĩ thất tối ưu.

1.4. CÁC NGHIÊN CỨU TRÊN THẾ GIỚI VÀ TẠI VIỆT NAM

1.4.1. Các nghiên cứu trên thế giới

Từ thập niên đầu thế kỷ 21, tạo nhịp bó His trở thành một phương thức điều trị nhiều tiềm năng, được triển khai tại nhiều trung tâm tim mạch lớn với nhiều nghiên cứu máy tạo nhịp bó His được thực hiện.

Qua nhiều nghiên cứu, máy tạo nhịp bó His đã chứng minh được hiệu quả điều trị suy tim ở bệnh nhân có QRS trên điện tim dạng blocc nhánh trái hoàn toàn. Ajijola và các cộng sự (2017) đã dùng máy tạo nhịp bó His để thay thế cho CRT ở các bệnh nhân suy tim có blocc nhánh trái hoàn toàn. Sau đặt máy, QRS thu hẹp từ 180 ± 23 ms còn 129 ± 13 ms ($p < 0,0001$). Phân độ suy tim NYHA cải thiện từ độ III thành II ($p < 0,001$), Sau 12 tháng, phân suất tống máu tăng từ $27 \pm 10\%$ lên $41 \pm 13\%$ ($p < 0,001$) và đường kính thất trái cuối tâm trương giảm từ $5,4 \pm 0,4$ cm còn $4,5 \pm 0,3$ cm ($p < 0,001$) [20], [104]. Sharma và các cộng sự (2021) thực hiện nghiên cứu đa trung tâm sử dụng máy tạo nhịp bó His như chọn lựa đầu tiên để điều trị các bệnh nhân blocc nhánh hoàn toàn; lệ thuộc tạo nhịp thất hoặc sử dụng máy tạo nhịp bó His để thay thế nếu CRT thất bại. Nghiên cứu theo dõi trong 14 tháng. Kết quả cho thấy, QRS thu hẹp từ 157 ± 33 ms còn 117 ± 18 ms ($p = 0,0001$), phân suất tống máu thất trái tăng từ $30 \pm 10\%$ lên $43 \pm 13\%$ ($p = 0,0001$) kèm theo sự cải thiện phân độ suy tim NYHA. Ngưỡng tạo nhịp và ngưỡng hiệu chỉnh rối loạn dẫn truyền lần lượt là $1,4 \pm 0,9$ V và $2,0 \pm 1,2$ V ở độ rộng xung 1 ms. Ngoài ra cũng ghi nhận biến chứng liên quan đến điện cực tạo nhịp ở 7 bệnh nhân [104]. Upadhyay và các cộng sự (2019) nghiên cứu

so sánh máy tạo nhịp bó His và CRT ở 41 BN có chỉ định CRT (35 bệnh nhân có block nhánh trái hoàn toàn). Kết quả QRS sau tạo nhịp là 125 ± 22 ms ở nhóm máy tạo nhịp bó His so với 164 ± 25 ms ở nhóm CRT ($p < 0,001$). Phân suất tổng máu thất trái ở nhóm máy tạo nhịp bó His cải thiện tốt hơn so với nhóm CRT ($+7,2\%$ [$5,0 - 16,9\%$] so với $+5,9\%$ [$1,5 - 11,3\%$], $p = 0,17$) tỷ lệ đáp ứng điều trị suy tim cao hơn ở nhóm máy tạo nhịp bó His so với CRT (80% so với 57%, $p = 0,14$ [104], [111]. Huang và các cộng sự cũng tiến hành nghiên cứu tương tự với thời gian theo dõi 3 năm, kết quả cho thấy máy tạo nhịp bó His giúp phân suất tổng máu thất trái tăng từ $32,4 \pm 8,9\%$ lên $55,9 \pm 10,7\%$ ($p < 0,001$), phân độ NYHA cải thiện từ $2,73 \pm 0,58$ còn $1,03 \pm 0,18$ ($p < 0,001$). Ngưỡng hiệu chỉnh block nhánh trái vẫn ổn định sau 3 năm (tăng $2,13 \pm 1,19$ V/0,5 ms tăng lên thành $2,29 \pm 0,92$ V/0,5, $p > 0,05$) [54], [104].

Máy tạo nhịp bó His cũng mang lại hiệu quả tốt ở các bệnh nhân suy tim với QRS trên điện tim dạng block nhánh phải hoàn toàn. Tác giả Sharma (2018) đã tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His cho 39 bệnh nhân suy tim phân suất tổng máu giảm với QRS trên điện tim dạng block nhánh phải hoàn toàn và độ rộng QRS từ 120 ms. Thủ thuật được thực hiện thành công ở 37/39 bệnh nhân. Kết quả sau đặt máy độ rộng QRS thu hẹp từ 158 ± 24 ms còn 127 ± 17 ms ($p = 0,0001$). Theo dõi trung bình sau 15 ± 23 tháng, phân suất tổng máu của bệnh nhân tăng từ $31 \pm 10\%$ lên $39 \pm 13\%$ ($p = 0,004$) và phân độ suy tim NYHA giảm từ $2,8 \pm 0,6$ xuống $2 \pm 0,7$ ($p = 0,0001$) [103].

Cũng tương tự, tạo nhịp bó His cũng mang lại các hiệu quả tốt ở bệnh nhân block nhĩ thất. Nghiên cứu 2018 của Kronborg và cộng sự (2016) so sánh kết cục khi tạo nhịp bó His và tạo nhịp tại vách thất phải ở những bệnh nhân block nhĩ thất có QRS hẹp < 120 ms với phân suất tổng máu bảo tồn. Bệnh nhân nghiên cứu lần lượt được tạo nhịp thất phải và tạo nhịp bó His sau 12 tháng ghi nhận không có sự khác biệt phân độ NYHA, chất lượng sống cũng như biến chứng. Tuy nhiên có sự giảm đáng kể về phân suất tổng máu sau 12 tháng ở nhóm tạo nhịp tại vách thất phải ($50 \pm 11\%$) so với tạo nhịp bó His ($55 \pm 10\%$) với $p = 0,005$ [73].

Về tỷ lệ thành công khi tiến hành tạo nhịp bó His, Lan Su và các cộng sự (2018) tạo nhịp bó His ở các bệnh nhân có QRS hẹp < 120 ms bằng điện cực xoắn ở 310 bệnh nhân, cho thấy tỷ lệ thành công đạt 98,3% - 99,2%. Ngưỡng tạo nhịp bó His $0,85 \pm 0,51$ V/0,5 ms - $1,11 \pm 0,6$ V/0,5 ms [110].

Hiện nay, nhiều nghiên cứu đánh giá hiệu quả của máy tạo nhịp bó His trên diễn biến và tiên lượng. Nghiên cứu về tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất của máy tạo nhịp bó His loại hai buồng còn hạn chế. Hiện vẫn chỉ có vài nghiên cứu nhỏ hoặc báo cáo ca lâm sàng về khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu của máy tạo nhịp hai buồng được công bố. Tuy vậy, các nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp tim hai buồng và máy tái đồng bộ tim lại được nghiên cứu nhiều hơn.

Ở các bệnh nhân đặt máy tạo nhịp tim hai buồng, tác giả Auricchio sử dụng phương pháp đo dP/dt xâm nhập thất trái để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất của máy tạo nhịp tim hai buồng cho thấy tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sẽ làm tăng sức bóp của tim. Tương tự, tác giả Janosik sử dụng cung lượng tim để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp tim hai buồng đã cho thấy việc tối ưu hóa giúp tăng cung lượng tim thêm 8% [108]. Tác giả Ferrari (2022) nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp tim hai buồng ở 43 bệnh nhân [45]. Kết quả cho thấy: các bệnh nhân được tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sẽ cải thiện đồ đầy thất trái, giảm hở hai lá tâm trương. Nghiên cứu của Salden (2022) ở 22 suy tim có phân suất tống máu thất trái $< 35\%$, khoảng PR > 230 ms, QRS hẹp hoặc không có dạng blocc nhánh trái hoàn toàn [98]. Kết quả cho thấy: tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất giúp cải thiện đồ đầy thất trái, cải thiện huyết áp trung bình và cung lượng tim thêm 10 - 15%, thể tích nhát bóp tăng thêm $34 \pm 40\%$. Tuy nhiên các hiệu quả này lại bị triệt tiêu bởi sự mất đồng bộ tim nếu tạo nhịp thất phải [98].

Từ khi kỹ thuật tái đồng bộ tim ra đời, các nghiên cứu đánh giá hiệu quả của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tái đồng bộ tim liên tục được thực hiện. Phân tích tổng hợp từ 13 nghiên cứu của tác giả Kosmala (2014) và các cộng sự trên 1.431 bệnh nhân nhằm nghiên cứu vai trò của tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đã đặt CRT cho thấy: việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sẽ giúp cải thiện phân suất tống máu thêm 0,8 - 4% so với nhóm bệnh nhân không được tối ưu hóa với $p = 0,001$ [70].

Phân tích dưới nhóm từ nghiên cứu MADIT-CRT với 537 bệnh nhân không có điện tim dạng block nhánh trái hoàn toàn được chia thành 2 nhóm dựa trên khoảng PR ban đầu của bệnh nhân (nhóm $PR < 230$ ms và nhóm $PR \geq 230$ ms). Với tiêu chí chính là suy tim hoặc tử vong. Các tiêu chí phụ gồm các biến cố suy tim và tử vong do mọi nguyên nhân. Các bệnh nhân này đều được đặt máy CRT - D. Có 96 bệnh nhân (22%) có khoảng PR kéo dài và 438 bệnh nhân (78%) có khoảng PR bình thường. Kết quả nghiên cứu cho thấy ở những bệnh nhân có QRS không có dạng block nhánh trái hoàn toàn nhưng có khoảng PR kéo dài, thì so với đặt ICD, điều trị CRT - D giảm 73% nguy cơ suy tim và tử vong ($p < 0,001$) và giảm 81% nguy cơ tử vong do mọi nguyên nhân ($p < 0,001$). Ngược lại, ở những bệnh nhân có PR bình thường, so với đặt máy ICD, máy CRT - D có liên quan đến xu hướng tăng nguy cơ suy tim hoặc tử vong (tỷ số nguy cơ: 1,45; khoảng tin cậy 95%: 0,96 – 2,19; $p = 0,078$) và tỷ lệ tử vong cao hơn gấp 2 lần (tỷ lệ rủi ro: 2,14; khoảng tin cậy 95%: 1,12 – 4,09; $p = 0,022$) [77].

Nghiên cứu của tác giả Jansen (2006) trên 30 bệnh nhân, tác giả so sánh độ tương quan của các kỹ thuật tối ưu hóa bằng siêu âm tim so với tiêu chuẩn vàng là tối ưu hóa bằng kỹ thuật thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} của thất trái [55]. Kết quả là tối ưu hóa thời gian dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van hai lá tương quan rất tốt với kỹ thuật thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} thất trái với hệ số tương quan $r = 0,96$. Nghiên cứu cũng cho thấy kỹ thuật tối ưu hóa bằng cách đo VTI qua van động chủ có độ chính xác kém hơn các kỹ thuật siêu âm tim đo VTI qua van hai lá với hệ số tương quan là $r = 0,54$.

Cũng tương tự việc tối ưu hóa máy tái đồng bộ tim, tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất của máy tạo nhịp bó His là rất cần thiết. Nghiên cứu đã cho thấy: nếu cài đặt khoảng dẫn truyền nhĩ thất dài hơn hoặc ngắn hơn khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu 40 ms sẽ làm giảm gần 50% hiệu quả do sự đồng bộ co bóp cơ tim mang lại [118].

Khoảng PR kéo dài gây giảm tiền tải thất trái, giảm thể tích nhát bóp và làm triệu chứng suy tim nặng. Nghiên cứu mù đôi, đa trung tâm, theo dõi trong 6 tháng của tác giả Whinnett (2022) trên 167 suy tim với phân suất tổng máu $< 40\%$, $PR > 200$ ms, $QRS \leq 140$ ms hoặc QRS dạng block nhánh phải hoàn toàn [119]. Các bệnh nhân này được đặt máy tạo nhịp bó His và được chia 2 nhóm: 1 nhóm được tạo nhịp

bó His và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất. Một nhóm tắt chức năng tạo nhịp. Kết quả nghiên cứu nhóm được tạo nhịp và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất nhằm rút ngắn dẫn truyền nhĩ thất có cải thiện chất lượng sống ở 76% bệnh nhân so với không được tạo nhịp; $p < 0,0001$ [119].

Tác giả Sohaib (2015) nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng huyết áp động mạch xâm nhập ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp hai buồng bó His cho các bệnh nhân block nhĩ thất độ I. Nghiên cứu thu nhận 16 bệnh nhân bị suy tim tâm thu, có PR dài (trung bình là 254 ± 62 ms) và QRS hẹp. Việc tạo nhịp bó His thành công ở 14 bệnh nhân. Các bệnh nhân này cũng đồng thời được tạo nhịp hai thất với máy tái đồng bộ tim. Kết quả nghiên cứu cho thấy việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sẽ giúp cải thiện huyết động với huyết áp tâm thu xâm nhập tăng thêm 4,1 mmHg đối với tạo nhịp bó His và 4,3 mmHg đối với tạo nhịp hai thất. Tuy nhiên tạo nhịp hai thất lại tăng nguy cơ mất đồng bộ tim do QRS giãn rộng hơn so với không tạo nhịp (QRS rộng thêm 22 ms). Ngược lại, tạo nhịp bó His không làm thay đổi độ rộng QRS [107].

1.4.2. Tình hình nghiên cứu tại Việt Nam

Tại Việt Nam, máy tạo nhịp bó His cũng đã được thực hiện tại vài trung tâm lớn tại Việt Nam. Tuy nhiên, do mới chỉ được triển khai lần đầu vào năm 2018 với số lượng ca còn hạn chế, nên nghiên cứu tổng hợp về hiệu quả của máy tạo nhịp bó His còn hạn chế. Các nghiên cứu về tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất tại Việt Nam hiện chủ yếu được nghiên cứu trên bệnh nhân được đặt máy tái đồng bộ tim (CRT).

Phạm Như Hùng (2008) nghiên cứu 19 bệnh nhân cấy máy tạo nhịp của hãng St. Jude có phần mềm QuickOpt. Các BN này được làm siêu âm tim nhằm đánh giá sự thay đổi khi sử dụng các thông số lập trình mặc định theo máy và so sánh với thông số khoảng dẫn truyền nhĩ thất khi tối ưu hóa CRT bằng phần mềm Quick - Opt hoặc siêu âm tim. Kết quả cho thấy: các thông số về huyết động cải thiện hơn hẳn khi sử dụng các thông số tối ưu hóa bằng siêu âm so với tối ưu hóa bằng Quick - Opt ($p < 0,05$) [3].

Nguyễn Tri Thức, Nguyễn Cửu Long, Hoàng Anh Tiến (2020) nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở 38 bệnh nhân suy tim được đặt máy tái đồng bộ

tim đã chứng minh khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đã được đặt máy tái đồng bộ tim, có thể sử dụng phương pháp siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất một cách thường quy thay cho phương pháp tối ưu hóa thông tim xâm nhập thất trái để đo $dP/dt_{\max}$. Nếu không thể tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, có thể cân nhắc cài đặt khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu khi tạo nhịp hai buồng thất (AVs) là 115 ms và khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu khi tạo nhịp ba buồng thất (AVp) là 160 ms. Khi tiến hành đặt máy tái đồng bộ tim, nên chú ý chọn lựa vị trí tạo nhịp của điện cực tạo nhịp thất phải và thất trái sao cho QRS sau đặt máy CRT hẹp lại tối thiểu 20 ms nhằm đảm bảo hiệu quả điều trị tái đồng bộ tim [13].

Chương 2

ĐỐI TƯỢNG PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. ĐỐI TƯỢNG NGHIÊN CỨU

2.1.1. Tiêu chuẩn chọn bệnh

Bệnh nhân có chỉ định đặt máy tạo nhịp theo tiêu chuẩn của hội tim Châu Âu và kèm theo các biểu hiện trên điện tâm đồ bề mặt 12 chuyển đạo.

- Bloc nhĩ thất độ III.
- Bloc nhĩ thất độ II mobitz II, bloc nhĩ thất độ II cao độ.
- Bloc ba bó có triệu chứng ngất hoặc kèm bloc AV III kịch phát.
- Bloc nhánh trái và phải luân phiên.
- Các bệnh nhân đồng ý tham gia nghiên cứu.

2.1.2. Tiêu chuẩn loại trừ

Bloc nhĩ thất thất thoát qua do nguyên nhân có thể điều trị được.

Bệnh nội khoa – ngoại nặng chưa ổn định.

Nhiễm trùng da nơi đặt máy.

Không đồng ý thông tim để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất

2.2. PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.2.1. Thiết kế nghiên cứu

Nghiên cứu tiến cứu mô tả có can thiệp và theo dõi.

2.2.2. Cỡ mẫu và cách chọn mẫu

2.2.2.1. Cỡ mẫu

Để khảo sát hiệu quả của đặt máy tạo nhịp bó His cũng như những biến cố thường gặp. Chúng tôi chọn công thức ước lượng cỡ mẫu

$$n = Z^2_{1-\alpha/2} \frac{p(1-P)}{d^2}$$

Trong đó:

n: là cỡ mẫu ước tính.

Z score = 1,96 tương ứng với mức ý nghĩa thống kê 95%.

d là sai số ước tính. Chấp nhận d = 5%.

p là tỷ lệ (biến cố) ước tính.

Nghiên cứu của chúng tôi lấy tỷ lệ biến cố ở những bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His có QRS hẹp theo nghiên cứu của Lan Su và cộng sự là 1,7% [110].

Với $p = 1,7\% \rightarrow n = 25,6$

Từ đó có cỡ mẫu $n = 26$ bệnh nhân. Điều chỉnh tỷ lệ bỏ mẫu 10% $\rightarrow$ mẫu thực tế cần lấy ít nhất là 29 bệnh nhân

Kết thúc nghiên cứu chúng tôi thu nhận được 93 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His với 71 bệnh nhân được đặt máy thành công

2.2.2.2. Cách chọn mẫu

Chọn mẫu liên tục, tất cả các trường hợp đủ tiêu chuẩn chọn vào trong thời gian từ tháng 03/2022 đến hết tháng 03/2024.

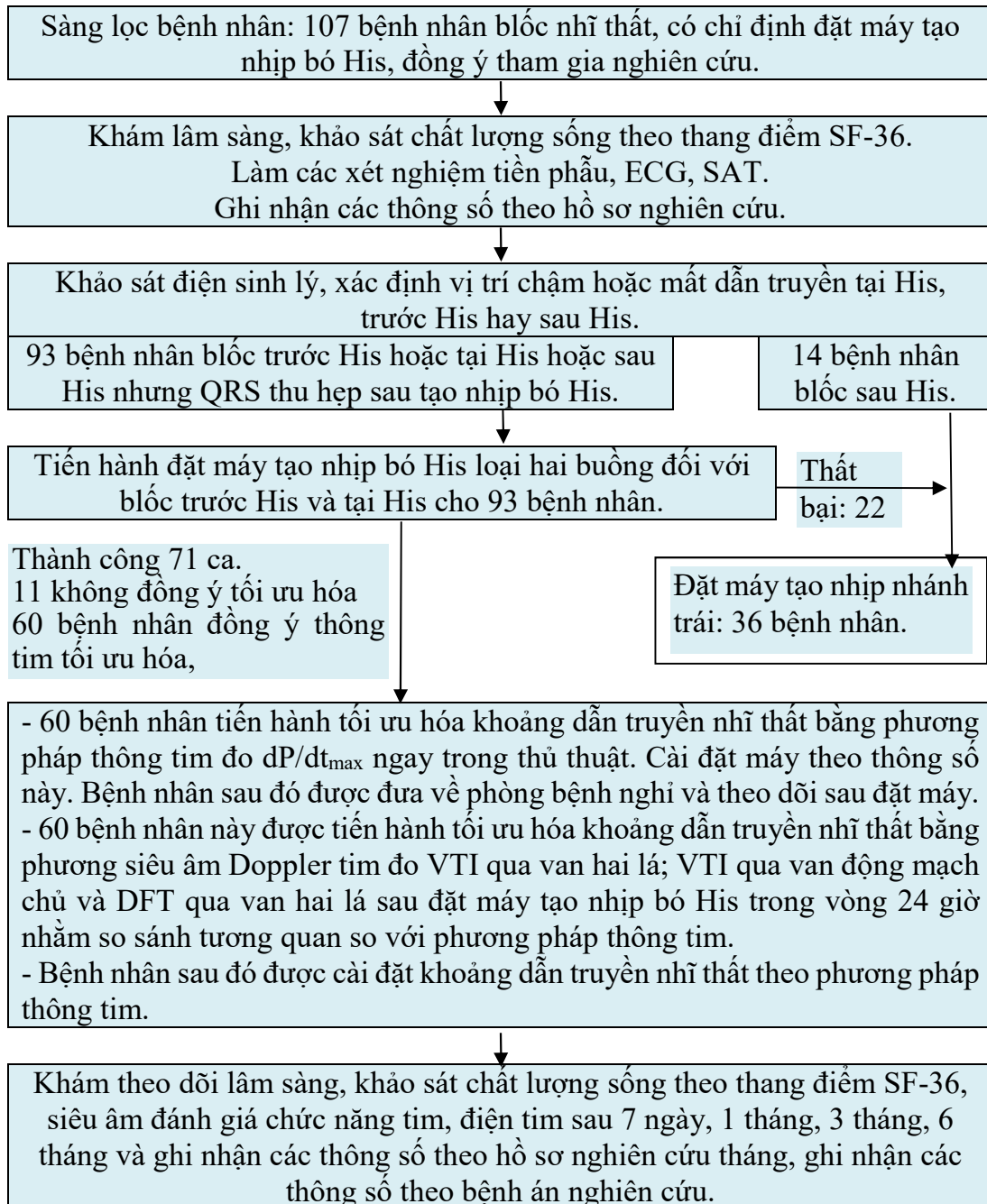
2.2.3. địa điểm lấy mẫu

Khoa Điều trị rối loạn nhịp Bệnh viện Chợ Rẫy.

2.3. TRÌNH TỰ NGHIÊN CỨU, CÁC THÔNG SỐ NGHIÊN CỨU VÀ TIẾN HÀNH NGHIÊN CỨU

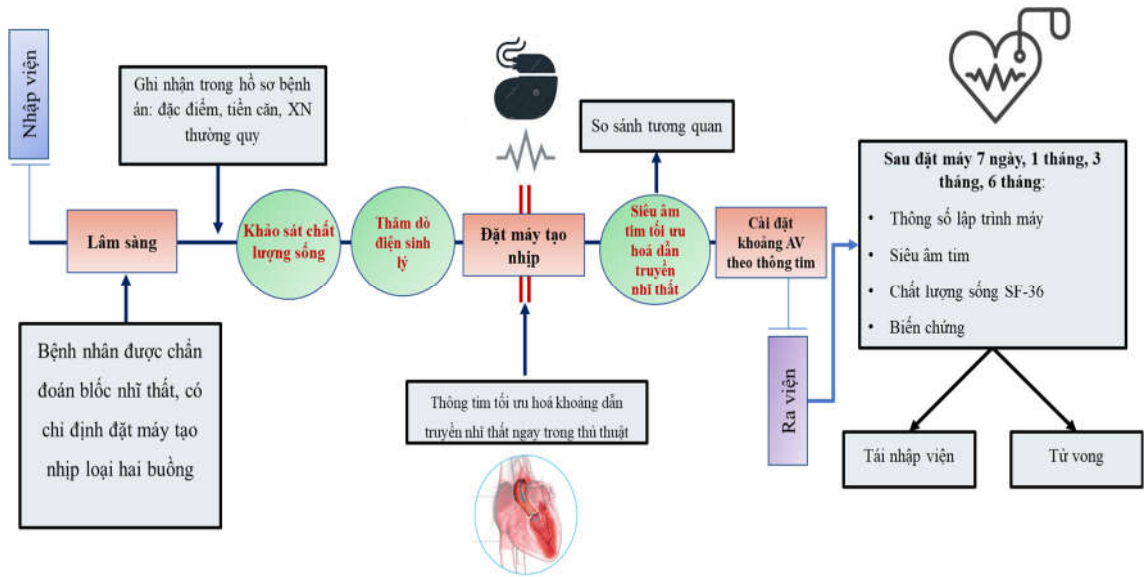
2.3.1. Trình tự nghiên cứu

Nghiên cứu được tiến hành theo trình tự như sau:



Sơ đồ 2.1: Trình tự nghiên cứu.

2.3.2. Sơ đồ nghiên cứu



Lưu đồ 2 1: Lưu đồ nghiên cứu.

2.3.3. Các biến số nghiên cứu

2.3.3.1. Các biến số nghiên cứu về tình trạng lâm sàng

- Lý do nhập viện;
- Triệu chứng nhập viện;
- Các yếu tố dịch tễ học như tuổi, giới tính...
- Tiền căn bệnh lý, yếu tố nguy cơ bệnh mạch vành, kết quả khảo sát mạch vành;
- Chẩn đoán;
- Mức độ suy tim NYHA: được đánh giá theo bảng 2.1.
- Chất lượng sống theo thang điểm SF-36: được tính dựa trên phụ lục 3

2.3.3.2. Các biến số nghiên cứu về thủ thuật thăm dò điện sinh lý bó His và đặt máy tạo nhịp bó His

- Các thông số liên quan đến thủ thuật thăm dò điện sinh lý bộ nối nhĩ thất: các khoảng dẫn truyền AH: được đo từ bắt đầu sóng nhĩ đến bắt đầu sóng His khi thăm dò điện sinh lý. khoảng dẫn truyền His - thất: được đo từ bắt đầu sóng his đến bắt đầu sóng thất khi thăm dò điện sinh lý. Vị trí giải phẫu mất dẫn truyền nhĩ thất trước His, tại His hay sau His: được xác định bằng thăm dò điện sinh lý.

- Các thông liên quan đến thủ thuật: thời gian thủ thuật (thời gian từ khi bệnh nhân lên bàn đến khi bệnh nhân ra khỏi phòng thủ thuật), thời gian chiếu tia, các

thông số tạo nhịp bó His chọn lọc và không chọn lọc (sẽ được trình bày ở mục 2.9.3), độ rộng QRS trước và sau tạo nhịp bó His, các thông số tạo nhịp ở các thời điểm khác nhau như ngưỡng nhận cảm (biên độ sóng nhĩ, sóng His hoặc sóng bó trái mà máy đo được), ngưỡng tạo nhịp (hiệu điện thế thấp nhất có thể gây ra được sự khử cực nhĩ, His hoặc nhánh trái), trở kháng tạo nhịp (điện trở khi tạo nhịp).

- Các biến chứng chính (MACE); trong trong thủ thuật, thời gian nằm viện và trong 6 tháng đầu: tử vong, ngưng tim phải hồi sức tim phổi, tràn dịch màng tim phải dẫn lưu hoặc phải phẫu thuật, thủng tim có hoặc không phải phẫu thuật, điện cực tạo nhịp mất dẫn.

2.3.3.3. Các thông số nghiên cứu về tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất của máy tạo nhịp bó His loại hai buồng

- Áp lực trong buồng tim, huyết áp động mạch xâm nhập, dP/dt_{max} tương ứng với các khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau khi tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập thất trái đo dP/dt_{max} , áp lực trong buồng thất trái tâm thu, tâm trương và trung bình. Áp lực động mạch xâm nhập tâm thu, tâm trương và trung bình.

- Giá trị VTI phổ EA qua van hai lá.

- Khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng các phương pháp siêu âm này.

- Sự tương quan khoảng dẫn truyền nhĩ thất được xác định bằng các phương pháp.

2.3.3.4. Các thông số nghiên cứu về cải thiện trên cận lâm sàng

- NT-proBNP;

- Các thông số siêu âm tim: phân suất tống máu; thể tích thất trái cuối tâm thu; cuối tâm trương; đường kính thất trái cuối tâm thu và tâm trương.

2.3.4. Sàng lọc bệnh nhân

Bệnh nhân được đo điện tim; holter điện tim.

Phân loại chẩn đoán suy nút xoang, block nhĩ thất hoặc đồng mắc cả hai bệnh.

Xác định vị trí tổn thương dẫn truyền bằng điện tâm đồ bề mặt.

Tư vấn đặt máy tạo nhịp bó His loại hai buồng nếu đủ tiêu chuẩn nhận bệnh và không có tiêu chuẩn loại trừ.

2.3.5. Khám lâm sàng

Chúng tôi ghi nhận dấu hiệu lâm sàng; tiền sử; bệnh sử; chiều cao; cân nặng; tình trạng lâm sàng một cách chi tiết. Đánh giá các mức độ suy tim theo NYHA (nếu có). Tìm các chỉ định đặt máy. Khai thác các thuốc đã dùng.

Bảng 2.1: Cách phân độ suy tim NYHA

Độ I:	Không hạn chế vận động thể lực. Vận động thể lực thông thường không gây mệt, khó thở, hồi hộp.
Độ II:	Hạn chế nhẹ vận động thể lực. Bệnh nhân khỏe khi nghỉ ngơi, vận động thể lực thông thường dẫn đến mệt, khó thở, hồi hộp, đau ngực.
Độ III:	Hạn chế nhiều vận động thể lực. Bệnh nhân khỏe khi nghỉ ngơi nhưng khi vận động nhẹ sẽ có triệu chứng.
Độ IV:	Không vận động thể lực nào không gây khó chịu. Triệu chứng của suy tim xuất hiện ngay cả khi nghỉ ngơi. Một vận động thể lực nhẹ cũng có thể làm các triệu chứng gia tăng.

2.3.6. Khảo sát chất lượng sống của bệnh nhân theo bộ câu hỏi SF-36

Chúng tôi sử dụng bộ câu hỏi SF-36 ở phụ lục 5 để đánh giá chất lượng cuộc sống của bệnh nhân trước và sau đặt máy tạo nhịp bó His.

Chúng tôi tiến hành phỏng vấn bệnh nhân rồi điền đầy đủ thông tin vào bộ câu hỏi SF-36 ở phụ lục 5 này tại các thời điểm trước đặt máy, sau đặt máy 6 tháng.

Sau đó tiến hành cho điểm và chuyển đổi điểm, rồi tính điểm trung bình chung của từng yếu tố. So sánh giữa các thời điểm trước đặt máy với thời điểm sau đặt máy 6 tháng [13].

- Hướng dẫn cho điểm bảng câu hỏi SF-36

Chúng tôi thực hiện theo trình tự các bước như sau:

+ Bước 1: cho điểm các câu hỏi, chuyển đổi điểm số của các câu trả lời theo bảng dưới đây.

Chú ý rằng tất cả các câu trả lời được cho điểm sao cho diễn tả được điểm số cao thì xác định là tình trạng sức khỏe tốt.

Như vậy trong bảng chuyển đổi thì mỗi câu trả lời đều có điểm số thay đổi từ 0 đến 100.

Bảng 2.2: Chấm điểm theo bộ SF-36

Câu hỏi số	Điểm số ban đầu	Giá trị điểm quy đổi
1, 2, 6, 8, 11b, 11d	1 điểm	100
	2 điểm	75
	3 điểm	50
	4 điểm	25
	5 điểm	0
3a, 3b, 3c, 3d, 3e, 3f, 3g, 3h, 3i, 3j	1 điểm	0
	2 điểm	50
	3 điểm	100
4a, 4b, 4c, 4d, 5a, 5b, 5c	1 điểm	0
	2 điểm	100
7, 9a, 9d, 9e, 9h	1 điểm	100
	2 điểm	80
	3 điểm	60
	4 điểm	40
	5 điểm	20
	6 điểm	0
9b, 9c, 9f, 9g, 9i	1 điểm	0
	2 điểm	20
	3 điểm	40
	4 điểm	60
	5 điểm	80
	6 điểm	100
10, 11a, 11c	1 điểm	0
	2 điểm	25
	3 điểm	50
	4 điểm	75
	5 điểm	100

Lưu ý khi chuyển đổi điểm:

* Điểm số càng cao, điểm quy đổi càng cao, chất lượng cuộc sống càng tốt ở các câu: 3a, 3b, 3c, 3d, 3e, 3f, 3g, 3h, 3i, 3j, 7, 9a, 9d, 9e, 9h, 9b, 9c, 9f, 9g, 9i, 10, 11a, 11c.

Ví dụ: 1 điểm: rất xấu; 2 điểm: xấu; 3 điểm: trung bình; 4 điểm: tốt; 5 điểm: rất tốt.

* Điểm số càng cao, điểm số quy đổi càng thấp, chất lượng cuộc sống càng kém ở các câu còn lại.

Ví dụ: 5 điểm: rất xấu; 4 điểm: xấu; 3 điểm: trung bình; 2 điểm: tốt; 1 điểm: rất tốt.

* Chuyển đổi điểm số: vì sự thay đổi điểm trong câu trả lời không đồng bộ nên phải chuyển đổi điểm theo bảng trên để so sánh và đánh giá chất lượng cuộc sống bệnh nhân trước và sau đặt máy.

* Sau khi chuyển đổi điểm số, tiến hành tổng kết điểm. Số điểm tổng cộng sẽ thay đổi từ 0 đến 100. Số điểm càng cao thì chất lượng cuộc sống bệnh nhân càng được cải thiện.

+ Bước 2: những câu hỏi được cho điểm theo mức độ giống nhau sau khi chuyển đổi (điểm càng cao thì tình trạng sức khỏe càng tốt và ngược lại). Sau đó tính điểm trung bình các khoản của 8 lĩnh vực: Hoạt động thể lực, Các hạn chế do sức khỏe thể lực, Cảm giác đau, Sức khỏe chung, Sinh lực, Sức khỏe tinh thần, Các hạn chế do dễ xúc động, Hoạt động xã hội.

+ Bước 3: đánh giá điểm chất lượng cuộc sống thể chất (trung bình cộng của điểm Hoạt động thể lực, Các hạn chế do sức khỏe thể lực, Cảm giác đau, Sức khỏe chung), điểm chất lượng cuộc sống tinh thần (trung bình cộng của điểm Sinh lực, Sức khỏe tinh thần, Các hạn chế do dễ xúc động, Hoạt động xã hội) và điểm chất lượng sống chung của bệnh nhân (trung bình cộng của điểm chất lượng cuộc sống thể chất và chất lượng cuộc sống tinh thần).

Bảng 2.3: Cách tính điểm trung bình các khoản của 8 lĩnh vực chất lượng sống

	Lĩnh vực	Số lượng các khoản	Sau khi tính điểm theo bảng 1, tính trung bình các khoản sau
Chất lượng sống về thể chất	Hoạt động thể lực	10	3a, 3b, 3c, 3d, 3e, 3f, 3g, 3h, 3i, 3j
	Các hạn chế do sức khỏe thể lực	4	4a, 4b, 4c, 4d
	Cảm giác đau	2	7, 8
	Sức khỏe chung	5	1, 11a, 11b, 11c, 11d
Chất lượng sống về tinh thần	Sinh lực	4	9a, 9e, 9g, 9i
	Sức khỏe tinh thần	5	9b, 9c, 9d, 9f, 9h
	Các hạn chế do dễ xúc động	3	5a, 5b, 5c
	Hoạt động xã hội	2	6, 10

Tất cả 8 lĩnh vực đều được cho điểm theo cách đó. Sử dụng bộ câu hỏi này lúc bắt đầu và trong quá trình theo dõi, có thể thấy được sự tiến triển của 8 lĩnh vực được đề cập trong bước 2.

2.3.7. Làm các xét nghiệm cận lâm sàng

Bệnh nhân được làm đầy đủ các xét nghiệm theo hướng dẫn của ESC 2021 [48]:

- Điện tâm đồ; xác định hình thái học của QRS.
- Phim X - quang ngực thẳng;
- Siêu âm tim;
- Công thức máu; tổng phân tích nước tiểu; điện giải đồ (bao gồm cả canxi và magnesium).
- Đường máu lúc đói; lipid máu (cholesterol toàn phần; triglyceride; HDL –C; LDL – C).
- Creatinine máu; AST; ALT; Bilirubin toàn phần – trực tiếp; sắt huyết thanh;
- TSH; FT4.

2.3.8. Siêu âm Doppler tim trước đặt máy

Chúng tôi tiến hành siêu âm Doppler tim thường quy cho tất cả các bệnh nhân nghiên cứu. Các thông số siêu âm được đo đạc và tính toán theo đúng hướng dẫn của Hội siêu âm Hoa Kỳ [25] trên máy siêu âm Doppler mô.

Các thông số siêu âm được thăm khám theo trình tự sau:

- *Phương pháp siêu âm TM*

- Đo LVEDD - Đường kính thất trái cuối tâm trương bằng phương pháp M-Mode, Teicholz

- Đo LVESD - Đường kính thất trái cuối tâm thu bằng phương pháp M-Mode, Teicholz

- *Phương pháp siêu âm 2 chiều*

- Tính thể tích và phân suất tổng máu thất trái theo phương pháp Simpson 4 buồng và hai buồng tại mặt cắt tại mỏm bằng chương trình tự động. Đo thể tích thất trái cuối tâm thu và cuối tâm trương bằng chương trình tự động. Thông số thể tích thất trái cuối tâm trương và cuối tâm thu, phân suất tổng máu, cung lượng tim sẽ được lấy một cách tự động và được tính trung bình 2 mặt cắt.

- *Phương pháp siêu âm Doppler liên tục*

- Xác định chênh áp qua van ba lá và áp lực động mạch phổi.
- Đo VTI qua van hai lá và van động chủ để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng chương trình đo tự động của máy.

- *Phương pháp siêu âm Doppler màu*

- Đánh giá tình trạng hở các van tim.

2.3.9. Tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His

2.3.9.1. Chuẩn bị bệnh nhân

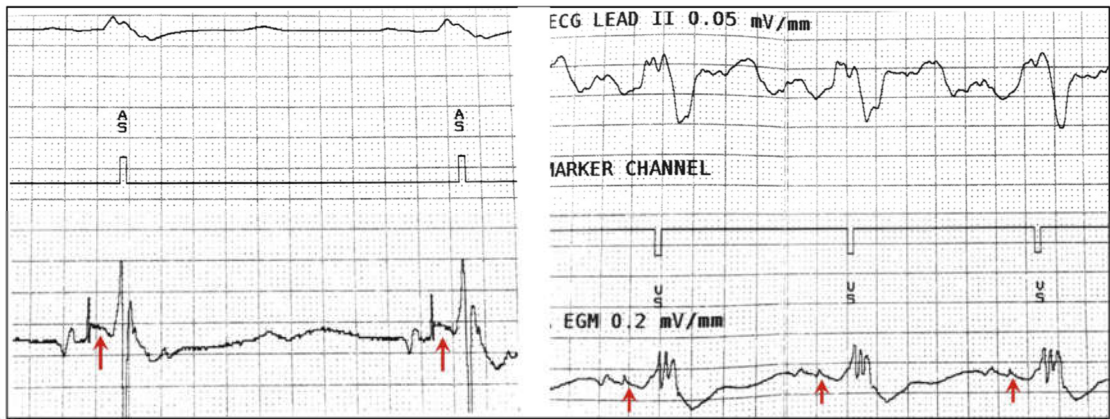
Ngoài việc chuẩn bị và đánh giá trước phẫu thuật thông thường (ECG, chức năng tim và xét nghiệm máu) để cấy máy tạo nhịp tim, những lưu ý đặc biệt làm tăng tỷ lệ thành công của tạo nhịp bó His và giảm nguy cơ biến chứng [31].

(1) Các loại rối loạn dẫn truyền: loại rối loạn dẫn truyền nội thất hoặc vị trí tổn thương trên bộ nối đối với bloc nhĩ thất nhằm đánh giá bệnh nhân có chống chỉ định tạo nhịp bó His hay không.

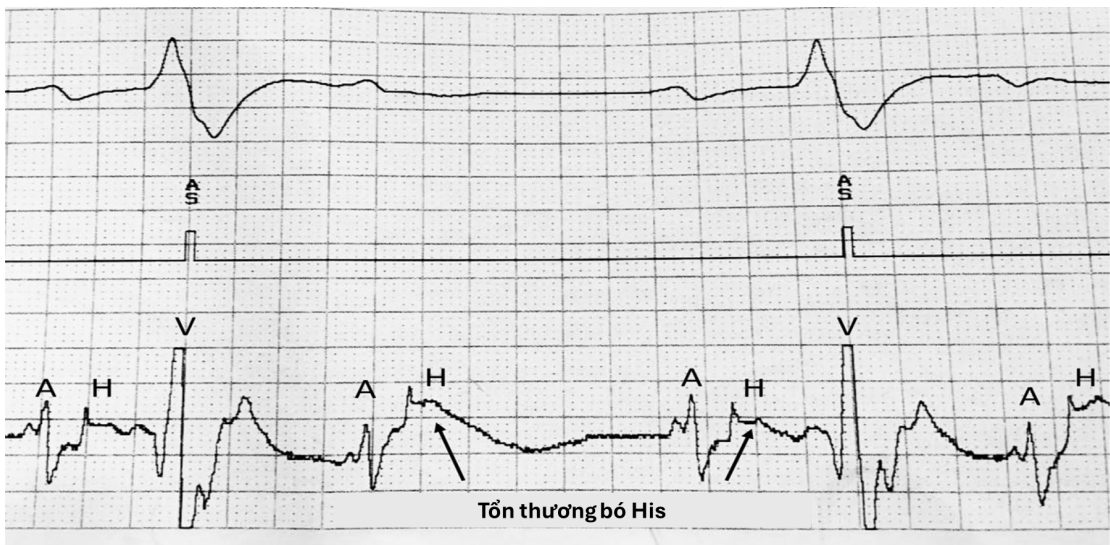
- (2) Đánh giá độ dày và lượng sẹo của vách liên thất.
- (3) Bệnh nhân có bất thường về giải phẫu bao gồm tồn tại tĩnh mạch chủ trên bên trái (PLSVC), bất thường Ebstein, phình xoang động mạch chủ, v.v...
- (4) Bệnh nhân sau phẫu thuật van tim.
- (5) Lựa chọn đường vào tĩnh mạch.

2.3.9.2. Chuẩn bị hệ thống thăm dò điện sinh lý

Để chuẩn bị cho việc xác định vị trí bó His cũng như xét chỉ định tạo nhịp bó His khi đánh giá dẫn truyền nhĩ thất, có thể dùng hệ thống thăm dò điện sinh lý hoặc dùng máy chương trình để ghi tín hiệu điện tim trong buồng tim và xác định vị trí bó His cũng như tổn thương trên hệ thống dẫn truyền.



Hình 2.1: Thăm dò để tìm kiếm vị trí bó His, sử dụng máy phân tích tín hiệu [20].



Hình 2.2: Thăm dò để tìm kiếm vị trí bó His, phát hiện block độ II sau His [41].

2.3.9.3. Phương tiện nghiên cứu

+ Điện cực tạo nhịp bó His

Có thể sử dụng điện cực không lòng (dây Medtronic 3830) hoặc có lòng (dây tạo nhịp Solia của Biotronik, dây tendril của Abbott hoặc dây Fineline II sterox EZ của hãng Boston Scientific).

+ Ống thông để đưa điện cực tiếp cận bó His

Có nhiều loại khác nhau (selectSecure 3830 và dây tạo nhịp bó His không lòng của Medtronic, Solia S và dây tạo nhịp có lòng của Biotronik, Abbott và Boston), tuy nhiên để tăng tỷ lệ thành công, nên sử dụng loại ống thông có 2 độ cong để tạo góc tiếp cận vuông góc của điện cực tạo nhịp bó His với vách liên thất. Đối với điện cực tạo nhịp bó His không lòng, có thể sử dụng ống thông có đường kính lọt lòng 4F. Đối với điện cực có lòng, cần dùng ống thông có đường kính lọt lòng từ 6F - 7F.

+ Máy DSA và thông tim: sử dụng hệ thống DSA và thông tim của hãng Siemens, máy một bình điện Artis Zee, Siemens

+ Máy siêu âm tim: sử dụng máy Philips Affinity G50

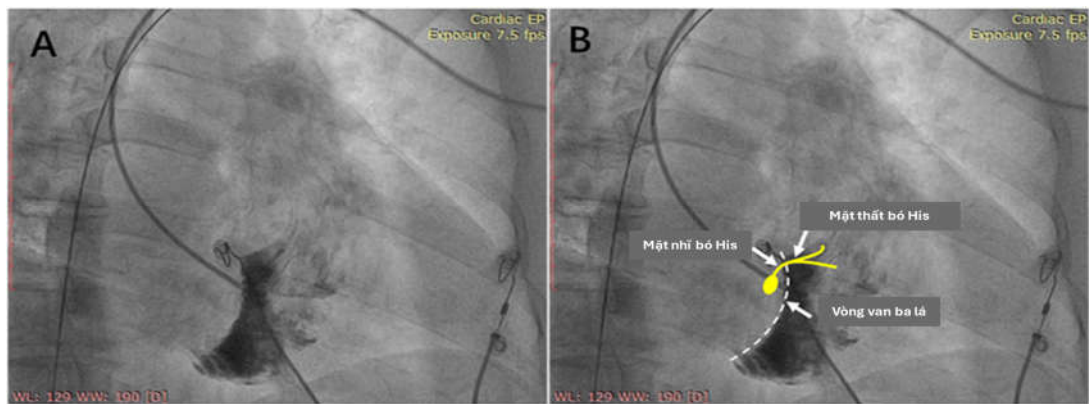


Hình 2.3: Các loại ống thông và điện cực để tạo nhịp bó His. MDT 3830: điện cực không lòng và 2 loại điện cực có lòng BSC và Biotronik.

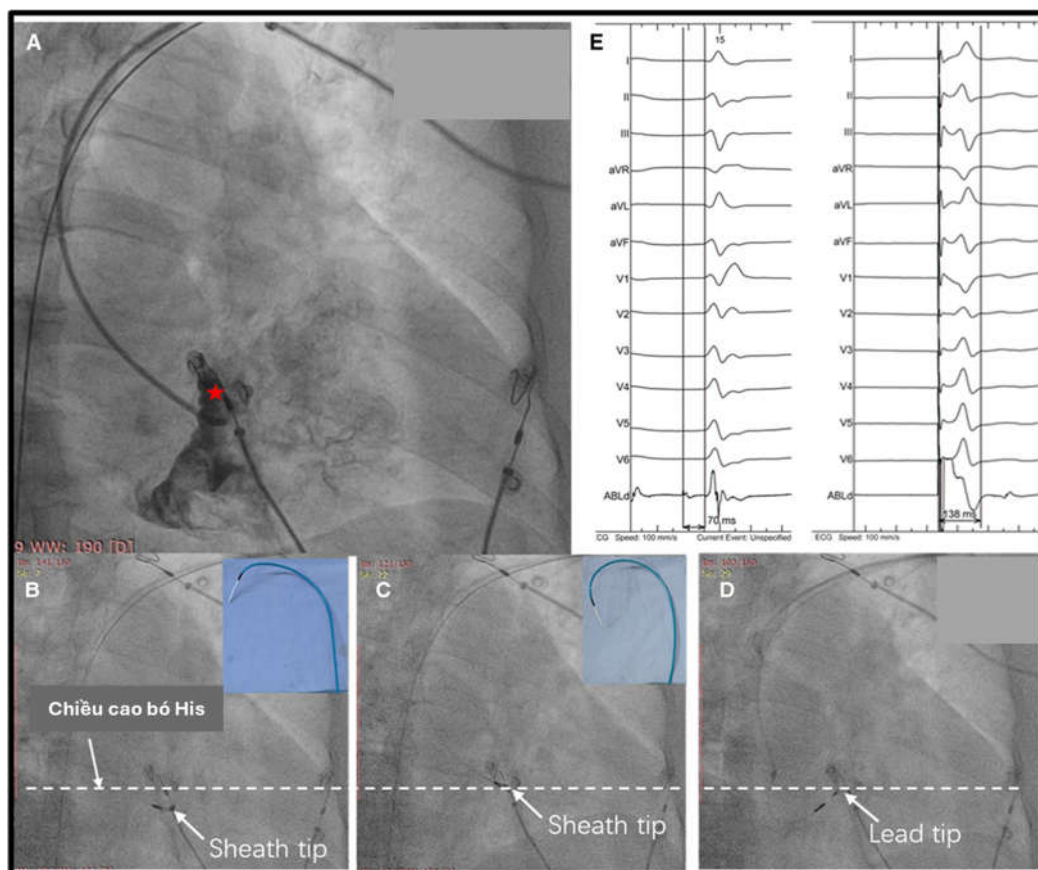
2.3.9.4. Kỹ thuật thực hiện

Tiếp cận bằng đường tĩnh mạch đầu, tĩnh mạch nách hoặc tĩnh mạch dưới đòn, luồn guidewire và đưa dụng cụ mở đường vào có đường kính 7F theo dây dẫn để tạo

lỗi vào cho ống thông và điện cực tạo nhịp. Đưa ống thông tạo nhịp bó His có 2 độ cong theo dây dẫn vào buồng thất phải.



Hình 2.4: Bơm cản quang xác định vị trí van ba lá giúp định vị tốt hơn vị trí bó His, rút ngắn thời gian thủ thuật và chiếu tia [49].



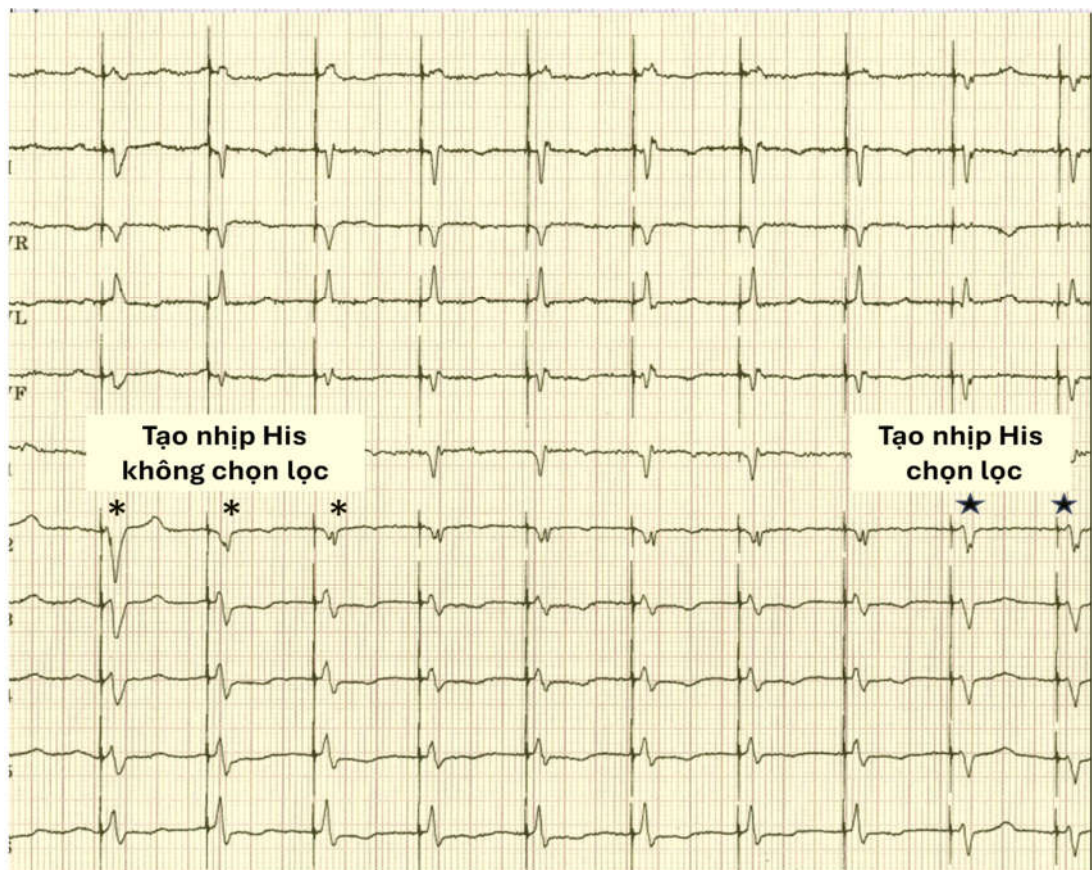
Hình 2.5: Bơm cản quang và tạo hình ống thông để tiếp cận bó His [49].

- Kéo lùi nhẹ nhàng tới rãnh nhĩ thất đồng thời xoay ngược chiều kim đồng hồ để đảm bảo đầu điện cực tiếp cận vuông góc vào vách. Trong một số tình huống khó, thuốc cản quang được sử dụng để xác định vị trí van ba lá và vị trí bó His. Nếu vị trí

bó His nằm cao hơn, cần tạo hình ống thông cong hơn để dễ tiếp cận bó His [49]. Ghi nhận tín hiệu His, các khoảng AH, HV và kiểu block nhĩ thất trước His hay sau His.

- Sử dụng máy phân tích nhận cảm tạo nhịp (PSA – pace - sense analyzer) hoặc hệ thống thăm dò điện sinh lý để tìm và ghi nhận tín hiệu nhĩ – His và thất. Để dễ tìm các tín hiệu này. Nên cài đặt tốc độ quét đến 50 hoặc 100 mm/s nhằm phân tách tốt các tín hiệu của nhĩ, bó His và thất.

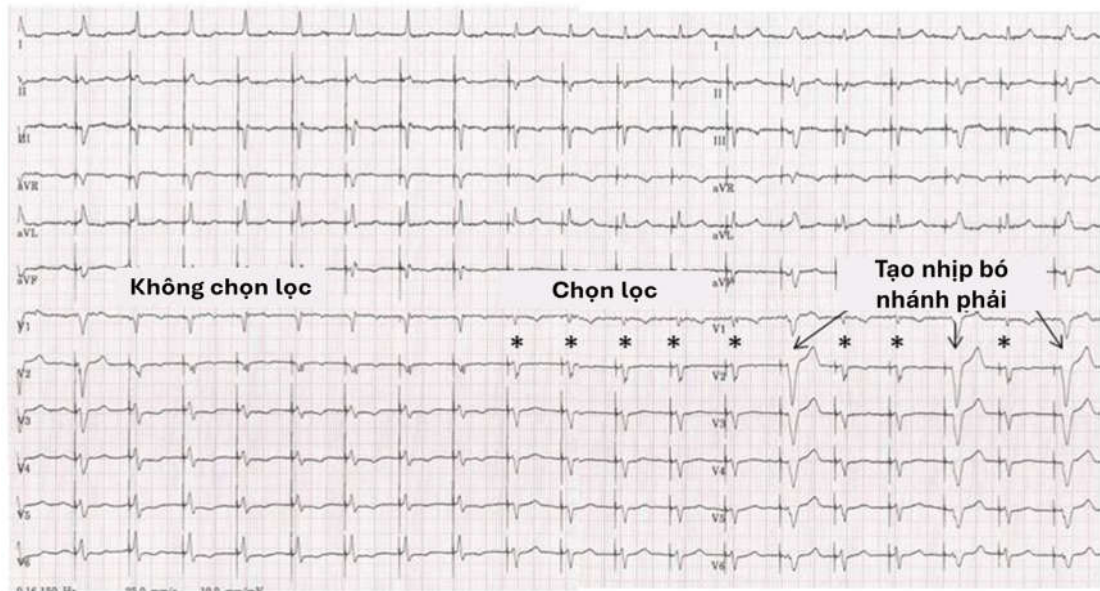
- Một khi điện tâm đồ bó His được ghi lại, tiến hành tạo nhịp đơn cực với cường độ 5 V/1 ms và đánh giá hình dạng QRS trên 12 chuyển đạo. Nếu tạo được QRS giống với QRS nội tại thì gọi là tạo nhịp bó His chọn lọc. Tạo nhịp bó His không chọn lọc: sẽ thấy sóng delta phía trước QRS.



Hình 2.6: Tạo nhịp bó không chọn lọc (có sóng delta) chuyển sang tạo nhịp bó His chọn lọc [41].

- Một khi xác định được chắc chắn vị trí His, điện cực được xoay 4 – 5 lần theo chiều kim đồng hồ đồng thời giữ thẳng thân dây đảm bảo lực xoắn truyền đến đầu tận điện cực. Khi thả ra, điện cực có thể xoắn ngược lại 1 – 2 vòng. Cần chú ý sử dụng

ống thông và vặn nhẹ ngược chiều kim đồng hồ nhằm tạo ra góc tiếp cận vuông góc giữa ống thông với vách liên thất, hỗ trợ điện cực xuyên vào vách liên thất. Sau đó ống thông được rút ngược ra và điện cực được đẩy tới để tạo độ chùng thân dây. Kiểm tra ngưỡng tạo nhịp đơn cực và lưỡng cực. Bắt đầu với 5 V/1 ms, ngưỡng tạo nhịp được giảm dần để đánh giá đáp ứng tạo nhịp. Ngưỡng tạo nhịp dưới 1,5 V/1 ms được xem như chấp nhận được. Nếu ngưỡng tạo nhịp không đạt được mức chấp nhận, khuyến cáo nên tháo bỏ điện cực tại vị trí này, tìm vị trí tạo nhịp bó His ở phần xa hơn bằng cách đẩy nhẹ ống thông ra trước, tìm vị trí His với biên độ sóng thất cao hơn sau đó xoắn và cố định điện cực tạo nhịp vào bó His [95].



Hình 2.7: Tạo nhịp bó His không chọn lọc chuyển sang tạo nhịp bó His chọn lọc và cuối cùng chỉ tạo nhịp cơ thất phải khi giảm dần ngưỡng tạo nhịp.

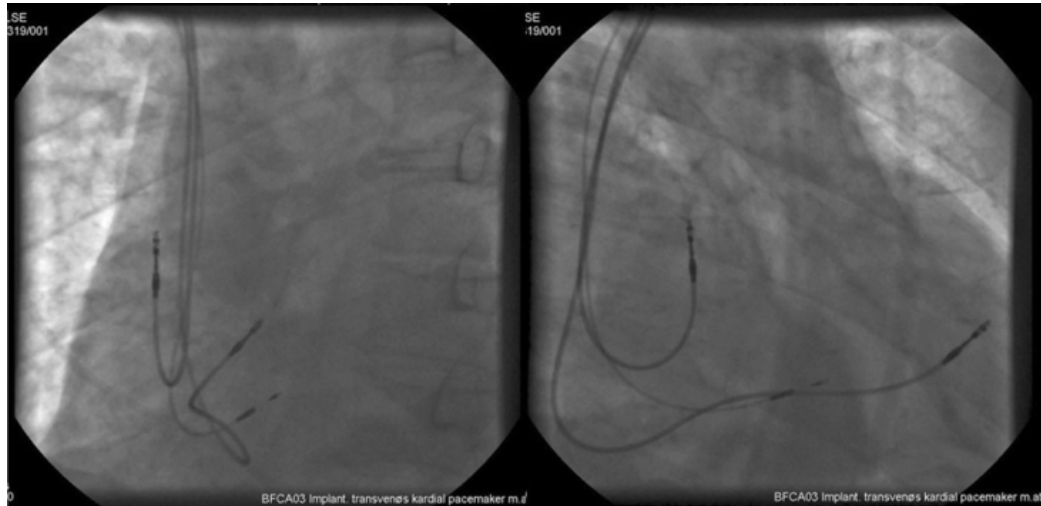
Non selective: không chọn lọc

Selective: chọn lọc

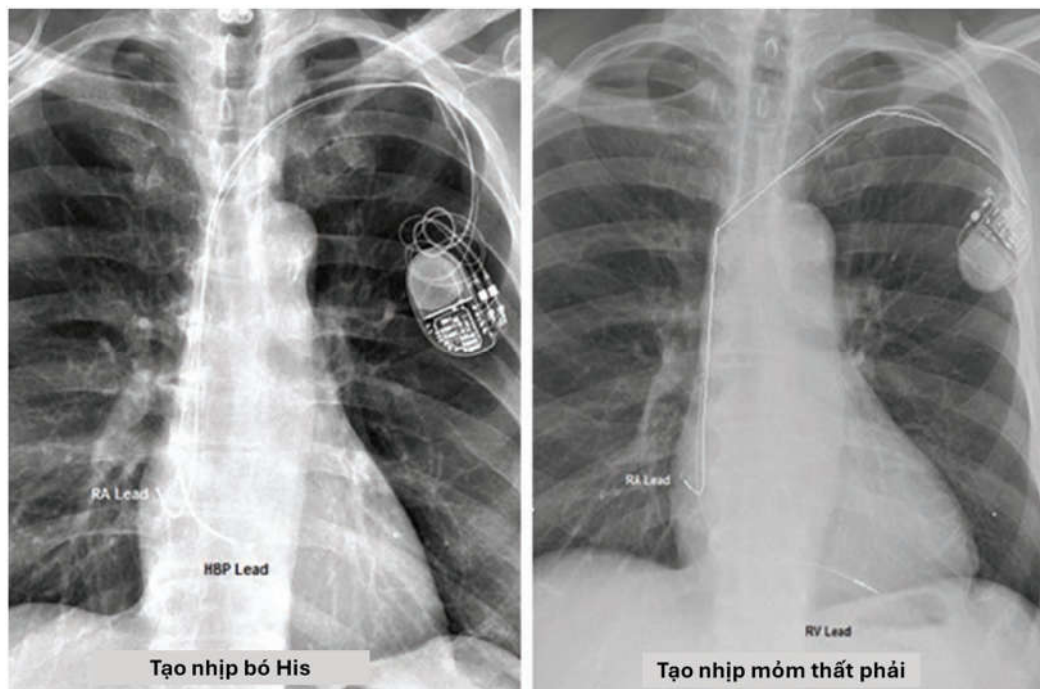
RBB capture: tạo nhịp vào nhánh phải

Khi đã xoắn điện cực tạo nhịp bó His, kiểm tra các thông số tạo nhịp đạt yêu cầu, cần lui ống thông khoảng 1-2cm, bơm cản quang để kiểm tra độ xuyên sâu của điện cực tạo nhịp. Sau đó lại tiếp tục lui ống thông khoảng 5-10cm để kiểm tra lại ngưỡng tạo nhịp. Tiến hành cắt bỏ ống thông. Khi cắt bỏ ống thông dẫn đường, điều quan trọng nhất là không được kéo căng dây điện cực để tránh di lệch đầu dây.

Độ chùng phù hợp của dây điện cực là rất quan trọng trong quá trình tạo nhịp hệ thống dẫn truyền, điều này có thể đảm bảo các thông số tạo nhịp ổn định và tránh thủng vách ngăn sau phẫu thuật. Trong toàn bộ thủ thuật, cần quan sát độ căng tổng thể của dây dẫn thông qua soi huỳnh quang và cố định chắc chắn dây dẫn tạo nhịp trong túi để tránh dây dẫn bị lệch vị trí do chuyển động của thiết bị sau phẫu thuật. Biên độ của điện thế trong tim không đổi có nghĩa là dây dẫn được cố định đúng cách.



Hình 2.8: Cắt bỏ ống thông sau cố định điện cực His [73].



Hình 2.9: XQ phổi sau khi đặt máy tạo nhịp bó His, so sánh với máy tạo nhịp thất phải [43].

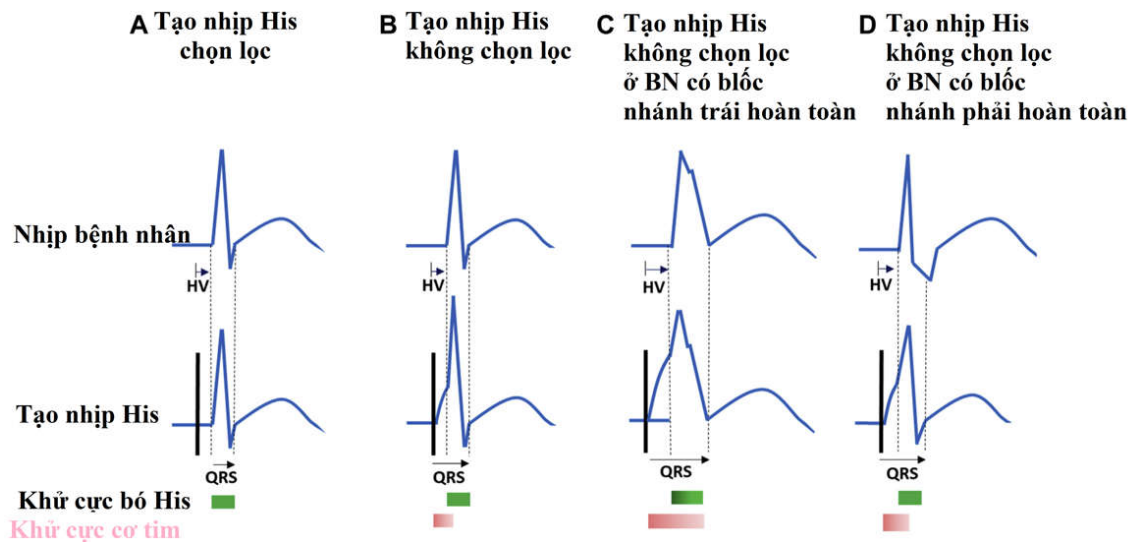
2.3.9.5. Các thông số tạo nhịp cơ bản

+ Ngưỡng tạo nhịp

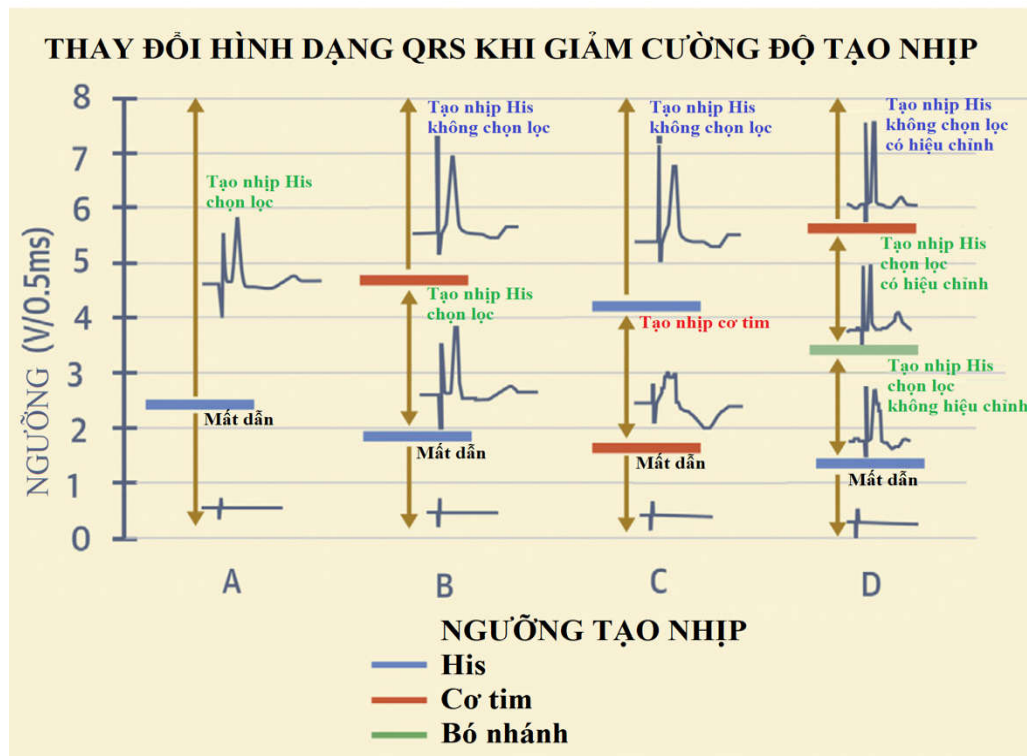
Ngưỡng tạo nhịp được định nghĩa là biên độ kích thích tối thiểu (ở bất kỳ độ rộng xung đã định trước) để đạt được khử cực cơ tim. Trong cấy máy tạo nhịp vĩnh viễn ngưỡng kích thích với độ rộng xung là 0,5 ms được coi là tốt khi $\leq 1,5V$ ở nhĩ, $\leq 1V$ ở thất phải và $\leq 1,5 V/1 ms$ khi tạo nhịp bó His. Ở đa số bệnh nhân, ngưỡng kích thích thường tăng trong 2 - 4 tuần đầu tiên sau cấy máy, đạt đến đỉnh cao và sau đó giảm xuống mức độ mạn tính sau 6 - 8 tuần [13], [28].

+ Các loại ngưỡng tạo nhịp bó His

- Tạo nhịp bó His chọn lọc: Điện cực tạo nhịp được cố định chính xác vào bó His. Khi tạo nhịp sẽ xuất hiện khoảng đẳng điện nằm giữa vạch tạo nhịp và QRS ở cả 12 chuyển đạo điện tim. Khoảng đẳng điện này tương ứng với thời gian dẫn truyền His đến thất (khoảng HV), QRS do tạo nhịp bó His sẽ hẹp và chỉ có 1 ngưỡng tạo nhịp duy nhất [26].



Hình 2.10: Tạo nhịp bó His chọn lọc và không chọn lọc [27].



Hình 2.11: Sự thay đổi ngưỡng tạo nhịp khi tạo nhịp bó His chọn lọc, không chọn lọc và khi có hiệu chỉnh [27].

- Tạo nhịp bó His không chọn lọc: Thường xảy khi điện cực tạo nhịp được đặt phần His trong thất. Tại vị trí này, bó His được bao bọc bởi cơ tim hoặc nằm kế cận mô cơ tim. Khi tạo nhịp bó His không chọn lọc, sẽ xuất hiện sóng delta giả do sự khử cực của cơ tim khu trú kế cận bó His, độ rộng của sóng delta giả này có thể ngắn hơn khoảng HV. Mặc dù không tạo ra được QRS hẹp bằng tạo nhịp chọn lọc bó His nhưng hiệu quả vẫn tương đương, biên độ sóng R được nhận cảm tốt hơn với ngưỡng tạo nhịp thấp hơn và vẫn có thể tạo nhịp thất nếu bó His không tiếp nhận được xung động điện do tăng ngưỡng tạo nhịp hoặc block dẫn truyền vì vậy về phương diện tạo nhịp, nhất là ở các bệnh nhân block nhĩ thất cao độ hoặc hoàn toàn thì tạo nhịp bó His không chọn lọc an toàn hơn cho bệnh nhân [26].

- Tạo nhịp bó His có hiệu chỉnh hay không hiệu chỉnh rối loạn dẫn truyền: 60% - 90% bệnh nhân block nhánh hoàn toàn sẽ được hiệu chỉnh thu hẹp độ rộng QRS khi tạo nhịp bó His. Nguyên nhân là sự block dẫn truyền xảy ra trong phần gần của bó His, việc tạo nhịp bó His có thể giúp xung động điện vượt qua vị trí block giúp thu hẹp QRS [27]. Sự hiệu chỉnh này có thể hoàn toàn (QRS hẹp như không có block) hoặc 1 phần (QRS hẹp hơn ban đầu nhưng không hẹp bằng bình thường).

- Ở bệnh nhân nghi ngờ có rối loạn dẫn truyền, khuyến cáo sẽ tiến hành tạo nhịp bó His ở tần số 85% tần số tim tối đa theo tuổi nhằm chắc chắn dẫn truyền 1:1 (nhằm loại trừ khả năng bệnh lý nằm ở phần xa của hệ thống His - purkinje). Khi thất bại dẫn truyền 1:1, nên cân nhắc đổi vị trí điện cực ở phần xa hơn của bó His [95].

+ *Nhận cảm*

Nhận cảm là khả năng máy tạo nhịp có thể “thấy” được những khử cực tự nhiên của tim. Giá trị nhận cảm là biên độ sóng mà máy ghi nhận được. Biên độ này càng lớn thì máy càng dễ nhận ra sự sử khử cực của các buồng tim hoặc cấu trúc tương ứng. Trong cấy máy, điện cực nhĩ cần độ nhận cảm $> 1,5$ mV và ở thất > 6 mV. Đối với bệnh nhân tạo nhịp bó His, cần thu được nhận cảm His tối thiểu là 1 - 2mV [114].

+ *Trở kháng*

Trở kháng có thể định nghĩa như là tổng tất cả các lực chống lại dòng điện trong mạch điện. Trở kháng được đo bằng ohms (Ω). Trong hệ thống máy tạo nhịp, trở kháng của dây dẫn được xác định bằng điện trở của đường dẫn truyền. Trở kháng điện cực bình thường là 250 - 1200 Ω , thông thường nhất là 500 - 800 Ω . Khi tạo nhịp bó His, khi bắt đầu xoắn, điện trở có xu hướng tăng dần và khi điện trở đột ngột giảm, thường kèm nguy cơ thủng vách liên thất, vì vậy cần theo dõi sát điện trở trong quá trình xoắn điện cực.

2.3.10. Xử trí các tình huống phát sinh gây tăng ngưỡng tạo nhịp bó His khi đặt máy hoặc không thành công cấy điện cực tạo nhịp bó His

Tăng ngưỡng tạo nhịp bó His là vấn đề rất thường gặp khi tạo nhịp bó His. Nguyên nhân chủ yếu là do ống thông có hình dạng 2 độ cong theo 2 hướng để giúp điện cực tiếp cận vuông góc với vách liên thất. Nhưng khi cắt bỏ ống thông, đầu điện cực sẽ đổi hướng và tăng ngưỡng tạo nhịp. Để xử trí có thể làm các cách sau:

+ **Xoắn điện cực tạo nhịp chệch khỏi bó His**

Khi điện cực tạo nhịp xoắn trúng vào vị trí bó His sẽ gây tổn thương bó His và có ngưỡng tạo nhịp chọn lọc thấp hơn ngưỡng tạo nhịp không chọn lọc. khi ngưỡng tạo nhịp không đạt yêu cầu, nên tìm lại vị trí xoắn điện cực mà có thể tạo ra sóng tổn thương His hoặc có ngưỡng tạo nhịp chọn lọc thấp hơn ngưỡng tạo nhịp không chọn lọc.

+ Điều chỉnh độ chùng của dây

Độ chùng của dây không phù hợp có thể làm tăng nguy cơ mất dẫn và di lệch dây tạo nhịp. Trong khoảng 25% trường hợp điều chỉnh lại dây điện cực, độ chùng của dây chịu trách nhiệm chính cho việc tăng ngưỡng. Do đó, để chùng dây 1 khoảng phù hợp là cần thiết để đảm bảo sự ổn định lâu dài cho dây điện cực [87].

+ Xoắn thêm điện cực do dây xuyên chưa đủ sâu

Bó His nằm trong trung tâm bó xơ, xung quanh bao bọc bởi cơ tim. Nếu đầu của điện cực chưa xuyên qua lớp mô để nổi vào bó His thì ngưỡng tạo nhịp bó His sẽ cao hơn ngưỡng tạo nhịp thất phải thông thường. Trong 1 số trường hợp ta nên đổi kiểu tạo nhịp từ bipolar sang unipolar sẽ giúp tạo nhịp bó His tốt hơn. Đôi khi để đạt được ngưỡng tạo nhịp bó His tốt, ta cần xoắn thêm dây khi cần thiết.

+ Không tiếp cận được His do tim to

Hiện nay có nhiều loại ống thông khác nhau được sử dụng. Các loại ống thông có 2 độ cong như C315 His cho phép định hướng điện cực tạo nhịp bó His vuông góc với vách liên thất vì vậy có độ xuyên và hiệu quả tạo nhịp tốt hơn. Tuy nhiên, trong tình huống nhĩ quá to hoặc bệnh nhân cao lớn, làm tăng khoảng cách từ vị trí tiếp cận tĩnh mạch tới His, gây khó khăn thủ thuật, nên chọn lựa tiếp cận tĩnh mạch nách từ vị trí xương sườn số 1 hoặc tĩnh mạch dưới đòn để thu ngắn khoảng cách này, tạo điều kiện ống thông có thể tiếp cận bó His [95]. Trong một số trường hợp nhĩ phải quá lớn, ống thông không tiếp cận được His, ta cần tạo thêm 1 độ cong thứ 3 cho ống thông vị trí nhĩ phải, sẽ giúp ống thông dễ tiếp cận bó His hơn.

+ Blốc sau His

Tạo nhịp bó His có thể có hiệu quả ở nhóm bệnh nhân tổn thương dẫn truyền tại His và có thể thành công ở bệnh nhân blốc sau His, tuy nhiên tỷ lệ thấp hơn nhiều [95]. Trong tình huống này, cần cân nhắc phương thức tạo nhịp hệ thống dẫn truyền khác như tạo nhịp nhánh trái.

+ Rung nhĩ

Ở bệnh nhân bị rung nhĩ tại thời điểm đặt máy, dò tìm His là một thách thức. Y văn khuyến cáo có thể xác định vị trí của bó His bằng cách sử dụng các mốc giải phẫu trên x - quang nhằm xác định đỉnh của tam giác Koch đồng thời tạo nhịp dò tìm vị trí

His với cường độ dòng điện tạo nhịp cao (5 V/1 ms). Ngoài ra có thể chuyển nhịp bệnh nhân về nhịp xoang trước khi cấy máy tạo nhịp bó His nhằm đảm bảo dây tạo nhịp bó His không bị nhận cảm quá mức điện thế nhĩ [95].

2.3.11. Cài đặt và theo dõi

Tại thời điểm cấy máy, tất cả cường độ tạo nhịp của máy tạo nhịp bó His thường được lập trình ở mức 5 V/ 1 ms bất kể ngưỡng nào nhằm cung cấp 1 giới hạn an toàn trong trường hợp tăng ngưỡng đột ngột. Sau 1 – 4 tuần, ngưỡng và độ rộng xung sẽ được giảm xuống. Sau 3 tháng, cường độ tạo nhịp dây His nên được lập trình ở mức cao hơn ít nhất 1 V so với ngưỡng, thay vì ngưỡng an toàn gấp đôi nhằm duy trì tuổi thọ pin [95]. Ngoài ra cần tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất nhằm tăng cường hiệu quả do đồng bộ nhĩ thất và cải thiện cung lượng tim [47], [119].

2.3.12. Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất của máy tái đồng bộ tim bằng phương pháp thông tin đo dP/dt_{max}

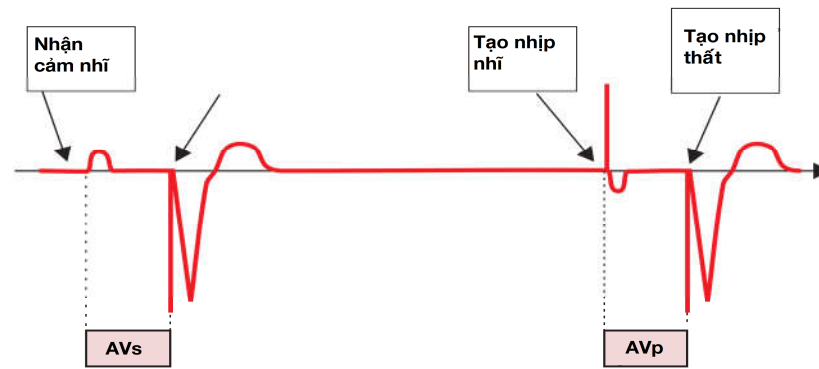
Tiến hành tối ưu hóa tạo nhịp bó His ngay sau khi bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His

2.3.12.1. Các loại khoảng dẫn truyền nhĩ thất

Khoảng dẫn truyền nhĩ thất là khoảng thời gian được cài đặt để máy tạo nhịp bó His sau khi máy ghi nhận nhịp nhĩ của bệnh nhân hoặc sau khi máy đã tạo nhịp nhĩ [23]. Khoảng thời gian dẫn truyền nhĩ thất này gồm 2 loại:

- Khoảng thời gian trì hoãn từ nhịp nhĩ của bệnh nhân (nhịp xoang hoặc ngoại tâm thu nhĩ) đến khi tạo nhịp bó His được ký hiệu là AVs.
- Khoảng thời gian trì hoãn từ tạo nhịp nhĩ đến khi tạo nhịp bó His được ký hiệu là AVp.

Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất (AV): là việc xác định thời gian dẫn truyền nhĩ thất thích hợp nhất, có thể cho phép hoàn tất đổ đầy thất, từ đó tối ưu hóa thể tích nhát bóp và giảm nhẹ nhất sự hở 2 lá tiền tâm thu [102]. Như vậy, khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, cần chú ý tối ưu hóa cả khoảng AVs và khoảng AVp.



Hình 2.12: Cách tính khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau nhịp nhĩ bệnh nhân AVs (AVs) và sau nhịp nhĩ do tạo nhịp AVp (AVp) [23].

2.3.12.2. Cách tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp thông tim đo dP/dt_{max}

Thời gian thực hiện thủ thuật: ngay khi hoàn tất đặt máy tạo nhịp hệ dẫn truyền.

+ Bước 1: Đưa hệ thống đo áp lực và dP/dt_{max} vào buồng thất trái

Sử dụng kỹ thuật Seldinger, đâm kim động mạch đùi phải. Luồn guidewire vào buồng thất trái qua đó đưa sonde chẩn đoán dạng đuôi heo vào buồng thất trái. Nối sonde với hệ thống đo áp lực.

+ Bước 2: Tìm AVs tối ưu bằng phương pháp đo dP/dt_{max} thất trái xâm nhập

- AVs được cài đặt ngắn nhất có thể (40 ms) để đảm bảo bó His được khử cực bởi máy tạo nhịp, tạo nhịp kiểu VDD ở tần số thấp hơn tần số tim của bệnh nhân 10 nhịp/phút nhằm đảm bảo máy tạo nhịp bó His chỉ tạo nhịp bó His theo sóng P xoang của bệnh nhân.

- Tăng dần khoảng dẫn truyền nhĩ thất, mỗi lần 20 ms. Sau khi tăng, chờ 20 giây để đạt được huyết động ổn định và bắt đầu ghi lại dP/dt_{max} của mỗi nhịp tim trong tối thiểu 1 chu kỳ hô hấp và tính ra trung bình dP/dt_{max} .

- Sau khi đã tính ra dP/dt_{max} trung bình ở mỗi khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau, sẽ tìm ra AVs tối ưu tương ứng với giá trị dP/dt_{max} trung bình cao nhất.

+ Bước 3: Tìm AVp tối ưu bằng phương pháp đo dP/dt_{max} thất trái xâm nhập

- AVp được cài đặt ngắn nhất có thể (60 ms) để đảm bảo bó His được khử cực bởi máy tạo nhịp, tạo nhịp DDD (chế độ tạo nhịp và nhận cảm ở cả hai buồng nhĩ

và thất của máy tạo nhịp hai buồng) ở tần số cao hơn tần số tim của bệnh nhân 10 nhịp/phút nhằm đảm bảo máy tạo nhịp gây khử cực cả nhĩ và bó His.

- Tăng dần khoảng dẫn truyền nhĩ thất, mỗi lần 20 ms. Sau khi tăng, chờ 20 giây để đạt được huyết động ổn định và bắt đầu ghi lại $dP/dt_{\max}$ của mỗi nhịp tim trong tối thiểu 1 chu kỳ hô hấp và tính ra trung bình $dP/dt_{\max}$.

- Sau khi đã tính ra $dP/dt_{\max}$ trung bình ở mỗi khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau, sẽ tìm ra AVp tối ưu tương ứng với giá trị $dP/dt_{\max}$ trung bình cao nhất.

2.3.12.3. Phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm trương qua van hai lá

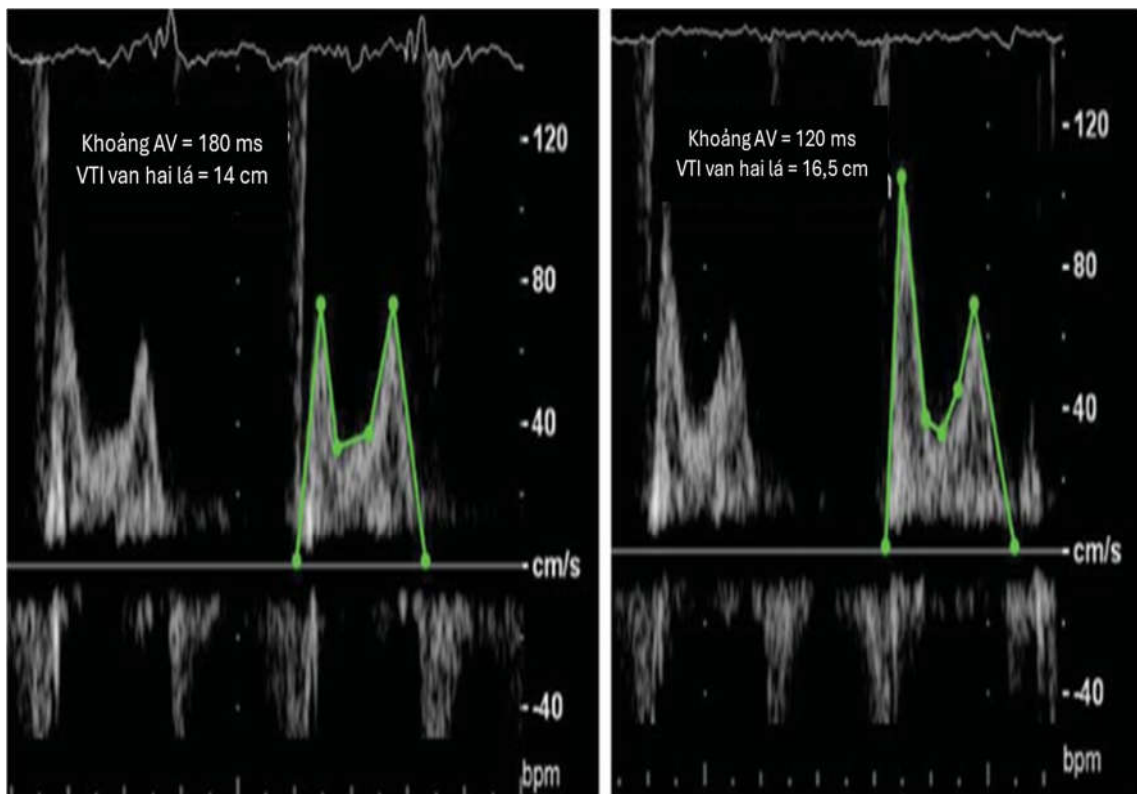
Được thực hiện trong 24 giờ sau thủ thuật với máy siêu âm tim Vivid E95 (General Electric, Fairfield, CT, USA) được thực hiện bởi bác sĩ có chứng chỉ siêu âm tim của khoa nội tim mạch.

+ Bước 1: Tìm AVs tối ưu bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm trương qua van hai lá

- AVs được cài đặt ngắn nhất có thể (40 ms) để đảm bảo bó His được khử cực bởi máy tạo nhịp, tạo nhịp kiểu VDD ở tần số thấp hơn tần số tim của bệnh nhân 10 nhịp/phút nhằm đảm bảo máy tạo nhịp bó His chỉ tạo nhịp bó His theo sóng P xoang của bệnh nhân.

- Tăng dần khoảng dẫn truyền nhĩ thất, mỗi lần 20 ms. Sau khi đã thay đổi khoảng dẫn truyền nhĩ thất, chờ ít nhất 20 chu kỳ tim và đo VTI phổ tâm trương của van hai lá ở mặt cắt 4 buồng, với cổng phổ Doppler xung lấy ở đỉnh van hai lá để thu sóng EA trong kỳ tâm trương. Sử dụng chương trình đo tự động VTI qua van hai lá để máy tự viên theo bờ của phổ sóng E - A vào cuối thì thở ra, đo tổng cộng 3 lần của mỗi khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau, tính ra trung bình VTI phổ tâm trương qua van hai lá.

- Dựa trên VTI trung bình có giá trị cao nhất sẽ chọn được khoảng AVs tối ưu.



Hình 2.13: Cách đo phổ VTI qua van hai lá để tối ưu hóa khoảng AV [24].

+ Bước 2: Tìm AVp tối ưu bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm trương qua van hai lá.

- AVp được cài đặt ngắn nhất có thể (60 ms) để đảm bảo bó His được khử cực bởi máy tạo nhịp, tạo nhịp DDD ở tần số cao hơn tần số tim của bệnh nhân 10 nhịp/phút nhằm đảm bảo máy tạo nhịp gây khử cực cả nhĩ và bó His.

- Tăng dần khoảng dẫn truyền nhĩ thất, mỗi lần 20 ms. Sau khi đã thay đổi khoảng dẫn truyền nhĩ thất, chờ ít nhất 20 chu kỳ tim và đo VTI phổ tâm trương của van hai lá ở mặt cắt 4 buồng, với cổng phổ Doppler xung lấy ở đỉnh van hai lá để thu sóng EA trong kỳ tâm trương.

- Sử dụng chương trình đo tự động để máy siêu âm tự vẽ viền theo bờ của phổ sóng E - A ở vào cuối thì thở ra, đo tổng cộng 3 lần của mỗi khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau, tính ra trung bình VTI phổ tâm trương van hai lá.

- Dựa trên VTI trung bình có giá trị cao nhất, sẽ chọn được khoảng AVp tối ưu.

2.3.12.4. Cách tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm thu qua van động mạch chủ

Được thực hiện trong 24 giờ sau thủ thuật.

+ Bước 1: Tìm AVs tối ưu bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm thu qua van động mạch chủ.

- Tạo nhịp kiểu VDD ở tần số thấp hơn tần số tim của bệnh nhân 10 nhịp/phút nhằm đảm bảo máy tạo nhịp chỉ tạo nhịp bó His theo sóng P xoang của bệnh nhân.

- Khoảng dẫn truyền nhĩ thất được cài đặt ngắn nhất có thể (40 ms) sao cho vẫn đảm bảo bó His được khử cực bởi máy tạo nhịp bó His. Tăng dần khoảng dẫn truyền nhĩ thất, mỗi lần 20 ms. Sau khi đã thay đổi khoảng dẫn truyền nhĩ thất, chờ ít nhất 20 chu kỳ tim để ổn định huyết động.

- Ở mặt cắt 5 buồng, lấy phổ Doppler xung với cổng lấy mẫu tại vị trí dưới van động mạch chủ. Sử dụng chương trình để máy siêu âm tự vẽ viền theo bờ của phổ sóng tâm thu dưới van động mạch chủ ở cuối thì thở ra, đo tổng cộng 3 lần của mỗi khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau, tính ra trung bình VTI phổ tâm thu qua van động mạch chủ.

- Dựa trên VTI trung bình có giá trị cao nhất, sẽ chọn được khoảng AVs tối ưu.

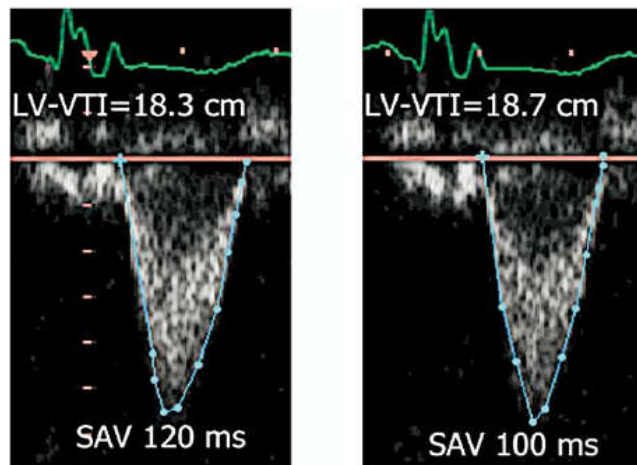
+ Bước 2: Tìm AVp tối ưu bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm thu dưới van động mạch chủ .

- Tạo nhịp ở tần số cao hơn tần số nội tại 10 nhịp/phút, sử dụng kiểu tạo nhịp DDD nhằm đảm bảo máy tạo nhịp cả nhĩ và bó His.

- Khoảng dẫn truyền nhĩ thất được cài đặt ngắn nhất có thể sao cho vẫn đảm bảo nhĩ và bó His được khử cực bởi máy. Tăng dần khoảng dẫn truyền nhĩ thất, mỗi lần 20 ms. Sau khi đã thay đổi khoảng dẫn truyền nhĩ thất, chờ ít nhất 20 chu kỳ tim để ổn định huyết động.

- Ở mặt cắt 5 buồng, lấy phổ Doppler xung với cổng lấy mẫu tại dưới van động mạch chủ. Dùng chương trình đo tự động để máy siêu âm tự vẽ viền theo bờ của phổ sóng tâm thu qua van động mạch chủ ở cuối thì thở ra, đo tổng cộng 3 lần của mỗi khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau, tính ra trung bình VTI phổ tâm thu qua van động mạch chủ.

- Dựa trên VTI trung bình có giá trị cao nhất, sẽ chọn được khoảng AVp tối ưu.



Hình 2.14: Cách đo phổ VTI qua van động mạch chủ để tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất [24].

2.3.12.5. Cách tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng kỹ thuật đo thời gian đổ đầy thất

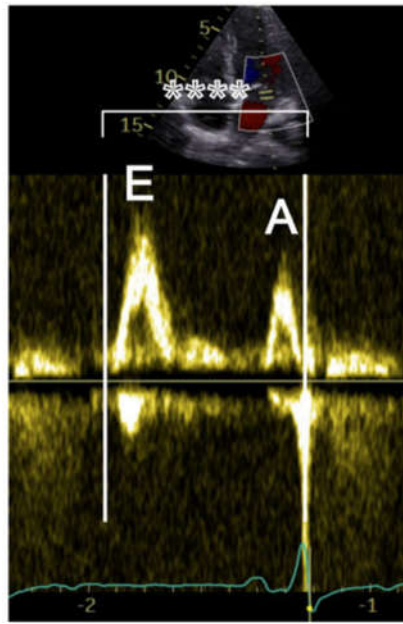
Được thực hiện trong 24 giờ sau thủ thuật.

+ Bước 1: Tìm AVs tối ưu bằng phương pháp đo thời gian đổ đầy thất (DFT) tối ưu.

- AV được cài đặt ngắn nhất có thể (40 ms) để đảm bảo bó His được khử cực bởi máy tạo nhịp, tạo nhịp kiểu VDD ở tần số thấp hơn tần số tim của bệnh nhân 10 nhịp/phút nhằm đảm bảo máy chỉ tạo nhịp bó His theo sóng P xoang của bệnh nhân để đo được AVs tối ưu.

- Tăng dần khoảng dẫn truyền nhĩ thất, mỗi lần 20 ms. Sau khi đã thay đổi khoảng dẫn truyền nhĩ thất, chờ ít nhất 20 chu kỳ tim và đo DFT phổ tâm trương của van hai lá ở mặt cắt 4 buồng, với cổng phổ Doppler xung lấy ở đỉnh van hai lá để thu sóng EA trong kỳ tâm trương. Sử dụng chương trình đo từ bắt đầu sóng E đến kết thúc sóng A, đo tổng cộng 3 lần của mỗi khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau, tính ra trung bình DFT qua van hai lá.

- Dựa trên DFT trung bình có giá trị cao nhất, sẽ chọn được khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu.



Hình 2.15: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách tối ưu thời gian đổ đầy thất [124].

+ Bước 2: Tìm AVp tối ưu bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo DFT qua van hai lá.

- AVp được cài đặt ngắn nhất có thể (60 ms) để đảm bảo bó His được khử cực bởi máy tạo nhịp, tạo nhịp DDD ở tần số cao hơn tần số tim của bệnh nhân 10 nhịp/phút nhằm đảm bảo máy tạo nhịp gây khử cực cả nhĩ và bó His.

- Tăng dần khoảng dẫn truyền nhĩ thất, mỗi lần 20 ms. Sau khi đã thay đổi khoảng dẫn truyền nhĩ thất, chờ ít nhất 20 chu kỳ tim và đo DFT qua van hai lá ở mặt cắt 4 buồng, với cổng phổ Doppler xung lấy ở đỉnh van hai lá để thu sóng EA trong kỳ tâm trương.

- Sử dụng chương trình đo từ bắt đầu sóng E đến kết thúc sóng A, đo tổng cộng 3 lần của mỗi khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau, tính ra trung bình DFT qua van hai lá.

- Dựa trên DFT trung bình có giá trị cao nhất, sẽ chọn được khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu.

2.3.13. Cài đặt và lập trình máy tạo nhịp bó His sau khi đã đặt máy

Việc lập trình máy tạo nhịp bó His cần thực hiện ngay sau khi đặt máy. Mục tiêu chủ yếu của việc lập trình máy tạo nhịp bó His là phải duy trì được tần số tim

đáp ứng theo nhu cầu, duy trì được sự đồng bộ nhĩ thất đảm bảo các điện cực tạo nhịp và nhận cảm chính xác [39].

- *Cài đặt phương thức tạo nhịp*

Máy tạo nhịp bó His loại hai buồng sau khi được cấy vào bệnh nhân sẽ được cài đặt kiểu tạo nhịp tim hai buồng nhằm kích thích và nhận cảm ở cả nhĩ và thất (kiểu tạo nhịp DDDR) [26].

- *Cài đặt tần số tim tối đa*

Việc cài đặt tần số tim tối đa có thể ảnh hưởng đến sức khỏe, tiên lượng bệnh nhân. Tần số tim mà máy có thể tạo nhịp tối đa nên $>75\%$ tần số tim tối đa sinh lý theo độ tuổi (được tính bằng công thức: Tần số tim tối đa = $220 - \text{tuổi}$) [39]. Tuy nhiên trên thực tế, cài đặt tần số tim máy tạo nhịp tối đa thường được cài mặc định là 130 lần/phút.

- *Cài đặt tần số tim tối thiểu*

Đây là thông số quan trọng vì có thể cải thiện sống còn, đặc biệt là ở bệnh nhân gắn máy tạo nhịp có đáp ứng tần số tim theo vận động [39]. Trong nghiên cứu, cài đặt tần số tim tối thiểu trong khoảng 60 lần/phút kết hợp với việc sử dụng chức năng đáp ứng tần số tim theo vận động nhằm giúp đảm bảo sự thay đổi tần số tim phù hợp với nhu cầu bệnh nhân khi vận động, đồng thời cải thiện tiên lượng, cải thiện tỷ lệ sống còn [39].

2.3.14. Theo dõi bệnh nhân ở thời điểm 7 ngày sau đặt máy tạo nhịp bó His

Các thông số lâm sàng và cận lâm sàng như ECG, siêu âm tim, xét nghiệm máu được khảo sát tương tự như trước khi đặt máy tạo nhịp bó His.

2.3.15. Theo dõi bệnh nhân ở thời điểm 1 tháng, 3 tháng và 6 tháng đặt máy tạo nhịp bó His

Các thông số lâm sàng và cận lâm sàng như ECG, siêu âm tim, xét nghiệm máu được khảo sát tương tự như trước khi đặt máy.

2.4. XỬ LÝ SỐ LIỆU

- Số liệu được phân tích bằng phần mềm SPSS 26.0.
- Biến số định tính được trình bày dưới dạng tỷ lệ, phần trăm. Biến số định lượng có phân phối bình thường được trình bày dưới dạng trung bình $\pm$ độ lệch

chuẩn. Các biến định lượng không có phân phối bình thường được trình bày dưới dạng trung vị (khoảng tứ phân vị: Q1 - Q3).

- Dùng phép kiểm Chi bình phương (có hiệu chỉnh theo Exact Fisher) để so sánh các tỷ lệ. Kiểm định sự khác biệt của biến định lượng có phân phối bình thường ở hai thời điểm khác nhau bằng phép kiểm paired t - test; kiểm định ANOVA (với trên 2 biến); đối với biến định lượng không có phân phối bình thường dùng phép kiểm Wilcoxon [16].

- Đánh giá mức độ tương quan giữa hai biến định lượng có phân phối bình thường bằng hệ số tương quan Pearson; giữa hai biến định lượng không có phân phối bình thường bằng hệ số tương quan Spearman [16].

- Dùng bảng 2 x 2 để tính mối tương quan Odds Ratio (OR) trong việc phân tích các yếu tố ảnh hưởng đến kết quả đặt máy tái đồng bộ.

- Phân tích sự khác biệt của các yếu tố đến hiệu quả của máy tạo nhịp bó His sau 3 tháng và 6 tháng bằng hồi quy logistic đơn biến.

- Khác biệt được xem có ý nghĩa thống kê khi $p < 0,05$; khoảng tin cậy 95%.

2.5. ĐẠO ĐỨC CỦA NGHIÊN CỨU

- Hội đồng Đạo đức của Đại học Y Huế đã thông qua việc thực hiện đề tài này theo quyết định số H2022/504.

- Việc chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His cho tất cả bệnh nhân đều được sự chấp thuận của ban lãnh đạo Bệnh viện Chợ Rẫy.

- Chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His dựa trên hướng dẫn và khuyến cáo của Hội Tim Châu Âu.

- Việc lựa chọn hãng cung cấp máy dựa trên lựa chọn và mong muốn của bệnh nhân sau khi họ đã được tư vấn đầy đủ về hiệu quả và tính năng của máy tạo nhịp bó His.

- Bệnh nhân và/hoặc thân nhân:

- + Được giải thích mục đích và cách thức thực hiện nghiên cứu.

- + Ký vào bản đồng thuận nghiên cứu.

- Các xét nghiệm được tiến hành đồng thời với các đánh giá cơ bản khác trong quá trình điều trị và không gây tổn hại cho người bệnh.

- Tất cả thông tin của bệnh nhân chỉ phục vụ cho mục đích nghiên cứu, không dùng cho mục đích khác.

Chương 3

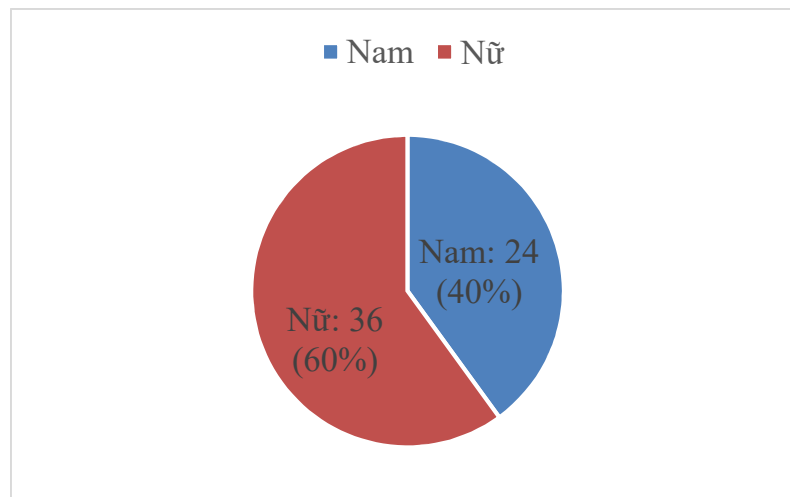
KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU

Trong thời gian nghiên cứu, chúng tôi thu tuyển được 107 bệnh nhân block nhĩ thất đạt đủ các tiêu chuẩn chọn bệnh và được đặt máy tạo nhịp bó His tại khoa Điều trị rối loạn nhịp Bệnh viện Chợ Rẫy. Việc đặt máy tạo nhịp bó His được thực hiện thành công ở 71 bệnh nhân, 36 bệnh nhân không tạo nhịp bó His vì nhiều lý do khác nhau, được đổi sang tạo nhịp nhánh trái của bó His. Sau đặt máy 60 bệnh nhân đã được đặt máy tạo nhịp bó His đồng ý tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất và được đưa vào nghiên cứu. 60 bệnh nhân này được theo dõi và đánh giá hiệu quả 1 tháng, 3 tháng và 6 tháng sau xuất viện. Các bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp nhánh trái cũng tiếp tục được theo dõi, kiểm tra máy định kỳ vào các thời điểm 1 tháng, 3 tháng và 6 tháng nhằm thu thập và so sánh sự thay đổi độ rộng QRS và biến chứng ở nhóm bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó trái. Nghiên cứu có các kết quả sau:

3.1. Khảo sát đặc điểm lâm sàng, cận lâm sàng

3.1.1. Đặc điểm về tuổi, giới và chỉ số khối cơ thể

3.1.1.1. Đặc điểm về tuổi, giới



Biểu đồ 3.1: Đặc điểm về giới

Trong số 60 trường hợp, có 36 bệnh nhân là nữ giới (chiếm tỷ lệ 60%). Tuổi trung bình là $59,03 \pm 18,86$ tuổi. 25 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His dưới 60 tuổi, chiếm tỷ lệ 41,7%.

Nhận xét: Nghiên cứu có tỷ lệ bệnh nhân nữ và bệnh nhân cao tuổi chiếm ưu thế.

3.1.1.2. Đặc điểm về chỉ số khối cơ thể

Khảo sát về đặc điểm sinh trắc học cho thấy trọng lượng trung bình của bệnh nhân tham gia nghiên cứu là $54,65 \pm 10,13$ kg (cân nặng nhẹ nhất là 38kg, nặng nhất là 82kg). Chiều cao của các bệnh nhân tham gia nghiên cứu thay đổi từ 149cm đến 170 cm, trung bình là $158,01 \pm 4,94$ cm. Chỉ số khối cơ thể (BMI) của 60 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His trong nghiên cứu là $21,79 \pm 3,29$ (nhỏ nhất 16,41; lớn nhất 30,12).

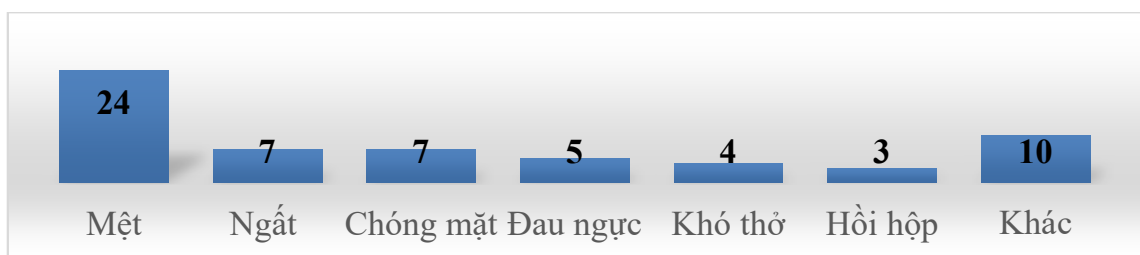
Bảng 3.1: Đặc điểm BMI của đối tượng nghiên cứu theo WHO

Phân loại BMI	Tần suất (n = 107)	Tỷ lệ (%)
< 18,5	10	16,7
18,5 – 22,9	29	48,3
23 – 24,9	11	18,3
≥ 25	10	16,7

Nhận xét: Trong mẫu nghiên cứu, tỷ lệ bệnh nhân có chỉ số khối cơ thể ở mức béo phì BMI ≥ 25 và nhóm bệnh nhân nhẹ cân với BMI < 18,5 đều chiếm tỷ lệ thấp là 16,7%.

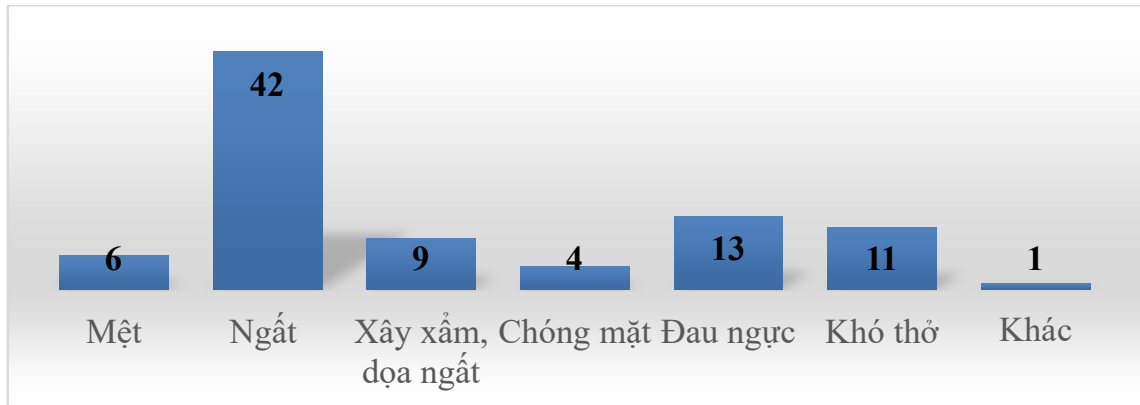
3.1.2. Lý do nhập viện, sinh hiệu và bệnh đồng mắc

3.1.2.1. Lý do nhập viện và triệu chứng lâm sàng



Biểu đồ 3.2: Lý do nhập viện đặt máy tạo nhịp bó His tại bệnh viện Chợ rẫy

Nhận xét: Trong tổng số 60 bệnh nhân được chỉ định đặt máy tạo nhịp HBP và được thu nhận vào nghiên cứu thì lý do nhập viện thường gặp nhất là mệt chiếm tỷ lệ 40% (24 trường hợp). Lý do nhập viện khác ít gặp hơn là chóng mặt, ngất hoặc đau ngực.



Biểu đồ 3.3: Các triệu chứng lâm sàng của bệnh tạo nhịp bó His tại bệnh viện Chợ rẫy

Nhận xét: Trong tổng số 60 bệnh nhân được chỉ định đặt máy tạo nhịp HBP và được thu nhận vào nghiên cứu thì triệu chứng bệnh nhân thường kể nhất là từng có ngất hoặc đau ngực hoặc cảm thấy khó thở. Các triệu chứng khác ít gặp hơn như mệt, xây xẩm, chóng mặt

3.1.2.2. Đặc điểm về sinh hiệu

Bảng 3.2: Đặc điểm về sinh hiệu của bệnh nhân

Đặc điểm	TBC $\pm$ DLC (n = 60)	Thấp nhất	Cao nhất
HA tâm thu (mmHg)	130,88 $\pm$ 23,60	90	200
HA tâm trương (mmHg)	76,06 $\pm$ 13,38	47	100
Tần số tim (lần/phút)	57,41 $\pm$ 20,85	20	130

Nhận xét: Tần số tim trung bình của các bệnh nhân trong nghiên cứu thấp hơn giới hạn bình thường. Huyết áp tâm thu trung bình và huyết áp tâm trương trung bình trong giới hạn bình thường. Một số bệnh nhân sẽ có tình trạng tăng huyết áp khi nhịp tim chậm.

3.1.2.3. Bệnh lý tim mạch nền

Bảng 3.3: Đặc điểm về tiền căn bệnh lý tim mạch thường gặp của bệnh nhân

Đặc điểm	Tần suất (n = 60)	Tỷ lệ (%)
Không tiền sử bệnh cơ tim	53	88,3
Tiền căn bệnh cơ tim	7	11,7
+ Bệnh cơ tim dẫn nối	2	3,3
+ Bệnh cơ tim phì đại	1	1,7
+ Bệnh tim thiếu máu cục bộ	4	6,7
• Đã mổ bắc cầu mạch vành phối hợp thêm đặt stent mạch vành	1	1,7
• Đã đặt 1 stent mạch vành	1	1,7
• Đã đặt 2 stent mạch vành	1	1,7
• Chưa cần đặt stent	1	1,7

Nhận xét: các bệnh nhân tham gia nghiên cứu đa phần các bệnh nhân không mắc các bệnh cơ tim trước đó. Chỉ 11,7% (7 bệnh nhân) mắc các bệnh cơ tim khác nhau, trong đó chủ yếu là bệnh cơ tim thiếu máu cục bộ.

3.1.2.4. Bệnh đồng mắc thường gặp

Bảng 3.4: Bệnh đồng mắc

Đặc điểm	Tần suất (n = 60)	Tỷ lệ (%)
Tăng huyết áp	31	51,7
Rối loạn lipid máu	16	26,7
Đái tháo đường type 2	9	15

Nhận xét: Tỷ lệ bệnh đồng mắc ở bệnh nhân đặt HBP tại Bệnh viện Chợ Rẫy lần lượt là tăng huyết áp (51,7%), rối loạn chuyển hóa lipid (26,7%) và đái tháo đường type 2 (15%).

3.1.3. Đặc điểm về điện tim và các cận lâm sàng khác trước đặt máy tạo nhịp bó His

3.1.3.1. Chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His

Các bệnh nhân trong nghiên cứu của chúng tôi đa phần là block nhĩ thất độ II hoặc độ III còn lại block nhĩ thất độ III từng lúc. Vì vậy trong phần kết quả chúng tôi không khảo sát độ dài PR của dân số nghiên cứu mà chỉ khảo sát tỉ lệ các loại block nhĩ thất.

Bảng 3.5: Chỉ định đặt HBP dựa trên điện tâm đồ

Đặc điểm		Tần suất (n = 60)	Tỷ lệ (%)
Chỉ định đặt HBP dựa trên điện tâm đồ	Blóc AV độ III	40	66,7
	Blóc AV độ II	17	28,3
	Blóc ba bó có Blóc AV độ III từng lúc	03	5

Nhận xét: trong số các bệnh nhân được thu nhận vào nghiên cứu, nhóm bệnh nhân block nhĩ thất hoàn toàn chiếm ưu thế với 2/3 số bệnh nhân bị block nhĩ thất hoàn toàn. 1/3 số bệnh nhân còn lại mắc block nhĩ thất độ 2 hoặc cao độ

3.1.3.2. Đặc điểm nhịp nền trước đặt máy

Bảng 3.6: Nhịp cơ bản trước khi tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His

Đặc điểm	Tần suất (n = 60)	Tỷ lệ (%)
Nhịp cơ bản trước khi tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His	Nhịp xoang	17 28,3
	Lệ thuộc nhịp máy	3 5
	Nhịp bộ nối	40 66,7

Nhận xét: Hầu hết các bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His có block nhĩ thất hoàn toàn vì vậy hầu hết bệnh nhân có nhịp cơ bản là nhịp bộ nối. Một số bệnh nhân có tình trạng nhịp tim rất chậm khi nhập viện được đặt máy tạo nhịp tạm thời tại bệnh viện tuyến trước và xuất hiện tình trạng lệ thuộc máy tạo nhịp, không có nhịp thoát khi giảm tần số của máy tạo nhịp thời.

3.1.3.3. Đặc điểm hình dạng QRS trước đặt máy

Bảng 3.7: Đặc điểm hình dạng QRS trước đặt máy

	Đặc điểm	Tần suất (n = 60)	Tỷ lệ (%)
Hình thái học	QRS hẹp	41	68,3
QRS trước khi tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His	Blóc nhánh trái hoàn toàn	2	3,3
	Blóc nhánh phải hoàn toàn	15	25
	Blóc nhánh phải không hoàn toàn	2	3,3

Nhận xét: trước khi đặt máy tạo nhịp, 2/3 số bệnh nhân tham gia nghiên cứu có QRS hẹp. Một phần ba số bệnh nhân được thu tuyển có QRS rộng, trong đó chủ yếu nhất là blóc nhánh phải hoàn toàn hoặc blóc nhánh trái hoàn toàn.

3.1.3.4. Các cận lâm sàng khác ghi nhận khi bệnh nhân nhập viện

Bảng 3.8: Đặc điểm cận lâm sàng khác ghi nhận khi bệnh nhân nhập viện

Đặc điểm	TBC ± ĐLC (n = 60)	Thấp nhất	Cao nhất
HgB (g/L)	127,28 ± 17,78	89,00	175,00
Hct (%)	38,2 ± 5,18	26,50	53,30
WBC (G/L)	8,94 ± 2,77	3,70	15,30
PLT (G/L)	228,42 ± 76	85,00	463,00
INR	1,06 ± 0,13	0,92	1,90
BUN (mg/dL)	16,62 ± 7,17	5,00	42,00
Creatinin (mg/dL)	0,86 ± 0,25	0,32	1,70
AST (U/mL)	45,95 ± 56,98	10,00	323,00
ALT (U/mL)	51,63 ± 62,34	5,00	352,00
CKMB (U/L)	24,08 ± 8,77	10,70	51,10
Troponin I (pg/mL)	339,14 ± 1309,1	2,50	8611,80
NTproBNP (pg/mL)	242,2 ± 456,97	1,31	1977,00

Đặc điểm	TBC $\pm$ ĐLC (n = 60)	Thấp nhất	Cao nhất
Glycemie (g/dL)	123,88 $\pm$ 58,18	72,00	342,00
FT4(pg/mL)	13,11 $\pm$ 4,67	7,20	42,05
TSH (mUI/L)	2,06 $\pm$ 3,58	0,00	25,15
Sodium (mmol/L)	137 $\pm$ 3,23	128,00	146,00
Potassium (mmol/L)	3,74 $\pm$ 0,32	3,10	4,70
LDLc (mg/dL)	99,16 $\pm$ 42,78	27,00	245,30
HDLc (mg/dL)	43,28 $\pm$ 11,13	21,00	84,00
Cholesterol (mg/dL)	166,17 $\pm$ 43,53	76,00	287,00
Triglyceride (mg/dL)	169,66 $\pm$ 182,38	43,00	1270,00

Nhận xét: trước khi đặt máy tạo nhịp, hầu hết các bệnh nhân đặt máy tạo nhịp có các chỉ số xét nghiệm máu nằm trong giới hạn bình thường. Tuy nhiên một số bệnh nhân có nồng độ đường huyết và NT-ProBNP tăng cao.

3.1.4. Đặc điểm điện sinh lý ở các bệnh nhân nghiên cứu

3.1.4.1. Khảo sát điện sinh lý dẫn truyền qua nút nhĩ thất

Bảng 3.9: Cách tìm và ghi tín hiệu bó His

Cách tìm vị trí bó His	Tần suất (n=60)	Tỷ lệ (%)
Điện cực thăm dò điện sinh lý	1	1,7
Điện cực tạo nhịp bó His	38	63,3
Ghi được tín hiệu His bằng điện cực thăm dò điện sinh lý và điện cực tạo nhịp	14	23,3
Bằng cách tạo nhịp	7	11,7

Nhận xét: Trong hầu hết các trường hợp có thể sử dụng trực tiếp điện cực tạo nhịp tim để tìm được vị trí của bó His. Tuy nhiên, vẫn có khoảng 12% bệnh nhân sẽ không tìm được bó His bằng điện cực tạo nhịp tim. Mặc dù vậy, ở nhóm bệnh nhân này, vẫn có thể tạo nhịp để dò tìm ra bó His bằng các kỹ thuật khác như sử dụng kỹ thuật tạo nhịp kích thích để phát hiện vị trí có cấu trúc bó His.

3.1.4.2. Đặc điểm vị trí chậm dẫn truyền qua nút nhĩ thất

Bảng 3.10: Đặc điểm vị trí chậm dẫn truyền qua nút nhĩ thất

Vị trí bloc	Tần suất (n=60)	Tỷ lệ (%)
Không xác định được	1	1,7
Bloc trước His	44	73,3
Bloc tại His (sóng H tách thành H1 - H2	10	16,7
Bloc sau His		
• Hiệu chỉnh được QRS	2	3,3
• Không hiệu chỉnh được QRS	1	1,7
Bloc đồng thời nhiều vị trí	2	3,3

Nhận xét: Hơn 2/3 số bệnh nhân có chỉ định đặt máy trong nghiên cứu có bloc dẫn truyền trước His. Ghi nhận tỉ lệ bloc thực sự sau His khá thấp, chỉ chiếm 3,3%. Ngoài ra có 3,3% bệnh nhân bị bloc đồng thời nhiều vị trí khác nhau trên hệ dẫn truyền.

3.1.4.3. Các khoảng dẫn truyền trong tim

Do nhiều bệnh nhân được thu nhận vào nghiên cứu bị bloc trước His hoặc bloc nhĩ thất không hoàn toàn hoặc từng lúc, ta có thể ghi nhận được khoảng dẫn truyền AH và HV của một số bệnh nhân.

Bảng 3.11: Các khoảng dẫn truyền trong tim

Đặc điểm		Tần suất (n)	TB ± DLC (mili giây)	Min (mili giây)	Max (mili giây)
Khoảng	AH	32	135,79 ± 75,21	50	410
	HV	47	48,99 ± 11,62	35	60

Nhận xét: Ở các bệnh nhân bloc nhĩ thất được đặt máy tạo nhịp bó His trong nghiên cứu của chúng tôi, số bệnh nhân còn dẫn truyền từ nhĩ đến bó His ít hơn số bệnh nhân còn dẫn truyền từ His đến thất.

3.1.5. Đặc điểm về kỹ thuật tạo nhịp bó His

3.1.5.1. Loại điện cực sử dụng để tạo nhịp bó His và sự xuất hiện của sóng tồn thương bó His

Bảng 3.12: Đặc điểm loại điện cực tạo nhịp bó His

Đặc điểm		Tần suất (n)	Tỷ lệ (%)
Loại điện cực tạo nhịp bó His	Có lòng	44	73,3
	Không lòng	16	26,7
Sóng tồn thương khi tạo nhịp bó His	Có	46	76,7
	Không	14	23,3

Nhận xét: Có thể tạo nhịp bó His bằng điện cực có lòng hoặc không có lòng. Điện cực không có lòng thường được sử dụng hơn. Trong hầu hết các trường hợp tạo nhịp bó His, có thể xác định vị trí bó His và xoắn điện cực trúng bó His, được xác nhận bằng đoạn điện tim đẳng điện phía sau sóng His chênh lên sau khi cố định điện cực. Tuy nhiên vẫn có những trường hợp mặc dù đã xoắn trúng bó His nhưng vẫn thất bại thủ thuật vì vậy việc có sóng tồn thương His chỉ là yếu tố gợi ý về vị trí điện cực khi xoắn.

3.1.5.2. Độ xuyên sâu cần thiết để tạo nhịp bó His

Bảng 3.13: Mức độ xuyên sâu của điện cực tạo nhịp bó His hoặc nhánh trái

Đặc điểm	TBC $\pm$ DLC	Nông nhất	Sâu nhất
Độ xuyên sâu khi tạo nhịp bó His (n = 60)	5,44 $\pm$ 1,81 mm	1,99 mm	10,20 mm
Độ xuyên sâu khi tạo nhịp nhánh trái (n = 30)	12,28 $\pm$ 4,06 mm	7,6 mm	22 mm

Nhận xét: Để tạo nhịp bó His thành công, đầu điện cực nên xuyên sâu vào phần cơ tim tại vị trí bó His khoảng 5,44mm. Khác với bó His đi nông phía dưới lớp nội mạc, để tạo nhịp nhánh trái cần xuyên sâu hơn, trung bình là 12,28mm.

3.1.5.3. Thời gian thủ thuật và thời gian chiếu tia

Bảng 3.14: Thời gian thủ thuật và thời gian chiếu tia

Đặc điểm	Tạo nhịp bó His (n = 60)	Tạo nhịp nhánh trái (n = 36)	P (Mann - Whitney Test)
Thời gian thủ thuật (phút)	105,25 ± 32,13	122,50 ± 36,42	p = 0,023
Thời gian chiếu tia (phút)	11,30 ± 7,46	15,91 ± 8,75	p = 0,003

Nhận xét: Thời gian thủ thuật và chiếu tia của kỹ thuật tạo nhịp bó His trong nghiên cứu đều ngắn hơn so với tạo nhịp nhánh trái

3.1.6. Đặc điểm về thông số tạo nhịp

3.1.6.1. Ngưỡng tạo nhịp

Bảng 3.15: Ngưỡng tạo nhịp bó His và nhánh trái khi tiến hành thủ thuật

		n (%)	Ngưỡng (V)
Ngưỡng tạo nhịp chọn lọc bó His	Đơn cực	35/60 (58,3%)	0,69 ± 0,22
	Lưỡng cực	35/60 (58,3%)	0,73 ± 0,23
Ngưỡng tạo nhịp không chọn lọc bó His	Đơn cực	60/60 (100%)	1,48 ± 0,83
	Lưỡng cực	60/60 (100%)	1,53 ± 0,84
Ngưỡng tạo nhịp chọn lọc nhánh trái	Đơn cực	18/36 (50%)	0,54 ± 0,24
	Lưỡng cực	18/36 (50%)	0,54 ± 0,23
Ngưỡng tạo nhịp không chọn lọc nhánh trái	Đơn cực	30/36 (83,3%)	1,19 ± 1,04
	Lưỡng cực	30/36 (83,3%)	1,21 ± 1,03

Nhận xét: Dù tạo nhịp đơn cực hay lưỡng cực, nhưng để tạo nhịp chọn lọc một mình bó mà không kích thích cơ tim xung quanh bó His cần tạo nhịp ở cường độ thấp. Ngưỡng tạo nhịp nhánh trái chọn lọc có khuynh hướng thấp hơn so với ngưỡng tạo nhịp bó His.

3.1.6.2. Theo dõi ngưỡng tạo nhịp nhĩ, bó His và nhánh trái

Bảng 3.16: Theo dõi các ngưỡng tạo nhịp qua các thời điểm

	Trong thủ thuật(0)	Sau 1 tuần (1)	Sau 1 tháng (2)	Sau 3 tháng (3)	Sau 6 tháng (4)	p (Wilcoxon test)
	n = 60	n = 60	n = 57	n = 57	n = 57	
Ngưỡng tạo nhịp tâm nhĩ						p(0&1) < 0,0001
	0,84 ±	0,65 ±	0,63 ± 0,	0,65 ±	0,65 ±	p(1&2) < 0,0001
	0,23	0,19	18	0,19	0,18	p(2&3) < 0,0001
						p(3&4) < 0,0001
	n = 60	n = 60	n = 57	n = 57	n = 57	
Ngưỡng tạo nhịp bó His						p(0&1) > 0,05
	0,98 ±	0,95 ±	0,97 ±	1,03 ±	1,07 ±	p(1&2) > 0,05
	0,61	0,50	0,54	0,56	0,63	p(2&3) > 0,05
						p(3&4) > 0,05
	n = 36	n = 36	n = 36	n = 35	n = 34	
Ngưỡng tạo nhịp nhánh trái						p(0&1) > 0,05
	0,60 ±	0,75 ±	0,78 ±	0,68 ±	0,76 ±	p(1&2) > 0,05
	0,23	0,57	0,56	0,25	0,27	p(2&3) > 0,05
						p(3&4) > 0,05

Nhận xét: Ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His, ngưỡng tạo nhịp nhĩ phải có khuynh hướng giảm và ổn định sau tuần đầu tiên. Sự khác biệt có ý nghĩa thống kê. Ngưỡng tạo nhịp bó His và bó trái có khuynh hướng tăng dần theo thời gian theo dõi, tuy nhiên sự thay đổi chưa có ý nghĩa thống kê.

3.1.6.3. Ngưỡng nhận cảm tâm nhĩ bó His và nhánh trái

Bảng 3.17: Ngưỡng nhận cảm nhĩ qua các thời điểm

	Trong thủ thuật (0)	Sau 1 tuần (1)	Sau 1 tháng (2)	Sau 3 tháng (3)	Sau 6 tháng (4)	p
	n = 60	n = 60	n = 57	n = 57	n = 57	
Ngưỡng nhận cảm nhĩ						p (0&1) < 0,05
	3,09 ±		3,85 ±	3,80 ±	3,67 ±	p (0&2) < 0,01
	1,19	3,73 ± 2,03	2,00	1,99	2,04	p (0&3) < 0,05
						p (0&4) > 0,05
Ngưỡng nhận cảm thất tại bó His	n = 60	n = 60	n = 57	n = 57	n = 57	p (0&1) > 0,05
	7,06 ±		6,66 ±	6,57 ±	6,67 ±	p (0&2) > 0,05
	4,53	6,87 ± 4,84	4,72	4,42	5,07	p (0&3) > 0,05
						p (0&4) > 0,05
Ngưỡng nhận cảm thất tại nhánh trái	n = 36	n = 36	n = 36	n = 35	n = 34	p (0&1) < 0,0001
	8,88 ±	12,49 ±	13,02	13,26 ±	13,80 ±	p (0&2) < 0,0001
	2,99	4,60	± 5,16	5,33	5,84	p (0&3) < 0,0001
						p (0&4) < 0,0001

(p được so sánh bằng kiểm định Wilcoxon, đơn vị: miliV)

Nhận xét: Ngưỡng nhận cảm nhĩ phải có khuynh hướng tăng sau tuần đầu, sau đó ổn định. Sự thay đổi có ý nghĩa thống kê trong tuần đầu, sau 6 tháng, sự thay đổi nhận cảm nhĩ so với thời điểm đặt máy không khác có ý nghĩa. Ngưỡng nhận cảm thất khi tạo nhịp bó His có khuynh hướng sau đó ổn định sau đặt máy tạo nhịp. Sự thay đổi không có ý nghĩa thống kê trong 6 tháng theo dõi. Ngưỡng nhận cảm thất khi tạo nhịp nhánh trái sẽ tiếp tục tăng thêm sau tuần đầu tiên sau đặt máy tạo nhịp và ổn định. Sự thay đổi có ý nghĩa thống kê.

3.2. KHOẢNG DẪN TRUYỀN NHĨ THẤT TỐI ƯU BẰNG PHƯƠNG PHÁP SIÊU ÂM DOPPLER TIM VÀ THÔNG TIM Ở BỆNH NHÂN BLÓC NHĨ THẤT ĐÃ ĐƯỢC ĐẶT MÁY TẠO NHỊP BÓ HIS

Mặc dù 107 bệnh nhân được chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His, nhưng 36 ca không thành công được đặt máy tạo nhịp nhánh trái. Trong 71 bệnh nhân đặt máy thành công chỉ 60 ca đồng ý thông tim để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất và được đưa vào nghiên cứu. Các bệnh nhân này được thực hiện thủ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp thông tim can thiệp xâm nhập ngay trong thủ thuật bằng cách đâm kim tĩnh mạch đùi và đưa ống thông đuôi heo qua động mạch chủ vào buồng tim trái. Sau khi đã hoàn tất thủ thuật đặt máy và thông tim, các bệnh nhân được đưa về phòng nghỉ ngơi qua đêm và tiến hành siêu âm tim nhằm xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu bằng phương pháp thông tim và so sánh độ tương quan của phương pháp siêu âm tim so với tiêu chuẩn vàng là phương pháp thông tim đo dP/dt_{max} . Bệnh nhân sau đó được cài đặt thông số khoảng dẫn truyền nhĩ thất theo tiêu chuẩn vàng là phương pháp thông tim xâm nhập. Quá trình tối ưu hóa bằng phương pháp thông tim xâm nhập và phương pháp siêu âm Doppler tim sẽ lần lượt được trình bày cụ thể.

3.2.1. So sánh mức độ tương quan của các phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và phương pháp thông tim xâm nhập khác

3.2.1.1. *Tương quan giữa tối ưu hóa bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo áp lực đỉnh của thất trái*

+ *Tương quan khi tạo nhịp bó His*

Bảng 3.18: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo áp lực đỉnh của thất trái khi tạo nhịp bó His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo dP/dt (n = 60)	(2) Thông tim đo áp lực đỉnh của thất trái (n = 60)
Khoảng AVs tối ưu (ms)	$115 \pm 40,44$	$107,33 \pm 40,16$
Phương trình tương quan	$y = 0,2508x + 78,494$	
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = 0,241$ ($p = 0,063$)	

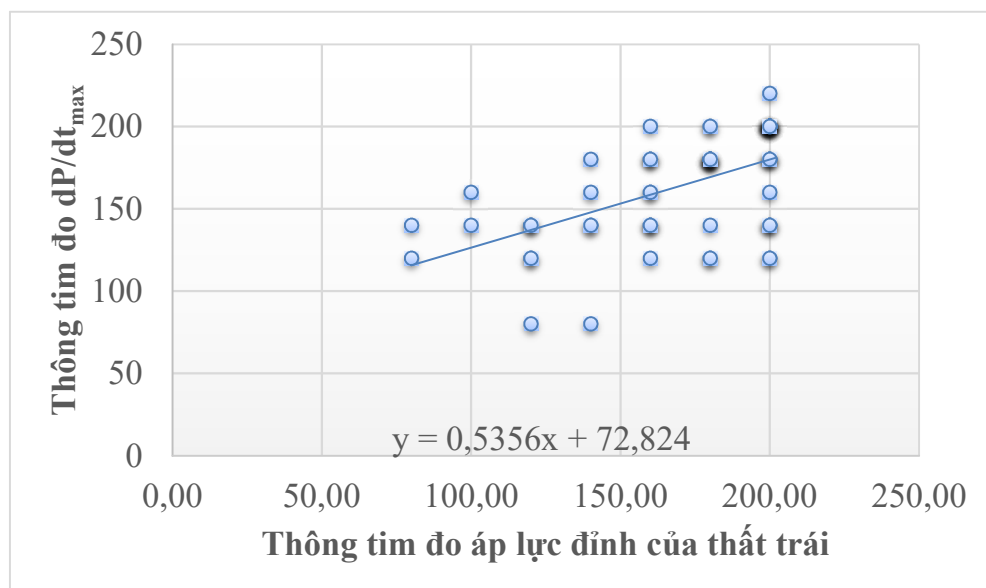
Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp bó His bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo áp lực đỉnh của thất trái có tương quan thuận mức độ yếu với phương pháp thông tim xâm nhập dP/dt nhưng p chưa có ý nghĩa thống kê.

+ *Tương quan khi tạo nhịp nhĩ và His*

Bảng 3.19: *Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa thông tim đo áp lực đỉnh của thất trái khi tạo nhịp nhĩ và His*

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo dP/dt (n = 60)	(2) Thông tim đo áp lực đỉnh của thất trái (n = 60)
Khoảng AVp tối ưu (ms)	169,00 ± 34,03	163,33 ± 32,96
Phương trình tương quan	$y = 0,5356x + 72,824$	
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = 0,563$ ($p < 0,0001$)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp nhĩ và bó His bằng thông tim đo áp lực đỉnh của thất trái có tương quan thuận mức độ trung bình với phương pháp thông tim đo dP/dt với p có ý nghĩa thống kê.



Biểu đồ 3.3: *Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa thông tim đo áp lực đỉnh của thất trái khi tạo nhịp nhĩ và His*

3.2.1.2. Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo áp lực động mạch chủ tâm thu

+ Tương quan khi tạo nhịp bó His

Bảng 3.20: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tim đo áp lực động mạch chủ tâm thu khi tạo nhịp bó His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo dP/dt (n = 60)	(2) Thông tim đo áp lực động mạch chủ tâm thu (n = 60)
Khoảng AVs tối ưu (ms)	$115 \pm 40,44$	$106,66 \pm 34,47$
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = -0,12$ ($p = 0,361$)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp bó His bằng thông tim đo áp lực động mạch chủ tâm thu không tương quan thuận với phương pháp thông tim đo dP/dt_{max} , p không có ý nghĩa thống kê.

+ Tương quan khi tạo nhịp nhĩ và His

Bảng 3.21: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa thông tim đo áp lực động mạch chủ tâm thu khi tạo nhịp nhĩ và His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo dP/dt (n = 60)	(2) Thông tim đo áp lực động mạch chủ tâm thu (n = 60)
Khoảng AVp tối ưu (ms)	$169,00 \pm 34,03$	$157,66 \pm 30,38$
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = -0,11$ ($p = 0,935$)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp nhĩ và bó His bằng thông tim đo áp lực động mạch chủ tâm thu không tương quan thuận với phương pháp thông tim đo dP/dt_{max} với p chưa có ý nghĩa thống kê.

3.2.1.3. *Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo áp lực động mạch chủ trung bình*

+ *Tương quan khi tạo nhịp bó His*

Bảng 3.22: Tương quan giữa tối ưu hóa thông tin đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng thông tin đo áp lực động mạch chủ trung bình khi tạo nhịp bó His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tin đo dP/dt (n = 60)	(2) Thông tin đo áp lực động mạch chủ trung bình (n = 60)
Khoảng AVs tối ưu (ms)	115 ± 40,44	111 ± 31,12
Hệ số tương quan Spearman	rho = -0,16 (p = 0,902)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp bó His bằng thông tin đo áp lực động mạch chủ trung bình không tương quan thuận với phương pháp thông tin đo dP/dt_{max} , p không có ý nghĩa thống kê.

+ *Tương quan khi tạo nhịp nhĩ và His*

Bảng 3.23: Tương quan giữa tối ưu hóa thông tin đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa thông tin đo áp lực động mạch chủ trung bình khi tạo nhịp nhĩ và His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tin đo dP/dt (n = 60)	(2) Thông tin đo áp lực động mạch chủ trung bình (n = 60)
Khoảng AVp tối ưu (ms)	169,00 ± 34,03	161,00 ± 33,22
Hệ số tương quan Spearman	rho = 0,18 (p = 0,168)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp nhĩ và bó His bằng thông tin đo áp lực động mạch chủ trung bình tương quan thuận với phương pháp thông tin xâm nhập dP/dt_{max} với p chưa có ý nghĩa thống kê.

3.2.2. So sánh mức độ tương quan của các phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và phương pháp thông tim xâm nhập khác

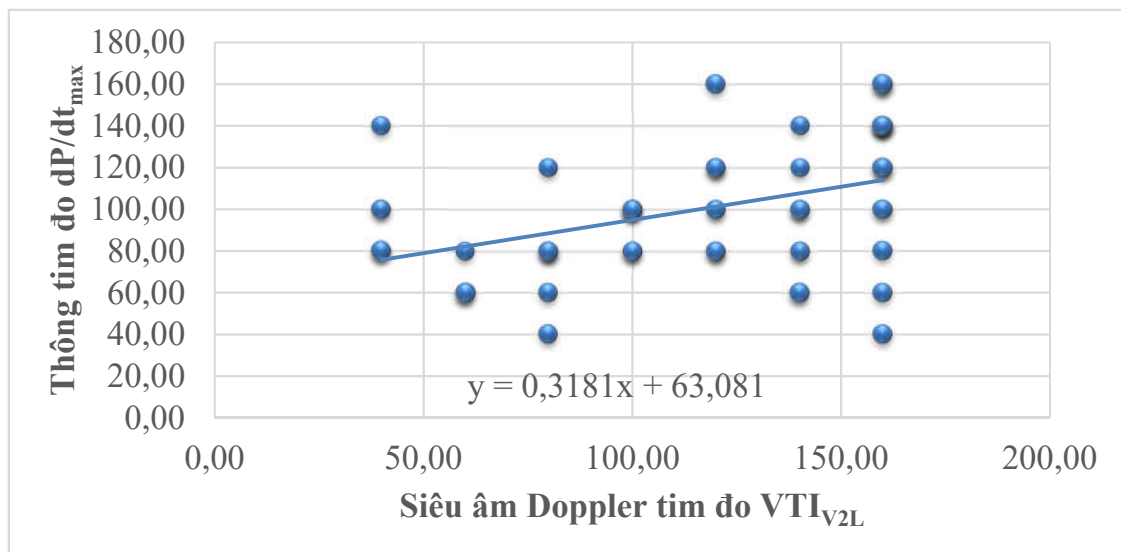
3.2.2.1. So sánh mức độ tương quan của các phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và phương pháp siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá

+ Tương quan khi chỉ tạo nhịp bó His

Bảng 3.24: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá khi tạo nhịp bó His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo dP/dt_{max} (n = 60)	(2) Siêu âm Doppler tim đo VTI_{V2L} (n = 60)
Khoảng AVs tối ưu (ms)	$115 \pm 40,44$	$99,66 \pm 30,69$
Phương trình tương quan	$y = 0,3181x + 63,081$	
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = 0,452$ ($p < 0,0001$)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp bó His bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van hai lá có tương quan thuận với phương pháp thông tim xâm nhập dP/dt_{max} với p có ý nghĩa thống kê.



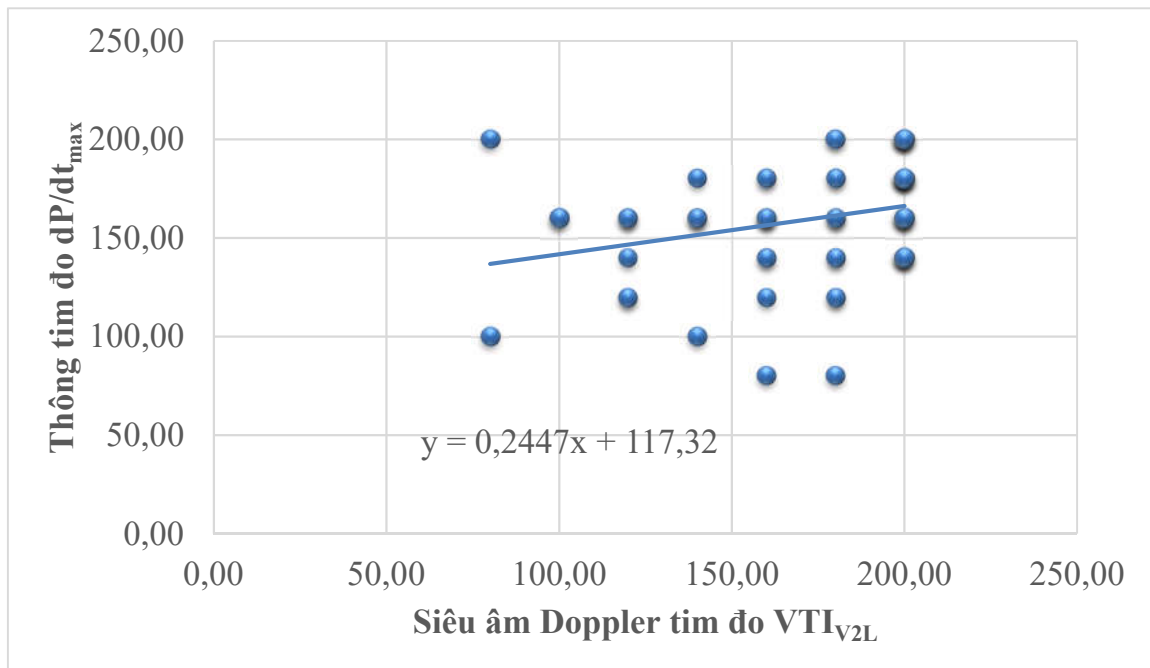
Biểu đồ 3.4: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá khi tạo nhịp bó His

+ *Tương quan khi tạo nhịp nhĩ và tạo nhịp His*

Bảng 3.25: *Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá khi tạo nhịp nhĩ và His*

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo dP/dt_{max} (n = 60)	(2) Siêu âm Doppler tim đo VTI_{V2L} (n = 60)
Khoảng AVp tối ưu (ms)	$169,00 \pm 34,03$	$158,66 \pm 29,42$
Phương trình tương quan	$y = 0,2447x + 117,32$	
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = 0,334$ (p = 0,009)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp nhĩ và bó His bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van hai lá có tương quan thuận với phương pháp thông tim xâm nhập dP/dt_{max} với p có ý nghĩa thống kê.



Biểu đồ 3.5: *Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá khi tạo nhịp nhĩ và His*

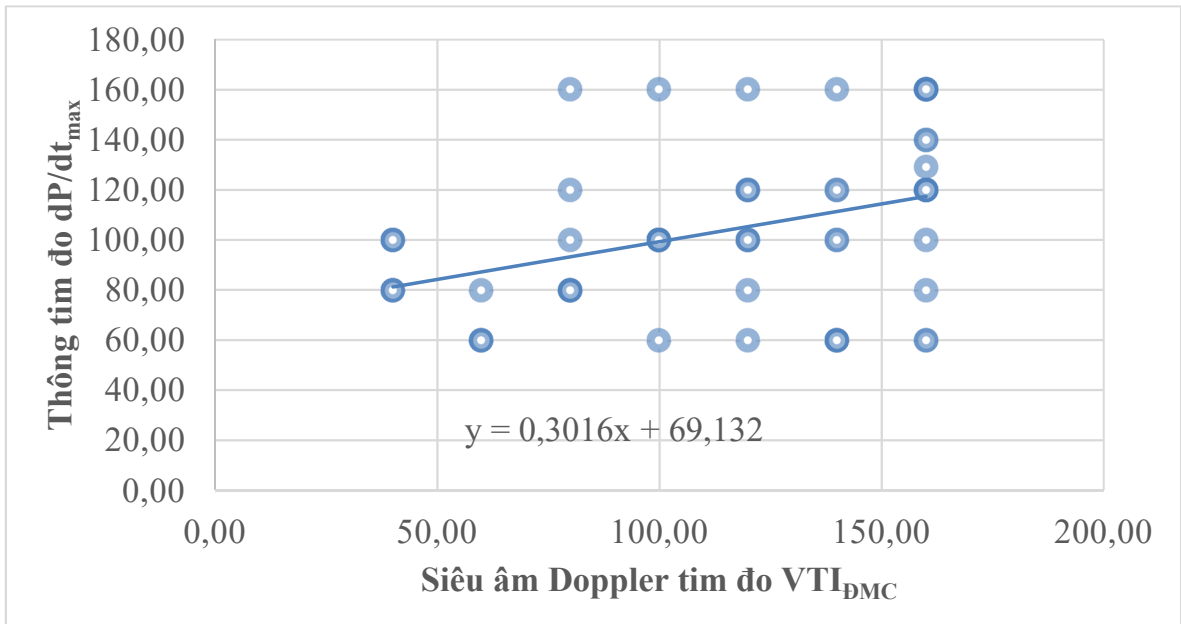
3.2.2.2.. So sánh mức độ tương quan của các phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và phương pháp siêu âm Doppler đo VTI qua động mạch chủ

+ Tương quan khi chỉ tạo nhịp bó His

Bảng 3.26: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van ĐMC khi tạo nhịp bó His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo dP/dt_{max} (n = 60)	(2) Siêu âm Doppler tim đo $VTI_{ĐMC}$ (n = 60)
Khoảng AVs tối ưu (ms)	$115 \pm 40,44$	$103,81 \pm 32,30$
Phương trình tương quan	$y = 0,3016x + 69,132$	
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = 0,406$ (p = 0,001)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp bó His bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ có tương quan thuận với phương pháp thông tim xâm nhập dP/dt_{max} với p có ý nghĩa thống kê.



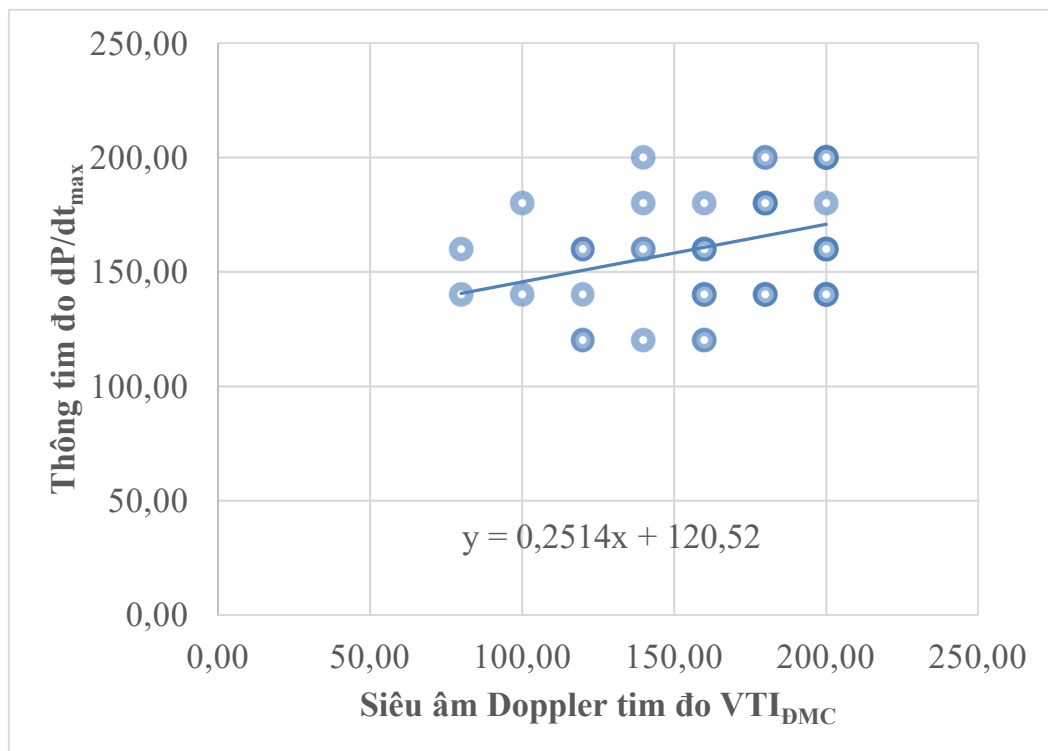
Biểu đồ 3.6: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van ĐMC khi tạo nhịp bó His

+ Tương quan khi tạo nhịp nhĩ và tạo nhịp bó His

Bảng 3.27: Tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo $dP/dt_{\max}$ và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van ĐMC khi tạo nhịp nhĩ và His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo $dP/dt_{\max}$ (n = 60)	(2) Siêu âm Doppler tim đo $VTI_{ĐMC}$ (n = 60)
Khoảng AVp tối ưu (ms)	$169,00 \pm 34,03$	$163,00 \pm 24,92$
Phương trình tương quan	$y = 0,2514x + 120,52$	
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = 0,342$ (p = 0,007)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp nhĩ và bó His bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ có tương quan thuận với phương pháp thông tim xâm nhập $dP/dt_{\max}$ với p có ý nghĩa thống kê.



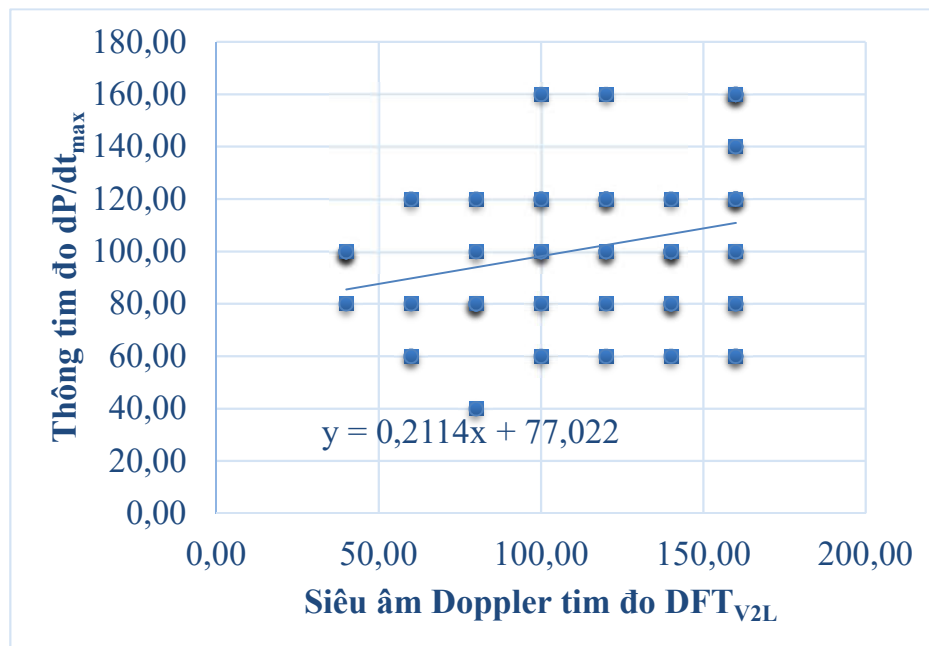
Biểu đồ 3.7: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo $dP/dt_{\max}$ và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van ĐMC khi tạo nhịp nhĩ và His

3.2.2.3. So sánh mức độ tương quan của các phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và phương pháp siêu âm Doppler đo thời gian đổ đầy thất qua van hai lá
+ Tương quan khi chỉ tạo nhịp His

Bảng 3.28: Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo thời gian đổ đầy thất (DFT) qua van hai lá khi tạo nhịp bó His

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tim đo dP/dt_{max} (n = 60)	(2) Siêu âm Doppler tim đo DFT _{V2L} (n = 60)
Khoảng AVs tối ưu (ms)	115 ± 40,44	101,33 ± 28,96
Phương trình tương quan	$y = 0,2114x + 77,022$	
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = 0,291$ (p = 0,024)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp bó His bằng phương pháp đo thời gian đổ đầy thất qua van hai lá có tương quan thuận với phương pháp thông tim xâm nhập dP/dt_{max} với p có ý nghĩa thống kê.



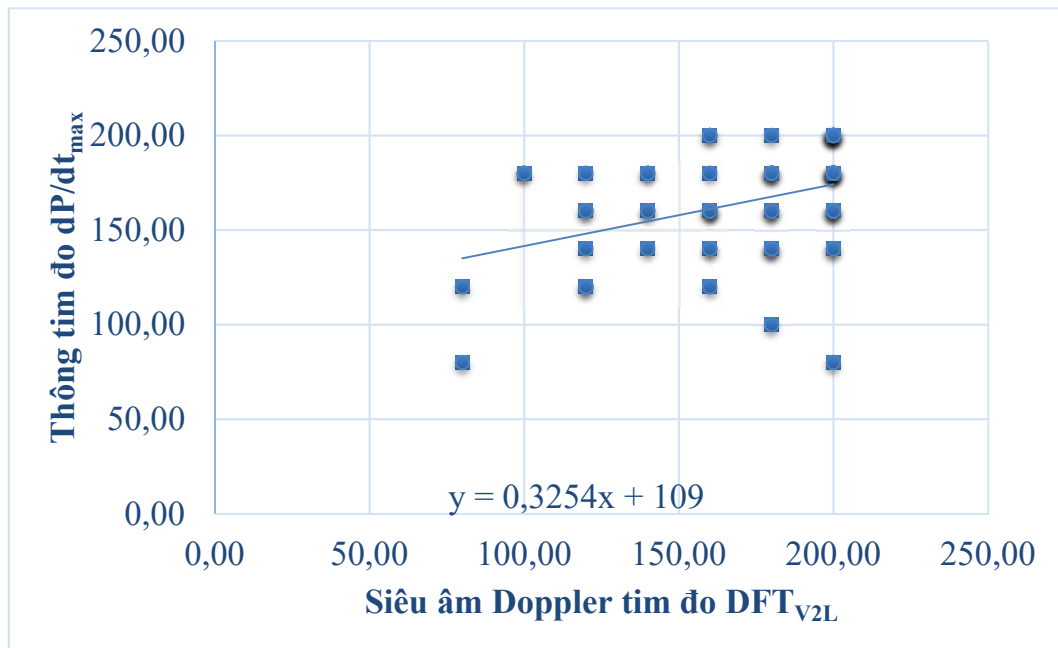
Biểu đồ 3.8: Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo DFT qua van hai lá khi tạo nhịp bó His

+ *Tương quan khi tạo nhịp nhĩ và tạo nhịp His*

Bảng 3.29: *Tương quan giữa tối ưu hóa bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo thời gian đổ đầy thất khi tạo nhịp nhĩ và His*

Phương pháp tối ưu hóa	(1) Thông tin đo dP/dt (n = 60)	(2) Siêu âm Doppler tim đo DFT_{V2L} (n = 60)
Khoảng AVp tối ưu (ms)	$169,00 \pm 34,03$	$164,00 \pm 29,18$
Phương trình tương quan	$y = 0,3254x + 109$	
Hệ số tương quan Spearman	$\rho = 0,386$ (p = 0,002)	

Nhận xét: Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ – thất khi tạo nhịp nhĩ và bó His bằng phương pháp đo thời gian đổ đầy thất qua van hai lá có tương quan thuận với phương pháp thông tin xâm nhập dP/dt_{max} với p có ý nghĩa thống kê.



Biểu đồ 3.9: *Phương trình tương quan giữa tối ưu hóa xâm nhập đo dP/dt_{max} và tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim đo thời gian đổ đầy thất khi tạo nhịp nhĩ và His*

3.2.3. So sánh khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng các phương pháp tối ưu hóa khác nhau

Bảng 3.30: So sánh mức độ tương quan của các phương pháp tối ưu hóa (TUH) bằng siêu âm Doppler tim và tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max}

Khi chỉ tạo nhịp bó His (AsVp)	Khi tạo nhịp nhĩ và bó His (ApVp)
TUH VTI qua van hai lá ($\rho = 0,458$) > TUH VTI qua van động mạch chủ ($\rho = 0,406$) > TUH DFT qua van hai lá ($\rho = 0,291$)	TUH DFT qua van hai lá ($\rho = 0,386$) > TUH VTI qua van động mạch chủ ($\rho = 0,342$) > TUH VTI qua van hai lá ($\rho = 0,334$)

Nhận xét: khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền AVs bằng siêu âm Doppler tim, đo VTI qua van hai lá có độ tương quan tốt hơn các phương pháp siêu âm tim khác. Ngược lại, khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền AVp bằng siêu âm Doppler tim, đo DFT qua van hai lá có độ tương quan tốt hơn các phương pháp siêu âm tim khác.

3.3. HIỆU QUẢ SAU ĐẶT MÁY TẠO NHỊP BÓ HIS, TỐI ƯU HÓA KHOẢNG DẪN TRUYỀN NHĨ THẤT VÀ THÔNG SỐ TẠO NHỊP HỆ DẪN TRUYỀN

3.3.1. Hiệu quả máy tạo nhịp bó His trên độ rộng QRS, QT và thời gian khử cực thất trái

3.3.1.1. Độ rộng QRS

Bảng 3.31: Độ rộng QRS trước tạo nhịp, tạo nhịp thất phải và tạo nhịp bó His

Nhóm BN		n (%)	Độ rộng QRS	p* (Mann Whitney test)
Nhịp nội tại	HBP (1)	60/60 (100%)	103,86 ± 24,12	p* = 0,028
	LBBP (2)	36/36 (100%)	116,94 ± 31,51	
Khi tạo nhịp thất phải	HBP (3)	52/60 (86,66%)	156,98 ± 14,96	p* = 0,287
	LBBP (4)	18/36 (50%)	146,27 ± 39,09	
Khi tạo nhịp dẫn truyền	HBP (5)	60/60 (100%)	96,06 ± 11,89	P* < 0,0001
	LBBP (6)	36/36 (100%)	110,11 ± 10,28	
p (Wilcoxon test)		p(1)&(3) < 0,0001	p(1)&(5) = 0,026	p(3)&(5) < 0,0001
		p(2)&(4) = 0,10	p(2)&(6) = 0,17	p(4)&(6) = 0,003

Nhận xét: Khi tiến hành tạo nhịp thất phải (tạo nhịp tim tạm thời ở mỗm thất phải), QRS giãn rộng so với nhịp cơ bản với p có ý nghĩa thống kê. Khi tiến hành tạo nhịp bó His, QRS thu hẹp rõ ràng so với tạo nhịp thất phải với p có ý nghĩa thống kê và cũng hẹp lại so với nhịp cơ bản của bệnh nhân và thay đổi cũng có ý nghĩa thống kê.

Nếu thất bại với tạo nhịp bó His, thì tạo nhịp nhánh trái cũng giúp thu hẹp QRS so với tạo nhịp thất phải và sự thay đổi có ý nghĩa thống kê. Mặc dù việc tạo nhịp thất phải làm QRS giãn rộng tương đương nhau ở cả 2 nhóm bệnh nhân tạo nhịp bó His hoặc bó trái nhưng sau đặt máy tạo nhịp dẫn truyền thì QRS ở nhóm His thu hẹp tốt hơn nhóm tạo nhịp nhánh trái, sự thay đổi có ý nghĩa thống kê.

3.3.1.2. Thay đổi QT và LVAT

Bảng 3.32: Độ dài QT trước tạo nhịp và tạo nhịp thất phải và tạo nhịp bó His

	(1) Trước tạo nhịp (n = 60)	(2) Sau RVP (n = 52)	(3) Sau HBP (n = 60)	p (Wilcoxon test)
Độ dài QT	451,45 ± 78,22	473,09 ± 68,60	405,30 ± 44,10	p (1&2) >0,05 p (2&3) < 0,0001 p (1&3) < 0,0001
LVAT	43,81 ± 12,53	98,11 ± 12,77	85,23 ± 9,59	p (1&2) < 0,0001 p (2&3) < 0,0001 p (1&3) < 0,0001

Nhận xét: Khi tiến hành tạo nhịp thất phải, thời gian QT không thu ngắn lại so với nhịp cơ bản mà thậm chí còn dài hơn nhịp cơ bản, cho thấy tổng thời gian khử cực và tái cực không cải thiện tuy nhiên p chưa có ý nghĩa thống kê. Ngược lại khi tiến hành tạo nhịp bó His, QT thu hẹp lại hẳn so với tạo nhịp thất phải và so với trước khi tạo nhịp với p có ý nghĩa thống kê. Khi tiến hành tạo nhịp bó His, thời gian hoạt động điện của thất trái cải thiện đáng kể và thu hẹp có ý nghĩa thống kê so với tạo nhịp thất phải

3.3.2. Hiệu quả tức thời của việc tạo nhịp hai buồng và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His trên huyết động học xâm nhập

Do nghiên cứu của chúng tôi chỉ nhằm mục tiêu tìm ra khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp thông tim xâm lấn. Nên trong quá trình thông tim, chúng tôi đã ghi nhận sự thay đổi huyết động học xâm lấn trước và sau khi bật máy với các khoảng nhĩ thất đã được tối ưu hóa. Kết quả thu nhận được như sau.

3.3.2.1. Hiệu quả của tạo nhịp khi cài đặt các khoảng AVs tối ưu trên huyết động học xâm lấn

Sự thay đổi huyết động học sau khi bật máy mới khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu khi tạo nhịp chỉ mình bó His được chúng tôi ghi nhận với kết quả như sau:

Bảng 3.33: Hiệu quả tạo nhịp trên huyết động học xâm nhập khi chưa cài AVs tối ưu

Thông tim n = 60	Trước tạo nhịp	Sau khi tạo nhịp	Gia tăng	% thay đổi	p (Wilcoxon test)
Sức bóp tim dP/dt _{max} (mmHg/s)	1412,80 ± 449,47	1625,42 ± 471,74	212,61 ± 266,59	18,38 ± 25,06	p < 0,0001
Áp lực thất trái tối đa thì tâm thu (mmHg)	140,27 ± 26,38	148,63 ± 26,57	8,36 ± 12,94	6,56 ± 9,88	p < 0,0001
Áp lực động mạch chủ tâm thu (mmHg)	145,13 ± 24,59	150,35 ± 26,85	5,22 ± 10,74	3,72 ± 7,59	p = 0,001
Áp lực động mạch chủ trung bình (mmHg)	95,57 ± 15,41	106,42 ± 16,63	10,84 ± 15,82	12,81 ± 19,64	p < 0,0001

Bảng 3.34: Hiệu quả tạo nhịp trên huyết động học xâm nhập sau khi đã tối ưu AV_s

Thông tim n = 60	Trước tạo nhịp	Sau tạo nhịp và tối ưu hóa	Gia tăng sau tối ưu hóa	Mức tăng thêm nhờ tối ưu hóa	P (Wilcoxon test)
Sức bóp tim dP/dt_{max} (mmHg/s)	1412,80 ± 449,47	1666,26 ± 497,29	253,46 ± 284,00 (21,39 ± 26,43%)	40,84 ± 74,94 (3,00 ± 5,51%)	p < 0,0001
Áp lực thất trái tối đa thì tâm thu (mmHg)	140,27 ± 26,38	150,08 ± 26,42	9,81 ± 12,67 (7,61 ± 10,01%)	1,45 ± 3,98 (1,06 ± 2,67%)	p < 0,0001
Áp lực động mạch chủ tâm thu (mmHg)	145,13 ± 24,59	150,83 ± 27,44	5,69 ± 1,61 (4,05 ± 8,19%)	0,47 ± 5,39 (0,32 ± 3,72%)	p < 0,0001
Áp lực động mạch chủ trung bình (mmHg)	95,57 ± 15,41	105,59 ± 15,36	10,01 ± 14,45 (11,89 ± 17,36%)	-0,82 ± 7,89 (0,91 ± 9,52%)	p < 0,001

Nhận xét: Khi tạo nhịp bó His, việc tối ưu hóa AVs giúp cải thiện đáng kể hiệu quả tạo nhịp bó His trên hầu hết các thông số huyết động xâm nhập, với sự thay đổi có ý nghĩa thống kê.

3.3.2.2. Hiệu quả của tạo nhịp khi cài đặt các khoảng AVp tối ưu trên huyết động học xâm lấn

Sự thay đổi huyết động học sau khi bật máy mới khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu khi tạo nhịp cả nhĩ và bó His cũng được chúng tôi ghi nhận với kết quả như sau:

Bảng 3.35: Hiệu quả tạo nhịp trên huyết động học xâm nhập trước khi tối ưu AV_p

Thông tim n = 60	Trước tạo nhịp	Sau khi tạo nhịp	Gia tăng	% thay đổi	p (Wilcoxon test)
Sức bóp tim dP/dt_{max} (mmHg/s)	1445,43 ± 497,79	1755,22 ± 514,83	309,78 ± 348,82	27,39 ± 32,96	p < 0,0001
Áp lực thất trái tối đa thì tâm thu (mmHg)	143,49 ± 27,05	150,23 ± 26,34	6,73 ± 13,71	5,33 ± 9,86	p = 0,001
Áp lực động mạch chủ tâm thu (mmHg)	144,53 ± 26,29	153,02 ± 49,75	11,48 ± 13,80	13,39 ± 16,09	p = 0,64
Áp lực động mạch chủ trung bình (mmHg)	96,08 ± 14,83	107,57 ± 13,90	11,48 ± 13,80	13,39 ± 16,09	p < 0,0001

Bảng 3.36: Hiệu quả tạo nhịp trên huyết động học xâm nhập sau khi tối ưu AV_p

Thông tin n = 60	Trước tạo nhịp	Sau tạo nhịp và tối ưu hóa	Gia tăng	Mức tăng thêm nhờ tối ưu hóa	p (Wilcoxon test)
Sức bóp tim dP/dt_{max} (mmHg/s)	1445,43 ± 497,79	1782,33 ± 516,16	336,89 ± 344,97 (29,32 ± 32,59%)	27,11 ± 43,61 (1,92 ± 2,90%)	p < 0,0001
Áp lực thất trái tối đa thì tâm thu (mmHg)	143,49 ± 27,05	152,50 ± 26,17	9,00 ± 13,92 (7,00 ± 10,15%)	2,27 ± 3,44 (1,06 ± 2,67%)	p < 0,0001
Áp lực động mạch chủ tâm thu (mmHg)	144,53 ± 26,29	149,41 ± 26,06	4,88 ± 12,33 (3,79 ± 8,53%)	-6,6 ± 12,4 (-9,6 ± 13,11%)	p = 0,003
Áp lực động mạch chủ trung bình (mmHg)	96,08 ± 14,83	109,17 ± 14,51	13,08 ± 12,56 (14,88 ± 15,75%)	1,60 ± 6,75 (1,49 ± 6,04%)	p < 0,0001

Nhận xét: Khi tạo nhịp đồng thời nhĩ và bó His, việc tối ưu hóa AV_p giúp cải thiện đáng kể hiệu quả tạo nhịp bó His trên hầu hết các thông số huyết động xâm nhập, với sự thay đổi có ý nghĩa thống kê.

3.3.3. Hiệu quả tức thời của việc tạo nhịp hai buồng và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp bó His trên thông số ước lượng chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim

Sau khi đã xác định được khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu. Chúng tôi đã đo lại các thông số VTI qua van 2 lá, van động mạch và thời gian đổ đầy thất khi tắt máy (điện tim là block nhĩ thất độ II, độ III hoặc cao độ), khi tạo nhịp chỉ bó His và khi tạo nhịp cả nhĩ và His với khoảng nhĩ thất được cài đặt định theo nhà sản xuất (AV_s=200ms, AV_p=250ms) và khi khoảng AV_s và AV_p được cài đặt theo thông số tối ưu được xác định bằng tiêu chuẩn vàng là phương pháp thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max}. Kết quả thu được như sau:

3.3.3.1. Hiệu quả của tạo nhịp khi cài đặt các khoảng AVs tối ưu

Bảng 3.37: Hiệu quả tạo nhịp trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim khi chưa cài AVs tối ưu

Siêu âm Doppler tim n = 60	Trước tạo nhịp	Sau khi tạo nhịp	Gia tăng	% thay đổi	p
VTI_{V2L} (cm)	16,13 ± 4,63	17,06 ± 4,95	0,92 ± 1,52	6,08 ± 9,95	p < 0,0001
VTI_{DMC}(cm)	24,03 ± 6,40	25,10 ± 6,10	1,06 ± 1,90	5,31 ± 8,61	p < 0,0001
DFT_{V2L} (ms)	358,52 ± 84,59	377,84 ± 76,75	19,32 ± 35,90	7,14 ± 4,40	p < 0,0001

Bảng 3.38: Hiệu quả tạo nhịp trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim sau khi đã tối ưu AVs

Siêu âm Doppler tim n = 60	Trước tạo nhịp	Sau khi tạo nhịp và tối ưu hóa	Gia tăng sau khi tạo nhịp và tối ưu hóa	Mức tăng thêm nhờ tối ưu hóa	p
VTI_{V2L} (cm)	16,13 ± 4,63	18,34 ± 5,03	2,21 ± 2,64 (15,61 ± 19,85%)	1,28 ± 2,62 (9,52 ± 19,55%)	p < 0,0001
VTI_{DMC}(cm)	24,03 ± 6,40	26,72 ± 7,10	2,68 ± 4,24 (12,54 ± 19,25%)	1,61 ± 4,47 (7,22 ± 19,95%)	p < 0,0001
DFT_{V2L} (ms)	358,52 ± 84,59	396,68 ± 75,67	38,16 ± 58,31 (13,77 ± 23,04%)	18,84 ± 49,76 (6,63 ± 18,57%)	p < 0,0001

Nhận xét: Khi tạo nhịp bó His, việc tối ưu hóa AVs giúp cải thiện đáng kể hiệu quả tạo nhịp bó His trên tất cả các thông số siêu âm, với sự thay đổi có ý nghĩa thống kê.

3.3.3.2. Hiệu quả của tạo nhịp khi cài đặt các khoảng AVp tối ưu

Bảng 3.39: Hiệu quả tạo nhịp trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim trước khi tối ưu AVp

Siêu âm Doppler tim n = 60	Trước tạo nhịp	Sau khi tạo nhịp	Gia tăng	% thay đổi	p (Wilcoxon test)
VTI _{V2L} (cm)	16,00 ± 3,99	16,04 ± 3,96	0,03 ± 0,62	0,37 ± 4,58	p = 0,61
VTI _{DMC} (cm)	24,34 ± 5,97	24,53 ± 6,00	0,18 ± 1,03	0,86 ± 4,34	p = 0,12
DFT _{V2L} (ms)	332,83 ± 73,30	334,78 ± 72,52	1,95 ± 8,26	0,69 ± 2,91	p = 0,08

Bảng 3.40: Hiệu quả tạo nhịp trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim sau khi tối ưu AVp

Siêu âm Doppler tim n = 60	Trước tạo nhịp	Sau tạo nhịp và tối ưu hóa	Gia tăng	Mức tăng thêm nhờ tối ưu hóa	P (Wilcoxon test)
VTI _{V2L} (cm)	16,00 ± 3,99	17,23 ± 4,54	1,22 ± 2,37 (8,30 ± 16,16%)	1,18 ± 2,32 (7,92 ± 15,69%)	p < 0,0001
VTI _{DMC} (cm)	24,34 ± 5,97	25,57 ± 6,03	1,23 ± 2,87 (6,24 ± 16,86%)	1,04 ± 2,78 (5,37 ± 16,75%)	p < 0,001
DFT _{V2L} (ms)	332,83 ± 73,30	339,45 ± 69,39	6,62 ± 39,20 (3,31 ± 14,66%)	4,66 ± 38,87 (2,62 ± 14,75%)	p = 0,04

Nhận xét: Khi tạo nhịp đồng thời nhĩ và bó His, việc tối ưu hóa AVp giúp cải thiện đáng kể hiệu quả tạo nhịp bó His trên tất cả các thông số siêu âm, với sự thay đổi có ý nghĩa thống kê. Đáng chú ý là VTI qua van hai lá và qua van động mạch chủ chỉ cải thiện có ý nghĩa sau khi đã tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất.

3.3.4. Thay đổi trên siêu âm tim

3.3.4.1. Thay đổi trên siêu âm tim ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His

Bảng 3.41: Thay đổi trên siêu âm tim

Thông số siêu âm	Trước thủ thuật (0)	Sau 1 tháng (1)	Sau 3 tháng (2)	Sau 6 tháng (3)	p
	n = 60	n = 57	n = 57	n = 57	
Đường kính thất trái cuối tâm trương (mm)	47,18 ± 7,30	46,22 ± 6,66	46,10 ± 6,10	45,06 ± 5,77	p (0&1) > 0,05 p (0&2) > 0,05 p (0&3) > 0,05
Đường kính thất trái cuối tâm thu (mm)	30,07 ± 7,08	30,31 ± 5,88	29,60 ± 5,98	29,07 ± 5,15	p (0&1) > 0,05 p (0&2) > 0,05 p (0&3) > 0,05
Thể tích thất trái cuối tâm trương (mL)	104,70 ± 42,13	101,45 ± 35,98	100,26 ± 32,23	94,91 ± 27,84	p (0&1) > 0,05 p (0&2) > 0,05 p (0&3) > 0,05
Thể tích thất trái cuối tâm thu (mL)	42,01 ± 28,76	38,21 ± 18,92	36,57 ± 18,30	34,02 ± 15,69	p (0&1) > 0,05 p (0&2) > 0,05 p (0&3) > 0,05
Phân suất tổng máu thất trái (%)	64,16 ± 12,90	63,02 ± 9,21	64,05 ± 9,66	64,78 ± 8,21	p (0&1) > 0,05 p (0&2) > 0,05 p (0&3) > 0,05

Nhận xét: Khi tiến hành tạo nhịp bó His, chức năng tâm thu thất trái có xu hướng cải thiện theo thời gian theo dõi, đường kính thất trái cuối tâm trương và thể tích thất trái cuối tâm trương cũng cải thiện, tuy nhiên không có ý nghĩa thống kê.

3.3.4.2. Thay đổi trên siêu âm tim ở bệnh nhân suy tim được đặt máy tạo nhịp bó His

Bảng 3.42: Thay đổi trên phân suất tổng ở bệnh nhân phân suất tổng máu giảm được đặt máy tạo nhịp bó His

	Trước thủ thuật (1)	Sau 1 tháng (2)	Sau 3 tháng (3)	Sau 6 tháng (4)	Thay đổi sau 6 tháng	p (Wilcoxon test)
	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10	n = 10	p (0&1) =
Phân suất	41,93 ±	52,02 ±	50,90 ±	55,80 ±	11,87 ±	0,006
tổng máu	11,33	11,02	10,58	8,50	10,32	p (0&2) =
thất trái	41,65	54,50	54,00	56,50	8,5	0,005
(%)	[32,25 - 54,0] *	[46,00- 57,80]*	[40 - 58]*	[45,5- 60,25]*	[3,75 – 19,92]	p (0&3) =
						0,001

*: biến được trình bày theo trung vị [khoảng tứ phân vị]

Nhận xét: 10 bệnh nhân suy tim được đặt máy tạo nhịp bó His, sau đặt máy, chức năng tâm thu thất trái thay đổi ngay từ tháng đầu tiên, sự cải thiện tiếp tục diễn tiến theo thời gian và có ý nghĩa ở tất cả các thời điểm.

3.3.5. Thay đổi trên Chất lượng sống

Bảng 3.43: Thay đổi trên chất lượng sống

Chất lượng sống	Trước thủ thuật	Sau 6 tháng	Thay đổi	p (Wilcoxon)
	n = 57	n = 57	n = 57	
Hoạt động thể lực	66,25 ± 17,89	82,72 ± 13,86	16,75 ± 19,81	p < 0,0001
Hạn chế do sức khỏe thể lực	37,08 ± 40,52	70,18 ± 33,55	33,77 ± 48,29	p < 0,0001
Cảm giác đau	54,63 ± 27,09	78,64 ± 14,71	24,04 ± 30,33	p < 0,0001
Sức khỏe chung	37,92 ± 22,23	59,04 ± 16,59	21,23 ± 22,33	p < 0,0001
Chất lượng sống thể chất	48,97 ± 22,49	72,64 ± 13,98	23,95 ± 23,51	p < 0,0001
Sinh lực	50,33 ± 22,47	68,16 ± 9,85	17,63 ± 20,22	p < 0,0001
Sức khỏe tinh thần	49,67 ± 21,13	66,32 ± 10,61	16,77 ± 19,98	p < 0,0001
Hạn chế do dễ xúc động	45 ± 42,88	83,63 ± 25,29	39,18 ± 47,61	p < 0,0001
Hoạt động xã hội	65 ± 13,38	69,96 ± 9,41	4,82 ± 13,52	p < 0,05
Chất lượng sống tinh thần	52,5 ± 22,59	72,01 ± 9,78	19,6 ± 21,52	p < 0,0001

Nhận xét: Khi tiến hành tạo nhịp bó His, chất lượng sống dựa trên thang điểm SF-36 của các bệnh nhân cải thiện trên tất cả các khía cạnh, từ thể chất đến tinh thần.

3.3.6. Biện chứng và tính an toàn của thủ thuật đặt máy tạo nhịp bó His

3.3.6.1. Lý do không thể tạo nhịp bó His

Nghiên cứu của chúng tôi sàng lọc được 107 bệnh nhân có chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His, tuy nhiên việc đặt máy chỉ thành công ở 71 bệnh nhân. Nguyên nhân thất bại được trình bày trong bảng sau.

Bảng 3.44: Lý do không thể tạo nhịp bó His

Vị trí block	Tần suất (n)	Tỷ lệ (%)
Số ca tiến hành thăm dò để tạo nhịp bó His	107	
+ Số ca tiến hành tạo nhịp nhánh trái do block sau His khi thăm dò	14	
+ Số ca tiến hành tạo nhịp bó His	93	
- Số ca tạo nhịp bó His thành công	71/93	76,3
- Số ca tiến hành tạo nhịp nhánh trái do thất bại thủ thuật.	22/93	
- Lý do thất bại thủ thuật		
• Không tìm được His	11/22	50,0
• Ngưỡng His luôn cao >2 V/1 ms	6/22	27,3
• Ngưỡng His tăng cao >2 V/1 ms sau khi cắt ống thông	3/22	13,6
• Điện cực His mất dẫn sau khi cắt ống thông	2/22	9,1

Nhận xét: Kỹ thuật tạo nhịp bó His có tỷ lệ thành công là 76,3%. Nguyên nhân không tạo nhịp bó His được chủ yếu do không tìm được vị trí bó His hoặc ngưỡng tạo nhịp cao, không đảm bảo yêu cầu.

3.3.6.2. Biến chứng trong thời gian nằm viện và sau 6 tháng theo dõi đặt máy tạo nhịp bó His

Trong tổng số 107 bệnh nhân được chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His và có 71 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His thành công, chúng tôi theo các biến chứng sau đặt máy của cả 71 bệnh nhân này, ghi nhận các biến chứng trong thời gian theo dõi như sau:

Bảng 3.45: Biến chứng tim mạch chính (MACE) trong thời gian tuần đầu thực hiện thủ thuật đặt HBP

MACE (n=71)	Số bệnh nhân	Tỷ lệ (%)
Dây tạo nhịp mất dẫn	3/71	4,22
Dây tạo nhịp tăng ngưỡng > 3 V		
Tử vong	0	0
Ngưng tim	0	0
Tràn dịch màng tim	0	0
Thủng tim	0	0

Nhận xét: Biến chứng thường gặp nhất trong thủ thuật là block nhánh phải hoàn toàn thoáng qua. Biến chứng quan trọng trong thời gian nằm viện chủ yếu liên quan đến dây tạo nhịp bó His mất dẫn

Bảng 3.46: Biến chứng trong 6 tháng sau thủ thuật đặt tạo nhịp bó His

MACE (n=71)	Số bệnh nhân	Tỷ lệ (%)
Dây tạo nhịp mất dẫn	0	0
Dây tạo nhịp tăng ngưỡng > 3 V	1/71	1,4
Tử vong	0	0
Ngưng tim	0	0
Tràn dịch màng tim	0	0
Thủng tim	0	0

Nhận xét: Các biến chứng trong thời gian 6 tháng đầu theo dõi chủ yếu liên quan đến dây tạo nhịp bó His, nghiên cứu ghi nhận 1 trường hợp tăng ngưỡng lên 3 V nhưng ổn định và không cần can thiệp sau 6 tháng theo dõi

3.3.6.3. Biến chứng trong thời gian nằm viện và sau thời gian theo dõi sau khi đặt máy tạo nhịp nhánh trái

Ngoài việc theo dõi biến chứng của các bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His, chúng tôi cũng theo dõi cả biến chứng của các bệnh nhân đã được đặt máy tạo nhịp nhánh trái do thất bại tạo nhịp bó His. Các biến chứng được ghi nhận như sau:

Bảng 3.47: Biến chứng trong thời gian tuần đầu thực hiện thủ thuật đặt máy tạo nhịp nhánh trái

MACE (n=36)	Số bệnh nhân	Tỷ lệ (%)
Dây tạo nhịp mất dẫn	1/36	2,77
Dây tạo nhịp tăng ngưỡng > 3 V		
Tử vong	0	0
Ngưng tim	0	0
Tràn dịch màng tim	0	0
Thủng tim	0	0

Nhận xét: Các biến chứng trong thời gian nằm viện chủ yếu liên quan đến vị trí đặt dây tạo nhịp nhánh trái. Bệnh nhân sau đó được làm lại dây nhánh trái và kết thúc thủ thuật.

Bảng 3.48: Biến chứng trong 6 tháng sau thủ thuật đặt tạo nhịp nhánh trái

MACE (n=36)	Số bệnh nhân	Tỷ lệ (%)
Dây tạo nhịp mất dẫn	2/36	5,55
Dây tạo nhịp tăng ngưỡng > 3 V	0	0
Tử vong	0	0
Ngưng tim	0	0
Tràn dịch màng tim	0	0
Thủng tim	0	0

Nhận xét: Các biến chứng trong thời gian 6 tháng đầu theo dõi chủ yếu liên quan đến dây tạo nhịp nhánh trái, nghiên cứu ghi nhận 2 ca mất dẫn nhánh trái. Trong đó 1 trường hợp vẫn có tạo nhịp cơ thất phải và 1 trường hợp không tạo nhịp được cả nhánh trái và cơ thất phải nên phải đặt lại điện cực tạo nhịp.

Chương 4

BÀN LUẬN

4.1. NHẬN XÉT VỀ ĐẶC ĐIỂM LÂM SÀNG, CẬN LÂM SÀNG

4.1.1. Đặc điểm mẫu nghiên cứu

Nghiên cứu của chúng tôi sàng lọc được 107 bệnh nhân có chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His, Việc đặt máy thực hiện thành công ở 71 bệnh nhân. Trong số 71 bệnh nhân này, chỉ 60 bệnh nhân đồng ý thông tim nhằm tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất và được thu nhận vào nghiên cứu. Nghiên cứu của chúng tôi có 36 bệnh nhân là nữ chiếm tỉ lệ 60%. Tuổi trung bình của bệnh nhân là $59,03 \pm 18,86$ tuổi; tỷ lệ bệnh nhân bị block trước His là 73,3% với 31,7% bệnh nhân có QRS rộng và 10 bệnh nhân (chiếm tỉ lệ 16,7%) có phân suất tổng máu thấp hơn 55%. So sánh với các nghiên cứu khác, chúng tôi có một số nhận xét về đặc điểm dân số nghiên cứu như sau:

Nghiên cứu của Sohaib (2015) tập trung vào việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp hai buồng His và so sánh với tạo nhịp hai buồng thất (tạo nhịp tái đồng bộ tim). Nghiên cứu này được thực hiện trên 16 bệnh nhân, bao gồm 13 bệnh nhân có QRS hẹp và 3 bệnh nhân có QRS rộng dạng block nhánh phải hoàn toàn. Một nghiên cứu khác về tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp bó His là nghiên cứu HOPE-HF, đánh giá hiệu quả của khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu ở bệnh nhân suy tim. Nghiên cứu này được thực hiện trên 167 bệnh nhân, trong đó 90% là nam. Các bệnh nhân này đều suy tim với phân suất tổng máu trung bình là 33%. Một nghiên cứu khác của Keene D (2021) về tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His được thực hiện trên 58 bệnh nhân với tuổi trung bình là 68, trong đó 71% là nam [67]. Nghiên cứu của Giovanni Coluccia (2023) nhằm tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, được thực hiện trên 44 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His và 27 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp nhánh trái [35]. Nghiên cứu này so sánh hiệu quả của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng hệ thống thăm dò điện sinh lý với siêu âm Doppler tim [35]. Như vậy, so với các nghiên cứu trên, nghiên cứu của chúng tôi có cỡ mẫu

lớn hơn nghiên cứu của Sohaid, tương đương với Keene D và Coluccia, nhưng nhỏ hơn nghiên cứu HOPE-HF. Độ tuổi trung bình của bệnh nhân trong nghiên cứu của chúng tôi thấp hơn so với các nghiên cứu trên. Thêm vào đó, trong khi 3 nghiên cứu kia có tỷ lệ bệnh nhân nam chiếm ưu thế, thì nghiên cứu của chúng tôi lại có số bệnh nhân nữ chiếm ưu thế. Sự khác biệt về tuổi và giới tính này có thể do cách chọn mẫu. Các nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His khác đều chọn mẫu là các bệnh nhân suy tim vì vậy thường có tuổi cao hơn. Nghiên cứu của chúng tôi chủ yếu thực hiện ở các bệnh nhân block nhĩ thất có hoặc không có suy tim, do đó có độ tuổi trung bình thấp hơn và tỷ lệ bệnh nhân nữ cao hơn. Tỷ lệ nữ giới trong nghiên cứu của chúng tôi cao hơn các nghiên cứu khác, nguyên nhân có thể do lối sống làm cho các bệnh nhân nữ thường quan tâm hơn đến tình trạng sức khỏe và thường đi khám bệnh sớm ngay từ khi có triệu chứng nhẹ (ví dụ khi cảm thấy mệt, và số bệnh nhân nhập viện vì mệt chiếm tỷ lệ cao nhất trong các nguyên nhân). Đặc điểm này khác với các mẫu nghiên cứu trong các nghiên cứu tại các nước phát triển, đa phần đặt máy tạo nhịp bó His ở nhóm các bệnh nhân suy tim hoặc rung nhĩ, nhóm các bệnh nhân có nhiều triệu chứng nên thường được tầm soát sớm và có tỷ lệ nam ưu thế hơn.

4.1.2. Bàn luận về tỷ lệ bệnh lý dẫn truyền có chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His

Tạo nhịp bó His, với khả năng duy trì đồng bộ tim thông qua hệ thống dẫn truyền His – Purkinje, đã mở ra một xu hướng mới trong việc ứng dụng kỹ thuật tạo nhịp để điều trị các rối loạn nhịp chậm. Tạo nhịp bó His có thể được chỉ định cho bệnh nhân block nhĩ thất hoàn toàn, block nhĩ thất độ II Mobitz 2 hoặc block nhĩ thất cao độ, bất kể nhịp cơ bản là nhịp xoang hay rung nhĩ. Ngoài ra, chỉ định này cũng có thể áp dụng cho bệnh nhân suy nút xoang và block AV độ I có triệu chứng. Trong một số nghiên cứu, các tác giả cũng sử dụng máy tạo nhịp bó His cho bệnh nhân suy tim kèm block nhánh phải hoặc block nhánh trái hoàn toàn, hoặc cho bệnh nhân suy tim – bệnh cơ tim do tạo nhịp sau khi đặt máy tạo nhịp thất phải [74].

Nghiên cứu của Kulesza (2024) đánh giá hiệu quả, tính an toàn và các biến chứng khi tạo nhịp bó His trên 373 bệnh nhân, trong đó 270 bệnh nhân không bị rung nhĩ và được đặt máy tạo nhịp tim hai hoặc ba buồng. Trong số 270 bệnh nhân này, có

47 bệnh nhân blocc nhĩ thất hoàn toàn (18,7%), 31 bệnh nhân blocc nhĩ thất độ II (12,3%), 71 suy nút xoang (28,2%) và 103 bệnh nhân rung nhĩ chậm (40,9%). Nghiên cứu hồi cứu đa trung tâm của tác giả Keene (2019), đã khảo sát 529 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His [64]. Nghiên cứu được thực hiện trên các bệnh nhân blocc nhĩ thất, suy nút xoang, rung nhĩ chậm hoặc các bệnh nhân có chỉ định điều trị tái đồng bộ tim. Thống kê cho thấy tỷ lệ bệnh nhân bị blocc nhĩ thất trong nghiên cứu của Keene là 49,5%. Có 27,8% bệnh nhân bị rung nhĩ chậm, 7,2% có chỉ định điều trị tái đồng bộ tim, 8,9% bệnh nhân được chẩn đoán suy nút xoang và 6,6% bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His trước khi đốt nút nhĩ thất.

Trong nghiên cứu của chúng tôi, có 40/60 bệnh nhân bị blocc nhĩ thất độ III (chiếm 66,7%), 17/60 bệnh nhân bị blocc nhĩ thất độ II (chiếm 28,1%) và blocc nhĩ thất cao độ chiếm tỷ lệ 5%. Như vậy, tỷ lệ bệnh nhân blocc nhĩ thất trong nghiên cứu của chúng tôi cao hơn đáng kể so với nghiên cứu của Kulesza và Keene. Sự khác biệt này có thể do tạo nhịp bó His là kỹ thuật mới, chưa được ứng dụng rộng rãi tại Việt Nam nói chung cũng như tại Bệnh viện Chợ Rẫy, vì vậy, khi chọn lựa bệnh nhân, chúng tôi chỉ ưu tiên đặt cho các bệnh nhân blocc nhĩ thất có hoặc không có suy tim, hầu hết các bệnh nhân trong nghiên cứu của chúng tôi chỉ có blocc nhĩ thất. Ngược lại, nghiên cứu của tác giả Kulesza, Keene lại thực hiện chủ yếu ở các bệnh nhân suy tim hoặc ở các bệnh nhân rung nhĩ chậm hoặc có chỉ định đốt nút nhĩ thất, ở nhóm các bệnh nhân này, nếu có rung nhĩ, việc kiểm soát đáp ứng thất là rất quan trọng nhằm tối ưu hóa điều trị suy tim. Vì vậy, tỷ lệ bệnh nhân không blocc nhĩ thất được đặt máy tạo nhịp bó His chiếm ưu thế [64].

4.1.3. Bàn luận về thời gian thủ thuật và thời gian chiếu tia

Thời gian thủ thuật và thời gian chiếu tia là một trong những tiêu chí chính để đánh giá mức độ thuận thực và an toàn của thủ thuật và thường xuyên được đưa vào trong hầu hết các nghiên cứu.

Nghiên cứu của tác giả Vijayaraman (2015) về tạo nhịp bó His và vai trò của sóng tồn thương được thực hiện ở 60 bệnh nhân nhịp chậm do suy nút xoang hoặc blocc nhĩ thất có chỉ định đặt máy tạo nhịp. Tác giả sử dụng ống thông C315 để tiến hành thủ thuật. Nghiên cứu có thời gian chiếu tia trung bình là $9,2 \pm 3,7$ phút và thời gian thủ thuật trung bình là 93 ± 35 phút [116]

Tác giả Abdelrahman (2018) tiến hành hành nghiên cứu đối chứng, so sánh hiệu quả và tính an toàn giữa máy tạo nhịp bó His với máy tạo nhịp thất phải tại hai trung tâm khác nhau, trong đó 1 trung tâm phụ trách đặt máy tạo nhịp bó His và 1 trung tâm phụ trách đặt máy tạo nhịp thất phải. Các bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His, sau 5 lần thử thất bại hoặc nếu thời gian chiếu tia kéo dài hơn 20 phút sẽ chuyển qua tạo nhịp thất phải ở vùng giữa vách. Nghiên cứu được thực hiện với 332 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His và 433 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp thất phải. Nghiên cứu có thời gian thủ thuật trung bình là 70 ± 34 phút và thời gian chiếu tia trung bình là 10 ± 7 phút [19].

Tác giả Keene (2019) tiến hành nghiên cứu quan sát đa trung tâm về thủ thuật tạo nhịp bó His thực hiện ở 529 bệnh nhân trong thời gian 5 năm với thời gian theo dõi trung bình là 217 ± 30 ngày, với bệnh nhân được chỉ định đặt máy hầu hết là do nhịp chậm tại 7 trung tâm khác nhau. Nghiên cứu cho thấy thời gian chiếu tia trung bình là $11,7 \pm 12$ phút. Nghiên cứu không báo cáo về thời gian thủ thuật trung bình [64].

Phân tích tổng hợp từ 26 nghiên cứu của tác giả Zanon (2018) về tạo nhịp bó His với 1453 bệnh nhân cho thấy thời gian thủ thuật dao động từ 64 – 188 phút và thời gian chiếu tia dao động từ 10-17 phút [121].

Nghiên cứu của chúng tôi có thời gian chiếu tia là $11,30 \pm 7,46$ phút và thời gian thủ thuật là $105,25 \pm 32,13$ phút. Như vậy, nghiên cứu của chúng tôi có thời gian chiếu tia và thời gian thủ thuật hơi dài hơn so với nghiên cứu của tác giả Vijayaraman và Abdelrahman. Tuy nhiên thời gian thủ thuật trong nghiên cứu của chúng tôi khá tương đồng so với nghiên cứu của tác giả Keene, Zanon. Nguyên nhân là do trung tâm của các tác giả Vijayaraman và Abdelrahman là các trung tâm có nhiều kinh nghiệm trong việc tiến hành tạo nhịp bó His, việc thực hiện thủ thuật tạo nhịp bó His thường xuyên và đã có tiêu chuẩn cho phép ngưng tạo nhịp bó His để quay lại tạo nhịp tại vách thất phải khi thất bại sau nhiều lần hoặc thời gian chiếu tia dài. Tiêu chuẩn này cho phép họ ngưng sớm các thủ thuật khó, rút ngắn thời gian chiếu tia và thủ thuật. Khác với các tác giả trên, trung tâm của chúng tôi mới triển khai kỹ thuật này, chưa có nhiều kinh nghiệm và cũng chưa có tiêu chuẩn từ bỏ tạo nhịp bó His cho các ca khó nên thời gian thủ thuật và chiếu tia còn dài. Tuy nhiên, khi so sánh với

nghiên cứu từ 7 trung tâm của tác giả Keene hoặc phân tích tổng hợp của tác giả Zanon, các yếu tố này được giảm thiểu do sự phối hợp từ nhiều trung tâm với kỹ năng và kinh nghiệm khác nhau nên thời gian chiếu tia và thời gian thủ thuật trong nghiên cứu của chúng tôi hoàn toàn tương đồng với kết quả nghiên cứu từ nhiều trung tâm của hai tác giả Zanon và Keene cho thấy sự tương đồng về kỹ thuật thực hiện kỹ thuật này.

4.1.4. Bàn luận về tỷ lệ tạo nhịp bó His chọn lọc và không chọn lọc

Về mặt mô học, bó His thường được bao bọc xung quanh bởi cơ tim thất phải. Vì vậy, tùy theo cường độ kích thích khi tiến hành tạo nhịp bó His sẽ gây ra kích thích và tạo nhịp cơ tim thất phải hoặc không tạo nhịp được cơ thất phải tùy theo vị trí của đầu điện cực tạo nhịp. Nếu đầu điện cực tạo nhịp được xoắn chính xác vào bó His, việc tạo nhịp ở cường độ cao sẽ kích thích cả bó His và mô cơ tim xung quanh, gây ra tạo nhịp không chọn lọc. Hình ảnh điện tim lúc này là QRS thanh mảnh do sự khử cực His, kèm theo sóng delta phía trước phức bộ QRS, tương tự như trong hội chứng kích thích sớm. Sóng delta này được tạo ra do sự khử cực sớm của mô cơ tim xung quanh bó His. Ngược lại, nếu tạo nhịp ở cường độ thấp, chỉ có bó His bị khử cực tạo ra QRS thanh mảnh không có sóng delta đi phía trước mà thay bằng đoạn đẳng điện ngắn. Hình ảnh QRS này sẽ tương tự như QRS được hình thành từ nhịp xoang của bệnh nhân. Ở một số bệnh nhân, do đầu điện cực nằm ở gần cả bó His lẫn mô cơ tim thất phải hoặc bị cô lập hoàn toàn bên trong bó His nên khi tạo nhịp gây ra khử cực và mất khử cực đồng thời của cả 2 mô này hoặc chỉ tạo nhịp được bó His nên chỉ có 1 loại ngưỡng tạo nhịp chọn lọc hoặc không chọn lọc bó His và không có sự chuyển đổi hình dạng điện tim trong quá trình kiểm tra ngưỡng tạo nhịp. Tuy nhiên, kết quả nghiên cứu đã chứng minh, tạo nhịp chọn lọc và không chọn lọc có hiệu quả lâm sàng tương đương [32], nhưng tạo nhịp không chọn lọc an toàn hơn vì cung cấp phương án tạo nhịp dự phòng khi mất dẫn truyền của tạo nhịp bó His.

Nghiên cứu của tác giả Catanzariti (2006) với 24 bệnh nhân blocc nhĩ thất trước His cho thấy tỷ lệ tạo nhịp bó His chọn lọc là 74% [80]. Nghiên cứu của tác giả Zanon (2006) ở 26 bệnh nhân bệnh cơ tim cho thấy có tỷ lệ tạo nhịp bó His chọn lọc là 92% [80]. Nghiên cứu khác của tác giả Zanon (2011) với 307 bệnh nhân có tỷ lệ tạo nhịp bó His chọn lọc là 28% [80]. Nghiên cứu của Vijayaraman (2015) với 100 bệnh nhân

có tỷ lệ tạo nhịp chọn lọc là 26% [80]. Nghiên cứu của chúng tôi có mẫu nghiên cứu là 60 bệnh nhân, 35 bệnh nhân (58,3%) trong số đó có thể tạo nhịp bó His chọn lọc, 60/60 bệnh nhân (100%) có thể tạo nhịp không chọn lọc His. Như vậy, tỷ lệ tạo nhịp bó His chọn lọc của chúng tôi khá tương đồng với các nghiên cứu của các tác giả thực hiện tạo nhịp bó His những năm mới bắt đầu, nhưng lại cao hơn hẳn so với nghiên cứu của tác giả mới thực hiện sau này. Nguyên nhân có thể là do sự thay đổi về mặt quan điểm từ chỗ cho rằng tạo nhịp chọn lọc His tốt hơn tạo nhịp không chọn lọc His sang quan điểm tạo nhịp không chọn lọc His an toàn hơn nhưng mang lại hiệu quả tương đương [32]. Mặc dù có tỷ lệ tạo nhịp chọn lọc His cao hơn các nghiên cứu gần đây của tác giả Zanon và Vijayaraman nhưng hầu hết bệnh nhân của chúng tôi đều có thể tạo nhịp không chọn lọc His nên vẫn có thể đảm bảo phương án tạo nhịp dự phòng cho bệnh nhân khi cần thiết.

4.1.5. Bàn luận về ngưỡng tạo nhịp bó His chọn lọc và không chọn lọc

Ngưỡng tạo nhịp cùng với ngưỡng nhận cảm và trở kháng tạo nhịp là các thông số rất quan trọng ảnh hưởng đến hiệu quả, an toàn và tiên lượng ở các bệnh nhân đặt máy tạo nhịp tim. Vì vậy, ngưỡng tạo nhịp bó His là thông số luôn được quan tâm và luôn được báo cáo trong hầu hết các nghiên cứu về tạo nhịp bó His.

Tác giả Vijayaraman (2015) tiến hành nghiên cứu tạo nhịp bó His ở 100 bệnh nhân block nhĩ thất, các bệnh nhân này có tuổi trung bình 75 ± 12 tuổi. Ngưỡng tạo nhịp bó His được đánh giá vào thời điểm đặt máy, sau 2 tuần, sau 2 tháng và thời điểm nghiên cứu. Thời gian theo dõi trung bình là 19 ± 12 tháng. Ngưỡng tạo nhịp ở thời điểm đặt máy $1,3 \pm 0,9$ V; sau 2 tuần là $1,6 \pm 1,0$ V; sau 2 tháng là $1,6 \pm 1,1$ V và tại thời điểm nghiên cứu là $1,7 \pm 1,0$ V với độ rộng xung tạo nhịp là 0,5 ms [117]. Như vậy, ở các bệnh nhân trong nghiên cứu của tác giả Vijayaraman, có tình trạng tăng đáng kể ngưỡng tạo nhịp sau 2 tuần, sau đó ngưỡng tạo nhịp ổn định và ít tăng thêm.

Một nghiên cứu khác của Tác giả Vijayaraman (2016) tiến hành nghiên cứu tạo nhịp bó His ở 60 bệnh nhân block nhĩ thất [116]. Điểm quan trọng trong nghiên cứu này là tác giả nhấn mạnh vai trò của sóng tổn thương His khi tiến hành xoắn điện cực. Nếu bệnh nhân có sóng tổn thương His khi tiến hành xoắn điện cực tạo nhịp thì ngưỡng tạo nhịp sẽ thấp hơn và ổn định theo thời gian dài theo dõi. Ngược lại, nếu

không có sóng tổn thương His, ngưỡng tạo nhịp sẽ cao hơn và có nguy cơ tăng ngưỡng tạo nhịp trong thời gian theo dõi. Kết quả nghiên cứu cho thấy nhóm không có sóng tổn thương His (38 bệnh nhân chiếm 63%) ngưỡng tạo nhịp trong thủ thuật là $1,75 \pm 0,7 \text{ V}/0,5 \text{ ms}$ so với nhóm có sóng tổn thương His (22 bệnh nhân chiếm 37%) là $1,16 \pm 0,4 \text{ V}/0,5 \text{ ms}$. Sau 2 tháng ngưỡng tạo nhịp ở nhóm không tổn thương là $1,93 \pm 0,8 \text{ V}/0,5 \text{ ms}$ so với nhóm có tổn thương His là $1,23 \pm 0,6 \text{ V}/0,5 \text{ ms}$. Ngưỡng tạo nhịp sau 1 năm ở nhóm có tổn thương His là $1,98 \pm 0,9 \text{ V}/0,5 \text{ ms}$ so với $1,3 \pm 0,6 \text{ V}$ ở nhóm có tổn thương His. Nghiên cứu đưa ra kết luận sóng tổn thương His là yếu tố quan trọng để dự đoán sẽ đạt được ngưỡng tạo nhịp tốt và ổn định.

Tác giả Sharma (2017) tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His cho 106 bệnh nhân với 95 bệnh nhân thành công. Các bệnh nhân này có tuổi trung bình là 71 ± 12 . Ngưỡng tạo nhịp bó His $1,4 \pm 0,9 \text{ V}$ và ngưỡng hiệu chỉnh QRS (thu hẹp QRS) ở các bệnh nhân là $2,0 \pm 1,2 \text{ V}$ ở độ rộng xung tạo nhịp là 1 ms [106]. Như vậy ngưỡng tạo nhịp trong nghiên cứu của tác giả Sharma khá tương đồng với ngưỡng tạo nhịp trong nghiên cứu của tác giả Vijayaraman.

Trong một nghiên cứu khác của tác giả Vijayaraman (2018). Tác giả đã so sánh 94 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His với 98 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp thất phải [115]. Kết quả nghiên cứu cho thấy ngưỡng tạo nhịp bó His cao hơn đáng kể so với ngưỡng tạo nhịp thất phải ($1,35 \pm 0,9 \text{ V}$ so với $0,6 \pm 0,5 \text{ V}$ ở độ rộng xung tạo nhịp 0,5 ms). Ngoài ra cũng ghi nhận ngưỡng nhận cảm khi tạo nhịp bó His thấp hơn đáng kể so với ngưỡng nhận cảm thất phải. Như vậy cũng ngưỡng tạo nhịp bó His trong nghiên cứu này cũng tương đương các nghiên cứu trước đó.

Tác giả Zanon (2019) nghiên cứu về việc tạo nhịp bó His 844 bệnh nhân với 345 bệnh nhân nữ và tuổi trung bình 75 ± 9 được chỉ định cho 348 (41,2%) bệnh nhân block nhĩ thất, 147 (17,4%) suy nút xoang, 335 (39,7%) bệnh nhân rung nhĩ chậm có chỉ định tạo nhịp và 14 (1,7%) có chỉ định đặt máy tái đồng bộ tim. Ngưỡng tạo nhịp bó His sau thủ thuật là 1,6 V. Sau 2 năm theo dõi là 2,0V [122].

Tác giả Lan Su (2019) thực hiện nghiên cứu về ảnh hưởng của kỹ thuật tạo nhịp bó His lên ngưỡng tạo nhịp bó His. Mẫu nghiên cứu tổng cộng 310 bệnh nhân có QRS < 120 ms và được chỉ định đặt máy tạo nhịp bó His. Các bệnh nhân này được

chia thành 3 nhóm: nhóm chỉ dùng dụng cụ tạo nhịp thường quy, nhóm dùng 2 điện cực His (nếu điện cực đầu tiên chưa đạt ngưỡng tối ưu thì không tháo ra mà để yên để đánh dấu vị trí và dùng điện cực thứ 2 để tinh chỉnh lại nhằm thu được ngưỡng tốt hơn) và nhóm 3 là nhóm có thêm công cụ giúp ổn định ống thông khi cố định điện cực. Kết quả cho thấy: nếu chỉ sử dụng dụng cụ tạo nhịp bó His thường quy tỷ lệ thành công là 77,3% và thì ngưỡng tạo nhịp là $1,30 \pm 0,7$ V/0,5 ms. Nhóm sử dụng 2 điện cực tạo nhịp bó His có tỷ lệ thành công thủ thuật là 85,7% và ngưỡng tạo nhịp $1,11 \pm 0,6/0,5$ ms. Còn nếu sử dụng thêm công cụ hỗ trợ tăng cường độ ổn định thì tỷ lệ thành công cao nhất, đạt 89,6% và ngưỡng tạo nhịp là $0,85 \pm 0,51$ V/0,5 ms [110].

Nghiên cứu của chúng tôi sàng lọc được 107 và đã thu nhận được 60 bệnh nhân vào nghiên cứu với 36 bệnh nhân là nữ chiếm tỉ lệ 60% và tuổi trung bình của bệnh nhân là $59,03 \pm 18,86$. Ngưỡng tạo nhịp thu được trong nghiên cứu của chúng tôi gồm ngưỡng tạo nhịp chọn lọc bó His là $0,69 \pm 0,22$ (đối với tạo nhịp bó His đơn cực chọn lọc) đến $0,73 \pm 0,23$ V (đối với tạo nhịp bó His lưỡng cực chọn lọc) ở độ rộng xung tạo nhịp là 1 ms. Ngưỡng tạo nhịp bó His không chọn lọc là $1,48 \pm 0,83$ V (đối với tạo nhịp bó His đơn cực không chọn lọc) và $1,53 \pm 0,84$ V (đối với tạo nhịp bó His lưỡng cực không chọn lọc) ở độ rộng xung tạo nhịp là 1 ms. Như vậy, ngưỡng tạo nhịp trong nghiên cứu của chúng tôi tốt hơn hầu hết nghiên cứu của tác giả Vijayaraman, Sharma, Zanon nhưng lại tương đương với tác giả Lan Su. Nguyên nhân của sự khác biệt hoặc tương đồng này có thể do kỹ thuật thực hiện. Nghiên cứu của Lan Su đã thể hiện rõ sự tinh tế trong việc kỹ thuật này. Vì bó His là cấu trúc rất nhỏ, với đường kính chỉ 2-3 mm nên để thực hiện được kỹ thuật này cần phải xoắn chính xác điện cực tạo nhịp có đường kính 1,3 – 2mm vào chính xác bó His với độ sâu cũng cần chính xác để đảm bảo hiệu quả và độ ổn định. Tuy nhiên, vị trí bó His chỉ có thể tìm thấy ở vách liên thất, trên vòng van ba lá hoặc phía mặt nhĩ của van ba lá dựa trên các mốc giải phẫu và dựa vào việc dò tìm bằng một số kỹ thuật thăm dò và tạo nhịp. Việc này cho thấy xác định vị trí chính xác là khá mơ hồ. Hơn nữa, ống thông để tạo nhịp bó His bao gồm nhiều loại khác nhau, có độ ổn định khác nhau nên cần có sự nhuần nhuyễn khi sử dụng và chuyển đổi giữa các dạng ống thông. Vì vậy, để có thể đặt chính xác điện cực bó His vào chính xác bó His chúng tôi đã ứng dụng

những kết quả từ các nghiên cứu: (1) Đánh dấu vị trí bó His bằng điện cực thăm dò điện sinh lý. Việc sử dụng điện cực thăm dò điện sinh lý giúp định vị nhanh và chính xác vị trí bó His, tạo điều kiện để điện cực tạo nhịp bó His tiếp cận thuận lợi và chính xác vào mục tiêu. (2) Sử dụng 2 điện cực tạo nhịp bó His: chúng tôi tiến hành tạo nhịp bó His trước, sử dụng điện cực tạo nhịp thường quy và ống thông 3D, nếu điện cực đầu tiên không đạt được ngưỡng tối ưu, sẽ đưa tiếp điện cực thứ 2 đến vị trí gần đó để dò tìm vị trí có ngưỡng His tốt hơn. Điện cực đánh dấu sau đó được tháo xoắn và cố định vào nhĩ làm dây tạo nhịp nhĩ. Việc sử dụng kỹ thuật 2 điện cực tạo nhịp này không gây tổn kém chi phí cho bệnh nhân do dây tạo nhịp đầu tiên vẫn được tái sử dụng làm điện cực nhĩ, đồng thời cho phép tinh chỉnh lại vị trí tạo nhịp bó His để đạt ngưỡng tạo nhịp tối ưu. Kỹ thuật này rất tương ứng với nghiên cứu của tác giả Lan Su [110] là trong tình huống đã tạo nhịp bó His thành công nhưng ngưỡng tạo nhịp cao thì tác giả sẽ đưa thêm điện cực thứ 2 vào và xoắn vào vị trí kế cận để thu được ngưỡng tốt hơn. (3) Ưu tiên vị trí có sóng tồn thương His. Nghiên cứu của tác giả Vijayaraman [116] đã nhấn mạnh và cho thấy vai trò quan trọng của sóng tồn thương bó His đến ngưỡng tạo nhịp và thay đổi của ngưỡng tạo nhịp trong ngắn hạn. Nếu khi tạo nhịp bó His mà gây ra sóng tồn thương His thì ngưỡng tạo nhịp tức thời và sau 6 tháng theo dõi đều thấp hơn hẳn so với khi không có sóng tồn thương His. Tuy nhiên, nghiên cứu của tác giả Vijayaraman chỉ ghi nhận được sóng tồn thương His ở 37% bệnh nhân. Nghiên cứu của chúng tôi thu được sóng tồn thương His ở 46/60 bệnh nhân (76,7%) bệnh nhân. Như vậy, số bệnh nhân trong nghiên cứu của chúng tôi được ghi nhận sóng tồn thương His có tỷ lệ nhiều hơn 2 lần so với nghiên cứu của Vijayaraman. Điều này gợi ý chúng tôi luôn cố gắng cố định điện cực vào chính xác bó His nhất có thể. Vì vậy ngưỡng tạo nhịp bó His của chúng tôi cũng tốt hơn. (4) Ưu tiên vị trí có thể tạo nhịp bó His trước khi xoắn với ngưỡng tạo nhịp từ 2-5 V. Do bó His có thể đi sát bề mặt nội mạc hoặc đi nông rồi sâu hơn vào trong lớp cơ, việc tạo nhịp trước khi xoắn điện cực cho phép chúng tôi đánh giá được độ nông sâu dưới lớp cơ hoặc lớp nội mạc. Nếu điện cực nằm sát dưới lớp nội mạc, việc tạo nhịp bó His có thể dễ dàng thực hiện khi chưa xoắn điện cực với cường độ tạo nhịp $< 2 \text{ V/1 ms}$ hoặc thậm chí có thể tạo nhịp bó His chọn lọc mặc dù chưa xoắn điện cực tạo nhịp. Tuy nhiên do cấu trúc của His quá nhỏ, nên khi xoắn vào, lập tức đầu điện

cực sẽ nằm xa His vì vậy ngưỡng tạo nhịp sẽ tăng và không đạt yêu cầu. Nếu chỉ xoắn nhẹ hoặc quá nông, thân điện cực do liên tục bị tác động bởi van ba lá sẽ làm đầu điện không ổn định hoặc mất dẫn hoặc di lệch sớm ngay trong thủ thuật. Chúng tôi cũng không ưu tiên các vị trí có ngưỡng tạo nhịp trước xoắn cao hơn 5 V/1 ms vì điều đó cho thấy bó His nằm quá sâu hoặc điện cực tạo nhịp chưa tiếp cận chính xác với phần nội mạc che phủ bó His sẽ khó cố định chính xác điện cực vào bó His. Đối với vị trí có thể tạo nhịp bó His với cường độ 2-5 V/1 ms. Bó His nằm trong lớp cơ, có độ sâu tương đối dễ tiếp cận và đảm bảo tính ổn định của đầu điện cực tạo nhịp. Trong nghiên cứu của chúng tôi, chúng tôi xuyên sâu điện cực tạo nhịp trung bình là $5,37 \pm 1,77$ mm. Với độ xuyên sâu này, toàn bộ phần lò xo và 1 phần đầu điện cực tạo nhịp được nằm trong lớp cơ, đảm bảo ổn định tính tiếp xúc và hướng tạo nhịp đồng thời giảm thiểu tác động của van ba lá trên thân dây. (5) Đổi lại vị trí tạo nhịp khác nếu ngưỡng tạo nhịp sau khi cắt ống thông tăng nhiều hơn 0,5 V/1 ms và ngưỡng tạo nhịp sau cắt ống thông cao hơn 1,5 V/1 ms. Nghiên cứu của chúng tôi trong giai đoạn đầu chưa đủ kinh nghiệm nên vẫn chấp nhận 2 trường hợp có ngưỡng sau cắt ống thông tăng nhiều hơn 0,5 V/1 ms và ngưỡng tạo nhịp sau cắt ống thông cao hơn 1,5 V/1 ms. Kết quả, sau 2-3 ngày, cả 2 trường hợp này đều mất dẫn dây His. Sau các kinh nghiệm này, chúng tôi sẽ đổi lại vị trí tạo nhịp khác nếu không đạt yêu cầu thông số tạo nhịp sau lùi ống thông chuẩn bị cắt. Nếu ngưỡng sau cắt ống thông lại đột ngột tăng không đạt yêu cầu thì cũng sẽ đổi lại vị trí tạo nhịp khác bằng cách sử dụng ống thông mới. Điều này không những gia tăng sự an toàn thủ thuật mà có giúp giảm thiểu nguy cơ mất dẫn điện cực tạo nhịp bó His sau thủ thuật

Như vậy, với sự phối hợp, ứng dụng kinh nghiệm từ nhiều trung tâm và kinh nghiệm được đúc kết trong quá trình triển khai, ngưỡng tạo nhịp bó His thu được trong nghiên cứu của chúng tôi thấp hơn là phù hợp với các nghiên cứu trên thế giới.

4.2. NHẬN XÉT VỀ KHOẢNG DẪN TRUYỀN NHĨ THẤT TỐI ƯU BẰNG PHƯƠNG PHÁP SIÊU ÂM DOPPLER TIM VÀ THÔNG TIM Ở BỆNH NHÂN BLÓC NHĨ THẤT ĐÃ ĐƯỢC ĐẶT MÁY TẠO NHỊP BÓ HIS

Trong hoạt động cơ học tim, để chức năng tim được tối ưu, cần đảm bảo tối ưu được sự đồng bộ nhĩ thất (bằng cách thay đổi thông số khoảng AV của máy tạo nhịp), đồng bộ nội thất (đảm bảo QRS hẹp nhất có thể) và đồng bộ liên thất. Trong 2 thập

kỷ từ đầu những năm 2000 đến nay, máy tái đồng bộ tim nổi lên như một phương pháp điều trị suy tim quan trọng với khả năng phục hồi sự đồng bộ thất trái và hiệu quả thu hẹp QRS. Tuy nhiên vai trò của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất vẫn chưa thực sự được quan tâm mặc dù rằng các nghiên cứu gần đây đã chỉ ra tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất có thể mang lại sự cải thiện trên lâm sàng. Gần đây, tạo nhịp hệ thống dẫn truyền được triển khai thường quy tại nhiều trung tâm đang dần trở thành chuẩn mực trong việc tạo nhịp nhằm giảm thiểu suy tim do tạo nhịp. Vì vậy, cần đánh giá lại vai trò của tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp hệ thống dẫn truyền như tạo nhịp bó His.

4.2.1. Bàn luận về khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu.

4.2.1.1 Bàn luận về khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo thất trái đo dP/dt_{max}

Hiện có nhiều nghiên cứu khác nhau nhằm tìm ra khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu của máy tạo nhịp sinh lý đã được thực hiện. Nghiên cứu của tác giả Nguyễn Tri Thức và Hoàng Anh Tiến cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp sinh lý tim khi được xác định bằng phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} là $115,39 \pm 9,18$ ms [13]. Tổng hợp của Stanton (2008) [108] phân tích nghiên cứu PATH-CHF (2005) với số lượng bệnh nhân là 41 bệnh nhân suy tim được đặt máy tạo nhịp sinh lý tim loại ba buồng, xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất khi tối ưu hóa bằng phương pháp đo dP/dt_{max} xâm nhập thất trái là 112 ± 33 ms và nghiên cứu PATH-CHF II (2006) với 86 bệnh nhân cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu đo bằng phương pháp dP/dt_{max} xâm nhập thất trái là 119 ± 32 ms [108]. Nghiên cứu của tác giả Jansen (2006) [55] với cỡ mẫu là 30 bệnh nhân cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu đo bằng phương pháp dP/dt_{max} xâm nhập là 120 ± 26 ms [55].

khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp thông tim đo dP/dt_{max} xâm nhập thất trái trong nghiên cứu của chúng tôi là $115 \pm 40,44$ ms. Như vậy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu trong nghiên cứu của chúng tôi tương đồng với tất cả các tác giả trên. Nguyên nhân là trong nghiên cứu của chúng tôi, việc tạo nhịp sinh lý tim được thực hiện bằng cách tạo nhịp bó His và cần có một khoảng thời gian nhất định để các xung động điện dẫn truyền đến khối cơ thất. Vì vậy khoảng dẫn

truyền nhĩ thất của chúng tôi cần cài đặt ngắn hơn nhưng khoảng PR thực tế sẽ dài hơn do sẽ có tồn tại một khoảng đẳng điện sau khi đã tạo bó His trước khi xuất hiện QRS đối với tạo nhịp bó His chọn lọc. Đối với bệnh nhân tạo nhịp bó His không chọn lọc, khoảng đẳng điện này sẽ được thay thế bằng sóng delta. Điều này khác với tạo nhịp sinh lý tim bằng phương pháp tạo nhịp ba buồng vì khoảng AV sẽ chính là khoảng PR do máy sẽ tạo nhịp trực tiếp nhĩ và hai buồng thất. Vì vậy, khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu của máy tạo nhịp bó His sẽ hơi ngắn hơn so với máy tạo nhịp tim ba buồng.

Nghiên cứu của tác giả Aurrichino (1999) trên 27 bệnh nhân cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu đo bằng phương pháp $dP/dt_{\max}$ xâm nhập là 98 ± 52 ms [108]. Như vậy, khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu trong nghiên cứu của chúng tôi lại khác biệt nhiều với các nghiên cứu của tác giả Aurrichino. Nguyên nhân của sự khác biệt này là do Aurrichino tiến hành nghiên cứu ở bệnh nhân suy tim, tác giả tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền AV và VV nhằm đảm bảo sự hợp nhất của xung động điện giữa buồng thất phải và trái đồng thời đảm bảo sự đồng bộ nhĩ thất. Trong khi đó nghiên cứu của chúng tôi chỉ tối ưu hóa khoảng AV mà không tối ưu hóa khoảng VV do chỉ tạo nhịp hệ thống His – Purkinje bằng máy tạo nhịp hai buồng thông thường, sự hợp nhất của các xung động điện đạt được do sử dụng hệ thống dẫn truyền tự nhiên nên dẫn đến sự khác biệt của khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu giữa hai nghiên cứu.

Trong nghiên cứu của chúng tôi, ngoài việc thông tim đo $dP/dt_{\max}$, chúng tôi cũng đồng thời đo sự thay đổi của áp lực tối đa trong buồng thất trái, áp lực động mạch chủ tâm thu và áp lực động mạch chủ trung bình, Kết quả cho thấy các phương pháp này không mối tương quan với phương pháp thông tim đo $dP/dt_{\max}$, mối liên hệ không có ý nghĩa. Vì vậy không các phương pháp thông tim tối ưu hóa đo áp lực tối đa trong buồng thất trái, áp lực động mạch chủ tâm thu và áp lực động mạch chủ trung bình để thay thế $dP/dt_{\max}$ trong việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp bó His

4.2.1.2. Bàn luận về khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm thu qua van động mạch chủ

Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm thu qua van động mạch chủ là phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách tối ưu hóa thể tích nhất bớp phổ biến, được sử dụng trong nhiều nghiên cứu về tạo nhịp sinh lý tim bao gồm tạo nhịp ba buồng, tạo nhịp bó His và nhánh trái [108].

Nghiên cứu của chúng tôi cho thấy: khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ sẽ có khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu là $103,81 \pm 32,30$ ms. Nghiên cứu của Tác giả Nguyễn Tri Thức và Hoàng Anh Tiến trên 38 bệnh nhân cho thấy: khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ sẽ có khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu là $115,39 \pm 10,02$ ms. Nghiên cứu của tác giả Kerlan (2006) [68] với cỡ mẫu 40 bệnh nhân nhằm tối ưu hóa khoảng AV bằng cách đo VTI qua van động mạch chủ cho thấy khoảng AV tối ưu là 119 ± 34 ms. Như vậy, kết quả nghiên cứu của chúng tôi cũng cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất nếu tối ưu hóa bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ sẽ ngắn hơn so với nghiên cứu của tác giả Gyalai, Kerlan và Tác giả Nguyễn Tri Thức, Hoàng Anh Tiến. Điều này phù hợp do máy tạo nhịp bó His cần có thêm thời gian để xung động dẫn truyền từ His đến thất. Vì vậy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu của máy tạo nhịp bó His sẽ cần ngắn hơn so với các loại máy tạo nhịp khác.

4.2.1.3. Bàn luận khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI phổ tâm trương qua van hai lá

Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt máy tạo nhịp sinh lý tim bằng cách tối ưu hóa đồ đầy thất trái hiện là phương pháp được nhiều trung tâm quan tâm và thực hiện. Các nghiên cứu về tối ưu hóa khoảng AV tại các nước trên thế giới cũng thường ứng dụng kỹ thuật này. Đây là kỹ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất được sử dụng phổ biến nhất để tối ưu hóa máy tạo nhịp sinh lý tim tại các trung tâm thuộc Nhật Bản [38]. Vì vậy, việc phân tích kỹ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng kỹ thuật này cũng là một trong các mục tiêu quan trọng.

Trong nghiên cứu của chúng tôi, chúng tôi xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu bằng cách tối ưu đồ đầy thất trái với kỹ thuật đo VTI phổ E-A qua van hai lá trong thì tâm trương và xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu là $101,33 \pm 28,96$ ms. Trong nghiên cứu của Nguyễn Tri Thức và Hoàng Anh Tiến, khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu bằng cách tối ưu đồ đầy thất trái với kỹ thuật đo VTI phổ E-A qua van hai lá trong thì tâm trương và xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu là $116,45 \pm 8,76$ ms. Khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách đo VTI dòng máu đi vào thất trái qua van hai lá trên mẫu nghiên cứu 27 bệnh nhân, Gyalai (2016) đã xác định khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu là $115,91 \pm 26,53$ ms [50]. Kết quả này của chúng tôi cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất cần cài đặt ngắn hơn so với nghiên cứu của tác giả Nguyễn Tri Thức và của tác giả Gyalai. Điều này có thể được giải thích do sự khác trong kỹ thuật tạo nhịp sinh lý tim bằng kỹ thuật tạo nhịp ba buồng tim và kỹ thuật tạo nhịp bó His. Đối với phương thức tạo nhịp sinh lý tim bằng cách dùng máy tạo nhịp tim ba buồng, khoảng AV được cài cho máy tạo nhịp gần như sẽ bằng khoảng PR do sự kích hoạt trực tiếp cơ tim 2 tâm thất, trong khi đó đối với phương thức tạo nhịp sinh lý tim bằng cách dùng máy tạo nhịp bó His thì AV được cài cho máy tạo nhịp sẽ ngắn hơn PR do sự kích hoạt bó His cần có thời gian để xung động điện đến được với cơ thất.

4.2.1.4. Bàn luận khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp tối ưu hóa thời gian đồ đầy thất

Cùng với kỹ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van hai lá hoặc đo VTI qua van động mạch chủ, thì kỹ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách tối ưu hóa thời gian đồ đầy thất cũng là kỹ thuật thường được sử dụng trong các nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất.

Salden (2022) Nghiên cứu vai trò của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân suy tim được đặt máy tái đồng bộ tim bằng việc thông tim xâm nhập và siêu âm tim. Nghiên cứu cho thấy việc tối ưu hóa thời gian dẫn truyền nhĩ thất sao cho thời gian đồ đầy thất dài nhất (khi sóng E và sóng A tách rời nhau). Kết quả nghiên cứu cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp tối ưu thời gian đồ đầy thất là 137 ± 30 ms. Việc tối ưu hóa thời gian đồ đầy thất này sẽ

làm giảm thiểu hở van hai lá tâm trương, giúp áp lực động mạch chủ trung bình tăng thêm 15% và cung lượng tim tăng thêm 10% tăng thể tích nhát bóp thất trái thêm $34 \pm 40\%$ và tăng tải mỗi nhát bóp thất trái thêm $26 \pm 31\%$ so với khi không tối ưu [98].

Nghiên cứu của chúng tôi cho thấy nếu tối ưu hóa thời gian dẫn truyền nhĩ thất bằng cách tối ưu hóa thời gian đồ đầy thất sẽ cho khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu là $101,33 \pm 28,96$ ms. Như vậy, việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng siêu âm Doppler tim qua van hai lá bằng cách tối ưu hóa thời gian đồ đầy thất trong nghiên cứu của chúng tôi có khoảng AV ngắn hơn của tác giả Salden. Nguyên nhân là sự khác biệt về mẫu nghiên cứu và phương pháp nghiên cứu. Trong nghiên cứu của tác giả Salden, mẫu nghiên cứu là các bệnh nhân suy tim có PR dài. Mà ở các bệnh nhân tạo nhịp bó His khoảng AV là quyết định thời gian tạo nhịp nhĩ và His, mà khoảng thời gian từ His dẫn truyền đến thất thường mất 35-55 ms vì vậy nếu so sánh trên PR thì kết quả nghiên cứu của chúng tôi khá tương đồng với nghiên cứu của Salden.

4.2.2. Bàn luận về sự tương quan giữa các kỹ thuật tối ưu hóa

4.2.2.1 Bàn luận về sự tương quan giữa khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} so với khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu bằng kỹ thuật tim Doppler đo VTI qua van hai lá.

Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất đã được chứng minh vai trò ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp sinh lý tim. Máy tạo nhịp bó His giúp tạo nhịp sinh lý tim, bảo tồn được sự đồng bộ tim thông quan việc sử dụng hệ thống His – Purkinje để tạo ra sự khử cực đồng bộ thất trái. Tuy vậy, liệu có thể sử dụng siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá để thay thế cho phương pháp thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} hay không là câu hỏi được nhiều nghiên cứu quan tâm.

Tác giả Collucia (2023) nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His và nhánh trái bằng phương pháp siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá và so sánh độ chính xác của phương pháp này so với phương pháp tiêu chuẩn là thăm dò điện sinh lý. Kết quả nghiên cứu cho thấy phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng kỹ thuật siêu âm Doppler tương quan thuận với tiêu chuẩn vàng và đạt độ chính xác lên đến 71,8% [35]. Như vậy, qua nghiên cứu ban đầu của tác giả Collucia ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó

His cho thấy có thể sử dụng siêu âm Doppler tim để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh đặt máy tạo nhịp sinh lý tim.

Nghiên cứu của tác giả Jansen được thực hiện ở 30 bệnh nhân suy tim đã được đặt máy tạo nhịp sinh lý tim, so sánh mức độ tương quan của hai phương pháp thông tim xâm nhập thất trái đo $dP/dt_{\max}$ với phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van hai lá. Kết quả nghiên cứu cho thấy hai phương pháp này có tương quan thuận với hệ số tương quan $r = 0,96$. Kết quả nghiên cứu cho thấy có thể sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van hai lá để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất thay cho phương pháp thông tim xâm nhập đo $dP/dt_{\max}$. Tác giả Nguyễn Tri Thức cũng thực hiện nghiên cứu so sánh tương tự như nghiên cứu của tác giả Jansen, kết quả cho thấy hệ số tương quan $r = 0,941$ cũng cho thấy mức độ tương quan thuận và chúng được rằng có thể sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van hai lá để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp sinh lý tim.

Nghiên cứu của chúng tôi được thực hiện tối ưu hóa ở 60 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp sinh lý tim bằng kỹ thuật tạo nhịp bó His. Nghiên cứu nhằm so sánh mức độ tương quan của phương pháp thông xâm nhập đo $dP/dt_{\max}$ so với kỹ thuật siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá. Kết quả nghiên cứu cho thấy có mức độ tương quan thuận giữa 2 phương pháp này với hệ số tương quan $\rho = 0,452$ với $p < 0,0001$ khi tạo nhịp bó His theo sóng p xoang với phương trình tương quan $y = 0,3181x + 63,081$. Hệ số tương quan $\rho = 0,334$ với $p < 0,05$ khi tạo nhịp cả nhĩ và His với phương trình tương quan $y = 0,2447x + 117,32$. Như vậy có thể sử dụng kỹ thuật siêu âm Doppler tim đo VTI qua van hai lá để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất cho các bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His. Tuy nhiên có sự khác biệt về hệ số tương quan trong nghiên cứu của chúng tôi với các tác giả Jansen và Nguyễn Tri Thức. Sự khác biệt có thể là do sự khác biệt về mẫu nghiên cứu. Trong nghiên cứu của tác giả Jansen và Nguyễn Tri Thức, mẫu nghiên cứu đều là các bệnh nhân suy tim với điện tim hầu hết là block nhánh trái hoàn toàn và được đặt máy tạo nhịp sinh lý tạo nhịp hai buồng thất. Trong nghiên cứu của chúng tôi đặt máy tạo nhịp sinh lý tạo nhịp bó His vì vậy có thể ứng dụng cho các bệnh nhân block nhĩ thất ở các mức độ khác nhau có hoặc không có suy tim, hoặc máy cũng có thể có hiệu quả với các bệnh nhân block 3

bó hoặc rối loạn dẫn truyền nội thất. Vì các mức độ tổn thương hệ thống dẫn truyền khác nhau và chức năng tim khác nhau nên hệ số tương quan sẽ không cao bằng nghiên cứu của các tác giả khác nhưng vẫn có ý nghĩa ứng dụng trên lâm sàng.

4.2.2.2. So sánh tương quan giữa tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} so với tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng kỹ thuật Doppler đo VTI qua van động mạch chủ.

Các nghiên cứu đánh giá hiệu quả của các kỹ thuật tối ưu hóa thường sử dụng kỹ thuật siêu âm tim qua van hai lá hoặc van động mạch chủ. Đối với van động mạch chủ, tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách đo VTI qua van động mạch có tương quan trực tiếp đến chức năng tâm thu thất trái vì vậy có thể sử dụng để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His loại hai buồng.

Nghiên cứu của các tác giả Kerlan (2006) [68] trên 40 bệnh nhân và tác giả Bùi Vĩnh Hà (2014) [1] trên 38 bệnh nhân cho thấy tối ưu hóa khoảng dẫn truyền AV bằng cách tối ưu hóa VTI qua van động mạch chủ tương quan thuận với sự cải thiện cung lượng tim. Nghiên cứu tiền cứu của tác giả Sawhney (2004) [100] trên 40 bệnh nhân nhằm đánh giá hiệu quả của việc tối ưu hóa khoảng AV bằng cách đo VTI qua van động mạch chủ so với việc cài đặt khoảng AV theo kinh nghiệm (mặc định là cài 120 ms) cho thấy tối ưu hóa khoảng AV bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ tương quan thuận với sự cải thiện chức năng tim. Nghiên cứu tiền cứu gần đây của tác giả Sayin (2018) [101] trên 21 bệnh nhân sử dụng đồng thời VTI qua van động mạch chủ và kỹ thuật tuần tự để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sau đặt CRT cũng cho thấy việc phối hợp hai kỹ thuật này cho kết quả khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu tương quan thuận với phương pháp tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất đo dP/dt_{max} xâm nhập thất trái. Như vậy, các nghiên cứu tối ưu hóa khoảng AV bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ đều cho thấy nếu cài đặt máy CRT bằng khoảng AV được tối ưu được xác định bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ đều giúp cải thiện dP/dt_{max} .

Nghiên cứu của chúng tôi cũng có nhiều điểm giống với nghiên cứu của các tác giả trên, chúng tôi cũng tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách đo

VTI qua van động mạch chủ và cũng chứng minh được sự cải thiện VTI khi tối ưu hóa khoảng AV sẽ đưa đến sự cải thiện chức năng tim được đo bằng $dP/dt_{\max}$ xâm nhập thất trái. Tuy nhiên điểm khác biệt quan trọng là các tác giả trên đều chỉ đánh giá tương quan cải thiện $dP/dt_{\max}$ xâm nhập thất trái với sự cải thiện VTI qua van động mạch chủ khi tối ưu hóa khoảng AV mà không cho biết mức độ chính xác khi sử dụng kỹ thuật này để thay thế cho kỹ thuật thông tim xâm nhập thất trái nhằm tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất. Thậm chí tác giả Sayin còn ghi nhận nếu tối ưu hóa khoảng AV bằng siêu âm Doppler tim thì kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ cũng không chính xác khi so sánh với thông tim xâm nhập thất trái đo $dP/dt_{\max}$ và tác giả này cũng không cho kết luận về mức độ tương quan.

Nghiên cứu tiến cứu của tác giả Jansen (2006) [55] được thực hiện nhằm đánh giá mức độ tương quan khi tối ưu hóa khoảng AV bằng kỹ thuật siêu âm Doppler tim so với tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập thất trái đo $dP/dt_{\max}$. Mặc dù nghiên cứu chỉ thực hiện trên 30 bệnh nhân nhưng lại chứng minh được mức độ tương quan của các kỹ thuật tối ưu hóa. Kết quả nghiên cứu cho thấy hệ số tương quan khi tối ưu hóa bằng kỹ thuật siêu âm Doppler tim đo VTI qua van động mạch chủ sẽ tương quan thuận với kỹ thuật tối ưu hóa xâm nhập thất trái đo $dP/dt_{\max}$, với hệ số tương quan là 0,56. Kết quả nghiên cứu của Nguyễn Tri Thức và Hoàng Anh Tiến cho thấy khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ sẽ tương quan thuận với phương pháp tối ưu hóa xâm nhập thất trái đo $dP/dt_{\max}$ với hệ số tương quan là 0,563 khi tạo nhịp tim hai buồng thất và hệ số tương quan là 0,626 khi tạo nhịp nhĩ và hai buồng thất (tạo nhịp ba buồng). Như vậy, kỹ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp siêu âm Doppler tim sử dụng kỹ thuật đo VTI qua van động mạch chủ khi tạo nhịp hai buồng thất hoặc ba buồng đều tương quan thuận với kỹ thuật tối ưu hóa đo $dP/dt_{\max}$.

Nghiên cứu của chúng tôi thực hiện tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở 60 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp sinh lý tim thông qua việc tạo nhịp bó His. Kết quả nghiên cứu cho thấy tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách siêu âm Doppler tim đo VTI qua van động mạch chủ tương quan thuận với phương pháp thông tim xâm nhập đo $dP/dt_{\max}$ với hệ số tương quan khi tối ưu khoảng dẫn truyền nhĩ thất

trong lúc chỉ tạo nhịp bó His và nhận cảm nhĩ (AVs) là $\rho = 0,406$ với $p = 0,001$ với phương trình tương quan $y = 0,3016x + 69,132$. Hệ số tương quan khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất (AVp) khi tạo nhịp cả nhĩ và bó His là $\rho = 0,342$ với $p = 0,007$ và phương trình tương quan $y = 0,2514x + 120,52$. Như vậy, cũng tương tự như nghiên cứu của các tác giả trước đó và đặc biệt là nghiên cứu của tác giả Jansen và nhóm tác giả Nguyễn Tri Thức, Hoàng Anh Tiến, nghiên cứu của chúng tôi cũng chứng minh có thể sử dụng kỹ thuật siêu âm Doppler tim đo VTI qua van động mạch chủ để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất AVs (AVs) và AVp (Avp). Tuy nhiên, nghiên cứu của chúng tôi có hệ tương quan thấp hơn so với nghiên cứu của tác giả Jansen và nhóm tác giả Nguyễn Tri Thức. Nguyên nhân là do tác giả Jansen và nhóm tác giả Nguyễn Tri Thức tiến hành nghiên cứu trên các bệnh nhân suy tim với phân suất tống máu giảm. Ngược lại nghiên cứu của chúng tôi chủ yếu thực hiện ở các bệnh nhân không suy tim mà có chỉ định tạo nhịp tim, vì vậy có thể là nguyên nhân dẫn đến sự khác biệt hệ số tương quan trong nghiên cứu của chúng tôi so với nghiên cứu của Jansen và Nguyễn Tri Thức.

4.2.2.3. So sánh tương quan giữa tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng thông tin xâm nhập đo dP/dt_{max} so với tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng kỹ thuật Doppler đo thời gian đổ đầy thất qua van hai lá.

Ở các bệnh nhân cần tạo nhịp thất, việc tạo nhịp thất phải sẽ gây ra sự mất đồng bộ tim thông qua cơ chế gây khử cực vách liên thất trước và trì hoãn khử cực thành bên thất trái. Cơ chế này dẫn đến mất đồng bộ cơ học thất trái, gây hở van hai lá tâm trương và giảm thời gian đổ đầy thất. Vì vậy, việc thay đổi thời gian dẫn truyền nhĩ thất nhằm làm tối đa hóa thời gian đổ đầy thất trái có thể được sử dụng để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp bó His.

Salden (2022) Nghiên cứu vai trò của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân suy tim được đặt máy tái đồng bộ tim bằng việc thông tin xâm nhập và siêu âm tim. Nghiên cứu cho thấy việc tối ưu hóa thời gian dẫn truyền nhĩ thất sao cho thời gian đổ đầy thất dài nhất khi (sóng E và sóng A tách rời nhau). Kết quả nghiên cứu cho thấy sự gia tăng dP/dt_{max} xâm nhập thất trái sẽ làm gia tăng áp lực thất trái cuối tâm trương [98]. Như vậy quan nghiên cứu của Salden đã chứng minh có sự tương quan thuận giữa kết quả thông tin xâm lấn so với hiệu quả đạt được khi

theo dõi bằng siêu âm Doppler. Sự cải thiện hiệu quả trên thông tim xâm nhập sẽ tương quan thuận với sự cải thiện của thời gian đổ đầy thất. Tuy nhiên, nghiên cứu chưa cung cấp các hệ số tương quan giữa 2 phương pháp nghiên cứu này để có thể ứng dụng rộng rãi hơn trên lâm sàng.

Nghiên cứu cắt ngang can thiệp của tác giả Meluzin (2004) [84] trên 18 bệnh nhân nhằm tối ưu hóa đổ đầy thất để từ đó cải thiện thêm cung lượng tim cho thấy khoảng AV tối ưu được xác định bằng kỹ thuật tối ưu hóa đổ đầy thất trái sẽ tương quan thuận với cung lượng tim được đo bằng Swan-Ganz. Nghiên cứu cắt ngang can thiệp của tác giả Sayin trên 21 bệnh nhân cũng cho thấy khoảng AV được tối ưu hóa bằng kỹ thuật tối ưu thời gian đổ đầy thất trái cũng sẽ tương quan thuận với sự cải thiện dP/dt_{max} được đo xâm nhập trong buồng tim. Nghiên cứu của tác giả Sayin có ưu việt hơn nghiên cứu của Meluzin khi kết luận được việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng kỹ thuật tối ưu hóa đổ đầy thất có độ chính xác cao hơn các phương pháp khác khi so sánh với tiêu chuẩn vàng là phương pháp tối ưu hóa bằng cách thông tim xâm nhập thất trái đo dP/dt_{max} . Kết quả nghiên cứu của chúng tôi cũng tương tự như kết quả của tác giả Meluzin và Sayin. Tuy nhiên, hai tác giả này chỉ cho kết luận được sự tương quan thuận mà không tính đến hệ số tương quan để giúp các bác sĩ có sự nhìn nhận về mức độ chính xác của các kỹ thuật tối ưu hóa.

Nghiên cứu tiến cứu của tác giả Jansen (2006) [55] được thực hiện nhằm đánh giá mức độ tương quan khi tối ưu hóa khoảng AV bằng các kỹ thuật siêu âm Doppler tim nhằm tối ưu hóa thời gian đổ đầy thất trái so với tối ưu hóa bằng thông tim xâm nhập thất trái đo dP/dt_{max} . Kết quả cho thấy kỹ thuật tối ưu hóa bằng các đo thời gian đổ đầy thất tối ưu có hệ số tương quan là 0,83. Nghĩa là kỹ thuật tối ưu hóa bằng siêu âm Doppler tim nhằm tối ưu đổ đầy thất này chính xác và có thể sử dụng thay thế cho tiêu chuẩn vàng là phương pháp thông tim xâm nhập thất trái đo dP/dt_{max} . Nghiên cứu của chúng tôi có điểm giống với nghiên cứu của tác giả Jansen là đều đánh giá độ tương quan của kỹ thuật tối ưu hóa khoảng AV bằng cách đo phổ tâm trương qua van hai lá nhằm tối ưu hóa thời gian đổ đầy thất. Kết quả nghiên cứu của chúng tôi cũng tương tự nghiên cứu của Jansen, đều cho thấy sự tương quan thuận với phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} với hệ số tương quan khi tối ưu khoảng dẫn truyền

nhĩ thất trong lúc chỉ tạo nhịp bó His và nhận cảm nhĩ (AVs) là 0,291 với $p = 0,024$; phương trình tương quan: $y = 0,2114x + 77,022$. Hệ số tương quan khi tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất (AVp) khi tạo nhịp cả nhĩ và bó His là $\rho = 0,386$ với $p = 0,002$; phương trình tương quan: $y = 0,3254x + 109$. Như vậy, ở nhóm bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp bó His, kỹ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách tối ưu hóa thời gian đổ đầy thất có thể được sử dụng để thay thế phương pháp thông tim xâm nhập. Sự khác biệt về mặt hệ số tương quan cũng có thể do sự khác biệt về mẫu nghiên cứu ở nhóm bệnh nhân có mắc hoặc không mắc suy tim cũng như khác biệt về loại máy tạo nhịp sinh lý (tạo nhịp ba buồng hoặc tạo nhịp bó His).

4.3. NHẬN XÉT VỀ HIỆU QUẢ SAU ĐẶT MÁY TẠO NHỊP BÓ HIS, TỐI ƯU HÓA KHOẢNG DẪN TRUYỀN NHĨ THẤT VÀ THÔNG SỐ TẠO NHỊP HỆ DẪN TRUYỀN

4.3.1. Hiệu quả trên khử cực, hồi cực thất

4.3.1.1. Thay đổi trên độ rộng QRS sau tạo nhịp bó His

Cơ chế chính của tạo nhịp bó His là sử dụng hệ thống His – Purkinje để gây ra sự khử cực đồng bộ trên toàn bộ tâm thất. Biểu hiện sớm nhất và dễ nhận biết nhất đó chính là sự thay đổi hình dạng QRS sau đặt máy tạo nhịp bó His. Ngoài ra, tạo nhịp bó His cũng có thể hiệu chỉnh được các dạng rối loạn dẫn truyền thông qua cơ chế tạo nhịp phía sau vị trí tổn thương trên hệ thống dẫn truyền. Vì vậy, phân tích thay đổi hình thái học điện tim sẽ giúp hiểu sâu hơn về kỹ thuật tạo nhịp này.

Nghiên cứu của tác giả Vijayaraman với 100 bệnh nhân block nhĩ thất cao độ gồm 46% block tại nút và 54% block sau nút nhĩ thất. 84 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His thành công. Độ rộng QRS trước đặt máy là 122 ± 27 ms; độ rộng QRS sau đặt máy tạo nhịp bó His là 124 ± 22 ms [117]. Sự thay đổi độ rộng QRS sau đặt máy không có ý nghĩa thống kê. Như vậy, máy tạo nhịp bó His không gây giãn rộng QRS.

Nghiên cứu của tác giả Sharma (2015) so sánh 94 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His với 98 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp thất phải [105]. Độ rộng QRS trước đặt máy ở nhóm tạo nhịp bó His là 109 ± 26 ms (thay đổi trong khoảng 80 – 184 ms) và ở nhóm tạo nhịp thất phải là 102 ± 24 ms (thay đổi trong khoảng 70 – 176 ms). Sau

đặt máy, nhóm tạo nhịp bó His có QRS hẹp hơn có ý nghĩa thống kê so với tạo nhịp thất phải. QRS sau đặt máy ở nhóm tạo nhịp bó His là 124 ± 22 ms; thay đổi trong khoảng 80 – 172 ms) trong khi đó độ rộng QRS ở nhóm tạo nhịp thất phải là 168 ± 21 ms; thay đổi trong khoảng 120 – 226 ms với $p < 0,001$. Như vậy, tạo nhịp bó His giúp duy trì được mức đồng bộ tim do không làm tăng độ rộng QRS.

Nghiên cứu khác của tác giả Vijayaraman (2018) so sánh 94 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His (75 bệnh nhân đặt thành công) so sánh với 98 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp thất phải [115]. Độ rộng QRS tương tự nhau ở cả 2 nhóm trước khi đặt máy (109 ± 26 ms ở nhóm tạo nhịp bó His so với 102 ± 24 ms ở nhóm tạo nhịp thất phải, $p = 0,07$). Sau đặt máy, nhóm tạo nhịp bó His có QRS hẹp hơn trong khi nhóm tạo nhịp thất phải có QRS rộng đáng kể. QRS ở nhóm tạo nhịp bó His là 124 ± 22 ms so với 168 ± 21 ms ở nhóm tạo nhịp thất phải với $p < 0,01$. Kết quả nghiên cứu cho giúp chúng tôi nhận thấy tạo nhịp bó His không làm giãn rộng QRS và duy trì sự đồng bộ tim.

Nghiên cứu của chúng tôi tiến hành tạo nhịp bó His ở các bệnh nhân bloc nhĩ thất độ II, độ II cao độ hoặc độ III với 60 bệnh nhân được thu nhận vào nghiên cứu. Các bệnh nhân thất bại với tạo nhịp bó His được tiến hành tạo nhịp nhánh trái. Tổng cộng có 36 bệnh nhân được tạo nhịp bó trái.

Ở nhóm bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His, trước khi đặt máy, độ rộng QRS là $103,86 \pm 24,12$ ms. Sau khi đặt máy tạo nhịp bó His, độ rộng QRS thu hẹp lại chỉ còn $96,06 \pm 11,89$ ms với $p < 0,05$ có ý nghĩa thống kê. Như vậy, so với nhịp cơ bản, việc đặt máy tạo nhịp bó His giúp thu hẹp QRS so với trước khi đặt máy tạo nhịp, thay đổi độ rộng QRS có ý nghĩa thống kê cho thấy tiềm năng mang lại hiệu quả tái đồng thất thông qua việc thu hẹp QRS của kỹ thuật tạo nhịp bó His. Khi so sánh với độ rộng QRS trước máy tạo nhịp bó His, độ rộng QRS trước đặt máy trong nghiên cứu của chúng tôi hẹp hơn so với thông số này trong nghiên cứu của các tác giả Vijayaraman và Sharma. Sau đặt máy tạo nhịp bó His, độ rộng QRS trong nghiên cứu của chúng tôi hẹp hơn so với trước đặt máy. Điểm này khác với các tác giả Vijayaraman và Sharma là QRS có xu hướng giãn rộng hơn mặc dù không có ý nghĩa thống kê. Sự khác biệt có thể là do trong nghiên cứu của chúng tôi có số lượng bệnh nhân bị rối loạn dẫn truyền nội thất và bloc nhánh trái hoàn toàn chiếm tỉ lệ thấp khác

với nghiên cứu của hai tác giả Vijayaraman và Sharma là ^{bl}ốc nhánh trái hoàn toàn và rối loạn dẫn truyền nội thất chiếm tỉ lệ cao, mà các bệnh nhân này thường có tổn thương gây mất dẫn ở phần xa trên hệ thống dẫn truyền vì vậy việc tạo nhịp bó His khó giúp thu hẹp QRS. Trong khi đó, các bệnh nhân có QRS giãn rộng trong nghiên cứu của chúng tôi đa phần có dạng ^{bl}ốc nhánh phải hoàn toàn có thể dễ dàng hiệu chỉnh và thu hẹp QRS khi tạo nhịp bó His do tổn thương dẫn truyền ở phần gần của vị trí His. Vì vậy QRS sau tạo nhịp bó His trong nghiên cứu của chúng tôi hẹp hơn.

Trong số 60 bệnh nhân thu nhận vào nghiên cứu, có 52 bệnh nhân trong nhóm tạo nhịp bó His thuộc nghiên cứu của chúng tôi được tiến hành đặt máy tạo nhịp tim tạm thời với điện cực tạo nhịp trong buồng thất phải. QRS sau đặt máy tạo nhịp thất phải $156,98 \pm 14,96$ ms, giãn rộng so với trước đó với $p < 0,0001$. Như vậy QRS sau tạo nhịp thất phải rộng thêm khoảng 54 ms. Kết quả này cũng tương đồng với nghiên cứu của tác giả Vijayaraman (2018) khi so sánh 94 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His (75 bệnh nhân đặt thành công) so sánh với 98 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp thất phải [115] với độ rộng QRS là 102 ± 24 ms trước khi tạo nhịp và độ rộng là 168 ± 21 ms sau tạo nhịp thất phải. Như vậy, tạo nhịp thất phải luôn làm giãn rộng hơn QRS, làm gia tăng mất đồng bộ tim và tạo nhịp bó His vẫn là biện pháp tối ưu để giúp duy trì sự đồng bộ thất trái.

4.3.1.2. Thay đổi trên thời gian khử cực thất trái sau tạo nhịp bó His

Thời gian khử cực thất trái là một trong các chỉ điểm nhanh nhất giúp nhận định chính xác việc tạo nhịp bó His có thành công và đạt hiệu quả hay không. Thông số này đồng thời cũng giúp phân biệt tạo nhịp bó His hay tạo nhịp vách liên thất phải hoặc vách liên thất trái hoặc tạo nhịp nhánh trái, vì vậy trong các tiêu chuẩn hoặc các nghiên cứu, thông số LVAT thường được sử dụng và phân tích. Theo đồng thuận 2023 của Hội nhịp học Châu Âu, Châu Á – Thái Bình Dương và Châu Mỹ Latinh thì khi tạo nhịp thành công, LVAT được đo từ vạch tạo nhịp đến đỉnh sóng R ở V6 cần < 100 ms.

Nghiên cứu của tác giả Strocchi (2020) so sánh thời gian khử cực thất của tạo nhịp bó His so với tạo nhịp nhánh trái và tạo nhịp hai buồng thất. Kết quả nghiên cứu cho thấy: tạo nhịp hệ dẫn truyền bao gồm cả tạo nhịp bó His và nhánh trái đều cho hiệu quả khử cực thất nhanh và đồng bộ vượt trội hơn so với tạo nhịp hai thất. Nhưng

tạo nhịp bó His đảm bảo sự đồng bộ liên thất tốt hơn so với tạo nhịp nhánh trái. Nghiên cứu cho thấy so với tạo nhịp thất phải, tạo nhịp hai buồng thất, tạo nhịp nhánh trái thì tạo nhịp bó His có hiệu quả tốt hơn trong việc thu hẹp độ rộng QRS và thời gian khử cực 2 thất hoặc thất trái. Ở các bệnh nhân có block nhánh trái hoàn toàn và suy tim kèm theo, tạo nhịp bó His mang lại sự rút ngắn thông số LVAT nhiều hơn tạo nhịp hai thất gấp 2 lần và cung cấp sự cải thiện huyết động tốt hơn hẳn so với tạo nhịp hai buồng thất [109].

Pujol-Lopez tiến hành nghiên cứu về tạo nhịp sinh lý tim, so sánh hiệu quả cải thiện LVAT ở nhóm tạo nhịp bó His và nhánh trái so với nhóm tạo nhịp hai buồng thất [93]. Kết quả nghiên cứu cho thấy LVAT ở nhóm tạo nhịp bó His và nhánh trái là 74 ± 29 . Việc tạo nhịp bó His và nhánh trái giúp rút ngắn LVAT 28 ± 26 ms, tốt hơn so với tạo nhịp hai buồng thất chỉ giúp LVAT giảm 21 ± 20 ms với $p < 0,001$. Nghiên cứu của chúng tôi được thực hiện ở 60 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His với đa số bệnh nhân có tạo nhịp chọn lọc bó His và có thời gian LVAT trung bình là $85,23 \pm 9,59$ ms. Như vậy các bệnh nhân trong nghiên cứu của chúng tôi đều có LVAT đạt chuẩn của tạo nhịp bó His. Điều này cũng phù hợp với các nghiên cứu về tạo nhịp bó His trên thế giới. Tuy nhiên LVAT trong nghiên cứu của chúng tôi vẫn hơi cao hơn LVAT theo nghiên cứu của Pujol-Lopez. Nguyên nhân là bệnh nhân tạo nhịp hệ dẫn truyền trong nghiên cứu của Pujol-Lopez bao gồm tạo nhịp bó His và nhánh trái, mà LVAT khi tạo nhịp nhánh trái chỉ dao động trong khoảng 75-80 ms [28], hẹp hơn so với LVAT của bó His (thường < 100 ms). Trong nghiên cứu của chúng tôi, mẫu nghiên cứu chỉ có tạo nhịp bó His. Vì vậy LVAT nghiên cứu của chúng tôi cao hơn LVAT theo nghiên cứu của Pujol-Lopez là hoàn toàn phù hợp.

4.3.2. Hiệu quả cải thiện huyết động tức thời khi tạo nhịp bó His và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất

Tạo nhịp bó His tạo ra sự đồng bộ trong khử cực cả hai buồng tim, đây cũng là ưu điểm vượt trội hơn so với tạo nhịp nhánh trái là chỉ đảm bảo sự đồng bộ trong thất trái [109]. Việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sẽ cho phép tối ưu hóa hoạt động của các chu trình tim. Nhưng trên huyết động học xâm nhập, hiệu quả này sẽ biểu hiện cụ thể ra sao và có ý nghĩa hay không. Đây là vấn đề rất cần quan tâm để

thúc đẩy việc tối ưu hóa này có nên ứng dụng thường quy hay không. Vậy tối ưu hóa nhằm mang lại sự cải thiện $dP/dt_{\max}$ thực sự có quan trọng?

Các nghiên cứu gần đây đã chỉ ra nếu $dP/dt_{\max}$ cải thiện $>10\%$ sẽ mang lại đáp ứng cải thiện lâm sàng và chống tái cấu trúc tim (giảm $>15\%$ thể tích thất trái cuối tâm thu sau 6 tháng) ở cả bệnh nhân suy tim do bệnh tim thiếu máu cục bộ hoặc không thiếu máu cục bộ cơ tim [40]. Các nghiên cứu cũng chỉ ra mối tương quan thuận giữa sự cải thiện $dP/dt_{\max}$ với nguy cơ tái nhập viện và tử vong do mọi nguyên nhân. Như vậy nếu việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất có thể nâng cao hiệu quả cải thiện $dP/dt_{\max}$ thì đồng nghĩa có thể mang lại sự cải thiện về mặt triệu chứng, chức năng, tiên lượng cho bệnh nhân [40].

Tác giả Sohaib (2015) cũng tiến hành nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân suy tim có PR dài và QRS hẹp hoặc dạng block nhánh phải hoàn toàn. Các bệnh nhân này lần lượt được tạo nhịp bó His, hai thất và thất phải đồng thời tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách điều chỉnh khoảng dẫn truyền nhĩ thất sao cho huyết áp tâm thu xâm nhập đo ở động mạch quay hoặc động mạch đùi đạt mức tối đa [107]. Kết quả nghiên cứu cho thấy tạo nhịp bó His không gây giãn rộng QRS (QRS rộng thêm 0,5 ms), ngược lại tạo nhịp hai buồng thất và thất phải đều làm QRS giãn rộng hơn (QRS dẫn rộng thêm 25 ms ở tạo nhịp hai buồng thất và 72 ms ở bệnh nhân tạo nhịp thất phải). Về mặt huyết áp tâm thu xâm nhập, tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất giúp huyết áp tâm thu tăng thêm 4,1 mmHg đối với tạo nhịp bó His, 4,3 mmHg đối với tạo nhịp hai thất và 0,9 mmHg đối với tạo nhịp thất phải. Như vậy, việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sẽ mang lại sự cải thiện huyết áp tâm thu cho bệnh nhân. Nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân có PR dài bằng cách tạo nhịp hai buồng thất phải so với tạo nhịp bó His của tác giả Keene D (2020) ở 18 bệnh nhân cũng chứng minh kết quả tương tự nghiên cứu của tác giả Sohaib. Nghiên cứu cho thấy tạo nhịp bó His không làm giãn rộng QRS so với tạo nhịp thất phải đồng thời giúp cải thiện huyết áp tâm thu thêm 5mmHg ($p < 0,0001$) so với khi chưa tối ưu hóa [65]. Nghiên cứu của tác giả Liang (2024) đánh giá vai trò của tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhằm thu hẹp QRS (ưu tiên đồng bộ thất) và so tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất nhằm tối ưu đổ đầy thất ở 30

bệnh nhân được đặt máy tái đồng bộ tim và tạo nhịp hệ dẫn truyền. Kết quả nghiên cứu cho thấy việc điều chỉnh khoảng dẫn truyền nhĩ thất nhằm thu hẹp QRS (ưu tiên đồng bộ thất) không mang lại sự cải thiện huyết áp tâm thu và sức bóp tim dP/dt bằng việc điều chỉnh khoảng AV nhằm tối ưu đổ đầy thất (ưu tiên đồng bộ nhĩ thất). Cụ thể việc tối ưu đồng bộ thất so với tối ưu hóa khoảng AV mang lại sự cải thiện huyết áp kém hơn 3 ± 4 mmHg với $p < 0,01$ ở bệnh nhân đặt máy tái đồng bộ tim và 2 ± 2 mmHg với $p < 0,01$ ở bệnh nhân tạo nhịp hệ thống dẫn truyền. Tương tự sức bóp tim cũng cải thiện tốt hơn khi tối ưu đồng bộ nhĩ thất tăng $5 \pm 6\%$ so với tối ưu đồng bộ thất tăng $3 \pm 3\%$ khi tạo nhịp hệ dẫn truyền với $p < 0,01$. Nghiên cứu có kết luận, ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp sinh lý tim (máy tái đồng bộ tim, máy tạo nhịp hệ dẫn truyền) thì tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất quan trọng hơn tối ưu hóa sự đồng bộ thất. Điều này có nghĩa là tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất là rất quan trọng ở các bệnh nhân đã đặt máy tạo nhịp sinh lý tim.

Nghiên cứu của chúng tôi cho thấy: sau khi đã đặt máy và tối ưu khoảng dẫn truyền nhĩ thất, huyết áp tâm thu xâm nhập động mạch chủ tăng thêm $5,69 \pm 1,61$ mmHg, huyết áp trung bình động mạch chủ tăng thêm $10,01 \pm 14,45$ mmHg. Sức bóp tim tăng thêm 21,39%. Như vậy, sự cải thiện tức thời huyết áp tâm thu, huyết áp trung bình động mạch chủ và sức bóp thất trái trong nghiên cứu của chúng tôi cũng tương đồng với nghiên cứu tác giả Liang và tác giả Sohaib. Nghiên cứu của chúng tôi cũng cho thấy việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sẽ cần thiết để đạt được hiệu quả tạo nhịp tối đa. Salden (2022) nghiên cứu vai trò của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân suy tim được đặt máy tái đồng bộ tim bằng việc thông tim xâm nhập và siêu âm tim. Nghiên cứu cho thấy việc tiến hành tạo nhịp tim và tối ưu hóa thời gian dẫn truyền nhĩ thất [98] sao cho PR ngắn lại 50% so với trước khi tối ưu hóa, sẽ giúp tăng thể tích nhát bóp thất trái thêm $34 \pm 40\%$ và tăng tải mỗi nhát bóp thất trái thêm $26 \pm 31\%$ so với khi không tối ưu. Hiệu quả này đạt được là do gia tăng thêm trung bình là 2 mmHg áp lực thất trái cuối tâm trương sức bóp của thất trái được đo bằng $dP/dt_{\max}$ xâm nhập thất trái nhưng lại không làm thay đổi đáng kể áp lực thất trái tâm thu. Nghiên cứu của chúng tôi tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất cũng cho kết quả tương tự khi sức bóp

tim trước đặt máy $1412,80 \pm 449,47$ mmHg/s tăng lên $1666,26 \pm 497,29$ mmHg/s sau khi tạo nhịp bó His ở khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu (tăng thêm $21,39 \pm 26,43\%$). Kết quả này hoàn toàn tương đồng với kết quả nghiên cứu của tác giả Salden. Sự khác biệt về mặt tỷ lệ có thể do sự khác biệt trong mẫu nghiên cứu khi các bệnh nhân trong nghiên cứu của tác giả Salden là bệnh nhân suy tim còn các bệnh nhân trong nghiên cứu của chúng tôi đa phần không có suy tim.

Tác giả Hoyt (2022) nghiên cứu hiệu quả của tạo nhịp bó His, tạo nhịp hai buồng thất và tạo nhịp thất phải ở bệnh nhân rung nhĩ đã được triệt đốt nút nhĩ thất. Các tiêu chí nghiên cứu bao gồm sức bóp thất trái dP/dt_{max} , thời gian tiền máu thất trái (LV pre-ejection interval) và chỉ số chức năng tim (MPI- myocardial performance index) [53]. Kết quả nghiên cứu cho thấy: so với tạo nhịp thất phải, tạo nhịp bó His hoặc tạo nhịp hai buồng thất giúp sức bóp thất trái tốt hơn 17% và chỉ có tạo nhịp bó His mới mang lại sự cải thiện ở cả 3 thông số sức bóp thất trái dP/dt_{max} , thời gian tiền máu thất trái và chỉ số chức năng tim. Trong một nghiên cứu với 14 bệnh nhân của tác giả Kato (2021) ở bệnh nhân suy tim với block nhánh trái hoàn toàn đã được đặt máy tạo nhịp bó His. Việc tạo nhịp bó His ở các bệnh nhân này đã giúp hiệu chỉnh được block nhánh trái hoàn toàn với ngưỡng hiệu chỉnh $< 1,5$ V/1 ms. Kết quả nghiên cứu cho thấy: tạo nhịp bó His mang lại sự cải thiện tức thời chức năng tim tương tự như tạo nhịp tái đồng bộ tim với sức bóp thất trái được đo bằng thông số dP/dt_{max} xâm nhập thất trái tăng $18,8\% \pm 6,4\%$. Các tiêu chí nghiên cứu khác như phân độ suy tim NYHA, phân suất tống máu thất trái, thể tích thất trái cuối tâm thu và nồng độ hoóc-môn lợi niệu nhĩ BNP cải thiện tương tự ở nhóm tạo nhịp bó His so với tạo nhịp tái đồng bộ tim (CRT). Tuy nhiên sự cải thiện diễn ra nhanh hơn và tốt hơn ở nhóm tạo nhịp bó His [61]. Như vậy, mức độ cải thiện sức bóp tim trong nghiên cứu của tác giả Hoyt và Kato có phần hơi thấp so với nghiên cứu của chúng tôi. Nguyên nhân là do sự khác biệt về đặc điểm mẫu nghiên cứu. Trong nghiên cứu của tác giả Hoyt, các bệnh nhân này bị rung nhĩ, được triệt đốt nút nhĩ thất và đặt máy tạo nhịp bó His, trong khi đó, các bệnh nhân trong nghiên cứu của chúng tôi đều có nhịp xoang và được đặt máy tạo nhịp bó His, do có sự góp phần của chức năng nhĩ thu kết hợp với sự tối ưu về mặt phối hợp nhĩ thất nên mức độ cải thiện chức năng tim trở nên vượt trội. Sự khác biệt cũng có

thể do khác biệt về mức độ suy tim. Trong nghiên cứu của tác giả Kato, các bệnh nhân này đều suy tim và có điện tim dạng blocks nhánh trái hoàn toàn nên mức độ đáp ứng với các biện pháp điều trị sinh lý tim có thể có phần chậm hơn nên mức độ cải thiện tức thời có phần thấp hơn.

4.3.3. Hiệu quả trên chức năng tim được đánh giá bằng siêu âm Doppler tim

Khi tạo nhịp thất phải, sự kích thích không đồng bộ toàn bộ cơ tim gây ra mất đồng bộ thất, hậu quả gây ra bệnh cơ tim do tạo nhịp, làm suy giảm chức năng tim. Bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His sử dụng toàn bộ hệ thống His – Purkinje, gây khử cực đồng bộ toàn bộ 2 tâm thất, chức năng tương tự như dẫn truyền sinh lý trong tim, sẽ giúp cải thiện chức năng tim. Mục tiêu của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất là mang lại các cải thiện về mặt huyết động. Các cải thiện này có thể được đánh giá trực tiếp qua việc thông tim đo các thông số huyết động như sức bóp thất trái, áp lực đỉnh thất trái, áp lực tối đa động mạch chủ, áp lực động mạch chủ trung bình. Tuy nhiên, sự cải thiện này cũng có thể được đánh giá thông qua các thông số siêu âm như cải thiện VTI qua van hai lá, cải thiện VTI qua van động mạch chủ hoặc cải thiện thời gian đổ đầy thất.

Tác giả Fry (2023) nghiên cứu hiệu quả tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His. Nghiên cứu được thực hiện ở 10 bệnh nhân, các bệnh nhân này được được lần lượt tạo nhịp thất phải, tạo nhịp bó His không chọn lọc và tạo nhịp bó His chọn lọc ở các khoảng dẫn truyền nhĩ thất khác nhau (180 ms, 150 ms, 120 ms, 100 ms và 70 ms) và đánh giá hiệu quả bằng các thông số siêu âm khác nhau, trong đó có VTI qua buồng thoát thất trái, tỷ lệ E/e' (nếu < 8: áp lực nhĩ trái bình thường), chênh lệch thời gian tiền tổng máu giữa phổi-chủ (nếu < 40: đồng bộ liên thất) và tỷ lệ thời gian đổ đầy thất EA/RR [47]. Kết quả nghiên cứu cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu là 120 ms và 150 ms. Khi cài đặt khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu, VTI buồng thoát thất trái sẽ tăng thêm 21,3% và tỷ lệ thời gian đổ đầy thất EA/RR tăng thêm 31,5%. Nghiên cứu của chúng tôi cho thấy sau khi tạo nhịp và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất. VTI buồng tổng thất trái sẽ tăng thêm $5,31 \pm 8,61\%$; thời gian đổ đầy thất tăng thêm $13,77 \pm 23,04\%$. Như vậy mức độ cải thiện VTI buồng tổng thất trái và thời gian đổ đầy thất trong nghiên cứu của chúng tôi có

phần thấp hơn so với nghiên cứu của Fry, Nguyên nhân có thể do mẫu nghiên cứu của tác giả Fry còn hạn chế (chỉ 10 bệnh nhân) vì vậy chưa phản ánh được đầy đủ được cải thiện VTI buồng tổng thất trái và thời gian đổ đầy thất so với nghiên cứu của chúng tôi.

Salden (2022) Nghiên cứu vai trò của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân suy tim được đặt máy tái đồng bộ tim bằng việc thông tim xâm nhập và siêu âm tim. Nghiên cứu cho thấy việc tối ưu hóa thời gian dẫn truyền nhĩ thất sao cho thời gian đổ đầy thất dài nhất khi (sóng E và sóng A tách rời nhau). Việc tối ưu hóa thời gian đổ đầy thất này sẽ làm giảm thiểu hở van hai lá tâm trương, áp lực động mạch chủ trung bình tăng thêm 15%. Nghiên cứu của chúng tôi cho thấy sau tạo nhịp bó His và tối ưu khoảng dẫn truyền nhĩ thất thì, áp lực động mạch chủ trung bình sẽ tăng $10,01 \pm 14,45$ mmHg (tăng thêm $11,89 \pm 17,36\%$). Như vậy, dù tạo nhịp sinh lý tim bằng phương pháp tái đồng bộ tim hoặc tạo nhịp bó His, thì sau tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất vẫn đảm bảo hiệu quả tương đương với nhau.

Ajijola và các cộng sự (2017) đã dùng máy tạo nhịp bó His để thay thế cho CRT ở các bệnh nhân suy tim có block nhánh trái hoàn toàn. Sau đặt máy, QRS thu hẹp từ 180 ± 23 ms còn 129 ± 13 ms ($p < 0,0001$). Phân độ suy tim NYHA cải thiện từ độ III thành II ($p < 0,001$), Sau 12 tháng, phân suất tổng máu tăng từ $27 \pm 10\%$ lên $41 \pm 13\%$ ($p < 0,001$) [20], [104]. Sharma và các cộng sự (2021) thực hiện nghiên cứu đa trung tâm sử dụng máy tạo nhịp bó His như chọn lựa đầu tiên để điều trị các bệnh nhân block nhánh hoàn toàn hoặc lệ thuộc tạo nhịp thất hoặc sử dụng máy tạo nhịp bó His để thay thế nếu CRT thất bại, sau 14 tháng, QRS thu hẹp từ 157 ± 33 ms còn 117 ± 18 ms ($p = 0,0001$), phân suất tổng máu thất trái tăng từ $30 \pm 10\%$ lên $43 \pm 13\%$ ($p = 0,0001$) kèm theo sự cải thiện phân độ suy tim NYHA [104]. Upadhyay và các cộng sự (2019) nghiên cứu so sánh máy tạo nhịp bó His và CRT ở 41 BN có chỉ định CRT (35 bệnh nhân có block nhánh trái hoàn toàn). Kết quả QRS sau tạo nhịp là 125 ± 22 ms ở nhóm máy tạo nhịp bó His so với 164 ± 25 ms ở nhóm CRT ($p < 0,001$). Phân suất tổng máu thất trái ở nhóm máy tạo nhịp bó His cải thiện tốt hơn so với nhóm CRT ($+7,2\%$ [$5,0 - 16,9\%$] so với $+5,9\%$ [$1,5 - 11,3\%$], $p = 0,17$) tỷ lệ đáp ứng điều trị suy tim cao hơn ở nhóm máy tạo nhịp bó His so với CRT (80% so với 57%, $p =$

0,14 [104], [111]. Huang và các cộng sự cũng tiến hành nghiên cứu tương tự với thời gian theo dõi 3 năm, kết quả cho thấy máy tạo nhịp bó His giúp phân suất tổng máu thất trái tăng từ $32,4 \pm 8,9\%$ lên $55,9 \pm 10,7\%$ ($p < 0,001$), phân độ NYHA cải thiện từ $2,73 \pm 0,58$ còn $1,03 \pm 0,18$ ($p < 0,001$). Ngưỡng hiệu chỉnh block nhánh trái vẫn ổn định sau 3 năm (tăng $2,13 \pm 1,19$ V/0,5 ms tăng lên thành $2,29 \pm 0,92$ V/0,5, $p > 0,05$) [54], [104]. Nghiên cứu của chúng tôi tạo nhịp bó His ở 60 bệnh nhân. Trong số này, hầu hết các bệnh nhân có phân suất tổng máu trong giới hạn bình thường (50 bệnh nhân). Tuy nhiên ghi nhận có 10 bệnh nhân suy tim với phân suất tổng máu giảm với phân suất tổng máu trung bình trước đặt máy tạo nhịp bó His là $41,93 \pm 11,33$. Sau đặt máy tạo nhịp bó His 1 tháng, chức năng tâm thu thất trái ở nhóm bệnh nhân này tăng lên thành $52,02 \pm 11,02\%$ và sau 6 tháng thì phân suất tổng máu trung bình ở nhóm bệnh nhân có EF giảm trước khi đặt máy cải thiện lên $55,80 \pm 8,50\%$. Như vậy, ở nhóm các bệnh nhân suy tim, sau đặt máy tạo nhịp bó His 6 tháng, chức năng tâm thu thất trái đã cải thiện $11,87 \pm 10,32\%$. Mức độ cải thiện phân suất tổng máu này tương đương với mức cải thiện trong các nghiên cứu của các tác giả Ajijola (2017) [20], [104]; Sharma (2021) [104]. Điều này cho thấy: tạo nhịp bó His luôn hiệu quả trong việc điều trị suy tim ở các bệnh nhân block nhĩ thất. Tuy nhiên mức cải thiện phân suất tổng máu trong nghiên cứu của chúng tôi có cao hơn so với kết quả của tác giả Upadhyay (2019) [104], [111] và thấp hơn của tác giả Huang [54], [104]. Nguyên nhân là do 2 tác giả này tiến hành tạo nhịp bó His ở bệnh nhân block nhánh trái hoàn toàn để thay thế cho máy CRT, trong đó tác giả Huang báo cáo thay đổi phân suất tổng máu sau 3 năm theo dõi (nghiên cứu của chúng tôi chỉ theo dõi 6 tháng) vì vậy đưa đến sự khác biệt về mặt kết quả ở các nghiên cứu này so với nghiên cứu của chúng tôi.

4.3.4. Hiệu quả trên chất lượng sống trong ngắn hạn

Mục tiêu quan trọng nhất của bất kỳ phương pháp điều trị bệnh đều nhắm đến sự cải thiện triệu chứng, tiên lượng, biến chứng ... và trên hết là mang lại sự cải thiện về chất lượng sống cho bệnh nhân. Vì vậy, các nghiên cứu về tạo nhịp bó His cũng như tối ưu hóa cũng cần có sự nhận định khách quan hiệu quả của tạo nhịp bó His trên cải thiện chất lượng sống sau đặt máy.

Tác giả Occhetta (2006) nghiên cứu tạo nhịp bó His ở 16 bệnh nhân suy tim bằng cách sử dụng máy tạo nhịp hai buồng với điện cực được đặt tại vị trí His và so sánh với nhóm bệnh nhân có điện cực được đặt ở mỏm thất phải. Kết quả cho thấy máy tạo nhịp bó His giúp cải thiện phân độ suy tim NYHA và cải thiện chất lượng sống cho bệnh nhân. Điểm chất lượng sống trước đặt máy tạo nhịp bó His là $32,5 \pm 15,0$ sẽ cải thiện và giảm còn $16,2 \pm 8,7$ với $p < 0,05$. Không những vậy, khả năng gắng sức của bệnh nhân cũng được cải thiện với thời gian đi bộ 6 phút tăng từ 378 ± 60 m khi chưa đặt máy lên thành 431 ± 73 m sau khi đặt máy [88].

Tác giả Mežnar (2024) so sánh hiệu quả của việc tối ưu khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng cách đặt máy tạo nhịp hệ thống dẫn truyền so với không đặt máy. 14 bệnh nhân được thu nhận vào nghiên cứu trong đó 11 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His và 3 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp nhánh trái. Kết quả nghiên cứu cho thấy việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất đã giúp tăng khả năng gắng sức, cải thiện thể tích thất trái tâm thu, cải thiện chất lượng sống theo thang điểm SF-36 so với không tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất [124].

Tác giả Whinnett (2023) tiến hành nghiên cứu ngẫu nhiên, mù đôi, đa trung tâm nhằm đánh giá hiệu quả của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân sau đặt máy tạo nhịp bó His. Đối tượng tham gia nghiên cứu là các bệnh nhân suy tim với phân suất tống máu thất trái $\leq 40\%$, PR ≥ 200 ms và QRS ≤ 140 ms hoặc có dạng block nhánh phải hoàn toàn. 353 bệnh nhân này được đặt máy tạo nhịp bó His hoặc hai buồng thất (tỷ lệ 1:1). Sau đặt máy, tất cả bệnh nhân đều được tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp điều chỉnh khoảng dẫn truyền nhĩ thất sao cho đạt huyết áp tâm thu cao nhất. Sau tối ưu hóa, bệnh nhân được phân ngẫu nhiên vào nhóm bật máy hoặc tắt máy và được theo dõi trong thời gian 6 tháng. Kết quả nghiên cứu cho thấy khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu khi chỉ tạo nhịp bó His theo nhịp xoang (AVs) là 131 ms và khi tạo nhịp cả nhĩ và His (AVp) là 195 ms. Kết quả nghiên cứu cho thấy việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His sẽ giúp cải thiện chất lượng sống cho bệnh nhân theo thang điểm MLHFQ (cải thiện -3,7; khoảng tin cậy 95%: -7,1 đến -0,3 với $p = 0,03$). Cũng tương tự, tác giả Keene D (2023) phân tích vai trò của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền

nhĩ thất ở 167 bệnh nhân suy tim với QRS hẹp hoặc dạng block nhánh phải hoàn toàn có PR dài. Kết quả nghiên cứu chỉ ra rằng, sự cải thiện huyết áp tâm thu sau tối ưu hóa là yếu tố tiên lượng quan trọng tiên đoán sự cải thiện chất lượng sống sau 6 tháng theo dõi chứ không phải là độ dài PR trước khi tiến hành tối ưu hóa và gợi ý vai trò quan trọng của việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His [66].

Nghiên cứu của chúng tôi cho thấy sau đặt máy tạo nhịp bó His và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất sẽ có sự cải thiện đáng kể chất lượng sống của bệnh nhân trên tất cả các phương diện của chất lượng sống được đánh giá bằng thang điểm SF-36, bao gồm sự cải thiện $23,95 \pm 23,51$ điểm chất lượng sống về mặt thể chất. Ngoài chất lượng sống về mặt thể chất, chất lượng sống về mặt tinh thần đánh giá theo thang điểm SF-36 cũng cải thiện $19,6 \pm 21,52$ điểm và tất cả đều có ý nghĩa thống kê. Kết quả này hoàn toàn phù hợp với kết quả các nghiên cứu Occhetta, Mežnar, Whinnett và Keene D. Kết quả nghiên cứu của chúng tôi cũng góp phần khẳng định việc đặt máy tạo nhịp bó His và tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở các bệnh nhân có chỉ định đặt máy tạo nhịp không chỉ giúp cải thiện triệu chứng, chức năng tim mà còn giúp cải thiện đáng kể chất lượng sống cho bệnh nhân.

4.3.5. Bàn luận về thành công và an toàn thủ thuật

4.3.5.1. Bàn luận về tỷ lệ biến chứng khi tạo nhịp bó His.

Tạo nhịp bó His mà một kỹ thuật mới được ứng dụng gần đây. Cũng tương tự như tất cả phẫu thuật thủ thuật khác, tạo nhịp bó His cũng có thể có các biến chứng. Vì vậy, tổng kết, xử trí các biến chứng khi tiến hành tạo nhịp bó His là vấn đề cần được quan tâm nhằm nâng cao hiệu quả và tính an toàn trong điều trị.

Tác giả Zanon (2019) nghiên cứu về việc tạo nhịp bó His 844 bệnh nhân với 345 bệnh nhân nữ và tuổi trung bình 75 ± 9 được chỉ định cho 348 bệnh nhân block nhĩ thất(41,2%), 147 suy nút xoang(17,4%), 335 bệnh nhân rung nhĩ chậm có chỉ định tạo nhịp (39,7%) và 14 có chỉ định đặt máy tái đồng bộ tim(1,7%) [122]. Tỷ lệ biến chứng ghi nhận trong nghiên cứu của tác giả là 8,4%.

Nghiên cứu của tác giả Bartoli (2021) được thực hiện trên 99 bệnh nhân, sau thời gian theo dõi 9 tháng, tỷ lệ biến chứng liên quan đến điện cực tạo nhịp bó His là

6% phải đổi lại vị trí tạo nhịp, trong đó 4 bệnh nhân là do bị di lệch điện cực His (4,8%), 1 bệnh nhân bị kích thần kinh hoành (1,4%). Ngoài ra, liên quan đến thông số tạo nhịp, 19 bệnh nhân bị tăng ngưỡng tạo nhịp bó His (23,2%) và 8 (9,7%) bệnh nhân bị nhận cảm sai do ngưỡng nhận cảm thấp [78].

Nghiên cứu của tác giả Kulesza (2024) ở 373 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His. Máy tạo nhịp bó His được chỉ định khi bệnh nhân bị rung nhĩ chậm (bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp bó His 1 buồng), suy nút xoang hoặc bloc nhĩ thất (đặt máy tạo nhịp bó His hai buồng), bệnh nhân có chỉ định máy tạo nhịp ba buồng (dây His được gắn vào cổng thất trái), rung nhĩ chậm có chỉ định ICD (dây His gắn vào cổng nhĩ) và bệnh nhân suy tim có chỉ định CRT-D (dây His được gắn vào cổng thất trái). Các bệnh nhân trong nghiên cứu của Kulesza được theo dõi đánh giá biến chứng ở thời điểm 1 tháng, 6 tháng. Tổng cộng, 252 bệnh nhân được máy tạo nhịp bó His thành công. Tỷ lệ biến chứng ở các thời điểm 1 tháng là 8,4% (21/252) bao gồm tụ máu túi máy 6 bệnh nhân (2,4%), 7 di lệch điện cực phải mổ lại (2,8%) trong đó 2 bệnh nhân lệch điện cực His, 4 bệnh nhân di lệch điện cực nhĩ và 1 bệnh nhân di lệch điện cực thất phải. 1 trường hợp tăng ngưỡng tạo nhịp gây mất dẫn phải lập trình lại máy. Ngoài ra, còn ghi nhận 2 bệnh nhân tràn khí màng phổi, 1 bệnh nhân ho ra máu do đâm kim vào phế quản và 1 bệnh nhân bị thuyên tắc tĩnh mạch dưới đòn. Sau 6 tháng, tỷ lệ biến chứng là 5,8% bao gồm 1 ca tụ máu túi máy (0,5%), 2 ca nhiễm trùng túi máy (0,9%), 6 ca tăng ngưỡng tạo nhịp gây mất dẫn phải lập trình lại (2,7%), 4 trường hợp (1,8%) di lệch phải mổ lại [74].

Trong một nghiên cứu khác của tác giả Ravi (2020), 177 bệnh nhân đã được máy tạo nhịp bó His, nếu thất bại, các bệnh nhân này sẽ được tiến hành đặt máy tạo nhịp nhánh trái. Kết quả 125/177 (70,62%) đã được máy tạo nhịp bó His thành công. 5 bệnh nhân (4%) sau đó gặp các biến chứng liên quan đến dây tạo nhịp bó His phải chuyển sang máy tạo nhịp nhánh trái. Tổng cộng, 57 bệnh nhân được tạo nhịp nhánh trái (52 ca do không thể tạo nhịp bó His và 5 ca biến chứng dây His đổi sang tạo nhịp nhánh trái). Trong số 57 bệnh nhân này có 7 ca (12,28%) gặp biến chứng liên quan đến điện cực tạo nhịp nhánh trái trong đó có 5 bệnh nhân (8,79%) sút điện cực hoặc thủng vách liên thất muộn sau hơn 2 tuần phải làm lại [94].

Nghiên cứu của chúng tôi trong thủ thuật đặt máy tạo nhịp bó His cho 71 bệnh nhân. Theo dõi vấn đề biến chứng để đánh giá an toàn thủ thuật và tỉ lệ thành công, ghi nhận có block nhánh phải hoàn toàn thoáng qua và tự phục hồi trong vài phút ở 22 bệnh nhân (20,56%). Thời gian tuần đầu trong và sau thủ thuật, ghi nhận tỷ lệ biến chứng là 4,22% (3 trường hợp/71 ca) có điện cực tạo nhịp bó His mất dẫn. Các biến chứng chủ yếu liên quan đến dây tạo nhịp bó His. Cụ thể: 2 trường hợp tăng ngưỡng tạo nhịp bó His $> 0,5 \text{ V/1 ms}$ sau khi cắt ống thông, ngưỡng tạo nhịp tăng dần theo thời gian và mất dẫn sau 3 ngày. 1 trường hợp do để điện cực tạo nhịp bó His 3830 quá trùng, điện cực bị trôi vào buồng tim phải và mất dẫn phải mổ lại để chuyển sang tạo nhịp nhánh trái. Sau 6 tháng theo dõi, ghi nhận thêm 1 ca ngưỡng tạo nhịp bó His tăng cao lên 3 V sau đó ổn định (1,4%). Trong suốt thời gian theo dõi 6 tháng đầu tiên, nghiên cứu của chúng tôi không ghi nhận các biến chứng khác như nhiễm trùng túi máy, tràn khí, tụ máu túi máy ...

Cũng trong nghiên cứu của chúng tôi, 36 bệnh nhân thất bại hoặc không thể thực hiện thủ thuật tạo nhịp bó His do block nhĩ thất sau bó His. Các bệnh nhân tạo nhịp bó His này được chuyển sang tạo nhịp nhánh trái. Tất cả các bệnh nhân này đều thành công tạo nhịp nhánh trái, tuy nhiên ghi nhận 1 bệnh nhân (2,77%) bị di lệch điện cực tạo nhịp khi cắt ống thông, bệnh nhân được chỉnh sửa lại ngay trong thủ thuật. Trong quá trình theo dõi 6 tháng, 1 bệnh nhân bị mất dẫn điện cực tạo nhịp nhánh trái trong tháng đầu và phải làm lại. Một bệnh nhân mất dẫn điện cực nhánh trái sau 3 tháng tuy nhiên vẫn còn tạo nhịp thất phải tốt nên không cần làm lại.

Như vậy nghiên cứu của chúng tôi có tỷ lệ biến chứng chính (MACE) mất dẫn điện cực His sau 6 tháng theo dõi là 5,63% (4/71 ca). Tỷ lệ mất dẫn điện cực tạo nhịp nhánh trái sau 6 tháng theo dõi là 5,54% (2/36 ca). Tỷ lệ biến chứng này thấp hơn hẳn các nghiên cứu của các tác giả Zanon, Bartoli và Kulesza và khá tương đồng với nghiên cứu của tác giả Ravi. Nguyên nhân là do trong nghiên cứu của chúng tôi, hầu hết các bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp tim là máy hai buồng, tỷ lệ bệnh nhân mắc suy tim thấp cũng như ít mắc các bệnh lý phức tạp khác, vì vậy việc thực hiện thủ thuật thuận lợi hơn, hơn nữa cũng có thể dễ dàng ngưng hoặc không dùng các loại thuốc kháng đông để giảm thiểu nguy cơ tụ máu túi máy. Khi tiếp cận tĩnh mạch,

chúng tôi sử dụng kỹ thuật đâm kim tĩnh mạch nách ở vị trí an toàn, ưu tiên các vị trí ngoài lồng ngực nên giảm thiểu được nguy cơ tràn máu, tràn khí màng phổi. Khi tạo nhịp bó His, nếu các bệnh nhân nào có ngưỡng tạo nhịp bó His cao hơn 1,5 V/1 ms, chúng tôi sẽ thay đổi vị trí sao cho ngưỡng tạo nhịp thấp hơn 1,5 V/1 ms và không có sự tăng ngưỡng nhiều hơn 0,5 V/1 ms sau khi cắt ống thông (ngoại trừ 1 số ca đầu tiên do thiếu kinh nghiệm, chúng tôi vẫn chấp nhận ngưỡng tạo nhịp bó His là lên đến 2 V/1 ms và chấp nhận mức độ tăng ngưỡng tạo nhịp 0,5 đến 1 V/1 ms khi cắt ống thông. Các bệnh nhân này sau đó có 2 ca dây mất dẫn). Ngoài ra khi tiến hành tạo nhịp bó His chúng tôi luôn ưu tiên vị trí có sóng tồn thương bó His cho thấy dây đã được gắn trực tiếp trên bó His nên thường ngưỡng tạo nhịp thấp và ngưỡng ít tăng theo thời gian. Trong 3 ca dây tạo nhịp bó His mất dẫn trong nghiên cứu của chúng tôi, thì cả 3 bệnh nhân bị mất dẫn tạo nhịp bó His trong tuần đầu đều không ghi nhận sóng tồn thương His khi thủ thuật, cho thấy dây không được gắn chính xác vào bó His nên dễ di lệch, tăng ngưỡng và mất dẫn sớm. Sau thủ thuật, tất cả các bệnh nhân của chúng tôi đều được băng ép một cách thường quy nên giảm thiểu được nguy cơ tụ máu và nhiễm trùng.

Tác giả Clémenty nghiên cứu tỷ lệ biến chứng khi tiến hành đặt máy tạo nhịp một buồng, hai buồng, ba buồng và máy khử rung tim cấy dưới da ở 5918 bệnh nhân [34]. Kết quả nghiên cứu cho thấy tỷ lệ bệnh nhân bị ít nhất 1 biến chứng là 9,5%. Tỷ lệ biến chứng liên quan đến dây tạo nhịp là 2,4%. Nghiên cứu của chúng tôi có tỷ lệ biến chứng trong thời gian theo dõi 6 tháng là 5,63%. Nếu so với lệ biến chứng theo nghiên cứu của Tác giả Clémenty là 9,5% thì tỷ lệ biến chứng theo nghiên của chúng tôi thấp hơn và có thể chấp nhận được. Tuy nhiên, do các biến chứng là đều liên quan đến dây tạo nhịp, cho thấy cần hết sức lưu ý đến các biến chứng này và phải tối ưu hóa kỹ thuật thực hiện nhằm giảm thiểu tỷ lệ biến chứng. Ngoài ra việc so sánh biến chứng khi tạo nhịp bó His với nhánh trái trong nghiên cứu của chúng tôi cho thấy tỷ lệ biến chứng khi tạo nhịp nhánh trái cũng khá tương đồng với tạo nhịp bó His khi có 2 bệnh nhân (5,54%) có mất dẫn nhánh trái trong thời gian theo dõi.

Cũng tương tự nghiên cứu của tác giả Ravi, các trường hợp thất bại khi tạo nhịp bó His sẽ được chúng tôi chuyển sang tạo nhịp nhánh trái. Nghiên cứu của chúng tôi

ghi nhận 3 ca (8,33%) biến chứng liên quan điện cực tạo nhịp nhánh trái bao gồm 1 trường hợp (2,77%) sút điện cực tạo nhịp nhánh trái và 2 trường hợp (5,54%) mất dẫn điện cực tạo nhịp nhánh trái. Như vậy tỷ lệ các biến chứng liên quan đến tạo nhịp nhánh trái trong nghiên cứu chúng tôi tương đương hoặc cao hơn so với tỷ lệ biến chứng liên quan đến tạo nhịp bó His trong nghiên cứu của chúng tôi và thấp hơn tỷ lệ biến chứng trong khi tạo nhịp nhánh trái sau thất bại tạo nhịp bó His trong nghiên cứu của tác giả Ravi. Điều này cho thấy tạo nhịp bó His có mức an toàn không hề thua kém so với tạo nhịp nhánh trái. Trong một bài viết gần đây của tác giả Jastrzębski (2025) về nhận định vai trò của tạo nhịp bó His trong thời đại tạo nhịp nhánh trái đang nổi lên như một xu thế tất yếu, tác giả đã cho thấy tạo nhịp bó His vẫn có rất nhiều ưu điểm vượt trội so với tạo nhịp nhánh trái như QRS sẽ hẹp hơn, tỷ lệ các biến chứng cơ học đặc biệt là thủng vách liên thất thấp hơn [56]. Tạo nhịp bó His cũng đặc biệt hữu ích trong các tình huống bệnh lý đặc biệt, nhất là ở các bệnh nhân có vách liên thất dày hơn 16mm trong bệnh cơ tim phì đại. Trong các tình huống này, tỷ lệ thành công khi tạo nhịp nhánh trái sẽ rất thấp chưa đến 50% (6/13 trường hợp; 46,15%) trong khi tạo nhịp bó His sẽ dễ dàng hơn nhiều với tỷ lệ thành công là 18/21 trường hợp (85,71%) [58]. Phân tích tổng hợp với gần 22.500 bệnh nhân được đặt máy tạo nhịp trong đó gồm 1.459 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His, 4.738 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp nhánh trái và 16.898 bệnh nhân đặt máy tạo nhịp hai buồng thất phải cho thấy tạo nhịp bó His hoặc nhánh trái không khác biệt về tỷ lệ tử vong do mọi nguyên nhân nhưng chỉ sau 6 tháng theo dõi, tạo nhịp bó His và nhánh trái đã giúp giảm 30% nhập viện vì suy tim (HR 0,70; $p = 0,02$) và 34% tử vong do mọi nguyên nhân (HR 0,66; $p < 0,0001$) [56]. Như vậy, có thể thấy tạo nhịp bó His và là kỹ thuật an toàn và mang lại tiên lượng tốt cho bệnh nhân.

4.3.5.2 Bàn luận về nguyên nhân thất bại tạo nhịp bó His

Tác giả Ravi (2020), tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His 177 bệnh nhân, nếu thất bại, các bệnh nhân này sẽ được tiến hành đặt máy tạo nhịp nhánh trái. Kết quả 125/177 (70,62%) đã được máy tạo nhịp bó His thành công [94] và 52 trường hợp không thể tiến hành đặt máy tạo nhịp bó His. Các nguyên nhân cụ thể phải đổi từ tạo nhịp bó His sang tạo nhịp nhánh trái gồm: Ngưỡng tạo nhịp bó His cao (40%), không thể tạo

nhịp được bó His (30%) nguyên nhân khác chiếm 30%. Nghiên cứu của chúng tôi thu tuyển và tiến hành tạo nhịp bó His ở 107 bệnh nhân, các bệnh nhân thất bại với tạo nhịp bó His hoặc không thể tạo nhịp được bó His (blocs sau His) cũng sẽ được chuyển sang tạo nhịp nhánh trái. Trong 36 bệnh nhân không thể tạo nhịp bó His này có 14 ca blocs sau His nên được chuyển sang tạo nhịp nhánh trái. Trong số 22 ca thất bại tạo nhịp bó His, 12 bệnh nhân không thể tìm thấy vị trí chính xác của bó His để tiến hành tạo nhịp (54,54%), 8 bệnh nhân có ngưỡng tạo nhịp bó His luôn cao hơn 2 V/1 ms (36,36%), 2 trường hợp (9,09%) mất dẫn bó His sau khi cắt ống thông. Như vậy, nguyên nhân thất bại trong tạo nhịp bó His của chúng tôi chủ yếu là do không tìm thấy vị trí bó His, điều này khác với kết quả từ nghiên cứu của tác giả Ravi với nguyên nhân thất bại chủ yếu là do ngưỡng tạo nhịp bó His cao. Nguyên nhân của khác biệt này là do phương tiện dùng để tiến hành tạo nhịp bó His. Ở các trung tâm trên thế giới, để tiến hành tạo nhịp hệ thống dẫn truyền, các chuyên gia luôn có hệ thống thăm dò điện sinh lý để xử lý các tín hiệu điện tim trong buồng tim và giúp phát hiện nhanh và dễ dàng tín hiệu của bó His cũng như loại bỏ các tín hiệu gây nhiễu. Tại trung tâm của chúng tôi, nhằm thuận lợi cho việc nhân rộng kỹ thuật này, máy chương trình được sử dụng để tìm tín hiệu His, đây là máy dùng để lập trình máy tạo nhịp, nhưng cũng cho phép ghi tín hiệu điện tim trong buồng tim với tốc độ 100mm/giây và cho phép tăng biên độ điện tim lên gấp 10 lần. Vì vậy, vẫn cho phép ghi được tín hiệu His. Tuy nhiên việc ghi nhận His bằng máy chương trình khó khăn hơn nhiều so với việc sử dụng hệ thống thăm dò điện sinh lý và làm gia tăng tỷ lệ không tìm thấy bó His khi tiến hành thủ thuật, điều này đưa đến sự khác biệt trong nguyên nhân thất bại thủ thuật của nghiên cứu chúng tôi so với nghiên cứu của tác giả Ravi.

KẾT LUẬN

Nghiên cứu của chúng tôi có mẫu nghiên cứu 60 bệnh nhân trong đó có 60% bệnh nhân là nữ, tuổi trung bình là $59,03 \pm 18,86$ tuổi; với 95% bệnh nhân blocc nhĩ thất trước His và tại His, 31,7% bệnh nhân có QRS rộng và 16,7% bệnh nhân có phân suất tổng máu thấp hơn 55%. Nghiên cứu có những kết luận như sau:

- Khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp thông tim đo dP/dt_{max} khi tạo nhịp bó His là $115 \pm 40,44$ ms và khi tạo nhịp nhĩ và His là $169,00 \pm 34,03$ ms. Khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp siêu âm Doppler tim đo VTI qua van 2 lá khi tạo nhịp bó His là $99,66 \pm 30,69$ và khi tạo nhịp nhĩ và His là $158,66 \pm 29,42$ ms. Khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp siêu âm Doppler tim đo VTI qua động mạch chủ khi tạo nhịp bó His là $103,81 \pm 32,30$ và khi tạo nhịp nhĩ và His là $163,00 \pm 24,92$ ms. Khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu được xác định bằng phương pháp siêu âm Doppler tim đo thời gian đổ đầy thất qua van 2 lá khi tạo nhịp bó His là $101,33 \pm 28,96$ và khi tạo nhịp nhĩ và His là $164,00 \pm 29,18$ ms. Các kỹ thuật siêu âm Doppler tim để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất đều tương quan thuận với phương pháp thông tim xâm nhập đo dP/dt_{max} và có thể dùng để thay thế trong việc tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất nếu không thể sử dụng phương pháp thông tim xâm nhập.

- Tạo nhịp bó His là kỹ thuật có tỷ lệ thành công là 76,3%. Việc tạo nhịp bó His giúp thu hẹp QRS từ $103,86 \pm 24,12$ ms còn $96,06 \pm 11,89$ ms; mối liên hệ có ý nghĩa thống kê với $p = 0,026$. Tạo nhịp bó His cũng giúp thu hẹp QRS tốt hơn so với tạo nhịp nhánh trái với QRS là $96,06 \pm 11,89$ ms ở nhóm tạo nhịp bó His so với $110,11 \pm 10,28$ ms ở nhóm tạo nhịp nhánh trái, sự thay đổi có ý nghĩa thống kê với $p < 0,0001$. Tức thời ngay sau đặt và tối ưu hóa, nếu chỉ tạo nhịp His, thông số sức bóp của thất trái dP/dt_{max} tăng thêm $21,39 \pm 26,43\%$; áp lực thất trái tâm thu tăng thêm $9,81 \pm 12,67$ mmHg; áp lực động mạch chủ tâm thu tăng thêm $5,69 \pm 1,61$ mmHg, áp lực động mạch chủ trung bình tăng thêm $10,01 \pm 14,45$ mmHg; trên siêu âm VTI qua van 2 lá sẽ tăng thêm $15,61 \pm 19,85\%$, VTI qua van động mạch chủ sẽ cải thiện $12,54 \pm$

19,25 % cùng với thời gian đổ đầy thất cũng tăng $13,77 \pm 23,04\%$. . Ngay sau đặt và tối ưu hóa, nếu tạo cả nhĩ và tạo nhịp His, thông số sức bóp của thất trái $dP/dt_{\max}$ tăng thêm $29,32 \pm 32,59\%$; áp lực thất trái tâm thu tăng thêm $9,00 \pm 13,92$ mmHg; áp lực động mạch chủ tâm thu tăng thêm $4,88 \pm 12,33$ mmHg, áp lực động mạch chủ trung bình tăng thêm $13,08 \pm 12,56$ mmHg; đối với siêu âm, VTI qua van 2 lá sẽ tăng $8,30 \pm 16,16\%$, VTI qua van động mạch chủ sẽ tăng $6,24 \pm 16,86\%$ cùng với thời gian đổ đầy thất cải thiện $3,31 \pm 14,66\%$. Sau 6 tháng theo dõi các bệnh nhân đã tạo nhịp bó His và cài đặt khoảng dẫn truyền nhĩ thất tối ưu theo phương pháp thông tim xâm nhập đo $dP/dt_{\max}$, chức năng tim của bệnh nhân có khuynh hướng cải thiện tốt hơn trước khi đặt máy tạo nhịp bó His tuy nhiên sự cải thiện chưa có ý nghĩa thống kê, tuy nhiên đối với nhóm bệnh nhân có phân suất tống máu $< 55\%$, sau tạo nhịp bó His 6 tháng, phân suất tống máu sẽ cải thiện từ $41,93 \pm 11,33\%$ lên $55,80 \pm 8,50\%$. Việc tạo nhịp His và tối ưu khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp thông tim xâm nhập này sẽ giúp chất lượng sống thể chất sẽ cải thiện $23,95 \pm 23,51$ điểm, chất lượng sống tinh thần sẽ cải thiện $19,6 \pm 21,52$. Các biến chứng MACE thường gặp khi tạo nhịp bó His chủ yếu do dây His mất dẫn và thường xảy ra trong tuần đầu tiên. Tỷ lệ dây tạo nhịp bó His mất dẫn trong tuần đầu tiên là $4,22\%$. Tỷ lệ biến chứng khi tạo nhịp sau 6 tháng theo dõi là $5,6\%$. Nguyên nhân thủ thuật thất bại thường do không tìm được vị trí His, ngưỡng His cao > 2 V. Ngoài ra có thể tăng hoặc mất dẫn khi cắt ống thông cũng là nguyên nhân thường gặp.

KIẾN NGHỊ

- Đối với bệnh nhân có nhu cầu tạo nhịp nhiều hơn 20% thời gian, tạo nhịp bó His nên được cân nhắc vì giúp hiệu chỉnh, thu hẹp QRS và QT so với nhịp nội tại, tạo nhịp thất phải. Tạo nhịp bó His cũng giúp thu hẹp QRS tốt hơn so với tạo nhịp nhánh trái.

- Sau khi tiến hành tạo nhịp bó His, nên tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng phương pháp thông tim. Nếu không thể thông tim để tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất, siêu âm Doppler tim nhằm tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng kỹ thuật đo VTI qua van hai lá, đo VTI qua van động mạch chủ hoặc đo thời gian đổ đầy thất sẽ là các kỹ thuật thay thế để nâng cao hiệu quả điều trị.

- Trong tình huống không thể tiến hành tối ưu hóa khoảng dẫn truyền bằng các kỹ thuật thông tim hoặc siêu âm Doppler tim, nghiên cứu cho thấy có thể tạm thời cài đặt $AVs = 115 \text{ ms}$ và $AVp = 169 \text{ ms}$.

DANH MỤC CÁC CÔNG TRÌNH ĐÃ CÔNG BỐ LIÊN QUAN ĐẾN LUẬN ÁN

1. Kiều Ngọc Dũng, Nguyễn Tri Thức, Hoàng Anh Tiến (2023). “Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp hệ thống dẫn truyền”. *Tạp Chí Y học Việt Nam*, 529(1). <https://doi.org/10.51298/vmj.v529i1.6294>
2. Kiều Ngọc Dũng, Hoàng Anh Tiến, Nguyễn Tri Thức (2023) “Tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tạo nhịp bó His”. *Tạp chí Y Dược Huế - Số 7, tập 13, tháng 12/2023*. Tr.177-182. <https://www.huejmp.vn/index.php/journal/article/view/233/227>
3. Nguyễn Tri Thức, Kiều Ngọc Dũng, Hoàng Anh Tiến, Nguyễn Cửu Long (2023). “Các kỹ thuật tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất ở bệnh nhân đặt máy tái đồng bộ tim”. *Tạp Chí Y học Việt Nam*, 529(2). <https://doi.org/10.51298/vmj.v529i2.6484>
4. Kiều Ngọc Dũng, Hoàng Anh Tiến, Nguyễn Tri Thức (2024). “Khả thi, an toàn và hiệu quả của máy tạo nhịp bó His”. *Tạp Chí Y học Việt Nam*, 534(1B). <https://doi.org/10.51298/vmj.v534i1B.8324>
5. Kiều Ngọc Dũng, Nguyễn Tri Thức và cs (2024). “Nghiên cứu thay đổi chất lượng sống ở bệnh nhân đặt máy tái đồng bộ tim”. *Tạp Chí Y học Việt Nam*, 534(1B). <https://doi.org/10.51298/vmj.v534i1B.8278>

TÀI LIỆU THAM KHẢO

TIẾNG VIỆT

1. Bùi Vĩnh Hà (2014) “Nghiên cứu vai trò của Siêu âm Doppler tim để lập trình máy tạo nhịp tái đồng bộ tim”. *Luận án bác sĩ nội trú, Đại học Y Hà Nội*.
2. Phạm Như Hùng (2012) “Điều trị bệnh nhân suy tim nặng bằng máy tạo nhịp tái đồng bộ tim”. *Luận án tiến sĩ Y học, Đại học Y Hà Nội*, tr.56-99.
3. Phạm Như Hùng và cộng sự (2008) “Tái đồng bộ tim điều trị suy tim tại Viện Tim mạch quốc gia Việt Nam”. *Tạp chí Tim mạch học Việt Nam*, (50), tr.15-24.
4. Phạm Như Hùng, Đỗ Kim Bảng, Trương Thanh Hương (2014) “Giá trị của phần mềm Quick - Opt của hãng St. Jude trong lập trình máy tạo nhịp ba buồng tim”; *Tạp chí Tim mạch học*, 67, tr. 57-63.
5. Trương Thanh Hương và cộng sự (2015) “Vai trò của Siêu âm Doppler tim trong hướng dẫn lập trình tối ưu hóa máy tạo nhịp tái đồng bộ cơ tim ở các bệnh nhân suy tim nặng theo phương pháp tối ưu hóa thời gian dẫn truyền giữa hai thất”. *Tạp chí Tim mạch học*, số 69, tr.46-53.
6. Lê Võ Kiên, Trần Tuấn Việt, Nguyễn Duy Linh, Đặng Việt Phong, Phạm Trường Sơn, Phan Đình Phong (2022) “Kỹ thuật tạo nhịp nhánh trái bó His”, *Tạp Chí Tim Mạch Học Việt Nam* - 100.2022, tr: 94-100.
7. Huỳnh Văn Minh, Hoàng Anh Tiến, đoàn Khánh Hùng, Nguyễn Vũ Phòng, Ngô Viết Lâm, Phạm Tuấn Hiệp, Nguyễn Xuân Hưng (2018) “Nghiên cứu áp dụng tạo nhịp tim vĩnh viễn và tối ưu hóa lập trình tại bệnh viện đại học y dược huế”, *Tạp chí y dược học, Journal of medicine and pharmacy*, 8 (03); Trang: 114
8. Huỳnh Văn Minh, Nguyễn Văn Điền, Hoàng Anh Tiến (2018) “Điện tâm đồ từ Sinh lý điện đến chẩn đoán lâm sàng”, *NXB Đại học Huế*
9. Cù Nhật Quý, Lê Thị Bích Thuận (2017) “Nghiên cứu holter điện tim 24 giờ và test atropin trong chỉ định đặt máy tạo nhịp vĩnh viễn”, *luận văn thạc sĩ của bác sĩ nội trú, Đại học Huế, Đại học Y Dược Huế*
10. Nguyễn Trường Sơn, Lương Ngọc Khuê, Nguyễn Lâm Việt, Phạm Nguyễn Vinh, Phạm Mạnh Hùng (2022) “Hướng dẫn chẩn đoán và điều trị suy tim cấp và mạn”, *Bộ Y tế*, 2022.

11. Hoàng Anh Tiến (2024) “Kỹ thuật và lập trình tạo nhịp tim, khử rung và tái đồng bộ tim”. *NXB Y Học*
12. Nguyễn Tri Thức (2011) “Nghiên cứu đặc điểm lâm sàng, cận lâm sàng và vai trò máy tạo nhịp hai buồng trong điều trị rối loạn nhịp chậm tại bệnh viện chợ rẫy”, *luận văn bác sĩ chuyên khoa 2, Đại Học Huế, Đại Học Y Dược Huế*
13. Nguyễn Tri Thức, Nguyễn Cửu Long, Hoàng Anh Tiến (2020) “Nghiên cứu tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất bằng Siêu âm Doppler tim và thông tim ở bệnh nhân được đặt máy tái đồng bộ tim“, *luận văn tiến sĩ y học, Đại Học Huế, Đại Học Y Dược Huế*
14. Nguyễn Văn Tuấn “Lâm sàng thống kê: Hiểu đúng về AR, RR, và NNT”
15. Trần Đỗ Trinh, Trần Văn Huy (1997) “Rối loạn nhịp tim chậm từ bệnh học đến điều trị cấp cứu và lâu dài”, tr. 11-17, 35, 73, 137, 160-174, 237-241.
16. Võ Văn Thắng, Hoàng Đình Huệ (2011), “Sử dụng phần mềm thống kê SPSS, Giáo trình đào tạo đại học và sau đại học trong ngành Y”, *NXB Đại học Huế*
17. Nguyễn Anh Vũ (2008) "Siêu âm tim từ cơ bản đến nâng cao". *ĐH Y Dược Huế, NXB Đại Học Huế*
18. Nguyễn Anh Vũ (2018) "Siêu Âm Tim Cập Nhật Chẩn Đoán", *ĐH Y Dược Huế, NXB Đại Học Huế*

TIẾNG ANH

19. Abdelrahman, M et al (2018) "Clinical Outcomes of His Bundle Pacing Compared to Right Ventricular Pacing". *Journal of the American College of Cardiology*, 71(20), pp.2319 – 2330.
20. Ajijola et al. (2017) “Permanent His-bundle pacing for cardiac resynchronization therapy: Initial feasibility study in lieu of left ventricular lead". *Heart Rhythm*, 14(9), pp.1353 – 1361.
21. Arnold A. D et al. (2018), "His Resynchronization Versus Biventricular Pacing in Patients With Heart Failure and Left Bundle Branch Block". *J Am Coll Cardiol*, 72 (24), pp.3112-3122.

22. Bakelants E et al (2021) "Troubleshooting programming conduction system pacing", *Arrhythmia & Electrophysiology Review*;10(2), pp.85 – 90.
23. Barold S.S et al (2004), "Cardiac pacemakers step by step: an illustrated guide", Blackwell Publishing, 1st ed, pp.90-91
24. Brabham W.W et al (2013), "The role of AV and VV optimization for CRT", *Journal of Arrhythmia*, 29(3), pp.153-161
25. Brignole, M., & Sutton, R. et al (2022). "Left bundle branch area pacing in perspective". *European heart journal*, 43(40), pp.4174 – 4176.
26. Burri H et al (2019) "Device Programming for His Bundle Pacing", *Circ Arrhythm Electrophysiol*, 12(2): e006816.
27. Burri H et al (2020) "Electrocardiographic Analysis for His Bundle Pacing at Implantation and Follow-Up". *JACC: Clinical Electrophysiology*. 6 (7) pp 883-900
28. Burri H et al (2023) "EHRA clinical consensus statement on conduction system pacing implantation: endorsed by the Asia Pacific Heart Rhythm Society (APHRS), Canadian Heart Rhythm Society (CHRS), and Latin American Heart Rhythm Society (LAHRS) ". *Europace*. 25(4), pp:1208-1236.
29. Cabrera J.A et al (2020) "Tracking Down the Anatomy of the Left Bundle Branch to Optimize Left Bundle Branch Pacing", *JACC Case Rep*. 2(5), pp.750-755
30. Carsten W.I et al (2017) "Pacing-induced heart failure: should we avoid right ventricular pacing or not? ", *EP Europace*, 19(2), pp.165 – 168.
31. Chen X et al. (2021), "Procedure-Related Complications of Left Bundle Branch Pacing: A Single-Center Experience". *Front Cardiovasc Med*, 8, pp.645947.
32. Chen, Z., Zhou, X., Ma, X., & Chen, K. (2022). "Recruitment of the cardiac conduction system for optimal resynchronization therapy in failing heart". *Frontiers in physiology*, 13, 1045740.
33. Cho S. W et al. (2019) "Clinical features, predictors, and long-term prognosis of pacing-induced cardiomyopathy". *Eur J Heart Fail*, 21(5), pp.643-651.
34. Clémenty, N., Fernandes, J., Carion, P. L., de Léotoing, L., Lamarsalle, L., Wilquin-Bequet, F., Wolff, C., Verhees, K. J. P., Nicolle, E., & Deharo, J. C. (2019) "Pacemaker complications and costs: a nationwide economic study". *Journal of medical economics*, 22(11), pp.1171 – 1178.

35. Coluccia, G., Dell'Era, G., Ghiglieri, C., De Vecchi, F., Spinoni, E., Santagostino, M., Guido, A., Zaccaria, M., Patti, G., Accogli, M., & Palmisano, P. (2023). Optimization of the atrioventricular delay in conduction system pacing. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 34(6), pp.1441 – 1451.
36. De Pooter J et al (2022), "A Guide to Left Bundle Branch Area Pacing Using Stylet-Driven Pacing Leads". *Front Cardiovasc Med*, 9, pp.844-152.
37. Deshmukh P. et al (2000), "Permanent, direct His-bundle pacing: a novel approach to cardiac pacing in patients with normal His-Purkinje activation". *Circulation*, 101 (8), pp.869-77.
38. Doi K et al (2013), "Current status of cardiac resynchronization therapy device optimization in Japan", *Journal of Arrhythmia*, 29(3), pp.175-179.
39. Ellenbogen K.A et al (2017), "*Clinical cardiac pacing, defibrillation, and resynchronization therapy*", Elsevier, 5th edition, pp.223-243.
40. Elliott, Mark K. et al. (2022) "Pacing Optimized by Left Ventricular dP/dt_{max}". *Cardiac Electrophysiology Clinics*, Volume 14, Issue 2, 223 – 232
41. Ezzeddine, F. M., & Dandamudi, G. (2018). His Bundle Pacing. *Cardiac Electrophysiology Clinics*, 10(1), pp.87 – 98.
42. Faddis M.N et al (2018) "Treatment of Pacing-Induced Cardiomyopathy With Cardiac Resynchronization Therapy", *J Am Coll Cardiol EP*, 4 (2), pp.178 – 180
43. Ferrara M. et al (2017) "Paced or Non-Paced? Examining an Electrocardiogram Rhythm. " *J Innov Card Rhythm Manag* ;8(6):2740-2744.
44. Ferrari A.D et al (2014) "Cardiomyopathy induced by artificial cardiac pacing: myth or reality sustained by evidence? " *Rev Bras Cir Cardiovasc*. 2014 Jul-Sep;29(3):402-13.
45. Ferrari A.D et al (2022) "Atrioventricular dyssynchrony in patients with permanent pacemaker due to sinus node dysfunction and first-degree atrioventricular block: does the long PR syndrome exist?" *J Cardiol Curr Res*. 2022;15(5):124– .
46. Frits W.P et al (2022) "Electrical management of heart failure_ from pathophysiology to treatment", *European Heart Journal* 43(20), pp.1917 – 1927

47. Fry E et al (2023) "Echocardiographic Evaluation of His Bundle Pacing in Patients with Prolonged PR Intervals". *Cardiol Cardiovasc Med* 7(2), pp.69-79
48. Glikson M et al (2022) "2021 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy." *Europace*. 24(1); pp : 71-164.
49. Gu M et al. (2020) "Permanent His Bundle Pacing Implantation Facilitated by Visualization of the Tricuspid Valve Annulus". *Circ Arrhythm Electrophysiol* ,13(10):e008370.
50. Gyalai Z et al (2016), "Evaluation of echocardiographic optimization of cardiac resynchronization therapy using VTI parameters", *Romanian Journal of Cardiology*, 26(3).
51. Hamlim R.L et al (2012), "dP/dt(max) - a measure of 'baroinometry'", *J Pharmacol Toxicol Methods*, 66(2), pp.63-65.
52. Hanifin JL, Ravi V, Trohman RG, Sharma PS et al (2020) "Permanent His Bundle Pacing: A programming and troubleshooting guide". *Indian Pacing Electrophysiol J*. 20(3), pp:121-128.
53. Hoyt, R. H., Kelley, B. P., Harry, M. J., & Marcus, R. H. (2022). "Hemodynamic Doppler echocardiographic evaluation of permanent His bundle and biventricular pacing after AV nodal ablation. International journal of cardiology". *Heart & vasculature*, 42, 101102.
54. Huang, Weijian et al (2017) "A Novel Pacing Strategy With Low and Stable Output: Pacing the Left Bundle Branch Immediately Beyond the Conduction Block." *The Canadian journal of cardiology* vol. 33(12),pp : 1736.e1-1736.e3.
55. Jansen A.H.M et al (2006), "Correlation of echo-Doppler optimization of atrioventricular delay in cardiac resynchronization therapy with invasive hemodynamics in patients with heart failure secondary to ischemic or idiopathic dilated cardiomyopathy", *Am J Cardiol*, 97(4), pp.552-557.
56. Jastrzębski, M. et al (2025) "His Bundle Pacing in the Era of Left Bundle Branch Pacing". *Arrhythmia & electrophysiology review*, 14, e06
57. Jastrzębski, Marek et al (2022) "Left bundle branch-optimized cardiac resynchronization therapy (LOT-CRT): Results from an international LBBAP collaborative study group." *Heart rhythm* 19(1), pp : 13-21.

58. Jing-Jing et al (2023) "Conduction system pacing for ventricular pacing requirement is feasible and effective on patients with hypertrophic cardiomyopathy and cardiac dysfunction". *International journal of cardiology Heart & vasculature*, 49, 101296.
59. Jones S, Lumens J, Sohaib SMA, Finegold JA, Kanagaratnam P, Tanner M et al. (2015) "Cardiac resynchronization therapy: mechanisms of action and scope for further improvement in cardiac function". *Europace*;19(7), pp:1178-1186.
60. Joshi NP et al (2015) "Impact of baseline PR interval on cardiac resynchronization therapy outcomes in patients with narrow QRS complexes: an analysis of the ReThinQ Trial". *J Interv Card Electrophysiol* ; 43(2):145-9.
61. Kato, H. et al (2022). "Efficacy of His Bundle Pacing on LV Relaxation and Clinical Improvement in HF and LBBB". *JACC. Clinical electrophysiology*, 8(1), pp.59 – 69.
62. Kay I.P et al (2010), "Cardiac Catheterization and Percutaneous Interventions", *Taylor & Francis*, 1st Ed, pp.162.
63. Kaza, N., Keene, D., Vijayaraman, P., & Whinnett, Z. (2023). "Frontiers in conduction system pacing: treatment of long PR in patients with heart failure". *European heart journal supplements : journal of the European Society of Cardiology*, 25(Suppl G), pp.G27 – G32.
64. Keene, D et al (2019). "His bundle pacing, learning curve, procedure characteristics, safety, and feasibility: Insights from a large international observational study". *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 30(10), pp.1984 – 1993.
65. Keene, D et al (2020). "Within-patient comparison of His-bundle pacing, right ventricular pacing, and right ventricular pacing avoidance algorithms in patients with PR prolongation: Acute hemodynamic study". *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 31(11), pp.2964 – 2974.
66. Keene, D et al (2024). "Predictors of the efficacy of His bundle pacing in patients with a prolonged PR interval: A stratified analysis of the HOPE-HF randomized controlled trial". *European journal of heart failure*, 10.1002/ejhf.3367.

67. Keene, D et al (2022). "Optimizing atrio-ventricular delay in pacemakers using potentially implantable physiological biomarkers". *Pacing and clinical electrophysiology : PACE*, 45(4), pp.461 – 470.
68. Kerlan J.E et al (2006), "Prospective comparison of echocardiographic atrioventricular delay optimization methods for cardiac resynchronization therapy", *Heart Rhythm*, 3(2), pp.148-154.
69. Khurshid S et al. (2014) "Incidence and predictors of right ventricular pacing-induced cardiomyopathy". *Heart Rhythm*, 11(9), pp.1619-25.
70. Kosmala W et al (2014), "Meta-Analysis of Effects of Optimization of Cardiac Resynchronization Therapy on Left Ventricular Function, Exercise Capacity, and Quality of Life in Patients With Heart Failure", *The American Journal of Cardiology*, 113(6), pp.988-994.
71. Koulouris, S., & Cascella, M. et al (2025) "Electrophysiologic Study Interpretation" *In StatPearls. StatPearls Publishing.*
72. Kristensen L et al. (2004) "Incidence of atrial fibrillation and thromboembolism in a randomised trial of atrial versus dual chamber pacing in 177 patients with sick sinus syndrome". *Heart*, 90(6), pp.661-6.
73. Kronborg M. B., & Nielsen, J. C. et al (2016). "His Bundle Pacing: Techniques and Outcomes". *Current Cardiology Reports*, 18(8).
74. Kulesza, P. et al (2024). "His Bundle Pacing: Predicting Mortality and Major Complications in Mid-Term Follow-Up". *Journal of clinical medicine*, 13(6), pp.1802.
75. Kulesza, P. et al (2024). "His Bundle Pacing: Predicting Mortality and Major Complications in Mid-Term Follow-Up". *Journal of clinical medicine*, 13(6), pp.1802.
76. Kusumoto F.M et al (2019), "2018 ACC/AHA/HRS Guideline on the Evaluation and Management of Patients With Bradycardia and Cardiac Conduction Delay: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society", *Circulation*, 140(8), pp.e382-e482.

77. Kutyifa V et al. (2014) "PR interval identifies clinical response in patients with non-left bundle branch block: a Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial-Cardiac Resynchronization Therapy substudy". *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 7(4):645-51.
78. L Bartoli et al (2021). "His bundle pacing: safety, performance, and clinical outcomes in a single centre experience", *European Heart Journal*, 42(Issue Supplement_1), October 2021, ehab724.0679,
79. Lee, Y. H. et al (2014). "Effects of atrioventricular conduction delay on the outcome of cardiac resynchronization therapy". *Journal of electrocardiology*, 47(6), pp.930 – 935.
80. Lewis, A. J. M., Foley, P., Whinnett, Z., Keene, D., & Chandrasekaran, B. (2019). "His Bundle Pacing: A New Strategy for Physiological Ventricular Activation". *Journal of the American Heart Association*, 8(6), e010972.
81. Lin, J., Buhr, K. A., & Kipp, R. et al (2017). "Effect of PR Interval on Outcomes Following Cardiac Resynchronization Therapy: A Secondary Analysis of the COMPANION Trial". *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 28(2), pp.185 – 191.
82. Loring Z et al (2022) "Acute echocardiographic and hemodynamic response to His-bundle pacing in patients with first-degree atrioventricular block". *Ann Noninvasive Electrocardiol*; 27(4), pp:e12954
83. Lustgarten D. L et al. (2015), "His-bundle pacing versus biventricular pacing in cardiac resynchronization therapy patients: A crossover design comparison". *Heart Rhythm*, 12 (7), pp.1548-57.
84. Meluzin J et al (2004), "A fast and simple echocardiographic method of determination of the optimal atrioventricular delay in patients after biventricular stimulation", *Pacing Clin Electrophysiol*, 27(1), pp.58-64.
85. Morimont, P., Lambermont, B., Desai, T., Janssen, N., Chase, G., & D'Orio, V. (2012). "Arterial dP/dtmax accurately reflects left ventricular contractility during shock when adequate vascular filling is achieved". *BMC cardiovascular disorders*, 12, 13.

86. Nagarajan VD, Ho SY, Ernst S et al (2019) "Anatomical Considerations for His Bundle Pacing". *Circ Arrhythm Electrophysiol.*;12(7):e006897.
87. Nielsen J.C et al (2011) "A comparison of single-lead atrial pacing with dual-chamber pacing in sick sinus syndrome". *Eur Heart J*, 32(6), pp.686-96.
88. Occhetta, E., Bortnik, M., Magnani, A., Francalacci, G., Piccinino, C., Plebani, L., & Marino, P. (2006). "Prevention of ventricular desynchronization by permanent para-Hisian pacing after atrioventricular node ablation in chronic atrial fibrillation: a crossover, blinded, randomized study versus apical right ventricular pacing". *Journal of the American College of Cardiology*, 47(10), pp.1938 – 1945.
89. Oemar M, Janssen B et al (2013) "EQ-5D-5L User Guide Basic information on how to use the EQ-5D-5L instrument", *EuroQol Group*, Version 2.0.
90. Padala S.K et al (2021) "Anatomy of the cardiac conduction system", *Pacing Clin Electrophysiol.* 44(1), pp15-25.
91. Pastore G et al. (2014) "Hisian area and right ventricular apical pacing differently affect left atrial function: an intra-patients evaluation". *Europace*. 2014;16(7):1033 – 9.
92. Pichardo R.B et al (2006) "Permanent His-Bundle Pacing in Patients With Infra-Hisian Atrioventricular Block", *Rev Esp Cardiol*, 59(6), pp.553-558
93. Pujol-Lopez, M et al (2022). "Conduction System Pacing vs Biventricular Pacing in Heart Failure and Wide QRS Patients: LEVEL-AT Trial". *JACC. Clinical electrophysiology*, 8(11), pp.1431 – 1445.
94. Ravi V et al (2020) "Pros and Cons of Left Bundle Branch Pacing", *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, 13(12), e008874
95. Ravi V, El Baba M, Sharma PS (2021) "His bundle pacing: Tips and tricks". *Pacing Clin Electrophysiol*; 44(1):26-34
96. Ruwald M.H et al (2014), "Individualized Cardiac Resynchronization Therapy: Current Status", *Research Reports in Clinical Cardiology*, 2014(5), pp.305-317.
97. Salden F.C.W.M et al (2018) "Atrioventricular dromotopathy: evidence for a distinctive entity in heart failure with prolonged PR interval?", *EP Europace*, 20(7), Pp.1067 – 1077

98. Salden F.C.W.M et al (2022) "Pacing therapy for atrioventricular dromotopathy: a combined computational – experimental – clinical study", *Europace*, 2022(24),pp.784 – 795
99. Salim S.V et al (2021) “Heart Disease and Stroke Statistics-2021 Update: A Report From the American Heart Association”, *Circulation*, 143(8), pp.e254-e743.
100. Sawhney N.S et al (2004), “Randomized prospective trial of atrioventricular delay programming for cardiac resynchronization therapy”, *Heart Rhythm*, 1(5), pp.562-7.
101. Sayin B.Y et al (2018), “Comparison of Invasive, Electrocardiographic and Echocardiographic Methods in the Optimization of Cardiac Resynchronization Therapy and Assesment of the Effect on Acute Hemodynamic Response”, *The American Journal of Cardiology*, 121(8), pp.e59-e60.
102. Schoenfeld M.H et al (2007), “Contemporary pacemaker and defibrillator device therapy: challenges confronting the general cardiologist”. *Circulation* 115(5), pp.638-653.
103. Sharma P.S et al (2018) “Permanent His Bundle Pacing for Cardiac Resynchronization Therapy in Patients With Heart Failure and Right Bundle Branch Block.” *Circulation. Arrhythmia and electrophysiology* 11(9), pp : e006613
104. Sharma P.S et al (2021), “Conduction System Pacing for Cardiac Resynchronisation”, *Arrhythmia & Electrophysiology Review*; 10(1), pp51 – 58.
105. Sharma, P. S. et al (2015). “Permanent His-bundle pacing is feasible, safe, and superior to right ventricular pacing in routine clinical practice”. *Heart rhythm*, 12(2), pp.305 – 312.
106. Sharma, P. S., Dandamudi, G., Herweg, B. et al (2018). “Permanent His-bundle pacing as an alternative to biventricular pacing for cardiac resynchronization therapy: A multicenter experience”. *Heart rhythm*, 15(3), pp.413 – 420.
107. Sohaib SMA et al. (2015) ”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*;1(6):582-591.

108. Stanton T et al (2008), "How should we optimize cardiac resynchronization therapy", *Eur Heart*, 29(20), pp.2458-2472.
109. Strocchi, M. Et al (2020). "His-bundle and left bundle pacing with optimized atrioventricular delay achieve superior electrical synchrony over endocardial and epicardial pacing in left bundle branch block patients". *Heart rhythm*, 17(11), pp.1922 – 1929.
110. Su L et al (2018) "Pacing parameters and success rates of permanent His-bundle pacing in patients with narrow QRS: a single-centre experience", *Europace*, 21(5), pp.763-770.
111. Upadhyay G.A et al (2019) "Intracardiac Delineation of Septal Conduction in Left Bundle-Branch Block Patterns", *Circulation*, 139(16), pp:1876 – 1888
112. Vijayaraman P et al (2018), "His Bundle Pacing", *J Am Coll Cardiol*. 72 (8) pp 927 – 947
113. Vijayaraman P et al (2019), "Prospective evaluation of feasibility and electrophysiologic and echocardiographic characteristics of left bundle branch area pacing". *Heart Rhythm*, 16 (12), pp.1774 - 1782.
114. Vijayaraman P, Dandamudi G. (2016) "How to Perform Permanent His Bundle Pacing: Tips and Tricks". *Pacing Clin Electrophysiol*. 2016 Dec;39(12):1298 - 1304.
115. Vijayaraman, P et al (2018). "Permanent His-bundle pacing: Long-term lead performance and clinical outcomes". *Heart rhythm*, 15(5), pp.696 – 702.
116. Vijayaraman, P., Dandamudi, G., Worsnick, S., & Ellenbogen, K. A. (2015). "Acute His-Bundle Injury Current during Permanent His-Bundle Pacing Predicts Excellent Pacing Outcomes". *Pacing and clinical electrophysiology : PACE*, 38(5), pp.540 – 546.
117. Vijayaraman, P., Naperkowski, A., Ellenbogen, K. A., & Dandamudi, G. (2015). "Electrophysiologic Insights Into Site of Atrioventricular Block: Lessons From Permanent His Bundle Pacing". *JACC. Clinical electrophysiology*, 1(6), pp.571 – 581.

118. Whinnett Z.I et al (2013) "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*, 168(3), pp.2228 – 2237.
119. Whinnett Z.I et al (2022) “Effects of haemodynamically atrio-ventricular optimized His-pacing on heart failure symptoms and exercise capacity: The His Optimized Pacing Evaluated for Heart Failure (HOPE-HF) randomised, double-blind, cross-over trial”, *Eur J Heart Fail*, 25(2) PP:274 - 283
120. Yenerçag M et al (2020) “Noninvasive cardiac output measurement based optimization in nonresponders of cardiac resynchronization therapy”, *Pacing Clin Electrophysiol*, 43, pp:394 – 401.
121. Zanon, F et al (2018). “Permanent His-bundle pacing: a systematic literature review and meta-analysis”. *Europace*, 20(11), pp.1819 – 1826.
122. Zanon, F. Et al (2019). “Long term performance and safety of His bundle pacing: A multicenter experience”. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 30(9), pp.1594 – 1601.
123. Zipes D.P et al (2019) "Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine", *Elsevier, 11th Edition, part V*, chapter 40, pp.775 - 779.
124. Zupan Mežnar, A. et al (2024). “AV-optimized conduction system pacing for treatment of AV dromotopathy: A randomized, cross-over study”. *Journal of cardiovascular electrophysiology*, 35(7), pp.1340 – 1350.
125. Naqvi, T. Z., & Chao, C. J. (2023). “Adverse effects of right ventricular pacing on cardiac function: prevalence, prevention and treatment with physiologic pacing”. *Trends in cardiovascular medicine*, 33(2), pp109 – 122. <https://doi.org/10.1016/j.tcm.2021.10.013>
126. Hauser, R. G., Gornick, C. C. et al (2021). “Major adverse clinical events associated with implantation of a leadless intracardiac pacemaker”. *Heart rhythm*, 18(7), pp.1132–1139.

BỘ Y TẾ
BỆNH VIỆN CHỢ RẨY

XÁC NHẬN DANH SÁCH BỆNH NHÂN

Số TT	Số hồ sơ	Họ và tên	Năm sinh	Giới
1	2230025307	Nguyễn Bá T.	1980	Nam
2	2230039131	Chu Thị H.	1964	Nữ
3	2230042419	Nguyễn Thị Bé S.	1952	Nữ
4	2230061620	Phạm Thành L.	1978	Nam
5	2230065158	Ngô Thị R.	1955	Nữ
6	2230065688	Nguyễn Thị L.	1955	Nữ
7	2230066290	Huỳnh Thị C.	1947	Nữ
8	2230067788	Trần Thị Q.	1992	Nữ
9	2230069449	Nguyễn Thị Mỹ L.	1968	Nữ
10	2230069861	Lương Tấn N.	1960	Nam
11	2230064826	Nguyễn Thị L.	1958	Nữ
12	2230070541	Tăng Hữu C.	1962	Nam
13	2230068677	Nguyễn Ngọc T.	1969	Nam
14	2230072382	H Yuôr K.	1963	Nữ
15	2230071201	Huỳnh Ngọc Minh C.	2001	Nữ
16	2230071764	Trần Thị Xuân T.	1990	Nữ
17	2230074081	Lê Thị Kim L.	1958	Nữ
18	2230076638	Lê Thị Ni N.	2007	Nữ
19	2230077491	Nguyễn Văn C.	1936	Nam
20	2230078127	Lê Thị H.	1947	Nữ
21	2230080135	Nguyễn Thị K.	1954	Nữ
22	2230079707	Lê Thị T.	1969	Nữ
23	2230081544	Lưu Văn N.	2004	Nam
24	2230080541	Nguyễn Thị Mi N.	1940	Nữ
25	2230082868	Nguyễn Thị Đ.	1940	Nữ
26	2230008217	Võ Văn N.	1945	Nam
27	2230012267	Vương Đình H.	1988	Nam
28	2230082649	Nguyễn Thị N.	1937	Nữ
29	2230039281	Lương Thị T.	1974	Nữ
30	2230083086	Nguyễn Văn Đ.	1958	Nam
31	2230081528	Phạm Thị Ngọc G.	2000	Nữ
32	2230085984	Trịnh Hoàng N.	1960	Nam
33	2230086425	Nguyễn Đức T.	1978	Nam



Số TT	Số hồ sơ	Họ và tên	Năm sinh	Giới
34	2230087462	Nguyễn Thị Kim P.	1961	Nữ
35	2230088029	Ngô Ngọc T.	1945	Nữ
36	2230089933	Nguyễn Văn L.	1959	Nam
37	2230090924	Đặng Thị B.	1967	Nữ
38	2230041051	Nguyễn Thị H.	1969	Nữ
39	2230093487	Ngô Thị Kim X.	1996	Nữ
40	2230087468	Nguyễn Thị Thu L.	1982	Nữ
41	2230094583	Trần Minh Đ.	1944	Nam
42	2230098614	Huỳnh Ly E.	1976	Nữ
43	2230100453	Trần Thị Thu H.	1955	Nữ
44	2230103408	Nguyễn Thị Thanh D.	1971	Nữ
45	2230101500	Nguyễn Văn N.	1927	Nam
46	2230104424	Huỳnh Thị Mỹ H.	1954	Nữ
47	2230104465	Võ Ú.	1952	Nam
48	2230107349	Hồ Việt H.	1935	Nam
49	2230108398	Vũ Thị H.	1958	Nữ
50	2230108971	Nguyễn Quốc Đ.	1993	Nam
51	2230118435	Võ Trọng Q.	1957	Nam
52	2230123993	Phạm Thị Kim C.	1972	Nữ
53	2230127513	Phạm Thị Hồng C.	1985	Nữ
54	2230128331	Trần Minh T.	1983	Nam
55	2230126244	Nguyễn Văn S.	1949	Nam
56	2230115047	Lê Thị X.	1942	Nữ
57	2230114465	Nguyễn Thị P.	1948	Nữ
58	2230114589	Nguyễn Thị N.	1954	Nữ
59	2230112403	Nguyễn Thị L.	1961	Nữ
60	2230094820	Võ Khắc L.	1950	Nam
61	2230051751	Huỳnh Thị L.	1946	Nữ
62	2230116770	Trần Văn K.	1958	Nam
63	2230027899	Bạch Thị T.	1948	Nữ
64	2230078777	Nguyễn Văn T.	1964	Nam
65	2230016756	Nguyễn Thị L.	1954	Nữ
66	2230065297	Nguyễn Thành N.	1966	Nam
67	2230047911	Nguyễn Văn N.	1944	Nam
68	2230029702	Nguyễn Thị N.	1972	Nữ
69	2230090609	Trương Thị P.	1936	Nữ
70	2230123739	Hồ Văn T.	1958	Nam
71	2230054139	Phan Thị Đ.	1945	Nữ
72	2230053485	Lý Thị Á.	1966	Nữ
73	2230055133	Phạm Công M.	1951	Nam

Số TT	Số hồ sơ	Họ và tên	Năm sinh	Giới
74	2230063963	Nguyễn Văn C.	1970	Nam
75	2230067120	Nguyễn Đình H.	1942	Nam
76	2230067808	Lê Thị M.	1954	Nữ
77	2230069446	Đặng Ngọc T.	1957	Nam
78	2230077503	Lê Thị Kim C.	1940	Nữ
79	2230090267	Nguyễn Thị Á.	1958	Nữ
80	2230055214	Nguyễn Thị D.	1957	Nữ
81	2230064224	Võ Thị Đ.	1945	Nữ
82	2230096273	Đoàn Thị Minh N.	1953	Nữ
83	2230117857	Trần Thị H.	1949	Nữ
84	2230075824	Cao Quang M.	1963	Nam
85	2230100909	Lại Thị H.	1964	Nữ
86	2230096405	Nguyễn Tấn K.	1979	Nam
87	2230067806	Huỳnh Văn T.	1967	Nam
88	2230066093	Nguyễn Thị X.	1935	Nữ
89	2230069709	Vũ Thị N.	1947	Nữ
90	2230071388	Nguyễn P.	1932	Nam
91	2230079306	Trần T.	1960	Nam
92	2230079203	Phạm Thị M.	1944	Nữ
93	2230081766	Nguyễn Văn L.	1935	Nam
94	2230082701	H Wut Buôn Y.	1948	Nữ
95	2230088424	Phan Văn N.	1944	Nam
96	2230088397	Lý Ngọc M.	1951	Nam
97	2230096255	Diệp Bảo V.	1972	Nam
98	2230096253	Lê Văn T.	1958	Nam
99	2230104871	Trần Văn B.	1935	Nam
100	2230100767	Đặng Thị H.	1963	Nữ
101	2230117232	Lê Thị L.	1978	Nữ
102	2230108360	Võ Quốc D.	1983	Nam
103	2230109259	Trần Ngọc L.	1965	Nữ
104	2230111706	Cao Thị G.	1944	Nữ
105	2230108963	Huỳnh Hữu P.	1959	Nam
106	2230108088	Đặng Văn C.	1953	Nam
107	2230118347	Đào Thị É.	1940	Nữ

Ngày 05 tháng 6 năm 2025

GIÁM ĐỐC

TRƯỜNG PHÒNG KHTH

BỆNH VIỆN

CHỢ Đ. K. Trưng Thê Hiệp

A23-OR01-0203

QRS trước đặt máy: ①QRS hẹp ②LBBB ③RBBB ④IVCD ⑤nhịp máy

Dây tạo nhịp	Tĩnh mạch	Hãng SX	Vị trí
Nhĩ phải	① dưới đòn ② nách	① Medtronic ② Biotronik ③ St Jude	① Tiểu nhĩ ② thành tự do
	③ Cánh tay đầu ④ Khác	④ Boston ⑤ Vitatron	③ vách liên nhĩ thấp
His hoặc bó trái hoặc thất phải	① dưới đòn ② nách	① Medtronic ② Biotronik ③ St Jude ④ Boston ⑤ Vitatron	① tạo nhịp vách liên thất phải ① tạo nhịp His đoạn gần ② tạo nhịp His đoạn xa ③ tạo nhịp bó trái
	③ Cánh tay đầu ④ Khác		

Thời gian thử thuật:.....phút Thời gian chiếu tia:.....phút

Tìm tín hiệu hiệu His: ① không ghi được ① Ghi bằng điện cực tạo nhịp ② Ghi khi thăm dò điện sinh lý ③ Pacemap ④ thất bại thử thuật

Thăm dò điện sinh lý: AH= ms; H chia thành H1+H2: ① không ① có. Nếu không thì HV= ms

Block AV I ① trước His ② tại His ③ sau His ④ Phối hợp

Block AV II mobirzt ① trước His ② tại His ③ sau His ④ Phối hợp

Block AV II mobirzt 2 ① trước His ② tại His ③ sau His ④ Phối hợp

Block AV II 2:1 ① trước His ② tại His ③ sau His ④ Phối hợp

Block AV II cao độ ① trước His ② tại His ③ sau His ④ Phối hợp

Block AV III ① trước His ② tại His ③ sau His ④ Phối hợp

Vị trí tạo nhịp CSP ① tạo nhịp vách liên thất phải ① tạo nhịp His đoạn gần ② tạo nhịp His đoạn xa ③ tạo nhịp bó trái

Lý do tạo nhịp bó trái ① block sau His ② không tìm được his ③ ngưỡng his cao ④ mất dẫn his khi cắt ống thông

Lý do tạo nhịp VLT thất phải ① không tìm được bó trái ② điện cực không xuyên được đến bó trái ③ ống thông không đến được VLT

Vị trí tạo nhịp	Bó his phần xa	Bó his phần gần	bó trái chính	phân nhánh trái	cơ thất trái
Điện trở tạo nhịp trước xoắn					
Điện trở tạo nhịp sau cố định					
Ghi nhận sóng tồn thương his - bó nhánh	① không ① có	① không ① có	① không ① có	① không ① có	① không ① có
Ghi được tín hiệu his - bó nhánh trước xoắn	① không ① có	① không ① có	① không ① có	① không ① có	① không ① có
Tạo nhịp bó nhánh chọn lọc trước xoắn					
Ngưỡng tạo nhịp bó nhánh chọn lọc trước xoắn					
Tạo nhịp bó nhánh không chọn lọc trước xoắn					
Ngưỡng tạo nhịp bó nhánh không chọn lọc trước xoắn					
Ghi được tín hiệu his - bó nhánh sau xoắn	① không ① có	① không ① có	① không ① có	① không ① có	① không ① có
Độ xuyên sâu của điện cực tạo nhịp (mm)					

Biên độ his - bó nhánh sau xoắn tăng lên	①không ②có	①không ②có	①không ②có	①không ②có	①không ②có
ngưỡng chọn lọc cơ tim	V/	V/	V/	V/	V/
Ngưỡng chọn lọc bipolar	V/	V/	V/	V/	V/
Ngưỡng chọn lọc unipolar	V/	V/	V/	V/	V/
Ngưỡng không chọn lọc unipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng không chọn lọc bipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng tạo nhịp có hiệu chỉnh 1 phần unipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng tạo nhịp có hiệu chỉnh 1 phần bipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng tạo nhịp có hiệu chỉnh hoàn toàn unipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng tạo nhịp có hiệu chỉnh hoàn toàn bipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Khoảng pace-V					

Dẫn truyền HV Weckenbech khi tạo nhịp ở tần số l/ph(ghi tần số hoặc ghi >130 nếu tạo nhịp 130 dẫn truyền 1:1

Biên chứng trong ngày đầu ① Không biến chứng ② Di lệch điện cực tạo nhịp bó His ③ Thủng vách liên thất ④ Tăng ngưỡng tạo nhịp ⑤ Điện cực tạo nhịp mất dẫn ⑥ Tràn khí màng phổi ⑦ Tràn máu ⑧ Tụ Máu ⑨ Nhiễm trùng túi máy ⑩ Nhiễm trùng huyết ⑪ Viêm nội tâm mạc nhiễm trùng ⑫ Bức nhánh phải hoàn toàn phục hồi sau ____ phút ⑬ Bức nhánh phải hoàn toàn không phục hồi ⑭ Bức nhĩ thất hoàn toàn phục hồi sau ____ phút ⑮ Bức nhĩ thất hoàn toàn không phục hồi ⑯ Bức nhánh trái hoàn toàn phục hồi sau ____ phút ⑰ Bức nhánh trái hoàn toàn không phục hồi ⑱ Tái nhập viện do mọi nguyên nhân ⑲ Tái nhập viện do nguyên nhân tim mạch	Biên chứng tuần đầu ① Không biến chứng ② Di lệch điện cực tạo nhịp bó His ③ Thủng vách liên thất ④ Tăng ngưỡng tạo nhịp ⑤ Điện cực tạo nhịp mất dẫn ⑥ Tràn khí màng phổi ⑦ Tràn máu ⑧ Tụ Máu ⑨ Nhiễm trùng túi máy ⑩ Nhiễm trùng huyết ⑪ Viêm nội tâm mạc nhiễm trùng ⑫ Bức nhánh phải hoàn toàn phục hồi sau ____ phút ⑬ Bức nhánh phải hoàn toàn không phục hồi ⑭ Bức nhĩ thất hoàn toàn phục hồi sau ____ phút ⑮ Bức nhĩ thất hoàn toàn không phục hồi ⑯ Bức nhánh trái hoàn toàn phục hồi sau ____ phút ⑰ Bức nhánh trái hoàn toàn không phục hồi ⑱ Tái nhập viện do mọi nguyên nhân ⑲ Tái nhập viện do nguyên nhân tim mạch
--	--

Biên chứng trong tháng đầu ① Không biến chứng ① Di lệch điện cực tạo nhịp bó His ② Thủng vách liên thất ③ Tăng ngưỡng tạo nhịp ④ Điện cực tạo nhịp mất dẫn ⑤ Tràn khí màng phổi ⑥ Tràn máu ⑦ Tụ Máu ⑧ Nhiễm trùng túi máy ⑨ Nhiễm trùng huyết ⑩ Viêm nội tâm mạc nhiễm trùng ⑪ Blocc nhánh phải hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑫ Blocc nhánh phải hoàn toàn không phục hồi ⑬ blocc nhĩ thất hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑭ blocc nhĩ thất hoàn toàn không phục hồi ⑮ blocc nhánh trái hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑯ blocc nhánh trái hoàn toàn không phục hồi ⑰ Tái nhập viện do mọi nguyên nhân ⑱ Tái nhập viện do nguyên nhân tim mạch	Biên chứng trong tháng 2-3 ① Không biến chứng ① Di lệch điện cực tạo nhịp bó His ② Thủng vách liên thất ③ Tăng ngưỡng tạo nhịp ④ Điện cực tạo nhịp mất dẫn ⑤ Tràn khí màng phổi ⑥ Tràn máu ⑦ Tụ Máu ⑧ Nhiễm trùng túi máy ⑨ Nhiễm trùng huyết ⑩ Viêm nội tâm mạc nhiễm trùng ⑪ Blocc nhánh phải hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑫ Blocc nhánh phải hoàn toàn không phục hồi ⑬ blocc nhĩ thất hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑭ blocc nhĩ thất hoàn toàn không phục hồi ⑮ blocc nhánh trái hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑯ blocc nhánh trái hoàn toàn không phục hồi ⑰ Tái nhập viện do mọi nguyên nhân ⑱ Tái nhập viện do nguyên nhân tim mạch
Biên chứng trong tháng 4-6 ① Không biến chứng ① Di lệch điện cực tạo nhịp bó His ② Thủng vách liên thất ③ Tăng ngưỡng tạo nhịp ④ Điện cực tạo nhịp mất dẫn ⑤ Tràn khí màng phổi ⑥ Tràn máu ⑦ Tụ Máu ⑧ Nhiễm trùng túi máy ⑨ Nhiễm trùng huyết ⑩ Viêm nội tâm mạc nhiễm trùng ⑪ Blocc nhánh phải hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑫ Blocc nhánh phải hoàn toàn không phục hồi ⑬ blocc nhĩ thất hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑭ blocc nhĩ thất hoàn toàn không phục hồi ⑮ blocc nhánh trái hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑯ blocc nhánh trái hoàn toàn không phục hồi ⑰ Tái nhập viện do mọi nguyên nhân ⑱ Tái nhập viện do nguyên nhân tim mạch	Biên chứng trong tháng 7-12 ① Không biến chứng ① Di lệch điện cực tạo nhịp bó His ② Thủng vách liên thất ③ Tăng ngưỡng tạo nhịp ④ Điện cực tạo nhịp mất dẫn ⑤ Tràn khí màng phổi ⑥ Tràn máu ⑦ Tụ Máu ⑧ Nhiễm trùng túi máy ⑨ Nhiễm trùng huyết ⑩ Viêm nội tâm mạc nhiễm trùng ⑪ Blocc nhánh phải hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑫ Blocc nhánh phải hoàn toàn không phục hồi ⑬ blocc nhĩ thất hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑭ blocc nhĩ thất hoàn toàn không phục hồi ⑮ blocc nhánh trái hoàn toàn phục hồi sau _____phút ⑯ blocc nhánh trái hoàn toàn không phục hồi ⑰ Tái nhập viện do mọi nguyên nhân ⑱ Tái nhập viện do nguyên nhân tim mạch

Theo dõi lâm sàng	Khi nhập viện	Khi xuất viện	sau 1 tháng	sau 3 tháng	sau 6 tháng
Huyết áp tâm thu	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
Huyết áp tâm trương	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
nhịp tim	lần/phút	lần/phút	lần/phút	lần/phút	lần/phút
Phân độ suy tim NYHA	①②③④	①②③④	①②③④	①②③④	①②③④

Theo dõi SAT	trước đặt máy	trong tuần đầu	sau 1 tháng	sau 3 tháng	sau 6 tháng
EF	%	%	%	%	%
EDV	ml	ml	ml	ml	ml
ESV	ml	ml	ml	ml	ml
LVEDd	mm	mm	mm	mm	mm
LVESd	mm	mm	mm	mm	mm

Hở van 2 lá	☐ không ☐ 1/4 ☐ 2/4 ☐ 3/4 ☐ 4/4, ERO=.....mm	☐ không ☐ 1/4 ☐ 2/4 ☐ 3/4 ☐ 4/4, ERO=.....mm	☐ không ☐ 1/4 ☐ 2/4 ☐ 3/4 ☐ 4/4, ERO=.....mm	☐ không ☐ 1/4 ☐ 2/4 ☐ 3/4 ☐ 4/4, ERO=.....mm	☐ không ☐ 1/4 ☐ 2/4 ☐ 3/4 ☐ 4/4, ERO=.....mm
Dịch màng tim	☐ không ☐ có, dày..... mm	☐ không ☐ có, dày..... mm	☐ không ☐ có, dày..... mm	☐ không ☐ có, dày..... mm	☐ không ☐ có, dày..... mm

Theo dõi ECG	Sau khi tạo nhịp CSP	tạo nhịp tạm thời thất phải	nhịp bệnh nhân	khi hiệu chỉnh BBB 1 phần	khi hiệu chỉnh BBB hoàn toàn
Độ rộng QRS	ms	ms	ms	ms	ms
LAVT	ms	ms	ms	ms	ms

Theo dõi sinh hóa		Trước đặt máy	sau 1 tháng	sau 3 tháng	sau 6 tháng
NT-proBNP		pg/ml	pg/ml	pg/ml	pg/ml
BNP		pg/ml	pg/ml	pg/ml	pg/ml
BUN		mg/dL	mg/dL	mg/dL	mg/dL
Creatinin		mg/dl	mg/dl	mg/dl	mg/dl
Troponin I		ng/L	ng/L	ng/L	ng/L
CKMB		U/I	U/I	U/I	U/I

Theo dõi điều trị	Khi nhập viện		
Ức chế thụ thể beta	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
Ức chế men chuyển	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
Ức chế thụ thể men chuyển	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
ARNI	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
Kháng aldosterol	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
Lợi tiểu khác	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
Digoxin	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
kháng kết tập tiểu cầu	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
Kháng đông uống	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
Statin	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng
Amiodarone	☐ Không ☐ Có		liều dùng
Flecainide	☐ Không ☐ Có		liều dùng
khác	☐ Không ☐ Có	Thuốc:	liều dùng

<u>Theo dõi máy tạo nhịp His</u>	Ngay sau thủ thuật	Khi xuất viện	sau 1 tháng	sau 3 tháng	sau 6 tháng
Tần số tim bệnh nhân	lần/phút	lần/phút	lần/phút	lần/phút	lần/phút
Số cơn rung nhĩ					
tổng thời gian rung nhĩ					
Số cơn nhanh trên thất					

Số cơn nhanh thất					
AS(%)					
AP(%)					
VS (%)					
VP (%)					
Biên độ P	mV	mV	mV	mV	mV
Biên độ R	mV	mV	mV	mV	mV
Điện trở dây nhĩ phải	Ω	Ω	Ω	Ω	Ω
Điện trở dây thất His	Ω	Ω	Ω	Ω	Ω
ngưỡng chọn lọc cơ tim	V/	V/	V/	V/	V/
Ngưỡng chọn lọc bipolar	V/	V/	V/	V/	V/
Ngưỡng chọn lọc unipolar	V/	V/	V/	V/	V/
Ngưỡng không chọn lọc unipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng không chọn lọc bipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng tạo nhịp có hiệu chỉnh 1 phần unipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng tạo nhịp có hiệu chỉnh 1 phần bipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng tạo nhịp có hiệu chỉnh hoàn toàn unipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms
Ngưỡng tạo nhịp có hiệu chỉnh hoàn toàn bipolar	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms	V/ms

TỐI ƯU HÓA KHOẢNG AV

Tên bệnh nhân: _____

Số nhập viện: _____

1. Tối ưu hóa bằng đo VTI qua phổ van 2 lá

	LẦN 1	LẦN 2	Lần 3	Trung bình
Nhịp BN (mode ODO)				
AVs(ms)= 40ms				
AVs(ms)= 60ms				
AVs(ms)= 80ms				
AVs(ms)= 100ms				
AVs(ms)= 120ms				
AVs(ms)= 140ms				
AVs(ms)= 160ms				

AVs tối ưu=

AVp(ms)= 80ms				
AVp(ms)= 100ms				
AVp(ms)= 120ms				
AVp(ms)= 140ms				
AVp(ms)= 160ms				
AVp(ms)= 180ms				
AVp(ms)= 200ms				

AVp tối ưu=

2. Tối ưu hóa bằng đo VTI qua phổ van động mạch chủ

	LẦN 1	LẦN 2	Lần 3	Trung bình
Nhịp BN (mode ODO)				
AVs(ms)= 40ms				
AVs(ms)= 60ms				
AVs(ms)= 80ms				
AVs(ms)= 100ms				
AVs(ms)= 120ms				
AVs(ms)= 140ms				
AVs(ms)= 160ms				

AVs tối ưu=

AVp(ms)= 80ms				
AVp(ms)= 100ms				
AVp(ms)= 120ms				
AVp(ms)= 140ms				
AVp(ms)= 160ms				
AVp(ms)= 180ms				
AVp(ms)= 200ms				

AVp tối ưu=

3. Tối ưu hóa bằng đo DFT qua van 2 lá

	LẦN 1	LẦN 2	Lần 3	Trung bình
Nhịp BN (mode ODO)				
AVs(ms)= 40ms				
AVs(ms)= 60ms				
AVs(ms)= 80ms				

4. Tối ưu hóa bằng đo thông tim

Tên bệnh nhân: _____

Số nhập viện: _____

trung bình

Nhịp bệnh nhân (mode ODO)	1. LVPmax (mmHg) =	1. LVPmax (mmHg) =	3. LVPmax (mmHg) =	
	1.LV dP/dt (mmHg/s) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1. MAP = (mmHg) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1.HATT ĐMC (mmHg) =	2.HATT ĐMC (mmHg) =	1.HATT ĐMC (mmHg) =	
AsVp(ms) = 160	1. LVPmax (mmHg) =	1. LVPmax (mmHg) =	3. LVPmax (mmHg) =	
	1.LV dP/dt (mmHg/s) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1. MAP = (mmHg) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1.HATT ĐMC (mmHg) =	2.HATT ĐMC (mmHg) =	3.HATT ĐMC (mmHg) =	
AsVp(ms) tối ưu =	1. LVPmax (mmHg) =	1. LVPmax (mmHg) =	3. LVPmax (mmHg) =	
AsVp(ms) tối ưu =	1.LV dP/dt (mmHg/s) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
AsVp(ms) tối ưu =	1. MAP = (mmHg) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
AsVp(ms) tối ưu =	1.HATT ĐMC (mmHg) =	2.HATT ĐMC (mmHg) =	3.HATT ĐMC (mmHg) =	

1.1 Thay đổi huyết động khi cài đặt theo AsVp tối ưu của PP dP/dt_{ma}:

AsVp(ms) dP/dt _{max} tối ưu =	1. LVPmax (mmHg) =	1. LVPmax (mmHg) =	3. LVPmax (mmHg) =	
	1.LV dP/dt (mmHg/s) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1. MAP = (mmHg) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1.HATT ĐMC (mmHg) =	2.HATT ĐMC (mmHg) =	3.HATT ĐMC (mmHg) =	

Nhịp bệnh nhân (mode AAI)	1. LVPmax (mmHg) =	1. LVPmax (mmHg) =	3. LVPmax (mmHg) =	
	1.LV dP/dt (mmHg/s) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1. MAP = (mmHg) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1.HATT ĐMC (mmHg) =	2.HATT ĐMC (mmHg) =	3.HATT ĐMC (mmHg) =	

ApVp(ms) = 200	1. LVPmax (mmHg) =	1. LVPmax (mmHg) =	3. LVPmax (mmHg) =	
	1.LV dP/dt (mmHg/s) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1. MAP = (mmHg) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
	1.HATT ĐMC (mmHg) =	2.HATT ĐMC (mmHg) =	3.HATT ĐMC (mmHg) =	
ApVp(ms) tối ưu =	1. LVPmax (mmHg) =	1. LVPmax (mmHg) =	3. LVPmax (mmHg) =	
ApVp(ms) tối ưu =	1.LV dP/dt (mmHg/s) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
ApVp(ms) tối ưu =	1. MAP = (mmHg) =	2. LVPmax (mmHg) =	3.LV dP/dt (mmHg/s) =	
ApVp(ms) tối ưu =	1.HATT ĐMC (mmHg) =	2.HATT ĐMC (mmHg) =	3.HATT ĐMC (mmHg) =	

Phụ lục 5
KHẢO SÁT CHẤT LƯỢNG SỐNG
BẢNG BỘ CÂU HỎI SF- 36 ĐÃ ĐƯỢC VIỆT HÓA VÀ CHUẨN HÓA

Hướng dẫn: Hãy trả lời từng câu hỏi bằng cách khoanh tròn. Không có câu trả lời nào đúng hay sai. Nếu chưa chắc chắn, vui lòng đưa ra câu trả lời phù hợp với bạn nhất.

1. Bạn thấy sức khỏe của mình là:

(Khoanh tròn một câu)

Rất tuyệt vời..... 1
Rất tốt..... 2
Tốt 3
Trung bình..... 4
Kém 5

2. So với năm ngoái, sức khỏe hiện nay của bạn nói chung như thế nào?

(Khoanh tròn một câu)

Tốt hơn năm ngoái nhiều 1
Tốt hơn năm ngoái 2
Cũng như năm ngoái 3
Kém hơn năm ngoái 4
Kém hơn năm ngoái nhiều 5

3. Sau đây là những hoạt động bạn có thể làm hàng ngày. Tình trạng sức khỏe hiện nay có hạn chế bạn thực hiện các hoạt động này không? Nếu có, ở mức độ nào?

(Khoanh tròn một câu trên mỗi hàng)

Hoạt động	Có hạn chế nhiều	Có hạn chế chút ít	Không hạn chế gì cả
a.Các hoạt động mạnh như chạy bộ, nhấc vật nặng, chơi môn thể thao đòi hỏi vận động nhiều (bóng đá, bóng chuyền, cầu lông...)	1	2	3
b.Các hoạt động vừa phải như đi bộ, lau nhà, dùi bàn ghế trong nhà.....	1	2	3
c. Xách theo hàng hóa mua được trong khi đi chợ hay siêu thị	1	2	3
d. Leo nhiều bậc cầu thang	1	2	3
e. Leo một bậc cầu thang	1	2	3
f. Cúi gập người, khom lưng hay quì (chẳng hạn khi lễ bái)	1	2	3
g. Đi bộ hơn 1 cây số rưỡi	1	2	3
h. Đi bộ khoảng nửa cây số	1	2	3
i. Đi bộ khoảng 100 thước	1	2	3
j. Tự mình tắm rửa hoặc thay quần áo	1	2	3

4. Trong tháng vừa qua, bạn có bị trở ngại trong công việc hoặc các sinh hoạt hằng ngày do tình trạng sức khỏe của mình hay không?

(Khoanh tròn một câu trên mỗi hàng)

	Có	Không
a. Thời gian làm việc hay các sinh hoạt khác giảm đi	1	2
b. Hiệu quả làm việc kém hơn	1	2
c. Bị hạn chế trong lúc làm việc hay các sinh hoạt khác	1	2
d. Gặp khó khăn trong lúc làm việc cũng như các sinh hoạt khác (chẳng hạn phải tốn nhiều sức hơn)	1	2

5. Trong tháng vừa qua, bạn có bị trở ngại trong công việc hoặc các sinh hoạt hằng ngày do tâm lí xáo trộn của mình hay không?

(Khoanh tròn một câu trên mỗi hàng)

	Có	Không
a. Thời gian làm việc hay các sinh hoạt khác giảm đi	1	2
b. Hiệu quả làm việc kém hơn	1	2
c. Không để tâm trong lúc làm việc cũng như các sinh hoạt khác	1	2

6. Trong tháng vừa qua, tình trạng sức khỏe hoặc tâm lý xáo trộn ảnh hưởng đến mối quan hệ xã hội của bạn với người thân trong gia đình, bè bạn, hàng xóm láng giềng hay với các nhóm bạn bè khác ở mức độ nào?

(Khoanh tròn một câu)

- Không hề..... 1
Không đáng kể..... 2
Tương đối..... 3
Khá nhiều..... 4
Rất nhiều..... 5

7. Trong tháng vừa qua, các cơn đau hoặc nhức mỏi trong người đã ảnh hưởng đến bạn ở mức độ nào?

(Khoanh tròn một câu)

- Không hề..... 1
Chút ít..... 2
Hơi hơi..... 3
Tương đối..... 4
Nhiều..... 5
Rất nhiều..... 6

8. Trong tháng vừa qua, các cơn đau hoặc nhức mỏi trong người đã ảnh hưởng đến việc làm hàng ngày của bạn như thế nào (bao gồm cả công việc nhà và ngoài gia đình)

(Khoanh tròn một câu)

Không hề 1
 Chút ít..... 2
 Tương đối..... 3
 Khá nhiều 4
 Rất nhiều 5

9. Những câu hỏi dưới đây đề cập đến cách thức mọi sự việc xảy ra và cảm nghĩ của bạn đối với những sự việc đó như thế nào trong tháng vừa qua? Xin vui lòng trả lời từng câu hỏi phù hợp với từng cảm nghĩ của bạn.

(Khoanh tròn một câu trên mỗi hàng)

	Mọi lúc	Nhiều lúc	Đôi lúc	Ít khi	Hiếm khi	Hoàn toàn không
a. Bạn có hăng hái nhiệt tình với cuộc sống hiện tại hay không?	1	2	3	4	5	6
b. Bạn có căng thẳng đầu óc hay không?	1	2	3	4	5	6
c. Có bao giờ bạn cảm thấy chán chường mà chẳng có gì làm bạn vui lên được không?	1	2	3	4	5	6

d. Có bao giờ bạn cảm thấy thoải mái và yên tâm không?	1	2	3	4	5	6
e. Bạn có cảm thấy mình dồi dào sức lực hay không?	1	2	3	4	5	6
f. Có bao giờ bạn cảm thấy ưu tư và buồn hay không?	1	2	3	4	5	6
g. Bạn có thấy mình kiệt sức hay không?	1	2	3	4	5	6
h. Bạn thấy mình là người sung sướng hay không?	1	2	3	4	5	6
i. Bạn có cảm giác mệt mỏi hay không?	1	2	3	4	5	6

10. Trong tháng vừa qua, tình trạng sức khỏe hay tâm lý xáo trộn có ảnh hưởng đến mối quan hệ xã hội của bạn như thế nào(chẳng hạn đi thăm bạn bè, người thân) ?

(Khoanh tròn một câu)

Mọi lúc 1
Nhiều lúc..... 2
Ít khi..... 3
Hiếm khi..... 4
Hoàn toàn không..... 5

11. Mỗi câu dưới đây đúng hay không đúng với bạn ở mức độ nào?

(Khoanh tròn một câu trên mỗi hàng)

	Hoàn toàn đúng	Gần đúng	Không biết	Gần như không đúng	Hoàn toàn không đúng
a. Dường như tôi dễ bị bệnh hơn những người khác	1	2	3	4	5
b. Tôi khỏe mạnh như những người mà tôi quen biết	1	2	3	4	5
c. Tôi biết sức khỏe mình đang đi đi xuống	1	2	3	4	5
d. Sức khỏe tôi là tuyệt vời	1	2	3	4	5

Cám ơn bạn đã tham gia cuộc thăm dò này!

PHỤ LỤC 6 - TRƯỜNG HỢP LÂM SÀNG MINH HỌA

1. Hành chính

Họ tên: NGUYỄN VĂN NG.

Năm sinh: 1927

Giới: Nam

Ngày nhập viện: 17/10/2023

Khoa: Điều trị Rối loạn nhịp, Trung tâm Tim mạch, Bệnh viện Chợ Rẫy

2. Lý do nhập viện: Khó thở

3. Bệnh sử: Bệnh nhân và người nhà bệnh nhân khai

Bệnh nhân thường xuyên cảm thấy khó thở, khó thở cả 2 thì, tăng lên khi nằm đầu thấp và khi gắng sức, giảm khi ngồi. Thỉnh thoảng có kèm đau tức ngực, kéo dài < 20 phút. Bệnh nhân không điều trị gì. Trong ngày nhập viện, tình trạng khó thở trở nên nặng hơn, khiến bệnh nhân chỉ nằm sinh hoạt tại giường nên bệnh nhân được nhập Bệnh viện Cai Lậy.

Tại Bệnh viện Cai Lậy, bệnh nhân được phát hiện tình trạng nhịp tim chậm nên được chuyển lên Bệnh viện Chợ Rẫy với chẩn đoán: Block nhĩ thất độ 3 – Suy tim – Tăng huyết áp – Thiếu máu cơ tim.

4. Tiền căn:

Bệnh nhân phát hiện suy tim, bệnh tim thiếu máu cục bộ và tăng huyết áp đã nhiều năm, nhưng điều trị không thường xuyên

5. Tình trạng lúc nhập viện

Bệnh nhân tỉnh, tiếp xúc được

Khó thở nhiều

Sinh hiệu:

M: 45 lần/phút

HA: 180/100 mmHg

6. Kết quả cận lâm sàng

Xét nghiệm huyết học và sinh hóa:

Huyết học: BC: 8.7 G/L, HGB: 127 g/L, TC: 411 G/L

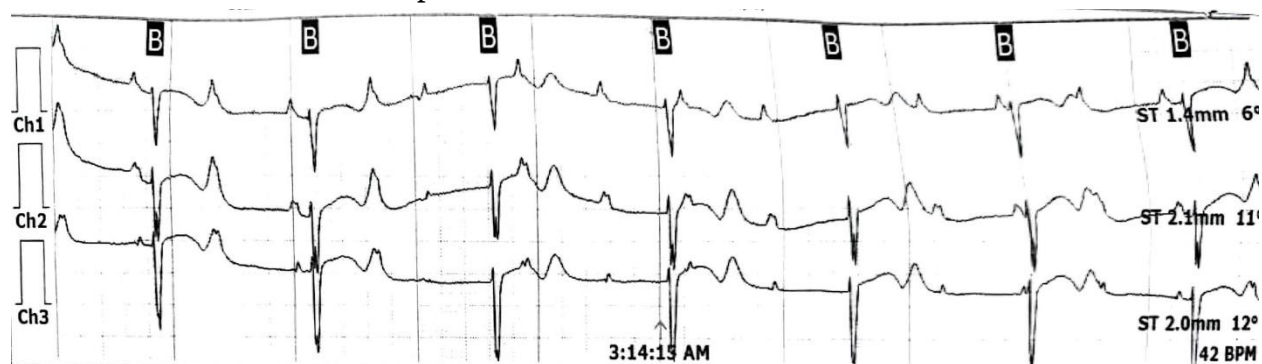
Chức năng gan: AST: 36 U/L, ALT: 53 U/L

Chức năng thận: Creatinin: 1.22 mg/dL

Điện giải: Na: 139 mmol/L, K: 3.8 mmol/L

NT-proBNP: 1192.67 pmol/L

ECG: Block nhĩ thất độ 3 nhịp thoát bộ nối



Hình 1: Block nhĩ thất độ 3 nhịp thoát bộ nối.

Siêu âm tim:

LVDD: 43 mm

EF (Teicholz): 42%, EF (Simpson): 33%

Giảm động vách liên thất

8. Chẩn đoán: Block nhĩ thất độ 3 nhịp thoát bộ nối - Suy tim EF 33% NYHA III - Bệnh tim thiếu máu cục bộ - Tăng huyết áp

9. Hướng xử trí:

Cấy máy tạo nhịp tim His

Tối ưu hóa điều trị suy tim

Kiểm soát huyết áp

10. Cấy máy tạo nhịp dưới da:

Bệnh nhân có tình trạng suy tim EF 33%, block nhĩ thất độ 3, dự kiến gánh nặng tạo nhịp thất phải > 20%. Do đó bệnh nhân này có chỉ định cấy máy tạo nhịp có chức năng tái đồng bộ tim có hoặc không có chức năng khử rung.

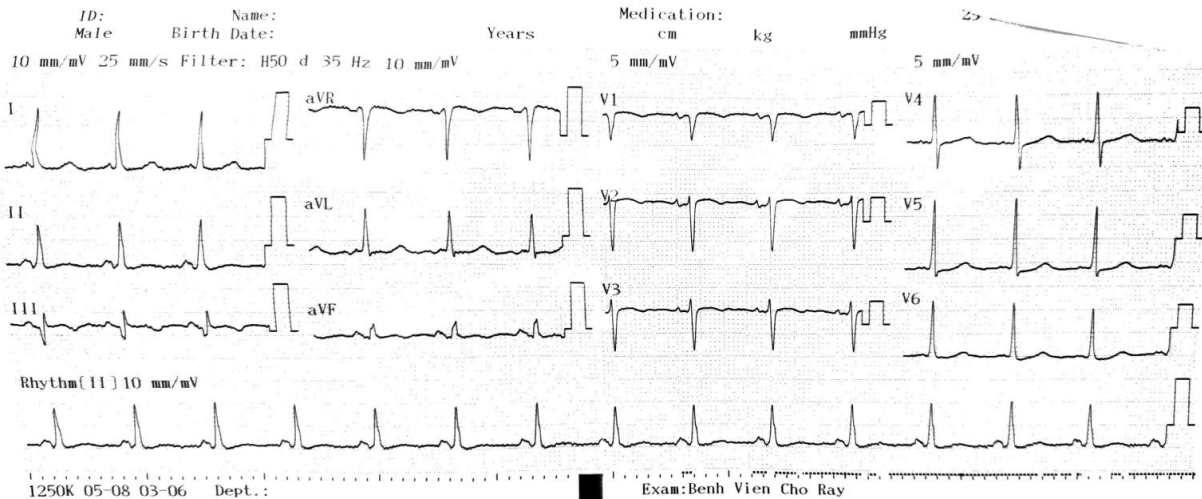
Tuy nhiên bệnh nhân không đủ chi phí thực hiện cấy máy CRT, để giảm tình trạng suy tim do tạo nhịp, cấy máy tạo nhịp bó His là hợp lý để thay thế CRT trong điều trị suy tim và nhịp tim chậm trong trường hợp này.

* Cấy dây tạo nhịp tại bó His (His bundle pacing - HBP)

Chúng tôi sử dụng hệ thống thăm dò điện sinh lý trong buồng tim thông qua tín hiệu trên máy PSA, ghi nhận được tín hiệu của bó His. Sau đó tiến hành xoắn điện cực và kiểm tra ngưỡng tạo nhịp và hình thái QRS tạo nhịp.

Hình 7: Siêu âm tim tối ưu hóa bằng cách đo VTI qua van động mạch chủ, quan van 2 lá và đo thời gian đổ đầy thất DFT

* ECG sau thủ thuật: Nhịp máy tạo nhịp với phức bộ QRS hẹp



Hình 8: ECG sau cấy máy tạo nhịp bó His

11. Theo dõi và tiến triển sau điều trị**

Sau 6 tháng, bệnh nhân hết khó thở, có thể tự sinh hoạt, vệ sinh cá nhân

Siêu âm tim cho thấy EF cải thiện rõ từ 33% tăng lên 56%

Các thông số tạo nhịp trong giới hạn bình thường

Hình 9: Siêu âm tim qua thành ngực sau cấy máy 6 tháng

12. Kết luận

Trường hợp bệnh nhân lớn tuổi, block nhĩ thất độ 3 trên nền suy tim EF thấp, việc điều trị bằng tạo nhịp bó His giúp duy trì co bóp sinh lý, cải thiện rõ chức năng tim. Trường hợp minh họa ứng dụng của CSP trong suy tim do nhịp chậm. Việc thông tim và siêu âm Doppler tối ưu hóa khoảng dẫn truyền nhĩ thất góp phần gia tăng hiệu quả điều trị.