

# 二尖瓣支架与心脏共振的模态分析研究

冒鹏志<sup>1</sup>, 沈景凤<sup>1\*</sup>, 王泽明<sup>2</sup>, 石爱峰<sup>1</sup>, 顾春玉<sup>1</sup>

<sup>1</sup>上海理工大学机械工程学院, 上海

<sup>2</sup>上海理工大学管理学院, 上海

收稿日期: 2021年11月25日; 录用日期: 2022年1月8日; 发布日期: 2022年1月14日

## 摘要

研究经导管二尖瓣瓣膜置换术(Transcatheter Mitral Valve Replacement, TMVR)术后, 三种不同结构的二尖瓣支架与心脏共振的可能性, 为支架的设计和优化提供理论依据。建立三种二尖瓣支架和心脏的有限元模型。分别完成在心脏搏动周期中, 支架模型、心脏模型和支架-心脏整体模型的模态分析, 比较分析各模型的1~10阶固有频率。在心脏搏动周期中, 三种支架模型的前6阶固有频率均在1~1.6 Hz之间, 而人体心脏搏动频率范围为1~1.66 Hz。心脏模型的第9阶和第10阶固有频率约为606 Hz和844 Hz, II型支架-心脏整体模型的第9阶和第10阶固有频率约为605 Hz和658 Hz, III型支架-心脏整体模型的第9阶和第10阶固有频率约为463 Hz和464 Hz。结果表明, 在TMVR术后初期, 心脏搏动作为一种激励, 易引起支架与心脏的共振, 进而导致心颤。在TMVR术后远期, 与心脏模型相比, 支架-心脏整体模型的固有频率较低, 患者在日常生活中更易遇到相近频率的外部激励, 导致支架-心脏整体与外部激励发生共振。三种不同结构的支架中, 开环支架的稳定性低于闭环支架, 开环数越多, 支架稳定性越差。

## 关键词

二尖瓣支架, 共振, 模态分析, 心颤

# Research on Modal Analysis of Resonance between Mitral Stents and Heart

Pengzhi Mao<sup>1</sup>, Jingfeng Shen<sup>1\*</sup>, Zeming Wang<sup>2</sup>, Aifeng Shi<sup>1</sup>, Chunyu Gu<sup>1</sup>

<sup>1</sup>College of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

<sup>2</sup>Business school, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: Nov. 25<sup>th</sup>, 2021; accepted: Jan. 8<sup>th</sup>, 2022; published: Jan. 14<sup>th</sup>, 2022

\*通讯作者。

文章引用: 冒鹏志, 沈景凤, 王泽明, 石爱峰, 顾春玉. 二尖瓣支架与心脏共振的模态分析研究[J]. 建模与仿真, 2022, 11(1): 101-110. DOI: 10.12677/mos.2022.111009

## Abstract

To study the possibility of resonance between three types of mitral valve stents with different structures and the heart after transcatheter mitral valve replacement (TMVR), so as to provide theoretical basis for the design and optimization of mitral valve stents. The finite element models of three types of mitral valve stents and the heart were established. The modal analysis of mitral valve stent models, cardiac model and stent-cardiac models were completed in the heartbeat cycle, and the 1st to 10th order natural frequencies of each model were compared and analyzed. In the heartbeat cycle, the first six natural frequencies of the three types of mitral valve stent models are all between 1~1.6 Hz, while the range of human heart beat frequency is 1~1.66 Hz. The 9th and 10th natural frequencies of the cardiac model are about 606 Hz and 844 Hz, the 9th and 10th natural frequencies of the type II stent-cardiac model are about 605 Hz and 658 Hz, and the 9th and 10th natural frequencies of the type III stent-cardiac model are about 463 Hz and 464 Hz. The results show that, in the early stage after TMVR, cardiac beating as an incentive can easily cause the resonance between the stents and the heart, and then lead to cardiac fibrillation. In the long term after TMVR, compared with the cardiac model, the natural frequency of the stent-cardiac model is lower, and patients are more likely to encounter similar frequency external excitation in daily life, which leads to the resonance between the stent-heart and the external excitation. Among the three types of stents with different structures, the stability of open-loop stents is lower than that of closed-loop stents, and the more open-loop stents are, the worse the stability of stents is.

## Keywords

Mitral Valve Stents, Resonance, Modal Analysis, Fibrillation

Copyright © 2022 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 引言

二尖瓣位于心脏左心房室之间，它具有“单项阀门”的功能，通过“启闭运动”控制血液单向流动[1]。二尖瓣反流(Mitral Regurgitation, MR)是最常见的心脏瓣膜疾病，瓣环扩张、左心室收缩异常等都会导致MR[1]。MR在总体人群中的发病率近2%，并随着年龄的增长而升高，在75岁以上老年人群中达10%[1]。经导管二尖瓣瓣膜置换术(Transcatheter Mitral Valve Replacement, TMVR)是一种侵入性较小的植入手术，它通过股动脉或心尖途径，将二尖瓣支架送至二尖瓣水平并使之锚定于原生二尖瓣上[2]。

心房颤动(Atrial Fibrillation, AF)是最常见的心律失常[3]，而TMVR术后AF的发生率升高至44%[4]。AF会加重MR，产生大量血栓[5]。Nazmi等学者提出，心脏内部分心肌细胞异常而传导出紊乱电信号是产生AF的原因[6]，但他们未考虑二尖瓣支架对心脏搏动的影响。Taishi等学者提出，存在二尖瓣支架的房颤被称为瓣膜性AF，与非瓣膜性AF相比，瓣膜性AF患者的心血管死亡或致残性卒中的风险更高[7]。

本文从机械学的角度，结合振动理论知识，将心脏的搏动看作一种激励，探究二尖瓣支架作为“器械”植入心脏后，支架与心脏共振而导致心颤的可能性。本文应用有限元仿真技术分别对本研究相应专利所述的二尖瓣支架模型、心脏模型和支架-心脏整体模型进行模态分析，比较三种模型的固有频率、心脏搏动频率和常见外部激励频率的大小，预测二尖瓣支架与心脏共振的可能性，为支架的设计和优化

提供理论依据。

## 2. 研究对象

### 2.1. 二尖瓣支架模型和心脏模型

本研究已申请或被授权 5 篇发明专利(申请号分别为 CN202010122781.7、CN202010122738.0、CN202010122739.5、CN202010122734.2 和 CN202010679184.4)，以解决传统二尖瓣支架植入后初期锚固不稳定的问题。参考本研究相应发明专利所述的二尖瓣支架[8] [9] [10] [11] [12]，建立三种不同结构的支架模型，分别命名为 I 型、II 型和 III 型。三种支架的结构和尺寸参数详见图 1 和表 1。本文联合使用 Workbench/Static Structural 和 Workbench/Model 作为有限元分析求解器，经过网格独立性检验，最终使用实体单元对三种支架划分同密度网格，I 型、II 型和 III 型支架网格数量分别为 16,759、16,582 和 16,336。

依据临床人体解剖学，人体心脏近似一个对称的桃型。本文忽略冠脉血管、原生瓣叶等对研究影响较小的生物组织结构，保留心脏四腔室和对心脏有一定约束力的主动脉等大血管，建立人体心脏简化模型[13]。心脏模型结构和尺寸参数详见图 2。

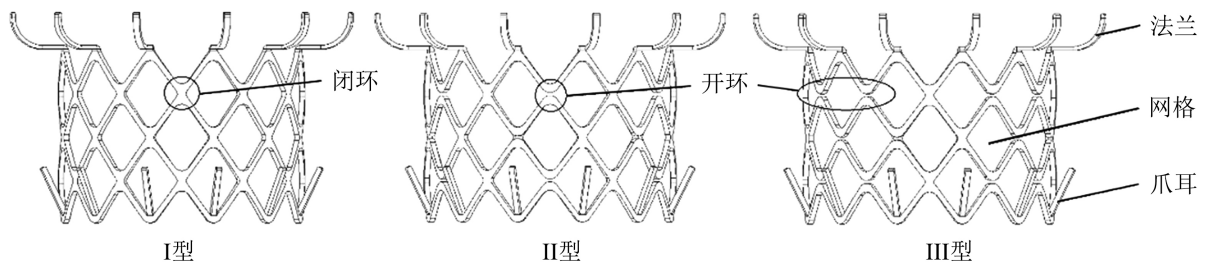


Figure 1. Three types of mitral valve stents with different structures

图 1. 三种不同结构的二尖瓣支架

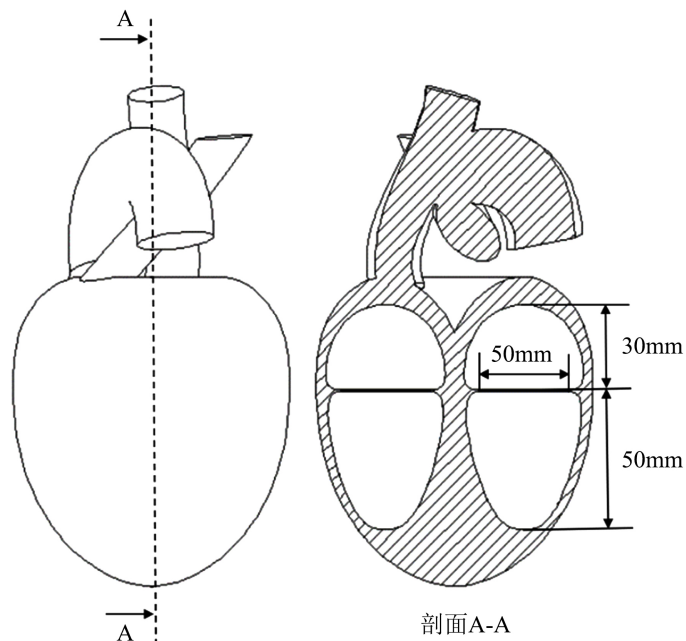


Figure 2. Simplified cardiac model

图 2. 心脏简化模型

**Table 1.** Size parameters of three types of mitral valve stent models  
**表 1.** 三种二尖瓣支架模型尺寸参数

支架部位	尺寸参数
法兰最大直径	40 mm
支架主体最大直径	28 mm
支架总高度	24 mm
支架丝壁厚	0.6 mm
支架丝杆宽	0.5 mm
爪耳根部节点圆角半径	0.2 mm
爪耳外扩角度	30°
单排周向网格数	12

**Table 2.** Material properties of NiTi, cardiac muscle and vascular  
**表 2.** NiTi, 心肌和血管的材料特性

材料特性	参数	材料特性	参数
NiTi		卸载转化开始应力 $\sigma_U^S$ , MPa	400
密度 $\rho_N$ , g/cm <sup>3</sup>	6.45	卸载转化结束应力 $\sigma_U^E$ , MPa	310
奥氏体弹性模量 $E_A$ , MPa	78,333	测试温度 $T_0$ , °C	37
奥氏体泊松比 $\nu_A$	0.3	心肌	
马氏体弹性模量 $E_M$ , MPa	32,253	密度 $\rho_p$ , g/cm <sup>3</sup>	1.12
马氏体泊松比 $\nu_M$	0.3	剪切模量 $\mu_{01}$ , MPa	35,714
转化应变 $\varepsilon^L$	0.05	泊松比 $\nu_p$	0.4
加载转化开始应力 $\sigma_L^S$ , MPa	510	血管	
加载转化结束应力 $\sigma_L^E$ , MPa	580	密度 $\rho_p$ , g/cm <sup>3</sup>	1.06
卸载转化开始应力 $\sigma_U^S$ , MPa	250	剪切模量 $\mu_{01}$ , kPa	87.91
卸载转化结束应力 $\sigma_U^E$ , MPa	195	泊松比 $\nu_p$	0.49

## 2.2. 材料参数

设定架丝的材料为 NiTi, NiTi 的材料参数由实际 NiTi 丝拉伸测试测定。有限元分析中,通过 Auricchio 提出的理论模型来模拟 NiTi 的超弹性和各项同性行为,具体材料参数详见表 2 [14]。假设心肌和血管为线性、各项同性的材料,为较好地模拟心肌和血管的超弹性,使用 Neo-Hookean 超弹性本构方程对血管

进行描述，其应变能方程为[15]：

$$U = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 \quad (1)$$

式  $U$  是单位参考体积的应变能； $J^{el}$  是总体积比； $I_1$  是应变不变量； $C_{10}$  和  $D_1$  是材料固有属性参数，由泊松比  $\nu_B$  和剪切模量  $\mu_0$  计算而出：

$$C_{10} = \frac{\mu_0}{2}; \quad D_1 = \frac{2}{K_0}; \quad \nu_B = \frac{3K_0/\mu_0 - 2}{6K_0/\mu_0 + 2} \quad (2)$$

心肌和血管材料参数详见表 2 [16] [17]。

### 3. 边界条件和约束载荷

#### 3.1. 支架模型固有频率分析

TMVR 术后 2 个月，心脏内会产生内皮化现象，支架材料表面生长的内皮细胞会使支架与心肌牢牢固定[18]。但在内皮化完成前，支架与心脏仍较为独立。分析计算单独支架模型的固有频率，可以分析预测 TMVR 术后早期，由于心脏搏动引起支架与心脏共振的可能性。在支架模型固有频率分析中，锁定支架爪耳根部若干顶点的周向和轴向位移，防止支架窜动和转动；左心室收缩时，心肌会周向挤压支架，所以对支架外表面施加沿周向均匀向内的压强，压强值等于左心室收缩压强。

#### 3.2. 心脏模型固有频率分析

心脏搏动周期可分为三个时期：心房收缩期、心室收缩期和全心舒张期。在心脏模型固有频率分析中，约束血管远心端可少量平面位移，并锁定其轴向位移；依据三个时期内四腔室的收缩情况，将固有频率分析分为三部分，分别在四腔室内表面施加压强，三个时期内四腔室的平均压强值如表 3 所示[19]。

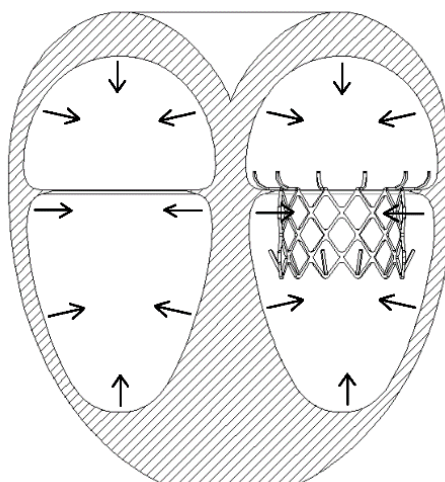
#### 3.3. 支架 - 心脏整体模型固有频率分析

当内皮化完成后，支架与心脏相互固定。分析计算支架 - 心脏整体模型的固有频率，以分析判断 TMVR 术后远期支架与心脏整体手外部激励而引起共振的可能性。如图 3 所示，当二尖瓣支架植入心脏后，其依靠法兰贴靠原生瓣环完成定位和上限位，防止支架受心房挤压而向下脱落。爪耳钩挂腱索完成下限位，防止支架受心室挤压而向上脱出。支架主体置于左心室当中，其随着心脏的搏动而受到心室内壁的挤压。所以在支架 - 心脏整体模型固有频率分析中，绑定法兰与原生瓣环；锁定支架爪耳根部若干顶点的周向位移，防止支架转动；约束血管远心端可发生少量平面位移，并锁定其轴向位移；依据三个时期内四腔室的收缩情况，将固有频率分析分为三部分，分别在四腔室内表面施加压强。

**Table 3.** Pressure in each chamber during three periods of heartbeat (unit: MPa)

**表 3.** 心脏搏动三个时期各腔室内压强(单位: MPa)

	右心房	右心室	左心房	左心室
心房收缩期	-660	-260	-1300	-800
心室收缩期	0	-2600	-530	-16,000
全心舒张期	0	-260	-530	-800



**Figure 3.** Schematic diagram of boundary conditions and constraint loads  
**图 3.** 边界条件和约束载荷示意图

## 4. 有限元分析结果

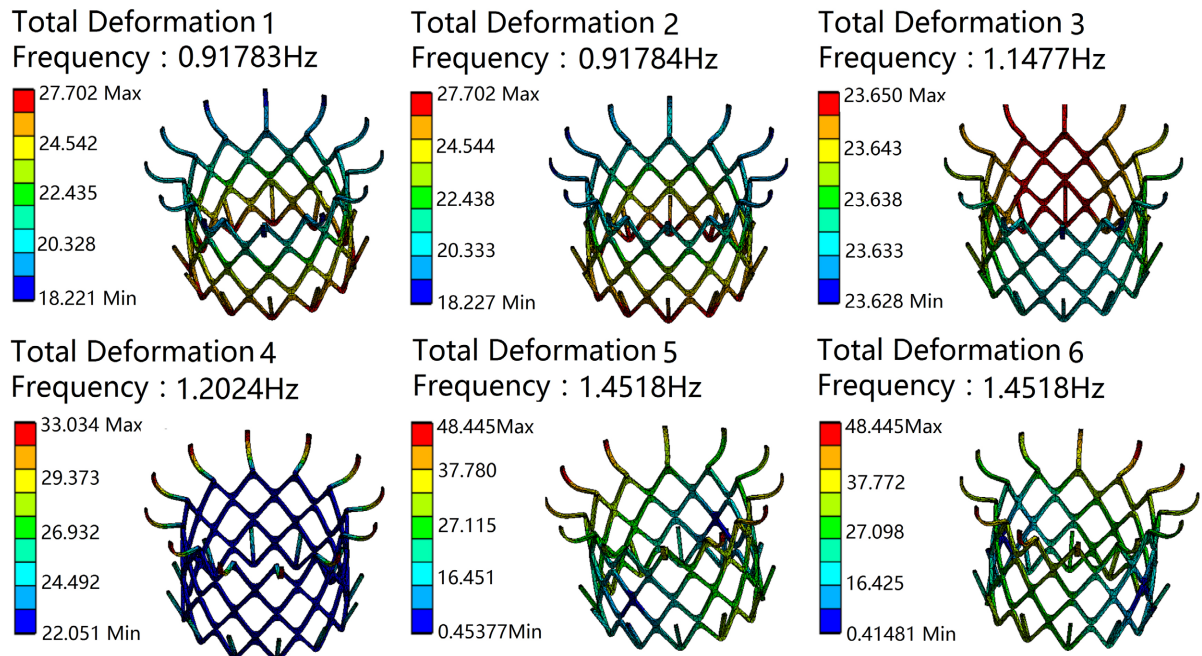
### 4.1. 支架模型固有频率分析结果

在任一心脏搏动时期左心室收缩压强的约束下, I 型支架的第 1 阶固有频率均约为 1 Hz, 1~6 阶固有频率增长缓慢, 第 6 阶固有频率约为 1.6 Hz。当到达第 7 阶时, I 型支架的固有频率快速增加至约 480 Hz。II 型支架的 1~8 阶固有频率与 I 型支架接近, 但 II 型支架的第 9 阶和第 10 阶固有频率均约为 600 Hz, 远小于 I 型支架。III 型支架的 1~10 阶固有频率均与二型支架接近。同种支架模型在不同心脏搏动时期的仿真结果差距甚微。三种二尖瓣支架模型的 1~10 阶固有频率详见表 4, 其中 II 型支架模型在心室收缩期预应力和约束下的 1~6 阶固有频率云图如图 4 所示。

**Table 4.** 1~10 order natural frequencies of three mitral valve stent models in different periods of heartbeat (unit: Hz)  
**表 4.** 三种二尖瓣支架模型在心脏搏动各时期的 1~10 阶固有频率(单位: Hz)

		1 阶	2 阶	3 阶	4 阶	5 阶	6 阶	7 阶	8 阶	9 阶	10 阶
心房收缩期	I 型	1.06	1.06	1.13	1.44	1.57	1.58	480.09	480.17	735.79	735.96
	II 型	1.07	1.07	1.14	1.45	1.58	1.58	477.13	477.47	599.44	599.59
	III 型	1.07	1.07	1.15	1.45	1.58	1.58	447.17	473.07	496.12	559.83
心室收缩期	I 型	0.96	1.12	1.23	1.39	1.56	1.65	480.02	480.11	735.77	735.94
	II 型	0.91	0.91	1.15	1.20	1.45	1.45	477.52	477.39	599.42	599.57
	III 型	0.91	0.91	1.14	1.20	1.45	1.45	447.57	472.98	496.11	559.80
全心舒张期	I 型	1.06	1.06	1.13	1.44	1.57	1.58	480.09	480.17	735.79	735.96
	II 型	1.07	1.07	1.14	1.45	1.58	1.58	477.13	477.47	599.44	599.59
	III 型	1.07	1.07	1.15	1.45	1.58	1.58	447.17	473.07	496.12	559.83





**Figure 4.** 1~6 order natural frequencies cloud map of type II stent model in ventricular systolic prestress and constraint  
**图 4.** II 型支架在心室收缩期预应力和约束下的 1~6 阶固有频率云图

## 4.2. 心脏模型固有频率分析结果

在任一心脏搏动时期中，心脏模型同一阶数的固有频率均接近。在心房收缩期内，心脏的 1~10 阶固有频率呈指数式增长趋势，第 1 阶固有频率为 1.53 Hz，第 2 阶固有频率为 13.29 Hz，第 10 阶固有频率为 844.33 Hz。在心室收缩期和全心舒张期中，心脏 1~10 阶固有频率的增长趋势和增长幅度与心房收缩期相近，第 1 阶固有频率分别为 1.41 Hz 和 1.52 Hz，第 2 阶固有频率分别为 13.11 Hz 和 13.27 Hz，第 10 阶固有频率分别为 844.38 Hz 和 844.34 Hz。心脏模型在不同搏动时期的仿真结果差距甚微。心脏模型的 1~10 阶固有频率详见表 5。临床研究表明，人体内脏的低阶固有频率约为 2~17 Hz，本研究分析结果与之相符。

**Table 5.** 1~10 order natural frequencies of cardiac model in different periods of heartbeat (unit: Hz)

**表 5.** 心脏模型在心脏搏动各时期的 1~10 阶固有频率(单位: Hz)

	1 阶	2 阶	3 阶	4 阶	5 阶	6 阶	7 阶	8 阶	9 阶	10 阶
心房收缩期	1.53	13.29	17.52	46.72	89.78	194.45	302.11	470.43	606.02	844.33
心室收缩期	1.41	13.11	17.47	46.55	89.63	194.23	301.79	470.13	606.04	844.38
全心舒张期	1.52	13.27	17.51	46.71	89.77	194.42	302.48	470.71	606.02	844.34

## 4.3. 支架 - 心脏整体模型模态分析结果

### 4.3.1. 支架 - 心脏整体模型静力学分析结果

二尖瓣支架植入心脏后，其随心脏搏动而受到周期性、沿径向内的挤压。在心室收缩期内，左心室内收缩压强最大，支架工况最严苛。此时 I 型、II 型和 III 型支架模型的最大 Mises 应力分别为 3.12 Mpa、

3.56 Mpa 和 3.79 Mpa, 均远小于 NiTi 的许用应力。三种支架模型的应力集中区域均为法兰与原生瓣环贴靠部位。左心室外壁在收缩时, 受到支架的反作用力, 所以应力较为集中。在临床试验中, 该贴靠部也是二尖瓣支架的易断裂处, 这与本文分析结果相符。

#### 4.3.2. 支架 - 心脏整体模型固有频率分析结果

在任一心脏搏动时期中, 三种支架 - 心脏整体模型的前 10 阶固有频率均呈指数式增长趋势, 其中三者的 1~8 阶固有频率均接近。在心房收缩期中, 三种模型的第 1 阶固有频率约为 1.53 Hz, 第 2 阶固有频率约为 13 Hz, 第 8 阶固有频率约为 456 Hz。在心室收缩期和全心舒张期中, 三种模型的 1~8 阶固有频率的增长趋势和增长幅度与心房收缩期相近, 第 1 阶固有频率分别约为 1.41 Hz 和 1.52 Hz, 第 2 阶固有频率分别约为 13.09 Hz 和 13.26 Hz, 第 8 阶固有频率均约为 456 Hz。在三个时期中, III 型支架 - 心脏整体模型的第 9 阶固有频率均远小于 I 型和 II 型, 约为 463 Hz, 而 I 型和 II 型支架 - 心脏整体模型的第 9 阶接近, 均约为 605 Hz。三种模型的第 10 阶固有频率差异明显, 三个时期中的 I 型支架 - 心脏整体模型均约为 819 Hz, II 型支架 - 心脏整体模型均约为 658 Hz, III 型支架 - 心脏整体模型均约为 465 Hz。同种支架 - 心脏整体模型在不同心脏搏动时期的仿真结果差距甚微。三种支架 - 心脏整体模型的 1~10 阶固有频率详见表 6。

**Table 6.** 1~10 order natural frequencies of stent-cardiac models in different periods of heartbeat (unit: Hz)

**表 6.** 支架 - 心脏整体模型在心脏搏动各时期的 1~10 阶固有频率(单位: Hz)

	1 阶	2 阶	3 阶	4 阶	5 阶	6 阶	7 阶	8 阶	9 阶	10 阶	
心房收缩期	I 型	1.53	13.27	17.50	46.71	89.61	182.19	297.72	456.19	605.78	819.61
	II 型	1.53	13.27	17.50	46.71	89.61	182.18	297.74	456.17	605.39	658.13
	III 型	1.53	13.27	17.51	46.71	89.61	182.19	297.70	455.91	463.15	464.97
心室收缩期	I 型	1.40	13.08	17.46	46.53	89.47	182.18	297.82	456.32	605.76	819.61
	II 型	1.41	13.09	17.46	46.53	89.48	182.17	297.57	455.98	605.52	658.87
	III 型	1.41	13.09	17.46	46.54	89.48	182.17	297.75	455.99	463.24	465.05
全心舒张期	I 型	1.52	13.25	17.49	46.69	89.61	182.18	297.72	456.18	605.78	819.61
	II 型	1.53	13.26	17.49	46.69	89.61	182.19	297.72	456.17	605.39	658.13
	III 型	1.52	13.26	17.50	46.69	89.61	182.19	297.71	455.93	463.15	464.97

## 5. 结果分析与讨论

人体心脏搏动频率约 1~1.66 Hz, 这与表 3 中三个心脏搏动时期中三种支架模型的 1~6 阶固有频率十分接近。这说明 TMVR 术后初期, 心脏搏动作为一种激励, 易引起二尖瓣支架与心脏的共振, 进而导致心颤。Karamitsos 等学者表示, 尽管磁共振成像技术适用于 TMVR 患者, 但在术后 24 小时内进行磁共振, 仍旧会有心颤、胸痛等不良事件产生[20]。这可能是支架受到作为外部激励的磁共振影响而产生的。标准 ISO 2631 指出, 对于健康人群, 安静、舒适的生活环境中的噪声频率在 45 Hz 以下, 而对于部分疾病患者, 噪声频率应不高于 0.5 Hz。结合本研究结果, 说明 TMVR 术后初期, 低频的噪声有可能会影响患者。



如图 5 所示, II 型和 III 型支架模型的第 9 阶、第 10 阶固有频率均远小于 I 型支架, 说明开环支架的质量与刚度分布不均, 导致其稳定性低于闭环支架, 开环数越多, 支架稳定性越差, 这与 Carnelli 等学者的研究结果一致[21]。在支架 - 心脏整体模型静力学分析中, 植入后三种支架模型的最大 Mises 应力远小于 NiTi 材料的许用应力, 说明三种支架模型均满足心脏搏动下的力学性能要求。三种支架和心脏模型的初阶固有频率接近, 支架对心脏的影响甚微。随着模态阶数的增加, 相较于心脏模型的固有频率, 支架 - 心脏整体模型的固有频率较小, 且开环数越多, 二者差距越大。这进一步说明开环支架的稳定性低于闭环支架。在二尖瓣支架的设计研发过程中, 应考虑支架本身结构、心脏搏动频率和可能遇见的外部激励频率, 优化结构的质量和刚度分布, 以改变支架的固有频率而从避免与外部激励重合。

随着支架的植入和内皮化的完成, 支架与心脏融为一体, 各阶固有频率随之降低, 患者在日常生活中更易遇到相近频率的外部激励, 导致支架 - 心脏整体与外部激励产生共振。所以 TMVR 术后远期, 患者应远离机场、工地等存在中高频声源的场所, 避免声源成为激励引起支架 - 心脏整体的共振。

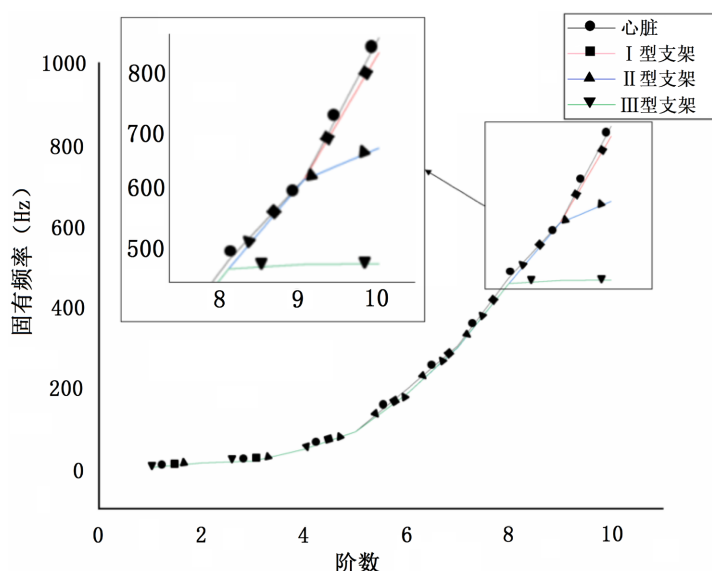


Figure 5. 1~10 order natural frequencies increasing curves of three types of stent models and cardiac model

图 5. 三种支架模型和心脏模型的 1~10 阶固有频率递增曲线

## 6. 总结

本文完成了本研究相应专利所述的二尖瓣支架模型、心脏模型和支架 - 心脏整体体模型的模态分析, 将心脏的搏动看作一种激励, 从机械学的视角探究二尖瓣瓣膜支架作为“器械”植入心脏后, 支架与心脏共振而导致心颤的可能性。本文研究结果表明:

- 1) 人体心脏搏动频率与支架的低阶固有频率接近。在 TMVR 术后初期, 心脏搏动作为一种激励, 易引起二尖瓣支架与心脏的共振, 进而导致心颤。
- 2) 在 TMVR 术后远期, 内皮化完成后, 支架 - 心脏整体的各阶固有频率小于单独心脏的对应阶数的固有频率, 患者在日常生活中更易遇到相近频率的外部激励, 导致支架 - 心脏整体与外部激励产生共振。
- 3) 开环支架的稳定性低于闭环支架, 开环数越多, 稳定性越差。支架的设计应考虑自身结构、和可预见的外部激励频率, 优化结构的质量和刚度分布, 以改变支架的固有频率而从避免与外部激励重合。

本文的分析方法与结果可以提供一种新的 TMVR 术后心颤的解决思路,为二尖瓣支架的设计和 optimization 提供参考依据。后续本研究将考虑血液流体力学对植入支架的影响,以提高有限元分析的准确性。

## 基金项目

本研究由国家自然科学基金青年项目(61201067)提供资助信息。

## 参考文献

- [1] 葛均波. 经导管心脏瓣膜治疗术[M]. 上海: 上海科学技术出版社, 2013: 84-94.
- [2] Sorajja, P. and Bapat, V. (2018) Early Experience with the Intrepid System for Transcatheter Mitral Valve Replacement. *Annals of Cardiothoracic Surgery*, **7**, 792-798. <https://doi.org/10.21037/acs.2018.10.03>
- [3] Mehaffey, J.H., Krebs, E., Hawkins, R.B., et al. (2021) Variability and Utilization of Concomitant Atrial Fibrillation Ablation during Mitral Valve Surgery. *The Annals of Thoracic Surgery*, **111**, 29-34. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2020.05.125>
- [4] Sabry, A.S.M., Mansour, H.A.E.K., El-Azm, T.H.A., et al. (2017) Echocardiographic Predictors of Atrial Fibrillation after Mitral Valve Replacement. *The Egyptian Heart Journal*, **69**, 281-288. <https://doi.org/10.1016/j.ehj.2017.07.002>
- [5] Mauri, V., Körber, M.I., Kuhn, E., et al. (2020) Prognosis of Persistent Mitral Regurgitation in Patients Undergoing Transcatheter Aortic Valve Replacement. *Clinical Research in Cardiology*, **109**, 1261-1270. <https://doi.org/10.1007/s00392-020-01618-9>
- [6] Krasniqi, N. (2017) Atrial Fibrillation: Importance for the Management of Heart Failure in CRT Patients. <https://xueshu.baidu.com/usercenter/paper/show?paperid=e320009d2e93b72e555b58d07e1dca53>
- [7] Okuno, T., Hagemeyer, D., Brugger, N., et al. (2020) Valvular and Nonvalvular Atrial Fibrillation in Patients Undergoing Transcatheter Aortic Valve Replacement. *Cardiovascular Interventions*, **13**, 2124-2133. <https://doi.org/10.1016/j.jcin.2020.05.049>
- [8] 冒鹏志, 王泽明, 石爱峰, 顾春玉, 沈景凤. 一种分离式活动支架及介入式人工心脏假体瓣膜[P]. 中国, CN202010122781.7. 2020-06-12.
- [9] 冒鹏志, 王泽明, 顾春玉, 石爱峰, 沈景凤. 一种伸缩式活动支架及介入式人工心脏假体瓣膜[P]. 中国, CN202010122738.0. 2020-06-12.
- [10] 冒鹏志, 王泽明, 顾春玉, 石爱峰, 沈景凤. 一种具有活动支架的人工心脏假体瓣膜[P]. 中国, CN202010122739.5. 2020-06-09.
- [11] 冒鹏志, 王泽明, 石爱峰, 顾春玉, 沈景凤. 一种人工心脏假体瓣膜[P]. 中国, CN202010122734.2. 2020-06-12.
- [12] 冒鹏志, 陈雨飞, 张德琪, 沈景凤. 一种瓣膜支架以及介入式心脏假体瓣膜[P]. 中国, CN202010679184.4. 2020-10-13.
- [13] Filipoiu, F.M. (2013) Atlas of Heart Anatomy and Development. Springer Science & Business Media, Berlin. <https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5382-5>
- [14] Gomide, L.C., Campos, D.O., Araújo, C.A., et al. (2019) Mechanical Study of the Properties of Sutures Used in Orthopedics Surgeries. *Revista Brasileira de Ortopedia*, **54**, 247-252. <https://doi.org/10.1016/j.rbo.2018.02.001>
- [15] 王伟, 邓涛, 赵树高. 橡胶 Mooney-Rivlin 模型中材料常数的确定[J]. 特种橡胶制品, 2004, 25(4): 8-10.
- [16] 方红荣, 庄茁. 用三维重建和有限元方法对人体心脏进行力学分析[J]. 医用生物力学, 2008, 23(1): 43-46+78.
- [17] Holzapfel, G.A. (2006) Determination of Material Models for Arterial Walls from Uniaxial Extension Tests and Histological Structure. *Journal of Theoretical Biology*, **238**, 290-302. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2005.05.006>
- [18] Belle, E.V., Tio, F.O., Couffinal, T., et al. (1997) Stent Endothelialization. *Circulation*, **95**, 438-448. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.95.2.438>
- [19] 柳兆荣, 李惜惜. 血液动力学原理和方法[M]. 上海: 复旦大学出版社, 1998.
- [20] Karamitsos, T.D. and Karvounis, H. (2019) Magnetic Resonance Imaging Is a Safe Technique in Patients with Prosthetic Heart Valves and Coronary Stents. *Hellenic Journal of Cardiology*, **60**, 38-39. <https://doi.org/10.1016/j.hjc.2017.12.001>
- [21] Carnelli, D., Pennati, G., Villa, T., et al. (2011) Mechanical Properties of Open-Cell, Self-Expandable Shape Memory Alloy Carotid Stents. *Artificial Organs*, **35**, 74-80. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2010.01018.x>