

การตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง จากชีพจรส่วนปลาย

สุปราณี นิรุทธิตาสน์*

Niruthisard S. Pulse oximetry. Chula Med J 1990 Feb; 34 (2) : 103-111

Pulse oximetry has been recommended as a continuous, noninvasive monitoring in patients at risk of hypoxemia, by providing estimation of arterial oxygen saturation. The pulse oximeter is based upon two physical principles. First, the light absorbance of oxyhemoglobin is different from that of reduced hemoglobin at the two wavelengths of light used. Second, the absorbances at both wavelengths have a pulsatile (AC) component, which is mostly the result of the fluctuating volume of arterial blood between the source and the detector. Although using pulse oximeter as a monitor has several advantages, the limitations of this device in some clinical settings should always be considered.

Reprint request : Niruthisard S, Department of Anesthesiology, Faculty of Medicine,
Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand.

Received for publication. June 2, 1989.

เนื่องจากการส่งผ่านออกซิเจนไปยังเนื้อเยื่อต่าง ๆ ขึ้นกับการทำงานของหัวใจ ความเข้มข้นของฮีโมโกลบิน และความอิ่มตัวของออกซิเจน (oxygen saturation) ในเลือดแดง ดังนั้นการตรวจวัดปริมาณออกซิเจนในเลือดแดงตลอดเวลาที่มีประโยชน์มาก โดยเฉพาะสำหรับการดูแลผู้ป่วยอาการหนักและขณะวางยาสลบ การเจาะเลือดแดงตรวจหาปริมาณออกซิเจน และความอิ่มตัวของออกซิเจนให้ค่าที่ถูกต้องเชื่อถือได้ แต่มีลักษณะ invasive และกระทำได้เป็นครั้งคราวเท่านั้น จากความก้าวหน้าทางวิชาการและเทคโนโลยีจึงมีการคิดค้นวิธีการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง เรียกว่าวิธีการนี้ว่า “oximetry” ต่อมาถูกพัฒนาขึ้นจนสามารถตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงอย่างต่อเนื่อง และเป็นแบบ noninvasive ซึ่งทำได้ง่ายและมีความถูกต้องแม่นยำเชื่อถือได้โดยอาศัยการตรวจจับชีพจรร่วมด้วย เรียกว่า “การตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงจากชีพจรส่วนปลาย” (pulse oximetry)

หลักการทางฟิสิกส์และสรีรวิทยาของ pulse oximetry

ในปี 1935 Matthes สร้างเครื่องมือขึ้นแรกสำหรับวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดคนอย่างต่อเนื่องโดยใช้สเปคโตรโฟโตเมตรี (spectrophotometry)⁽¹⁾ อาศัยหลักการพื้นฐานตามกฎของ Beer - Lambert ซึ่งแสดงถึงความสัมพันธ์ของความเข้มข้นของตัวถูกละลาย (solute) กับ

ความเข้มข้นของแสงที่ถูกส่งผ่านสารละลาย (solution) นั้น ดังสมการ⁽²⁾

$$I_{trans} = I_{in}e^{-A} \tag{1}$$

$$A = DCE \tag{1 ก}$$

เมื่อ I_{trans} คือ ความเข้มของแสงที่ถูกส่งผ่านออกมา, I_{in} คือ ความเข้มของแสงจากแหล่งกำเนิด, A คือ การดูดซึมแสง (absorption), D คือ ระยะทางที่แสงถูกส่งผ่านจากต้นกำเนิดถึงตัวตรวจจับ, C คือ ความเข้มข้นของตัวถูกละลายในที่นี้เป็นฮีโมโกลบิน และ ϵ คือ extinction coefficient ของตัวถูกละลาย ซึ่งเป็นค่าคงที่ของตัวถูกละลายแต่ละชนิดที่ค่าความยาวคลื่นแสงหนึ่ง ๆ

เราสามารถคำนวณความเข้มข้นของตัวถูกละลายเมื่อรู้ความหนาของสารละลายนั้นและวัดความเข้มข้นของแสงจากแหล่งกำเนิดและแสงที่ถูกส่งผ่านออกมา ถ้ามีตัวถูกละลายหลาย ๆ ชนิด ค่า A เป็นผลรวมของการดูดซึมแสงจากตัวถูกละลายแต่ละชนิด สำหรับค่า extinction coefficient ของฮีโมโกลบินชนิดต่าง ๆ ระหว่างช่วงคลื่นแสงสีแดงและช่วงคลื่นแสงอินฟราเรด (infrared) เป็นดังใน fig. 1 โดยแกนราบเป็นความยาวคลื่นแสงระหว่าง 600-1000 นาโนเมตร และแกนตั้งเป็น extinction coefficient ในมาตราลอการิทึม

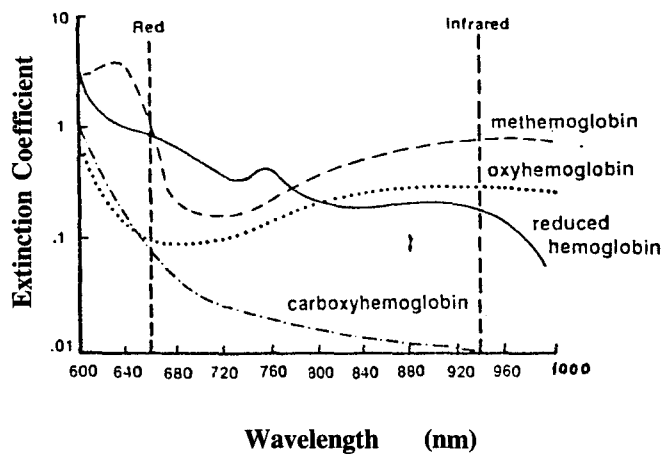


FIGURE 1. Hemoglobin extinction curves. Transmitted light absorbance spectra of four hemoglobin species : oxyhemoglobin, reduced hemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin.⁽²⁾

เลือดของผู้ใหญ่มักประกอบด้วยฮีโมโกลบิน 4 ชนิด คือ oxyhemoglobin (OHb), reduced hemoglobin (RHb), methemoglobin (Met Hb) และ carboxyhemoglobin (COHb) สองชนิดหลังนี้มีอยู่น้อยมากในภาวะปกติ เนื่องจากจำกัดความของ hemoglobin saturation คือปริมาณของออกซิเจนที่แสดงออกมาเป็นค่าเปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับ oxygen capacity ดังนั้นคำว่า fractional และ functional hemoglobin saturation จึงเป็นดังสมการ

$$\text{fractional saturation ของ oxygen ในเลือดแดง} = \frac{\text{OHb}}{\text{OHb} + \text{RHb} + \text{COHb} + \text{Met Hb}} \times 100\% \quad (2)$$

และ functional saturation ของ oxygen ในเลือดแดง

$$= \frac{\text{OHb}}{\text{OHb} + \text{RHb}} \times 100\% \quad (3)$$

การใช้เครื่องมือตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือด (oximeter) วัด hemoglobin saturation ต้องนำกฎของ Beer มาประยุกต์กับตัวถูกละลาย 4 ชนิด คือ OHb, RHb, COHb และ Met Hb เมื่อ ขยายความสมการที่ (1ก) เป็นดังนี้

$$A = D_1 C_1 E_1 + D_2 C_2 E_2 + D_3 C_3 E_3 + D_4 C_4 E_4 \quad (1ข)$$

ถ้า D คือระยะที่เท่ากันตลอด ดังนั้น

$$A = D (C_1 E_1 + C_2 E_2 + C_3 E_3 + C_4 E_4) \quad (1ค)$$

extinction coefficient E_1 ถึง E_4 เป็นค่าคงที่มีความยาวคลื่นแสง ดัง fig. 1 เมื่อ D และ E เป็นค่าคงที่ ฉะนั้นการดูดซึมแสง (A) ในสมการ (1ค) ถูกกำหนดโดยความเข้มข้นของแสงจากแหล่งกำเนิดและที่ถูกส่งผ่านออกมาจากสมการ (1) และ (1ค) จะเห็นว่าต้องอาศัยความยาวคลื่นแสง 4 ชนิด เพื่อให้ได้ 4 สมการที่จะคิดหาค่าความเข้มข้นของตัวถูกละลาย C_1 ถึง C_4 ซึ่งในที่นี้คือฮีโมโกลบิน

ทั้ง 4 ชนิดในเลือด ถ้าพิจารณาว่า COHb และ Met Hb ในภาวะปกติมีค่าน้อยมากสามารถตัดทิ้งไป จึงเป็นการตรวจหาการดูดซึมแสงของ ฮีโมโกลบินเพียง 2 ชนิดคือ OHb และ RHb เท่านั้นดังสมการที่ (1ง)

$$A = D (C_1 E_1 + C_2 E_2) \quad (1ง)$$

เมื่อ C_1 คือความเข้มข้นของ OHb และ C_2 คือความเข้มข้นของ RHb

ดังนั้นสามารถทราบความเข้มข้นของ OHb และ RHb ในขณะนั้น เพื่อมาคำนวณหา functional hemoglobin saturation ทั้งหมดนี้เป็นหลักการประดิษฐ์เครื่องมือตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน โดยอาศัยการมีแหล่งกำเนิดความยาวคลื่นแสง 2 ชนิด ส่งผ่านเนื้อเยื่อบริเวณที่ตรวจจับการไหลเวียนของเลือดแดงได้ง่าย เช่น ปลายนิ้วมือ และ ใบหู เพื่อตรวจหา OHb และ RHb ในเลือดแดงตามพื้นฐานจากกฎของ Beer-Lambert ดังกล่าวแล้ว และต้องมี empirical correction เพื่อให้เกิด ความถูกต้องแม่นยำมากขึ้น

การประดิษฐ์ oximeter ไปได้ดีที่ใบหูหรือนิ้วมือเพื่อประมาณค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงด้วยวิธีนี้ยังมีปัญหาทางเทคนิคหลายประการ อันดับแรกเกี่ยวกับการมีตัวดูดซึมแสงอีกหลายชนิดนอกจากฮีโมโกลบินในเลือดแดง เช่น ผิวหนัง, เนื้อเยื่ออ่อนอื่น ๆ เลือดดำและเลือดในแคปพิลารี, oximeter ซึ่งถูกประดิษฐ์ขึ้นระยะแรกที่วัดตรงใบหูแยกการดูดซึมแสงของเนื้อเยื่อออกโดยกดเนื้อเยื่อไล่เลือดจากบริเวณนั้นไปหมดขณะ calibration และใช้การดูดซึมแสงของเนื้อเยื่อที่ไม่มีเลือดเป็นบรรทัดฐาน (baseline) oximeter แบบนี้ยังต้องอุ่น (heat) เนื้อเยื่อเพื่อให้ได้สัญญาณที่มีความสัมพันธ์กับเลือดแดงโดยมีผลจากเลือดดำและเลือดในแคปพิลารีน้อยที่สุด สำหรับ pulse oximeter แก้ปัญหานี้ด้วยวิธีต่างกัน fig. 2 แสดงถึงการดูดซึมแสงของเนื้อเยื่อที่มีชีวิต ส่วนยอดเป็นองค์ประกอบที่เด่นตามชีพจรของเลือดแดง (AC) ส่วนที่เป็นบรรทัดฐาน (DC) เกิดจากการดูดซึมแสงของเนื้อเยื่อรวมทั้งเลือดดำ, เลือดในแคปพิลารี, เลือดแดงที่ไม่เด่นตามชีพจรและอื่น ๆ

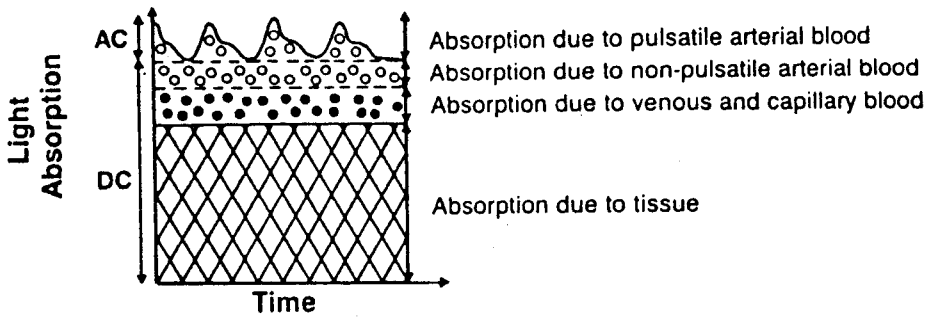


FIGURE 2. Schematically illustration of the light absorption through living tissue.⁽²⁾

การขยายตัวตามชีพจรของหลอดเลือดแดงเล็ก ๆ ทำให้มีการเพิ่มของระยะทางที่แสงผ่านช่วยให้การดูดซึมแสงเพิ่มขึ้นดังสมการ (1ง) เครื่องมือ pulse oximeter ตรวจจับแต่การดูดซึมแสงตามชีพจร (pulsatile absorbance) ว่าเป็นเลือดแดงโดยใช้ความยาวคลื่นแสง 2 ชนิด คือ ที่ 660 นาโนเมตร (คลื่นแสงสีแดง) และ 940 นาโนเมตร (คลื่นแสงใกล้อินฟราเรด) สำหรับตรวจหาความเข้มข้นของ O₂Hb (C₁) และความเข้มข้นของ RHb (C₂) ระยะแรกเครื่องมือหาค่าการดูดซึมแสงในส่วน AC ที่แต่ละความยาวคลื่นแสงแล้วคิดคำนวณในเครื่องตามโปรแกรมที่ให้ไว้หาค่านี้จากส่วน DC ที่ตรงกันเพื่อให้ได้การดูดซึมแสงที่เพิ่มขึ้นตามชีพจร (pulse-added absorbance) ซึ่งไม่ขึ้นกับความเข้ม

ของแสงจากแหล่งกำเนิด เอาค่าที่ได้นี้มาคำนวณสัดส่วน (R) ของการดูดซึมแสงที่เพิ่มขึ้นตามชีพจร ดังสมการ (4)

$$R = \frac{AC_{660} / DC_{660}}{AC_{940} / DC_{940}} \tag{4}$$

สัดส่วน (R) ที่ได้นำมาสร้างเป็น pulse oximeter calibration curve ซึ่งมีความสัมพันธ์กับความอิ่มตัวของออกซิเจน ในเลือดแดงดัง fig. 3 ค่านี้อยู่ระหว่าง 0.4 ซึ่งเท่ากับ ความอิ่มตัว 100 เปอร์เซ็นต์ ถึง 3.4 ที่ความอิ่มตัว 0 เปอร์เซ็นต์ เมื่อ R เท่ากับหนึ่งจะมีค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน ประมาณ 85 เปอร์เซ็นต์

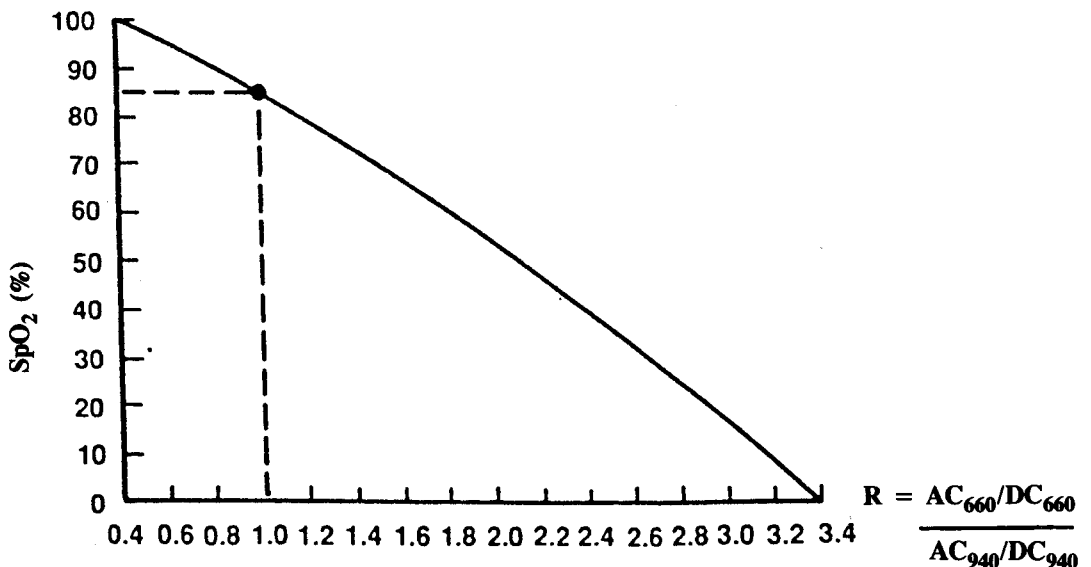


FIGURE 3. A typical pulse oximeter calibration curve. (SpO₂ = pulse oximetry saturation).⁽²⁾

การออกแบบและข้อจำกัดของการสร้างเครื่องมือ pulse oximeter

หลักการของการตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงจากชีพจรส่วนปลาย ค่อนข้างตรงไปตรงมา แต่การนำเอาหลักการนี้มาประดิษฐ์เครื่องมือใช้ในทางคลินิกยังมีปัญหาหลายประการ ดังต่อไปนี้

1. probe หรือ sensor⁽³⁾

probe ของเครื่องมือ pulse oximeter ต้องสามารถให้แหล่งกำเนิดแสงที่ความยาวคลื่นแสงตามต้องการ จากการพัฒนาทางเทคโนโลยีมีการค้นพบไดโอดต้นกำเนิดแสง (light-emitting diodes (LEDs)) ซึ่งเป็นสิ่งประดิษฐ์ที่มีขนาดเล็กมากประมาณ 0.01 ตารางนิ้วและต้องการพลังงานเพียงเล็กน้อยเพื่อให้สามารถทำงานได้ ต้นกำเนิดแสงซึ่งเป็นส่วนของ probe อาศัยหลอดบาง ๆ ที่ขดงอได้เพียง 2-3 เส้น คู่กับตัวควบคุมในเครื่อง oximeter ไดโอดต้นกำเนิดแสงใน pulse oximeter probe ไม่ใช่แหล่งกำเนิดแสงสีเดียวแต่มีขอบเขตของสเปกตรัมของแสงแคบมาก จุดกึ่งกลางของความยาวคลื่นแสงจากไดโอดชนิดเดียวกันแตกต่างกันแม้เครื่องมือนั้นจะมาจากผู้ผลิตรายเดียวกัน ความแตกต่างนี้มีค่าประมาณ ± 15 นาโนเมตร จาก fig. 1 จะเห็นว่าถ้า

มีการเลื่อนจุดกึ่งกลางของความยาวคลื่นแสงของ LED ทำให้ค่า extinction coefficient เปลี่ยนไปและเกิดข้อผิดพลาดในการวัดค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน โดยเฉพาะสำหรับแสงสีแดงเมื่อวัด R_{Hb} ผู้ผลิตอาศัยการตั้งโปรแกรมไมโครคอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานของเครื่องมือ pulse oximeter ให้อยอมรับจุดกึ่งกลางของความยาวคลื่นแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดจากไดโอดต้นกำเนิดแสงหลาย ๆ จุด ทำให้เครื่องมือสามารถปรับแก้ไขตัวเองภายในต่อความยาวคลื่นแสงที่แตกต่างกันบ้าง

ตัวตรวจจับ (detector) แสงที่ส่องผ่านออกมาของ probe ใช้โฟโตไดโอด (photodiode) ทำด้วยซิลิคอน ซึ่งมีขนาดเล็กและเบา แต่ไม่สามารถแยกคลื่นแสงแต่ละชนิดออกจากกันได้ ดังนั้นไดโอดต้นกำเนิดแสง จึงส่งแสงสีแดงและแสงอินฟราเรดสลับกันพร้อมทั้งมีช่วงหยุด ทำให้การตรวจจับของโฟโตไดโอด เป็นไปตาม fig. 4 บางเครื่องสามารถตรวจจับวงจรนี้ถึง 480 ครั้งต่อวินาที วิธีนี้ช่วยแก้ปัญหาการรบกวนจากแสงอื่น ๆ ภายนอกบ้าง เช่น แสงอาทิตย์และแสงจากไฟส่องผ่าตัด อย่างไรก็ตามบางครั้งขณะนำมาใช้ทางคลินิกยังประสบปัญหาการรบกวนจากแสงภายนอก^(4,5) ซึ่งสามารถแก้ไขให้น้อยลงโดยการหุ้ม probe ด้วยสารทึบแสง⁽⁶⁾

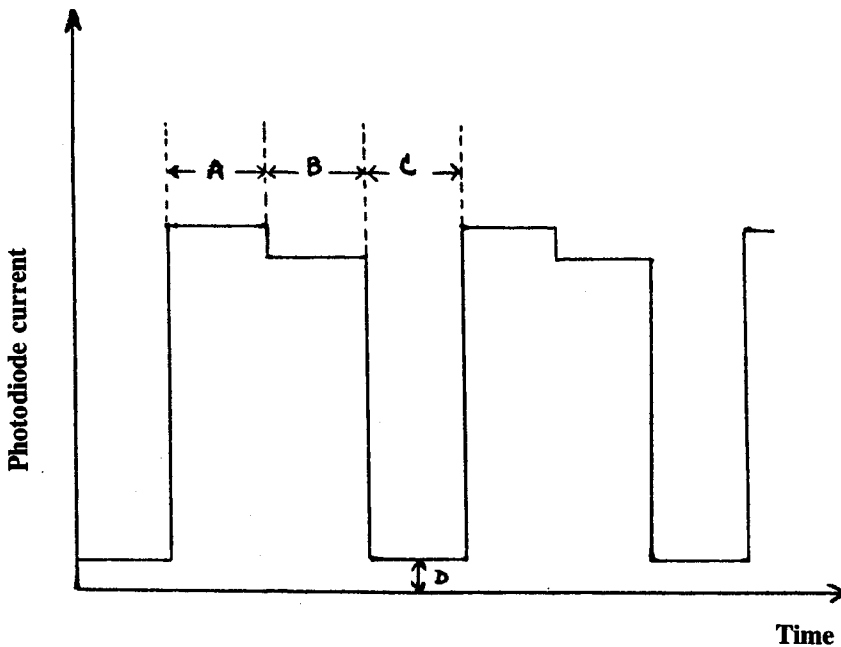


FIGURE 4. Output of the photodetector. (A = Red on time, B = Infrared on time, C = Light-emitting diode off time, D = Offset due to ambient light level)⁽³⁾

2. ปัญหาการรบกวนของสัญญาณ

สิ่งรบกวนของสัญญาณมาจาก 3 แหล่งใหญ่ คือ แสงจากภายนอก, perfusion ต่ำทำให้ได้สัญญาณ AC/DC ต่ำ และการเคลื่อนไหว (motion) ซึ่งมีผลให้เกิดสัญญาณ AC/DC สูงผิดปกติ การแก้ปัญหาแสงรบกวนจากภายนอก ได้กล่าวแล้วในข้อ 1 สำหรับปัญหาการมีสัญญาณ AC/DC ต่ำนั้น อาศัยตัวเครื่อง pulse oximeter เองขยายสัญญาณที่ได้รับมาประมาณค่าความอิ่มตัวของออกซิเจน ผู้ผลิตจึงต้องจำกัดค่าขั้นต่ำของอัตราส่วนระหว่างสัญญาณและสิ่งรบกวน (signal-to-noise ratio) ถ้ามีค่าต่ำกว่าอัตราส่วนที่กำหนดเครื่องจะไม่ตรวจจับสัญญาณนั้น จากการศึกษาทางคลินิกในกรณีของ perfusion ต่ำ⁽⁷⁻¹¹⁾ พบว่า ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่ได้ต่ำกว่าความเป็นจริงจากการที่เครื่องตรวจจับสัญญาณไม่ได้ ดังนั้นเพื่อให้เกิดความถูกต้องแม่นยำของการอ่านค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในขณะนั้น อัตราการเต้นของหัวใจที่แสดงจาก pulse oximeter ควรเท่ากับจากเครื่องตรวจคลื่นหัวใจที่ monitor อยู่

การเคลื่อนไหวตัวของผู้ป่วยทำให้เกิดสัญญาณ AC/DC สูงผิดปกติ เป็นสิ่งรบกวนที่กำจัดยากที่สุด ได้มีความพยายามแก้ไขปัญหานี้โดย เครื่องมือ pulse oximeter จะเฉลี่ยสัญญาณที่วัดได้ในแต่ละช่วงเวลาหนึ่ง ๆ (signal averaging time) เพื่อลดผลจากสิ่งรบกวนที่เกิดขึ้นเป็นครั้งคราว แต่ก็ส่งผลให้เวลาการตอบสนอง (response time) ของเครื่องต่อการเปลี่ยนแปลงของความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงช้าลงไปบ้างและอาจมีผลต่อความถูกต้องแม่นยำของเครื่องด้วย

3. ฮีโมโกลบินชนิดอื่น ๆ และสี

pulse oximeter ที่มีในปัจจุบันเป็นเครื่องมือที่อาศัยความยาวของคลื่นแสงเพียง 2 ชนิด สำหรับการตรวจวัด OHb และ RHb เท่านั้น ถ้ามี Met Hb หรือ COHb อยู่มากจะทำให้เกิดความผิดพลาดในการอ่านของเครื่องในกรณีของ COHb ดัง fig.1 ที่ช่วงคลื่นแสงอินฟราเรด จะดูดซึมแสงน้อยมากในขณะที่ช่วงคลื่นแสงสีแดงจะดูดซึมแสงได้พอ ๆ กับ OHb Barker และพวก⁽¹²⁾ ศึกษาผลของ COHb ต่อค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่อ่านจากเครื่อง (pulse oximeter saturation) ในสุนัข พบว่าเครื่องอ่าน COHb มีค่าประมาณ 90 เปอร์เซ็นต์ของ OHb ดังนั้นในกรณีที่มี COHb ในเลือดมากความอิ่มตัวของออกซิเจนที่อ่านจากเครื่องมีค่าสูงกว่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่แท้จริง

สำหรับ Met Hb จาก fig.1 จะเห็นว่ามีความสามารถในการดูดซึมแสงใกล้เคียงกับ RHb ที่ 660 นาโนเมตร ในขณะที่สามารถดูดซึมแสงมากกว่าฮีโมโกลบินชนิดอื่น ๆ ที่ 940 นาโนเมตร จากรายงานการศึกษา^(13,14) พบว่าถ้ามีระดับของ Met Hb สูง ๆ ความอิ่มตัวของออกซิเจนที่อ่านจากเครื่องมีค่าต่ำกว่าปกติเมื่อความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงมากกว่า 85% และความอิ่มตัวของออกซิเจนที่อ่านจากเครื่องมีค่าสูงกว่าปกติเมื่อความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงน้อยกว่า 85%

ในกรณีเด็กช่วงอายุ 1 เดือนแรกยังคงมี fetal hemoglobin (HbF) ซึ่งมี 2 α -chains และ 2 f-chains แตกต่างจากผู้ใหญ่ที่มี 2 α -chains และ 2 β -chains แต่มีผลน้อยมากต่อ extinction curve ดังนั้นในทางคลินิกไม่มีผลต่อการอ่านค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนจาก pulse oximeter⁽¹⁵⁾ แม้การทดลองในห้องปฏิบัติการพบว่า HbF อาจทำให้ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่ได้ผิดไป⁽¹⁶⁾

การฉีดสีเข้าหลอดเลือดดำ มีผลต่อการอ่านค่าของ pulse oximeter โดยพบว่า methylene blue มีผลให้ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่อ่านจากเครื่องลดลงอย่างมากนาน 1-2 นาที indocyanine green และ fluorescein ทำให้เกิดผลคล้ายกันแต่ไม่มากเท่า methylene blue ในขณะที่ indigo-carminine ทำให้ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่อ่านจากเครื่องลดลงเพียงเล็กน้อยเท่านั้น⁽¹⁷⁻¹⁸⁾

การนำ pulse oximeter มาใช้ทางคลินิก

ก่อนที่จะนำ pulse oximeter มาใช้ทางคลินิก Yelderman และ New⁽¹⁹⁾ ศึกษาความถูกต้องและเชื่อถือได้ของเครื่องมือนี้โดยทำในคนที่รู้สึกตัวดีมีสุขภาพแข็งแรง ขณะหายใจส่วนผสมของอากาศที่มีออกซิเจนต่ำ เปรียบเทียบค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่อ่านจากเครื่อง “gold standard” ได้จาก multiwavelength co-oximeter โดยใช้ตัวอย่างเลือดแดง ผลของ correlation coefficient (0.98) และ linear regression ที่ได้จากข้อมูลแสดงให้เห็นว่ามีความถูกต้องแม่นยำเพียงพอในช่วงความอิ่มตัวของออกซิเจน 60-90% เมื่อศึกษาการใช้ pulse oximeter ต่อมาทั้งในเด็กและผู้ใหญ่ในห้องผ่าตัด⁽²⁰⁻²³⁾ และการดูแลผู้ป่วยอาการหนัก^(7,24,25) สนับสนุนความถูกต้องแม่นยำทางคลินิกและประโยชน์ที่ได้รับ

อย่างไรก็ตามการใช้ pulse oximeter เป็นเครื่อง monitor ต้องระลึกเสมอว่า การวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ไม่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของความดันของ

ออกซิเจนในเลือดแดง (arterial oxygen tension) เมื่อความดันของออกซิเจนในเลือดแดงมากกว่า 100 มิลลิเมตรปรอท ตามลักษณะของ hemoglobin - oxygen dissociation curve ซึ่งเป็นรูป sigmoid แต่เมื่อไรก็ตามที่เกิดความดันของออกซิเจนในเลือดแดงต่ำกว่า 65 มิลลิเมตรปรอทและ

ความอิ่มตัวของออกซิเจนลดต่ำผิดปกติเครื่องมือนี้สามารถตรวจจับได้อย่างรวดเร็วแม่นยำ และเชื่อถือได้ ข้อดีและข้อจำกัดของการใช้ pulse oximeter สรุปแสดงใน Table 1 และ 2 ตามลำดับ

Table 1 Advantages of pulse oximetry

<ol style="list-style-type: none">1. Noninvasive2. Continuous real - time information3. No calibration4. No skin heating5. May be left in place for many hours6. Rapid response time (5 - 7 seconds)7. Minimal saturation error (1 - 2%) over the range of 60% to 90% saturation8. Unaffected by skin pigmentation

Table 2 Limitations of pulse oximetry

<ol style="list-style-type: none">1. Loss of adequate pulsations<ol style="list-style-type: none">a. Significant hypothermiab. Significant hypotension (i.e., mean arterial pressure less than 50 mmHg)c. Infusion of vasoconstrictive drugs (e.g., norepinephrine)d. Direct arterial compressione. Excessive airway pressure (over 45 cm. H₂O)2. Inadequate hemoglobin (e.g., anemia, hemodilution)3. Intravascular dyes (e.g., methylene blue, indocyanine green)4. Extraneous movement (e.g., shivering, exercise)5. Pulsating venous blood (tricuspid regurgitation, cor pulmonale, or hepatic congestion)6. Dysfunctional hemoglobins<ol style="list-style-type: none">a. Carboxyhemoglobinb. Methemoglobin7. Overestimation of SaO₂ below 65% saturation

ประโยชน์ของการใช้เครื่อง pulse oximeter คือนำมาเป็นเครื่อง monitor ความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดง ในกรณีต่อไปนี้

1. การดมยา

ตั้งแต่ระหว่างการดมยาผ่าตัด⁽²⁰⁻²³⁾ ระหว่างการขนส่งผู้ป่วยหลังเสร็จการดมยา⁽²⁶⁻²⁷⁾ และระหว่างการให้

narcotic เพื่อบำบัดความเจ็บปวด⁽²⁸⁾ ช่วยลดอุบัติเหตุการของการเกิดภาวะแทรกซ้อนจากการดมยาที่สามารถป้องกันและแก้ไขได้

2. การดูแลผู้ป่วยอาการหนัก

โดยเฉพาะขณะทำการกายภาพบำบัด และในผู้ป่วยที่มีปัญหาระบบการหายใจ

3. อื่น ๆ

เช่น ช่วยในการตรวจสอบความผิดปกติของการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ โดยดูการเปลี่ยนแปลงของชีพจร, ความดันเลือด และความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดขณะทำ Valsalva, ระหว่างการตรวจสอบสมรรถภาพการทำงานของระบบหายใจ, การสวนหัวใจ, ในผู้ป่วย sleep apnea⁽²⁹⁾, ช่วยประเมินผลการใช้ home - oxygen therapy ในผู้ป่วยที่มีปัญหาหลอดลมอักเสบเรื้อรังและถุงลมโป่งพอง⁽³⁰⁾ นอกจากนี้ยังมีประโยชน์อย่างมากสำหรับการเรียนการสอนทางคลินิก

ภาวะแทรกซ้อนที่พบจากการใช้เครื่อง pulse oximeter ไม่รุนแรง เกิดตรงตำแหน่งที่ติด probe เช่นที่ปลายนิ้วมือ ทั้งยังขึ้นกับชนิดของเครื่องจากแหล่งผลิต กล่าวคือ อาจเกิดบาดแผลจากความร้อน (thermal burn) ตรงกับตำแหน่งที่ไดโอดต้นกำเนิดแสงส่องผ่าน หรือ ผิวหนังบริเวณนั้นถลอกจากถูก probe กดทับและมีการขยับไปมา หรือผิวหนังมีสีคล้ำ (skin tanning) ทั้งหมดนี้พบเมื่อติด probe อยู่เป็นเวลาหลายชั่วโมงและมักเกิดในเด็กเล็ก ดังนั้นในทางปฏิบัติควรตรวจสอบสภาพความพร้อมของ probe ก่อนการใช้ ตรวจสอบผิวหนังบริเวณที่จะติด probe ไว้กับผู้ป่วย

หลังติด probe แล้วไม่ควรมียะโรวางกดทับ probe หรือ นิ้วมือผู้ป่วยอีก และควรตรวจสอบรวมทั้งเปลี่ยนตำแหน่งที่ติด probe ทุก 2-4 ชั่วโมง ในกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการไหลเวียนเลือดไม่ดีอาจต้องเปลี่ยนตำแหน่งที่ติด probe ทุกชั่วโมง

สรุป

การตรวจวัดความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงจากชีพจรส่วนปลาย (pulse oximetry) แสดงถึงความก้าวหน้าสำคัญที่สุดของ noninvasive monitoring ช่วยในการประเมินค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงตลอดเวลาอย่างรวดเร็ว ง่ายต่อการใช้และแปลผล รวมทั้งไม่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย เมื่อใช้อย่างถูกต้องจึงเหมาะที่จะใช้เป็นการ monitor ประจำสำหรับผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดภาวะออกซิเจนต่ำในเลือดแดง (hypoxemia) ทั้งในระหว่างการวางยาสลบ ในหน่วยดูแลผู้ป่วยอาการหนัก, การตรวจสอบความสามารถของระบบหายใจ และระหว่างการทำเทคนิคพิเศษสำหรับตรวจระบบหัวใจ และหลอดเลือด ทั้งนี้ต้องคำนึงถึงภาวะต่าง ๆ ที่อาจทำให้ค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนที่อ่านได้จากเครื่องผิดไปจากค่าความอิ่มตัวของออกซิเจนในเลือดแดงที่แท้จริง

อ้างอิง

- Severinghaus JW, Astrup PB. History of blood gas analysis. VI. Oximetry. *J Clin Monit* 1986 Oct; 2(4) : 270-88
- Tremper KK, Barker SJ. Pulse oximetry. *Anesthesiology* 1989 Jan; 70 (1) : 98-108
- Pologe JA. Pulse oximetry : technical aspects of machine design. *Int Anesthesiol Clin* 1987 Fall; 25(3) : 137-53
- Costarino AT, Davis DA, Keon TP. Falsely normal saturation reading with the pulse oximeter. *Anesthesiology* 1987 Nov; 67(5) : 830-1
- Eisele JH, Downs D. Ambient light affects pulse oximeters. *Anesthesiology* 1987 Nov; 67(5) : 864-5
- Siegel MN, Gravenstein N. Preventing ambient light from affecting pulse oximetry. *Anesthesiology* 1987 Aug; 67(2) : 280
- Tremper KK, Hufstedler S, Barker SJ, Adams AL. Accuracy of a pulse oximeter in the critically ill adult : effect of temperature and hemodynamics. *Anesthesiology* 1985 Sep ; 63(3A) : A175
- Lawson D, Norley I, Korbon G, Loeb R, Ellis J. Blood flow limits and pulse oximeter signal detection. *Anesthesiology* 1987 Oct; 67(4) : 599-603
- Narang VPS. Utility of the pulse oximeter during cardiopulmonary resuscitation. *Anesthesiology* 1986 Aug; 65(2) : 239-40
- Nowak GS, Moorthy SS, McNiece WL. Use of pulse oximetry for assessment of collateral arterial flow. *Anesthesiology* 1986 Apr; 64(4) : 527
- Skeehan TM, Hensley FA Jr. Axillary artery compression and the prone position. *Anesth Analg* 1986 Mar; 65(3) : 318-9
- Barker SJ, Tremper KK. The effect of carbon-monoxide inhalation on pulse oximetry and transcutaneous PO₂. *Anesthesiology* 1987 May; 66(5) : 677-9
- Barker SJ, Tremper KK, Hyatt J, Zaccari J.

- Effects of methemoglobinemia on pulse oximetry and mixed venous oximetry. *Anesthesiology* 1987 Sep; 67(3A) : A171
14. Eisenkraft JB. Pulse oximeter desaturation due to methemoglobinemia. *Anesthesiology* 1988 Feb; 68(2) : 279-82
 15. Fanconi S, Doherty P, Edmonds JF, Barker GA, Bohn DJ. Pulse oximetry in pediatric intensive care : comparison with measured saturations and transcutaneous oxygen tension. *J Pediatr* 1985 Aug; 107(2) : 362-6
 16. Cornelissen PJH, van Woensel CLM, van Del WC, de Jong PA. Correction factors for hemoglobin derivatives in fetal blood as measured with IL 282 CO-Oximeter. *Clin Chem* 1983 Aug; 29(8) : 1555-6
 17. Scheller MS, Unger RJ, Kelner MJ. Effects of intravenously administered dyes on pulse oximetry readings. *Anesthesiology* 1986 Nov; 65(5) : 550-2
 18. Sidi A, Rush WR, Paulus DA, Gravenstein N, Davis RF. Effect of fluorescein, indocyanine green, and methylene blue on the measurement of oxygen saturation by pulse oximetry. *Anesthesiology* 1986 Sep; 65(3A) : A132
 19. Yelderman M, New W Jr. Evaluation of Pulse Oximetry. *Anesthesiology* 1983 Oct; 59(4) : 349-52
 20. Barker SJ, Tremper KK, Gamel DM. A clinical comparison of transcutaneous PO₂ and pulse oximetry in the operating room. *Anesth Analg* 1986 Jul; 65(7) : 805-8
 21. Brodsky JB, Shulman MS, Swan M, Mark JBD. Pulse oximetry during one-lung ventilation. *Anesthesiology* 1985 Aug; 63(2) : 212-4
 22. Viitanen A, Salmenpera M, Heinonen J. Comparison of transcutaneous oxygen tension measurement and pulse oximetry during one-lung ventilation. *Anesthesiology* 1986 Sep; 65(3A) : A482
 23. Thys DM, Cohen E, Girard D, Kirschner PA, Kaplan JA. The pulse oximeter : a non-invasive monitor of oxygenation during thoracic surgery. *Thorac Cardiovasc Surg* 1986 Dec; 34(6) : 380-3
 24. Cote' CJ, Goldstein EA, Cote' MA, Hoaglin DC, Ryan JF. A single blind study of pulse oximetry in children. *Anesthesiology* 1988 Feb; 68(2) : 184-8
 25. Mihm FG, Halperin BD. Noninvasive detection of profound arterial desaturations using a pulse oximetry device. *Anesthesiology* 1985 Jan; 62(1) : 85-7
 26. Tyler IL, Tantisira B, Winter PM, Motoyama EK. Continuous monitoring of arterial oxygen saturation with pulse oximetry during transfer to the recovery room. *Anesth Analg* 1985 Nov; 64(11) : 1108-12
 27. Graham TM, Chang KSK, Stevens WC. Arterial oxygen desaturation and effect of supplemental O₂ during transit from OR to PAR utilizing a pulse oximeter. *Anesth Analg* 1986 Feb; 65(2S) : S62
 28. Choi HJ, Little MS, Fujita RA, Garber SZ, Tremper KK. Pulse oximetry for monitoring during ward analgesia : epidural morphine versus parenteral narcotics. *Anesthesiology* 1986 Sep; 65(3A) : A371
 29. Strohl KP, Altose MD. Oxygen saturation during breath-holding and during apneas in sleep. *Chest* 1984 Feb; 85(2) : 181-6
 30. Fulmer JD, Snider GL. American College of Chest Physicians (ACCP) National Heart, Lung and Blood Institute (NHLBI) National conference on Oxygen Therapy. *Heart Lung* 1984 Sep; 13(5) : 550-62