

บทที่ 2

ไหมละลายที่ใช้งานด้านศัลยกรรม

2.1 บทนำ [4]

ไหมเย็บมีลักษณะเป็นเส้นใยคล้ายเชือกที่มีความเหนียวเพียงพอในการทำหน้าที่เป็นตัวยึดบริเวณขอบทั้งสองข้างของแผลผ่าตัดให้คงอยู่ในตำแหน่งที่ต้องการ จนกว่าร่างกายจะสร้างคอลลาเจนเพียงพอต่อการยึดแผลไว้ให้ติดกัน โดยที่ไม่ต้องใช้ไหมเป็นตัวช่วยยึดแผลอีกต่อไปไหมเย็บที่ใช้งานด้านศัลยกรรม สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 พวก ตามแหล่งกำเนิด คือไหมที่ได้จากธรรมชาติ และไหมที่ได้จากการสังเคราะห์ ตัวอย่างไหมที่ได้จากธรรมชาติเช่นไหม ผ้าย และเอ็นแมว เป็นต้น ส่วนไหมที่ได้จากสังเคราะห์เป็นไหมที่มีลักษณะพิเศษตามความต้องการในการใช้งาน ซึ่งมีทั้งไหมละลายชนิดโมโนฟิลาเมนต์ที่ได้จากการปั่น หรือการเอกซ์ทรูดออกมาเป็นเส้นใย และไหมละลายชนิดมัลติฟิลาเมนต์ ที่ได้จากการเอาเส้นไหมโมโนฟิลาเมนต์ มาสานหรือพันกัน หรืออาจทำการเคลือบไหมด้วยสารต่างๆ เช่น ไซ ลิลโคน และฟลูออโรคาร์บอน หรือสารพอลิเมอร์ตัวอื่นๆ เพื่อสะดวกในการใช้งาน สมัยก่อนเริ่มมีการใช้งานและพัฒนาไหมเย็บมานานแล้ว แต่ส่วนใหญ่เป็นไหมที่ได้จากธรรมชาติ ส่วนไหมที่ได้จากสังเคราะห์เพิ่งเริ่มพัฒนาและใช้งานมาไม่นาน ในปัจจุบันกำลังพัฒนาให้ได้ไหมที่มีสมบัติที่เหมาะสมกับการใช้งานมากยิ่งขึ้น ดังตัวอย่างไหมที่ได้จากการสังเคราะห์แสดงในตาราง 2.1

2.2 ไหมเย็บที่ใช้งานด้านศัลยกรรม [2]

ไหมเย็บที่ใช้งานทางด้านศัลยกรรม สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด คือไหมละลาย (absorbable sutures) และไหมไม่ละลาย (non-absorbable sutures) ซึ่งไหมเย็บทั้งสองชนิดนี้มีทั้งประเภทที่ได้มาจากธรรมชาติ และไหมที่ได้มาจากการสังเคราะห์

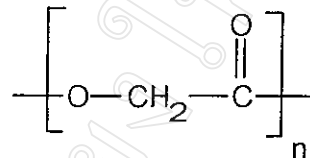
ไหมละลายสามารถเกิดการสลายตัวอย่างรวดเร็วเมื่ออยู่ในเนื้อเยื่อ (tissues) โดยทั่วไปการสูญเสียความทนต่อแรงดึง (tensile strength) ภายในเวลา 60 วัน ดังตัวอย่างไหมละลายแสดงไว้ในตาราง 2.1 ส่วนตัวอย่างไหมไม่ละลาย เช่น nylon และ polypropylene Cohen และผู้ร่วมงาน [5] ได้พบว่าการใช้ไหมละลายจะทำให้มีโอกาสของการเกิดนิ่วลดลง เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้ไหมไม่ละลายในการเย็บแผล ทำให้โอกาสการเกิดนิ่วค่อนข้างสูง เพราะสาเหตุของการเกิดนิ่ว มักเกิดขึ้นเมื่อสัมผัสกันโดยตรงระหว่างไหมกับระบบปัสสาวะ (urinary stream)

ตาราง 2.1 ไหมละลายที่ใช้ทางการแพทย์ [6]

ชื่อไหมละลาย	ชื่อเชิงพาณิชย์	วัตถุดิบ
<u>ไหมที่ได้จากธรรมชาติ</u>		
Plain gut	-	ชั้นเนื้อเยื่อใต้เยื่อเมือกของลำไส้แกะ (submucosa sheep intestine)
Chromic gut	-	เยื่อเลื่อมของลำไส้วัวผสมด้วยบัฟเฟอร์เกลือโครเมียม (serosa of beef intestine + buffered chromicizing)
Collagen (plain)	-	กล้ามเนื้อของข้อต่อของวัว (beef flexor tendon)
Collagen (chromic)	-	กล้ามเนื้อข้อต่อของวัวผสมด้วยบัฟเฟอร์เกลือโครเมียม (beef flexor tendon + buffered chromicizing)
<u>ไหมที่ได้จากการสังเคราะห์</u>		
Poly(glycolic acid)	DEXON S	glycolide อย่างเดียว
Poly(glycolic acid)	DEXON Plus	glycolide ที่เคลือบด้วย polyoxamer 188
Poly(glycolic acid)	DEXON	glycolide ที่เคลือบด้วย polycaprolactone
Polyglactin 910	VICRYL	โคพอลิเมอร์ของ L-lactide และ glycolide เคลือบด้วย calciumstearate และ polyglactin
Polydioxanone	PDS	พอลิเมอร์ของ p-dioxanone
Polydioxanone	PDS-2	อนุพันธ์ของ PDS
Polyglyconate	MAXON	โคพอลิเมอร์ของ glycolide และ trimethylene carbonate
Poliglecapone	MONOCRYL	โคพอลิเมอร์ของ glycolide และ ϵ -caprolactone

2.3 การพัฒนาไหมละลาย [6]

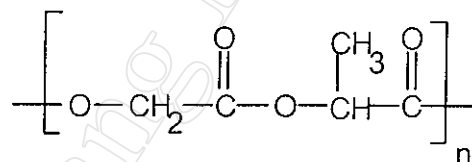
ในสมัยแรกๆ ได้เริ่มทำการสังเคราะห์ไหมละลายที่ทำมาจาก glycolide อย่างเดียว โดยบริษัท Davis & Geck ในประเทศอเมริกา มีชื่อว่า poly(glycolic acid) และมีชื่อเชิงพาณิชย์ว่า "DEXON" โดยมีสูตรโครงสร้างเป็น



DEXON (Davis & Geck, American Cyanamid Co.)

DEXON เป็นไหมละลายชนิดมัลติฟิลาเมนต์ ได้ผลิตขายทางการค้าใน ปี ค.ศ. 1970 ช่วงแรกใช้ชื่อ "DEXON S" แต่เนื่องจาก DEXON S มีผิวหยาบขรุขระทำให้ยากต่อการเลือกตำแหน่งการผูกปม และมีความผิดในการเย็บ จึงแก้ปัญหาต่างๆ เหล่านี้ โดยการเคลือบผิวด้วย polyoxamer 188 ใช้ชื่อว่า "DEXON Plus" ทำให้ง่ายต่อการใช้งานทางด้านศัลยกรรม

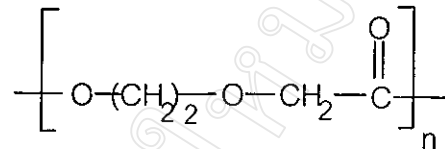
ส่วนการสังเคราะห์ไหมละลายชนิดอื่นๆ ทำการผลิตขายทางการค้าโดยบริษัท Ethicon, Johnson & Johnson ในประเทศอเมริกา เมื่อปี ค.ศ. 1974 ได้จากการทำโคพอลิเมอร์ของ L-lactide กับ glycolide มีชื่อเชิงพาณิชย์ว่า "VICRYL" มีสูตรโครงสร้างดังนี้



VICRYL (Ethicon, Johnson & Johnson)

VICRYL เป็นไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ที่มีสมบัติคล้ายกับ DEXON แต่ VICRYL จะมีความทนแรงดึงที่ลดลง 50 เปอร์เซ็นต์ เกิดขึ้นภายในเวลา 30 วัน เมื่อเปรียบเทียบกับ DEXON จะลดลงภายในเวลา 25 วัน [7] นอกจากนี้ VICRYL ยังมีปัญหาผิวหยาบขรุขระ สามารถแก้ไขได้โดยเคลือบผิว VICRYL ด้วยเทฟลอน อย่างไรก็ตามทั้ง VICRYL และ DEXON เป็นไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ที่ได้จากการถักทอจากเส้นไหมชนิดโมโนฟิลาเมนต์ จึงทำให้เกิดมีช่องว่างระหว่างเส้นใยที่อาจก่อให้เกิดปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อและเกิดการอักเสบของแผล แต่น้อยกว่าไหมละลายที่ทำมาจากเอ็นแมวหรือไหมที่ไม่ละลาย จากรายงานของ Wetter และ ผู้ร่วมงาน [8] พบว่า VICRYL ทำให้แผลมีโอกาสติดเชื้อเกิดการอักเสบได้น้อยกว่าการใช้ไหมไม่ละลาย เช่นไหมที่ทำมาจากพวกโครเมียม เอ็นแมว หรือ nylon เป็นต้น

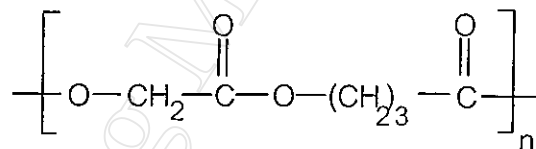
ในปี ค.ศ.1983 บริษัท Ethicon, Johnson & Johnson ได้พัฒนาพอลิเมอร์ตัวใหม่ที่ทำจาก p-dioxanone มีชื่อว่า poly(p-dioxanone) มีชื่อเชิงพาณิชย์ว่า "PDS" มีสูตรโครงสร้างเป็น



PDS (Ethicon, Johnson & Johnson)

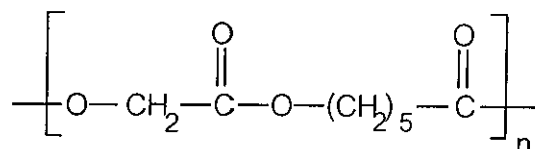
PDS แตกต่างจาก VICRYL และ DEXON ที่ PDS เป็นไหมละลายชนิดโมโนฟิลาเมนต์ ซึ่งมีผลกระทบจากเบคทีเรียน้อยกว่า แต่มีปัญหาที่สำคัญในการใช้งานของ PDS คือความแข็งแรงต่ำ ไม่มีความยืดหยุ่นเพียงพอ จึงทำให้ไม่สะดวกในการใช้งานและการผูกปม

หลังจากนั้นในปี ค.ศ.1986 ได้มีการสังเคราะห์ไหมชนิดโมโนฟิลาเมนต์ ที่ได้จากการทำโคพอลิเมอร์ระหว่าง glycolide และ trimethylene carbonate มีชื่อเป็นที่รู้จักกันดีว่า poly(glyconate) แต่มีชื่อเชิงพาณิชย์ว่า "MAXON" โดยมีสูตรโครงสร้างของ poly(glycolic acid-co-trimethylene carbonate) คือ



MAXON (Davis & Geck, American Cyanamid Co.)

ในระยะหลังมีการสังเคราะห์ไหมละลายชนิดโมโนฟิลาเมนต์ ได้จากการทำโคพอลิเมอร์ของ glycolide กับ ε-caprolactone ซึ่งรู้จักกันในชื่อ poliglecapone แต่มีชื่อเชิงพาณิชย์ว่า "MONOCRYL" มีสูตรโครงสร้างเป็น



MONOCRYL

MONOCRYL มีสมบัติที่มีความอ่อนนุ่ม ไม่แข็งกระด้าง จึงทำให้การใช้ไหมละลายชนิดนี้ มีความสะดวกในการใช้งานมากขึ้น เมื่อเทียบกับใช้ไหมชนิดที่เป็น PDS และ MAXON

2.4 พอลิเมอร์ที่สามารถสลายตัวทางชีวภาพสำหรับไหมละลาย [1,3]

ความสามารถสลายตัวได้เองทางชีวภาพของพอลิเมอร์ที่นำมาใช้งานทางด้านการแพทย์ ส่วนใหญ่เป็นพอลิเมอร์ พวกวพอลิเอสเทอร์ ประเภทอลิฟาติก (aliphatic polyesters) เนื่องจากพันธะเอสเทอร์ช่วยเสริมการสลายตัว โดยผ่านกระบวนการไฮโดรลิซิส ด้วยของเหลวในร่างกาย ดังตัวอย่างในตาราง 2.2 [1] ซึ่งเป็นตัวอย่างของพอลิเมอร์ที่นำมาทำไหมละลายทั้งที่เป็นไหมชนิดโมโนฟิลาเมนต์และไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ แต่ทั้งสองจัดอยู่ในจำพวกไหมละลาย

2.5 กลไกการสลายตัวทางชีวภาพ [2, 3]

พอลิเมอร์สำหรับใช้ทำไหมละลาย ต้องมีสมบัติที่จะสามารถสลายตัวได้เองทางชีวภาพ ภายในร่างกายมนุษย์ ซึ่งขบวนการสลายตัวได้เองทางชีวภาพมีกลไกต่างๆ ดังเช่น โซลูบิไลเซชัน (solubilization) ไอออไนเซชัน (ionization) การใช้เอนไซม์ช่วยเร่งการสลายตัวทางชีวภาพ (enzyme-catalyzed biodegradation) และการไฮโดรลิซิสแบบธรรมดา (simple hydrolysis)

2.5.1 โซลูบิไลเซชัน

โซลูบิไลเซชันของพอลิเมอร์ เป็นกระบวนการที่เกิดการสลายตัวได้ โดยการละลายในน้ำ ซึ่งการละลายในน้ำของพอลิเมอร์ เป็นข้อจำกัดในการนำไปประยุกต์ใช้งานของพอลิเมอร์ เพราะพอลิเมอร์บางชนิดไม่สามารถละลายในน้ำได้ ซึ่งในโซลูบิไลเซชันของพอลิเมอร์เริ่มต้นจากการเปียกและการดูดซึมที่บริเวณผิวของพอลิเมอร์โดยอัตราเร็วของกระบวนการนี้ขึ้นอยู่กับโครงสร้างเคมีของพอลิเมอร์ที่มีสมบัติชอบน้ำ หลังจากเกิดการเปียกและการดูดซึม แล้วสิ่งที่เกิดต่อไป คือ การไฮโดรลิซิสของพอลิเมอร์ที่มีพันธะเอสเทอร์เกิดการแพร่ซึมของน้ำเข้าไปทำให้น้ำหนักโมเลกุลลดลงเรื่อยๆ ไหมจะยุ่ย และแตกสลายไปในที่สุด

2.5.2 ไอออไนเซชัน

กระบวนการไอออไนเซชันมีประโยชน์อย่างมากต่อพอลิเมอร์จำพวกที่มีสมบัติไม่ชอบน้ำ หรือไม่เกิดการดูดซึมและไม่เปียกน้ำ จึงไม่เกิดการสลายตัวได้เองทางชีวภาพ โดยโซลูบิไลเซชัน แต่เมื่อมีการทำให้พอลิเมอร์ผ่านการเกิดไอออไนเซชันแล้ว ทำให้พอลิเมอร์นั้นสามารถเกิดการโซลูบิไลเซชัน ได้ต่อไป

ตาราง 2.2 ตัวอย่างพอลิเมอร์ที่สามารถสลายตัวทางชีวภาพที่ใช้งานทางการแพทย์ [1]

ชื่อพอลิเมอร์	ชื่อเชิงพาณิชย์	การใช้งาน	โครงสร้างทางเคมี
Poly(glycolic acid)	DEXON	SS*	$\left[\text{O}-\text{CH}_2-\text{C}(=\text{O}) \right]_n$
Poly(DL-lactic acid)	-	DRM**	$\left[\text{O}-\underset{\text{CH}_3}{\text{CH}}-\text{C}(=\text{O}) \right]_n$
Poly(glycolic-co-lactic acid)	VICRYL	SS	$\left[\text{O}-\text{CH}_2-\text{C}(=\text{O})-\text{O}-\underset{\text{CH}_3}{\text{CH}}-\text{C}(=\text{O}) \right]_n$
Poly(δ -valerolactone)	-	DRM	$\left[\text{O}-(\text{CH}_2)_4-\text{C}(=\text{O}) \right]_n$
Poly(ϵ -caprolactone)	-	DRM	$\left[\text{O}-(\text{CH}_2)_5-\text{C}(=\text{O}) \right]_n$
Poly(ω -decalactone)	-	-	$\left[\text{O}-\underset{\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_3}{\text{CH}}-(\text{CH}_2)_4-\text{CO} \right]_n$
Poly(hydroxy butyrate)	BIOPOL	DRM	$\left[\text{O}-\underset{\text{CH}_3}{\text{CH}}-\text{CH}_2-\text{CO} \right]_n$
Poly(p-dioxanone)	PDS	SS	$\left[\text{O}-(\text{CH}_2)_3-\text{C}(=\text{O}) \right]_n$
Poly(glycolic acid-co-trimethylene carbonate)	MAXON	SS	$\left[\text{O}-\text{CH}_2-\text{C}(=\text{O})-\text{O}-(\text{CH}_2)_3-\text{C}(=\text{O}) \right]_n$

หมายเหตุ SS* แทน ไหมละลาย [surgical suture (absorbable)]

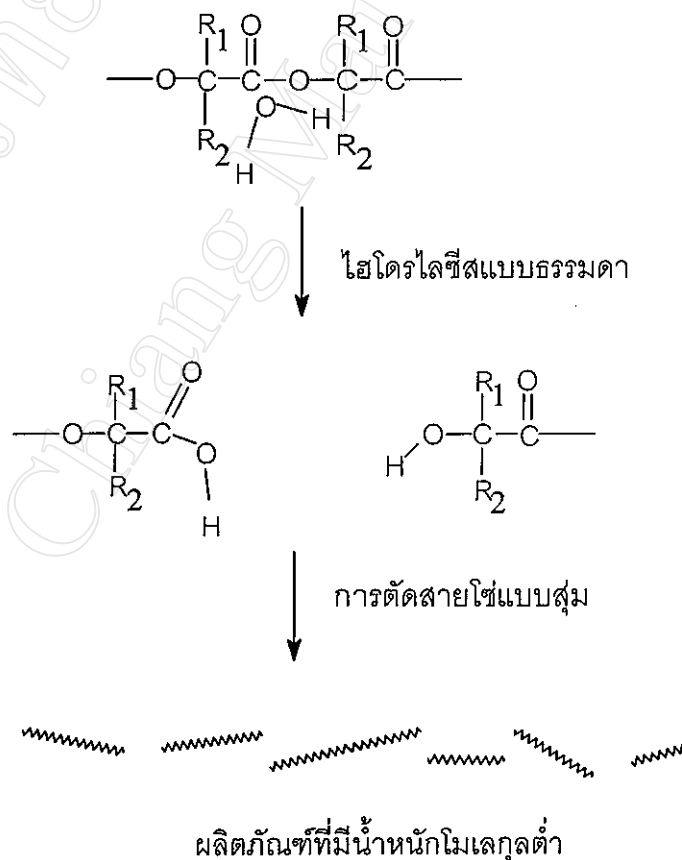
DRM** แทน แมทริกซ์จ่ายยา [drug release matrix]

2.5.3 การใช้เอนไซม์เร่งการสลายตัวทางชีวภาพ

การใช้เอนไซม์เป็นตัวเร่งให้เกิดการสลายตัวทางชีวภาพ มีผลอย่างมากต่อไหมที่ได้จากธรรมชาติมากกว่าไหมที่ได้จากการสังเคราะห์ Williams และ ผู้ร่วมงาน [9] พบว่าอัตราการเสื่อมสลายทางชีวภาพนี้สามารถเร่งได้โดยใช้เอนไซม์ที่มี pH เหมาะสม ทำให้เกิดปฏิกิริยาสูงสุด ซึ่งตัวอย่างเอนไซม์ที่ใช้ ดังเช่น esterase และ carboxypeptidase สามารถเร่งให้มีอัตราการไฮโดรลิซิสใน poly(glycolic acid) เพิ่มขึ้นได้

2.5.4 การไฮโดรลิซิสแบบธรรมดา [10]

การไฮโดรลิซิสแบบธรรมดาเป็นดีพอลิเมอร์ไรเซชันที่มีการผันกลับของปฏิกิริยาพอลิคอนเดนเซชัน การที่จะเกิดไฮโดรลิซิสได้ ต้องประกอบด้วยพอลิเมอร์พวกที่ชอบน้ำ หรือเป็นพันธะที่สามารถเกิดการไฮโดรลิซิสได้ โดยที่การไฮโดรลิซิสควรทำให้อยู่ในสภาวะที่คล้ายกับสภาวะภายในร่างกายของมนุษย์ คือ มี $\text{pH} \approx 7.40$ และอุณหภูมิที่ 37°C ซึ่งพอลิเมอร์สามารถสลายตัวชีวภาพได้ดี โดยการไฮโดรลิซิสแบบธรรมดา ดังรูป 2.1



รูป 2.1 การไฮโดรลิซิสแบบธรรมดาของพอลิเมอร์ประเภทพอลิเอสเทอร์ [2]

จากรูป 2.1 เป็นการไฮโดรลิซิสแบบธรรมดาของพอลิเมอร์พวกพอลิเอสเทอร์ เมื่อไหมละลายอยู่ในสิ่งแวดล้อมที่เป็นของเหลวภายในร่างกาย โดยเฉพาะที่เป็นน้ำ เกิดการไฮโดรลิซิสมีขั้นตอนการสลายตัวได้เองทางชีวภาพของพอลิเมอร์ [11] สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ขั้นตอนคือ

ขั้นตอนที่ 1 ไฮเดรชัน

การไฮเดรทของพอลิเมอร์ จะมีอัตราการเกิดเร็วหรือช้า ขึ้นอยู่กับธรรมชาติของพอลิเมอร์ เช่น พอลิเมอร์ที่เกิดในธรรมชาติ ตัวอย่างเช่น คอลลาเจน (collagen) ที่เกิดการดูดซึมน้ำอย่างรวดเร็วในปริมาณที่ค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับคอลลาเจนที่ได้ทำการควบคุม ส่วนพอลิเมอร์ที่ได้จากการสังเคราะห์ เช่น polyglycolic acid ดูดซึมน้ำปริมาณน้อย และแทบไม่แสดงการเปลี่ยนแปลงของสมบัติทางกายภาพเลยในขั้นตอนของไฮเดรชัน จะเกิดขึ้นและสิ้นสุดภายในเวลาอันสั้น อาจเป็นนาที่หรือเป็นชั่วโมงหลังจากการฝังตัวเข้าไปในร่างกาย ยกเว้นในกรณีที่มีปริมาณของวัสดุที่ถูกฝังมีปริมาณสูงเกินไป เกิดการแพร่ผ่าน (diffusion) ของน้ำเข้าไปข้างในต้องใช้เวลาานกว่า ในขั้นตอนนี้ หากมีการแตกของพันธะโควาเลนต์ที่เกิดขึ้นในจำนวนน้อย และการที่สมบัติของวัสดุเปลี่ยนไป อาจมีสาเหตุเกิดมาจากการที่แรงทุติยภูมิ เช่น แรง van der Waals แรงดึงดูดระหว่างขั้ว และพันธะไฮโดรเจน ที่เป็นตัวยึดสายโซ่พอลิเมอร์เข้าด้วยกันนั้นถูกทำลายไป

ขั้นตอนที่ 2 การสูญเสีย strength

ในขั้นตอนที่ 2 ของการสลายตัวได้เองทางชีวภาพนี้ วัสดุเกิดสูญเสีย strength ไป โดยไม่กลับคืน ปกติจะเกิดเนื่องมาจากการแตกของพันธะโควาเลนต์บนสายโซ่ของพอลิเมอร์ ในกรณีของพอลิเมอร์ที่สามารถสลายตัวได้ทางชีวภาพ อัตราการสูญเสีย strength ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ และ pH อัตราของการแตกของพันธะต่างๆ โดยการไฮโดรลิซิสแบบธรรมดาบนสายโซ่หลัก และดีกรีการเกิดผลึกของพอลิเมอร์ที่สามารถคาดคะเนได้ว่าพอลิเมอร์ที่มีดีกรีการเกิดผลึกสูงจะคงค่า strength ไว้ได้นานกว่าพอลิเมอร์ที่มีดีกรีการเกิดผลึกต่ำ หรือพอลิเมอร์พวกที่ไม่เกิดผลึก ขั้นตอนนี้น้ำหนักของพอลิเมอร์ยังคงอยู่เกือบทั้งหมดโดยที่ไม่มีการสูญเสียน้ำหนักของพอลิเมอร์ แม้จะเกิดการแตกของพันธะโควาเลนต์ที่ทำให้เกิดการสูญเสีย strength ไปแล้วก็ตาม

ขั้นตอนที่ 3 การสูญเสียรูปร่างรวม

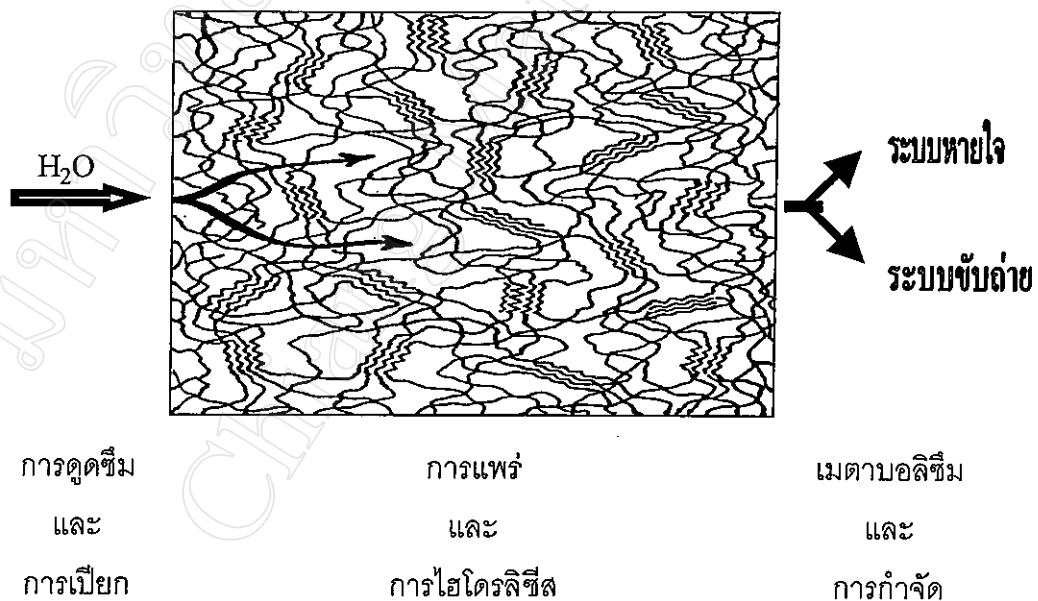
ขั้นตอนที่ 3 นี้เกี่ยวข้องกับการเริ่มต้นของการดูดซึมและการละลาย ซึ่งเป็นกระบวนการที่เกิดการสูญเสียน้ำหนัก โดยที่กระบวนการนี้เกิดขึ้นต่อเนื่องจากขั้นตอนที่สอง ที่เป็นการแตกของพันธะโควาเลนต์พอลิเมอร์ถูกสลายตัวจนมีโมเลกุลขนาดเล็กเกินไปกว่าที่จะยึดติดกันอยู่ได้

จึงเป็นผลทำให้เกิดการสูญเสียรูปร่าง หรือมีลักษณะคล้ายเจลลาตินที่อาจเกิดการแยกย่อยไปอีก และมีบางส่วนที่เกิดการละลายและสลายตัวไปในขั้นตอนนี้หรือหลังจากขั้นตอนนี้ ซึ่งเป็นการสูญเสียน้ำหนักของพอลิเมอร์จริงๆ

ขั้นตอนที่ 4 การสูญเสียน้ำหนัก

ขั้นตอนนี้ เป็นขั้นตอนที่พอลิเมอร์ถูกกำจัดออกไปจากเนื้อเยื่อ โดยพอลิเมอร์ถูกสลายตัวเป็นโมเลกุลที่มีขนาดเล็ก หรือมีน้ำหนักโมเลกุลต่ำๆ ซึ่งโมเลกุลพวกนี้จะละลายเข้าไปอยู่ในของเหลวที่อยู่นอกเซลล์ หรืออีกทางหนึ่งขึ้นส่วนเล็กๆ เหล่านี้ จะถูกขจัดไปจากบริเวณที่ถูกฝังนั้นโดยขบวนการฟาโกไซโตซิส [12] และถูกนำต่อไปยังระบบน้ำเหลือง (lymphatic system) เพื่อสิ้นสุดกระบวนการสูญเสียน้ำหนัก

ส่วนใหญ่พอลิเมอร์ที่นำมาใช้สำหรับทำเป็นไหมละลาย มีลักษณะโครงสร้างเป็นกิ่งผลึก จึงมีกระบวนการดูดซึมของไหมละลายโดยการไฮโดรลิซิสแบบธรรมดา สามารถแสดงดังรูป 2.2



รูป 2.2 แสดงกระบวนการดูดซึมของไหมละลายโดยการไฮโดรลิซิสแบบธรรมดา

จากรูป 2.2 เป็นกระบวนการดูดซึมของไหมละลายแบบง่ายๆ แต่พอเป็นแนวคิดเกี่ยวกับสมดุลที่ซับซ้อนระหว่างกระบวนการต่างๆ ทั้งทางกายภาพ ทางเคมี และทางชีวภาพ ซึ่งในกระบวนการต่างๆ เหล่านี้ มีความสัมพันธ์ซึ่งกันและกัน และมีความสัมพันธ์กับโครงสร้างจุลภาค (microstructure) ของพอลิเมอร์ ถ้าหากพอลิเมอร์มีการเปลี่ยนแปลงสมบัติบางอย่าง แม้เพียง

เล็กน้อย เช่น น้ำหนักโมเลกุล หรือเปอร์เซ็นต์การเกิดผลึกของพอลิเมอร์ จะมีอิทธิพลต่ออัตราการดูดซึมอย่างเห็นได้ชัดเจน สิ่งเหล่านี้ส่งผลให้มีความจำเป็นอย่างมากที่ต้องมีการควบคุมตัวแปรในกระบวนการสังเคราะห์ของพอลิเมอร์ และการทำเส้นใยของไหมโดยการปั่น (fibre spinning) กระบวนการดูดซึมของไหมละลาย โดยการไฮโดรลิซิสแบบธรรมดา เริ่มจากการเกิดไฮโดรลิซิสในส่วนที่เป็นอสังฐานก่อน ทั้งนี้อาจจะเป็นเพราะสายโซ่พอลิเมอร์ส่วนที่เป็นอสังฐานอยู่รวมกันแบบหลวมๆ กว่าในส่วนบริเวณที่เป็นผลึก ในขณะที่เกิดการไฮโดรลิซิสได้ว่า น้ำหนักโมเลกุลของพอลิเมอร์ค่อยๆ ลดลง จนกระทั่งได้ผลผลิตที่มีขนาดเล็กมากพอที่สามารถแพร่ออกมาจากตัวแมทริกซ์ได้ จากนั้นจึงเริ่มต้นของการสูญเสียน้ำหนักและแมทริกซ์มีความพรุนเพิ่มขึ้น เกิดการแพร่เข้าของน้ำ และเกิดการแพร่ออกมาของผลผลิตที่มีขนาดเล็กได้ดีขึ้นเรื่อยๆ จนในที่สุดเมื่อมีการผุกร่อนมาก ไหมจะยุ่ยและแตกออกเป็นชิ้นส่วนเล็กๆ ซึ่งชิ้นส่วนที่มีขนาดเล็กๆ เหล่านี้จะถูกกำจัดออกโดยกระบวนการเมตาบอลิซึมและระบบขับถ่ายของร่างกาย โดยผ่านระบบหายใจและระบบขับถ่ายทางปัสสาวะต่อไป

2.6 การเปรียบเทียบไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์กับไหมชนิดโมโนฟิลาเมนต์ [13-16]

ในการผลิตไหมเย็บแผลชนิดโมโนฟิลาเมนต์ ทำโดยการเอกซ์ทรูด หรือปั่นออกมาเป็นเส้นใย ดังแสดงในรูป 2.3 (ก) แต่ยังมีความแข็งแรงไม่เพียงพอ จึงทำการปรับปรุง โดยที่ถ้าทำไหมชนิดโมโนฟิลาเมนต์ที่มีขนาดใหญ่เพื่อเพิ่มความแข็งแรงได้ แต่ไหมที่ได้มีความแข็งกระด้างและไม่ค่อยยืดหยุ่น ดังนั้นจึงลดขนาดของเส้นใยให้มีขนาดเล็กลง แล้วนำมาสาน (braided) หรือบิดพันกัน (twisted) ได้เป็นไหมชนิดไหมเรียกว่าไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ ดังในรูป 2.3 (ข) แต่ไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ที่ได้มาจากการนำเส้นใยโมโนฟิลาเมนต์มาสานหรือพันเข้าด้วยกันนั้น อาจก่อให้เกิดช่องว่างระหว่างเส้นใยที่สานหรือบิดพันกันอย่างหลวมๆ มีผลทำให้เลือด หรือเซรัมแทรกเข้าไปอยู่ในช่องว่างเหล่านั้นได้ อาจเป็นที่อยู่ของแบคทีเรีย ทำให้แผลเกิดการติดเชื้อ หรืออักเสบของเนื้อเยื่อเมื่อใช้ไหมเย็บกับแผล การอักเสบของแผลที่เกิดจากไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ จะสูงกว่าเมื่อใช้ไหมชนิดโมโนฟิลาเมนต์ และจากการที่ไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์มีผิวขรุขระเนื่องมาจากการนำเส้นไหมโมโนฟิลาเมนต์มาสานเข้าด้วยกันก่อให้เกิดสัมประสิทธิ์ความฝืดสูง ทำให้มีความยากลำบากในการดึงเส้นไหมผ่านเนื้อเยื่อที่มีความบอบบางมาก อาจทำให้เกิดการเสียดสีกับเนื้อเยื่อส่งผลเกิดการอักเสบของแผลที่เย็บได้ จากปัญหาที่กล่าวมานั้นเป็นสาเหตุทำให้เกิดการเสียเปรียบในการใช้งานของไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ และเนื่องจากไหมทั้งสองชนิดนี้มีข้อดี-ข้อเสียแตกต่างกัน จึงสรุปเพื่อเปรียบเทียบสมบัติของไหมละลายทั้ง 2 ชนิด ได้ดังตาราง 2.3

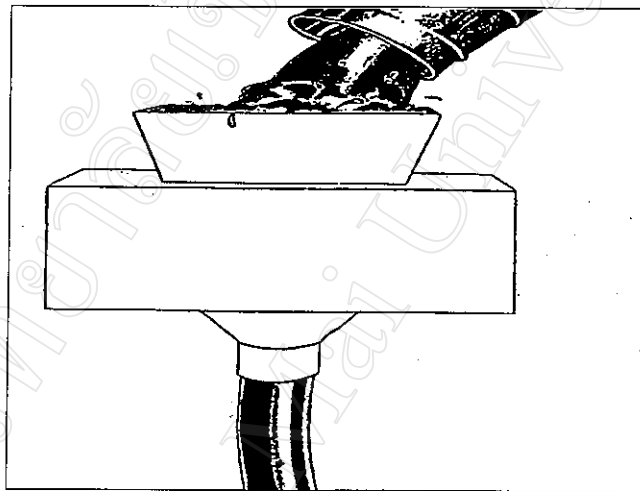
ตาราง 2.3 การเปรียบเทียบสมบัติของไหมละลายชนิดมัลติฟิลาเมนต์กับโมโนฟิลาเมนต์
ที่ใช้งานทางศัลยกรรม [15]

ไหมละลายชนิดมัลติฟิลาเมนต์	ไหมละลายชนิดโมโนฟิลาเมนต์
1. มีปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อสูงจึงอาจเป็นอันตรายและก่อให้เกิดการติดเชื้อ 2. มีความนุ่มและยืดหยุ่นหักงอได้ 3. มีสัมประสิทธิ์ความเสียดทานสูง 4. มีความคงสภาพปมอยู่ได้ดี 5. มีความสะดวกในการใช้งาน 6. เกิดการละลายโดยปกติประมาณ 8 – 12 อาทิตย์ 7. ช่วงอุณหภูมิกระบวนการผลิตแคบ ระยะเวลาสั้น จึงไม่สะดวกในการผลิตและอาจเสี่ยงต่อการสลายตัว โดยความร้อน ถ้าทำที่อุณหภูมิสูง	1. มีปฏิกิริยาต่อเนื้อเยื่อต่ำ ลดการติดเชื้อที่ทำให้เกิดอันตรายได้น้อยลง 2. มีความแข็งแรงกระด้าง บิดหรือหักงอได้ยาก 3. มีสัมประสิทธิ์ความเสียดทานต่ำ 4. มีความคงสภาพปมอยู่ได้ไม่ดี 5. ไม่สะดวกในการใช้งาน 6. เกิดการละลายอย่างช้าๆ ใช้เวลานาน 6 เดือนขึ้นไป 7. ช่วงอุณหภูมิในกระบวนการผลิตกว้าง ทำให้สะดวกในกระบวนการผลิตไม่ต้องควบคุมและเสี่ยงต่อการเสื่อมสลายตัว โดยความร้อนมากนัก

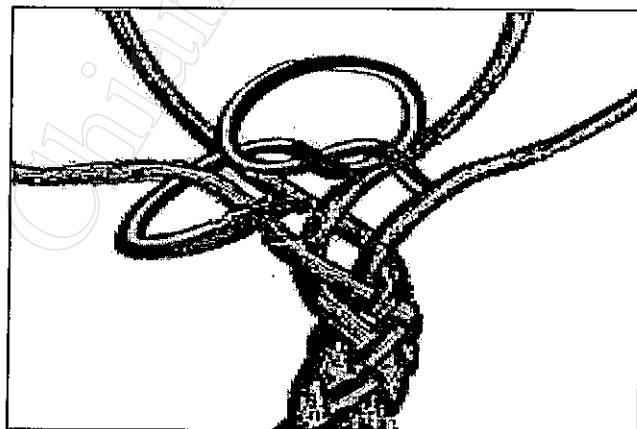
ในระยะเวลาที่ผ่านมาได้มีการปรับปรุงรูปร่าง โครงสร้าง และส่วนประกอบของไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ที่ทำจากการสาน หรือถักทอจากไหมชนิดโมโนฟิลาเมนต์ เพื่อปรับปรุงสมบัติให้มีความเหมาะสมในการใช้งานได้ดีขึ้น [2] โดยต้องทำการปรับปรุงสองอย่างคือ ส่วนแรกเป็นการลดขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของไหมลดลง เพื่อลดความแข็งแรงกระด้างของไหม และส่วนที่สองคือ การเคลือบผิวของไหมที่ทำจากการสังเคราะห์ เพื่อลดค่าสัมประสิทธิ์ความฝืดลง เช่น การใช้สาร polyoxamer 188 เคลือบผิวไหมพวก DEXON ซึ่งเป็นสารหล่อลื่นสำหรับไหมโดยที่สารนี้สามารถดูดซึมได้ภายในร่างกาย ส่วนในไหมพวก VICRYL ใช้สารเคลือบที่เป็นของผสมระหว่าง calcium stearate กับโคพอลิเมอร์ของ lactic acid (65%) และ glycolic acid (35%) สามารถดูดซึมได้ ส่วนในกรณีของ PDS และ MAXON เป็นไหมชนิดโมโนฟิลาเมนต์ที่มีความทนแรงดึงสูงกว่าไหมชนิดมัลติฟิลาเมนต์ DEXON และ VICRYL ประมาณ 20% เมื่อทำการเปรียบเทียบที่

ขนาดและคงค่าความทนแรงดึงเท่ากันได้นานกว่า ในกรณีที่ทำการทดสอบในสิ่งมีชีวิต (In vivo) [17] แต่ไหมละลายชนิดโพลิลาเมนต์ มีความแข็งแรงดั่งมากกว่าไหมละลายมัลติฟิลาเมนต์

จึงทำให้ศัลยแพทย์พบว่า การใช้ไหมละลายชนิดมัลติฟิลาเมนต์ มีความสะดวกและคล่องตัวกว่าไหมละลายชนิดโพลิลาเมนต์ ดังนั้นศัลยแพทย์จึงยังคงนิยมใช้ไหมละลายชนิดมัลติฟิลาเมนต์กัน ทั้งๆ ที่มีสมบัติด้อยกว่าไหมละลายชนิดโพลิลาเมนต์



ก. ไหมละลายชนิดโพลิลาเมนต์



ข. ไหมละลายชนิดมัลติฟิลาเมนต์

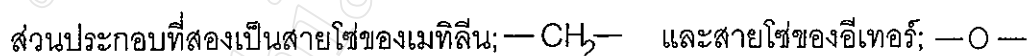
รูป 2.3 ลักษณะของไหมละลายชนิดต่างๆ

2.7 การเลือกพอลิเมอร์เพื่อผลิตไหมละลาย [18]

การออกแบบและเลือกพอลิเมอร์ เพื่อนำมาผลิตเป็นไหมละลายชนิดใหม่ ต้องคำนึง และพิจารณาถึงปัจจัยต่างๆ ดังที่ได้เคยเปรียบเทียบโครงสร้างและสมบัติของไหมละลายชนิด โมโนฟิลาเมนต์กับไหมละลายชนิดมัลติฟิลาเมนต์ เห็นได้ว่าปัจจัยที่สำคัญอย่างหนึ่งคือ โครงสร้างมีผลต่อสมบัติของไหมละลาย ดังนั้นโครงสร้างในสายโซ่หลักควรประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้คือ



ในโครงสร้างของสายโซ่หลักที่ควรประกอบด้วยกลุ่มของเอสเทอร์ เนื่องจากพอลิเมอร์ ที่นำมาผลิตเป็นไหมละลายชนิดโมโนฟิลาเมนต์ต้องการสมบัติจากกลุ่มของเอสเทอร์ในสายโซ่ หลักคือสมบัติการชอบน้ำ (hydrophilicity) ความสามารถในการไฮโดรไลซ์ (hydrolyzability) ความสามารถดูดซึม (absorbability) ความสามารถในการละลาย (solubility) และความสามารถสลายตัวได้เองทางชีวภาพ (biodegradability) โครงสร้างของพอลิเมอร์ที่ประกอบด้วยกลุ่มเอสเทอร์มีสมบัติของไฮโดรฟิลิกหรือมีลักษณะที่ชอบน้ำ เกิดการเปียก และเกิดการดูดซึม จึงทำให้เกิดการไฮโดรไลซิสที่ส่งผลให้เกิดการละลายและทำให้พอลิเมอร์ความสามารถสลายตัวทางชีวภาพได้เองภายในร่างกายมนุษย์



การเลือกพอลิเมอร์มาผลิตเป็นไหมละลายชนิดโมโนฟิลาเมนต์ นอกจากในโครงสร้างของสายโซ่หลักประกอบด้วยกลุ่มของเอสเทอร์แล้ว แต่ควรประกอบด้วยสายโซ่ของเมทิลีน หรือสายโซ่ของอีเทอร์อย่างใดอย่างหนึ่ง หรือทั้งสองอย่างประกอบกันในโครงสร้างของสายโซ่หลัก เนื่องจากต้องการสมบัติจากกลุ่มที่สอง คือ ทำให้สายโซ่หลักมีความสามารถในการหักงอ และมีความยืดหยุ่นได้ ส่งผลทำให้เส้นใยที่มีโครงสร้างเหล่านี้มีความยืดหยุ่นและสามารถหักงอได้ จึงทำให้ไหมละลายชนิดโมโนฟิลาเมนต์มีความสะดวกและง่ายต่อการใช้งานมากขึ้น