

# บทที่ 5

## การรักษาด้วยไฟฟ้า

สนับสนุนการเผยแพร่ความรู้โดย



### 5.1 บทนำ

ในบทนี้ได้ให้คำแนะนำในการช็อกไฟฟ้าทั้งโดยการใช้เครื่อง AED และเครื่องช็อกไฟฟ้าแบบ manual การทำ synchronized cardioversion การทำ pacing ผู้ใช้เครื่อง AED อาจเป็นบุคคลทั่วไป หรือบุคลากรทางการแพทย์ก็ได้ โดยถือว่าเป็นส่วนหนึ่งของการช่วยชีวิตขั้นพื้นฐาน ส่วนการใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบ manual การทำ cardioversion และการทำ pacing นั้นต้องทำโดยผู้ปฏิบัติการช่วยชีวิตขั้นสูง

### 5.2 ช็อกไฟฟ้า + CPR ผลบวกที่สำคัญยิ่ง

การรีบช็อกไฟฟ้าโดยเร็วเป็นเรื่องสำคัญระดับวิกฤติในการกำหนดความอยู่รอดของผู้ป่วย SCA เพราะ (1) rhythm ที่พบบ่อยที่สุดในการเกิด witnessed SCA คือ ventricular fibrillation (VF) (2) การรักษาเฉพาะสำหรับ VF คือการช็อกไฟฟ้า (3) โอกาสที่จะช็อกไฟฟ้าสำเร็จลดลงอย่างรวดเร็วหากล่าช้าออกไป และ (4) VF มีแนวโน้มจะแยงลงแล้วกลายเป็น asystole ภายในเวลาเพียงไม่กี่นาที<sup>1</sup>

งานวิจัยจำนวนมากยืนยันผลของการรีบช็อกไฟฟ้าและรีบทำ CPR ต่ออัตราการรอดชีวิตของผู้ป่วย SCA เมื่อหมดสติแล้ว ทุกนาทีที่ผ่านไปจนกว่าจะได้ช็อกไฟฟ้า อัตรารอดชีวิตของผู้เกิด witnessed VF SCA จะลดลง 7% - 10% ต่อนาทีถ้าไม่มีการทำ CPR<sup>1</sup> ถ้าผู้อยู่ใกล้ทำ CPR อัตราดังกล่าวจะเหลือ 3% - 4% ต่อนาทีนับจากที่หมดสติถึงได้รับการช็อกไฟฟ้า<sup>1,2</sup> การทำ CPR ทำให้อัตรารอดชีวิตของผู้เกิด witness SCA เพิ่มขึ้น 2 เท่า<sup>1-3</sup> หรือ 3 เท่า<sup>4</sup> ทุกช่วงเวลาที่ยังรอการช็อกไฟฟ้า

ถ้าผู้อยู่ใกล้ทำ CPR ทันที ผู้ใหญ่ที่เกิด VF จำนวนมากจะรอดชีวิตโดยมีการทำงานของระบบประสาทเป็นปกติ โดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าการช็อกไฟฟ้าทำได้ภายใน 5 นาที นับจากเกิด SCA<sup>5,6</sup> การทำ CPR ทำให้ VF คงอยู่ได้นานขึ้น<sup>7-9</sup> (เปิดโอกาสให้ทำการช็อกไฟฟ้าได้มากขึ้น) และทำให้มีเลือดจำนวนหนึ่งเลี้ยงสมองและหัวใจซึ่งอาจช่วยขั้วการส่งออกซิเจนและสารที่จำเป็นให้สมองและหัวใจได้<sup>10</sup> การทำ CPR แบบพื้นฐานอย่างเดียวอย่างไรก็ตามก็ยังไม่อาจจัด VF และทำให้หัวใจกลับมาเต้นเป็นจังหวะแบบปกติได้

### 5.3 คำแนะนำใหม่เรื่องการทำ CPR และใช้ AED ด้วยกัน

การจะรักษา VF SCA ผู้ปฏิบัติการช่วยชีวิตต้องผสมผสานการทำ CPR เข้ากับการใช้ AED เพื่อให้ผู้หมดสติมีโอกาสรอดชีวิตมากที่สุด ต้องทำ 3 อย่างทันทีเมื่อแรกเผชิญกับภาวะหัวใจหยุดเต้น คือ (1) เรียกหน่วย EMS ทันที (2) ทำ CPR และ (3) ใช้เครื่อง AED ถ้ามีผู้ปฏิบัติการอยู่สองคนขึ้นไป อาจเรียกหน่วย EMS ไปพร้อมๆกับการเริ่มทำ CPR

ความล่าช้าในการเริ่มทำ CPR กิติ หรือในการช็อกไฟฟ้ากิติ ทำให้ผู้เกิด SCA มีโอกาสรอดชีวิตน้อยลง ในปีค.ศ. 1990s มีผู้ทำนายว่าการทำ CPR จะฟื้นสมัยไปเพราะจะมีโครงการใช้ AED แพร่หลายในชุมชนอย่างกว้างขวาง อย่างไรก็ตาม 6 ให้อธิบายว่าในตอนแรกที่ซีแอตเติลเริ่มเอา AED ให้ผู้ปฏิบัติงานด้านหน้า (first responder) ใช้ พบว่ายิ่งเอา AED ลงใช้มากขึ้น อัตราการรอดชีวิตของผู้เกิด SCA ยิ่งลดลง ซึ่งสวนทางกับความคาดหมาย เขาอ้างว่าเป็นเพราะการลดความสำคัญของการ CPR และหลักฐานต่อๆมาก็สนับสนุนที่คะแนนนี้มากขึ้น ในบทที่ 4 ได้สรุปหลักฐานที่ยืนยันถึงความสำคัญของการกดหน้าอกที่มีประสิทธิภาพและการให้การกดหน้าอกขาดตอนน้อยที่สุด

คำถามวิกฤติเกี่ยวกับการผสมผสาน CPR เข้ากับการช็อกไฟฟ้าเกิดขึ้นในการประชุม 2005 Consensus Conference สองคำถาม<sup>11</sup> คือ (1) ควรทำ CPR ก่อนการช็อกไฟฟ้าหรือไม่ (2) ควรจะช็อกไฟฟ้ากี่ครั้งก่อนจะลงมือทำ CPR

#### 5.3.1 ช็อกไฟฟ้าก่อนหรือทำ CPR ก่อน

เมื่อผู้ปฏิบัติการพบเห็นว่ามีคนหมดสติต่อหน้าตหน้านอกโรงพยาบาลและมี AED อยู่ในบริเวณนั้นซึ่งเอามาใช้ได้ ผู้ปฏิบัติการช่วยชีวิตควรใช้ AED เร็วที่สุดเท่าที่จะเร็วได้ บุคลากรทางการแพทย์ซึ่งรักษาหัวใจหยุดเต้นในโรงพยาบาลหรือสถานที่อื่นที่มี AED พร้อมใช้อยู่ที่นั่นควรใช้ AED ให้เร็วที่สุดเท่าที่จะเร็วได้เช่นกัน คำแนะนำนี้จึงใจให้สนับสนุนทั้งการทำ CPR เร็วและการช็อกไฟฟ้าเร็ว โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อมี AED ให้ใช้ได้ภายในเวลาอันสั้น

ถ้าภาวะหัวใจหยุดเต้นนอกโรงพยาบาลไม่ได้เกิดต่อหน้าผู้ปฏิบัติการช่วยชีวิต ผู้ปฏิบัติการควรทำ CPR ไป 5 รอบก่อน แล้วจึงตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจและช็อกไฟฟ้า (Class IIb) การทำ CPR หนึ่งรอบประกอบด้วย การกดหน้าอก 30 ครั้ง และการช่วยหายใจ 2 ครั้ง ถ้ากดหน้าอกด้วยอัตราเร็ว 100 ครั้งต่อนาที การทำ CPR 5 รอบควรใช้เวลาประมาณ 2 นาที (พิสัยอยู่ระหว่าง 1½ - 3 นาที) คำแนะนำให้ทำ CPR ก่อนการช็อกไฟฟ้านี้สนับสนุนโดยงานวิจัยทางคลินิกในผู้ใหญ่ที่เกิด VF SCA นอกโรงพยาบาล 2 รายการ (LOE 2<sup>5</sup>; LOE 3<sup>5</sup>) ในงานวิจัยทั้งสองนี้เมื่อโทรศัพท์เรียกหน่วย EMS แล้วจะมีช่วงเวลา “จากเรียกจนกระทั่งมาถึง” นานประมาณ 4<sup>6</sup> - 5<sup>5</sup> นาทีหรือนานกว่านั้น พบว่าผู้เกิด VF SCA ที่ได้รับการทำ CPR นาน 1½ - 3 นาทีก่อนแล้วค่อยช็อกไฟฟ้า มีอัตราการรอดชีวิตถึงวันออกจากโรงพยาบาล<sup>56</sup> และอัตราการรอดชีวิตที่หนึ่งปี<sup>5</sup> มากกว่ากลุ่มที่ได้รับการช็อกไฟฟ้าทันทีโดยไม่ทำ CPR ก่อน อย่างไรก็ตาม งานวิจัยแบบสุ่มตัวอย่างอีกรายการหนึ่ง<sup>12</sup> พบว่าในกรณี witnessed SCA ที่หมดสติต่อหน้าบุคคลทั่วไปที่ไม่ใช่บุคลากรทางการแพทย์ การทำ CPR ก่อนการช็อกไฟฟ้าได้อัตราการรอดชีวิตไม่แตกต่างจากการไม่ทำ CPR ก่อนการช็อกไฟฟ้า

ผู้อำนวยการแพทย์ของระบบ EMS อาจพิจารณาให้ใช้ระเบียบปฏิบัติที่ให้ผู้ปฏิบัติงาน EMS ทำ CPR ไป 5 รอบ (ประมาณ 2 นาที) ก่อนทำการช็อกไฟฟ้าในผู้ป่วยที่ผู้ปฏิบัติงาน EMS ไปพบว่าเป็น VF โดยเฉพาะอย่างยิ่งกรณีที่ระยะเวลาตั้งแต่เรียกจนกระทั่งไปถึงสั้นกว่า 4 - 5 นาที ขณะนี้ยังไม่มีหลักฐานมากพอที่จะสนับสนุนหรือคัดค้านการทำ CPR ก่อนการช็อกไฟฟ้ากรณีหัวใจหยุดเต้นในโรงพยาบาล

### 5.3.2 ช็อกไฟฟ้าครั้งเดียวหรือ 3 ครั้งรวด

ยังไม่มีหลักฐานเปรียบเทียบว่าเมื่อเกิด VF แล้ว การช็อกไฟฟ้า 1 ครั้งกับ 3 ครั้งอย่างไหนจะดีกว่ากัน ไม่ว่าในคนหรือในสัตว์ อย่างไรก็ตาม งานวิจัยกับสัตว์พบว่าเมื่อการกดหน้าอกขาดตอนบ่อยๆหรือขาดตอนนานๆเพื่อทำการตรวจ rhythm<sup>13</sup> หรือเพื่อทำการช่วยหายใจ<sup>14,15</sup> ทำให้เกิดกล้ามเนื้อหัวใจตายหลังการช่วยชีวิตมากขึ้นและทำให้อัตราการรอดชีวิตลดลง การนำข้อมูลของงานวิจัยสู่สัตว์อย่างเก่า 2 รายการมาวิเคราะห์ใหม่<sup>16,17</sup> พบว่าผู้ป่วยที่การกดหน้าอกขาดตอนมาก จะมีโอกาสรักษา VF ได้สำเร็จน้อยลง ในงานวิจัยแบบสังเกตการณ์ 2 รายการเมื่อเร็วๆนี้ (LOE 4) ทั้งที่ทำในกรณีนอกโรงพยาบาล<sup>18</sup> และกรณีในโรงพยาบาล<sup>19</sup> พบว่าในการทำ CPR โดยบุคลากรทางการแพทย์ มีการกดหน้าอกจริงเพียง 51%<sup>18</sup> ถึง 76%<sup>19</sup> ของเวลาทำ CPR ทั้งหมด

เมื่อใช้เครื่อง AED ที่มีขายในท้องตลาดทำการช็อกไฟฟ้า 3 ครั้งติดๆกัน พบว่าระยะเวลาที่นับจากการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกเสร็จไปจนถึงได้เริ่มกดหน้าอกหลังการช็อกไฟฟ้า กินเวลาได้นานถึง 37 วินาที<sup>13</sup> การที่ต้องเสียเวลานานขนาดนี้ไม่คุ้มค่าในสถานะที่ประสิทธิภาพของการช็อกไฟฟ้าครั้งที่รายงานจากเครื่องช็อกไฟฟ้าแบบไบเฟสสิก (biphasic) มีถึง >90%<sup>20-25</sup> ถ้าการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกขจัด VF ไม่ได้ โอกาสที่จะได้ประโยชน์จากการช็อกไฟฟ้าครั้งต่อไปมีต่ำ การรีบทำ CPR น่าจะมีประโยชน์มากกว่าการช็อกไฟฟ้าซ้ำ เมื่อเอามารวมกับข้อมูลจากงานวิจัยในสัตว์ที่ยืนยันว่าการทิ้งให้การกดหน้าอกขาดตอนไปนานมีผลเสีย จึงทำให้การช็อกไฟฟ้าเพียงครั้งเดียวแล้วรีบทำ CPR ต่อมีเหตุผลมากกว่า

เมื่อเกิด VF/pulseless VT ขึ้น ผู้ปฏิบัติการควรช็อกไฟฟ้าไปหนึ่งครั้งแล้วรีบทำ CPR ต่อทันทีโดยเริ่มด้วยการกดหน้าอก (Class IIa) ผู้ปฏิบัติการไม่ควรชะลอการกดหน้าอกเพื่อไปตรวจชีพจรหรือจังหวะการเต้นของหัวใจ เมื่อทำ CPR ไป 5 รอบแล้ว (ประมาณ 2 นาที) จึงค่อยให้ AED วิเคราะห์จังหวะการเต้นของหัวใจและทำการช็อกไฟฟ้าอีกครั้งถ้ามีข้อบ่งชี้ (Class IIb) ถ้าเป็นคลื่นหัวใจที่ช็อกไฟฟ้าไม่ได้ (nonshockable) เครื่อง AED ควรบอกให้ผู้ปฏิบัติการรีบทำ CPR ต่อทันทีโดยเริ่มด้วยการกดหน้าอก (Class IIb) ข้อกังวลที่ว่าการกดหน้าอกอาจไปกระตุ้นให้จังหวะการเต้นที่กลับมาเป็นปกติดีแล้วกลับไปเป็น VF อีกนั้นเป็นข้อกังวลที่ไม่มีหลักฐานใดยืนยันว่าเป็นจริง<sup>25</sup>

ระบบเสียงแนะนำของเครื่อง AED ไม่ควรบอกให้ผู้ปฏิบัติการที่เป็นบุคคลทั่วไปประเมินผู้ป่วยไม่ว่าในจังหวะใด ผู้ผลิตเครื่อง AED ควรหานวัตกรรมที่จะทำให้การกดหน้าอกขาดตอนเพราะการใช้เครื่อง AED สื่อการสอนบุคคลทั่วไปควรย้ำความสำคัญของการทำ CPR โดยไม่ให้ขาดตอนจนกว่าจะมีบุคลากรทางการแพทย์มารับช่วงต่อหรือจนผู้หมดสติเริ่มขยับตัว

ประสิทธิผลของการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกด้วยเครื่องรุ่นเก่าแบบโมโนเฟสสิกต่ำกว่าการช็อกไฟฟ้าด้วยเครื่องรุ่นใหม่แบบไบเฟสสิก<sup>17,26,27</sup> แม้ว่าจะยังไม่มีอะไรเป็นตัวบ่งชี้ว่าควรตั้งไฟ (energy level) เท่าใดสำหรับเครื่องทั้งแบบโมโนและไบเฟสสิกที่ประชุมผู้เชี่ยวชาญได้ชี้แจงว่าหน้ากระดาษผลเสียจากการใช้ไฟสูงกับผลเสียจากการช็อกไฟฟ้าไม่สำเร็จทำให้ VF ถูกทิ้งไว้นานแล้วสรุปว่าการช็อกไฟฟ้าด้วยเครื่องโมโนเฟสสิกควรตั้งไฟ 360 จูล ทั้งสำหรับการช็อกไฟฟ้าครั้งแรก และการช็อกไฟฟ้าครั้งต่อไป คำแนะนำในการช็อกไฟฟ้าแบบโดยตั้งไฟเท่ากันหมดนี้เพื่อให้ง่ายต่อการฝึกอบรม แต่หากเครื่อง AED แบบโมโนเฟสสิก รุ่นเก่ารุ่นใดได้โปรแกรมไฟฟ้าแบบใดไว้แล้ว ก็ไม่จำเป็นต้องเรียกเครื่องกลับเข้าโรงงานเพื่อตั้งโปรแกรมใหม่ แนะนำให้ใช้ไฟตามที่เครื่องมีโปรแกรมไว้แล้วนั้นต่อไปได้

มีรายงานหนึ่งเปรียบเทียบประสิทธิผลของการช็อกไฟฟ้าด้วยเครื่องโมโนเฟสสิกหากตั้งไฟ 175 จูลพวหนึ่ง กับ 320

จูลอีกพวกหนึ่งในผู้ป่วยที่เกิด VF arrest นอกโรงพยาบาล <sup>28</sup> พบว่าประมาณ 61% ของผู้ป่วยที่ได้รับการช็อกไฟฟ้าไม่ว่าจะตั้งไฟที่ 175 หรือ 320 จูลได้ผลสำเร็จในการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกครั้งเดียวซึ่งทำ ณ เวลาเฉลี่ย 10.6 นาทีหลังจากได้หน่วย EMS ได้รับโทรศัพท์เรียก การเกิด advanced AV block หลังการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกของทั้งสองกลุ่มไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบระหว่างหลังการช็อกไฟฟ้าด้วยไฟ 320 จูล 2-3 ครั้ง กับหลังการช็อกไฟฟ้าด้วยไฟ 175 จูล 2-3 ครั้งพบว่า AV block มีแนวโน้มจะเกิดหลังการช็อกไฟฟ้าด้วยไฟ 320 จูลมากกว่า แต่ก็เกิดเพียงช่วงสั้นๆ และไม่มีผลต่ออัตราการรอดชีวิตถึงวันออกจากโรงพยาบาล <sup>28</sup>

บุคลากรทางการแพทย์ต้องฝึกฝนการทำ CPR กับการช็อกไฟฟ้าให้ดี เมื่อเกิด VF ขึ้นนานกว่าสองสามนาที กล้ามเนื้อหัวใจจะใช้ออกซิเจนและ metabolic substrates ไปจนหมด การกดหน้าอกสักครั้งหนึ่งจะช่วยส่งออกซิเจนและ substrates ให้กล้ามเนื้อหัวใจใหม่ ทำให้มีโอกาสช็อกไฟฟ้าสำเร็จ (ขจัด VF ) ได้มากกว่า <sup>29</sup> การวิเคราะห์ลักษณะของ VF waveform เพื่อพยากรณ์ความสำเร็จของการช็อกไฟฟ้าพบว่ายิ่งเวลานับจากหยุดกดหน้าอกไปจนถึงได้ช็อกไฟฟ้าสั้นเท่าใด โอกาสช็อกได้สำเร็จก็ยิ่งมีมากขึ้นเท่านั้น <sup>29,30</sup> การลดช่วงเวลาหยุดกดหน้าอกก่อนการช็อกไฟฟ้าแม้จะเพียงไม่กี่วินาทีก็มีผลเพิ่มความสำเร็จของการช็อกไฟฟ้าได้ <sup>16</sup>

ผู้ปฏิบัติการควรให้การกดหน้าอกขาดตอนน้อยที่สุดในขณะประเมินจังหวะการเต้นของหัวใจและทำการช็อกไฟฟ้า และควรรีบทำ CPR ต่อเริ่มด้วยการกดหน้าอกทันทีที่ช็อกไฟฟ้าเสร็จ ถ้ามีผู้ปฏิบัติการ 2 คน คนที่คุมเครื่อง AED ควรช็อกไฟฟ้าทันทีที่คนกดหน้าอกเอามือพ้นออกจากหน้าอกผู้หมดสติและทุกคน “เคลียร์” จากการจับต้องผู้หมดสติแล้ว ผู้ปฏิบัติการควรฝึกซ้อมการฝึกฝนการทำ CPR ให้เข้ากับการใช้ AED ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

#### 5.4 Waveform และการตั้งระดับพลังงาน

การช็อกไฟฟ้าเป็นการส่งกระแสไฟฟ้าผ่านผนังหน้าอกไปยังหัวใจเพื่อไป depolarize เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจและขจัด VF จำนวนพลังงาน หรือ “ไฟฟ้า” ที่ต้องการคือไฟฟ้าที่ต่ำที่สุดเท่าที่จะขจัด VF ได้สำเร็จ กระบวนการ defibrillation หรือการขจัด VF ได้สำเร็จนี้เป็นกระบวนการทางสรีรวิทยาไฟฟ้า ( electrophysiology) ซึ่งใช้เวลาเพียง 300 - 500 milliseconds นับจากที่กดสวิตซ์ทำการช็อกไฟฟ้าไป ดังนั้นจึงนิยามว่าหากขจัด VF ได้ภายใน 5 วินาทีขึ้นไปก็ถือว่าช็อกไฟฟ้าสำเร็จ <sup>31,32</sup> แม้ว่า VF มักจะกลับมาเป็นอีกหลังการช็อกไฟฟ้าสำเร็จแล้ว แต่นั่นก็ไม่ถือว่าการช็อกไฟฟ้าครั้งนั้นล้มเหลว <sup>17,25</sup>

การช็อกไฟฟ้าสำเร็จที่ถือเอาตามคำนิยามข้างต้น เป็นคนละเรื่องกับการช่วยชีวิตสำเร็จซึ่งนับจากตัวชีวิตเช่นอัตราการกลับมาที่มีการไหลเวียนเลือดเอง อัตรารอดชีวิตจนไปถึงโรงพยาบาล อัตรารอดชีวิตจนถึงวันออกโรงพยาบาล เป็นต้น <sup>31,33</sup> ดังนั้นโครงการช็อกไฟฟ้าต้องมุ่งไปที่การช่วยชีวิตให้สำเร็จ ไม่ใช่เพียงแค่จะช็อกไฟฟ้าให้สำเร็จ

เครื่องช็อกไฟฟ้าแยกเป็นสองชนิดตาม waveform ที่ใช้ คือชนิดโมโนเฟสิก และชนิดไบเฟสิก ปัจจุบันนี้ในเครื่อง AED เกือบทั้งหมด และเครื่องช็อกไฟฟ้าแบบ manual ส่วนใหญ่ ล้วนเป็นชนิดไบเฟสิก ลักษณะของ waveform ไม่ว่าจะ เป็นโมโน หรือเป็นไบเฟสิกล้วนทำให้ได้อัตราการกลับมาที่มีการไหลเวียนเลือดเอง หรืออัตราการรอดชีวิตถึงวันออกจากโรงพยาบาลไม่แตกต่างกัน

## 5.5 เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบโมนอฟเฟลิก

เครื่องแบบโมนอฟเฟลิกปล่อยกระแสไฟฟ้าออกจากขั้วเดียว (คือเป็นกระแสตรง) ซึ่งแยกย่อยออกไปได้อีกสองพวกตามอัตราเร็วที่กระแสตกลงมาเป็นศูนย์ คือ (1) Monophasic damped sinusoidal waveform (MDS) พวกนี้กระแสจะค่อยๆตกลงกลับมาเป็นศูนย์อย่างช้าๆทำให้ waveform เป็นเส้นโค้งขึ้นลง (2) Monophasic truncated exponential waveform (MTE) ซึ่งกระแสจะตกลงกลับมาเป็นศูนย์ทันทีทันใด (truncated แปลว่า ตัดฉับ)

ปัจจุบันนี้แทบจะไม่มีใครผลิตเครื่องช็อกไฟฟ้าแบบโมนอฟเฟลิกออกมาขายแล้ว แต่ของเก่ายังมีใช้กันอยู่มากพอควรส่วนใหญ่เป็นแบบใช้ MDS waveforms ดังได้กล่าวแล้วว่าลักษณะของ waveform ไม่มีผลต่อความสำเร็จของการช่วยชีวิต แต่ผลวิจัยระบุว่าเครื่องช็อกไฟฟ้าชนิดไบเฟลิกใช้ไฟฟ้าต่ำกว่าชนิดโมนอฟเฟลิกในการชก VF

## 5.6 เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบไบเฟลิก

ผลวิจัยที่ได้จากทั้งนอกโรงพยาบาล<sup>34-36</sup> และในโรงพยาบาล (จาก electrophysiologic studies และจากการตรวจประเมิน implantable cardioverter-defibrillator หรือ ICD)<sup>37</sup> พบว่าการชกไฟฟ้าด้วยเครื่องชนิดไบเฟลิกที่ใช้ไฟฟ้าต่ำกว่าครั้งเดียว ให้ผลชก VF สำเร็จได้เท่าหรือมากกว่าการชกไฟฟ้าด้วยเครื่องชนิดโมนอฟเฟลิกที่ใช้ไฟฟ้าสูงกว่าและชกไฟฟ้าติดๆกัน (ครั้งแรก 200 ครั้งที่สอง 300 ครั้งที่สาม 360 จูล) ยังไม่เคยมีรายงานเปรียบเทียบความแตกต่างในบรรดาเครื่องชนิดไบเฟลิกด้วยกัน

ยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัดว่าในการชกไฟฟ้าแต่ละครั้งต้องตั้งไฟเครื่องแบบไบเฟลิกเท่าใดจึงจะชก VF ได้ผลสูงสุด งานวิจัยแบบสุ่มตัวอย่าง (LOE 2)<sup>17,24,27</sup> และแบบสังเกตการณ์ (LOE 5)<sup>26,38</sup> แสดงว่าถ้าชกไฟฟ้าด้วยเครื่องแบบไบเฟลิกโดยตั้งไฟต่ำ ( $\leq 200$  จูล) ได้ผลชก VF เท่าหรือดีกว่าการชกไฟฟ้าด้วยเครื่องแบบโมนอฟเฟลิกที่ตั้งไฟเท่ากันหรือสูงกว่า และมีความปลอดภัยดี (Class IIa)<sup>32,39-41</sup>

การชกชกชกกับความต้านทานที่ผนังหน้าอกซึ่งแตกต่างกันในผู้ป่วยแต่ละรายอาจทำได้โดยเปลี่ยน duration และ voltage ของการชกไฟฟ้า หรือโดยปลดปล่อยประจุค้าง (residual membrane charge) เครื่องไบเฟลิกยังแยกกลุ่มย่อยได้อีกตามชนิดของ biphasic waveform ที่ใช้และชนิดของพลังงานที่ปล่อยออกมา แต่เนื่องจากเครื่องไบเฟลิกทุกชนิดล้วนมีประสิทธิภาพในการชก VF ได้ดี จึงมีผู้สนใจที่จะวิจัยหาความแตกต่างระหว่างแต่ละชนิดของ waveform และชนิดของพลังงานน้อยกว่าการวิจัยพัฒนาองค์ประกอบอื่นที่ทำให้ผู้หมดสติรอดชีวิตมากขึ้น (เช่นการลดระยะระหว่างหมดสติจนถึงได้ทำ CPR เป็นต้น)

## 5.7 Fixed and Escalating Energy

เครื่อง AED ชนิดไบเฟลิกที่มีจำหน่าย มีทั้งชนิดที่ให้ระดับพลังงานแบบคงที่ (fixed) และแบบค่อยๆขยับเพิ่มขึ้น (escalating)

งานวิจัยกับผู้ป่วยหลายรายการทั้งแบบ prospective (LOE 2)<sup>27,42</sup> และแบบ retrospective<sup>17,24,26,38,43,44</sup> ล้วนไม่สามารถบอกได้ว่าระดับพลังงานที่เหมาะสมในการชกไฟฟ้าครั้งแรกและครั้งต่อไปควรเป็นเท่าใด จึงเป็นไปไม่ได้ที่จะออกคำแนะนำให้เลือกพลังงานหรือตั้งไฟเท่าใดในการชกไฟฟ้าแต่ละครั้ง

เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบไบเฟสใช้ waveform แบบใดแบบหนึ่งในสองแบบย่อย แต่ละแบบก็มีประสิทธิภาพในการชก VF ดีทั้งคู่ จากงานวิจัยถึงปัจจุบันยืนยันว่าควรตั้งไฟ 150 - 200 จูล ถ้าเป็นเครื่องที่ใช้ truncated exponential waveform หรือตั้งไฟ 120 จูลถ้าเป็นเครื่องที่ใช้ rectilinear biphasic waveform สำหรับการชกไฟฟ้าครั้งแรก สำหรับการชกไฟฟ้าครั้งต่อไปก็ตั้งไฟขนาดเท่าเดิม (Class IIa) การตั้งไฟนี้อาจทำโดยผู้ปฏิบัติการหรืออาจเป็นการตั้งแบบโปรแกรมมากับเครื่องแล้วก็ได้ ในเครื่องที่ใช้ rectilinear biphasic waveform ระดับพลังงานที่ตั้งกับที่เครื่องปล่อยออกมาจะไม่เท่ากัน ระดับพลังงานที่ปล่อยออกมาจะสูงกว่าในช่วงความต้านทานปกติ เช่นถ้ามีความต้านทาน 80 โอห์ม หากตั้งไฟ 120 จูล เครื่องจะปล่อยไฟออกมา 150 จูล

ไม่มีหลักฐานใดบ่งบอกว่าการปล่อยพลังงานแบบคงที่กับแบบค่อยๆ เพิ่มระดับขึ้น อย่างไหนจะชก VF ได้ดีกว่ากัน ระบบปล่อยพลังงานทั้งสองแบบจึงใช้ได้ปลอดภัยและชก VF ได้ดีเท่ากัน (Class IIa) ในอนาคตต้องมีการวิจัยเพิ่มเติมเพื่อเปรียบเทียบความปลอดภัยและประสิทธิภาพของ waveform แต่ละชนิด ระดับพลังงานที่เหมาะสมที่สุด และชนิดของการปล่อยพลังงานแต่ละอย่าง ทั้งในกรณีปฏิบัติการในและนอกโรงพยาบาล

## 5.8 เครื่องช็อกไฟฟ้าหัวใจอัตโนมัติ (AED)

เครื่อง AED เป็นอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ที่ซับซ้อน ใช้เสียงและภาพแนะนำผู้ปฏิบัติการไม่ว่าจะเป็นบุคคลทั่วไปหรือบุคลากรทางการแพทย์ให้ทำการชกไฟฟ้าให้ผู้ป่วยที่เกิด VF SCA ได้อย่างปลอดภัยและเชื่อถือได้ <sup>34,36,45,46</sup> ในงานวิจัยเมื่อเร็ว ๆ นี้ <sup>18,19</sup> เครื่อง AED ที่ประยุกต์ไปเล็กน้อยได้ทำหน้าที่บันทึกข้อมูลเกี่ยวกับความถี่และความลึกของการกดหน้าอกระหว่างทำ CPR ถ้าเครื่องรุ่นนี้มีใช้กว้างขวางขึ้น AED อาจกลายเป็นตัวชี้ให้ผู้ปฏิบัติการพัฒนาคุณภาพของการทำ CPR ได้

### 5.8.1 โปรแกรม AED สำหรับบุคคลทั่วไป

ตั้งแต่ปีค.ศ. 1995 สมาคมโรคหัวใจอเมริกันได้แนะนำให้พัฒนาโปรแกรม AED สำหรับคนทั่วไปเพื่อเพิ่มอัตราการรอดชีวิตของผู้เกิด SCA นอกโรงพยาบาล <sup>47-49</sup> โปรแกรมเหล่านี้บางครั้งก็เรียกว่า public access defibrillation หรือ PAD program มีวัตถุประสงค์เพื่อลดเวลานับจากเริ่มเกิด VF ไปจนถึงได้ทำ CPR และได้ชกไฟฟ้า โดยให้มี AED และผู้ปฏิบัติการที่ได้รับการฝึกอบรมแล้วในสถานที่สาธารณะที่มักเกิด SCA ขึ้น เพื่อให้ได้ประโยชน์สูงสุดจากโปรแกรมเหล่านี้ AHA ได้ย้ำถึงความสำคัญของการบริหารจัดการ การวางแผน การฝึกอบรม การเชื่อมโยงกับหน่วย EMS และการวางกระบวนการพัฒนาคุณภาพอย่างต่อเนื่อง <sup>50,51</sup>

งานวิจัยโครงการ AED สำหรับบุคคลทั่วไปที่สนามบิน <sup>52</sup> และที่บ่อนกาสิโน <sup>53,54</sup> และโครงการผู้ปฏิบัติการด้านหน้าของกรมตำรวจ <sup>26,34,36,44,55-57</sup> พบว่าถ้าเกิด VF SCA ขึ้นต่อหน้าคนอื่นแล้วมีผู้อยู่ใกล้ทำ CPR ให้ทันทีและชกไฟฟ้าได้ใน 3-5 นาที จะได้อัตราการรอดชีวิตถึง 41% - 74% แต่ความสำเร็จระดับสูงเช่นนี้ไม่พบในโปรแกรมที่ไม่สามารถลดระยะเวลาจากหมดสติถึงได้ชกไฟฟ้าให้สั้นลงได้เท่านี้ <sup>58-60</sup>

ในงานวิจัยแบบสุ่มตัวอย่างขนาดใหญ่ชื่อ โครงการ CPR+AED สำหรับบุคคลทั่วไป (LOE 1)<sup>61</sup> ซึ่งสนับสนุนโดยองค์กรเช่น AHA, National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI) และกลุ่มบริษัทผู้ผลิต AED พบว่าโครงการนี้ทำให้

อัตราการรอดชีวิตของผู้เกิด VF SCA ที่ขึ้นเท่าตัวเมื่อเปรียบเทียบกับโปรแกรมที่ให้ประชาชนโทรศัพท์เรียกหน่วย EMS และทำ CPR รอ ในโครงการนี้มีการวางแผนปฏิบัติการเมื่อมีผู้หมดสติ มีการฝึกอบรมบุคคลทั่วไป และมีการฝึกทบทวนบ่อยๆ จึงแนะนำว่าองค์กรประกอบต่อไปนี้มีความสำคัญต่อการทำโครงการ AED โดยบุคคลทั่วไปในชุมชน<sup>50,51</sup>:

- การวางแผนและการซ้อมแผนสนองตอบเมื่อมีผู้หมดสติ โดยปกติจะมีบุคลากรทางการแพทย์มาช่วยกำกับช่วยเหลือแนะนำ
- ฝึกอบรมผู้ที่คาดหวังว่าจะมีโอกาสได้ทำ CPR และใช้ AED
- การเชื่อมโยงกับหน่วย EMS ในท้องถิ่น
- กระบวนการพัฒนาคุณภาพต่อเนื่อง

โปรดหาอ่านข้อมูลเพิ่มเติมได้จากเว็บไซต์ของ AHA ที่ [www.americanheart.org/cpr](http://www.americanheart.org/cpr)

โปรแกรม AED สำหรับคนทั่วไป หากทำในพื้นที่ที่มีโอกาสเกิด SCA จะช่วยเพิ่มอัตราการรอดชีวิตของผู้เกิด SCA ได้อย่างมาก งานวิจัยของ NHLBI ได้ทำโปรแกรมในสถานที่ที่มีประวัติว่ามีคนเกิดหัวใจหยุดเต้น 1 คนทุกๆ 2 ปีเป็นอย่างน้อย หรือที่ที่คาดว่าจะมีหัวใจหยุดเต้นนอกโรงพยาบาล 1 ครั้งในระหว่างทำโครงการ (ได้แก่ที่ซึ่งมีผู้ใหญ่อายุเกิน 50 ปีอาศัยอยู่มากกว่า 250 คน เป็นเวลาวันละนานกว่า 16 ชั่วโมง)<sup>61</sup>

เพื่อให้มีประสิทธิภาพ โครงการ AED ควรผสมเข้ากับยุทธศาสตร์ EMS โดยรวม เพื่อรักษาผู้ป่วยหัวใจหยุดเต้นในท้องถิ่นนั้น แนะนำให้ผู้ปฏิบัติงานด่านหน้า (first responder) ของชุมชนทำ CPR ควบกับการใช้ AED เพื่อเพิ่มอัตราการรอดชีวิต (Class I) แนะนำให้ทำโครงการ AED ในสถานที่สาธารณะซึ่งมีโอกาสเกิด witnessed arrest สูง เช่น สนามบิน บ่อนกาสิโน ศูนย์กีฬา เป็นต้น (Class I) เนื่องจากอัตราการรอดชีวิตจะดีขึ้นหรือไม่ขึ้นอยู่กับระยะเวลาที่จะได้ทำ CPR และได้ช็อกไฟฟ้า สถานที่ที่ติดตั้ง AED จึงควรจัดทำแผนสนองตอบฉุกเฉิน ฝึกอบรมผู้ที่มีโอกาสได้ปฏิบัติการช่วยชีวิตให้ทำ CPR และใช้ AED เป็น บำรุงรักษาอุปกรณ์และประสานงานกับหน่วย EMS ในท้องถิ่น<sup>50,51</sup>

ประมาณ 80% ของหัวใจหยุดเต้นนอกโรงพยาบาลเกิดในที่พักอาศัยส่วนตัว (LOE 4)<sup>62</sup> ปัจจุบันยังไม่มีหลักฐานยืนยันถึงประสิทธิภาพของการติดตั้ง AED ในบ้าน ณ ขณะนี้จึงยังไม่มีคำแนะนำสนับสนุนหรือคัดค้านการติดตั้ง AED ในบ้าน (Class Indeterminate)

AED ไม่มีประโยชน์ในกรณีทั้งหมดสติด้วยเหตุอื่นที่ไม่ใช่ VF/pulseless VT และไม่ได้ผลหากใช้ไปรักษา nonshockable rhythms ที่อาจเกิดขึ้นหลังจากขจัด VF ได้แล้ว การมีคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยไม่มีการไหลเวียนเลือด ( non perfusing rhythm) เกิดขึ้นได้มากที่สุดในผู้ป่วยหลังได้รับการช็อกไฟฟ้าแล้ว<sup>25,26,28,44</sup> จึงต้องทำ CPR ทันทีจนกว่าจะกลับมีการไหลเวียนเลือดตามปกติ ผู้ปฏิบัติการที่ใช้ AED ควรได้รับการฝึกให้ทำได้ไม่เพียงแต่การวินิจฉัยภาวะฉุกเฉินและใช้เครื่อง AED ได้เท่านั้น แต่ต้องทำ CPR ได้อย่างมีประสิทธิภาพด้วย

เพียงแคมีเครื่อง AED ไปติดตั้งไว้ ไม่ได้หมายความว่ามันจะใช้ได้เมื่อเกิด SCA ขึ้น แม้แต่ในงานวิจัยของ NHLBI ซึ่งให้การฝึกอบรมผู้ปฏิบัติการช่วยชีวิตเกือบ 20,000 คนให้รู้วิธีสนองตอบกรณีเกิด SCA ขึ้น พบว่ามีเพียงครึ่งหนึ่งของผู้เกิด witnessed SCA ในโครงการนี้ที่ได้รับการทำ CPR ทันทีโดยผู้อยู่ใกล้ และมีเพียง 34% ได้รับการช็อกไฟฟ้าด้วยเครื่อง AED ที่อยู่ที่นั้น<sup>61</sup> นี้แสดงว่าผู้ปฏิบัติการช่วยชีวิตที่เป็นบุคคลทั่วไปต้องได้รับการซ้อมปฏิบัติบ่อยๆ จึงจะสนองตอบต่อภาวะฉุกเฉิน

เนื้อหาในหนังสือเล่มนี้ใช้สัญญาอนุญาตของครีเอทีฟคอมมอนส์ แบบแสดงที่มา 3.0 **ACLS 2005 75**

ได้เหมาะสม

ควรมีกระบวนการพัฒนาคุณภาพต่อเนื่องสำหรับโครงการ AED สำหรับคนทั่วไป (Class IIa) ซึ่งควรใช้ทั้งการเยี่ยมสำรวจเป็นอาชิตและการทบทวนข้อมูลหลังเกิดเหตุ (จากเทปบันทึกของเครื่อง AED และจากรายงานของผู้ปฏิบัติการ) เพื่อประเมินประเด็นต่อไปนี้<sup>50,51</sup>:

- แผนสนองตอบฉุกเฉินใช้การได้หรือไม่ ทั้งในประเด็นระยะเวลาที่ใช้ในการลงมือแต่ละขั้นตอน (เช่น จากหมดสติถึงได้ช็อกไฟฟ้า หรือจากเมื่อเครื่องบอกไม่ช็อกไฟฟ้าถึงได้เริ่ม CPR เป็นต้น) และผลลัพธ์สุดท้ายที่เกิดกับผู้ป่วย
- การปฏิบัติการของผู้ปฏิบัติการช่วยชีวิต
- การทำงานของเครื่อง AED ทั้งความแม่นยำในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- สถานะและการทำงานของแบตเตอรี่
- การทำงานของตัวอิเล็กทรอนิกส์และความพร้อมใช้ รวมทั้งวันหมดอายุ

### 5.8.2 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบอัตโนมัติ

เครื่อง AED มีไมโครโปรเซสเซอร์ทำหน้าที่วิเคราะห์ลักษณะต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้หมดสติในประเด็นต่างๆรวมทั้งอัตราเร็ว ช่วงกว้างของคลื่น(amplitude) การผสมผสานข้อมูลอัตราเร็วกับ amplitude เช่น slop หรือรูปร่างของ wave การกรองเอาคลื่นอื่นที่คล้ายคลื่นหัวใจออกไป เช่นคลื่นวิทยุสื่อสาร ชั่วไฟฟ้าหลวม ชั่วไฟฟ้าหลุด บางเครื่องมีโปรแกรมแจ้งให้ทราบเมื่อผู้หมดสติเคลื่อนไหวด้วย เครื่องต้นแบบที่ใช้ในงานวิจัยสองงานเมื่อเร็ว ๆ นี้สามารถช่วยประเมินคุณภาพของการทำ CPR ทั้งนอกและในโรงพยาบาลได้ด้วย ทำให้มีความหวังว่าเครื่อง AED ในอนาคตจะช่วยแนะนำผู้ปฏิบัติการให้ทำ CPR ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น<sup>18,19</sup>

เครื่อง AED ได้รับการทดสอบอย่างกว้างขวางทั้งในห้องทดลองและในคนจริงทั้งผู้ใหญ่<sup>63,64</sup> และเด็ก<sup>65,66</sup> เครื่องนี้อ่าน rhythm ได้แม่นยำอย่างยิ่ง แม้ว่า AED ไม่ได้รับการออกแบบมาให้ทำ synchronized shocks (หมายถึง cardioversion กรณี VT ที่มีชีพจร) AED จะแนะนำให้ช็อกไฟฟ้า (แบบ nonsynchronized) ถ้า VT มีอัตราเร็ว และมี morphology เกินไปจากค่าปกติที่ตั้งไว้

### 5.8.3 การติดขั้วไฟฟ้า

ผู้ปฏิบัติการควรติดขั้วไฟฟ้า (pad) บนผนังหน้าอกเปลือยของผู้หมดสติในทิศทางจาก sternum ไป apex หรือในทิศ antero-lateral position (Class IIa) โดยติดแผ่นขวาหรือ sternal pad ไว้ที่หน้าอกขวาใต้กระดูกไหปลาร้าขวา ส่วนแผ่นซ้ายหรือ apical pad ติดไว้ที่ inferior lateral left chest ณ ตำแหน่ง lateral ต่อด้านมซ้าย (Class IIa) อีกวิธีหนึ่งซึ่งยอมรับได้เช่นกันคือติดแผ่นซ้ายไว้ที่ด้านข้างของผนังหน้าอกซีกซ้าย แผ่นขวาติดที่ด้านข้างของผนังหน้าอกซีกขวา แผ่นจะอยู่ได้รักรั้วทั้งสองข้าง (biaxillary) อีกวิธีหนึ่งคือติดแผ่นซ้ายไว้ที่ apex (inferior lateral left chest) ติดแผ่นขวาที่กลางแผ่นหลังท่อนบนซีกซ้าย(Class IIa)

ถ้ามีอุปกรณ์เช่นเครื่องกระตุ้นหัวใจฝังอยู่ ให้ติดขั้วไฟฟ้าหลบให้พ้นอุปกรณ์ไปสัก 1 นิ้ว (2.5 ซม.) (Class Indeterminate) ถ้าผู้ป่วยฝังเครื่องช็อกไฟฟ้า (ICD) ไว้ในตัวอยู่แล้วและเห็นว่าเครื่องกำลังทำงานอยู่ (ทราบจากกล่อมเนื้อ



กระตุ้นเหมือนถูกช็อกไฟฟ้าจากภายนอก) ให้รอ 30-60 วินาทีให้ ICD ทำงานเสร็จ แล้วจึงติดเครื่อง AED ฟังทราบว่ามีบ้าง เหมือนกันที่การวิเคราะห์คลื่นหัวใจของเครื่อง ICD กับเครื่อง AED อาจเกิดขัดแย้งกัน<sup>67</sup>

อย่าแปะแผ่นขั้วไฟฟ้าของ AED ลงไปบนแผ่นยาแปะผิวหนัง เช่น nitroglycerin nicotine ยาแก้ปวด ฮอร์โมน ทดแทน ยาลดความดัน เพราะแผ่นยาแปะจะขัดขวางไฟฟ้าไปยังหัวใจและอาจทำให้ผิวหนังไหม้<sup>68</sup> ควรดึงแผ่นยาแปะผิวหนัง ออกและเช็ดบริเวณนั้นให้แห้งก่อนวางขั้วไฟฟ้า

ถ้าผู้หมดสติแช่อยู่ในน้ำหรือมีเหงื่อออกมากจนโชกไปหมด ให้ดึงผู้หมดสติออกมาจากน้ำแล้วเช็ดหน้าอกให้แห้งอย่างรวดเร็วก่อนที่จะติดแผ่นขั้วไฟฟ้าและทำการช็อกไฟฟ้า เครื่อง AED นี้ใช้ได้แม้ผู้หมดสติอยู่บนน้ำแข็งหรือบนหิมะ ส่วนใหญ่ไม่ต้องเตรียมการอะไรเป็นพิเศษนอกจากเปิดเสื้อผ้าบริเวณหน้าอกออกเท่านั้น ถ้าผู้หมดสติมีขนหน้าอกมากอาจต้องเอาขนออกบ้าง ซึ่งทำได้สองวิธีคือ (1) แปะแผ่นขั้วไฟฟ้าลงไปแล้วกระชากออก ความเหนียวของกาวจะดึงขนออกมาได้ (2) ถ้าจำเป็นก็ใช้วิธีโกนขนออก

#### 5.8.4 การใช้ AED ในเด็ก

ภาวะหัวใจหยุดเต้นพบในเด็กน้อยกว่าในผู้ใหญ่ และสาเหตุในเด็กก็หลากหลายกว่า<sup>69-71</sup> แม้ว่าจะไม่ค่อยพบ VF ในเด็ก แต่ก็มียอยู่ 5% - 15% ของเด็กและวัยรุ่นที่เกิดหัวใจหยุดเต้นทั้งหมด<sup>71-75</sup> ในผู้ป่วยกลุ่มนี้การช็อกไฟฟ้าเร็วอาจจะทำให้รอดชีวิตมากขึ้น<sup>75,76</sup>

ยังไม่เป็นที่ทราบกันว่าในเด็กควรจะต้องไฟให้ต่ำสุดเท่าไรจึงจะช็อกไฟฟ้าได้ผล และจะตั้งไฟได้สูงสุดเท่าไรโดยที่ยังมีความปลอดภัยอยู่ก็ยังไม่ทราบเช่นกัน ทราบเพียงแต่ว่าถ้าตั้งไฟที่ >4 จูล/กก. (เพิ่มได้สูง 9 จูล/กก.) จะช็อกไฟฟ้าได้สำเร็จในเด็ก<sup>77,78</sup> และในสัตว์ทดลองที่ใช้แทนเด็ก<sup>79</sup> โดยไม่มีผลเสียอื่นอย่างมีนัยสำคัญ อาศัยข้อมูลจากผู้ใหญ่<sup>17,24</sup> และจากสัตว์ทดลอง<sup>79-81</sup> สรุปได้ว่าการช็อกไฟฟ้าด้วยเครื่องไบเฟลิกอย่างน้อยก็ได้ผลเท่าการช็อกไฟฟ้าด้วยเครื่องโมโนเฟลิกแต่มีอันตรายน้อยกว่า ค่าแนะนำขนาดของพลังงานเมื่อใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบ manual ไม่ว่าจะ เป็นโมโนเฟลิกหรือไบเฟลิกคือ 2 จูล/กก. ในการช็อกไฟฟ้าครั้งแรก (Class IIa; LOE 5<sup>82</sup> and 6<sup>79</sup>) และ 4 จูล/กก. ในการช็อกไฟฟ้าครั้งต่อไป (Class Indeterminate)

เครื่อง AED หลายชนิดสามารถอ่าน VF ในเด็กทุกอายุได้อย่างถูกต้อง<sup>65,66</sup> และสามารถบอกได้ว่าเมื่อไรควรช็อกไฟฟ้าหรือไม่ควรช็อกไฟฟ้าได้แม่นยำด้วยความไวและความจำเพาะเจาะจงที่สูง<sup>65,66</sup> บางชนิดมีระบบลดกระแสไฟสำหรับเด็ก (pediatric attenuator system ในรูปของแผ่นขั้วไฟฟ้า สายไฟ กุญแจ สำหรับใช้กับเด็ก) ระบบนี้ช่วยลดจำนวนพลังงานให้เหลือขนาดพอดีสำหรับเด็ก

สำหรับเด็กอายุ 1 - 8 ปีผู้ปฏิบัติการควรใช้ชุดลดกระแสไฟสำหรับเด็ก (ถ้ามี)<sup>78,83,84</sup> ถ้าไม่มีก็ควรใช้เครื่อง AED ที่ใช้กับผู้ใหญ่ทั่วไปแทน

ยังไม่มีข้อมูลมากพอที่จะออกคำแนะนำสนับสนุนหรือคัดค้านการใช้ AED กับเด็กทารกอายุต่ำกว่า 1 ปี (Class Indeterminate) ยังไม่ทราบว่าความเสี่ยงที่จะเกิด VF SCA ในระยะเป็นเด็กทารกมีมากเพียงใด และภาวะหัวใจหยุดเต้นส่วนใหญ่ที่เกิดในวัยนี้เชื่อว่าเกิดจากการหายใจล้มเหลวหรือภาวะช็อก ทำให้มีข้อกังวลว่าหากมีหยุดทำ CPR เพื่อประเมิน

คลื่นไฟฟ้าหัวใจอาจเป็นผลเสียมากกว่าผลดี<sup>83</sup>

หากมีการจัดทำโครงการ AED ขึ้นในสถาบันที่ดูแลเด็ก ควรจะใช้เครื่อง AED ชนิดที่มีความจำเพาะเจาะจงต่อการอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเด็กและมีระบบลดกระแสไฟฟ้าสำหรับเด็ก (อาจจะเป็น pediatric pad-cable สำหรับเด็กหรือวิธีการอื่นใดที่ลดขนาดพลังงานได้) ทั้งนี้ไม่ได้หมายความว่านี่เป็นคำแนะนำสนับสนุนหรือคัดค้านการติดตั้ง AED ในสถานที่บางแห่งที่มีเด็กอยู่ ถ้าจะให้ดี ระบบดูแลสุขภาพใดๆที่ต้องดูแลเด็กที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดหัวใจหยุดเต้นอยู่เป็นประจำควรมีเครื่องช็อกไฟฟ้าแบบ manual ที่ตั้งไฟตามความต้องการได้ไวใช้งานด้วย<sup>83</sup>

### 5.8.5 การใช้ AED ในโรงพยาบาล

ยังไม่เคยมีการตีพิมพ์งานวิจัยสุ่มตัวอย่างเปรียบเทียบการใช้ AED กับเครื่องช็อกไฟฟ้าแบบ manual ในโรงพยาบาล งานวิจัยชิ้นหนึ่งซึ่งมีความเชื่อถือได้ปานกลาง (LOE 4)<sup>85</sup> และรายงานผู้ป่วยย้อนหลังอีกรายงานหนึ่ง (LOE 5)<sup>86</sup> ระบุว่า การใช้ AED รักษา VF หรือ pulseless VT กับผู้ป่วยผู้ใหญ่ในโรงพยาบาลจะทำให้อัตราการรอดชีวิตสูงกว่าการใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบ manual

การช็อกไฟฟ้าอาจทำได้ถ้าผู้ป่วยเกิด SCA ในหอผู้ป่วยที่ไม่มีการมอนิเตอร์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือในแผนกผู้ป่วยนอกหรือในงานตรวจวินิจฉัยต่างๆ ในพื้นที่เหล่านั้นกว่าที่มช่วยชีวิตจากส่วนกลางจะมาถึงพร้อมกับเครื่องช็อกไฟฟ้า และกว่าจะได้ช็อกไฟฟ้าก็ใช้เวลาไปหลายนาที<sup>87</sup> แม้ว่าจะยังมีหลักฐานจำกัด แนะนำว่าควรพิจารณาติดตั้ง AED ในบางพื้นที่ของโรงพยาบาลเพื่อให้การช็อกไฟฟ้าทำได้เร็ว (เป้าหมายคือ  $\leq 3$  นาทีนับจากหมดสติ) โดยเฉพาะอย่างยิ่งพื้นที่ซึ่งผู้ปฏิบัติงานไม่มีทักษะในการอ่านคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือมีอัตราการใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าต่ำ ทั้งนี้ควรต้องมีระบบฝึกอบรมและฝึกทบทวนด้วย

เมื่อโรงพยาบาลติดตั้งเครื่อง AED บรรดาบุคลากรด่านหน้าควรได้รับการฝึกอบรมและได้รับมอบอำนาจให้ใช้ AED ได้ โดยมีเป้าหมายให้ผู้ป่วยที่เกิด VF SCA ได้รับการช็อกไฟฟ้าภายใน 3 นาทีนับจากหมดสติ เพื่อให้การใช้ AED ในโรงพยาบาลมีเป้าหมายเดียวกับการใช้ AED นอกโรงพยาบาล<sup>88</sup> ความสามารถที่จะช็อกไฟฟ้าได้เร็วนี้ต้องทำได้ทั้งในหอผู้ป่วยและส่วนผู้ป่วยนอก โรงพยาบาลควรใช้ระยะเวลาจากหมดสติถึงได้รับการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกและอัตราการรอดชีวิตเป็นดัชนีติดตามดูประสิทธิผลของโครงการ

## 5.9 การช็อกไฟฟ้าแบบ manual

### 5.9.1 พลังงานไฟฟ้าที่ใช้

ปัจจุบันนี้ทราบชัดแล้วว่าการช็อกไฟฟ้าด้วยเครื่องไบเฟสิกไม่ว่าจะตั้งไฟสูงหรือต่ำก็ได้ผลเท่ากัน แต่ที่ไม่สามารถออกคำแนะนำระดับพลังงานไฟฟ้าสำหรับการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกและครั้งต่อไปได้เป็นมาตรฐานก็เพราะเครื่องแต่ละชนิดแตกต่างกันไปตามชนิด waveform และรายงานระดับพลังงานที่ใช้ช็อกไฟฟ้าสำเร็จ แม้ว่าจะมีทั้งเครื่องชนิดปล่อยพลังงานแบบค่อยๆเพิ่มขึ้น (escalating) และชนิดปล่อยพลังงานคงที่ (non-escalating) ให้ใช้ แต่ก็ไม่มีหลักฐานพอที่จะบอกกว่าชนิดใดดีกว่าชนิดใด

ดังได้กล่าวแล้วว่า เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบไบเฟสิกใช้ waveform หนึ่งในสองแบบ โดยที่แต่ละแบบก็มีประสิทธิภาพในการจัด VF ได้มากพอๆกัน พลังงานไฟฟ้าที่แนะนำให้ตั้งสำหรับเครื่องชนิดใด เป็นพลังงานที่มีหลักฐานว่าใช้ช็อกไฟฟ้าสำเร็จ

กับเครื่องชนิดนั้น ผู้ผลิตเครื่องควรแสดง dose range ที่เครื่องนั้นใช้ได้ผลไว้ที่หน้าเครื่อง และผู้ปฏิบัติการควรตั้งไฟตาม dose range นั้นเมื่อจะใช้เครื่องนั้นช็อกไฟฟ้า ณ ขณะนี้ยังไม่มีหลักฐานว่าเครื่องไบเฟลสิกชนิดใดดีกว่าชนิดใด

ถ้าใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าชนิดไบเฟลสิก มีเหตุผลที่จะตั้งระดับพลังงานที่ 150 – 200 จูล ถ้าใช้เครื่องชนิด truncated exponential waveform หรือ 120 จูล ถ้าใช้เครื่องชนิด rectilinear waveform ในการช็อกไฟฟ้าครั้งแรก สำหรับการช็อกไฟฟ้าครั้งต่อไปก็ใช้ระดับพลังงานเท่าเดิม (Class IIa) การตั้งระดับพลังงานในที่นี้หมายถึงตั้งโดยผู้ปฏิบัติการหรือตั้งมาแล้วในเครื่องโดยผู้ผลิตก็ได้ ในเครื่องที่ใช้ rectilinear biphasic waveform ระดับพลังงานที่ตั้งกับที่เครื่องปล่อยออกมาจะไม่เท่ากัน ระดับพลังงานที่ปล่อยออกมาจะสูงกว่าในช่วงความต้านทานปกติ เช่นถ้ามีความต้านทาน 80 โอห์ม หากตั้งไฟ 120 จูล เครื่องจะปล่อยไฟออกมา 150 จูล

กรณีที่ผู้ปฏิบัติการกำลังใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบ manual ชนิดไบเฟลสิกแต่ไม่รู้ว่าจะ dose range ที่ขจัด VF ได้ของเครื่องนั้นเป็นเท่าใด แนะนำให้เลือกระดับพลังงาน 200 จูลสำหรับทั้งการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกและครั้งต่อไป ขนาด 200 จูลนี้อาจไม่ใช่ระดับพลังงานที่เหมาะสมที่สุด แต่ที่แนะนำให้เลือกก็เพราะเป็นขนาดที่อยู่ใน dose range ที่ช็อกไฟฟ้าได้ผลสำหรับเครื่องไบเฟลสิกทั่วไป และเป็นขนาดที่เครื่องทุกยี่ห้อที่ขายอยู่ในปี ค.ศ. 2005 มีใช้ จึงถือเป็นขนาดที่ตกลงกัน ถ้าเครื่องใดมีฉลากบอกไว้ชัดและผู้ปฏิบัติการคุ้นเคยกับเครื่องนั้นอยู่แล้วก็อาจเลือกใช้ขนาดพลังงานไฟฟ้าตามฉลากเครื่องนั้นได้โดยไม่ต้องยึดถือขนาด 200 จูลเสมอไป

ในกรณีใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าชนิดโมโนเฟลสิก ให้เลือกพลังงาน 360 จูลสำหรับการช็อกไฟฟ้าทุกครั้ง ถ้าช็อกไฟฟ้าแล้ว VF หายไปครู่หนึ่งแล้วกลับมาใหม่ ให้ช็อกไฟฟ้าครั้งต่อไปด้วยระดับพลังงานเท่าเดิมที่เคยได้ผลแล้ว

การช็อกไฟฟ้าขจัด VF ได้โดยก่อ amplitude ของการไหลของกระแสไฟฟ้าขึ้นแล้วคงการไหลนั้นไว้ระยะหนึ่ง แม้ว่าผู้ปฏิบัติการจะตั้งระดับพลังงาน (เป็นจูล) แต่ตัวกระแสไฟฟ้า (เป็นแอมแปร์) ต่างหากที่ไป depolarize กล้ามเนื้อหัวใจ จำนวนกระแสไฟฟ้าขึ้นอยู่กับ (1) ระดับพลังงานที่ตั้งไว้ (2) เส้นทางระหว่างขั้วไฟฟ้าสองอันที่ทาบบนหน้าอก (3) ตำแหน่งของหัวใจว่าอยู่ตรงไหนของเส้นทางนั้น (4) ความต้านทาน (impedance) ต่อการไหลของกระแสระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้งสอง เรื่องการไหลของกระแสไฟฟ้าผ่านหน้าอกซึ่งค่อนข้างจะซับซ้อนนี้ ได้มีผู้ทำการทดลองและรายงานไว้<sup>89</sup>

ปัจจัยสำคัญที่สุดที่กำหนดอัตราการรอดชีวิตของผู้ใหญ่ที่เกิด VF SCA คือการช็อกไฟฟ้าได้เร็ว จะโดยเครื่องแบบโมโนหรือไบเฟลสิกก็ตาม ดังนั้น กรณีในโรงพยาบาล จึงเป็นที่ยอมรับว่าควรช็อกไฟฟ้า 1 ครั้งด้วยเครื่องแบบโมโนหรือไบเฟลสิกก็ได้ แล้วตามด้วยรีบทำ CPR ต่อทันทีโดยเริ่มด้วยการกดหน้าอก เป้าหมายก็เพื่อลดเวลาระหว่างหยุดกด หน้าอกจนได้ช็อกไฟฟ้า และระหว่างเมื่อช็อกไฟฟ้าแล้วจนได้เริ่มกดหน้าอกใหม่ลงให้สั้นที่สุด ในกรณีพิเศษเช่นในไอ.ซี.ยู. ซึ่งมีการมอนิเตอร์ผู้ป่วยอยู่ตลอดเวลา แพทย์อาจเปลี่ยนแปลงลำดับขั้นตอนที่แนะนำนี้ไปได้ตามความเหมาะสม

### 5.9.2 ความต้านทานของผนังหน้าอก

ความต้านทานผนังหน้าอก (transthoracic impedance) ของคนทั่วไปโดยเฉลี่ยคือ 70 - 80  $\Omega$ <sup>90-92</sup> ถ้าความต้านทานสูงมากเกินไป การช็อกไฟฟ้าด้วยระดับพลังงานต่ำจะไม่ได้กระแสพอที่จะขจัด VF<sup>91,93,94</sup> การจะลดความต้านทาน

ของผนังหน้าอก ผู้ปฏิบัติการควรใช้อาศัยตัวนำไฟฟ้าช่วย โดยใช้ขั้วไฟฟ้าติดเจล (gel pad) หรือทาแผ่น paddle ด้วย ectrode paste หรือใช้ self-adhesive pad ยังไม่มีข้อมูลใดบอกว่าวิธีเหล่านี้ วิธีใดลดความต้านทานได้มากกว่าวิธีใด (Class Indeterminate)

ในผู้ชายที่มีขนหน้าอกดก การสัมผัสระหว่างแผ่นขั้วไฟฟ้ากับผนังหน้าอกอาจไม่ดี และขนอาจกันอากาศไว้ระหว่างขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง ภาวะเช่นนี้ เช่นเดียวกับกรณีทาแผ่น paddle ไม่สนิท จะทำให้ความต้านทานสูงขึ้น และอาจเกิดไฟแลบ (arcing) ขึ้น ในบรรยากาศที่มีออกซิเจนอุดมเช่นในไอ.ซี.ยู. และมีเชื้อไฟอยู่ (ดูข้างล่าง) ก็อาจเกิดไฟไหม้ขึ้นได้ แม้ว่าเป็นความจริงจะเกิดขึ้นน้อยมากก็ตาม ผู้ปฏิบัติการจึงควรทาแผ่น paddle ให้สนิทกับ gel pad ที่วางอยู่บนผนังหน้าอก และหลีกเลี่ยงการสัมผัสกับ ECG leads การใช้ขั้วไฟฟ้าชนิด self-adhesive pads ช่วยลดความเสี่ยงของการเกิดไฟแลบ บางครั้งอาจมีความจำเป็นต้องโกนขนบริเวณที่จะติด pad ออกก่อน

### 5.9.3 ตำแหน่งแผ่นขั้วไฟฟ้า

ภาพรวมของตำแหน่งการติดแผ่นขั้วไฟฟ้า (pad) บนหน้าอกได้กล่าวไปแล้วในหัวข้อ AED ข้างบน ถ้าใช้ paddle แทน pad ควรวาง paddle ให้ห่างจากกัน และไม่ควรปล่อยให้เจลที่ใช้ทา paddle ไหลเยิ้มออกมาในระหว่าง paddle ทั้งสองอัน เพราะจะทำให้ไฟฟ้าวิ่งลัดมาบนผิวหนังโดยไม่ผ่านหัวใจ การใช้ self-adhesive pad ได้ผลดีเท่ากับการใช้ gel pad หรือใช้ paste (LOE 3<sup>95-97</sup>) และควรจะติดไว้เพื่อการมอนิเตอร์ตั้งแต่ก่อนเกิดหัวใจหยุดเต้น เมื่อเกิดหัวใจหยุดเต้นก็ใช้สำหรับการช็อกไฟฟ้าได้ทันที<sup>98</sup> จึงควรใช้ self-adhesive pads เป็นรูปที่แทนการใช้ paddle (Class IIa; LOE 2, 4).

ในกรณีที่ทำการ cardioversion หรือช็อกไฟฟ้าผู้ป่วยที่ใส่ permanent pacemakers หรือเครื่อง ICD อยู่ อย่าติด pad หรือทา paddle เหนืออุปกรณ์เหล่านั้นเพราะเมื่อช็อกไฟฟ้าไปแล้วอาจทำให้อุปกรณ์ดังกล่าวเสียหายได้ และตัว pacemaker หรือ ICD เองก็อาจขัดขวางกระแสไฟฟ้าส่วนหนึ่งไม่ให้ไปถึงกล้ามเนื้อหัวใจ เนื่องจากการช็อกไฟฟ้าอาจมีกระแสไฟฟ้าส่วนหนึ่งไหลไปเข้า pacemaker leads, ตัวเครื่อง permanent pacemakers และเครื่อง ICDs จึงควรตรวจประเมินการทำงานของเครื่องเหล่านั้นหลังจากทำการช็อกไฟฟ้าแล้วเสมอ<sup>99</sup>

### 5.9.4 ขนาดของแผ่นขั้วไฟฟ้า

ปีค.ศ. 1993 สมาคมส่งเสริมเครื่องมือแพทย์ ( Association for the Advancement of Medical Instrumentation ) ได้แนะนำให้แผ่นขั้วไฟฟ้าแต่ละอันมีขนาดไม่เล็กกว่า 50 ตารางเซนติเมตร<sup>100</sup> อย่างไรก็ตาม เนื่องจากปัจจุบันมีความก้าวหน้าในการออกแบบแผ่นขั้วไฟฟ้าไปมาก ในไม่ช้าเชื่อว่าคงจะต้องมีการแก้ไขคำแนะนำนี้

สำหรับการช็อกไฟฟ้าในผู้ใหญ่ ทั้ง paddle ที่ใช้มือถือและ self-adhesive pad ที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 8 - 12 ซม. ใช้การได้ดี แม้ว่าอัตราการช็อกไฟฟ้าสำเร็จด้วยแผ่นขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 12 ซม.จะดีกว่าขนาด 8 ซม.<sup>90,95</sup> แผ่นขั้วไฟฟ้าขนาดเล็ก (4.3 ซม.) อาจมีอันตรายและอาจก่อให้เกิดกล้ามเนื้อหัวใจตาย<sup>101</sup> เมื่อใช้ paddle ที่ถือแบบ manual หรือเจล หรือ pad ผู้ปฏิบัติการต้องแน่ใจว่าผิวหนังของ paddle สัมผัสกับผิวหนังเต็มที่ แม้ว่า pad ขนาดเล็กก็มีประสิทธิภาพในการช็อกไฟฟ้า<sup>102</sup> ใน VF ที่เพิ่งเกิดได้ไม่นาน การใช้ pad ขนาดเล็กสุด (สำหรับเด็ก) ในการช็อกไฟฟ้าเด็กโตอาจทำให้เกิดความต้านทานสูงถึงระดับที่ไม่อาจยอมรับได้<sup>103</sup> จึงแนะนำให้เลือกใช้ pad ขนาดใหญ่ที่สุดเท่าที่จะติดบนผนังหน้าอกได้โดยไม่ทับซ้อนกัน

## 5.10 การวิเคราะห์ Fibrillation Waveform

การศึกษาย้อนหลังจากข้อมูลผู้ป่วยหลายชุดก็ดี การศึกษากับสัตว์ก็ดี และการจัดทำโมเดลเชิงทฤษฎีก็ดี (LOE 4<sup>29,30,104-110</sup> และ LOE 6<sup>111-121</sup>) ซึ่งแนะนำความเป็นไปได้ที่จะคาดการณ์ความสำเร็จของการช็อกไฟฟ้าโดยการวิเคราะห์รูปร่างของคลื่น VF ในอนาคตหากมีการทำวิจัยแบบสุ่มตัวอย่างจนรูปร่างของคลื่น VF แบบไหนจะมาในช่วงเวลาไหนและการช็อกไฟฟ้าขณะรูปร่างของคลื่นแบบใด ณ ช่วงเวลาใดให้ผลดีที่สุด (เช่นจะช็อกไฟฟ้าก่อนหรือจะทำ CPR ไปก่อน) ก็จะทำให้การช็อกไฟฟ้าได้ผลดียิ่งขึ้น และจะป้องกันการสับสนห่าช็อกไฟฟ้าด้วยพลังงานระดับสูงในช่วงเวลาที่ไม่เหมาะสมได้ และยังมีศักยภาพที่จะคาดการณ์ความสำเร็จของการทำ cardioversion ที่ทำ ณ แต่ละเวลาและขณะมีรูปร่างของคลื่นหัวใจแต่ละแบบด้วย แต่ ณ ขณะนี้ยังไม่มีหลักฐานมากพอที่จะออกคำแนะนำสนับสนุนหรือคัดค้านการวิเคราะห์รูปร่างของคลื่น VF (Class Indeterminate).

## 5.11 การช็อกไฟฟ้าตามชนิดและขนาดของกระแส

เนื่องจากการช็อกไฟฟ้าเป็นการส่งกระแสไฟฟ้าจำนวนมากพอให้วิ่งผ่านหัวใจ แนวคิดที่จะพัฒนาการช็อกไฟฟ้าให้เป็นไปตามชนิดและขนาดของกระแสไฟ (current-based defibrillation) จึงเป็นสิ่งที่น่าค้นคว้าติดตาม ได้มีการประเมินแนวคิดนี้<sup>92,122</sup> แต่ยังไม่มีการนำมาใช้ในทางคลินิกในรูปของคำแนะนำการตั้งระดับพลังงานที่ดีกว่าที่ทำงานอยู่ในปัจจุบัน เรื่องนี้ควรค่าแก่การค้นคว้าต่อโดยเฉพาะอย่างยิ่งในยามที่มีเครื่องแบบไบเฟลิกหลายชนิดให้เลือกใช้และแต่ละชนิดก็ใช้ระดับพลังงานหลากหลายเช่นปัจจุบันนี้ องค์ประกอบของกระแสไฟฟ้าที่อาจมีผลต่อการช็อกไฟฟ้าอาจเป็นได้ทั้ง peak current amplitude กระแสไฟเฉลี่ย phasic duration และ phasic current flow ซึ่งล้วนต้องการการศึกษาเพิ่มเติม ความยากลำบากอีกอย่างหนึ่งของการใช้ระดับพลังงานเป็นมาตรฐานเป็นตัวแบ่งการช็อกไฟฟ้าคือเครื่องที่ใช้ rectilinear biphasic waveform ระดับพลังงานที่ผู้ปฏิบัติการช่วยชีวิตตั้งไว้ ไม่เท่ากับระดับพลังงานที่ผู้หมดสติจะได้รับจริง ขณะนี้จึงเป็นเวลาที่เหมาะสมที่จะทำการวิจัยเพิ่มเติมและสร้างความกระจ่างในเรื่องเหล่านี้

การวิจัยทางคลินิกเพื่อหาพิษของกระแสไฟฟ้าที่ช็อกไฟฟ้าได้สำเร็จโดยใช้เครื่องแบบ MDS waveform พบว่ากระแสไฟที่เหมาะสมอยู่ที่ 30 – 40 A MDS.<sup>92</sup> การวิจัยเปรียบเทียบขนาดของกระแสสำหรับเครื่องชนิดไบเฟลิกกำลังอยู่ในระหว่างดำเนินการ

## 5.12 Asystole ปลอม

ในอดีตเคยมีผู้คิดว่าที่เห็นเป็น asystole บนจอเครื่องนั้นอาจไม่ใช่ของจริง อาจเป็นภาวะอื่นที่ช็อกไฟฟ้าได้ปลอมหรือซ่อนอยู่ก็ได้ แต่ไม่มีหลักฐานว่าการช็อกไฟฟ้ากรณี asystole จะมีประโยชน์อะไร ในปีค.ศ. 1989 Losek<sup>123</sup> ได้ตีพิมพ์รายงานย้อนหลังเปรียบเทียบการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกในเด็ก 49 คนที่เป็น asystole (ตั้งแต่เด็กทารกจนถึงอายุ 19 ปี) กับกลุ่มเด็กที่เป็น asystole ที่ไม่ได้รับการช็อกไฟฟ้าเลย 41 คน พบว่าไม่มีการเปลี่ยนแปลงคลื่นหัวใจ หรืออัตราการกลับมามีชีวิตเอง หรืออัตราการรอดชีวิตในกลุ่มที่ได้รับการช็อกไฟฟ้าไปในทางที่ดีขึ้นแต่อย่างใด ในปีค.ศ. 1993 โครงการศึกษา High-Dose Epinephrine ในแก้าหัวเมือง ได้ตีพิมพ์ผลการวิเคราะห์ผู้ป่วย asystole จำนวน 77 คนที่ได้รับการช็อกไฟฟ้าครั้งแรก เปรียบเทียบกับอีก 117 คนที่ได้รับการรักษาแบบมาตรฐานพบว่า<sup>124</sup> ไม่มีประโยชน์ที่จะไปช็อกไฟฟ้าผู้ป่วย asystole อันที่

จริงหากดูผลลัพธ์รวมทั้งหมดรวมทั้งอัตรากลับมาที่มีชีพจรได้เอง และอัตราการรอดชีวิต พบว่ากลุ่มที่ถูกช็อกไฟฟ้ามีแนวโน้มไปในทางมีผลลัพธ์รวมมากกว่ากลุ่มที่ไม่ได้รับการช็อกไฟฟ้า ข้อมูลนี้เมื่อพิจารณาพร้อมกับความสำคัญของการกดหน้าอกโดยให้ขาดตอนน้อยที่สุด จึงไม่ควรหยุดกดหน้าอกเพื่อไปช็อกไฟฟ้าผู้ป่วย asystole

### 5.13 อันตรายจากไฟไหม้

มีรายงานผู้ป่วยหลายรายที่เกิดไฟไหม้ขึ้นจากการจุดโดยไฟแลบขณะช็อกไฟฟ้าซึ่งหน้าสัมผัสของ paddle ไม่แนบสนิทกับผนังหน้าอก ในบรรยากาศที่มีออกซิเจนมาก (LOE 5).<sup>125-130</sup> รายที่เกิดไฟไหม้รุนแรงที่สุดเป็นกรณีที่สายส่งออกซิเจนของท่อช่วยหายใจหลุดออกมาจาก tracheal tube ก่อนทำการช็อกไฟฟ้าทำให้ออกซิเจนถูกเป่าผ่านหน้าอกผู้ป่วยขณะทำการช็อกไฟฟ้า (LOE 5).<sup>126,128,130</sup>

การใช้ self-adhesive pad เป็นวิธีที่ดีที่สุดในการลดความเสี่ยงของการเกิดไฟแลบระหว่างการช็อกไฟฟ้า ในกรณีที่ใช้ paddle แบบ manual ควรใช้ gel pad ดีกว่าเจลหรือ paste แบบที่บีบออกมาจากหลอดแล้วละเลงไปบน paddle เพราะเจลแบบที่บีบออกมาจากหลอดอาจไหลเยิ้มไประหว่าง paddle ทั้งสองอันทำให้เกิดไฟแลบได้ง่าย (Class IIb) ไม่ควรเอาเจลหรือ paste ที่นำไฟฟ้าได้ไม่ดีเช่น ultrasound gel มาใช้ในการช็อกไฟฟ้า

ผู้ปฏิบัติการควรระวังไม่ให้เกิดไฟแลบระหว่างทำการช็อกไฟฟ้า ตรวจสอบว่าบริเวณนั้นไม่มีออกซิเจนอยู่ในบรรยากาศมาก (Class IIa) เมื่อหยุดกดหน้าอกเพื่อทำการช็อกไฟฟ้า ผู้ปฏิบัติการควรตรวจสอบว่าไม่มีออกซิเจนไหลผ่านหน้าบริเวณหน้าอกของผู้ป่วย

### 5.14 Synchronized Cardioversion

*Synchronized cardioversion* เป็นวิธีการช็อกไฟฟ้าที่เครื่องปล่อยไฟฟ้าเฉพาะเวลาที่พอดี (synchronized) กับการเกิดคลื่น QRS complex ทั้งนี้เพื่อหลีกเลี่ยงไม่ให้ไฟฟ้าไปถึงหัวใจในช่วง relative refractory period ซึ่งจะกระตุ้นให้เกิด VF ได้<sup>131</sup> ระดับพลังงานไฟฟ้าที่ใช้ช็อกไฟฟ้าแบบ synchronized ต่ำกว่าที่ใช้ในการช็อกไฟฟ้าแบบ unsynchronized (defibrillation) การใช้ไฟฟ้าที่ต่ำระดับนี้ต้องใช้ในแบบ synchronized เสมอ มิฉะนั้นจะไปกระตุ้นให้เกิด VF ได้ ถ้าจำเป็นต้องทำ cardioversion แต่ทำแบบ synchronize ไม่ได้ (เช่นกรณี rhythm ไม่สม่ำเสมอ) ให้ทำการช็อกไฟฟ้าแบบ unsynchronized โดยใช้ระดับพลังงานสูงไปเลย

การช็อกไฟฟ้าแบบ synchronized หรือที่เรียกว่า cardioversion ใช้รักษา tachyarrhythmias ที่มีความเร่งด่วน (unstable) แต่ควายังมี QRS complex ชัดเจนดี และมีชีพจรดี ตัวบ่งชี้ถึงความเร่งด่วนคืออาการแสดงของ poor perfusion รวมทั้งการมีสติสัมปชัญญะเปลี่ยนไป เจ็บหน้าอก ความดันเลือดต่ำ และอาการอื่นๆของช็อกไฟฟ้า (เช่น ปอดบวมน้ำ)

Synchronized cardioversion ใช้รักษาภาวะ unstable supraventricular tachycardia ที่เกิดจาก reentry ภาวะ atrial fibrillation และภาวะ atrial flutter ภาวะ arrhythmias เหล่านี้ล้วนเกิดจากกลไก reentry ซึ่งเป็นปรากฏการณ์ที่มีวงจรไฟฟ้าผิดปกติเกิดขึ้นในหัวใจทำให้ไฟฟ้าวิ่งวนเป็นวงกลม วนมาหนึ่งรอบก็กระตุ้นหัวใจให้เต้นหนึ่งครั้ง การทำ cardioversion จะยุติไฟฟ้าที่วิ่งวนแบบ reentry นี้ได้ การทำ Synchronized cardioversion ยังแนะนำให้ใช้รักษาภาวะ unstable monomorphic VT

## ด้วย รายละเอียดโปรดอ่านในบทที่ 7

Cardioversion ไม่ได้ผลในการรักษา junctional tachycardia หรือ ectopic หรือ multifocal atrial tachycardia เพราะ rhythm เหล่านี้มี focus ที่ปล่อยไฟฟ้าได้เอง จังหวะที่เต้นเร็วด้วยเหตุนี้เรียกว่า automatic rhythms ซึ่งจะเกิดเมื่อเซลล์ของ focus ถูกกระตุ้นถึงระดับปล่อยไฟฟ้าเองได้ ภาวะ sinus tachycardia เป็นตัวอย่างที่ดีของ automatic rhythm เมื่อ SA node ถูกกระตุ้น (เช่นโดย catecholamines) ก็ปล่อยไฟฟ้าเองในอัตราที่เร็ว การทำ cardioversion จะไม่สามารถหยุดการปล่อยไฟฟ้าในลักษณะนี้ได้ อันที่จริงการช็อกไฟฟ้าให้หัวใจขณะมี rapid automatic rhythm อาจจะไปทำให้หัวใจเต้นเร็วขึ้น

Synchronized cardioversion ใช้รักษา VF, pulseless VT, หรือ unstable polymorphic (irregular) VT ไม่ได้ ภาวะเหล่านี้ต้องใช้การช็อกไฟฟ้าด้วยพลังงานระดับสูงแบบ defibrillation การใช้ไฟฟ้ารักษา VT ได้กล่าวถึงข้างล่างนี้ และหาอ่านรายละเอียดเพิ่มเติมในบทที่ 7

### 5.14.1 Supraventricular Tachycardias (Reentry SVT)

เมื่อใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบโมโนเฟสิก ระดับพลังงานที่แนะนำให้ใช้ในการทำ cardioversion เพื่อรักษา atrial fibrillation คือ 100 – 200 จูล สำหรับ atrial flutter และ supraventricular tachycardias อื่นๆใช้ระดับพลังงานต่ำกว่านี้ โดยทั่วไปเริ่มต้นด้วย 50 - 100 จูล (สำหรับเครื่องแบบ MDS waveform) ก็พอเพียง ถ้าการช็อกไฟฟ้าด้วยขนาด 50 จูลไม่ได้ผล ให้ค่อยๆเพิ่มระดับพลังงานไปเป็นขั้นๆ<sup>93</sup> คำแนะนำนี้ยังคงเหมือนกับ *ECC Guidelines 2000*.<sup>50</sup> ปัจจุบันนี้มีเครื่องไบเฟสิกที่ใช้ทำ cardioversion ได้ออกจำหน่ายแล้ว<sup>132</sup> แต่ยังไม่มีความมาตรฐานระดับพลังงานในการทำ cardioversion ด้วยเครื่องแบบไบเฟสิก หากคาดเดาเอาจากประสบการณ์การใช้ rectilinear และ truncated exponential waveforms ในการรักษา AF พลังงานที่เหมาะสมในการช็อกไฟฟ้าครั้งแรกน่าจะอยู่ที่ 100 – 120 จูล แล้วค่อยๆเพิ่มขึ้นถ้าไม่ได้ผล<sup>133,134</sup> ระดับพลังงานขนาดนี้พบว่าขจัด AF ได้ผลถึง 80% - 85% การคาดเดานี้แนะนำให้ใช้กับ tachyarrhythmia ชนิดอื่นด้วยจนกว่าจะมีหลักฐานเพิ่มเติม<sup>135-138</sup>

การวิจัยสุ่มตัวอย่างเปรียบเทียบการทำ cardioversion แบบไม่ฉุกเฉิน ระหว่างเครื่องไบเฟสิกชนิด rectilinear biphasic waveform (ด้วยไฟสูงสุดที่ตั้งได้ 200 จูล) กับชนิด biphasic truncated exponential waveform (ด้วยไฟสูงสุดที่ตั้งได้ 360 จูล พบว่าได้ผลไม่ต่างกัน<sup>134</sup>

### 5.14.2 Ventricular Tachycardia

ในการจะทำการช็อกไฟฟ้าผู้ป่วย VT ด้วยระดับพลังงานเท่าใด ณ เวลาใด ขึ้นอยู่กับปัจจัยสองประการคือ (1) อาการของผู้ป่วย (2) รูปร่าง (morphology) ของ VT.<sup>139</sup> กรณีที่เป็น pulseless VT ควรให้การรักษาเหมือน VF (ดูบทที่ 7) การรักษา VT ที่ stable ได้สรุปไว้ในบทที่ 7 เช่นกัน กล่าวคือ VT ที่มีชีพจรรักษาด้วย synchronized cardioversion ขณะที่ polymorphic VT ไม่ว่าจะมียหรือไม่มีชีพจรควรรักษาแบบ VF

Monomorphic VT (รูปร่างและ rate สม่ำเสมอ) ที่มีชีพจร จะสนองต่อการทำ synchronized cardioversion ด้วยเครื่องช็อกไฟฟ้าแบบโมโนเฟสิกค่อนข้างดี โดยเริ่มด้วยระดับพลังงาน 100 จูลก่อน หากไม่ได้ผลจึงค่อยๆเพิ่มขึ้น (เป็น 100, 200, 300, 360 จูลตามลำดับ) คำแนะนำนี้สอดคล้องกับคำแนะนำที่ให้ไว้ใน *ECC Guidelines 2000*.<sup>50</sup>

แม้ว่า synchronized cardioversion จะเป็นวิธีรักษา organized ventricular rhythm แต่ก็ยังมีบางกรณีที่ต้องการทำช็อกไฟฟ้าแบบ synchronized ทำไม่ได้ บางครั้งรูปร่างของ QRS ที่แตกต่างหลากหลายและอัตราการเต้นที่ไม่สม่ำเสมอทำให้เครื่องจับสัญญาณ QRS complex เพื่อช็อกไฟฟ้าแบบ synchronized ได้ยากหรือไม่ได้เลย นอกจากนั้นผู้ป่วยที่มี polymorphic VT อยู่ยาวนานมักจะจะมีชีพจรอยู่ได้ไม่นาน การจะมาคอยแยกแยะว่า polymorphic VT นี้มีชีพจรหรือไม่ มีสิ่งไม่มีประโยชน์ กล้วยๆคือถ้าตาเรายังบอกไม่ได้เลยว่าตรงไหนเป็นแต่ละ QRS complex เครื่องก็จะบอกไม่ได้เช่นกัน เมื่อใดก็ตามที่สงสัยว่าจะเป็น polymorphic VT ในผู้ป่วยที่ unstable ให้รักษาแบบ VF ไปเลย

การรักษา polymorphic VT มีข้อมูลน้อย ผู้ปฏิบัติการควรปรึกษาแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ รายละเอียดของการรักษาหาอ่านเพิ่มเติมได้ในบทที่ 7

### 5.15 การกระตุ้นการเต้นของหัวใจ (Pacing)

ไม่แนะนำให้ทำ pacing ในผู้ป่วยที่หัวใจหยุดเต้นที่เป็น asystole ควรทำ pacing ในผู้ป่วย bradycardia ที่มีอาการจากภาวะหัวใจเต้นช้า

มีงานวิจัยแบบสุ่มตัวอย่าง 3 รายการ (LOE 2)<sup>140-142</sup> และงานวิจัยอื่น ๆ อีกจำนวนหนึ่ง (LOE 3 to 7)<sup>143-149</sup> บ่งชี้ว่าเมื่อบุคลากรทางการแพทย์หรือแพทย์ทำ pacing ในผู้ป่วยที่เป็น asystole ในสถานการณ์นอกโรงพยาบาลและในห้องฉุกเฉินของโรงพยาบาล ไม่ได้ทำให้อัตราการรอดชีวิตถึงโรงพยาบาลหรืออัตราการรอดชีวิตถึงวันออกจากโรงพยาบาลดีขึ้น เมื่อพิจารณาร่วมกับความสำคัญของการกดหน้าอกไม่ให้ขาดตอนและไม่มีหลักฐานอื่นใดมาบ่งชี้ว่าการทำ pacing ผู้ป่วย asystole มีประโยชน์อะไร จึงแนะนำให้ไม่ควรหยุดกดหน้าอกเพื่อทำ pacing ในผู้ป่วย asystole (Class III).

แนะนำให้ทำ transcutaneous pacing เพื่อรักษาผู้ป่วย bradycardia ที่ยังมีชีพจรอยู่ แต่มีอาการอันเกิดจากหัวใจเต้นช้า ควรเตรียมติดตั้ง pacing เมื่อผู้ป่วยไม่สนองตอบต่อ atropines หรือยาสำรองตัวอื่นหากการให้ยาเหล่านั้นไม่ทำให้การทำ pacing ล่าช้าออกไป ควรทำ pacing ทันทีในผู้ป่วยที่มีอาการมาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าระดับของการเกิด heart block อยู่ต่ำกว่าระดับ His Purkinje ถ้าผู้ป่วยไม่สนองตอบต่อ transcutaneous pacing ควรเดินหน้าไปทำ transvenous pacing รายละเอียดเพิ่มเติมโปรดอ่านจากบทที่ 7

### 5.16 การบำรุงรักษาเครื่องมือให้อยู่ในสภาพพร้อมใช้

ควรมีการใช้ user checklist เพื่อลดการทำงานผิดพลาดของเครื่องมือและลดความผิดพลาดในการใช้งาน การไม่ได้อบรมบำรุงรักษาเครื่องช็อกไฟฟ้าและระบบจ่ายกำลังไฟอย่างเหมาะสมเป็นสาเหตุที่พบบ่อยที่สุดของรายงานว่าเครื่องมือไม่ทำงาน checklist จะมีประโยชน์ถ้าออกแบบให้ค้นหาและป้องกันความบกพร่องต่างๆเหล่านั้น

### 5.17 บทสรุป

คำแนะนำการรักษาด้วยไฟฟ้าที่ให้ไว้ในบทนี้มุ่งให้อัตราการรอดชีวิตจาก SCA และ life-threatening arrhythmias ดีขึ้น สำหรับภาวะหัวใจหยุดเต้นทุกกรณี การทำ CPR ที่ดี กอดแรง กอดเร็ว รอให้หน้าอกแดงกลับเต็มทีก่อน และให้การกดหน้าอกขาดตอนน้อยที่สุด เป็นสิ่งจำเป็น ผู้เกิด VF SCA บางรายอาจได้ประโยชน์จากการทำ CPR ครู่หนึ่งก่อนที่จะทำการช็อกไฟฟ้า เมื่อใดก็ตามที่มีการช็อกไฟฟ้า ผู้ปฏิบัติการต้องประสานการทำ CPR กับ การช็อกไฟฟ้าให้ดี ให้การกดหน้าอกขาด



ตอนน้อยที่สุด และเริ่มกดหน้าอกใหม่เร็วที่สุดเมื่อช็อกไฟฟ้าเสร็จ การที่อัตราการช็อกไฟฟ้าสำเร็จในครั้งแรกของเครื่องช็อกไฟฟ้าแบบไบเฟสิกสูง ทำให้เกิดคำแนะนำช็อกไฟฟ้าครั้งเดียวแล้วทำ CPR ต่อทันที แทนที่จะช็อกไฟฟ้า 3 ครั้งเหมือนที่เคยทำในอดีต ยังมีความจำเป็นต้องหาข้อมูลเพิ่มเติมมาปรับปรุงคำแนะนำการรักษาด้วยไฟฟ้าต่อไปอีก โดยเฉพาะอย่างยิ่งใน ส่วนที่เกี่ยวกับการใช้เครื่องช็อกไฟฟ้าแบบไบเฟสิก

.....

## บรรณานุกรม

1. Larsen MP, Eisenberg MS, Cummins RO, Hallstrom AP. Predicting survival from out-of-hospital cardiac arrest: a graphic model. *Ann Emerg Med.* 1993; 22: 1652–1658.
2. Valenzuela TD, Roe DJ, Cretin S, Spaite DW, Larsen MP. Estimating effectiveness of cardiac arrest interventions: a logistic regression survival model. *Circulation.* 1997; 96: 3308–3313.
3. Swor RA, Jackson RE, Cynar M, Sadler E, Basse E, Boji B, Rivera-Rivera EJ, Maher A, Grubb W, Jacobson R, et al. Bystander CPR, ventricular fibrillation, and survival in witnessed, unmonitored out-of-hospital cardiac arrest. *Ann Emerg Med.* 1995; 25: 780–784.
4. Holmberg M, Holmberg S, Herlitz J. Incidence, duration and survival of ventricular fibrillation in out-of-hospital cardiac arrest patients in Sweden. *Resuscitation.* 2000; 44: 7–17.
5. Wik L, Hansen TB, Fylling F, Steen T, Vaagenes P, Auestad BH, Steen PA. Delaying defibrillation to give basic cardiopulmonary resuscitation to patients with out-of-hospital ventricular fibrillation: a randomized trial. *JAMA.* 2003; 289: 1389–1395.
6. Cobb LA, Fahrenbruch CE, Walsh TR, Copass MK, Olsufka M, Breskin M, Hallstrom AP. Influence of cardiopulmonary resuscitation prior to defibrillation in patients with out-of-hospital ventricular fibrillation. *JAMA.* 1999; 281: 1182–1188.
7. Cummins, RO, Eisenberg, MS, Hallstrom, AP, Litwin, PE. Survival of out-of-hospital cardiac arrest with early initiation of cardiopulmonary resuscitation. *Am J Emerg Med.* 1985; 3: 114–119.
8. Holmberg S, Holmberg M, Herlitz J, Effect of bystander cardiopulmonary resuscitation in out-of-hospital cardiac arrest patients in Sweden. *Resuscitation.* 2000; 47: 59–70.
9. Waalewijn RA, Tijssen JG, Koster RW. Bystander initiated actions in out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation: results from the Amsterdam Resuscitation Study (ARRESUST). *Resuscitation.* 2001; 50: 273–279.
10. Weaver WD, Copass MK, Bufe D, Ray R, Hallstrom AP, Cobb LA. Improved neurologic recovery and survival after early defibrillation. *Circulation.* 1984; 69: 943–948.
11. International Liaison Committee on Resuscitation. 2005 International Consensus on Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care With Treatment Recommendations. *Circulation.* 2005; 112: III-1–III-136.
12. Jacobs IG, Finn JC, Oxer HF, Jelinek GA. CPR before defibrillation in out-of-hospital cardiac arrest: a randomized trial. *Emerg Med Australas.* 2005; 17: 39–45.
13. Yu T, Weil MH, Tang W, Sun S, Klouche K, Povoas H, Bisera J. Adverse outcomes of interrupted precordial compression during automated defibrillation. *Circulation.* 2002; 106: 368–372.

14. Berg RA, Sanders AB, Kern KB, Hilwig RW, Heidenreich JW, Porter ME, Ewy GA. Adverse hemodynamic effects of interrupting chest compressions for rescue breathing during cardiopulmonary resuscitation for ventricular fibrillation cardiac arrest. *Circulation*. 2001; 104: 2465–2470.
15. Kern K, Hilwig R, Berb R, Sanders A, Ewy G. Importance of continuous chest compressions during CPR. *Circulation*. 2002; 105: 645–649.
16. Eftestol T, Sunde K, Steen PA. Effects of interrupting precordial compressions on the calculated probability of defibrillation success during out-of-hospital cardiac arrest. *Circulation*. 2002; 105: 2270–2273.
17. van Alem AP, Chapman FW, Lank P, Hart AA, Koster RW. A prospective, randomised and blinded comparison of first shock success of monophasic and biphasic waveforms in out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation*. 2003; 58: 17–24.
18. Wik L, Kramer-Johansen J, Myklebust H, Sorebo H, Svensson L, Fellows B, Steen PA. Quality of cardiopulmonary resuscitation during out-of-hospital cardiac arrest. *JAMA*. 2005; 293: 299–304.
19. Abella BS, Alvarado JP, Myklebust H, Edelson DP, Barry A, O’Hearn N, Vanden Hoek TL, Becker LB. Quality of cardiopulmonary resuscitation during in-hospital cardiac arrest. *JAMA*. 2005; 293: 305–310.
20. Bain AC, Swerdlow CD, Love CJ, Ellenbogen KA, Deering TF, Brewer JE, Augostini RS, Tchou PJ. Multicenter study of principles-based waveforms for external defibrillation. *Ann Emerg Med*. 2001; 37: 5–12.
21. Poole JE, White RD, Kanz KG, Hengstenberg F, Jarrard GT, Robinson JC, Santana V, McKenas DK, Rich N, Rosas S, Merritt S, Magnotto L, Gallagher JV III, Gliner BE, Jorgenson DB, Morgan CB, Dillon SM, Kronmal RA, Bardy GH. Low-energy impedance-compensating biphasic waveforms terminate ventricular fibrillation at high rates in victims of out-of-hospital cardiac arrest. LIFE Investigators. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1997; 8: 1373–1385.
22. White RD, Blackwell TH, Russell JK, Snyder DE, Jorgenson DB. Transthoracic impedance does not affect defibrillation, resuscitation or survival in patients with out-of-hospital cardiac arrest treated with a non-escalating biphasic waveform defibrillator. *Resuscitation*. 2005; 64: 63–69.
23. Mittal S, Ayati S, Stein KM, Knight BP, Morady F, Schwartzman D, Cavlovich D, Platia EV, Calkins H, Tchou PJ, Miller JM, Wharton JM, Sung RJ, Slotwiner DJ, Markowitz SM, Lerman BB. Comparison of a novel rectilinear biphasic waveform with a damped sine wave monophasic waveform for transthoracic ventricular defibrillation. ZOLL Investigators. *J Am Coll Cardiol*. 1999; 34: 1595–1601.
24. Schneider T, Martens PR, Paschen H, Kuisma M, Wolcke B, Gliner BE, Russell JK, Weaver WD, Bossaert L, Chamberlain D. Multicenter, randomized, controlled trial of 150-J biphasic shocks compared with 200- to 360-J monophasic shocks in the resuscitation of out-of-hospital cardiac arrest victims. *Circulation*. 2000; 102: 1780–1787.
25. Hess EP, White RD. Ventricular fibrillation is not provoked by chest compression during post-shock organized rhythms in out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation*. 2005; 66: 7–11.
26. Carpenter J, Rea TD, Murray JA, Kudenchuk PJ, Eisenberg MS. Defibrillation waveform and post-shock rhythm in out-of-hospital ventricular fibrillation cardiac arrest. *Resuscitation*. 2003; 59: 189–196.
27. Morrison LJ, Dorian P, Long J, Vermeulen M, Schwartz B, Sawadsky B, et al. Out-of-hospital Cardiac Arrest Rectilinear Biphasic to Monophasic Damped Sine Defibrillation Waveforms with Advanced Life Support Intervention Trial (ORBIT). *Resuscitation*. 2005; 66: 149–157.
28. Weaver WD, Cobb LA, Copass MK, Hallstrom AP. Ventricular defibrillation: a comparative trial using 175-J and 320-J shocks. *N Engl J Med*. 1982; 307: 1101–1106.
29. Eftestol T, Wik L, Sunde K, Steen PA. Effects of cardiopulmonary resuscitation on predictors of ventricular fibrillation defibrillation success during out-of-hospital cardiac arrest. *Circulation*. 2004; 110: 10–15.

30. Eftestol T, Sunde K, Aase SO, Husoy JH, Steen PA. Predicting outcome of defibrillation by spectral characterization and nonparametric classification of ventricular fibrillation in patients with out-of-hospital cardiac arrest. *Circulation*. 2000; 102: 1523–1529.
31. White RD. External defibrillation: the need for uniformity in analyzing and reporting results [editorial]. *Ann Emerg Med*. 1998; 32: 234–236.
32. Gliner BE, White RD. Electrocardiographic evaluation of defibrillation shocks delivered to out-of-hospital sudden cardiac arrest patients. *Resuscitation*. 1999; 41: 133–144.
33. Cummins RO, Chamberlain DA, Abramson NS, Allen M, Baskett P, Becker L, Bossaert L, Deloiz L, Dick W, Eisenberg M, et al. Recommended guidelines for uniform reporting of data from out-of-hospital cardiac arrest: the Utstein style. A statement for health professionals from a task force of the American Heart Association, the European Resuscitation Council, the Heart and Stroke Foundation of Canada, and the Australian Resuscitation Council. *Circulation*. 1991; 84: 960–975.
34. White RD, Hankins DG, Bugliosi TF. Seven years' experience with early defibrillation by police and paramedics in an emergency medical services system. *Resuscitation*. 1998; 39: 145–151.
35. Cummins RO, Eisenberg MS, Bergner L, Hallstrom A, Hearne T, Murray JA. Automatic external defibrillation: evaluations of its role in the home and in emergency medical services. *Ann Emerg Med*. 1984; 13: 798–801.
36. White RD, Vukov LF, Bugliosi TF. Early defibrillation by police: initial experience with measurement of critical time intervals and patient outcome. *Ann Emerg Med*. 1994; 23: 1009–1013.
37. Faddy SC, Powell J, Craig J. Biphasic and monophasic shocks for transthoracic defibrillation: a metaanalysis of randomized controlled trials. *Resuscitation*. 2000; 58: 9–16.
38. Stothert JC, Hatcher TS, Gupton CL, Love JE, Brewer JE. Rectilinear biphasic waveform defibrillation of out-of-hospital cardiac arrest. *Prehosp Emerg Care*. 2004; 8: 388–392.
39. Schwarz B, Bowdle TA, Jett GK, Mair P, Lindner KH, Aldea GS, Lazzara RG, O'Grady SG, Schmitt PW, Walker RG, Chapman FW, Tacker WA. Biphasic shocks compared with monophasic damped sine wave shocks for direct ventricular defibrillation during open heart surgery. *Anesthesiology*. 2003; 98: 1063–1069.
40. Higgins SL, Herre JM, Epstein AE, Greer GS, Friedman PL, Gleva ML, Porterfield JG, Chapman FW, Finkel ES, Schmitt PW, Nova RC, Greene HL. A comparison of biphasic and monophasic shocks for external defibrillation. Physio-Control Biphasic Investigators. *Prehosp Emerg Care*. 2000; 4: 305–313.
41. Martens PR, Russell JK, Wolcke B, Paschen H, Kuisma M, Gliner BE, Weaver WD, Bossaert L, Chamberlain D, Schneider T. Optimal response to cardiac arrest study: defibrillation waveform effects. *Resuscitation*. 2001; 49: 233–243.
42. Walsh SJ, McClelland AJ, Owens CG, Allen J, Anderson JM, Turner C, Adgey AA. Efficacy of distinct energy delivery protocols comparing two biphasic defibrillators for cardiac arrest. *Am J Cardiol*. 2004; 94: 378–380.
43. Gliner BE, Jorgenson DB, Poole JE, White RD, Kanz KG, Lyster TD, Leyde KW, Powers DJ, Morgan CB, Kronmal RA, Bardy GH. Treatment of out-of-hospital cardiac arrest with a low-energy impedance-compensating biphasic waveform automatic external defibrillator. The LIFE Investigators. *Biomed Instrum Technol*. 1998; 32: 631–644.
44. White RD, Russell JK. Refibrillation, resuscitation and survival in out-of-hospital sudden cardiac arrest victims treated with biphasic automated external defibrillators. *Resuscitation*. 2002; 55: 17–23.
45. Cummins RO, Eisenberg M, Bergner L, Murray JA. Sensitivity, accuracy, and safety of an automatic external defibrillator. *Lancet*. 1984; 2: 318–320.
46. Davis EA, Mosesso VN Jr. Performance of police first responders in utilizing automated external defibrillation on victims of sudden cardiac arrest. *Prehosp Emerg Care*. 1998; 2: 101–107.

47. Weisfeldt ML, Kerber RE, McGoldrick RP, Moss AJ, Nichol G, Ornato JP, Palmer DG, Riegel B, Smith SCJ. American Heart Association Report on the Public Access Defibrillation Conference, December 8–10, 1994. Automatic External Defibrillation Task Force. *Circulation*. 1995; 92: 2740–2747.
48. Weisfeldt ML, Kerber RE, McGoldrick RP, Moss AJ, Nichol G, Ornato JP, Palmer DG, Riegel B, Smith SC Jr. Public access defibrillation: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association Task Force on Automatic External Defibrillation. *Circulation*. 1995; 92: 2763.
49. Nichol G, Hallstrom AP, Ornato JP, Riegel B, Stiell IG, Valenzuela T, Wells GA, White RD, Weisfeldt ML. Potential cost-effectiveness of public access defibrillation in the United States. *Circulation*. 1998; 97: 1315–1320.
50. American Heart Association in collaboration with International Liaison Committee on Resuscitation. Guidelines 2000 for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care: International Consensus on Science. *Circulation*. 2000; 102 (suppl): I1-I384.
51. Hazinski MF, Idris AH, Kerber RE, Epstein A, Atkins D, Tang W, Lurie K. Lay rescuer automated external defibrillator (“Public Access Defibrillation”) Programs; lessons learned from an international multicenter trial. Advisory statement from the American Heart Association Emergency Cardiovascular Care Committee; the Council on Cardiopulmonary, Perioperative and Critical Care; and the Council on Clinical Cardiology. *Circulation*. 2005; 111: 3336–3340.
52. Caffrey SL, Willoughby PJ, Pepe PE, Becker LB. Public use of automated external defibrillators. *N Engl J Med*. 2002; 347: 1242–1247.
53. Valenzuela TD, Bjerke HS, Clark LL, et al. Rapid defibrillation by nontraditional responders: the Casino Project. *Acad Emerg Med*. 1998; 5: 414–415.
54. Valenzuela TD, Roe DJ, Nichol G, Clark LL, Spaite DW, Hardman RG. Outcomes of rapid defibrillation by security officers after cardiac arrest in casinos. *N Engl J Med*. 2000; 343: 1206–1209.
55. White RD, Asplin BR, Bugliosi TF, Hankins DG. High discharge survival rate after out-of-hospital ventricular fibrillation with rapid defibrillation by police and paramedics. *Ann Emerg Med*. 1996; 28: 480–485.
56. White RD. Early out-of-hospital experience with an impedance-compensating low-energy biphasic waveform automatic external defibrillator. *J Interv Card Electrophysiol*. 1997; 1: 203–208.
57. White RD, Bunch TJ, Hankins DG. Evolution of a community-wide early defibrillation programme Experience over 13 years using police/fire personnel and paramedics as responders. *Resuscitation*. 2005; 279–283
58. Groh WJ, Newman MM, Beal PE, Fineberg NS, Zipes DP. Limited response to cardiac arrest by police equipped with automated external defibrillators: lack of survival benefit in suburban and rural Indiana—the police as responder automated defibrillation evaluation (PARADE). *Acad Emerg Med*. 2001; 8: 324–330.
59. de Vries W, van Alem AP, de Vos R, van Oostrom J, Koster RW. Trained first-responders with an automated external defibrillator: how do they perform in real resuscitation attempts? *Resuscitation*. 2005; 64: 157–161.
60. Sayre M, Evans J, White L, Brennan T. Providing automated external defibrillators to urban police officers in addition to fire department rapid defibrillation program is not effective. *Resuscitation*. 2005; 66: 189–196.
61. The Public Access Defibrillation Trial Investigators. Public-access defibrillation and survival after out-of-hospital cardiac arrest. *N Engl J Med*. 2004; 351: 637–646.
62. Becker L, Eisenberg M, Fahrenbruch C, Cobb L. Public locations of cardiac arrest: implications for public access defibrillation. *Circulation*. 1998; 97: 2106–2109.
63. Kerber RE, Becker LB, Bourland JD, Cummins RO, Hallstrom AP, Michos MB, Nichol G, Ornato JP, Thies WH, White RD, Zuckerman BD. Automatic external defibrillators for public access defibrillation: recommendations for specifying and reporting arrhythmia analysis algorithm performance, incorporating new waveforms, and enhancing safety. A statement for health professionals from the American Heart Association Task Force on Automatic External Defibrillation, Subcommittee on AED Safety and Efficacy. *Circulation*. 1997; 95: 1677–1682.

64. Dickey W, Dalzell GW, Anderson JM, Adgey AA. The accuracy of decision-making of a semi-automatic defibrillator during cardiac arrest. *Eur Heart J.* 1992; 13: 608–615.
65. Atkinson E, Mikysa B, Conway JA, Parker M, Christian K, Deshpande J, Knilians TK, Smith J, Walker C, Stickney RE, Hampton DR, Hazinski MF. Specificity and sensitivity of automated external defibrillator rhythm analysis in infants and children. *Ann Emerg Med.* 2003; 42: 185–196.
66. Cecchin F, Jorgenson DB, Berul CI, Perry JC, Zimmerman AA, Duncan BW, Lupinetti FM, Snyder D, Lyster TD, Rosenthal GL, Cross B, Atkins DL. Is arrhythmia detection by automatic external defibrillator accurate for children? Sensitivity and specificity of an automatic external defibrillator algorithm in 696 pediatric arrhythmias. *Circulation.* 2001; 103: 2483–2488.
67. Monsieurs KG, Conraads VM, Goethals MP, Snoeck JP, Bossaert LL. Semi-automatic external defibrillation and implanted cardiac pacemakers: understanding the interactions during resuscitation. *Resuscitation.* 1995; 30: 127–131.
68. Panacek EA, Munger MA, Rutherford WF, Gardner SF. Report of nitropatch explosions complicating defibrillation. *Am J Emerg Med.* 1992; 10: 128–129.
69. Kuisma M, Suominen P, Korpela R. Paediatric out-of-hospital cardiac arrests: epidemiology and outcome. *Resuscitation.* 1995; 30: 141–150.
70. Sirbaugh PE, Pepe PE, Shook JE, Kimball KT, Goldman MJ, Ward MA, Mann DM. A prospective, population-based study of the demographics, epidemiology, management, and outcome of out-of-hospital pediatric cardiopulmonary arrest [published correction appears in *Ann Emerg Med.* 1999;33:358]. *Ann Emerg Med.* 1999; 33: 174–184.
71. Hickey RW, Cohen DM, Strausbaugh S, Dietrich AM. Pediatric patients requiring CPR in the prehospital setting. *Ann Emerg Med.* 1995; 25: 495–501.
72. Appleton GO, Cummins RO, Larson MP, Graves JR. CPR and the single rescuer: at what age should you “call first” rather than “call fast”? *Ann Emerg Med.* 1995; 25: 492–494.
73. Ronco R, King W, Donley DK, Tilden SJ. Outcome and cost at a children’s hospital following resuscitation for out-of-hospital cardiopulmonary arrest. *Arch Pediatr Adolesc Med.* 1995; 149: 210–214.
74. Losek JD, Hennes H, Glaeser P, Hendley G, Nelson DB. Prehospital care of the pulseless, nonbreathing pediatric patient. *Am J Emerg Med.* 1987; 5: 370–374.
75. Mogayzel C, Quan L, Graves JR, Tiedeman D, Fahrenbruch C, Herndon P. Out-of-hospital ventricular fibrillation in children and adolescents: causes and outcomes. *Ann Emerg Med.* 1995; 25: 484–491.
76. Safranek DJ, Eisenberg MS, Larsen MP. The epidemiology of cardiac arrest in young adults. *Ann Emerg Med.* 1992; 21: 1102–1106.
77. Gurnett CA, Atkins DL. Successful use of a biphasic waveform automated external defibrillator in a high-risk child. *Am J Cardiol.* 2000; 86: 1051–1053.
78. Atkins D, Jorgenson D. Attenuated pediatric electrode pads for automated external defibrillator use in children. *Resuscitation.* 2005; 66: 31–37.
79. Berg RA, Chapman FW, Berg MD, Hilwig RW, Banville I, Walker RG, Nova RC, Sherrill D, Kern KB. Attenuated adult biphasic shocks compared with weight-based monophasic shocks in a swine model of prolonged pediatric ventricular fibrillation. *Resuscitation.* 2004; 61: 189–197.
80. Tang W, Weil MH, Jorgenson D, Klouche K, Morgan C, Yu T, Sun S, Snyder D. Fixed-energy biphasic waveform defibrillation in a pediatric model of cardiac arrest and resuscitation. *Crit Care Med.* 2002; 30: 2736–2741.
81. Clark CB, Zhang Y, Davies LR, Karlsson G, Kerber RE. Pediatric transthoracic defibrillation: biphasic versus monophasic waveforms in an experimental model. *Resuscitation.* 2001; 51: 159–163.
82. Gutgesell HP, Tacker WA, Geddes LA, Davis S, Lie JT, McNamara DG. Energy dose for ventricular defibrillation of children. *Pediatrics.* 1976; 58: 898–901.

83. Samson RA, Berg RA, Bingham R, Biarent D, Coovadia A, Hazinski MF, Hickey RW, Nadkarni V, Nichol G, Tibballs J, Reis AG, Tse S, Zideman D, Potts J, Uzark K, Atkins D. Use of automated external defibrillators for children: an update: an advisory statement from the pediatric advanced life support task force, International Liaison Committee on Resuscitation. *Circulation*. 2003; 107: 3250–3255.
84. Jorgenson D, Morgan C, Snyder D, Griesser H, Solosko T, Chan K, Skarr T. Energy attenuator for pediatric application of an automated external defibrillator. *Crit Care Med*. 2002; 30: S145–S147.
85. Zafari AM, Zarter SK, Heggen V, Wilson P, Taylor RA, Reddy K, Backscheider AG, Dudley SC Jr. A program encouraging early defibrillation results in improved in-hospital resuscitation efficacy. *J Am Coll Cardiol*. 2004; 44: 846–852.
86. Destro A, Marzaloni M, Sermasi S, Rossi F. Automatic external defibrillators in the hospital as well? *Resuscitation*. 1996; 31: 39–43.
87. Kaye W, Mancini M, Richards N. Organizing and implementing a hospital-wide first-responder automated external defibrillation program: strengthening the in-hospital chain of survival. *Resuscitation*. 1995; 30: 151–156.
88. Peberdy MA, Kaye W, Ornato JP, Larkin GL, Nadkarni V, Mancini ME, Berg RA, Nichol G, Lane-Trullt T. Cardiopulmonary resuscitation of adults in the hospital: a report of 14720 cardiac arrests from the National Registry of Cardiopulmonary Resuscitation. *Resuscitation*. 2003; 58: 297–308.
89. Yoon RS, DeMonte TP, Hasanov KF, Jorgenson DB, Joy ML. Measurement of thoracic current flow in pigs for the study of defibrillation and cardioversion. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2003; 50: 1167–1173.
90. Kerber RE, Grayzel J, Hoyt R, Marcus M, Kennedy J. Transthoracic resistance in human defibrillation: influence of body weight, chest size, serial shocks, paddle size and paddle contact pressure. *Circulation*. 1981; 63: 676–682.
91. Kerber RE, Kouba C, Martins J, Kelly K, Low R, Hoyt R, Ferguson D, Bailey L, Bennett P, Charbonnier F. Advance prediction of transthoracic impedance in human defibrillation and cardioversion: importance of impedance in determining the success of low-energy shocks. *Circulation*. 1984; 70: 303–308.
92. Lerman BB, DiMarco JP, Haines DE. Current-based versus energy-based ventricular defibrillation: a prospective study. *J Am Coll Cardiol*. 1988; 12: 1259–1264.
93. Kerber RE, Martins JB, Kienzle MG, Constantin L, Olshansky B, Hopson R, Charbonnier F. Energy, current, and success in defibrillation and cardioversion: clinical studies using an automated impedance-based method of energy adjustment. *Circulation*. 1988; 77: 1038–1046.
94. Dalzell GW, Cunningham SR, Anderson J, Adgey AA. Electrode pad size, transthoracic impedance and success of external ventricular defibrillation. *Am J Cardiol*. 1989; 64: 741–744.
95. Stults KR, Brown DD, Cooley F, Kerber RE. Self-adhesive monitor/defibrillation pads improve prehospital defibrillation success. *Ann Emerg Med*. 1987; 16: 872–877.
96. Kerber RE, Martins JB, Kelly KJ, Ferguson DW, Kouba C, Jensen SR, Newman B, Parke JD, Kieso R, Melton J. Self-adhesive preapplied electrode pads for defibrillation and cardioversion. *J Am Coll Cardiol*. 1984; 3: 815–820.
97. Kerber RE, Martins JB, Ferguson DW, Jensen SR, Parke JD, Kieso R, Melton J. Experimental evaluation and initial clinical application of new self-adhesive defibrillation electrodes. *Int J Cardiol*. 1985; 8: 57–66.
98. Perkins GD, Roberts C, Gao F. Delays in defibrillation: influence of different monitoring techniques. *Br J Anaesth*. 2002; 89: 405–408.
99. Levine PA, Barold SS, Fletcher RD, Talbot P. Adverse acute and chronic effects of electrical defibrillation and cardioversion on implanted unipolar cardiac pacing systems. *J Am Coll Cardiol*. 1983; 1: 1413–1422.
100. American National Standard: Automatic External Defibrillators and Remote Controlled Defibrillators (DF39). Arlington, Va: Association for the Advancement of Medical Instrumentation; 1993.

101. Dahl CF, Ewy GA, Warner ED, Thomas ED. Myocardial necrosis from direct current countershock: effect of paddle electrode size and time interval between discharges. *Circulation*. 1974; 50: 956–961.
102. Wilson RF, Sirna S, White CW, Kerber RE. Defibrillation of high-risk patients during coronary angiography using self-adhesive, preapplied electrode pads. *Am J Cardiol*. 1987; 60: 380–382.
103. Samson RA, Atkins DL, Kerber RE. Optimal size of self-adhesive preapplied electrode pads in pediatric defibrillation. *Am J Cardiol*. 1995; 75: 544–545.
104. Callaway CW, Sherman LD, Mosesso VN Jr, Dietrich TJ, Holt E, Clarkson MC. Scaling exponent predicts defibrillation success for out-of-hospital ventricular fibrillation cardiac arrest. *Circulation*. 2001; 103: 1656–1661.
105. Weaver WD, Cobb LA, Dennis D, Ray R, Hallstrom AP, Copass MK. Amplitude of ventricular fibrillation waveform and outcome after cardiac arrest. *Ann Intern Med*. 1985; 102: 53–55.
106. Brown CG, Dzwonczyk R. Signal analysis of the human electrocardiogram during ventricular fibrillation: frequency and amplitude parameters as predictors of successful countershock. *Ann Emerg Med*. 1996; 27: 184–188.
107. Callahan M, Braun O, Valentine W, Clark DM, Zegans C. Prehospital cardiac arrest treated by urban first-responders: profile of patient response and prediction of outcome by ventricular fibrillation waveform. *Ann Emerg Med*. 1993; 22: 1664–1677.
108. Strohmenger HU, Lindner KH, Brown CG. Analysis of the ventricular fibrillation ECG signal amplitude and frequency parameters as predictors of countershock success in humans. *Chest*. 1997; 111: 584–589.
109. Strohmenger HU, Eftestol T, Sunde K, Wenzel V, Mair M, Ulmer H, Lindner KH, Steen PA. The predictive value of ventricular fibrillation electrocardiogram signal frequency and amplitude variables in patients with out-of-hospital cardiac arrest. *Anesth Analg*. 2001; 93: 1428–1433.
110. Podbregar M, Kovacic M, Podbregar-Mars A, Brezocnik M. Predicting defibrillation success by 'genetic' programming in patients with out-of-hospital cardiac arrest. *Resuscitation*. 2003; 57: 153–159.
111. Menegazzi JJ, Callaway CW, Sherman LD, Hostler DP, Wang HE, Fertig KC, Logue ES. Ventricular fibrillation scaling exponent can guide timing of defibrillation and other therapies. *Circulation*. 2004; 109: 926–931.
112. Povoas HP, Weil MH, Tang W, Bisera J, Klouche K, Barbatsis A. Predicting the success of defibrillation by electrocardiographic analysis. *Resuscitation*. 2002; 53: 77–82.
113. Noc M, Weil MH, Tang W, Sun S, Pernat A, Bisera J. Electrocardiographic prediction of the success of cardiac resuscitation. *Crit Care Med*. 1999; 27: 708–714.
114. Strohmenger HU, Lindner KH, Keller A, Lindner IM, Pfenninger EG. Spectral analysis of ventricular fibrillation and closed-chest cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation*. 1996; 33: 155–161.
115. Noc M, Weil MH, Gazmuri RJ, Sun S, Biscera J, Tang W. Ventricular fibrillation voltage as a monitor of the effectiveness of cardiopulmonary resuscitation. *J Lab Clin Med*. 1994; 124: 421–426.
116. Lightfoot CB, Nremt P, Callaway CW, Hsieh M, Fertig KC, Sherman LD, Menegazzi JJ. Dynamic nature of electrocardiographic waveform predicts rescue shock outcome in porcine ventricular fibrillation. *Ann Emerg Med*. 2003; 42: 230–241.
117. Marn-Pernat A, Weil MH, Tang W, Pernat A, Bisera J. Optimizing timing of ventricular defibrillation. *Crit Care Med*. 2001; 29: 2360–2365.
118. Hamprecht FA, Achleitner U, Krismer AC, Lindner KH, Wenzel V, Strohmenger HU, Thiel W, van Gunsteren WF, Amann A. Fibrillation power, an alternative method of ECG spectral analysis for prediction of countershock success in a porcine model of ventricular fibrillation. *Resuscitation*. 2001; 50: 287–296.
119. Amann A, Achleitner U, Antretter H, Bonatti JO, Krismer AC, Lindner KH, Rieder J, Wenzel V, Voelckel WG, Strohmenger HU. Analysing ventricular fibrillation ECG-signals and predicting defibrillation success during cardiopulmonary resuscitation employing N(alpha)-histograms. *Resuscitation*. 2001; 50: 77–85.

120. Brown CG, Griffith RF, Van Ligten P, Hoekstra J, Nejman G, Mitchell L, Dzwonczyk R. Median frequency—a new parameter for predicting defibrillation success rate. *Ann Emerg Med.* 1991; 20: 787–789.
121. Amann A, Rheinberger K, Achleitner U, Krismer AC, Lingnau W, Lindner KH, Wenzel V. The prediction of defibrillation outcome using a new combination of mean frequency and amplitude in porcine models of cardiac arrest. *Anesth Analg.* 2002; 95: 716–722.
122. Kerber RE, McPherson D, Charbonnier F, Kieso R, Hite P. Automated impedance-based energy adjustment for defibrillation: experimental studies. *Circulation.* 1985; 71: 136–140.
123. Losek JD, Hennes H, Glaeser PW, Smith DS, Hendley G. Prehospital countershock treatment of pediatric asystole. *Am J Emerg Med.* 1989; 7: 571–575.
124. Martin DR, Gavin T, Bianco J, Brown CG, Stueven H, Pepe PE, Cummins RO, Gonzalez E, Jastremski M. Initial countershock in the treatment of asystole. *Resuscitation.* 1993; 26: 63–68.
125. Miller PH. Potential fire hazard in defibrillation. *JAMA.* 1972; 221: 192.
126. Hummel RS III, Ornato JP, Weinberg SM, Clarke AM. Spark-generating properties of electrode gels used during defibrillation: a potential fire hazard. *JAMA.* 1988; 260: 3021–3024.
127. Fires from defibrillation during oxygen administration. *Health Devices.* 1994; 23: 307–309.
128. Lefever J, Smith A. Risk of fire when using defibrillation in an oxygen enriched atmosphere. *Med Devices Agency Safety Notices.* 1995; 3: 1–3.
129. Ward ME. Risk of fires when using defibrillators in an oxygen enriched atmosphere. *Resuscitation.* 1996; 31: 173.
130. Theodorou AA, Gutierrez JA, Berg RA. Fire attributable to a defibrillation attempt in a neonate. *Pediatrics.* 2003; 112: 677–679.
131. Lown B. Electrical reversion of cardiac arrhythmias. *Br Heart J.* 1967; 29: 469–489.
132. Page RL, Kerber R, Russell JK, et al. Biphasic vs. monophasic shock waveform for conversion of atrial fibrillation: the results of an international randomized, double-blind multicenter trial. *Circulation.* 2000; 102: II-574.
133. Mittal S, Ayati S, Stein KM, Schwartzman D, Cavlovich D, Tchou PJ, Markowitz SM, Slotwiner DJ, Scheiner MA, Lerman BB. Transthoracic cardioversion of atrial fibrillation: comparison of rectilinear biphasic versus damped sine wave monophasic shocks. *Circulation.* 2000; 101: 1282–1287.
134. Alatawi F, Gurevitz O, White R. Prospective, randomized comparison of two biphasic waveforms for the efficacy and safety of transthoracic biphasic cardioversion of atrial fibrillation. *Heart Rhythm.* 2005; 2: 382–387.
135. Adgey AA, Walsh SJ. Theory and practice of defibrillation: (1) atrial fibrillation and DC conversion. *Heart.* 2004; 90: 1493–1498.
136. Koster RW, Dorian P, Chapman FW, Schmitt PW, O'Grady SG, Walker RG. A randomized trial comparing monophasic and biphasic waveform shocks for external cardioversion of atrial fibrillation. *Am Heart J.* 2004; 147: e20.
137. Neal S, Ngarmukos T, Lessard D, Rosenthal L. Comparison of the efficacy and safety of two biphasic defibrillator waveforms for the conversion of atrial fibrillation to sinus rhythm. *Am J Cardiol.* 2003; 92: 810–814.
138. Kim ML, Kim SG, Park DS, Gross JN, Ferrick KJ, Palma EC, Fisher JD. Comparison of rectilinear biphasic waveform energy versus truncated exponential biphasic waveform energy for transthoracic cardioversion of atrial fibrillation. *Am J Cardiol.* 2004; 94: 1438–1440.
139. Kerber RE, Kienzle MG, Olshansky B, Waldo AL, Wilber D, Carlson MD, Aschoff AM, Birger S, Fugatt L, Walsh S, et al. Ventricular tachycardia rate and morphology determine energy and current requirements for transthoracic cardioversion. *Circulation.* 1992; 85: 158–163.
140. Hedges JR, Syverud SA, Dalsey WC, Feero S, Easter R, Shultz B. Prehospital trial of emergency transcutaneous cardiac pacing. *Circulation.* 1987; 76: 1337–1343.



141. Barthell E, Troiano P, Olson D, Stueven HA, Hendley G. Prehospital external cardiac pacing: a prospective, controlled clinical trial. *Ann Emerg Med.* 1988; 17: 1221–1226.
142. Cummins RO, Graves JR, Larsen MP, Hallstrom AP, Hearne TR, Ciliberti J, Nicola RM, Horan S. Out-of-hospital transcutaneous pacing by emergency medical technicians in patients with asystolic cardiac arrest. *N Engl J Med.* 1993; 328: 1377–1382.
143. Ornato JP, Peberdy MA. The mystery of bradysystole during cardiac arrest. *Ann Emerg Med.* 1996; 27: 576–587.
144. Niemann JT, Adomian GE, Garner D, Rosborough JP. Endocardial and transcutaneous cardiac pacing, calcium chloride, and epinephrine in postcountershock asystole and bradycardias. *Crit Care Med.* 1985; 13: 699–704.
145. Quan L, Graves JR, Kinder DR, Horan S, Cummins RO. Transcutaneous cardiac pacing in the treatment of out-of-hospital pediatric cardiac arrests. *Ann Emerg Med.* 1992; 21: 905–909.
146. Dalsey WC, Syverud SA, Hedges JR. Emergency department use of transcutaneous pacing for cardiac arrests. *Crit Care Med.* 1985; 13: 399–401.
147. Knowlton AA, Falk RH. External cardiac pacing during in-hospital cardiac arrest. *Am J Cardiol.* 1986; 57: 1295–1298.
148. Ornato JP, Carveth WL, Windle JR. Pacemaker insertion for prehospital bradysystolic cardiac arrest. *Ann Emerg Med.* 1984; 13: 101–103.
149. White JD. Transthoracic pacing in cardiac asystole. *Am J Emerg Med.* 1983; 1: 264–266.