รายละเอียดการประดิษฐ์

ชื่อที่แสดงถึงการประดิษฐ์

ชุดอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง

สาขาวิทยาการที่เกี่ยวข้องกับการประดิษฐ์

วิศวกรรมชีวการแพทย์ในส่วนที่เกี่ยวข้องกับอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่อง

ภูมิหลังของศิลปะหรือวิทยาการที่เกี่ยวข้องกับการประดิษฐ์

การวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องมีความสำคัญอย่างยิ่งสำหรับติดตามการเปลี่ยนแปลงของความดันโลหิตตามเวลาจริง (real-time) ในผู้ป่วยที่มีสัญญาณชีพไม่คงที่ ผู้ป่วยหลังผ่าตัดหรือผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของค่าความดันโลหิตทันที เพื่อสังเกตอาการและประเมินผลการรักษา ทำให้บุคลากรทางการแพทย์สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยวิธีการมาตรฐานที่ใช้ ได้แก่ การใส่สายสวนผ่านทางหลอดเลือดแดง (arterial line catheter) เพื่อวัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องซึ่งเป็นวิธีการที่แม่นยำ แต่อย่างไรก็ตาม อาจทำให้ผู้ป่วยเกิดความเจ็บปวดและมีความเสี่ยงต่อการติดเชื้อหากใช้วิธีการดังกล่าวเป็นเวลานาน

หลักการโทโนเมตรี (tonometry method) เป็นหลักการหนึ่งที่นำมาใช้พัฒนาอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่องที่ไม่ต้องใส่สายสวนผ่านทางหลอดเลือดแดง โดยจะวางเซนเซอร์ไว้บริเวณผิวหนังเหนือหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือซึ่งต้องใช้แรงกดเล็กน้อยบนจุดที่สามารถคลำชีพจรได้แรงที่สุดเพื่อรับแรงเชิงกลจากผนังของหลอดเลือดที่เป็นผลมาจากความดันโลหิตที่มากระทำต่อผนังหลอดเลือด กล่าวคือ ถ้าค่าความดันโลหิตมากก็จะทำให้เกิดแรงที่มากระทำต่อผนังหลอดเลือดมาก ในทางตรงข้ามกันถ้าค่าความดันโลหิตน้อยแรงที่มากระทำต่อผนังหลอดเลือดก็จะน้อยตาม ดังนั้นแรงที่ได้จากการวัดจึงแสดงถึงค่าความดันโลหิตแบบตามเวลาจริงในขณะนั้นได้

สิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US 4269193 A และ US 4802488 A ได้กล่าวถึง ชุดอุปกรณ์วัดความดันโลหิตที่มีลักษณะคล้ายนาฬิกาข้อมือโดยใช้สปริง (รูปที่ 1) โดยจะติดตามความดันโลหิตผ่านผนังหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือผ่านการกดอุปกรณ์ที่ภายในประกอบไปด้วยสปริงลงบนหลอดเลือดแดงเล็กน้อย เมื่อหลอดเลือดแดงเกิดการหดและคลายตัวสปริงที่แนบอยู่บนผิวหนังจะรับแรงดังกล่าวส่งไปยังวงจรรับแรงที่อยู่ภายในแม้อุปกรณ์ดังกล่าวจะสามารถติดตามค่าความดันโลหิตได้อย่างต่อเนื่องแต่ยังมีความไม่สะดวกในการติดตั้งอุปกรณ์เนื่องจากการปรับแรงตึงของสปริงในการใช้งาน

สิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US5158091 A และ US5284150 A ได้กล่าวถึง ระบบการวัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีโดยมีส่วนที่รับแรงจากผนังหลอดเลือดยึดติดกับแท่นยึดแบบตั้งโต๊ะ (รูปที่ 2) ซึ่งตัวรับแรง (transducer) จะกดทับอยู่บนผิวหนังเหนือต่อหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือโดยใช้แผ่นเยื่อแบน (diaphragm) รับแรงจากการหดและคลายตัวจากผนังหลอดเลือดทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยมีตัวรับที่เป็นสารกึ่งตัวนำแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้า โดยปริมาณของสัญญาณไฟฟ้าในแต่ละช่วงเวลาจะถูกเทียบเป็นคลื่นความดันโลหิตอย่างต่อเนื่อง แต่อุปกรณ์ดังกล่าวยังมีข้อจำกัดในการใช้งาน

เนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่ต้องยึดติดกับแท่นแบบตั้งโต๊ะและไม่มีส่วนที่จำกัดการเคลื่อนไหวของข้อมือจึงทำให้เกิดความไม่สะดวกในการใช้งานและเกิดการรบกวนจากการเคลื่อนไหวได้ง่าย

สิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US 5261412 A และ US 5273046 A ได้กล่าวถึง ระบบวัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีโดยใช้เซนเซอร์รับแรงจากเนื้อเยื่อ (tissue stress sensor) ผ่านแผ่นรับแรงที่กดทับบริเวณหลอดเลือดแดงข้อมือไว้ (รูปที่ 3) เมื่อผนังหลอดเลือดเกิดการขยายตัวจะมีแรงส่งมายังแผ่นรับแรงที่กดหลอดเลือดไว้ เกิดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเหลวที่บรรจุไว้ภายใน จากนั้นปริมาณการเปลี่ยนแปลงของเหลวจะถูกตรวจจับด้วยเซนเซอร์จนเกิดสัญญาณไฟฟ้าอย่างต่อเนื่องและนำมาเทียบค่าเป็นคลื่นความดันโลหิตต่อไป แต่อย่างไรก็ตาม รูปทรงของอุปกรณ์ที่ไม่สะดวกในการนำมาใช้งาน อีกทั้งความไม่สบายของผู้ถูกวัดเนื่องจากอุปกรณ์ดังกล่าวจะต้องกดรัดบริเวณข้อมือทั้งหมดในขณะวัดทำให้เกิดเป็นข้อจำกัดของอุปกรณ์นี้

สิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US 5908027 A และ US 6290650 A ได้กล่าวถึง ระบบการวัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีบริเวณข้อมือโดยใช้ตัวรับแรงกดทับบนหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ (รูปที่ 4) เพื่อติดตามความดันโลหิตจากการหดและคลายตัวของหลอดเลือดและส่งต่อไปยังตัวเซนเซอร์ เกิดการเปลี่ยนแปลงคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเมื่อเซนเซอร์วัดความเครียด (stress sensor) ทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าและคลื่นความดันโลหิต แต่อย่างไรก็ตาม อุปกรณ์ดังกล่าวมีกลไกที่ค่อนข้างซับซ้อนและต้องใช้วัสดุอุปกรณ์ในการผลิตที่ต้องผลิตขึ้นมาโดยเฉพาะจึงทำให้มีการใช้งานกันอย่างไม่แพร่หลาย

สิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US 6443906 B1 ได้กล่าวถึง ระบบการวัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีบริเวณข้อมือที่มีลักษณะคล้ายนาฬิกา (รูปที่ 5) โดยจะมีกระเปาะรับแรงที่ภายในบรรจุด้วยของเหลวยื่นไปยังหลอดเลือดแดงเพื่อรับแรงการหดและคลายตัวจากผนังหลอดเลือดผ่านการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของเหลว ส่งมายังเซนเซอร์เพื่อแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าและคลื่นความดันโลหิต แต่อย่างไรก็ตามวัสดุที่นำมาใช้มีราคาสูง จึงเป็นข้อจำกัดในการนำมาพัฒนาเพื่อใช้งานต่อ

ในปัจจุบันถึงแม้ว่าอุปกรณ์วัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องตามหลักการโทโนเมตรีดังกล่าวข้างต้นได้มีการผลิตจำหน่ายในเชิงพาณิชย์จากหลายผู้ผลิต แต่อุปกรณ์ดังกล่าวยังมีราคาค่อนข้างแพงเนื่องจากจะต้องผลิตและนำเข้าจากต่างประเทศทั้งหมด จึงทำให้อุปกรณ์ดังกล่าวมีไม่เพียงพอในประเทศไทย เกิดข้อจำกัดในการใช้งานในโรงพยาบาลต่าง ๆ เพื่อเป็นตัวเลือกทดแทนวิธีการแบบรุกล้ำ อีกทั้งยังจำกัดการสร้างองค์ความรู้เชิงวิจัยจากการใช้ค่าความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องในประเทศไทย การประดิษฐ์ในครั้งนี้จึงได้พัฒนาอุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องด้วยต้นทุนต่ำ โดยมีความแตกต่างกับอุปกรณ์ที่เคยประดิษฐ์ขึ้นแล้วคือ มีการเปลี่ยนแปลงส่วนที่ใช้วัดความดันโลหิตจากการประดิษฐ์ก่อนหน้าที่ต้องใช้การส่งแรงผ่านสปริง กระเปาะของเหลว หรือกระเปราะอากาศ มายังเซนเซอร์ที่แปลงพลังงานเชิงกลเป็นพลังงานไฟฟ้าอีกขั้นตอนหนึ่ง มาเป็นการรับแรงเชิงกลจากเซนเซอร์และแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยตรง โดยจะมีการพัฒนาไปใช้เซนเซอร์ตรวจจับแรงกดที่ประกอบไปด้วยวัสดุบาง 3 ชั้น ได้แก่ แผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อน แผ่นฉนวนแบบอ่อน และแผ่นขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน โดยตรวจจับสัญญาณความดันโลหิตจากการเปลี่ยนแปลงความต้านทานภายในเมื่อมีการหดและขยายตัวของผนังหลอดเลือดแดง เมื่อหลอดเลือดแดงขยายตัวแผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อนสัมผัสกับแผ่นขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน ทำให้ความต้านทานภายในวงจรจะลดลงตามปริมาณของแรงที่กด และเมื่อหลอดเลือด

แดงหดตัวความต้านทานภายในวงจรก็จะเพิ่มขึ้นตามแรงที่มากระทำกับตัวตรวจจับแรงกดที่ลดลง โดยจะใช้ร่วมกับสายรัดข้อมือที่มีความยืดหยุ่นเพื่อให้สามารถปรับแรงที่ใช้ตรึงและกดเซนเซอร์บนหลอดเลือดแดงให้มีความเหมาะสมกับผู้ถูกวัดแต่ละคนโดยไม่ต้องใช้ฐานสำหรับยึดอุปกรณ์ ซึ่งสายรัดข้อมือดังกล่าวจะเชื่อมต่อกับกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็ก สามารถติดตั้งและเคลื่อนย้ายอุปกรณ์ได้ง่าย จึงทำให้มีความสะดวกในการติดตั้งและนำไปใช้สำหรับการวัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องในทางคลินิก

ลักษณะและความมุ่งหมายของการประดิษฐ์

การประดิษฐ์นี้เกี่ยวข้องกับอุปกรณ์วัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่อง โดยจะวางเซนเซอร์ตรวจจับค่าการเปลี่ยนแปลงความต้านทานไว้ที่ผิวหนังบริเวณข้อมือเหนือหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือในจุดที่สามารถคลำชีพจรได้แรงที่สุด รัดเซนเซอร์ให้แนบกับข้อมือด้วยแถบรัดซึ่งมีความยืดหยุ่น เมื่อหลอดเลือดขยายตัวจะดันให้ผนังหลอดเลือดและผิวหนังที่อยู่เหนือต่อจุดที่วัดกดผิวเซนเซอร์ซึ่งตรึงอยู่กับสายรัดข้อมือ ความต้านทานภายในตัวเซนเซอร์จะเปลี่ยนแปลงตามปริมาณแรงของการกด จากนั้นความต้านทานที่เปลี่ยนไปจะถูกแปลงเป็นแรงดันไฟฟ้าเข้าสู่วงจรขยายสัญญาณแรงดันไฟฟ้า ส่งผ่านไปยังตัวแปลงสัญญาณแบบอนาล็อกเป็นดิจิตอล (Analog-to-digital converter) เข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อประมวลและแสดงผลต่อไป

ความมุ่งหมายของการประดิษฐ์นี้คือ สร้างอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่องตามหลักโทโนเมตรีที่สามารถทำงานได้ตามเวลาจริง เพื่อนำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์และใช้งานเพื่อประเมินการทำงานของระบบหัวใจและหลอดเลือดต่อไป โดยการประดิษฐ์ครั้งนี้ได้พัฒนาอุปกรณ์ภายในให้มีขนาดเล็กและใช้วัสดุที่หาได้ในประเทศไทย เพื่อลดต้นทุนในการนำเข้าอุปกรณ์ทางการแพทย์จากต่างประเทศ ทำให้อุปกรณ์วัดความดันโลหิตอย่างต่อเนื่องสามารถมีใช้งานอย่างเพียงพอสำหรับการวินิจฉัยและศึกษาวิจัยทางการแพทย์

การเปิดเผยการประดิษฐ์สมบูรณ์

ชุดอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่อง ตามการประดิษฐ์เป็นชุดอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบรวมกับคอมพิวเตอร์ โดยคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่บันทึกและแสดงผลค่าความดัน รวมทั้งควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ และสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ไบโอแพค (BIOPAC) ที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณทางชีวการแพทย์อื่นให้สามารถเริ่มต้นการทำงานพร้อมกันกับอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่องได้

ชุดอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่อง (รูปที่ 6) ประกอบด้วย สายรัดข้อมือ (1) กล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) และ สายไฟ (3) สำหรับเชื่อมต่อระหว่างสายรัดข้อมือ (1) และกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2)

ตามรูปที่ 7 แสดงด้านข้าง ด้านล่างและด้านบนของสายรัดข้อมือ (1) ประกอบด้วย แผ่นรัดข้อมือ (4) ส่วนกด (5) เซนเซอร์ (6) ตัวยึดติด (7) แถบยางยืด (8) และตัวยึด (9)

โดยบนแผ่นรัดข้อมือ (4) จะติดตั้งส่วนกด (5) สำหรับกดด้วยนิ้วมือ ที่มีลักษณะเป็นแป้นที่มี 2 ส่วน ส่วนที่ 1 อยู่ด้านบนของแผ่นรัดข้อมือ (4) และส่วนที่ 2 จะอยู่ด้านล่างของแผ่นรัดข้อมือ (4) โดยที่ส่วนกด (5) ทั้งสองส่วนมีส่วนที่เชื่อมต่อกัน

บริเวณส่วนที่ 2 ของส่วนกด (5) ติดตั้งเซนเซอร์ (6) ซึ่งทำหน้าที่ตรวจจับระดับความดันโลหิตที่บริเวณผิวหนังเหนือหลอดเลือดแดง โดยเซนเซอร์ (6) ดังกล่าวประกอบด้วย วัสดุบาง 3 ชั้น คือ แผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อน แผ่นฉนวนแบบอ่อน และแผ่นขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน

ที่เซนเซอร์ (6) มีสายไฟ (3) เชื่อมต่ออยู่ โดยสายไฟ (3) ดังกล่าวเชื่อมต่อไปสู่กล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2)

ปลายด้านหนึ่งของแผ่นรัดข้อมือ (4) เชื่อมต่อกับบริเวณปลายด้านหนึ่งของแถบยางยืด (8) โดยมีตัวยึด (9) สำหรับเชื่อมแผ่นรัดข้อมือ (4) และแถบยางยืด (8) เข้าด้วยกัน

สำหรับปลายอีกด้านหนึ่งของแถบยางยืด (8) ที่ไม่ได้เชื่อมต่อกับแผ่นรัดข้อมือ (4) มีการติดตั้งตัวยึดติด (7) และที่ปลายอีกด้านหนึ่งของแผ่นรัดข้อมือ (4) ที่ไม่ได้เชื่อมต่อกับแถบยางยืด (8) มีการติดตั้งตัวยึดติด (7) เอาไว้ โดยที่ตัวยึดติด (7) ที่ติดตั้งอยู่กับแผ่นรัดข้อมือ (4) และแถบยางยืด (8) สามารถประกอบเชื่อมต่อกันได้

ในการใส่สายรัดข้อมือ (1) จะต้องวางด้านที่มีเซนเซอร์ (6) ให้สัมผัสตรงกับตำแหน่งที่สามารถคลำชีพจรจากหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือ (radial artery pulse) ได้แรงที่สุด จากนั้นจะออกแรงดึงสายรัดข้อมือ (1) ที่บริเวณส่วนปลายที่เป็นแถบยางยืด (8) ให้ยืดออก โดยกดส่วนกด (5) ให้แรงที่กดทำให้เซนเซอร์ (6) กับผิวหนังบริเวณเหนือต่อหลอดเลือดแดงบริเวณข้อมือสัมผัสกัน และยึดปลายแผ่นรัดข้อมือ (4) กับปลายแถบยางยืด (8) เข้าด้วยกันโดยตัวยึดติด (7) เมื่อเซนเซอร์ (6) ได้รับแรงที่ส่งผ่านจากผนังหลอดเลือดแดงของข้อมือขณะหดหรือคลายตัว จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความต้านทานภายในเซนเซอร์ (6) และเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าส่งผ่านตามสายไฟ (3) ไปยังช่องรับสัญญาขาเข้า (10) ของกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) เข้าไปสู่วงจรขยายสัญญาณ (15) ที่อยู่ภายในกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) ดังกล่าว

ตามรูปที่ 8 แสดงด้านหน้าและด้านหลังของกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) ซึ่ง ภายนอกกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) มีช่องรับสัญญาณขาเข้า (11) ช่องส่งสัญญาณขาออก (10) สวิตช์เปิด-ปิด (12) สำหรับควบคุมการเปิด-ปิดการทำงาน และช่องเชื่อมต่อสายยูเอสบี (USB port) (13)

ภายในกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) มีอุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14), วงจรขยายสัญญาณ (15) และวงจรเอจ (edge trigger) (16) ดังแสดงในรูปที่ 9

โดยสายไฟ (3) ที่เชื่อมต่อจากเซนเซอร์ (6) จะส่งสัญญาณผ่านมายังช่องรับสัญญาขาเข้า (11) ที่เชื่อมต่อไปยังวงจรขยายสัญญาณ (15) ซึ่งวงจรขยายสัญญาณ (15) ทำหน้าที่ขยายสัญญาณอนาล็อกที่ส่งมา และส่งต่อไปยังอุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14) ที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (analog-to-digital converter) และส่งไฟฟ้าไปเลี้ยงวงจรที่อยู่ภายในกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) และเซนเซอร์ (6) ที่ติดอยู่กับสายรัดข้อมือ (1)

ที่อุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14) จะเชื่อมต่อกับช่องเชื่อมต่อสายยูเอสบี (USB port) (13) ซึ่งเป็นช่องสำหรับเชื่อมต่อไปยังคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่บันทึกและแสดงผลค่าความดัน โดยคอมพิวเตอร์สามารถควบคุมการเริ่มต้นและหยุดการทำงานของอุปกรณ์ได้ โดยส่งสัญญาณผ่านอุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14) ไปยังวงจรขยายสัญญาณ (15) ที่เชื่อมต่ออยู่กับเซนเซอร์ (6) บนสายรัดข้อมือ (1) เพื่อทำให้เกิดการเริ่มต้นหรือหยุดการรับสัญญาณขาเข้า

โดยมีวงจรเอจ (edge trigger) (16) เชื่อมต่อกับสวิตช์เปิด-ปิด (12) ซึ่งวงจรเอจ (edge trigger) (16) เป็นตัวทำให้คอมพิวเตอร์และอุปกรณ์ไบโอแพค (BIOPAC) ที่ประกอบเพิ่มเติมเข้าไปตอนใช้งาน เริ่มทำงานพร้อมกันในเวลาเดียวกัน เพื่อทำให้การบันทึกข้อมูลและแสดงผลของอุปกรณ์ทั้งสองสอดคล้องและสัมพันธ์กัน

สำหรับการเริ่มต้นบันทึกสัญญาณค่าความดันจะต้องกดสวิตช์เปิด-ปิด (12) ของกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) ที่เชื่อมต่ออยู่กับวงจรเอจ (edge trigger) (16) เพื่อเริ่มต้นการทำงาน สวิตช์เปิด-ปิด (12) ดังกล่าวจะทำให้เกิดสัญญาณสำหรับเริ่มต้นการบันทึกสัญญาณผ่านอุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14) เข้าสู่คอมพิวเตอร์ (13) โดยของวงจรเอจ (edge trigger) (16) จะส่งสัญญาณออกไปทางช่องส่งสัญญาณขาออก (10) ที่เชื่อมต่อไปยังอุปกรณ์ไบโอแพค (BIOPAC) ในเวลาเดียวกันเพื่อทำให้อุปกรณ์วัดความดันโลหิตแบบต่อเนื่องสามารถทำงานไปพร้อมกับอุปกรณ์ไบโอแพค (BIOPAC) ได้

คำอธิบายรูปเขียนโดยย่อ

รูปที่ 1 แสดงอุปกรณ์วัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีตามสิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US 4269193 A และ US 4802488 A

รูปที่ 2 แสดงอุปกรณ์วัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีตามสิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US5158091 A และ US5284150 A

รูปที่ 3 แสดงอุปกรณ์วัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีตามสิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US 5261412 A และ US 5273046 A

รูปที่ 4 แสดงอุปกรณ์วัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีตามสิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US 5908027 A และ US 6290650 A

รูปที่ 5 แสดงอุปกรณ์วัดความดันโลหิตตามหลักการโทโนเมตรีตามสิทธิบัตรสหรัฐอเมริกา เลขที่ US 6443906 B1

รูปที่ 6 แสดงชุดอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่อง

รูปที่ 7 แสดงด้านข้าง (ก.) ด้านล่าง (ข.) และด้านบน (ค.) ของสายรัดข้อมือ (1)

รูปที่ 8 แสดงด้านหน้า (ก.) และด้านหลัง (ข.) ของกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2)

รูปที่ 9 แสดงภาพด้านในกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2)

วิธีการประดิษฐ์ที่ดีที่สุด

เหมือนกับที่ได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อการเปิดเผยการประดิษฐ์โดยสมบูรณ์

ข้อถือสิทธิ

1. ชุดอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่อง ประกอบด้วย สายรัดข้อมือ (1) กล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) และ สายไฟ (3) สำหรับเชื่อมต่อระหว่างสายรัดข้อมือ (1) และกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2)

โดยที่สายรัดข้อมือ (1) ประกอบด้วย แผ่นรัดข้อมือ (4) ส่วนกด (5) เซนเซอร์ (6) ตัวยึดติด (7) แถบยางยืด (8) และตัวยึด (9)

บนแผ่นรัดข้อมือ (4) ติดตั้งส่วนกด (5) สำหรับกดด้วยนิ้วมือที่ซึ่งมีลักษณะเป็นแป้นที่มี 2 ส่วน โดยส่วนที่ 1 อยู่ด้านบนของแผ่นรัดข้อมือ (4) และส่วนที่ 2 อยู่ด้านล่างของแผ่นรัดข้อมือ (4) โดยที่ส่วนกด (5) ทั้งสองส่วนมีส่วนที่เชื่อมต่อกัน

ที่เซนเซอร์ (6) มีสายไฟ (3) เชื่อมต่ออยู่ โดยสายไฟ (3) ดังกล่าวเชื่อมต่อไปสู่กล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2)

โดยภายนอกกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) มีช่องรับสัญญาณขาเข้า (11) ช่องส่งสัญญาณขาออก (10) สวิตช์เปิด-ปิด (12) สำหรับควบคุมการเปิด-ปิดการทำงาน และช่องเชื่อมต่อสายยูเอสบี (USB port) (13)

ปลายด้านหนึ่งของแผ่นรัดข้อมือ (4) เชื่อมต่อกับบริเวณปลายด้านหนึ่งของแถบยางยืด (8) โดยมีตัวยึด (9) สำหรับเชื่อมแผ่นรัดข้อมือ (4) และแถบยางยืด (8) เข้าด้วยกัน

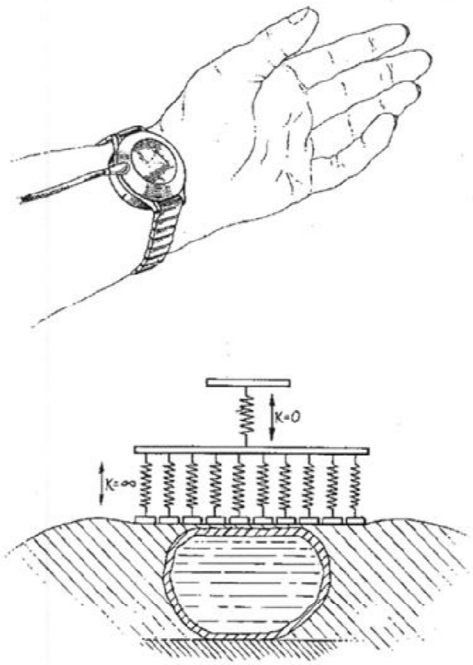
สำหรับปลายอีกด้านหนึ่งของแถบยางยืด (8) ที่ไม่ได้เชื่อมต่อกับแผ่นรัดข้อมือ (4) มีการติดตั้งตัวยึดติด (7) และที่ปลายอีกด้านหนึ่งของแผ่นรัดข้อมือ (4) ที่ไม่ได้เชื่อมต่อกับแถบยางยืด (8) มีการติดตั้งตัวยึดติด (7) เอาไว้ โดยที่ตัวยึดติด (7) ที่ติดตั้งอยู่กับแผ่นรัดข้อมือ (4) และแถบยางยืด (8) สามารถประกอบเชื่อมต่อกันได้

ที่ซึ่งมีลักษณะเฉพาะคือ บริเวณส่วนที่ 2 ของส่วนกด (5) ติดตั้งเซนเซอร์ (6) ซึ่งทำหน้าที่ตรวจจับระดับความดันโลหิตที่บริเวณผิวหนังเหนือหลอดเลือดแดง โดยเซนเซอร์ (6) ดังกล่าวประกอบด้วย วัสดุบาง 3 ชั้น คือ แผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อน แผ่นฉนวนแบบอ่อน และแผ่นขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน

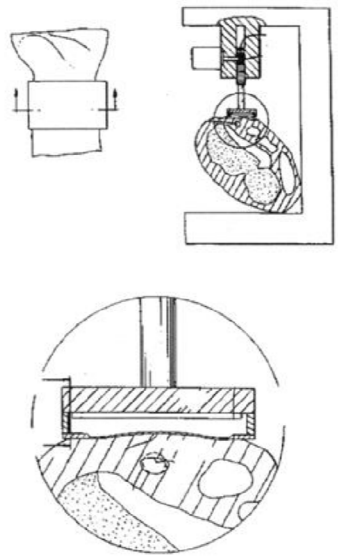
ภายในกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) มีอุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14), วงจรขยายสัญญาณ (15) และวงจรเอจ (edge trigger) (16) โดยสายไฟ (3) ที่เชื่อมต่อจากเซนเซอร์ (6) ซึ่งส่งสัญญาณผ่านมายังช่องรับสัญญาขาเข้า (11) ที่เชื่อมต่อไปยังวงจรขยายสัญญาณ (15) ซึ่งวงจรขยายสัญญาณ (15) ทำหน้าที่ขยายสัญญาณอนาล็อกที่ส่งมา และส่งต่อไปยังอุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14) ที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (analog-to-digital converter) และส่งไฟฟ้าไปเลี้ยงวงจรที่อยู่ภายในกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ (2) และเซนเซอร์ (6) ที่ติดอยู่กับสายรัดข้อมือ (1)

ที่อุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14) ได้เชื่อมต่อกับช่องเชื่อมต่อสายยูเอสบี (USB port) (13) ซึ่งเป็นช่องสำหรับเชื่อมต่อไปยังคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่บันทึกและแสดงผลค่าความดัน โดยคอมพิวเตอร์สามารถควบคุมการเริ่มต้นและหยุดการทำงานของอุปกรณ์ได้ โดยส่งสัญญาณผ่านอุปกรณ์แปลงสัญญาณ (14) ไปยังวงจรขยายสัญญาณ (15) ที่เชื่อมต่ออยู่กับเซนเซอร์ (6) บนสายรัดข้อมือ (1) เพื่อทำให้เกิดการเริ่มต้นหรือหยุดการรับสัญญาณขาเข้า

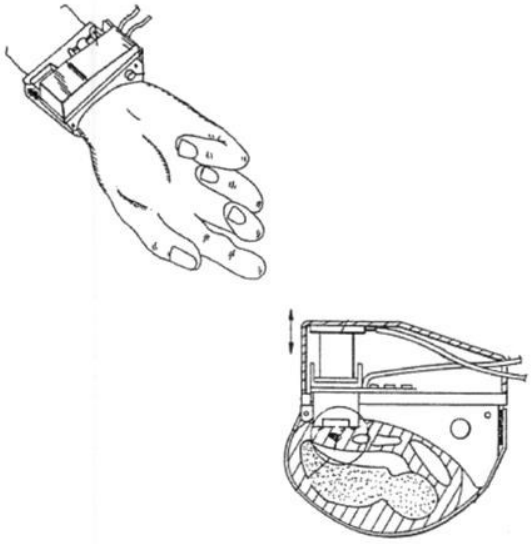
โดยมีวงจรเอจ (edge trigger) (16) เชื่อมต่อกับสวิตช์เปิด-ปิด (12) ซึ่งวงจรเอจ (edge trigger) (16) เป็นตัวทำให้คอมพิวเตอร์และอุปกรณ์ไบโอแพค (BIOPAC) ที่ประกอบเพิ่มเติมเข้าไปกับชุดอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่องตอนใช้งาน เริ่มทำงานพร้อมกันในเวลาเดียวกัน เพื่อทำให้การบันทึกข้อมูลและแสดงผลของอุปกรณ์ทั้งสองสอดคล้องและสัมพันธ์กัน



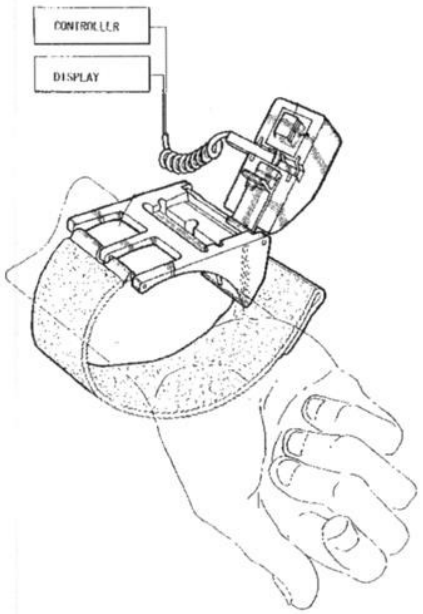
รูปที่ 1



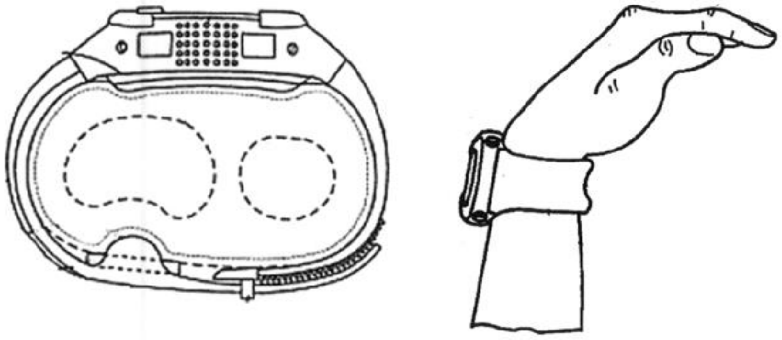
รูปที่ 2



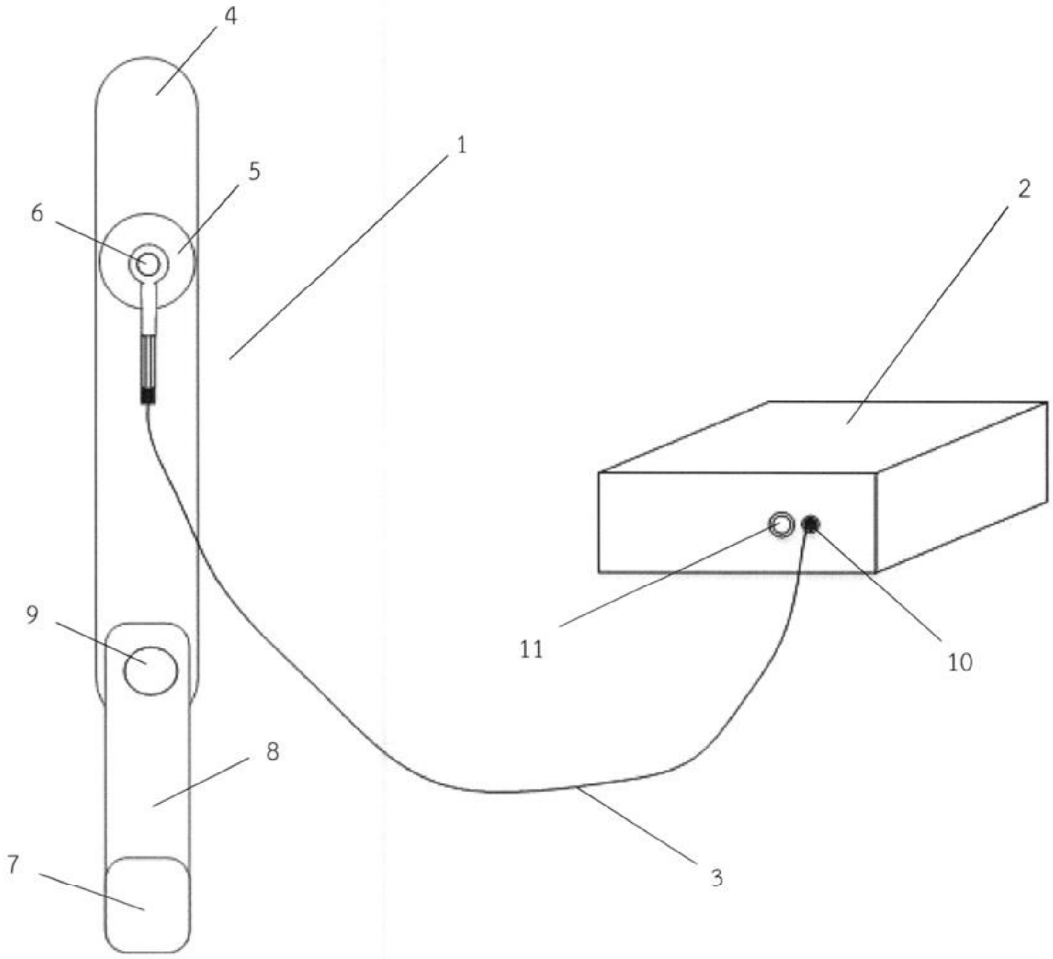
รูปที่ 3



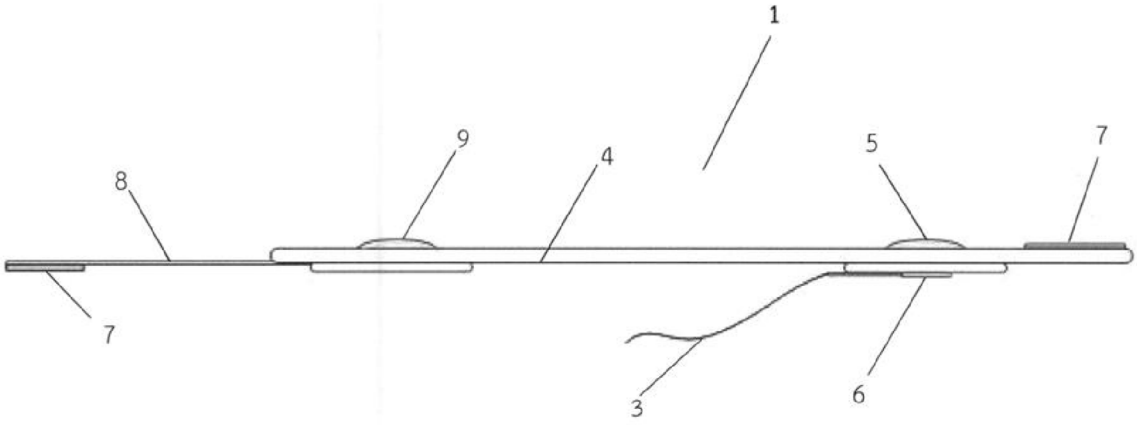
รูปที่ 4



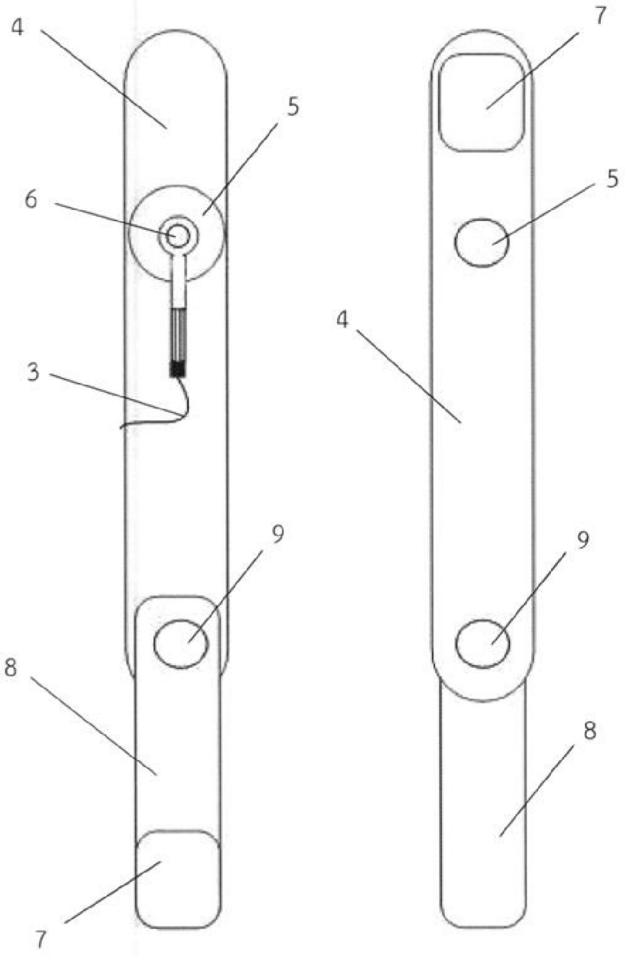
รูปที่ 5



รูปที่ 6

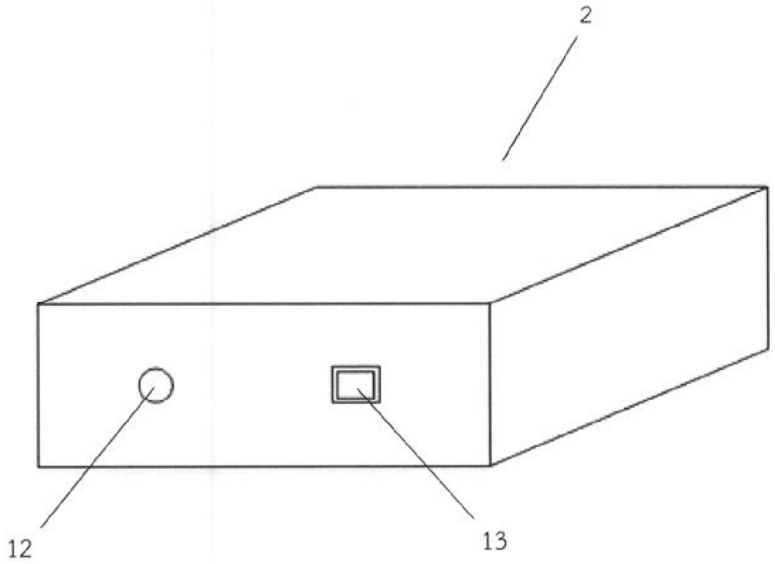


ก.

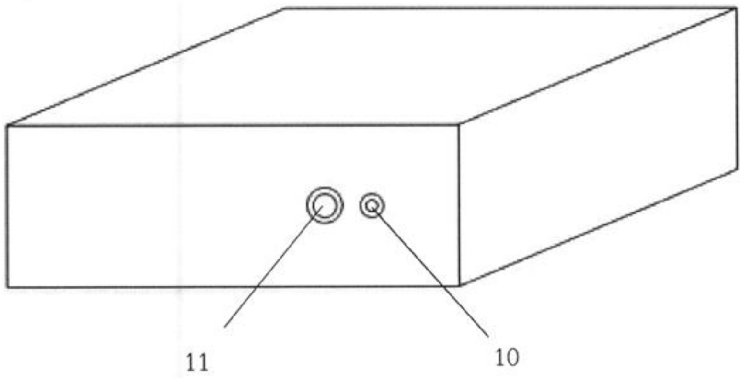


ข. ค.

รูปที่ 7

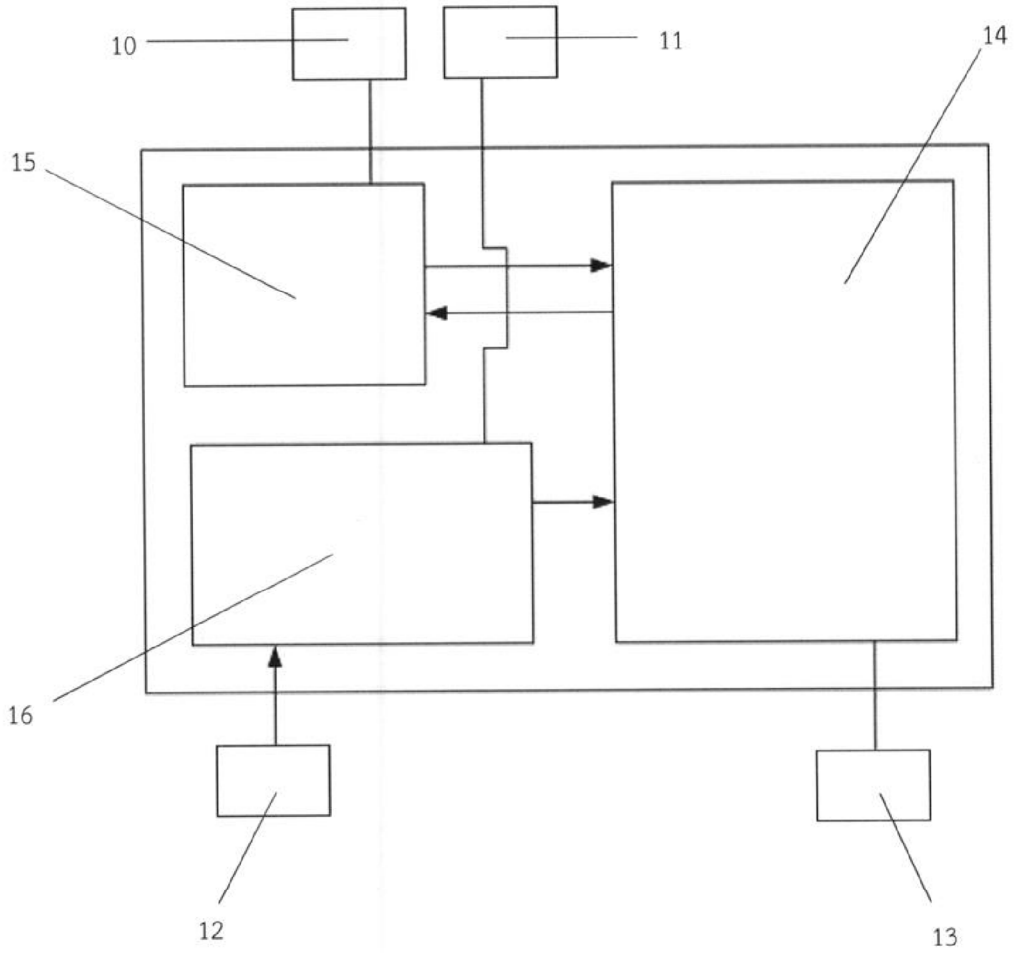


ก.



ข.

รูปที่ 8



รูปที่ 9

บทสรุปการประดิษฐ์

ชุดอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่อง เป็นชุดอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบรวมกับคอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกและแสดงผลค่าความดัน สามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ไบโอแพค (BIOPAC) ที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณทางชีวการแพทย์อื่นๆ ให้สามารถเริ่มต้นการทำงานพร้อมกันกับอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่องได้ โดยชุดอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่อง ประกอบด้วย สายรัดข้อมือที่มีเซนเซอร์ตรวจจับค่าการเปลี่ยนแปลงความต้านทานไว้ที่ผิวหนังบริเวณข้อมือ กล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ และ สายไฟสำหรับเชื่อมต่อระหว่างสายรัดข้อมือและกล่องวงจรอิเล็กทรอนิกส์ โดยชุดอุปกรณ์วัดความดันแบบต่อเนื่อง มีคุณสมบัติเบาและบาง เหมาะแก่การพกพา