

บทความพิเศษ

เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย

ศราวุธ ลิ้มประเสริฐ

แผนกโรคหัวใจและหลอดเลือด กองอายุรกรรม โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า

บทนำ

การฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจ (permanent cardiac pacemaker) เครื่องแรกในมนุษย์เกิดขึ้นในปี ค.ศ.1958 โดยในช่วงแรกนั้นเป็นระบบที่จำเป็นต้องมีการใส่สายกระตุ้นหัวใจผ่านทางหลอดเลือดดำ (transvenous pacing systems) ซึ่งเครื่องกระตุ้นหัวใจเหล่านี้ได้ช่วยชีวิตและเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจเต้นช้าผิดปกติมาับไม่ถ้วน อย่างไรก็ตาม การฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจลักษณะนี้มีความเสี่ยงในการเกิดภาวะแทรกซ้อนที่เกี่ยวข้องกับการผ่าตัดฝังเครื่องและภาวะแทรกซ้อนที่เกิดจากการทำงานของเครื่องได้ถึงร้อยละ 10¹ โดยสายกระตุ้นหัวใจที่อยู่ในหลอดเลือดดำ (intravenous leads) เป็นปัญหาสำคัญของระบบนี้ เนื่องจากในระยะยาวการมีสายกระตุ้นหัวใจอยู่ในหลอดเลือดเป็นเหตุให้เกิดพังผืดภายในหลอดเลือดดำและเกิดการอุดตันของหลอดเลือดดำตามมาได้ อีกทั้งยังมีความเสี่ยงในการเกิดความเสียหายของสายกระตุ้นหัวใจอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ นอกจากนี้ หากมีความจำเป็นต้องทำการผ่าตัดเพื่อเปลี่ยนเครื่องกระตุ้นหัวใจหรือฝังสายกระตุ้นหัวใจใหม่จะมีความเสี่ยงให้เกิดภาวะแทรกซ้อนหลายอย่าง ซึ่งจะนำไปสู่ภาวะทุพพลภาพและเสียชีวิตได้²⁻⁵ โดยปกติแล้วแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะเป็นผู้ตัดสินใจเลือกประเภทของเครื่องกระตุ้นหัวใจให้ผู้ป่วยแต่ละราย ด้วยการพิจารณาถึงประโยชน์ที่ผู้ป่วยจะได้รับจากเครื่องกระตุ้นหัวใจและภาวะแทรกซ้อนที่อาจเกิดขึ้นได้โดยปัญหาหรือภาวะแทรกซ้อนดังกล่าวอาจพบได้มากขึ้นหากเป็นการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจในผู้ป่วยอายุน้อย การฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจ (implantable cardioverter defibrillator, ICD) หรือการใส่เครื่องกระตุ้นหัวใจห้องล่างสองห้องพร้อมกัน (cardiac resynchronization therapy, CRT)

แนวคิดการกระตุ้นหัวใจโดยเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายเริ่มมีการพัฒนามานานหลายทศวรรษ จนกระทั่งปัจจุบันที่มีการพัฒนาเทคโนโลยีจนสามารถสร้างเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายขนาดเล็ก แต่มีแบตเตอรี่เพียงพอ ได้รับการตั้งคำถามการทำงานได้อย่างเต็มประสิทธิภาพ และมีวงจรไฟฟ้าที่ทำงานได้อย่างสมบูรณ์อยู่ภายในเครื่องเพียงเท่านั้น จึงไม่จำเป็นต้องอาศัยสายกระตุ้นหัวใจหรืออุปกรณ์อื่น ๆ เพิ่มเติม

ประวัติเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย

เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายเครื่องแรกที่ฝังในร่างกายมนุษย์ที่มีชื่อว่า NanostimTM (บริษัทแอบบ็อตเมดิคัล) มีขนาดความยาวเพียง 4 เซนติเมตร เครื่องนี้มีเกลียวหมุนบริเวณปลายเครื่องที่สามารถไขเพื่อฝังเข้าไปในผนังด้านในของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาในช่วงแรกได้มีการรักษาผู้ป่วยด้วยการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจชนิดนี้อย่างต่อเนื่อง จนมีจำนวนมากถึงประมาณ 1,500 เครื่องในปี ค.ศ. 2013 ระหว่างนี้มีการศึกษาทางคลินิก 3 การศึกษาที่แสดงให้เห็นประสิทธิภาพในการทำงานและมีความปลอดภัยในสัดส่วนที่ยอมรับได้โดยพบภาวะแทรกซ้อนที่เกี่ยวข้องกับเครื่องกระตุ้นหัวใจนั้นน้อยกว่าร้อยละ 7 ตลอดระยะเวลาการติดตามการรักษาภายในหนึ่งปี⁶⁻⁸ จนกระทั่งปี ค.ศ. 2016 มีการรายงานเรื่องแบตเตอรี่หมดเร็วก่อนกำหนดอย่างมากในบางเครื่อง จึงได้มีการหยุดการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจชนิดนี้ไป⁹ อย่างไรก็ตาม บริษัทผู้ผลิตได้พัฒนาเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายชนิดใหม่ที่มีชื่อว่า AveirTM ดังแสดงตัวอย่างในรูปที่ 1 ซึ่งกำลังอยู่ในช่วงการพิจารณาอนุญาตผลิตภัณฑ์เครื่องมือแพทย์ในการศึกษาวิจัยทางคลินิก (investigational device exemption, IDE) อีกทั้งยังมีรายงานล่าสุดถึงความปลอดภัยในการฝังเครื่องชนิดนี้ในผู้ป่วย 200 ราย โดยความสำเร็จในการฝังเครื่องมากถึงร้อยละ 98 และพบภาวะแทรกซ้อนที่เกี่ยวข้องกับเครื่องเพียงร้อยละ 4 เท่านั้นเมื่อติดตามการรักษาตลอดระยะเวลาหกสัปดาห์ นอกจากนี้ ยังพบว่าการทำงานของเครื่องมีประสิทธิภาพในผู้ป่วยร้อยละ 96 ด้วยการประเมินจากการรับรู้คลื่นไฟฟ้าในหัวใจห้องล่าง (R wave amplitude) และพลังงานที่น้อยที่สุดในการกระตุ้นหัวใจห้องล่างขวา (right ventricular capture threshold)¹⁰

ในปี ค.ศ.2015 มีการพัฒนาเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายที่มีชื่อว่า MicraTM (บริษัทเมดโทรนิค) ดังแสดงตัวอย่างในรูปที่ 1 โดยมีรายงานการศึกษาในผู้ป่วย 700 ราย พบว่ามีความปลอดภัยเทียบเท่ากับเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำ มีอัตราการเกิดภาวะแทรกซ้อนในกระบวนการฝังเครื่องที่ไม่แตกต่างกัน แต่เครื่องกระตุ้นหัวใจ MicraTM มี threshold ที่ต่ำกว่าและคงที่กว่า¹¹ อีกทั้งเมื่อเทียบกับเครื่องกระตุ้นหัวใจ NanostimTM แล้วเครื่องนี้จะมีความหนาที่มากกว่าและสั้นกว่า ส่วนการยึดติดผนังหัวใจ

ได้รับต้นฉบับ 10 กรกฎาคม 2565 แก้ไขบทความ 24 พฤศจิกายน 2565 รับลงตีพิมพ์ 9 มีนาคม 2566

ต้องการสำเนาต้นฉบับติดต่อ นพ.ศราวุธ ลิ้มประเสริฐ แผนกโรคหัวใจและหลอดเลือด กองอายุรกรรม โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า ถนนราชวิถี แขวงทุ่งพญาไท เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400

MicraTH

(Medtronic, Minneapolis, MN, USA)

AveirTH

(Abbott Medical Inc, Saint Paul, MN, USA)

รูปที่ 1 ตัวอย่างเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย

ของเครื่องกระตุ้นหัวใจ MicraTM ถูกออกแบบให้มีปลายแหลมขนาดเล็ก (tine) ถึงสี่แห่งที่ช่วยในการฝังในกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาได้อย่างมั่นคง โดยไม่ต้องอาศัยการไขเข้าไปในกล้ามเนื้อหัวใจ นอกจากนี้ จากรายงานด้านความปลอดภัยของเครื่อง พบภาวะแทรกซ้อนที่เกี่ยวข้องกับเครื่องเพียงร้อยละ 4 ตลอดระยะเวลาการติดตามการรักษาหนึ่งปี ซึ่งจะเห็นได้ว่ามีแนวโน้มในการเกิดภาวะแทรกซ้อนที่น้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำ¹²

เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายกับเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำ

ในรายงานผลการรักษาจากหลักฐานการใช้งานจริงในปัจจุบัน พบว่าการทำงานของเครื่องกระตุ้นหัวใจทุกประเภทมีประสิทธิภาพที่ดีและมีความปลอดภัย ทั้งเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายและเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำ^{6,7} โอกาสประสบความสำเร็จในการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจมีมากกว่าร้อยละ 99 และมีอัตราการเกิดภาวะแทรกซ้อนที่สำคัญในช่วงการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจเพียงร้อยละ 1.5-4.0 เท่านั้น¹²⁻¹⁴ ทั้งนี้ เพื่อเป็นการเปรียบเทียบเครื่อง

กระตุ้นหัวใจสองประเภทนี้ ได้มีการศึกษาวิเคราะห์ด้วยการจับคู่โดยใช้คะแนนความโน้มเอียง (propensity score matching) เพื่อเปรียบเทียบภาวะแทรกซ้อนที่สำคัญในระยะเวลา 12 เดือนภายหลังการฝังเครื่อง ระหว่างเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย (MicraTM) และเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำ ผลการศึกษาพบภาวะแทรกซ้อนในเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำร้อยละ 7.6 โดยมีความจำเป็นต้องได้รับการแก้ไขฝังเครื่องใหม่ร้อยละ 3.8 และต้องรักษาในโรงพยาบาลถึงร้อยละ 4.1 ในขณะที่พบภาวะแทรกซ้อนในเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายเพียงร้อยละ 4.0 จำเป็นต้องได้รับการแก้ไขฝังเครื่องใหม่เพียงร้อยละ 0.7 และต้องรักษาในโรงพยาบาลถึงเพียงร้อยละ 2.3¹² นอกจากนี้ อุบัติการณ์การติดเชื้อของเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย MicraTM พบได้ต่ำมาก โดยพบเพียงร้อยละ 2.2 เท่านั้น¹⁵ จึงเห็นได้ว่าโอกาสที่จะเกิดภาวะแทรกซ้อนในผู้ป่วยที่ได้รับการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายพบได้น้อยกว่า ในทางกลับกัน ช่วงที่มีการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย NanostimTM นั้น มีการตรวจพบของเหลวในเยื่อหุ้มหัวใจมากกว่าปกติ (pericardial effusion) ในผู้ป่วยที่ได้รับการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายมากกว่าผู้ป่วยที่ฝังเครื่อง

กระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำ แม้โดยรวมแล้วจะพบผู้ป่วยที่เกิดภาวะแทรกซ้อนนี้เป็นจำนวนไม่มากนัก แต่เป็นภาวะที่สามารถทำให้ผู้ป่วยบางรายเกิดอันตรายถึงชีวิตได้¹⁹

สาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนในผู้ป่วยที่ได้รับการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำส่วนมากเกี่ยวข้องกับสายกระตุ้นหัวใจ โดยปัญหาที่เกิดขึ้นกับสายกระตุ้นหัวใจประกอบไปด้วย การฉีกขาดของฉนวนหุ้มสาย การหักของสาย การเกิดหลอดเลือดดำอุดตัน และมีความจำเป็นต้องถอนสายกระตุ้นหัวใจออกหากเกิดการติดเชื้อ ซึ่งถือเป็นเหตุการณ์ที่มีความเสี่ยง จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์และความเชี่ยวชาญพิเศษอีกด้วย ด้วยเหตุผลดังกล่าวโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนจึงพบได้มากกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่ได้รับการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย

ข้อดีของเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย

ความเสี่ยงในการติดเชื้อ

เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายได้ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อแก้ปัญหาเรื่องการติดเชื้อเป็นหลัก เนื่องด้วยการติดเชื้อเป็นปัญหาสำคัญในผู้ป่วยที่ได้รับการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำ นอกจากสายกระตุ้นหัวใจที่อาจเป็นช่องทางเข้าของเชื้อแบคทีเรียแล้วยังมีส่วนของเครื่องกระตุ้นหัวใจที่ฝังไว้ใต้ผิวหนังบริเวณหน้าอกที่มีโอกาสเกิดการฉีกขาดของแผลจนนำมาซึ่งการติดเชื้อได้ แต่ปัญหาเหล่านี้จะไม่พบในเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย อีกทั้งเครื่องกระตุ้นหัวใจ MicraTM ยังมีขนาดพื้นที่ผิวที่เล็กมาก จึงมีแนวโน้มที่จะเกิดการถูกห่อหุ้มด้วยเนื้อเยื่อต่าง ๆ (encapsulation) ภายหลังการฝังเครื่อง ซึ่งมีคุณสมบัติในการป้องกันการติดเชื้อแบคทีเรียได้¹⁶ นอกจากนี้ การฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายยังทำได้ในกรณีที่มีผู้ป่วยมีการอุดตันของหลอดเลือดดำส่วนบนของร่างกายจนไม่สามารถใส่สายกระตุ้นหัวใจทางหลอดเลือดดำแบบปกติได้ อีกทั้งยังเหมาะสมในผู้ป่วยที่มีความจำเป็นต้องใช้หลอดเลือดดำเหล่านี้สำหรับการสอดสายเพื่อการรักษาในโรคอื่น ๆ เช่น การฟอกไตในผู้ป่วยไตวายเรื้อรัง เป็นต้น ซึ่งการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำในผู้ป่วยกลุ่มจะความเสี่ยงในการติดเชื้อมากกว่าปกติ

การถอนเครื่องกระตุ้นหัวใจออกจากร่างกาย

แม้ว่าเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายจะถูกออกแบบให้มีกลไกในการฝังไว้ที่ผิวหนังด้านในของหัวใจห้องล่างขวาได้อย่างดี แต่สามารถถอนออกจากร่างกายได้ด้วยการสวนหัวใจทางหลอดเลือดดำ^{17,18}

โดยส่วนมากมักทำเมื่อผู้ป่วยมีภาวะหัวใจล้มเหลวจากโรคต่าง ๆ และจำเป็นต้องเปลี่ยนการรักษาเป็นเครื่องกระตุ้นหัวใจห้องล่างสองห้องพร้อมกัน¹⁹ ซึ่งแม้จะทำโดยผู้เชี่ยวชาญที่มีประสบการณ์สูงแล้ว แต่ยังมีโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนอันนำไปสู่ภาวะทุพพลภาพและเสียชีวิตได้สูงถึงร้อยละ 5-10²⁰ อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบันยังไม่มีข้อมูลสนับสนุนในการถอนเครื่องออกจากร่างกายด้วยเพียงเพราะการฝังเครื่องที่ผ่านมานานแล้วเท่านั้น จึงไม่ใช่ข้อข้อชี้ในการถอนเครื่องกระตุ้นหัวใจออกจากร่างกาย

ข้อดีของเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย

การกระตุ้นหัวใจห้องบนและห้องล่างที่ไม่สัมพันธ์กัน

การกระตุ้นหัวใจห้องบนและห้องล่างที่ไม่สัมพันธ์กัน (atrioventricular dyssynchrony) เกิดขึ้นเนื่องจากเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายในปัจจุบันสามารถกระตุ้นได้เพียงหัวใจห้องล่างเท่านั้น ซึ่งจากการศึกษาในเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำที่ผ่านมาพบว่าหากผู้ป่วยได้รับการกระตุ้นหัวใจห้องล่างเพียงอย่างเดียวและไม่สัมพันธ์กับการบีบตัวของหัวใจห้องบนจะส่งผลให้ผู้ป่วยมีเลือดออกจากหัวใจห้องล่างบกพร่อง โดยเรียกภาวะนี้ว่า pacemaker syndrome และยังเพิ่มความเสี่ยงในการเกิดโรคหัวใจห้องบนสั่นพลิ้ว (atrial fibrillation) อีกด้วย²¹ ซึ่งเป็นข้อดีที่สำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องกระตุ้นหัวใจที่สามารถกระตุ้นหัวใจห้องบนและห้องล่างตามลำดับแบบสัมพันธ์กัน (atrioventricular synchronous pacing) นอกจากนี้ แม้ผู้ป่วยบางรายที่ได้รับการวินิจฉัยโรคการนำกระแสไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนไปยังหัวใจห้องล่างบกพร่อง (atrioventricular block) ในช่วงแรกของการรักษา มักจะมีการเกิดโรคของปมไซนัสของหัวใจ (sinus node dysfunction) ตามมาในภายหลังได้ ซึ่งมีความจำเป็นต้องได้รับการกระตุ้นหัวใจห้องบน ดังนั้นแล้ว แนวทางเวชปฏิบัติจากสมาคมโรคหัวใจของยุโรปจึงแนะนำให้รักษาผู้ป่วยด้วยเครื่องกระตุ้นหัวใจที่สามารถกระตุ้นและรับรู้กระแสไฟฟ้าหัวใจได้ทั้งหัวใจห้องบนและห้องล่างไม่ว่าผู้ป่วยจะได้รับการวินิจฉัยเป็น sinus node dysfunction หรือ atrioventricular block ก็ตาม²² ซึ่งในปัจจุบันมีเพียงเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำเท่านั้นที่สามารถทำงานเช่นนี้ได้ อย่างไรก็ตาม ได้มีการพัฒนาเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย MicraTM ให้สามารถรับรู้การบีบตัวของหัวใจห้องบนด้วยการใช้เครื่องวัดความเร่ง (accelerometer) แล้วทำการกระตุ้นหัวใจห้องล่างให้สัมพันธ์กัน ซึ่งจะสามารถป้องกัน pacemaker syndrome ได้ โดยจะกล่าวรายละเอียดในหัวข้อถัดไป

การจัดการเครื่องกระตุ้นหัวใจที่แบตเตอรี่หมด

แม้ว่าเครื่องกระตุ้นหัวใจแต่ละชนิดจะมีระยะเวลาเฉลี่ยของการใช้แบตเตอรี่แตกต่างกัน แต่เครื่องกระตุ้นหัวใจ Micra™ มีอายุการใช้งานแบตเตอรี่ประมาณ 12 ปีภายหลังการฝังเครื่อง¹¹ อย่างไรก็ตาม อายุการใช้งานนี้จะขึ้นกับขนาดไฟฟ้าที่ใช้และความถี่ในการกระตุ้นหัวใจด้วย การที่เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายแบตเตอรี่หมดไม่ได้เป็นข้อบ่งชี้ในการถอนเครื่องออกจากหัวใจในปัจจุบัน แม้จะทำการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายเครื่องใหม่เข้าไปในหัวใจห้องล่างขวาได้ แต่พื้นที่ในหัวใจย่อมมีจำกัด การถอนเครื่องเก่าที่แบตเตอรี่หมดแล้วจึงเป็นทางเลือกหนึ่งที่สามารถทำได้ ซึ่งมีความเสี่ยงในการเกิดภาวะแทรกซ้อนได้ไม่น้อยดังกล่าวข้างต้น ดังนั้นผู้ป่วยและแพทย์ผู้ดูแลควรตัดสินใจร่วมกันในการเลือกแนวทางการรักษาเมื่อเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายเมื่ออายุการใช้งานแบตเตอรี่ใกล้จะหมด เพราะการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจเพิ่มในห้องหัวใจย่อมทำได้ยากยิ่ง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ป่วยอายุน้อยที่มีความจำเป็นจะต้องมีการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจเครื่องใหม่หลายเครื่องตลอดชีวิตของผู้ป่วย จะเห็นได้ว่าการวางแผนการรักษาร่วมกับผู้ป่วยมีความสำคัญอย่างยิ่งในการวางแผนการเลือกประเภทเครื่องกระตุ้นหัวใจทั้งก่อนการฝังเครื่องเมื่อวินิจฉัยโรคครั้งแรกและการติดตามการรักษาในระยะยาว

การรบกวนเมื่อตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายในปัจจุบันมีการรับรองความปลอดภัยเมื่อผู้ป่วยต้องเข้ารับการตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยสามารถใช้สนามแม่เหล็กได้สูงถึง 3 เทสลา นอกจากนี้ ยังได้ภาพการตรวจที่มีคุณภาพดีเพียงพอต่อการประเมินการโครงสร้างของหัวใจและการทำงานต่าง ๆ ได้อีกด้วย อย่างไรก็ตาม ยังมีข้อจำกัดบริเวณที่อยู่ใกล้เครื่องกระตุ้นหัวใจ ที่อาจขาดความชัดเจนของภาพ จนส่งผลต่อการวินิจฉัยโรคได้ ทั้งนี้ หากต้องการตรวจความผิดปกติทางโครงสร้างหัวใจบริเวณดังกล่าว การตรวจด้วยการลดความแรงของสนามแม่เหล็กเป็น 1.5 เทสลา อาจเพิ่มคุณภาพของภาพในบริเวณนี้และช่วยในการวินิจฉัยได้มากขึ้น^{23,24}

การกระตุ้นหัวใจห้องบนและห้องล่างแบบสัมพันธ์กัน

ในผู้ป่วยที่มีการทำงานของปมไชนัสของหัวใจปกตินั้น การกระตุ้นหัวใจห้องล่างแบบที่สัมพันธ์กับการบีบตัวของหัวใจห้องบน (atrioventricular synchronous pacing) จะส่งผลให้การทำงานของหัวใจมีประสิทธิภาพเหนือกว่าการกระตุ้นหัวใจห้องล่าง

เพียงอย่างเดียว²⁵ แม้ว่าการเกิดภาวะแทรกซ้อนในระยะยาวที่จากเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายจะมีแนวโน้มน้อยกว่า แต่ผู้ป่วยส่วนมากที่จำเป็นต้องได้รับการรักษาด้วยเครื่องกระตุ้นหัวใจมักเป็นผู้ป่วยที่ได้รับการวินิจฉัยเป็น atrioventricular block ซึ่งการใช้เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายที่ไม่สามารถกระตุ้นหัวใจห้องบนและห้องล่างแบบสัมพันธ์กันจะส่งผลเสียต่อการทำงานของหัวใจอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้

เครื่องกระตุ้นหัวใจ Micra™ ได้นำหลักการวัดความเร่งแบบสามแกน (three-axis accelerometer) เพื่อรับสัญญาณการบีบตัวของหัวใจห้องบน จึงสามารถกระตุ้นหัวใจห้องล่างได้ตามลำดับและสัมพันธ์กัน เครื่องนี้มีตำแหน่งการรับรู้การบีบตัวและการขยายตัวของหัวใจทั้งหมดสี่จุด ก่อนจะแปลงสัญญาณการรับรู้เพื่อส่งงานเครื่องต่อไป ทั้งนี้การตั้งค่าในเครื่องจะสามารถตั้งค่าช่วงเวลาได้สองช่วง ได้แก่ post-ventricular atrial blanking period (PVAB) และ passive ventricular filling period นอกจากนี้ยังสามารถตั้งค่าเกณฑ์การทำงาน (threshold) ได้สองค่า ได้แก่ passive ventricular filling threshold และ atrial contraction threshold เพื่อปรับการรับรู้การบีบตัวของหัวใจและการทำงานให้เหมาะสม อีกทั้งยังสามารถป้องกันปัญหาที่อาจเกิดขึ้นในอนาคตได้

จากการศึกษาการทำงานของเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายที่สามารถรับรู้การทำงานของหัวใจห้องบนพบว่าสามารถกระตุ้นหัวใจห้องล่างแบบที่สัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจห้องบนได้ถึงร้อยละ 87²⁶ นอกจากนี้ ความสามารถในการระบุช่วงการบีบตัวของหัวใจห้องบนยังมีแม่นยำมากอีกด้วย²⁷ อย่างไรก็ตาม กระบวนการทำงานนี้ยังมีข้อบกพร่องอยู่บ้าง โดยพบว่าผู้ป่วยบางรายมีการทำงานของห้องบนและห้องล่างแบบสัมพันธ์กันลดลงได้ถึงร้อยละ 70 เมื่อให้ผู้ป่วยยืนขึ้นและเริ่มเดิน ดังนั้นการประเมินการทำงานของเครื่องในขณะที่ผู้ป่วยยืนและเคลื่อนไหวแล้วปรับค่าต่าง ๆ ให้เหมาะสมจึงเป็นสิ่งสำคัญอย่างยิ่งและควรกระทำเสมอ เพื่อทำให้มีการทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กันมากที่สุด

อย่างไรก็ตาม เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายในปัจจุบันยังไม่สามารถกระตุ้นหัวใจห้องบนได้ ทำได้เพียงรับสัญญาณการหดตัวของหัวใจห้องบนแล้วกระตุ้นหัวใจห้องล่าง (atrial sensing and ventricular pacing) เท่านั้น จึงได้เริ่มมีการศึกษาในสัตว์ทดลองด้วยการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจสองเครื่อง โดยเครื่องหนึ่งฝังในหัวใจห้องบนและอีกเครื่องหนึ่งฝังในหัวใจห้องล่าง แล้วใช้ระบบไร้สายในการสื่อสารของทั้งสองเครื่อง²⁸ ซึ่งผลการศึกษานี้แสดงให้เห็น

เห็นถึงการทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ ยังสามารถถอนเครื่องออกได้ภายหลังการฝังเครื่องในระยะเวลา 6 เดือนอีกด้วย²⁹ อย่างไรก็ตาม กล้ามเนื้อหัวใจห้องบนขวามีความบางมากกว่าหัวใจห้องล่างขวา อีกทั้งโดยทั่วไปแล้ว การฝังสายหรือเครื่องกระตุ้นหัวใจมักฝังไว้ใน right atrial appendage ซึ่งเป็นตำแหน่งที่บางมาก ดังนั้น การฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายในหัวใจห้องบนขวาจึงมีโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนได้มาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งการทะลุของหัวใจ จนเป็นเหตุให้เกิดเลือดออกในเยื่อหุ้มหัวใจและเกิดภาวะบีบรัดหัวใจ (cardiac tamponade) ตามมาได้ ดังนั้นการศึกษาค้นคว้าข้อมูลความปลอดภัยทางคลินิกเหล่านี้จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งก่อนจะนำมาใช้ในการรักษาผู้ป่วยในเวชปฏิบัติทั่วไป อีกทั้งยังมีประเด็นด้านการสื่อสารระหว่างสองเครื่องด้วยระบบไร้สาย ซึ่งจะส่งผลต่ออายุการใช้งานแบตเตอรี่ของเครื่องอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ จึงจำเป็นต้องมีการพัฒนาและออกแบบเครื่องกระตุ้นหัวใจที่เหมาะสมก่อนการนำมาใช้ในมนุษย์

เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายกับการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ

ในปัจจุบันมีเครื่องกระตุ้นหัวใจที่ฝังไว้ใต้ชั้นผิวหนัง (subcutaneous implantable cardioverter-defibrillator, S-ICD) โดยปราศจากสายกระตุ้นหัวใจในหลอดเลือดดำ โดยได้รับการยืนยันเรื่องความปลอดภัย ประสิทธิภาพการกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ และอัตราการทำงานที่ไม่เหมาะสมที่ไม่แตกต่างจากเครื่องกระตุ้นหัวใจที่มีสายกระตุ้นหัวใจในหลอดเลือดดำ³⁰ โดยเป็นที่ทราบกันว่าสายกระตุ้นหัวใจนั้นมีโอกาสเสียหายได้มากกว่าสายกระตุ้นหัวใจ และเมื่อมีความจำเป็นต้องถอนสายกระตุ้นหัวใจออกจากร่างกายผู้ป่วยจะเป็นการเพิ่มโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อนได้มาก ซึ่งจะนำไปสู่ภาวะทุพพลภาพและเสียชีวิตได้ ด้วยเหตุผลดังกล่าวนี้ จึงมีความสนใจในการใช้เครื่องกระตุ้นหัวใจที่ฝังไว้ใต้ชั้นผิวหนังเพิ่มมากขึ้นอย่างต่อเนื่อง อย่างไรก็ตาม ข้อด้อยที่สำคัญของเครื่องกระตุ้นหัวใจชนิดนี้ คือการไม่สามารถกระตุ้นหัวใจในกรณีหัวใจเต้นช้าได้ ซึ่งผู้ป่วยหลายรายมีความจำเป็นต้องใช้ระบบการทำงานนี้ และไม่สามารถกระตุ้นหัวใจเพื่อเป็นการรักษาในกรณีที่หัวใจห้องล่างเต้นผิดจังหวะ (anti-tachycardia pacing, ATP) ได้ ดังนั้น จึงมีการทดสอบการใช้เครื่องกระตุ้นหัวใจที่ฝังไว้ใต้ชั้นผิวหนังที่ทำงานร่วมกับเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายในสัตว์ทดลองและมนุษย์³¹⁻³⁴ โดยผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่ามีการทำงานร่วมกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายที่ฝังไว้ในหัวใจห้องล่างขวาสามารถกระตุ้น

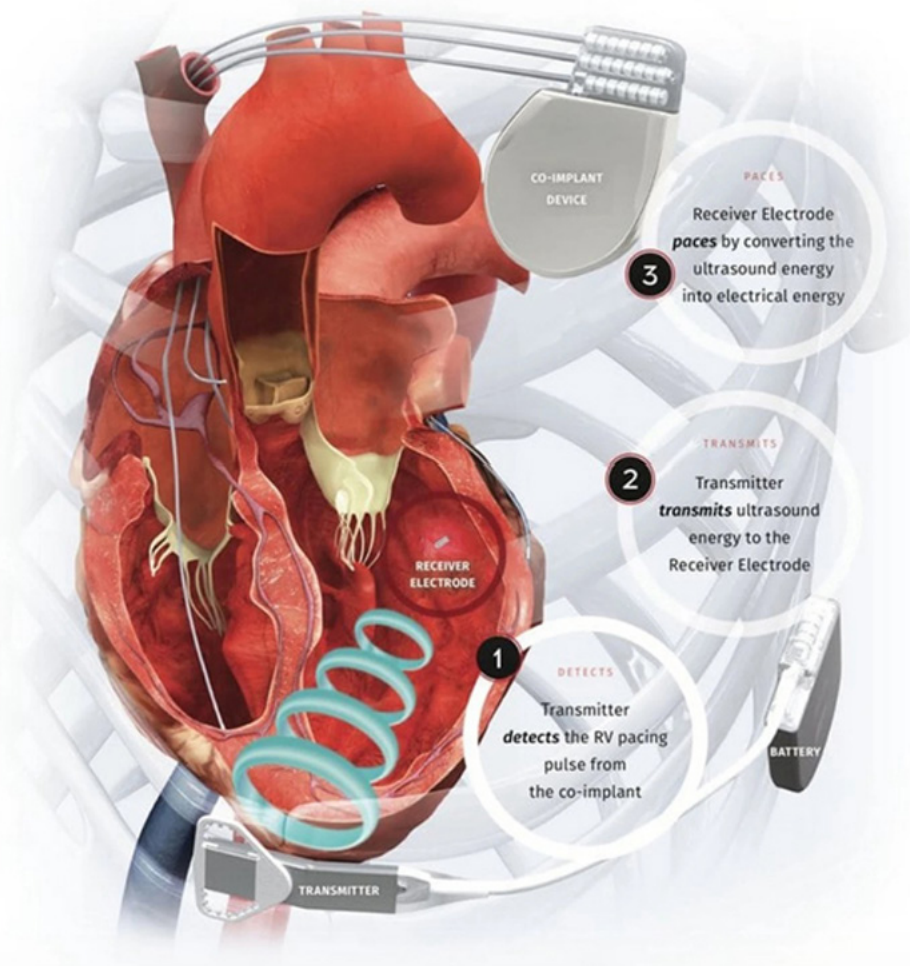
หัวใจและทำการรักษาแบบ ATP ได้อย่างดี อย่างไรก็ตาม ยังมีข้อจำกัดที่สำคัญ คือ กรณีที่เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายและเครื่องกระตุ้นหัวใจที่ฝังไว้ใต้ชั้นผิวหนังผลิตจากบริษัทที่แตกต่างกันจะไม่สามารถติดต่อและทำงานร่วมกันได้ จึงจำเป็นต้องมีการศึกษาและพัฒนาระบบเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวต่อไป เพื่อประโยชน์สูงสุดของผู้ป่วย โดยไม่จำกัดการใช้เครื่องต่าง ๆ โดยที่ต่อผลผลิตจากบริษัทเพียงบริษัทเดียวเท่านั้น

การกระตุ้นหัวใจห้องล่างซ้ายแบบไร้สาย

ในผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจล้มเหลวบางราย มีความจำเป็นต้องได้รับการกระตุ้นหัวใจห้องล่างสองห้องพร้อมกัน จึงมีการพัฒนาเครื่องกระตุ้นหัวใจห้องล่างซ้ายที่ฝังไว้ในภายในหัวใจและสามารถทำงานร่วมกับเครื่องกระตุ้นหัวใจหรือเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีในหลอดเลือดดำ โดยใช้เทคโนโลยีการสื่อสารระหว่างเครื่องแบบไร้สายด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง ซึ่งจะเป็นอีกหนึ่งทางเลือกการรักษา นอกจากการกระตุ้นหัวใจห้องล่างซ้ายผ่านสายกระตุ้นหัวใจที่สอดไว้ในหลอดเลือดดำ coronary sinus แบบเดิม โดยระบบการใช้เครื่องกระตุ้นหัวใจห้องล่างซ้ายแบบไร้สายนี้ถูกเรียกว่า WiSE-CRT³⁵ ดังแสดงในรูปที่ 2

ระบบของ WiSE-CRT ประกอบไปด้วยส่วนสำคัญสามส่วน คือ เครื่องแปลงสัญญาณที่ฝังไว้ใต้กล้ามเนื้อบริเวณเต้านมด้านซ้าย (submuscular transmitter) แบตเตอรี่ที่ฝังไว้ใต้ผิวหนังทางด้านซ้ายของผนังทรวงอก และอิเล็กโทรดที่ฝังไว้ในหัวใจห้องล่างซ้าย (endocardial left ventricular receiver electrode) ซึ่งจะเห็นได้ว่าระบบนี้ยังจำเป็นต้องมีการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจในหัวใจห้องล่างขวาร่วมด้วย เพื่อให้เกิดการกระตุ้นหัวใจห้องล่างสองห้องพร้อมกัน

ในการศึกษาถึงความเป็นไปได้ของระบบ WiSE-CRT ในช่วงแรก ได้เลือกผู้ป่วยที่ไม่สามารถรักษาด้วยการกระตุ้นหัวใจห้องล่างสองห้องพร้อมกันแบบระบบเดิมได้ ซึ่งผลการศึกษาในเบื้องต้นแสดงให้เห็นถึงผลลัพธ์ที่ดีทั้งด้านความปลอดภัยและประสิทธิภาพการรักษา³⁶ อีกทั้งการศึกษาที่ติดตามเป็นระยะเวลา 6 เดือนยังพบอีกว่าผู้ป่วยร้อยละ 84.8 มีอาการทางคลินิกดีขึ้น และผู้ป่วยร้อยละ 66 มีการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย (left ventricular ejection fraction) เพิ่มขึ้นมากกว่าร้อยละ 5 เมื่อเทียบกับก่อนการรักษาด้วย³⁷ นอกจากนี้ การศึกษาจากหลักฐานการใช้งานจริงในหลากหลายสถาน



(ทำซ้ำภายใต้สัญญาอนุญาตครีเอทีฟคอมมอนส์ จาก Wijesuriya et al.³⁵)

รูปที่ 2 ระบบ WiSE CRT

พยาบาลพบว่าโอกาสประสบความสำเร็จในการฝังเครื่องในระบบนี้มีสูงมากกว่าร้อยละ 90³⁸ ส่วนอัตราการเกิดภาวะแทรกซ้อนนั้นยังพบได้ค่อนข้างสูง โดยพบภาวะแทรกซ้อนทางหลอดเลือดร้อยละ 5 ภาวะปัสสาวะหัวใจร้อยละ 3 และมีการเสียชีวิตที่เกี่ยวข้องกับการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจร้อยละ 3³⁸ อย่างไรก็ตาม แม้อัตราการเกิดภาวะแทรกซ้อนจะสูง ซึ่งน่าจะมีเหตุมาจากการที่ยังเป็นช่วงการเรียนรู้การฝังเครื่องระบบใหม่ในช่วงแรกของแพทย์ผู้ทำการรักษา เพราะมีข้อมูลว่าเมื่อทำการฝังเครื่องโดยแพทย์ผู้มีความชำนาญสูงขึ้น ก็ส่งผลให้อัตราการเกิดภาวะแทรกซ้อนลดลงอย่างมีนัยสำคัญเช่นกัน³⁹ นอกจากนี้ ยังมีการพัฒนาอุปกรณ์ในการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจในระบบนี้ที่ทำให้โอกาสในการเกิดภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ ลดลงด้วย โดยจะเห็นจากรายงานการศึกษาล่าสุดที่ตรวจไม่พบของเหลวในเยื่อหุ้มหัวใจมากกว่าปกติเลยในการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจระบบนี้ในผู้ป่วยทั้งสิ้น 31 ราย⁴⁰

นอกจากการรักษาผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจล้มเหลวด้วยการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจระบบ WiSE-CRT แล้ว ยังสามารถใช้การรักษาในผู้ป่วยที่มีโรคหัวใจห้องบนสั่นพลิ้วเรื้อรังและมีความจำเป็นต้องได้รับการกระตุ้นหัวใจห้องล่างสองห้องพร้อมกันได้อีกด้วย โดยสามารถใช้การรักษาด้วยระบบนี้ทำงานพร้อมไปกับเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย Micra™ ได้⁴¹ นอกจากนี้ ยังมีรายงานการใช้ระบบนี้ร่วมกับเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สาย Micra™ และเครื่องกระตุ้นหัวใจที่ฝังไว้ใต้ชั้นผิวหนัง ซึ่งกลายเป็นระบบกระตุ้นหัวใจห้องล่างสองห้องพร้อมกันที่ไม่มีสายกระตุ้นหรือสายกระตุ้นหัวใจเลย⁴² อย่างไรก็ตาม การใช้เครื่องกระตุ้นและกระตุ้นหัวใจแบบหลายชนิดนี้ยังมีปัญหาการใช้งานจริงอยู่มาก เพราะแต่ละเครื่องสร้างมาจากบริษัทที่แตกต่างกัน จึงไม่ได้ถูกออกแบบมาให้ทำงานร่วมกันเป็นหน่วยเดียว ทำให้จำเป็นต้องมีการตั้งค่าต่าง ๆ ด้วยความซับซ้อน ซึ่งอาจก่อให้เกิดปัญหาตามมาในภายหลังได้⁴³

การกระตุ้นหัวใจผ่านระบบนำไฟฟ้าหัวใจ

ในช่วงทศวรรษที่ผ่านมาได้มีการพัฒนาการฝังสายกระตุ้นหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจผ่านระบบนำไฟฟ้าหัวใจปกติ เพื่อทำให้เกิดการนำกระแสไฟฟ้าหัวใจใกล้เคียงกับสรีรวิทยาปกติของร่างกาย ซึ่งมีความแตกต่างจากการกระตุ้นหัวใจผ่านกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวาในปัจจุบันที่มีข้อเสียด้านความล่าช้าในการนำกระแสไฟฟ้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย จนทำให้เกิดความล่าช้าในการบีบตัวตามไปด้วย (left ventricular electromechanical delay) โดยในช่วงแรกของระบบนี้ ได้มีการฝังสายกระตุ้นหัวใจเพื่อกระตุ้น His bundle ซึ่งแม้จะมีการพัฒนาอุปกรณ์ช่วยในการฝังสายกระตุ้นหัวใจในตำแหน่งนี้เป็นอย่างมาก ในช่วงที่ผ่านมา แต่ผลการติดตามการทำงานของเครื่องกลับพบว่า มีผู้ป่วยมากถึงหนึ่งในสามที่มี capture threshold ในการกระตุ้นหัวใจสูง อีกทั้งยังพบว่าผู้ป่วยที่ไม่สามารถกระตุ้นหัวใจได้เลยถึงร้อยละ 17⁴⁴ ในขณะที่เดียวกันได้มีการพัฒนาการกระตุ้นหัวใจผ่าน left bundle branch โดยตรง ซึ่งเป็นการนำกระแสไฟฟ้าใกล้เคียงกับสรีรวิทยาปกติเช่นกัน ทำได้ด้วยการฝังสายกระตุ้นหัวใจจากบริเวณผนังกันหัวใจห้องล่างขวา (right ventricular septum) แล้วไขให้เกลียวที่อยู่ปลายสายกระตุ้นหัวใจฝังในตำแหน่งใกล้เคียงกับ left bundle branch จึงทำให้สามารถกระตุ้น left bundle branch ได้โดยตรง ซึ่งการศึกษาในผู้ป่วยที่ได้รับการวางตำแหน่งสายกระตุ้นหัวใจบริเวณนี้พบว่า มี capture threshold ในการกระตุ้นหัวใจที่ต่ำกว่าเมื่อเทียบกับตำแหน่ง His bundle อีกทั้งการพัฒนาทักษะในการฝังสายกระตุ้นหัวใจของแพทย์ก็เกิดขึ้นได้ง่ายกว่า⁴⁵ อย่างไรก็ตาม ยังต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อติดตามผลการรักษาด้วยวิธีนี้ในระยะยาวต่อไป ด้วยเพราะวิธีการฝังสายกระตุ้นหัวใจที่ผ่านเข้าไปในผนังกล้ามเนื้อหัวใจนี้ อาจก่อให้เกิดแรงบิดเกลียวภายในสายกระตุ้นหัวใจเอง จนเป็นเหตุให้เกิดความเสียหายต่อสายกระตุ้นหัวใจในระยะยาวได้

ดังจะเห็นได้ว่าหลักการการกระตุ้นหัวใจผ่านระบบนำไฟฟ้าหัวใจปกติมีความน่าสนใจอย่างยิ่ง ซึ่งเมื่อหากสามารถทำงานได้ด้วยเทคโนโลยีการกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายได้ อาจช่วยเพิ่มทางเลือกและประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วยที่ต้องการเครื่องกระตุ้นหัวใจได้มากขึ้น

ทิศทางการพัฒนาในอนาคต

เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายที่ฝังไว้ภายในหัวใจห้องล่างขวาถือเป็นการพัฒนาทางเทคโนโลยีที่สำคัญเพื่อการรักษาผู้ป่วย ด้วยผล

การศึกษาที่แสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพการรักษา อีกทั้งยังมีการพัฒนาเพื่อกระตุ้นหัวใจห้องบนและห้องล่างตามลำดับแบบสัมพันธ์กันอีกด้วย อันเป็นแนวโน้มในการพัฒนาการกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายที่ดีต่อไปในอนาคต นอกจากนี้ ยังมีความก้าวหน้าเกี่ยวกับเทคโนโลยีเครื่องกระตุ้นหัวใจที่ฝังไว้ได้ชั้นผิวหนังที่สามารถทำงานร่วมกับการกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายภายในหัวใจห้องล่างซ้าย และมีความสามารถในการกระตุ้นหัวใจเพื่อการรักษาในกรณีหัวใจห้องล่างเต้นผิดจังหวะ ซึ่งถือเป็นระบบไร้สายอย่างสมบูรณ์อีกด้วย อันจะเป็นทางเลือกที่น่าสนใจในกลุ่มผู้ป่วยที่มีอายุน้อย เพราะเป็นกลุ่มที่มีโอกาสเผชิญกับภาวะแทรกซ้อนจากเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำมากกว่า อย่างไรก็ตาม ยังมีจุดที่ต้องการการพัฒนาอีกมากก่อนจะถูกนำไปใช้จริงในเวชปฏิบัติทั่วไป ได้แก่ การลดความซับซ้อนในการตั้งค่าการทำงานร่วมกันของเครื่อง การทำให้เครื่องที่ผลิตจากต่างบริษัทสามารถทำงานเชื่อมต่อกันได้ง่าย และการจัดการเครื่องในกรณีแบตเตอรี่หมดอายุการใช้งาน

ประเด็นการใช้งานแบตเตอรี่และอายุการใช้งานที่เหมาะสมถือเป็นเรื่องสำคัญของเครื่องกระตุ้นหัวใจทั้งแบบไร้สายและแบบมีสายในหลอดเลือดดำ การชาร์จแบตเตอรี่แบบไร้สายซึ่งมีใช้โดยทั่วไปในโทรศัพท์มือถือในปัจจุบันนั้น อาจเป็นแนวทางแก้ปัญหาในการชาร์จแบตเตอรี่เครื่องกระตุ้นหัวใจในอนาคต

ด้วยข้อบ่งชี้ในการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจที่หลากหลายมากขึ้นในช่วงหลายปีที่ผ่านมา จึงทำให้ปัจจุบันมีการฝังเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายในผู้ป่วยจำนวนมากและมีการศึกษาที่แสดงให้เห็นถึงความปลอดภัยในระยะยาว อีกทั้งการพัฒนาเทคโนโลยีและนวัตกรรมที่เกิดขึ้นอย่างรวดเร็วต่อเนื่องในปัจจุบัน จึงมีความเป็นไปได้สูงว่าการกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายอาจกลายเป็นทางเลือกอันดับหนึ่งของการรักษาในอนาคต

สรุป

เทคโนโลยีของเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง มีการศึกษาทางคลินิกที่ยืนยันทั้งความปลอดภัยและประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วยโรคหัวใจเต้นช้าผิดปกติ แม้จะมีภาวะแทรกซ้อนที่น้อยกว่าเมื่อเทียบกับเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำ แต่ยังมีข้อจำกัดบางอย่างที่ยังไม่สามารถทดแทนการทำงานของเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบมีสายในหลอดเลือดดำได้ ในปัจจุบันได้มีการพยายามใช้เครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายร่วมกับอุปกรณ์ชนิดอื่นเพื่อการรักษาผู้ป่วยโรคหัวใจได้ครอบคลุมมาก

ยิ่งขึ้น แม้ผลการรักษาในเบื้องต้นจะแสดงให้เห็นถึงความปลอดภัย และประสิทธิภาพที่ดีในการรักษา แต่ยังคงขาดข้อมูลการศึกษาในระยะยาว จึงจำเป็นต้องมีการศึกษาติดตามผู้ป่วยต่อเนื่องควบคู่ไปกับการพัฒนาเทคโนโลยีการรักษา เพื่อให้การรักษาผู้ป่วยด้วยเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายเกิดประโยชน์ต่อผู้ป่วยมากที่สุด ด้วยข้อจำกัดดังกล่าว จึงทำให้การรักษาด้วยเครื่องกระตุ้นหัวใจแบบไร้สายยังไม่ได้เป็นทางเลือกอันดับแรกสำหรับการรักษาในปัจจุบัน

เอกสารอ้างอิง

1. Udo EO, Zuithoff NP, van Hemel NM, de Cock CC, Hendriks T, Doevendans PA, et al. Incidence and predictors of short- and long-term complications in pacemaker therapy: the FOLLOWPACE study. *Heart Rhythm*. 2012;9:728-35.
2. Tobin K, Stewart J, Westveer D, Frumin H. Acute complications of permanent pacemaker implantation: their financial implication and relation to volume and operator experience. *Am J Cardiol*. 2000;85:774-6, A9.
3. Cantillon DJ, Exner DV, Badie N, Davis K, Gu NY, Nabutovsky Y, et al. Complications and Health Care Costs Associated With Transvenous Cardiac Pacemakers in a Nationwide Assessment. *JACC Clin Electrophysiol*. 2017;3:1296-305.
4. Cantillon DJ, Dukkupati SR, Ip JH, Exner DV, Niazi IK, Banker RS, et al. Comparative study of acute and mid-term complications with leadless and transvenous cardiac pacemakers. *Heart Rhythm*. 2018;15:1023-30.
5. Wang Y, Hou W, Zhou C, Yin Y, Lu S, Liu G, et al. Meta-analysis of the incidence of lead dislodgement with conventional and leadless pacemaker systems. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2018;41:1365-71.
6. Reddy VY, Exner DV, Cantillon DJ, Doshi R, Bunch TJ, Tomassoni GF, et al. Percutaneous Implantation of an Entirely Intracardiac Leadless Pacemaker. *N Engl J Med*. 2015;373:1125-35.
7. Knops RE, Tjong FV, Neuzil P, Sperzel J, Miller MA, Petru J, et al. Chronic performance of a leadless cardiac pacemaker: 1-year follow-up of the LEADLESS trial. *J Am Coll Cardiol*. 2015;65:1497-504.
8. Reddy VY, Knops RE, Sperzel J, Miller MA, Petru J, Simon J, et al. Permanent leadless cardiac pacing: results of the LEADLESS trial. *Circulation*. 2014;129:1466-71.
9. Lakkireddy D, Knops R, Atwater B, Neuzil P, Ip J, Gonzalez E, et al. A worldwide experience of the management of battery failures and chronic device retrieval of the Nanostim leadless pacemaker. *Heart Rhythm*. 2017;14:1756-63.
10. Reddy VY, Exner DV, Doshi R, Tomassoni G, Bunch TJ, Estes NAM, et al. Primary Results on Safety and Efficacy From the LEADLESS II-Phase 2 Worldwide Clinical Trial. *JACC Clin Electrophysiol*. 2022;8:115-7.
11. Reynolds D, Duray GZ, Omar R, Soejima K, Neuzil P, Zhang S, et al. A Leadless Intracardiac Transcatheter Pacing System. *N Engl J Med*. 2016;374:533-41.
12. Duray GZ, Ritter P, El-Chami M, Narasimhan C, Omar R, Tolosana JM, et al. Long-term performance of a transcatheter pacing system: 12-Month results from the Micra Transcatheter Pacing Study. *Heart Rhythm*. 2017;14:702-9.
13. El-Chami MF, Al-Samadi F, Clementy N, Garweg C, Martinez-Sande JL, Piccini JP, et al. Updated performance of the Micra transcatheter pacemaker in the real-world setting: A comparison to the investigational study and a transvenous historical control. *Heart Rhythm*. 2018;15:1800-7.
14. Roberts PR, Clementy N, Al Samadi F, Garweg C, Martinez-Sande JL, Iacopino S, et al. A leadless pacemaker in the real-world setting: The Micra Transcatheter Pacing System Post-Approval Registry. *Heart Rhythm*. 2017;14:1375-9.
15. El-Chami MF, Soejima K, Piccini JP, Reynolds D, Ritter P, Okabe T, et al. Incidence and outcomes of systemic infections in patients with leadless pacemakers: Data from the Micra IDE study. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2019;42:1105-10.
16. El-Chami MF, Bonner M, Holbrook R, Stromberg K, Mayotte J, Molan A, et al. Leadless pacemakers reduce risk of device-related infection: Review of the potential mechanisms. *Heart Rhythm*. 2020;17:1393-7.
17. Dar T, Akella K, Murtaza G, Sharma S, Afzal MR, Gopinathannair R, et al. Comparison of the safety and efficacy of Nanostim and Micra transcatheter leadless pacemaker (LP) extractions: a multicenter experience. *J Interv Card Electrophysiol*. 2020;57:133-40.
18. Li J, Hou WB, Cao MK, Zhou WX, Wang Y, Fang Y, et al. Safety and efficacy of leadless pacemaker retrieval. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2019;30:1671-8.
19. Bhatia NK, Kiani S, Merchant FM, Delurgio DB, Patel AM, Leon AR, et al. Life cycle management of Micra transcatheter pacing system: Data from a high-volume center. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2021;32:484-90.
20. Hauser RG, Hayes DL, Kallinen LM, Cannom DS, Epstein AE, Almquist AK, et al. Clinical experience with pacemaker pulse generators and transvenous leads: an 8-year prospective multicenter study. *Heart Rhythm*. 2007;4:154-60.
21. Loring Z, North R, Hellkamp AS, Atwater BD, Frazier-Mills CG, Jackson KP, et al. VVI pacing with normal QRS duration and ventricular function: MOST trial findings relevant to leadless pacemakers. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2020;43:1461-6.
22. Glikson M, Nielsen JC, Kronborg MB, Michowitz Y, Auricchio A, Barbash IM, et al. 2021 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy. *Eur Heart J*. 2021;42:3427-520.

23. Hala P, Neuzil P, Keller J, Moucka P, Mudroch M, Dujka L, et al. Quantification of artifacts during cardiac magnetic resonance in patients with leadless Micra pacemakers. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2021;32:1367-75.
24. Kiblböeck D, Reiter C, Kammler J, Schmit P, Blessberger H, Kellermair J, et al. Artefacts in 1.5 Tesla and 3 Tesla cardiovascular magnetic resonance imaging in patients with leadless cardiac pacemakers. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2018;20:47.
25. Kruse I, Arnman K, Conradson TB, Ryden L. A comparison of the acute and long-term hemodynamic effects of ventricular inhibited and atrial synchronous ventricular inhibited pacing. *Circulation.* 1982;65:846-55.
26. Chinitz L, Ritter P, Khelae SK, Iacopino S, Garweg C, Grazia-Bongiorni M, et al. Accelerometer-based atrioventricular synchronous pacing with a ventricular leadless pacemaker: Results from the Micra atrioventricular feasibility studies. *Heart Rhythm.* 2018;15:1363-71.
27. Steinwender C, Khelae SK, Garweg C, Chan JYS, Ritter P, Johansen JB, et al. Atrioventricular Synchronous Pacing Using a Leadless Ventricular Pacemaker: Results From the MARVEL 2 Study. *JACC Clin Electrophysiol.* 2020;6:94-106.
28. Bereuter L, Gysin M, Kueffer T, Kucera M, Niederhauser T, Fuhrer J, et al. Leadless Dual-Chamber Pacing: A Novel Communication Method for Wireless Pacemaker Synchronization. *JACC Basic Transl Sci.* 2018;3:813-23.
29. Vatterott PJ, Eggen MD, Hilpisch KE, Drake RA, Grubac V, Anderson TA, et al. Implant, performance, and retrieval of an atrial leadless pacemaker in sheep. *Heart Rhythm.* 2021;18:288-96.
30. Knops RE, Olde Nordkamp LRA, Delnoy PHM, Boersma LVA, Kuschyk J, El-Chami MF, et al. Subcutaneous or Transvenous Defibrillator Therapy. *N Engl J Med.* 2020;383:526-36.
31. Tjong FVY, Brouwer TF, Koop B, Soltis B, Shuros A, Schmidt B, et al. Acute and 3-Month Performance of a Communicating Leadless Antitachycardia Pacemaker and Subcutaneous Implantable Defibrillator. *JACC Clin Electrophysiol.* 2017;3:1487-98.
32. Tjong FV, Brouwer TF, Smeding L, Kooiman KM, de Groot JR, Ligon D, et al. Combined leadless pacemaker and subcutaneous implantable defibrillator therapy: feasibility, safety, and performance. *Europace.* 2016;18:1740-7.
33. Breeman KTN, Swackhamer B, Brisben AJ, Quast ABE, Carter N, Shuros A, et al. Long-term performance of a novel communicating antitachycardia pacing-enabled leadless pacemaker and subcutaneous implantable cardioverter-defibrillator system: A comprehensive preclinical study. *Heart Rhythm.* 2022;19:837-46.
34. Fernandez-Palacios G, Garcia-Moran E, Sandin-Fuentes M, Garcia-Granja PE, Rubio J, San Roman AJ. The utility of a combined synchronous atrioventricular leadless pacemaker and subcutaneous implantable cardiac defibrillator system in bilateral upper limb venous occlusion. *Europace.* 2021;23:814.
35. Wijesuriya N, Elliott MK, Mehta V, Sidhu BS, Strocchi M, Behar JM, et al. Leadless Left Bundle Branch Area Pacing in Cardiac Resynchronization Therapy: Advances, Challenges and Future Directions. *Front Physiol.* 2022;13:898866.
36. Auricchio A, Delnoy PP, Butter C, Brachmann J, Van Erven L, Spitzer S, et al. Feasibility, safety, and short-term outcome of leadless ultrasound-based endocardial left ventricular resynchronization in heart failure patients: results of the wireless stimulation endocardially for CRT (WiSE-CRT) study. *Europace.* 2014;16:681-8.
37. Reddy VY, Miller MA, Neuzil P, Sogaard P, Butter C, Seifert M, et al. Cardiac Resynchronization Therapy With Wireless Left Ventricular Endocardial Pacing: The SELECT-LV Study. *J Am Coll Cardiol.* 2017;69:2119-29.
38. Sieniewicz BJ, Betts TR, James S, Turley A, Butter C, Seifert M, et al. Real-world experience of leadless left ventricular endocardial cardiac resynchronization therapy: A multicenter international registry of the WiSE-CRT pacing system. *Heart Rhythm.* 2020;17:1291-7.
39. Wijesuriya N, Elliott MK, Mehta V, Sidhu BS, Behar JM, Niederer S, et al. Leadless left ventricular endocardial pacing for cardiac resynchronization therapy: A systematic review and meta-analysis. *Heart Rhythm.* 2022;19:1176-83.
40. Okabe T, Hummel JD, Bank AJ, Niazi IK, McGrew FA, Kindsvater S, et al. Leadless left ventricular stimulation with WiSE-CRT System - Initial experience and results from phase I of SOLVE-CRT Study (nonrandomized, roll-in phase). *Heart Rhythm.* 2022;19:22-9.
41. Carabelli A, Jabeur M, Jacon P, Rinaldi CA, Leclercq C, Rovaris G, et al. European experience with a first totally leadless cardiac resynchronization therapy pacemaker system. *Europace.* 2021;23:740-7.
42. Sidhu BS, Gould J, Porter B, Elliott M, Mehta V, Niederer S, et al. Completely Leadless Cardiac Resynchronization Defibrillator System. *JACC Clin Electrophysiol.* 2020;6:588-9.
43. Elliott MK, Sidhu BS, Mehta VS, Gould J, Martic D, Rinaldi CA. The importance of leadless pacemaker positioning in relation to subcutaneous implantable cardioverter-defibrillator sensing in completely leadless cardiac resynchronization and defibrillation systems. *Heart Rhythm Case Rep.* 2021;7:628-32.
44. Teigeler T, Kolominsky J, Vo C, Shepard RK, Kalahasty G, Kron J, et al. Intermediate-term performance and safety of His-bundle pacing leads: A single-center experience. *Heart Rhythm.* 2021;18:743-9.
45. Padala SK, Ellenbogen KA. Left bundle branch pacing is the best approach to physiological pacing. *Heart Rhythm O2.* 2020;1:59-67.

