

บทความวิชาการ

ความก้าวหน้าในการประเมินระดับความรุนแรงภาวะไขมันพอกตับ
ด้วยเครื่องอัลตราซาวด์
Advances in Ultrasonographic Assessment of Fatty Liver Disease

อรกานต์	ขัติกรูท	วท.บ.รังสีเทคนิค
กัลยาณี	บุญยู่	วท.บ.รังสีเทคนิค
อรพิน	ทองจูด	วท.บ.รังสีเทคนิค

Received January 15, 2026; Revised May 6, 2026; Accepted May 22, 2026

บทคัดย่อ

บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทบทวนเทคนิค Ultrasound-Guided Attenuation Parameter (UGAP) ซึ่งเป็นการตรวจอัลตราซาวด์เชิงปริมาณ โดยอาศัยการวัดค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นเสียงในเนื้อตับ เพื่อประเมินปริมาณและระดับความรุนแรงของไขมันสะสมในตับอย่างเป็นระบบ UGAP ใช้การเปรียบเทียบสัญญาณสะท้อนกลับของเนื้อตับกับ Reference Phantom และประเมินความน่าเชื่อถือของผลการวัดด้วยเกณฑ์ IQR/Median ไม่เกินร้อยละ 30 จากการทบทวนหลักการและการประยุกต์ใช้ พบว่า UGAP มีความไวและความแม่นยำสูงกว่าการตรวจแบบ B-mode สามารถตรวจพบภาวะไขมันพอกตับในระยะเริ่มต้นและเหมาะสมต่อการติดตามการเปลี่ยนแปลงของปริมาณไขมันในตับ จึงเป็นเทคนิคที่มีศักยภาพในการนำมาใช้ตรวจทางรังสีวิทยา

คำสำคัญ : ภาวะไขมันพอกตับ; อัลตราซาวด์; การลดทอนสัญญาณ; UGAP; การวัดเชิงปริมาณ

Abstract

This article aims to review the Ultrasound- Guided Attenuation Parameter (UGAP) has been developed as a quantitative ultrasound technique that measures the attenuation coefficient of ultrasound waves in hepatic tissue to systematically assess the amount and severity of hepatic fat accumulation. UGAP compares the backscattered signal amplitude from liver tissue with that of a reference phantom and evaluates measurement reliability using an interquartile range to median ratio (IQR/Median) of \square 30%. Based on a review of its principles and clinical application, UGAP demonstrates higher sensitivity and accuracy than conventional B-mode ultrasonography, enables detection of early-stage hepatic steatosis, and is suitable for longitudinal monitoring of changes in hepatic fat content. Therefore, UGAP represents a promising technique for clinical application in diagnostic radiology.

Keywords: Fatty Liver Disease; Ultrasound; Attenuation; UGAP; Quantitative Measurement

บทนำ

สถิติ ของประชากรไทยในปี 2565-2566 พบว่า ร้อยละ 25-30 ทั้งเพศชาย หญิงหรือผู้ที่มีน้ำหนักเกิน เกณฑ์ ส่วนใหญ่ตั้งแต่อายุ 30 ปีขึ้นไป มีภาวะไขมัน พอกตับและมักจะเป็น โดยไม่รู้ตัวเนื่องจากไม่มีอาการ แสดงหากไม่ได้รับการรักษาอาจทำให้เกิดภาวะตับ อักเสบ ตับแข็ง มะเร็งตับและมีโอกาสเสี่ยงที่จะเกิดโรค หลอดเลือดหัวใจได้ ปัจจุบันยังไม่มียารักษาโรคไขมัน พอกตับ โดยเฉพาะแต่สามารถปรับเปลี่ยนพฤติกรรม ของตัวเองโดยการรับประทานอาหารที่มีประโยชน์ ออก กำลังกายสม่ำเสมอ ควบคุมน้ำหนักตัวและค่าดัชนีมวล ภาย (BMI) ให้อยู่ในเกณฑ์ปกติ งดการสูบบุหรี่ งดการ ดื่มแอลกอฮอล์ เพื่อเป็นการป้องกันโรคดังกล่าวควรมี การตรวจสุขภาพเป็นประจำอย่างน้อยปีละครั้งเพื่อ สังเกตความเปลี่ยนแปลงของร่างกาย [1]

หลักการสร้างภาพอัลตราซาวด์ [2]

การสร้างภาพอัลตราซาวด์เป็นกระบวนการที่ เริ่มจากการรับสัญญาณสะท้อนของคลื่นเสียงจาก เนื้อเยื่อภายในร่างกาย (echo) แล้วนำมาผ่านการ ประมวลผลหลายขั้นตอนก่อนจะแสดงเป็นภาพบน จอภาพ กระบวนการนี้มีความสำคัญอย่างมากต่อ คุณภาพของภาพและความแม่นยำในการวินิจฉัย โดย สามารถอธิบายเป็นลำดับขั้นตอนดังนี้

เมื่อหัวตรวจอัลตราซาวด์ส่งคลื่นเสียงความถี่สูง เข้าสู่ร่างกาย คลื่นเสียงจะเดินทางผ่านเนื้อเยื่อและเกิด การสะท้อนกลับเมื่อพบรอยต่อของเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติ ทางกายภาพแตกต่างกัน เช่น ความหนาแน่นหรือค่า Acoustic impedance ที่ต่างกัน คลื่นสะท้อนที่กลับมานี้ เรียกว่า Echo หัวตรวจจะทำหน้าที่รับ Echo และใช้ คุณสมบัติของผลึกเพียโซอิเล็กทริกในการเปลี่ยน พลังงานเสียงให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งใน

ระยะแรกจะเป็นสัญญาณแบบอนาล็อกที่มีความผันผวน ต่อเนื่องตามลักษณะของคลื่นเสียงที่รับมา

หลังจากได้สัญญาณไฟฟ้าอนาล็อก สัญญาณจะถูกส่งเข้าสู่ขั้นตอนการกรองสัญญาณ(Filtering) ซึ่งมีหน้าที่ลดสัญญาณรบกวนที่ไม่เกี่ยวข้องกับข้อมูลของเนื้อเยื่อ สัญญาณรบกวนอาจเกิดจากระบบอิเล็กทรอนิกส์ภายในเครื่อง การกระเจิงของคลื่นเสียง หรือการสะท้อนกลับภายในร่างกาย เทคนิคที่ใช้ในการกรองสัญญาณ ได้แก่ Bandpass filtering เพื่อเลือกเฉพาะช่วงความถี่ที่เป็นประโยชน์ Spatial Filtering เพื่อลด speckle noise และ Temporal Filtering เพื่อลดสัญญาณรบกวนที่เกิดแบบสุ่ม การกรองสัญญาณช่วยเพิ่มอัตราส่วนระหว่างสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน ทำให้ข้อมูล Echo มีความชัดเจนมากขึ้น

ขั้นตอนต่อมาคือ Envelope detection ซึ่งเป็นกระบวนการดึงค่าความแรงของสัญญาณ Echo จากสัญญาณคลื่นความถี่สูงที่มีการแกว่งขึ้นลงอย่างรวดเร็ว สัญญาณ Echo ในรูปแบบดั้งเดิมเป็นสัญญาณ RF ที่มีความซับซ้อนและไม่เหมาะสมสำหรับนำไปสร้างภาพ (image appearance) โดยตรง Envelope detection จะทำหน้าที่คำนวณเส้นขอบหรือขนาดของสัญญาณ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่แสดงระดับความแรงของ Echo ในแต่ละตำแหน่ง เช่น ความสว่างของจุดภาพ (echogenicity) ในระบบ B-mode

เนื่องจากสัญญาณ Echo ที่ได้รับจากเนื้อเยื่อมีช่วงความแรงที่กว้างมาก (High Dynamic Range) โดยความแรงของสัญญาณสะท้อนอาจแตกต่างกันได้ตั้งแต่ระดับต่ำมากจนถึงสูงมาก ซึ่งอาจมีค่าต่างกันหลายลำดับชั้น (Orders of magnitude) อย่างไรก็ตามก็ตามจอแสดงผลและระบบประมวลผลภาพสามารถแสดงระดับความ

สว่างได้ในช่วงจำกัด หากนำค่าความแรงของสัญญาณมาแสดงผลโดยตรง ภาพที่ได้จะมีความแตกต่างของความสว่างสูงเกินไป ส่งผลให้รายละเอียดของเนื้อเยื่อที่สะท้อนสัญญาณระดับกลางไม่สามารถแยกแยะได้อย่างชัดเจน เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว เครื่องอัลตราซาวด์จึงใช้กระบวนการ Logarithmic Compression (Log compression) ซึ่งเป็นการลดช่วงความแตกต่างของค่าความแรงสัญญาณให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสมต่อการแสดงผล โดยสัญญาณ Echo ที่มีความแรงสูงมากจะถูกลดระดับลง ขณะที่สัญญาณที่มีความแรงต่ำจะถูกขยายให้สามารถมองเห็นได้ชัดเจนมากขึ้น ส่งผลให้ภาพมีการกระจายระดับความสว่างอย่างเหมาะสม และช่วยเพิ่มความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของเนื้อเยื่อ

หลังจากปรับสัญญาณเรียบร้อยแล้ว สัญญาณจะเข้าสู่ขั้นตอน Analog-to-Digital conversion ซึ่งเป็นการแปลงสัญญาณไฟฟ้าแบบต่อเนื่องให้กลายเป็นข้อมูลตัวเลขดิจิทัล กระบวนการนี้ประกอบด้วยการสุ่มตัวอย่างสัญญาณตามช่วงเวลาและการกำหนดค่าระดับสัญญาณให้เป็นค่าตัวเลขที่สามารถประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์ได้ ข้อมูลดิจิทัลที่ได้จะถูกนำไปใช้สร้างจุดภาพ (Pixel)

ในขั้นตอนสุดท้ายคือ Image formation ระบบจะนำข้อมูลตำแหน่งและความแรงของ Echo มาจัดเรียงเป็นภาพสองมิติ โดยระยะเวลาที่คลื่นสะท้อนกลับจะถูกใช้กำหนดตำแหน่งความลึกของโครงสร้าง ส่วนความแรงของสัญญาณจะถูกแปลงเป็นระดับความสว่างของพิกเซล ภาพที่ได้จะแสดงผลแบบเรียลไทม์ ทำให้สามารถสังเกตการเคลื่อนไหวของอวัยวะและโครงสร้างภายในร่างกายได้อย่างต่อเนื่อง

หลักการฟิสิกส์ของอัลตราซาวด์

เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อ พลังงานของคลื่นจะลดลงแบบเอ็กซ์โปเนนเชียล จากปัจจัยหลัก ได้แก่ การดูดกลืน (Absorption) เปลี่ยนพลังงานเสียงเป็นความร้อน การกระเจิง (Scattering) ทำให้ทิศทางของคลื่นเปลี่ยนไป การสะท้อน (Reflection) ที่รอยต่อของเนื้อเยื่อ การลดทอนของคลื่นจะเพิ่มขึ้นตามความลึก ความถี่ของคลื่น ชนิดของเนื้อเยื่อ (ไขมันลดทอนคลื่นมากกว่าเนื้อเยื่ออ่อน) ดังนั้นสัญญาณจากเนื้อเยื่อส่วนลึกจะอ่อนกว่าส่วนตื้นอย่างมีนัยสำคัญ

ภาวะไขมันพอกตับหรือตับคั่งไขมัน (Fatty Liver Disease) เป็นกลุ่มของโรคที่เกิดจากการสะสมไขมันในตับมากเกินไปคือประมาณ 5-10% ของน้ำหนักตับ ทำให้ตับมีความหนาแน่นมากกว่าตับปกติ ส่งผลให้คลื่นอัลตราซาวด์ที่สะท้อนกลับมีแอมพลิจูด (Echo Amplitude) ที่เปลี่ยนแปลงไปดังนี้ ความไม่สม่ำเสมอของ acoustic impedance เพิ่มขึ้น เกิด scattering และ reflection มากขึ้น ที่ระดับ microscopic interface ผลลัพธ์คือ สัญญาณสะท้อนกลับ (Echo Amplitude) สูง ภาพ B-mode เห็นตับสว่าง (increased echogenicity) เมื่อเทียบกับไตหรือม้าม แต่หากพิจารณาด้านการดูดกลืนคลื่น (Attenuate) ของตับคั่งไขมันจะสูง คลื่นอัลตราซาวด์จะถูกดูดกลืนและกระเจิงมาก ทำให้สัญญาณที่เดินทางลึกลงไปจะอ่อนลงอย่างรวดเร็ว ปรากฏเป็นภาพอัลตราซาวด์ที่ชั้นลึกลงไปเห็นไม่ชัดเจน [3]

เทคนิคการตรวจหาภาวะไขมันพอกตับด้วยเครื่องอัลตราซาวด์

เทคนิคคลื่นเสียงความถี่สูงแบบธรรมดา

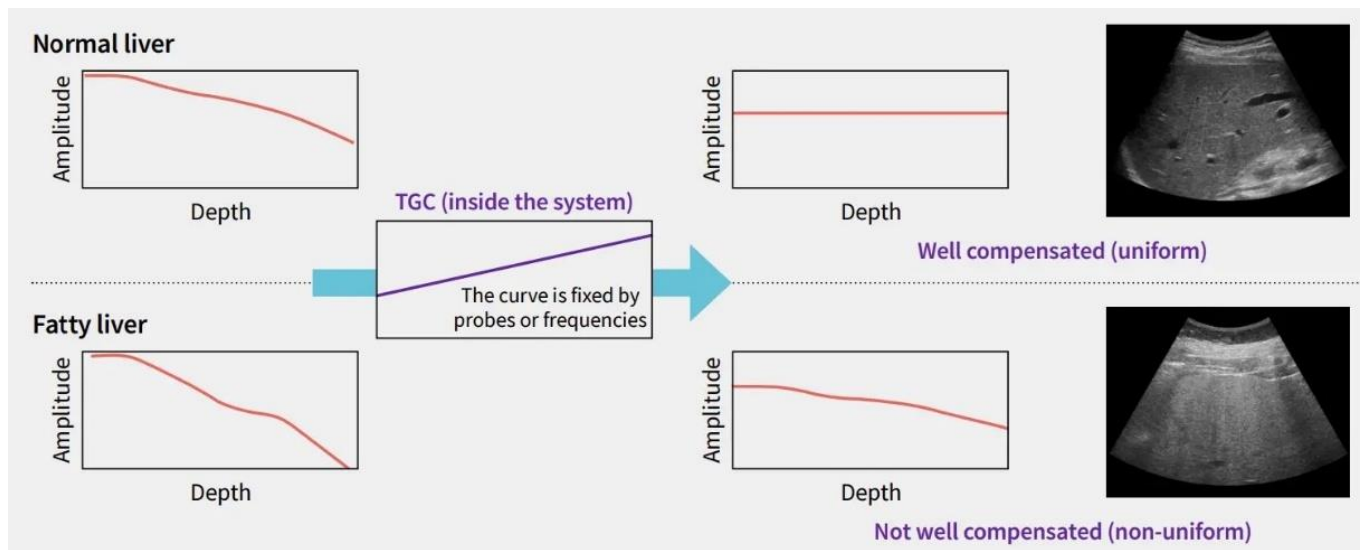
(Conventional Ultrasound)

การตรวจวิเคราะห์โดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูงแบบธรรมดา (Brightness mode : B-mode) [4] คือ โหมดพื้นฐานในการตรวจอัลตราซาวด์ที่แสดงผลเป็นภาพสองมิติของเนื้อเยื่อภายในร่างกาย ผลการตรวจเป็นการแปลผลด้านประเมินเชิงคุณภาพ (Qualitative Assessment) ซึ่งขึ้นอยู่กับ ความชำนาญ และประสบการณ์ของผู้ตรวจโดยอาศัยการประเมิน ความสว่างของเนื้อตับ (Increased Hepatic Echogenicity), ความสว่างของภาพที่สัมพันธ์กับโครงสร้างใกล้เคียง เช่น ไต, การมองเห็นหลอดเลือดในตับ (Vessel Blurring), การลดทอนของคลื่นเสียงด้านหลัง (Posterior Acoustic Attenuation) และการมองเห็นกระบังลม (Diaphragm Visualization) เป็นต้น แต่มีข้อจำกัดคือเมื่อคลื่นเสียงเดินทางผ่านเนื้อเยื่อตับที่มีไขมันสะสมมากในการรับรู้เชิงภาพ (image appearance) ภาพอัลตราซาวด์ B-mode สว่างขึ้น (Increased echogenicity) จนมองไม่เห็นอวัยวะข้างเคียง เช่น หลอดเลือด กระบังลมหรือเส้นขอบของไต ฉะนั้นผู้ตรวจจึงจำเป็นต้องอาศัยฟังก์ชันที่เรียกว่า Time Gain Compensation (TGC)

Time Gain Compensation (TGC) เป็นเทคนิคการชดเชยความแรงของสัญญาณตามเวลา หลักการคือ สัญญาณสะท้อนจากเนื้อเยื่อตื้นใช้เวลาในการเดินทางไปกลับของคลื่นเสียงน้อยก็จะใช้การขยายสัญญาณน้อย สัญญาณสะท้อนจากเนื้อเยื่อลึกใช้เวลาในการเดินทางไปกลับของคลื่นเสียงมากก็จะใช้การขยายสัญญาณมาก การขยายสัญญาณเป็นการขยายสัญญาณไฟฟ้าก่อนเข้าสู่

ขั้นตอน Analog-to-Digital conversion ไม่เกี่ยวข้องกับ การเพิ่มหรือลดคลื่นอัลตราซาวด์ มีจุดประสงค์เพื่อให้ ภาพที่ปรากฏมีความสว่างสม่ำเสมอและเห็น รายละเอียดโครงสร้างเท่ากันทั้งหมด ไม่ว่าจะอยู่ในส่วน ที่ต้นหรือส่วนที่อยู่ลึกลงไป ดังภาพที่ 1 ทำให้การ ประเมินภาวะไขมันพอกตับ (hepatic steatosis) ทำได้

โดยอาศัยการเปลี่ยนแปลงของลักษณะภาพ Gray-scale [5] ซึ่งสะท้อนถึงปริมาณไขมันที่สะสมอยู่ในเซลล์ตับ กล่าวคือ ภาพอัลตราซาวด์เนื้อตับส่วนที่มีความขาว มากกว่าเนื้อตับบริเวณข้างเคียงในระดับเดียวกันจะ ประเมินเป็นภาวะไขมันพอกตับ



ภาพที่ 1 เทคนิคชดเชยการลดทอนสัญญาณ Time Gain Compensation ในภาวะตับปกติ และตับมีไขมัน

ข้อจำกัดของการตรวจด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง

แบบธรรมดา [6]

1. การประเมินภาวะไขมันพอกตับเป็นการ ประเมินเชิงคุณภาพขึ้นอยู่กับประสบการณ์ของ ผู้ตรวจและการตั้งค่าเครื่อง เช่น การปรับ TGC ทำให้เกิดความแปรปรวนในการแปลผล ระหว่างบุคคล (Inter-observer Variability)
2. ความไวในการตรวจจับต่า มักไม่สามารถตรวจ พบไขมันพอกตับในระดับน้อยกว่า 20%
3. ความแม่นยำต่ำในการแยกระดับความรุนแรง ของไขมันสะสมในตับ

การประเมินภาวะไขมันพอกตับจึงพัฒนา มา เป็นการตรวจด้วย Fibroscan เป็นเทคนิค Non-invasive ที่มีประสิทธิภาพสูงในการตรวจคัดกรองภาวะพังผืด และไขมันพอกตับ โดยไม่จำเป็นต้องเจาะตับ ตัวอย่างที่ ใช้กันในทางปฏิบัติคือ CAP (controlled attenuation parameter) ซึ่งติดตั้งอยู่ในเครื่อง FibroScan อย่างไรก็ตาม การตรวจด้วย FibroScan ก็ยังมีข้อจำกัด คือ ไม่ใช่ เครื่องสร้างภาพ (Non-imaging device) จำเป็นต้องใช้หัตถ์ ตรวจเฉพาะทาง ผู้ตรวจจึงไม่เห็นตำแหน่งตับที่แน่นอน ในขณะที่ตรวจ ทำให้ไม่สามารถหลีกเลี่ยงจุดที่มีความ ผิดปกติอื่นๆ หรือก้อนเนื้อได้ และมักจำกัดการใช้งาน

อยู่ในกลุ่มแพทย์เฉพาะทางด้านตับและทางเดินอาหาร (Gastroenterologists and Hepatologists)

ปัจจุบันจึงมีเทคนิคที่อาศัยการวัดค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสัญญาณ (attenuation coefficient) เรียกว่า เทคนิคการลดทอนของคลื่นอัลตราซาวด์ หรือ Attenuation Technique Imaging (ATI) เป็นการลดทอนของคลื่นเสียงภายใต้การนำทางด้วยอัลตราซาวด์โหมด B (B-mode) ทำให้เห็นภาพตับแบบ Real-time และเลือกจุดที่ต้องการวัด (Region of Interest) ได้แม่นยำกว่า เป็นการแปลผลเชิงปริมาณ (Quantitative Assessment) ที่มีความไว ความจำเพาะและความแม่นยำสูงกว่าการประเมินคุณภาพ (Qualitative Assessment) อีกทั้งยังใช้ประเมินระดับความรุนแรงของโรคไขมันพอกตับได้ (Steatosis grade) สามารถพบได้จากเครื่องอัลตราซาวด์ รุ่น LOGIQ™ E10 ซึ่งใช้เทคนิค Attenuation Imaging Measurement ที่เรียกว่า Ultrasound-Guided Attenuation Parameter (UGAP) [7]

เทคนิค Ultrasound-Guided Attenuation Parameter (UGAP)

Ultrasound-Guided Attenuation Parameter (UGAP) เป็นเทคนิคอัลตราซาวด์เชิงปริมาณ (Quantitative Ultrasound) [4] โดยอาศัยการวัดค่า Amplitude ของสัญญาณสะท้อนกลับ (backscatter RF signal) ของตับเทียบกับการวัดค่า Amplitude ของสัญญาณสะท้อนกลับ (backscatter RF signal) ของ Reference Phantom ที่ความถี่ระดับเดียวกันและคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสัญญาณ (Attenuation Coefficient: AC) จากนั้นนำไปเปรียบเทียบกับเกณฑ์มาตรฐานของแบบจำลองเนื้อเยื่อมนุษย์

(Cutoff Values) ที่ผู้ผลิตกำหนดเพื่อวัดระดับความรุนแรงของปริมาณไขมันสะสม ดังแสดงในตารางที่ 1 เทคนิค UGAP ได้รับการออกแบบให้มีความไว (sensitivity) และความจำเพาะ (specificity) สูงโดยมีผลการศึกษายืนยันจากงานวิจัยของ Tada และคณะในปี 2019 [6] ซึ่งเปรียบเทียบค่า UGAP กับผลการตรวจ MRI proton density fat fraction (MRI-PDF) พบว่า UGAP แสดงประสิทธิภาพในการจำแนกระดับ hepatic steatosis โดยมีค่า AUROC อยู่ในระดับสูงเมื่อเปรียบเทียบกับ MRI-PDF และสามารถใช้เป็นเครื่องมือเชิงปริมาณในการติดตามการเปลี่ยนแปลงของปริมาณไขมันในตับได้อย่างต่อเนื่อง

หลักการพื้นฐานของ UGAP [8]

ในการตรวจอัลตราซาวด์ สัญญาณ echo ที่ได้รับจากเนื้อเยื่อจะได้รับผลกระทบจากปัจจัยหลายประการ เช่น กำลังส่งของเครื่อง (transmit power), ความไวของหัวตรวจ (transducer sensitivity), ระบบขยายสัญญาณ และการประมวลผลสัญญาณภายในเครื่อง ซึ่งล้วนเป็นแหล่งกำเนิดของ systematic error ที่อาจทำให้ค่าความแรงของสัญญาณแตกต่างกันระหว่างเครื่องหรือระหว่างการตรวจ เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว UGAP จึงใช้ Reference Phantom เป็นตัวอ้างอิง โดยทราบค่า attenuation coefficient ที่แน่นอน ทำให้สามารถชดเชยผลกระทบจากดังกล่าวได้ และทำให้การวัดมีความเที่ยงตรงและทำซ้ำได้ (reproducibility) มากขึ้น

การคำนวณ Attenuation Coefficient ของเทคนิค UGAP

เมื่อคลื่นอัลตราซาวด์เดินทางผ่านเนื้อเยื่อ ความแรงของสัญญาณจะลดลงตามระยะทางในลักษณะเอ็กซ์

โปเนนเชียล ซึ่งสามารถอธิบายได้ด้วยสมการการลดทอน ดังนี้

$$A(z) = A_0 e^{-2\alpha z}$$

โดยที่

A(z) คือ Amplitude ของสัญญาณสะท้อนกลับ (backscatter RF signal) ที่ความลึก z

A₀ คือ Amplitude ของสัญญาณเริ่มต้น

α คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน (attenuation coefficient) มีหน่วยเป็น dB/cm/MHz

z คือ ระยะทางการเดินทางของคลื่นในเนื้อเยื่อ

ค่าคงที่ 2 แสดงถึงระยะทางไป-กลับของคลื่นอัลตราซาวด์ (transmit + receive)

ดังนั้นเมื่อนำ Amplitude ของสัญญาณสะท้อนกลับจากเนื้อตับ (A_{tissue}) มาเปรียบเทียบกับ Amplitude ของสัญญาณสะท้อนกลับที่ได้จาก Reference phantom (A_{phantom}) ที่ระดับความลึกเดียวกัน (A_{phantom}(z)/

A_{tissue}(z)) จะสามารถคำนวณค่า attenuation coefficient ของเนื้อตับได้จากสมการ

$$\alpha_{tissue} = \alpha_{phantom} + \frac{1}{2z} \ln \left(\frac{A_{phantom}}{A_{tissue}} \right)$$

สมการนี้แสดงให้เห็นว่า ค่า attenuation coefficient ของเนื้อตับขึ้นอยู่กับ อัตราส่วน Amplitude ของสัญญาณสะท้อนกลับระหว่าง Phantom และเนื้อตับ ที่ระดับความลึกเดียวกัน ในภาวะที่มีการสะสมของไขมันในตับเพิ่มขึ้นส่งผลให้เกิดการกระเจิงและการดูดกลืนพลังงานของคลื่นอัลตราซาวด์มากขึ้น ทำให้ค่า A_{tissue} ลดลงอย่างชัดเจน ส่งผลให้ค่า attenuation coefficient (α_{tissue}) มีค่าสูงขึ้นตามระดับความรุนแรงของไขมันพอกตับ โดยค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนสามารถนำมาแบ่งระดับความรุนแรงของปริมาณไขมันสะสมในตับได้ ดังตารางที่ 1 โดยที่ S1, S2 และ S3 คือ Steatosis grade บ่งบอกปริมาณไขมันสะสมในตับ ระดับน้อย, ปานกลาง และ รุนแรง ตามลำดับ [4]

ตารางที่ 1 เกณฑ์มาตรฐาน (Cutoff Values) ของแบบจำลองเนื้อเยื่อมนุษย์ที่ผู้ผลิตกำหนด

Steatosis grading	S1 (mild)	S2 (moderate)	S3 (severe)
Attenuation coefficient cutoff value (dB/cm/MHz)	0.65	0.71	0.77

ปัจจัยที่ส่งผลต่อความน่าเชื่อถือของเทคนิค UGAP [9]

จำนวนชุดข้อมูล จะทำการวาง ROI (Region of interest) บนเนื้อเยื่อตับกลีบขวา เพื่อวัดค่าอย่างน้อย 10 ชุดข้อมูล ถึงจะมีความน่าเชื่อถือ (Reliable) จากนั้นนำมา

พิจารณาอัตราส่วนของค่าพิสัยระหว่างควอร์ไทล์ ต่อ ค่ามัธยฐาน (Interquartile Range to Median Ratio) ดังนี้

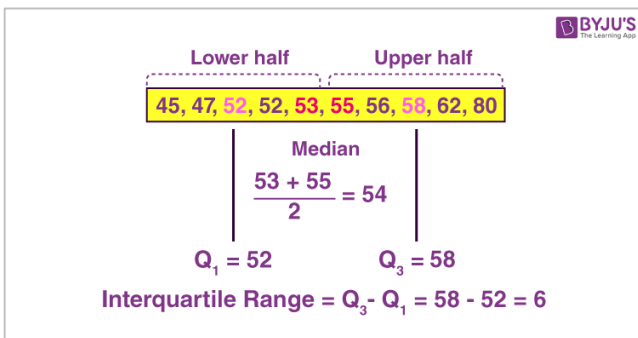
Interquartile Range (IQR) คือ ค่าพิสัยระหว่างควอร์ไทล์ ใช้แทนความแปรปรวนหรือการกระจายของค่าที่วัดได้ ได้จากการนำข้อมูลทั้งหมดมาเรียงจากน้อย

ไปมา เพื่อหาผลต่างระหว่างพิสัยของข้อมูลที่อยู่ระหว่างควอไทล์ที่ 3 (75th percentile) และควอไทล์ที่ 1 (25th percentile) โดยควอไทล์ที่ 1 (Q1) คือ มัธยฐานของครึ่งล่างของชุดข้อมูล และควอไทล์ที่ 3 (Q3) คือ มัธยฐานของครึ่งบนของชุดข้อมูล ซึ่งสะท้อนถึงการกระจายตัวของค่าที่วัดได้ (ภาพที่ 2)

Median (Med) คือ มัธยฐาน เป็นค่ากึ่งกลางของชุดข้อมูลที่เรียงแล้ว

IQR/Med Ratio คือ อัตราส่วนของความแปรปรวนต่อค่ากลางของข้อมูล เป็นตัวบ่งชี้ความสม่ำเสมอ (Homogeneity) และความแม่นยำ (Precision) ของการวัด จึงใช้เป็นเกณฑ์ในการประเมินความน่าเชื่อถือของค่าที่วัด ถ้าอัตราส่วนนี้มีค่าน้อย แสดงว่าค่า AC ที่วัดได้จากจุดต่างๆ ในตับมีความใกล้เคียงกันมาก (การกระจายน้อย) ซึ่งบ่งชี้ว่าค่าที่วัดได้นั้นมีความน่าเชื่อถือสูง

โดยกำหนดให้ใช้เกณฑ์ IQR/Med ไม่เกิน 0.30 หรือไม่เกิน 30% นั้นหมายความว่า ค่าที่วัดได้มีความเสถียร ใช้เพื่อควบคุมความแปรปรวนของการวัด AC และเพิ่มความน่าเชื่อถือ ตามคำแนะนำของ WFUMB (World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology) guidelines [5] [12] (ตารางที่ 2)



ภาพที่ 2 แสดงตัวอย่างการหาตำแหน่งควอไทล์ที่ 1 (Q1), มัธยฐาน (Med) และ ควอไทล์ที่ 3 (Q3) ของข้อมูลจำนวน 10 ค่า ที่เรียงจากน้อยไปมาก

ที่มา : <https://byjus.com/maths/interquartile-range/>

ตารางที่ 2 เกณฑ์ในการประเมินความน่าเชื่อถือของผลตรวจ จากอัตราส่วน IQR/Med

เกณฑ์ความน่าเชื่อถือ	คำอธิบาย
IQR/Median ≤ 0.30 ($\leq 30\%$)	ค่า IQR/Med แคบหรือต่ำ บ่งบอกว่าค่าที่วัดได้เกาะกลุ่มกัน ชุดข้อมูลมีความน่าเชื่อถือ ค่าที่วัดได้กระจายน้อย
IQR/Median > 0.30 ($> 30\%$)	ค่า IQR/Median กว้างหรือสูง บ่งบอกว่าค่าที่วัดได้กระจายมาก ชุดข้อมูลมีค่าไม่สม่ำเสมอ ทำให้ผลที่ได้ไม่น่าเชื่อถือ ควรพิจารณาตรวจซ้ำหรือใช้การตรวจอื่นเพื่อยืนยัน

Parameter	Value	Parameter	Value
1 Med	0.88 dB/cm/MHz	1 Med	309.44 dB/m
1 IQR	0.02 dB/cm/MHz	1 IQR	5.36 dB/m
1 IQR/Med	1.7%	1 IQR/Med	1.7%
1 A1	0.89 dB/cm/MHz	1 A1	311.58 dB/m
1 A2	0.88 dB/cm/MHz	1 A2	307.59 dB/m
1 A3	0.85 dB/cm/MHz	1 A3	296.81 dB/m
1 A4	0.88 dB/cm/MHz	1 A4	309.57 dB/m
1 A5	0.97 dB/cm/MHz	1 A5	339.19 dB/m
1 A6	0.93 dB/cm/MHz	1 A6	324.48 dB/m
1 A7	0.87 dB/cm/MHz	1 A7	305.77 dB/m
1 A8	0.87 dB/cm/MHz	1 A8	305.72 dB/m
1 A9	0.88 dB/cm/MHz	1 A9	309.32 dB/m
1 A10	0.89 dB/cm/MHz	1 A10	311.58 dB/m

ภาพที่ 3 แสดงตารางสรุปผลการวัดค่า Attenuation coefficient (หน่วย dB/cm/MHz) และ ค่า Attenuation rate (หน่วย dB/m) ของเนื้อตับ ทั้งหมด 10 ค่า

ที่มา: ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล

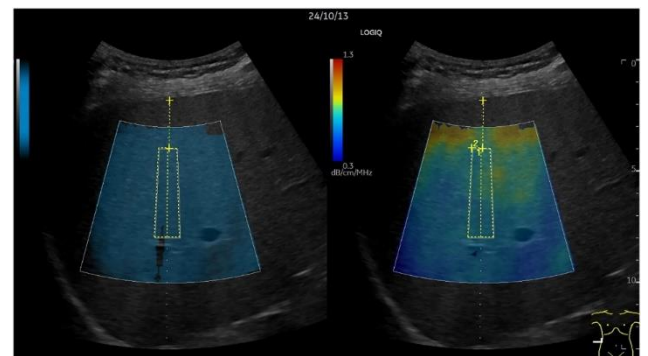
ตำแหน่งและขนาดของ Region of Interest แนะนำให้วาง ROI ที่ระดับความลึกประมาณ 2 เซนติเมตรจาก Liver capsule เพื่อหลีกเลี่ยงผลกระทบจาก reverberation artifact บริเวณต้น และกำหนดขนาด

ของ ROI ประมาณ 3 เซนติเมตร เพื่อลดความแปรปรวนของผลการวัดที่อาจเกิดจากตำแหน่งและความลึกที่แตกต่างกัน

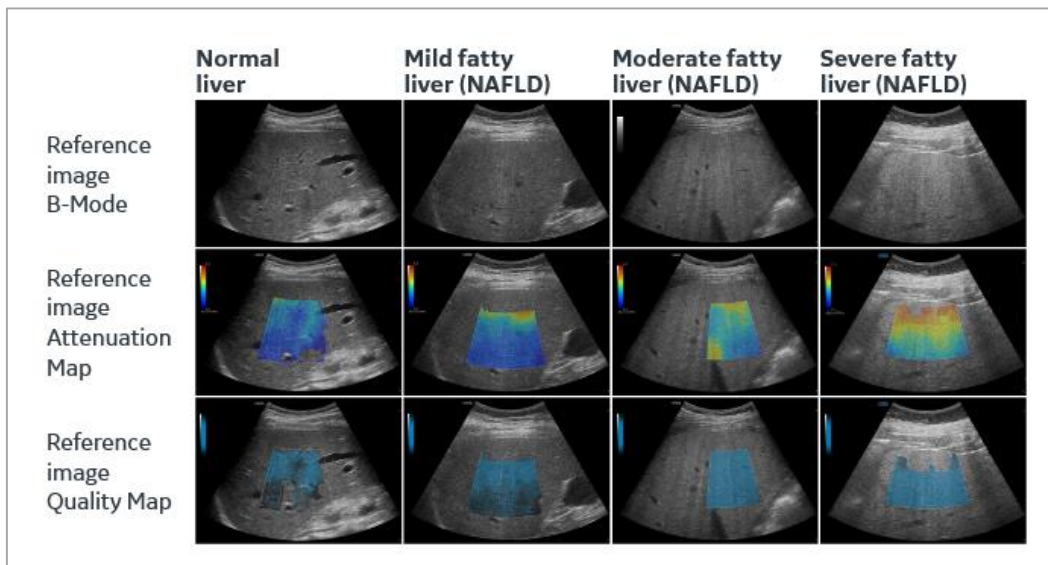
การวาง ROI ควรเลือกบริเวณเนื้อตับที่มีความสม่ำเสมอของสัญญาณ หลีกเลี่ยงโครงสร้างที่อาจรบกวนการวัด เช่น หลอดเลือด โครงสร้างพังศืด เงามซี่โครง (rib shadow) เงามจากปอดหรือก๊าซในลำไส้ บริเวณที่อยู่ตื้นหรือลึกเกินไป ผู้ป่วยที่มีผนังหน้าท้องหนาหรือผู้ป่วยที่มี Skin-to-capsule distance (SCD) หนา ซึ่งอาจส่งผลให้สัญญาณลดทอนลงไปมากจนการวัดค่าในส่วนลึกไม่สามารถวัดได้ บริเวณที่มีรอยโรคเฉพาะที่ (focal lesion) รวมถึงการกลั่นลมหายใจขณะตรวจเพราะส่งผลทำให้เกิด motion artifact ที่ส่งผลต่อความเสถียรของค่า AC

นอกจากนี้ เทคนิค UGAP ยังใช้การแสดงผลในรูปแบบ Color-coded maps ได้แก่ Attenuation map แสดงค่าการลดทอนสัญญาณในเนื้อตับในแต่ละตำแหน่งด้วยสีที่แตกต่างกัน ซึ่งสะท้อนถึงระดับการ

สะสมของไขมันในระดับแต่ละตำแหน่ง ควบคู่กับการใช้ Quality map เพื่อระบุบริเวณที่มีค่า Signal-to-noise ratio (SNR) เพียงพอสำหรับการวัด ช่วยลดความคลาดเคลื่อน เพิ่มความน่าเชื่อถือและความแม่นยำของผลการตรวจประเมินภาวะไขมันพอกตับ ดังนั้นจึงควรใช้ข้อมูลจาก Color-coded maps ทั้งสองรูปแบบร่วมกัน จึงช่วยให้ผู้ตรวจสามารถเลือกตำแหน่ง ROI ได้อย่างเหมาะสมมากยิ่งขึ้น [12] (ภาพที่ 4)



ภาพที่ 4 แสดงฟังก์ชัน Color-coded maps ที่มีตัวอย่างการวาง ROI (A) Quality map และ (B) Attenuation map ที่มา : Byenfeldt et al., 2025.



ภาพที่ 5 ตัวอย่างภาพแบบ B-mode และภาพแผนที่สี (Color-coded maps) สำหรับระดับไขมันในตับที่แตกต่างกัน ที่มา : GE Healthcare, 2021

ภาพที่ 5 แสดงตัวอย่างภาพแบบ B-mode และ ภาพแผนที่สี (Color-coded maps) สำหรับระดับไขมัน ในตับที่แตกต่างกัน ดังนี้ Normal liver มีค่าการลดทอนต่ำ แสดงสีฟ้า/น้ำเงิน และ Mild/Moderate/Severe fatty liver มีการเพิ่มขึ้นของค่าการลดทอน เริ่มแสดงสีเขียว/

เหลือง/แดง ตามลำดับ ซึ่งแสดงว่ายังมีไขมันมาก การลดทอนก็ยิ่งมาก

ความก้าวหน้าของเทคนิคการลดทอนสัญญาณ UGAP สามารถเปรียบเทียบได้ดังตาราง 3

ตารางที่ 3 เปรียบเทียบคุณสมบัติและภาพอัลตราซาวด์ช่องท้องส่วนบนระหว่างการตรวจด้วยรูปแบบ B-mode กับ เทคนิคการลดทอนสัญญาณ UGAP ในการตรวจหาภาวะไขมันพอกตับ

หัวข้อ	B-mode	UGAP
ประเภทการวัด	เชิงคุณภาพ (Qualitative)	เชิงปริมาณ (Quantitative)
หลักการ	ประเมินความสว่างของภาพตับเมื่อเทียบกับไต	วัดค่าการลดทอนของคลื่นเสียง (Attenuation coefficient)
หน่วยที่ใช้	ไม่มีหน่วย (ประเมินด้วยสายตา)	dB/cm/MHz
การแบ่งเกรด	แบ่งเป็น 4 ระดับ (Grade 0–3)	ค่าตัวเลขต่อเนื่อง สามารถนำไปเทียบกับเกณฑ์ (cut-off) เพื่อจัดระดับ Grade 0-3 ได้
ความแม่นยำ	ต่ำ – โดยเฉพาะในระยะเริ่มต้นของโรค	สูง – ตรวจพบแม้ไขมันสะสมเล็กน้อย
อิทธิพลจากผู้ตรวจ	สูง (ขึ้นกับประสบการณ์แพทย์)	ต่ำ (ระบบวัดและประมวลผลอัตโนมัติ)
การติดตามผล	ไม่แม่นยำ – ยากต่อการติดตามการเปลี่ยนแปลง	แม่นยำ – เหมาะสำหรับการติดตามผลการรักษา
การใช้งาน	ใช้ประเมินภาพรวมเบื้องต้นของตับ	ใช้ประเมินปริมาณไขมันในตับและเจาะจงพื้นที่ (ROI)
ค่าใช้จ่าย	ต่ำ	ปานกลางถึงสูง
การแสดงผล	แสดงภาพตับและโครงสร้างภายใน เช่น หลอดเลือด	แสดง attenuation map และ quality map ในแต่ละความลึก
การแปลผล	ดูความแตกต่างของความเข้มของสัญญาณสะท้อนกลับ (echogenicity) ในตับ	Attenuation coefficient cutoff value
ข้อจำกัด	อาศัยประสบการณ์ของผู้ตรวจ	ผู้ที่มีภาวะอ้วน/BMI สูง

สรุป

ภาวะไขมันพอกตับเป็นโรคที่มีพบได้มาก การตรวจด้วยคลื่นเสียงความถี่สูงแบบดั้งเดิม (conventional B-mode ultrasonography) ยังคงเป็นวิธีพื้นฐานที่ใช้ในการประเมินเบื้องต้น อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดด้านความเป็นเชิงคุณภาพและความแปรผันระหว่างผู้ตรวจส่งผลต่อความแม่นยำในการวินิจฉัยและการติดตามผล

Ultrasound- Guided Attenuation Parameter (UGAP) เป็นเทคนิคอัลตราซาวด์เชิงปริมาณ ให้ผลเป็นตัวเลขจากการวัดค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นเสียงในเนื้อตับ โดยอาศัยการเปรียบเทียบกับ reference phantom และการควบคุมคุณภาพของข้อมูลด้วยเกณฑ์ IQR/Median เพื่อเพิ่มความน่าเชื่อถือของผลการวัด จากหลักฐานที่มีอยู่ UGAP แสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพในการตรวจจับภาวะไขมันพอกตับ มีความสามารถในการประเมินระดับไขมันสะสมในตับได้อย่างแม่นยำและทำการตรวจซ้ำได้ ซึ่งดีกว่าการตรวจแบบ B-mode โดยเฉพาะในระยะเริ่มต้นของโรค (mild steatosis)

ดังนั้น UGAP จึงสามารถนำมาใช้เป็นเครื่องมือเสริมในการตรวจอัลตราซาวด์ทางคลินิก เพื่อเพิ่มความสม่ำเสมอในการประเมินภาวะไขมันพอกตับและมีบทบาทในการติดตามการเปลี่ยนแปลงของปริมาณไขมันในตับในระยะยาว (longitudinal follow-up)

เอกสารอ้างอิง

1. ชีรวุฒิ อินทร์เจริญสานต์, นิตยา ธรรมแชะ, ศศิลา วัลย์ ศรีวงษ์, ปิยนัทร สีวรรณ. การสร้างระบบคะแนนเพื่อคัดกรองภาวะไขมันพอกตับในผู้ที่มารับการตรวจสุขภาพ. วารสารโรงพยาบาลแพร์. 2564;29(2):102-115.
2. Hoskins PR, Martin K, Thrush A. Diagnostic ultrasound: Physics and equipment. 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press; 2010.
3. Journal of Medical Ultrasound. Ultrasonographic Features Associated with Diffuse Hepatosteatosi among Diabetic Obese and Normal Body Mass Index Patients [อินเทอร์เน็ต]. 2563 [เข้าถึงเมื่อ 6 กุมภาพันธ์ 2569]. เข้าถึงได้จาก : https://journals.lww.com/jmut/fulltext/2020/28040/ultrasonographic_features_associated_with_diffuse.7.aspx
4. GE Healthcare. Ultrasound- Guided Attenuation Parameter: LOGIQ™ E10 and LOGIQ E10s – White paper [อินเทอร์เน็ต]. Chicago (IL): GE Healthcare; 2021 [สืบค้นเมื่อ 20 มกราคม 2568]. เข้าถึงจาก: <https://www.gehealthcare.com.au/-/jssmedia/global/products/files/ultrasound/logiq-e10/logiq-e10-guided-attenuation-parameter-anz-jb76082xx-2.pdf?rev=-1>
5. Park J, Lee JM, Lee G, Jeon SK, Joo I. Quantitative evaluation of hepatic steatosis using advanced imaging techniques: focusing on new quantitative ultrasound techniques. Korean J Radiol. 2022;23(1):13-29. doi:10.3348/kjr.2021.0112
6. Tada T, Kumada T, Toyoda H, Kobayashi N, Sone Y, Oguri T, Kamiyama N. Utility of attenuation coefficient measurement using an ultrasound-guided attenuation parameter for evaluation of hepatic steatosis: comparison with MRI-determined proton density fat fraction. AJR Am J

- Roentgenol. 2019;212(2) : 332- 339. doi:10.2214/AJR.18.20123
7. Byenfeldt M, Grönlund C, Nasr P, Lindam A, Ekstedt M, Lundberg P, et al. A comparative study between ultrasound-guided-attenuation-parameter (UGAP), controlled attenuation parameter (CAP), and proton density fat fraction (PDFF) for assessment of hepatic steatosis. 2025 Nov 30:124–132. doi:10.1080/00365521.2025.2594790.
 8. Nam K, Zagzebski JA, Hall TJ. Simultaneous backscatter and attenuation estimation using a least squares method with constraints. *Ultrasound Med Biol.* 2011;37(12):2096–2104. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2011.08.008.
 9. อานนท์ ศักดิ์วีระวิชัย. สถิติเชิงบรรยาย การวิเคราะห์ข้อมูลเชิงบวกเบิกและกราฟิกทางสถิติด้วยการเขียนโปรแกรม R เบื้องต้น [อินเทอร์เน็ต]. 2560 [เข้าถึงเมื่อ 18 กันยายน 2568]. เข้าถึงจาก: <https://www.softnix.co.th/wp-content/uploads/2020/02/IQR-1.png>
 10. Hernaez R, Lazo M, Bonekamp S, Kamel I, Brancati FL, Guallar E, et al. Diagnostic accuracy and reliability of ultrasonography for the detection of fatty liver: a meta-analysis. *Hepatology.* 2011;54(3):1082–1090. doi:10.1002/hep.24452.
 11. Giovanna Ferraioli, Viksit Kumar, Arinc Ozturk, Kibo Nam, Chris L. de Korte, Richard G. Barr. US Attenuation for Liver Fat Quantification: An AIUM- RSNA QIBA Pulse- Echo Quantitative Ultrasound Initiative; 2022 [สืบค้นเมื่อ 20 สิงหาคม 2568]. เข้าถึงจาก: <https://doi.org/10.1148/radiol.210736>
 12. Ferraioli G, Barr RG, Berzigotti A, Sporea I, Wong VWS, Reiberger T, et al. WFUMB guidelines/ guidance on liver multiparametric ultrasound. Part 2: Guidance on liver fat quantification. *Ultrasound Med Biol.* 2024. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2024.03.014.
 13. Zhao Y, Jia M, Zhang C, Feng X, Chen J, Li Q, et al. Reproducibility of ultrasound-guided attenuation parameter (UGAP) to the noninvasive evaluation of hepatic steatosis. *Sci Rep.* 2022 Feb 21;12:2876. doi:10.1038/s41598-022-06879-0.