



วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

คุณสมบัติพื้นฐานของพลาสติกโมดูล (Basic properties of plastic modules)โพลิเมอร์ (polymers)

พลาสติกโมดูล ผลิตจากโพลิเมอร์สังเคราะห์ชนิดหนึ่ง คือ เทอร์โมพลาสติกโพลียูรีเทน อีลาสโตเมอร์ ดังนั้นการศึกษาพลาสติกโมดูล จึงต้องทำความเข้าใจเกี่ยวกับโพลิเมอร์ ซึ่งเป็นโครงสร้างพื้นฐาน

โพลิเมอร์ หมายถึงสารที่มีโมเลกุลขนาดใหญ่ซึ่งได้มาจากการรวมตัวของโมเลกุลเล็กๆ เรียกว่า โมโนเมอร์ (monomers) ถ้าเป็นการรวมตัวของโมโนเมอร์ชนิดเดียวกัน โพลิเมอร์ที่ได้จะเรียกว่า โฮโมโพลิเมอร์ (homopolymers) แต่ถ้าเป็นการรวมตัวของโมโนเมอร์ ตั้งแต่สองชนิดขึ้นไปจะเรียกว่า โคโพลิเมอร์ (copolymers) (Richards, 1967 ; Billmeyer, 1971)

โพลิเมอร์ แบ่งตามต้นกำเนิดได้เป็น 2 ชนิด (Richards, 1967 ; Billmeyer, 1971) คือ

1. โพลิเมอร์ธรรมชาติ (natural polymers) เช่น แป้ง หรือโพลีแซ็กคาไรด์ (polysaccharide) ซึ่งประกอบจากโมโนเมอร์คือกรดนิวคลีอิก (nucleic acid) หรือ โปรตีน (protien) ซึ่งผลิตจากโมโนเมอร์คือ กรดอะมิโน (amino acid)

2. โพลิเมอร์สังเคราะห์ (synthetic polymers) ได้จากการสังเคราะห์ขึ้นเอง มีทั้งสภาพแข็ง เหลว และกึ่งแข็งกึ่งเหลว

โพลิเมอร์อาจแบ่งตามปฏิกิริยาเคมีที่เกิดขึ้นได้เป็น 2 ประเภท คือ

1. สเตป โพลิเมอร์ (step polymers, condensation polymers) เป็นโพลิเมอร์สังเคราะห์ที่เกิดจากการรวมตัวของโมโนเมอร์เมื่อมีตัวเร่งปฏิกิริยา (catalist) โดยการเปลี่ยนส่วนปลายของสายโซ่โพลิเมอร์ (chain end) เข้าต่อกัน และเกิดปฏิกิริยาอินทรีย์เคมี ซึ่งมักจะได้อะไรที่มีโมเลกุลขนาดเล็กออกมาด้วย เช่น น้ำ แอลกอฮอล์ โพลิเมอร์ สเตปโพลิเมอร์นี้มีทั้งชนิดที่

กำเนิดแรงในการเคลื่อนฟัน มีลักษณะเป็นห่วงวงกลมเรียงชิด เว้นระยะสั้นหรือห่างแล้วแต่บริษัทผู้ผลิต มีคุณสมบัติยืดหยุ่น หลังจากถูกยืดออกจะกลับสู่รูปร่างเดิมอย่างรวดเร็ว เนื่องจากผลิตจากโพลิเมอร์สังเคราะห์ (synthetic polymer) ที่เรียกว่าเทอร์โมพลาสติกโพลียูรีเทนอีลาสโตเมอร์ (thermoplastic polyurethane elastomer) ซึ่งจะมีส่วนประกอบเป็นโพลีเอสเตอร์ (polyester) หรือ โพลีเอเทอร์ (polyether) แล้วแต่บริษัทผู้ผลิต

2. แรงที่ลดลง (force degradation, force decay) หมายถึงรูปแบบ และค่าของแรงดึงที่ได้จากการยืดพลาสติกโมดูล ซึ่งลดลงตามระยะเวลาที่ผ่านไปเมื่อดึงไว้เป็นระยะทางหนึ่ง ทั้งนี้เป็นผลจากการสูญเสียพันธะทุติยภูมิ (secondary bond) หรือที่เรียกว่า รีแลกเซชัน (relaxation) ร่วมกับการเสื่อมสภาพจากปฏิกิริยาเคมีซึ่งเกิดจากการที่วัสดุสัมผัสกับของเหลวในช่องปาก (polymeric degradation)

3. แรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนฟัน (optimal force) หมายถึง แรงที่มีขนาดพอเหมาะที่จะทำให้เกิดการเคลื่อนของฟันอย่างมีประสิทธิภาพ และเคลื่อนด้วยอัตราเร็วสูงสุด ในขณะที่ก่อให้เกิดความไม่สบายต่อผู้ป่วย และอันตรายต่ออวัยวะปริทันต์น้อยที่สุด (Gianelly และ Goldman, 1971) หรือ แรงที่มีขนาดน้อยที่สุดที่จะทำให้เกิดการตอบสนองของอวัยวะปริทันต์มากที่สุดหรือใกล้เคียง (Proffit และคณะ, 1993) ทั้งนี้ขนาดของแรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนฟันจะขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ เช่น ขนาด จำนวน และความยาวของรากฟันที่จะเคลื่อนชนิดของการเคลื่อนฟัน รวมทั้งอายุและลักษณะของกระดูกและอวัยวะรองรับฟัน (periodontium) ของผู้ป่วย เป็นต้น

ศูนย์วิทยุทันตกรรม
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เป็นโพลิเมอร์ธรรมชาติ เช่น แป้ง เซลลูโลส (cellulose) และชนิดที่เป็นโพลิเมอร์สังเคราะห์ เช่น โพลียูรีเทน (polyurethane) และ โพลีเอสเตอร์ (polyester)

2. เซน โพลิเมอร์ (chain polymers, addition polymers) เป็นโพลิเมอร์ที่ได้จากการทำปฏิกิริยาอินทรีย์เคมีของโมโนเมอร์เช่นกัน แต่จะไม่มีโมเลกุลเล็กๆเกิดขึ้น เช่น โพลีเอทิลีน (polyethylene) โพลีไวนิลคลอไรด์ (polyvinyl chloride) เป็นต้น

โมโนเมอร์ที่มาประกอบกันขึ้นเป็นโพลิเมอร์ จะมีรูปแบบการเรียงตัวแตกต่างกันไป ซึ่งจะ ทำให้รูปร่างโครงสร้างของโพลิเมอร์ต่างกันไปด้วย ดังนี้ (เจน รัตนไพศาล, 2522)

1. โพลิเมอร์ชนิดเส้น (linear polymers) เกิดจากโมโนเมอร์เรียงตัวเชื่อมต่อกันเป็นเส้นยาว
2. โพลิเมอร์ชนิดกิ่ง (branched polymers) เกิดจากโมโนเมอร์เส้นหนึ่งต่อเป็นกิ่ง กับโมโนเมอร์อีกเส้นหนึ่ง
3. โพลิเมอร์ชนิดเชื่อมขวาง (cross-linked polymers) เกิดจากโพลิเมอร์ชนิดกิ่งตั้งแต่สองกิ่งขึ้นไปต่อกันที่ส่วนกิ่ง ทำให้มีลักษณะเป็นตาข่าย หรือมีโครงสร้างสามมิติ โพลิเมอร์ที่มีโครงสร้างแบบนี้จะมีความแข็งแรง (strength) และทนต่อแรงกระแทกได้สูงกว่า 2 ชนิดแรก

โครงสร้างของโพลิเมอร์ที่มีรูปร่างต่างๆกันออกไปนั้น ล้วนจัดอยู่ในสถานะของแข็งแต่อาจเป็นของแข็งที่มีโครงสร้างต่างกัน โพลิเมอร์บางชนิดก็มีโครงสร้างเป็นผลึก (crystal structure) คือมีโครงสร้างอะตอมที่เกาะตัวต่อเนื่องกันอย่างมีระเบียบทั้งสามแกน และซ้ำๆกันตลอดทั้งมวล เกิดเป็นผลึกขึ้น โพลิเมอร์บางชนิดก็มีโครงสร้างเป็นอสัณฐาน (amorphous structure) คือมีโครงสร้างที่อนุภาคอยู่ปะปนไม่เป็นระเบียบคล้ายของเหลว โพลิเมอร์ชนิดนี้จะมีคุณสมบัติเชิงกล (mechanical properties) คุณสมบัติความร้อน (thermal properties) และคุณสมบัติอื่นๆ ต่ำกว่าโพลิเมอร์ชนิดที่มีโครงสร้างเป็นผลึก (เจน รัตนไพศาล, 2522)

พันธะเคมี (bonding) ของโพลิเมอร์ มี 2 ประเภท (เจน รัตนไพศาล, 2522) คือ

1. พันธะปฐมภูมิ (primary bond) เป็นพันธะที่เหนียวแน่นมาก และยึดอะตอมเข้าด้วยกันเป็นโมเลกุล พันธะปฐมภูมิที่พบในโพลิเมอร์ส่วนใหญ่เป็นชนิดพันธะโคเวเลนต์ (covalent bond) ซึ่งยึดอยู่ได้ด้วยวิธีการใช้อิเล็กตรอนวงนอกสุด (valence electron) ร่วมกันทำให้เกิดสภาพเสถียร

2. พันธะทุติยภูมิ (secondary bond) หรือแรงดึงดูดระหว่างโมเลกุลที่พบใน โพลีเมอร์ เกิดจากศูนย์กลางประจุไฟฟ้าบวกกับศูนย์กลางประจุไฟฟ้าลบอยู่คนละตำแหน่ง ทำให้มีขั้วไฟฟ้าคู่ (electrical dipoles) เกิดขึ้น และมีแรงดึงดูดสลับขั้วนี้เกิดขึ้นระหว่างอะตอม เรียกแรงนี้ว่าแรง แวน เดอร์ วาลส์ (Van der Waal's force) ซึ่งแรงชนิดนี้มีค่าน้อยกว่าแรงที่เกิดในพันธะปฐมภูมิ และพันธะทุติยภูมิที่พบในโพลีเมอร์นี้ เช่น พันธะไฮโดรเจน (hydrogen bond) ซึ่งเป็นการเชื่อมระหว่างสองโมเลกุลด้วยอะตอมไฮโดรเจน

พันธะเคมีของโพลีเมอร์ที่เกิดขึ้นนี้ ถ้าทำให้มีโครงสร้างโมเลกุลแบบเชื่อมขวางและแข็งเกร็ง (rigid, cross-linked molecular structure) ก็จะทำให้เกิดโพลีเมอร์ชนิดพลาสติกทนความร้อน (thermosetting plastics) แต่ถ้าพันธะเคมีที่เกิดขึ้นทำให้โครงสร้างโมเลกุลแบบที่มีความสามารถในการคืนตัวได้ดี (flexible molecular structure) ซึ่งจะเป็นแบบเส้น (linear polymers) หรือแบบกิ่ง (branched polymers) ก็ตาม ก็จะทำให้เกิดโพลีเมอร์ชนิดพลาสติก (thermoplastic) ซึ่งอ่อนตัวเมื่อถูกความร้อน (เจน รัตนไพศาล, 2522 ; Hearle, 1982)

พลาสติก (plastic) เป็นโพลีเมอร์ชนิดหนึ่งซึ่งเป็นสารพื้นฐานสำคัญในกระบวนการผลิตพลาสติกโมดูล แบ่งเป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ คือ (Richards, 1967 ; Billmeyer, 1971 ; เจน รัตนไพศาล, 2522)

1. โพลีเมอร์ชนิดพลาสติกทนความร้อน เป็นโพลีเมอร์ที่คงรูปร่างเดิมอยู่ได้เมื่อถูกความร้อนโดยไม่เกิดการอ่อนตัว โพลีเมอร์ชนิดนี้ผลิตจากของเหลวที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำซึ่งเมื่อให้ความร้อนก็จะเกิดการเชื่อมขวางเกิดขึ้นมาก (highly cross-links) ทำให้เกิดผลิตภัณฑ์ที่แข็งไม่หลอมเหลวและไม่ละลาย ซึ่งลักษณะโครงสร้างของโพลีเมอร์ชนิดนี้เป็นโครงสร้างโมเลกุลแบบเชื่อมขวางแข็งเกร็ง และเป็นสามมิติ (rigid, cross-linked, three dimensional networks)

2. โพลีเมอร์ชนิดพลาสติก เป็นโพลีเมอร์ที่อ่อนตัวเมื่อถูกความร้อนและกลับสภาพเดิมเมื่อเย็นลง เมื่อสารเทอร์โมพลาสติกถูกความร้อนมันจะอ่อนตัวลง จนกลายเป็นของเหลวที่สามารถไหลได้ ซึ่งเมื่อให้ความดันแล้วก็จะถูกส่งผ่านจากเบ้าหลอมไปสู่แบบหล่อที่เย็นหลังจากเย็นลงในแบบหล่อ สารเทอร์โมพลาสติกจะแข็งและมีรูปร่างเช่นเดียวกับแบบหล่อนำไปใช้งานได้ เมื่อต้องการนำไปหลอมเหลวและหล่อใหม่ก็สามารถทำได้โดยขบวนการเดิมได้อีก แต่จะมีการเสื่อมตามอายุ เนื่องจากการถูกความร้อนสูงหลายๆ ครั้ง เป็นการจำกัดจำนวนรอบของการผลิต

ใหม่ ลักษณะโครงสร้างของโพลิเมอร์ชนิดนี้จะเป็นแบบเส้น หรือแบบกิ่ง อาจมีการเชื่อมขวาง จำนวนเล็กน้อยมากหรือไม่มีเลย

สมบัติทางกายภาพของโพลิเมอร์ (physical properties of polymers) (Richards, 1967)

สิ่งที่มีอิทธิพลต่อสมบัติทางกายภาพของโพลิเมอร์มากก็คือ

1. อุณหภูมิ (temperature) การตอบสนองของโพลิเมอร์ต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ เป็นหนึ่งในสมบัติทางกายภาพที่สำคัญ อุณหภูมิที่มีความสำคัญยิ่งคือ อุณหภูมิเปลี่ยนวัฏภาค (transition temperature) คืออุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงจากวัฏภาคหนึ่งไปยังอีกวัฏภาคหนึ่ง (Richards, 1967 ; เจน รัตนไพศาล, 2522)

อุณหภูมิเปลี่ยนวัฏภาคของโพลิเมอร์มี 2 แบบ คือ

1.1 อุณหภูมิหลอมตัวของโพลิเมอร์ชนิดผลึก (crystalline melting temperature : T_m) คืออุณหภูมิที่โครงสร้างผลึกในโพลิเมอร์เกิดการหลอมเหลว และโพลิเมอร์กลายเป็นของเหลว

1.2 อุณหภูมิแข็งตัวของโพลิเมอร์ชนิดอสัณฐาน (glass transition temperature : T_g) คืออุณหภูมิที่โครงสร้างอสัณฐานในโพลิเมอร์แข็งตัว แน่น แต่เปราะ ซึ่งเมื่ออุณหภูมิลดต่ำลงกว่านี้จะทำให้มีคุณสมบัติคล้ายแก้ว เนื่องจากการเคลื่อนไหวของโมเลกุลช้าลง

ยังมีอุณหภูมิที่สำคัญอีกแบบก็คือ อุณหภูมิที่สูงกว่าอุณหภูมิที่โพลิเมอร์เกิดการเสื่อมจากความร้อน (thermal degradation) ซึ่งสายโซ่โพลิเมอร์ (polymer chains) เกิดการสลายตัว

2. การเชื่อมขวาง (cross-links)

การเชื่อมขวางระหว่างสายโซ่โพลิเมอร์แต่ละอัน มีความสำคัญต่อคุณสมบัติของโพลิเมอร์มาก และเป็นตัวกำหนดให้โพลิเมอร์นั้นเป็นโพลิเมอร์ชนิดพลาสติกทนความร้อน โพลิเมอร์ชนิดพลาสติก หรืออีลาสโตเมอร์

3. แรงยึดระหว่างโพลิเมอร์เซน (interchain forces)

แรงยึดระหว่างสายโซ่โพลิเมอร์จะเข้ามามีบทบาทมากในโพลิเมอร์ที่ไม่มีการเชื่อมขวาง (non cross-linked polymers) ตัวอย่างเช่นพันธะไฮโดรเจนในการสร้างโปรตีนแต่ในโพลิเมอร์ส่วนมากแรงยึดระหว่างโพลิเมอร์เซนจะเป็นเพียงแรง แวน เดอ วาลส์ ตัวอย่างเช่น โพลิเอทิลีน

ในโพลีเมอร์จะไม่มี การตกผลึกอย่างแท้จริง แต่ มักจะมีบริเวณที่โพลีเมอร์โมเลกุลเรียงตัวอย่างเป็นระเบียบคล้ายเป็นผลึก บริเวณนั้นจะเรียกว่า คริสตัลไลต์ (crystallites) ส่วนบริเวณอสัณฐานที่อยู่ระหว่างบริเวณคริสตัลไลต์ โมเลกุลของโพลีเมอร์จะเรียงตัวแบบอิสระมากกว่า ความสมดุลระหว่างบริเวณอสัณฐานกับบริเวณคริสตัลไลต์มีอิทธิพลอย่างมากต่อคุณสมบัติของโพลีเมอร์ โพลีเมอร์ที่ไม่มีบริเวณคริสตัลไลต์จัดเป็นโพลีเมอร์ชนิดอสัณฐานซึ่งจะมีแรงระหว่างสายโซ่อ่อนแอ ทำให้แต่ละสายโซ่สามารถเลื่อนผ่านกันและกันได้ง่าย และทำให้โพลีเมอร์นั้นมีความทนต่อแรงดึง (tensile strength) ต่ำ และเสียรูปได้ง่าย

โพลีเมอร์ที่มีโครงสร้างผลึกแบ่งเป็น 2 ชนิด (Richards, 1967)

1. โพลีเมอร์ผลึกที่มีการเรียงตัวอย่างไม่เป็นระเบียบ (unoriented crystalline polymers) มีลักษณะดังนี้คือ ประกอบด้วยบริเวณคริสตัลไลต์มากมาย ซึ่งจะเรียงตัวแบบอิสระซึ่งกันและกัน เนื่องจากบริเวณคริสตัลไลต์เหล่านี้จะหลอมเหลวที่อุณหภูมิหนึ่งอย่างรวดเร็ว โพลีเมอร์ชนิดนี้จึงมีอุณหภูมิหลอมตัวของโพลีเมอร์ชนิดผลึกที่กำหนดแน่นอน ซึ่งอุณหภูมิที่สูงกว่านี้จะทำให้โพลีเมอร์กลายเป็นอสัณฐานและหลอมเหลว ทำให้หล่อเป็นรูปร่างได้ง่าย

2. โพลีเมอร์ผลึกที่มีการเรียงตัวอย่างเป็นระเบียบ (oriented crystalline polymers) มีการเรียงตัวของบริเวณคริสตัลไลต์อย่างเป็นระเบียบซึ่งกันและกัน ทำให้มีคุณสมบัติที่ประโยชน์มาก คือมีความทนต่อแรงดึง (tensile strength) สูงกว่าพวกแรก

การเรียงตัวอย่างเป็นระเบียบของโพลีเมอร์นี้ กระทำได้โดยการยืด (stretch) (Hearle, 1982) โพลีเมอร์ผลึกที่มีการเรียงตัวอย่างไม่เป็นระเบียบตามความยาว ทำให้โพลีเมอร์ได้รับความเค้นดึง (tensile stress) ไปตามแนวแกนที่ดึง โดยปกติจะกระทำที่อุณหภูมิสูงกว่าอุณหภูมิแข็งตัวของโพลีเมอร์ชนิดอสัณฐาน แต่ต่ำกว่าอุณหภูมิหลอมตัวของโพลีเมอร์ชนิดผลึก จะพบว่าโพลีเมอร์มีความยาวมากขึ้น บริเวณคริสตัลไลต์จะถูกดึงไปพร้อมๆกันและเรียงตัวอย่างเป็นระเบียบไปตามทิศทางของแนวแรง ทำให้โพลีเมอร์นี้มีความทนแรงดึงสูงขึ้น

อีลาสโตเมอร์ (elastomers)

อีลาสโตเมอร์ตามคำจำกัดความของ The American Society for Testing and Material (ASTM) หมายถึง วัสดุที่มีโมเลกุลขนาดใหญ่ซึ่งสามารถกลับคืนอย่างรวดเร็วสู่ขนาดและรูปร่าง

ซึ่งใกล้เคียงกับตอนเริ่มต้นหลังจากที่ถูกทำให้มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง โดยการให้แรงขนาดน้อยๆ และตอนแรงนั้นออกไป หรือหมายถึงวัสดุที่เมื่ออยู่ในอุณหภูมิห้องสามารถถูกยืดซ้ำๆ ออกเป็นความยาวอย่างน้อย 2 เท่าของความยาวเดิม และเมื่อตอนแรงดึงออกไปวัสดุนั้นจะสามารถคืนกลับอย่างมีแรงสู่ความยาวใกล้เคียงกับความยาวเดิม พลาสติกที่มีคุณสมบัติเช่นนี้เรียกว่า อีลาสโตเมอร์พลาสติก (elastomeric plastics) (Harper, 1975)

Busse (1964) ได้กำหนดลักษณะของวัสดุที่จัดว่าเป็นอีลาสโตเมอร์ ดังนี้

1. ประกอบด้วยโมเลกุลที่มีขนาดยาวซึ่งมีพันธะของสายโซ่หลัก (main chain) ที่สามารถหมุนได้อย่างอิสระ ทำให้สายโซ่นั้นมีความสามารถในการคืนตัว (flexible)
 2. มีแรงยึดอย่างอ่อน (weak interaction) ระหว่างโมเลกุลที่มีขนาดยาวเหล่านั้น ทำให้มันสามารถเลื่อนผ่านกันและกันได้
 3. มีการเชื่อมขวางมากพอที่จะทำให้เกิดโครงสร้างแบบสามมิติ
- คุณสมบัติเหล่านี้เมื่อรวมกันแล้ว ทำให้เห็นได้ว่าการมีสภาพยืดหยุ่น (elasticity) สูง เป็นผลมาจากการเคลื่อนไหวของส่วนย่อยๆ ของโมเลกุล

โครงสร้างของอีลาสโตเมอร์

อีลาสโตเมอร์ มีลักษณะที่อยู่ระหว่างโพลิเมอร์อสัณฐานกับโพลิเมอร์ผลึก (เจนรัตน์ไพศาล, 2522) คุณสมบัติการยืดหยุ่น (elastic properties) ได้จากการที่โพลิเมอร์นั้นส่วนใหญ่เป็นอสัณฐาน ซึ่งมีเพียงแรงยึดอ่อนๆ ระหว่างสายโซ่ และมีบริเวณคริสตัลไลต์เล็กน้อย แต่เพียงพอที่จะป้องกันไม่ให้เสียรูปร่าง ความสมดุลกันระหว่าง 2 บริเวณนี้ทำให้เกิดอีลาสโตเมอร์ขึ้น เมื่อโพลิเมอร์ถูกยืดยาวออก บริเวณอสัณฐานจะถูกยืด สายโซ่ทั้งหลายจะมาเรียงตัวกันค่อนข้างขนาน ทำให้เกิดภาวะกึ่งผลึกขึ้น (semicrystalline state) แต่แรงระหว่างสายโซ่โพลิเมอร์ของอีลาสโตเมอร์นั้นอ่อนแอกว่าที่จะคงสภาวะกึ่งผลึกนี้ได้ เมื่อตอนแรงออกไป ทำให้โพลิเมอร์กลับคืนสู่สภาพเดิมที่ส่วนใหญ่เป็นอสัณฐาน การเชื่อมขวางก็มีส่วนสำคัญที่ทำให้อีลาสโตเมอร์มีโครงสร้างที่มีเสถียรภาพ เนื่องจากพบว่าอีลาสโตเมอร์ที่ไม่มีการเชื่อมขวางมักจะมีครีพ (creep) เกิดขึ้นซึ่งหมายถึงมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างต่อเนื่อง และเกิด

ตามมาหลังจากมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุที่ไม่แข็งเกร็ง (nonrigid material) เมื่อมีแรงกดที่กระทำ ซึ่งจะทำให้มีการเสียรูปร่างได้ง่าย

เทอร์โมพลาสติกโพลียูรีเทนอีลาสโตเมอร์ (thermoplastic polyurethane elastomers : TPU)

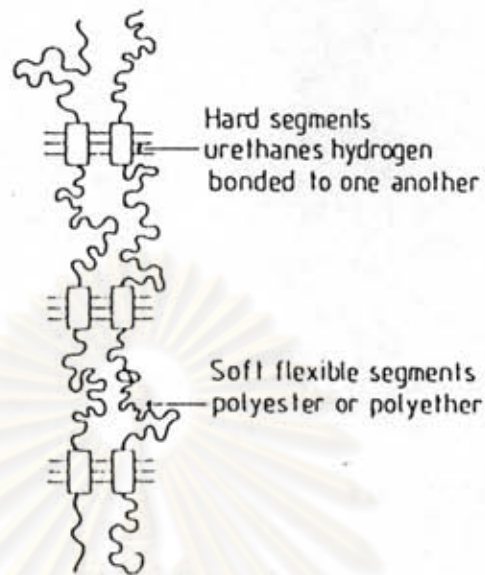
โพลียูรีเทนเป็นสารที่มีคุณสมบัติกว้างขวางมาก สามารถนำไปใช้ทำผลิตภัณฑ์ต่างๆ ได้มากมาย เช่น โฟม (foams) เส้นใย (fibers) รวมทั้งอีลาสโตเมอร์ และลักษณะของโพลียูรีเทนทุกชนิดจะต้องมียูรีเทนลิงค์เกจ (urethane linkage) แต่อาจมีส่วนที่สามารถทำปฏิกิริยา (function group) ที่แตกต่างกันออกไป เช่น เอสเตอร์ (ester) อีเทอร์ (ether) เอไมด์ (amide) หรือยูเรีย (urea) เป็นต้น (Morton-Jones, 1986)

เทอร์โมพลาสติกโพลียูรีเทนอีลาสโตเมอร์ พัฒนามาจากยูรีเทนอีลาสโตเมอร์ชนิดแข็ง (solid urethane elastomers) ตั้งแต่ช่วงทศวรรษที่ 1740 และได้รับการพัฒนามาเรื่อยๆ และเป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าในช่วงทศวรรษที่ 1960

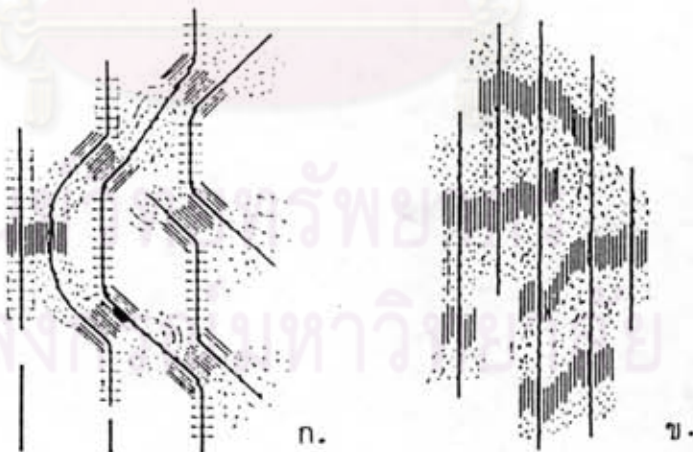
โมเลกุลของโพลียูรีเทนจะประกอบด้วยส่วนสำคัญ 2 ส่วน (Morton-Jones, 1986) คือ

1. ส่วนที่มีความแข็งตัว (hard segment) คือส่วนของโพลียูรีเทน
2. ส่วนที่มีความอ่อนตัว (soft segment) คือส่วนของโพลีเอสเทอร์และโพลีอีเทอร์ ดังแสดงในรูปที่ 3

จากรูปที่ 3 จะเห็นได้ว่าส่วนที่มีความอ่อนตัวที่ม้วนงอนนี้สามารถถูกดึงให้ยืดออกได้ง่าย ทำให้เกิดผลิตภัณฑ์ที่มีความสามารถในการยืดและคืนตัวได้ ส่วนที่มีความแข็งตัวจะยึดซึ่งกันและกันด้วยพันธะไฮโดรเจนซึ่งแข็งแรงมากทำให้โครงสร้างของโพลียูรีเทนมีเสถียรภาพและมีความแข็งแรงสูง ส่วนที่มีความแข็งตัวนี้จะมีผลทำให้คุณสมบัติเชิงกลของวัสดุเปลี่ยนแปลงไป คือทำให้มีความต้านทานต่อความเค้นแรงดึง (tensile strength) การยืดตัว (elongation) ได้ดีขึ้นเมื่อมีแรงภายนอกมากระทำ คือมีกำลังความแข็งแรงฉีกขาด (tear strength) สูงขึ้น ทั้งนี้เนื่องจากเมื่อมีแรงภายนอกมากระทำจะทำให้โพลีเมอร์เปลี่ยนแปลงการเรียงตัวและเกิดการเคลื่อนไหวของส่วนที่มีความแข็งตัว โดยมีการเรียงตัวใหม่ไปตามทิศทางของแรงที่มากระทำ (Dieterich, Grigat และ Hahn, 1985)



รูปที่ 3 : แสดงลักษณะโครงสร้างของโพลียูรีเทน (Morton-Jones, 1986)



รูปที่ 4 : แสดงลักษณะโครงสร้างทั้งส่วนส่วนที่มีความแข็งตัวและส่วนที่มีความอ่อนตัว
ที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อได้รับแรงดึง

ก. ก่อนดึง ข. หลังดึง (Dieterich, Grigat และ Hahn, 1985)

ส่วนที่มีความอ่อนตัวก็มีผลเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุเช่นกัน แต่เป็นคุณสมบัติทางด้านความยืดหยุ่น คือ เมื่อมีแรงภายนอกกระทำจะทำให้เกิดการเคลื่อนไหวในส่วนที่มีความอ่อนตัว โดยมีการคลายตัวของส่วนนี้ที่มันงออยู่ออกโดยเฉพาะเมื่อได้รับแรงดึง ทำให้อีลาสโตเมอร์มีคุณสมบัติยืดหยุ่นและสามารถคืนตัวได้ (elastomeric properties) รวมทั้งมีค่าความเค้นที่จุดแตกหักของวัสดุ (ultimate stress values) สูงขึ้น (Dieterich, Grigat และ Hahn, 1985)

สัดส่วนของส่วนที่มีความแข็งตัวต่อส่วนที่มีความอ่อนตัวจะมีผลต่อคุณสมบัติของเทอร์โมพลาสติกโพลียูรีเทนอีลาสโตเมอร์ในส่วนของความแข็ง (hardness) คือถ้าอัตราส่วนของส่วนที่มีความแข็งตัวต่อส่วนที่มีความอ่อนตัวมีค่ามากขึ้น จะทำให้ความแข็งสูงขึ้น (Wolkenbreit, 1979)

ลักษณะพิเศษของเทอร์โมพลาสติกโพลียูรีเทนอีลาสโตเมอร์ (Wolkenbreit, 1979)

1. มีความต้านทานต่อการขัดถูดีมาก (excellent abrasion resistance)
2. มีความทนต่อแรงดึงสูง
3. ถูกยืดออกได้โดยมีการเปลี่ยนแปลงความยาวอย่างถาวรเพียงเล็กน้อย (elongation with relatively low permanent set)
4. มีความต้านทานต่อการฉีกขาดสูง (high tear resistance)
5. มีสภาพยืดหยุ่นดี
6. มีความต้านทานต่อสิ่งแวดล้อมและสารเคมี (environmental and chemical resistance)
7. มีความสามารถในการคืนตัวที่อุณหภูมิต่ำ (flexibility at low temperature)
8. มีความจุของการรับแรงสูง (high load-bearing capacity)

กรรมวิธีการผลิต (Billmeyer, 1971)

กรรมวิธีการผลิตที่นิยมใช้ในการผลิตพลาสติกโมดูลมี 2 วิธีคือ

1. วิธีหลอมขึ้นรูป (injection molding)

โพลีเมอร์จะถูกให้ความร้อน (preheated) ในช่องทรงกระบอกระบอบจนกระทั่งมีอุณหภูมิสูงพอที่จะไหลได้ ก็จะถูกดันให้เข้าไปในแบบหล่อที่มีอุณหภูมิค่อนข้างเย็นโดยใช้ความดันสูง แล้วทิ้งให้เย็นจะได้รูปร่างตามแบบที่ต้องการ

2. วิธีตอกแบบ (extrusion)

โพลีเมอร์จะถูกทำให้ร้อนและอ่อนตัวลงจนไหลได้ จากนั้นจะใช้แรงดันผ่านช่องของแม่พิมพ์ (die) ให้ออกมาเป็นแผ่น ทิ้งให้เย็นแล้วจึงตอก (stamp) ให้ออกมาเป็นรูปร่างของพลาสติกโมดูลตามที่ต้องการ

สารแต่งสี (Colorant)

คุณสมบัติเด่นประการหนึ่งของพลาสติกที่เหนือโลหะ คือสามารถผลิตเป็นสีต่างๆ ได้ ในขณะที่โลหะต้องมีขั้นตอนการตกแต่งให้มีสีสรรอีกภายหลัง ทั้งนี้โดยใช้สารแต่งสีซึ่งมีทั้งที่เป็นอินทรีย์สาร (organic material) และอนินทรีย์สาร (inorganic material) ซึ่งโดยทั่วไปแล้ว สารแต่งสีสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด คือ สีผง (pigment) และสีย้อม (dye) (Charrier, 1991 ; Mark และคณะ, 1985)

สีผง เป็นสารแต่งสีที่ไม่ละลายในโพลีเมอร์ แต่จะกระจายตัวแทรกซึมไประหว่างโมเลกุลของโพลีเมอร์ และจะให้สีที่มีลักษณะทึบ (opaque) ดังนั้นสีผงที่จะให้สีที่ดีและสม่ำเสมอ จึงต้องมีการกระจายตัวที่ดี สีผงที่ใช้โดยทั่วไปมีขนาดของเนื้อสีตั้งแต่ 0.01-1.00 ไมครอน (μm) โดยมีทั้งที่เป็นสารอินทรีย์และสารอนินทรีย์ (Charrier, 1991)

สีผงชนิดที่เป็นสารอินทรีย์แบ่งเป็น 2 ชนิด คือ ชนิดเอโซ (azo type) เช่น สีผงโมโนเอโซ (monoazo pigment) สีผงไดเอโซ (diazo pigment) เป็นต้น และชนิดฟเทโรไล (phthio type) เช่น สีผงฟเทโรไลไซยาไนน์ (phthalocyanine pigment) เป็นต้น ส่วนสีผงชนิดที่เป็นสารอนินทรีย์ก็แบ่งเป็น 2 ชนิดเช่นกัน คือ ชนิดที่มีคาร์บอนเป็นหลัก (carbon base) ซึ่งจะให้สีดำ

และชนิดที่มีโลหะเป็นหลัก (metal base) ซึ่งส่วนใหญ่เป็นพวกออกไซด์ของโลหะต่างๆ เช่น ดีบุก (Ti) เหล็ก (Fe) หรือโครเมียม (Cr) ตัวอย่างเช่น ออกไซด์ของดีบุก (TiO_2) ซึ่งให้สีขาวหรือพวกซัลไฟด์ของโลหะบางชนิด เช่น แคดเมียม (Cd) ปรอท (Hg) หรือสังกะสี (Zn) โดยปกติจะเติมสีผงลงในเนื้อพลาสติกประมาณร้อยละ 1 เนื่องจากถ้าใช้ในปริมาณมากจะทำให้ความแข็งแรง (strength) ของพลาสติกลดลง (Charrier, 1991)

สีย้อม มีจำหน่ายในรูปของของเหลวในสารละลายต่างๆ เช่น น้ำมัน (oil) มีคุณสมบัติที่แตกต่างจากสีผงคือสามารถละลายได้ในเนื้อพลาสติก หรือมีการกระจายตัวในระดับโมเลกุล จะทำให้เกิดสีที่มีลักษณะใส (transparent) และใช้เติมประมาณร้อยละ 0.02 โดยน้ำหนัก (Mark และคณะ, 1985) สีย้อมสามารถแบ่งได้เป็น 3 ชนิด คือ ชนิดแอนทราควิโนน (antraquinone type) ซึ่งมักจะใช้ผลิตไฟท้ายรถยนต์ ชนิดนิโกรซิน (nigrosine type) ซึ่งให้สีดำและมักใช้แทนคาร์บอน หรือใช้แทนสีผงชนิดเอโซที่ละลายตัวได้ในน้ำหรือน้ำมัน และสีย้อมชนิดที่ 3 ซึ่งจัดเป็นชนิดพิเศษ เนื่องจากมีคุณสมบัติให้สีเรืองแสงให้เห็นได้ในที่มืด คือ พวกสีฟลูออเรสเซนต์ (fluorescent) หรือพวกสีฟอสฟอเรสเซนต์ (phosphorescent) ซึ่งมักเป็นสารประเภทอนินทรีย์ มีคุณสมบัติเก็บพลังงานแสงได้เมื่ออยู่ในแสงสว่าง และจะค่อยๆ ปลดปล่อยพลังงานออกมาให้เห็นเป็นสีขาวในความมืด นอกจากนี้ยังมีพวกที่ให้สีที่มีลักษณะใสและเลื่อมเงาคลายมุก คือ เฟอร์ลเลสเซนซ์ (pearlescent) หรือพวกผงโลหะ (metallic powder) ที่ทำให้พื้นผิวเกิดลักษณะมันวาวคล้ายผิวโลหะ เช่น อลูมิเนียม (Al) หรือ บรอนซ์ (bronze) (Charrier, 1991)

การใช้สารแต่งสี ทั้งสีผงและสีย้อมต่างก็มีความเป็นไปได้ที่จะทำให้ความแข็งแรงของโพลิเมอร์ลดลงแต่ด้วยกลไกที่ต่างกัน คือสีผงจะกระจายตัวแทรกอยู่ระหว่างโมเลกุลทำให้แรงยึดระหว่างโมเลกุลต่ำลง และยิ่งสีผงมีความหยาบและแทรกตัวไปในเนื้อโพลิเมอร์ได้น้อย ก็ยิ่งลดแรงยึดระหว่างโมเลกุลของโพลิเมอร์นั้นให้ต่ำลงยิ่งขึ้น ดังเช่นการใช้สีผงคาร์บอนแบล็ค (carbon black pigment) (Mark และคณะ, 1985) ดังนั้นผลที่ตามมา คือการเกิดครีฟและริ้วลึกเซชันได้เร็วขึ้น แต่ทั้งนี้นอกจากความหยาบของสีผงที่อาจจะมีผลต่อความแข็งแรงของโพลิเมอร์แล้ว ชนิดของสีผง ชนิดของโพลิเมอร์ รวมทั้งความเหมาะสมในการนำมาใช้ร่วมกัน (matching) ของสีผงและโพลิเมอร์ ก็อาจจะมีผลทำให้ความแข็งแรงของโพลิเมอร์ลดลงทั้งสิ้น และถึงแม้การจะทำให้คุณสมบัติของ โพลิเมอร์เปลี่ยนแปลงได้นั้นต้องอาศัยสีผงปริมาณมากๆ

ซึ่งโดยปกติปริมาณที่ใช้จะอยู่ในช่วงร้อยละ 0.1-0.5 โดยน้ำหนักก็ตาม แต่ถ้าจะพิจารณาผลของสีผงที่มีต่อโพลิเมอร์โดยละเอียดก็พบว่ามีความเป็นไปได้ที่สีผงจะทำให้โพลิเมอร์มีความแข็งแรงลดลง โดยอาศัยการเปรียบเทียบกับแคลเซียมคาร์บอเนต (calcium carbonate) ซึ่งมีลักษณะเป็นผงเช่นกัน และเมื่อเติมลงในโพลิโพรไพลีนส์ (polypropylenes) เพื่อวัตถุประสงค์ในการเพิ่มโมดูลัสความยืดหยุ่น (flexure modulus) พบว่ามีผลข้างเคียงทำให้ความแข็งแรงแบบดึง (tensile strength) ลดลง (DeBoest, 1988)

การใช้สีย้อมจะละลายตัวซึมเข้าไปในเนื้อของโพลิเมอร์ ซึ่งโดยคุณสมบัติของมันเองจัดเป็นสารที่ทำให้เกิดการหลุนตัว (plasticizer) และถ้าใส่ในปริมาณมากจะทำให้คุณสมบัติทางกายภาพของโพลิเมอร์เปลี่ยนไป คือมีความแข็งแรงลดลง และตามมาด้วยการเกิดครีพ และรีแล็กเซชันได้ง่ายและเร็วขึ้น ในบางครั้งจะใช้สีย้อมเพื่อให้พลาสติกมีความหลุนตัว ซึ่งในกรณีนี้จะต้องระมัดระวังในเรื่องของความคงตัวต่อความร้อนของสีย้อมก่อนนำมาใช้ (Mark และคณะ, 1985)

การจะพิจารณาเลือกใช้สารแต่งสีชนิดใดขึ้นอยู่กับผลิตภัณฑ์ที่ต้องการผลิต แต่อย่างไรก็ดี การใช้สารแต่งสียังคงต้องประเมินคุณภาพหลายๆ ด้านในระยะยาว ไม่ว่าจะเป็นความคงตัวของสี หรือแม้แต่ความปลอดภัยในการใช้ผลิตภัณฑ์อาหารซึ่งยังคงเป็นปัญหาที่ตอบได้ยาก (Mark และคณะ, 1985)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

พลาสติกโมดูล (Plastic modules)

ประวัติ

อิลาสโตเมอร์สังเคราะห์เริ่มเข้ามามีบทบาททางทันตกรรมจัดฟันตั้งแต่ช่วงปี ค.ศ. 1960 (De Genova และคณะ, 1985) โดยเริ่มแรกผลิตเป็นลาเท็กซ์อิลาสติก (latex elastics) ซึ่งใช้ในเทคนิคเบกก์ (Begg technique) ในการดึงฟันทั้งในขากรรไกรเดียวกัน (intramaxillary traction) และระหว่างขากรรไกรบนและล่าง (intermaxillary traction) (Rock, Wilson และ Fisher, 1985) ต่อมาก็มีการผลิตออกมาเป็นลักษณะห่วงยางเล็กๆ ต่อกันเป็นโซ่ยาวเรียกว่า พลาสติกโมดูล และเข้ามาแทนที่การใช้ลาเท็กซ์อิลาสติกในการดึงฟันในขากรรไกรเดียวกัน ไม่ว่าจะเป็นการใช้ปิดช่องว่างต่างๆ ไปในขากรรไกร การแก้ไขการหมุนตัวของฟัน การเลื่อนเส้นกึ่งกลางฟัน การปิดช่องว่างระหว่างฟันตัดซี่กลาง (diastema closure) รวมทั้งการมัดลวดเข้าในสลอตของแบร็กเกต (ligature tie) (Young และ Sandrik, 1979 ; De Genova และคณะ, 1985 ; Rock, Wilson และ Fisher, 1985 ; Ferriter, Meyers และ Lorton, 1990) และอีกประการหนึ่งที่ใช้กันมากคือการดึงฟันเขี้ยวถอยหลัง (canine distalization) ในกรณีที่มีการถอนฟันร่วมด้วย (extraction case) ในเทคนิคเอดจ์ไวส์ ซึ่งเป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายตั้งแต่ปี ค.ศ. 1970 เป็นต้นมา (Rock, Wilson และ Fisher, 1985)

ข้อดีและข้อเสียของพลาสติกโมดูล

ในการปิดช่องว่างโดยเฉพาะในกรณีเคลื่อนฟันเขี้ยวถอยหลังมาแทนที่ฟันกรามน้อยที่ถูกถอนไปนั้น สามารถทำได้หลายวิธีตามแต่เครื่องมือที่เลือกใช้ เช่น สปริงเกลียวปิดช่องว่าง (close coil spring) สปริงเกลียวเปิดช่องว่าง (open coil spring) สปริงดึงฟัน (retraction spring) ชนิดต่างๆ แม่เหล็ก (magnet) ลูปปิดช่องว่าง (closing loop) และอิลาสติกแบบโซ่และแบบด้าย (elastic chain and thread) ซึ่งเครื่องมือแต่ละชนิดก็มีข้อดีข้อเสียแตกต่างกันออกไป เช่น สปริงเกลียวทั้ง 2 แบบ จะทำให้ยากต่อการรักษาความสะอาด สปริงดึงฟันชนิดต่างๆ และลูปปิดช่องว่างก็มักจะระคายเคืองหรือที่มแทงเหงือกและเนื้อเยื่อในช่องปากจนเกิดบาดแผล

ได้ ส่วนแม่เหล็กก็เป็นเครื่องมือที่มีขนาดใหญ่ ราคาแพง และเศษอาหารติดได้ง่าย ในขณะที่พลาสติกโมดูลมีข้อดีหลายประการ (Andreason และ Bishara, 1970 ; Yong และ Sandrik, 1979 ; Branley และคณะ, 1979 ; Sonis, Van der Plas และ Gianelly, 1986 ; Ferriter, Meyers และ Lorton, 1990 ; von Fraunhofer, Coffelt และ Orbell, 1992) ได้แก่

1. ไม่ต้องอาศัยความร่วมมือจากผู้ป่วยในการเปลี่ยนพลาสติกโมดูลเนื่องจากทันตแพทย์จัดฟันจะเป็นผู้ใส่ให้ผู้ป่วย และเปลี่ยนให้ใหม่ในการนัดครั้งต่อไป ซึ่งต่างกับลาเท็กซ์อีลาสติคซึ่งต้องอาศัยความร่วมมือจากผู้ป่วยในการถอดเปลี่ยนทุก 1 ถึง 2 วัน
2. ใช้เวลาทำงานในคลินิกน้อย แตกต่างกับการใช้รูปปิดช่องว่างหรือสปริงดิงฟัน ซึ่งต้องใช้เวลาการดัดลวดมากกว่า
3. มีความแข็งแรงและทนต่อการขัดถูได้ดีกว่าลาเท็กซ์ อีลาสติค
4. ผู้ป่วยมีสุขภาพช่องปากที่ดีกว่า เนื่องจากสามารถทำความสะอาดได้ง่ายกว่า โดยเฉพาะเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้สปริงเกลียวหรือแม่เหล็ก
5. ใช้เคลื่อนฟันได้หลายทิศทาง แล้วแต่จะปรับเปลี่ยนลักษณะการใช้งาน
6. ผลิตจากวัสดุที่เข้าได้ดีกับเนื้อเยื่อในช่องปาก (highly compatibility)
7. ใช้ได้ง่าย และราคาถูก

จากการที่พลาสติกโมดูลมีคุณสมบัติที่เหนือกว่าเครื่องมือที่ใช้ปิดช่องว่างชนิดอื่น ๆ อยู่หลายประการ ทำให้มีผู้นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย แต่ก็พบว่ามีข้อเสียซึ่งกลายเป็นปัญหาสำคัญสำหรับการนำไปใช้ทางคลินิกคือ การลดลงของความยืดหยุ่น (degradation of the elasticity) ซึ่งสิ่งสำคัญ คือทำให้เกิดการลดลงของแรง (force decay) และการลดลงของความเค้น (stress relaxation) อย่างรวดเร็วเมื่อเวลาผ่านไป ผลที่ตามมาคือไม่เกิดแรงเคลื่อนฟันที่ต่อเนื่อง (continuous force) ซึ่งเป็นแรงชนิดที่มีประสิทธิภาพดีที่สุดในการเคลื่อนฟัน (Proffit และคณะ, 1993)

การลดลงของแรง ความเค้นและรีแล็กเซชัน (force decay, stress relaxation and relaxation)

Howard และ Nikolai (1979) ได้ให้ความหมายของรีแล็กเซชันไว้ว่าเป็นการลดลงของแรงที่สะสมในวัตถุหนึ่ง หรือที่ถ่ายเทออกจากวัตถุนั้น ในขณะที่วัตถุนั้นถูกตรึง (fixed) หรือถูกกระตุ้น (activated) ให้มีความเครียดคงที่เมื่อเวลาผ่านไป

องค์ประกอบย่อยของพลาสติกโมดูลก็คือสายโซ่โพลิเมอร์ ซึ่งสามารถไถลผ่านกันได้ หรือสามารถยึดตัวและคลายการม้วนงอของสายโซ่โพลิเมอร์ได้เมื่อได้รับแรงกระทำ ซึ่งมักเป็นแรงดึงจากภายนอก การไถลผ่านกันของสายโซ่โพลิเมอร์นั้นทำให้เกิดลักษณะหนืด (viscous behavior) ซึ่งจะค่อยเป็นค่อยไป แต่เป็นการเปลี่ยนแปลงที่จะไม่ย้อนกลับสู่สภาพเดิม (irreversible) ในขณะที่การยึดตัวและคลายการม้วนงอของสายโซ่โพลิเมอร์ ทำให้เกิดลักษณะยืดหยุ่น (elastic behavior) ซึ่งเกิดช่องว่างอย่างรวดเร็ว และย้อนกลับได้ (reversible) พลาสติกโมดูลที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟันต่างๆ ไปก็เกิดปรากฏการณ์ได้ทั้งสองแบบ แต่การไถลจะเกิดมากกว่า (De Genova และคณะ, 1985)

Proffit และคณะ (1993) กล่าวว่า แรงที่ได้จากพลาสติกโมดูลจะขึ้นอยู่กับปัจจัย 3 ประการ คือ

1. ขนาดของแรงเริ่มต้น
2. ระยะเวลาที่ผ่านไปนับตั้งแต่ทำการกระตุ้น (activation)
3. อัตราการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูล

ดังนั้นจากปัจจัยทั้ง 3 ประการนี้ ก็ย่อมจะต้องมีช่วงเวลาหนึ่งที่พลาสติกโมดูลให้แรงที่มีขนาดเหมาะสมที่ทันตแพทย์จัดฟันต้องการได้ ก่อนจะถึงการนัดครั้งต่อไป โดยทันตแพทย์จัดฟันสามารถควบคุมปัจจัย 2 ข้อแรกนั้นได้คือ ขนาดของแรงเริ่มต้น และระยะห่างระหว่างการนัดเปลี่ยนพลาสติกโมดูล แต่ปัจจัยข้อสุดท้ายคือ อัตราการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลยังคงเป็นสิ่งที่ควบคุมไม่ได้ และยังไม่สามารถอธิบายให้เข้าใจได้กระจ่างนัก

Andreasen และ Bishara (1970) ได้เริ่มสังเกตการใช้พลาสติกโมดูลในทางคลินิก พบว่ามีประสิทธิภาพดีในการปิดช่องว่างเล็กๆ ทั่วๆไปในขากรรไกร แต่จะมีประสิทธิภาพลดลงในการนำมาใช้เคลื่อนฟันเขี้ยวถอยหลัง และสิ่งที่เขาให้ความสนใจมากคือการยึดตัวอย่างถาวรของพลาสติกโมดูลหลังจากใช้ไป 3 ถึง 4 สัปดาห์ พร้อมกับเหลือแรงอยู่น้อยมาก เขาจึงได้ทำ

การศึกษาการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เกิดจากพลาสติกโมดูลเปรียบเทียบกับแรงจากอิลาสติก โดยเลียนแบบการดึงจากฟันกรามข้างหนึ่งไปยังฟันกรามอีกข้างหนึ่งในขากรรไกรเดียวกันเป็นเวลา 3 สัปดาห์ และได้ทำการศึกษานำร่องถึงสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน 6 ชนิด เพื่อเลียนแบบสภาวะในช่องปากคือ

1. วัสดุแห้งที่อุณหภูมิห้อง
2. วัสดุแช่น้ำที่อุณหภูมิห้อง
3. วัสดุแช่น้ำลายสังเคราะห์ที่อุณหภูมิห้อง
4. วัสดุแห้งที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส
5. วัสดุแช่น้ำที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส
6. วัสดุแช่น้ำลายสังเคราะห์ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส

พบว่าอิลาสติกแช่น้ำที่อุณหภูมิห้อง และพลาสติกโมดูลแช่น้ำที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ให้แรงที่ไม่มี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับการแช่น้ำลายสังเคราะห์ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส

ผลการศึกษานำร่องพบปรากฏการณ์สารประกอบที่เกิดขึ้นทั้งในอิลาสติกและพลาสติกโมดูล คือ

1. มีการติดสีจากน้ำลาย
 2. แรงจะลดลงมากที่สุดภายใน 24 ชั่วโมงแรก ในทุกสภาพแวดล้อม
 3. แรงจะลดลงในสภาพแวดล้อมที่เปียกไม่ว่าจะเป็นน้ำหรือน้ำลายสังเคราะห์มากกว่าในสภาพแวดล้อมที่แห้ง
- สรุปผลการศึกษาคั้งนี้พบว่า

1. พลาสติกโมดูลมีการเปลี่ยนแปลงความยาว โดยเกิดการยืดยาวอย่างถาวรมากกว่าอิลาสติก และพบการเปลี่ยนแปลงอย่างถาวรนี้ตั้งแต่เริ่มต้นให้แรงดึง ซึ่งจะเพิ่มขึ้นตามระยะเวลา ถ้าดึงในระยะทางที่สั้นลง อัตราร้อยละของการเปลี่ยนแปลงนี้จะน้อยลงด้วย
2. มีการลดลงของแรงอย่างรวดเร็วในวันแรก โดยพลาสติกโมดูลจะมีแรงหลงเหลืออยู่ร้อยละ 25 ของแรงเริ่มต้น ส่วนอิลาสติกจะมีแรงหลงเหลืออยู่ร้อยละ 57 ถึง 58 ของแรงเริ่มต้น ตามขนาดของอิลาสติกที่ศึกษา คือ $3/4$ นิ้ว และ $5/8$ นิ้ว ตามลำดับ

3. อัตราการลดลงของแรงเป็นร้อยละต่อ 1 หน่วยเวลา เกิดสูงสุดใน 1 ชั่วโมงแรก โดยพลาสติกโมดูลมีอัตราการลดลงของแรงร้อยละ 55.7 และอีลาสติกขนาด 3/4 และ 5/8 นิ้ว มีอัตราการลดลงของแรงร้อยละ 26.4 และ 28.3 ตามลำดับ

4. เมื่อเวลาผ่านไป 1 วัน แรงที่หลงเหลืออยู่ตลอดช่วง 3 สัปดาห์ของวัสดุทั้งสองชนิดค่อนข้างคงที่

5. พลาสติกโมดูลชนิดให้แรงมากจะให้แรงเริ่มต้นที่สูงกว่าชนิดมาตรฐานแต่ก็จะมีอัตราการลดลงของแรงที่มากกว่าเช่นกัน จนกระทั่งขนาดของแรงต่ำกว่าชนิดมาตรฐานภายใน 8 ชั่วโมง

พบว่าพลาสติกโมดูลมีข้อดีที่เหนือกว่าอีลาสติกคือ ทันตแพทย์จัดฟันสามารถแน่ใจได้ว่า จะมีแรงกระทำต่อฟันที่ต้องการเคลื่อนที่ตลอดเวลาเพราะทันตแพทย์เป็นผู้ใส่พลาสติกโมดูลเข้ากับแบรคเกตเอง ในขณะที่การใช้อีลาสติกจะต้องให้ผู้ป่วยถอดใส่ตามที่กำหนดซึ่งอาจจะทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้ถ้าผู้ป่วยไม่ร่วมมือ จากข้อมูลที่ได้เขาจึงแนะนำว่าควรให้แรงเริ่มต้นมีขนาดเป็น 4 เท่าของแรงที่ต้องการเพื่อชดเชยแรงที่จะลดลงจนเหลือประมาณ 1 ใน 4 ของแรงเริ่มต้น ส่วนอีลาสติกก็แนะนำให้ใช้แรงเริ่มต้นมีขนาด 2 เท่าของแรงที่ต้องการเพื่อชดเชยแรงที่จะลดลงจนเหลือเพียงครึ่งหนึ่งของแรงเริ่มต้น

ในปีเดียวกันนั่นเอง Bishara และ Andreasen (1970) ก็ได้เสนอผลการวิจัยเกี่ยวกับพลาสติกโมดูลและอีลาสติกอีกเรื่องหนึ่ง โดยมีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เกิดจากวัสดุทั้งสองชนิดเมื่อใช้ดึงระหว่างขากรรไกรบนและล่างในผู้ป่วยที่มีการสบฟันประเภทที่สองและสาม (Class II และ Class III traction) ในช่วงเวลา 3 สัปดาห์เช่นเดิม ผลการศึกษาสรุปได้ดังนี้

1. วัสดุทั้งสองมีการลดลงของแรงอย่างรวดเร็วในชั่วโมงแรก โดยอีลาสติกลดลงร้อยละ 10 ส่วนพลาสติกโมดูลลดลงร้อยละ 45.3 และเมื่อเวลาผ่านไป 1 วัน แรงจากอีลาสติกจะลดลงร้อยละ 17.2 ส่วนแรงจากพลาสติกโมดูลลดลงร้อยละ 54.7 และเมื่อครบ 3 สัปดาห์แล้วอีลาสติกจะยังมีแรงหลงเหลืออยู่ร้อยละ 76.9 ส่วนพลาสติกโมดูลจะมีแรงหลงเหลืออยู่ร้อยละ 32.5 ซึ่งขนาดของแรงที่เหลือนี้น้อยเกินกว่าจะเคลื่อนฟันได้ และถ้าแก้ไขด้วยวิธีให้แรงเริ่มต้นมีขนาดมากขึ้นก็จะทำให้ผู้ป่วยเกิดความไม่สบายในช่วง 2 - 3 ชั่วโมงแรก แต่เมื่อแรงลดลงแล้วผู้ป่วยก็จะรู้สึกสบายขึ้น



2. อีลาสติกจะมีการลดลงของแรงน้อยกว่าพลาสติกโมดูล และนับว่าให้แรงที่มีขนาดค่อนข้างคงที่ตลอด 3 สัปดาห์

3. มีการยืดยาวอย่างถาวรเกิดขึ้นในวัสดุทั้งสองชนิด โดยเกิดมากกว่าในพลาสติกโมดูล และพบว่าค่าของการยืดยาวนี้จะแปรผันตามเวลาที่เปลี่ยนไป และระยะที่ใช้ในการดึงวัสดุให้ยืดออก

4. วัสดุทั้งสองชนิดจะเกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติและสิ่งแวดล้อม ซึ่งสังเกตได้ทางคลินิก โดยพบว่าอีลาสติกจะเปลี่ยนจากสีเหลืองคล้ายฟางข้าวไปเป็นสีค่อนข้างขาวและพลาสติกโมดูลจะมีความโปร่งใส (transparent) น้อยลง หรือทึบแสง (opaque) มากขึ้น และจากการศึกษานำร่องยังพบว่าวัสดุทั้งสองชนิดมีการติดสีในน้ำลาย โดยเฉพาะพลาสติกโมดูล

จากการศึกษาของ Andreasen และ Bishara ทั้ง 2 เรื่องนี้ ทำให้มีผู้สนใจศึกษาถึงคุณสมบัติต่างๆ ของพลาสติกโมดูลตามมา โดยเฉพาะในส่วนที่เป็นข้อเสียและเป็นปัญหาสำคัญของพลาสติกโมดูลคือการลดลงของแรง และทำให้เกิดแนวทางที่จะศึกษาหาสาเหตุที่มีผลต่อการลดลงของแรงโดยเฉพาะสภาพแวดล้อมต่างๆ ในช่องปาก เช่น สภาพเปียกและแห้ง ที่พบว่าให้ผลการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลต่างกัน เป็นต้น

ปัจจัยที่มีผลต่อการลดลงของแรง (the factors influence force decay)

พลาสติกโมดูลในปัจจุบันส่วนใหญ่ผลิตจากโพลียูรีเทนโพลีเมอร์ ซึ่งมีคุณสมบัติที่เป็นข้อด้อยหลายประการ โดยเฉพาะคุณสมบัติเชิงกลที่ขึ้นกับอุณหภูมิและเวลา (time and temperature dependent) เมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นโพลียูรีเทนโพลีเมอร์จะมีสภาพเหลวเหนอะหนะ (rubbery) หรือเมื่อสัมผัสกับน้ำนานๆ จะมีการบวมตัวและเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (hydrolysis) และจะสูญเสียคุณสมบัติต่างๆ ไป เมื่อสัมผัสกับโอโซน (ozone) โดยจะมีความเค้นแรงดึงและความสามารถในการคืนตัว (flexibility) ลดลง ในการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน (oxidation) ซึ่งจะป้องกันได้โดยการเติมสารต้านการออกซิเดชัน (antioxidant) เช่น ฟีนิล อัลฟา และเบตา แนพทาลามีน (phenyl alpha and beta naphthalamine) รวมทั้งเมื่ออยู่ในช่องปากโพลียูรีเทนโพลีเมอร์ จะเกิดช่องว่างเล็ก ๆ ขึ้นในเนื้อวัสดุ ซึ่งจะเป็นที่สะสมของของเหลว และเชื้อจุลินทรีย์ (Chung, Wei และ Reynolds, 1989)

ดังที่กล่าวมาแล้วว่าการศึกษาของ Andreasen และ Bishara ทั้ง 2 เรื่องได้ให้แนวคิดในการทำการศึกษเกี่ยวกับคุณสมบัติการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลในส่วนของสาเหตุ โดยเฉพาะสิ่งแวดล้อมในช่องปาก ทำให้มีการศึกษาในเรื่องนี้ตามมามากมาย และพบว่าปัจจัยที่มีผลต่อการลดลงของแรงมีดังต่อไปนี้

1. น้ำลาย (saliva)

จากคุณสมบัติพื้นฐานของพลาสติกโมดูลซึ่งเป็นโพลียูรีเทนโพลีเมอร์ชนิดหนึ่ง ซึ่งจะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อสัมผัสอยู่กับน้ำนานๆ จากปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส ทำให้มีผู้สนใจว่าน้ำลายซึ่งเป็นสภาพแวดล้อมสำคัญสิ่งหนึ่งในช่องปากจะมีผลอย่างไรต่อพลาสติกโมดูล และจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าพลาสติกโมดูลจะมีการลดลงของแรงในสภาพที่เปียกมากกว่าแห้ง (Andreasen และ Bishara, 1970 ; Ash และ Nikolai, 1978 ; Rock, Wilson และ Fisher, 1986 ; Kuster, Ingervall และ Burgin, 1986) ทั้งนี้ในการทำการวิจัยต่างๆ มักจะใช้น้ำลายเทียมในการศึกษา และอาจทำการศึกษาเปรียบเทียบกับน้ำกลั่นด้วยซึ่ง Andreasen และ Bishara (1970) พบว่าไม่มีผลแตกต่างกันระหว่างสภาพแวดล้อมที่เป็นน้ำกลั่นกับน้ำลาย แต่จากการศึกษาในกายเปรียบเทียบกับในน้ำและในอากาศ ซึ่ง Ash และ Nikolai (1978) ได้ทำการศึกษาในกายเป็นการศึกษาแรก พบว่าการลดลงของแรงในสภาพแวดล้อมทั้ง 3 แบบจะคล้ายคลึงกัน แต่เมื่อเวลาผ่านไป 1/2 ชั่วโมง การลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลในกายจะมากกว่าในอากาศอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อครบ 3 สัปดาห์ ก็จะลดลงมากกว่าในอากาศถึงร้อยละ 20 ส่วนการศึกษาเปรียบเทียบการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลระหว่างในกายกับในน้ำพบว่ามีผลแตกต่าง ซึ่งผลการศึกษาที่ขัดแย้งกับผลของ Andreasen และ Bishara คือพบว่าจะเริ่มพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเวลาผ่านไป 1 สัปดาห์ และโดยการลดลงของแรงในกายจะมากกว่าในน้ำ และเมื่อครบ 3 สัปดาห์ ความแตกต่างนี้จะมีค่าประมาณ 45 กรัม ซึ่งเขากล่าวว่าอาจไม่มีนัยสำคัญทางคลินิก เมื่อเปรียบเทียบกับแรงเริ่มต้นซึ่งมีขนาดสูงถึง 600-700 กรัม

Kuster, Ingervall และ Burgin (1986) ก็ได้ทำการศึกษาถึงการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลเปรียบเทียบระหว่างนอกร่างกาย กับในกายซึ่งทำในผู้ป่วยจริง ซึ่งผลที่ได้สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Ash และ Nikolai (1978) คือพบว่าการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลในสภาพแวดล้อมในช่องปากจริงนั้นมากกว่าในห้องทดลอง โดยพบว่าแรงที่เหลือหลังจากเวลา

ผ่านไป 4 สัปดาห์ มีเพียงร้อยละ 43-52 ของแรงเริ่มต้น ซึ่งการลดของแรงจะเกิดขึ้นอย่างรวดเร็วมากที่สุดภายใน 8 ชั่วโมงแรกที่อยู่ในช่องปาก โดยจะลดลงถึงร้อยละ 28-34 ทำให้แรงที่เหลือหลังจาก 4 สัปดาห์ น้อยกว่า 150 กรัม ซึ่งไม่เพียงพอต่อการเคลื่อนฟัน และได้กล่าวว่าการให้แรงเริ่มต้นในขนาดสูงเพื่อชดเชยการลดลงของแรงอย่างรวดเร็วนี้ อาจทำให้เกิดการเปลี่ยนรูปร่างของฟันซึ่งผลที่ตามมาคือไม่มีแรงในการเคลื่อนฟันเช่นกัน

Wong (1976) พบว่าน้ำมีผลทำให้ทั้งลาเท็กซ์อีลาสติก และพลาสติกโมดูล มีโมดูลัสการยืดหยุ่นลดลง ซึ่งผลที่ตามมาก็คือมีการลดลงของแรงสอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมา (Andreasen และ bishara, 1970 ; Kuster, Ingervall และ Burgin, 1986)

2. อุณหภูมิ (temperature)

Brookes และ Hershey (1976) ได้ศึกษาถึงผลของอุณหภูมิและเวลาที่มีต่อการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูล พบว่าพลาสติกโมดูลที่ได้รับความร้อนจะเกิดการลดลงของแรงจนเหลือเพียงร้อยละ 30 ของแรงเริ่มต้นเมื่อเวลาผ่านไปเพียง 1 ชั่วโมง จากนั้นจะค่อยลดลงด้วยอัตราที่ช้าลง และเหลือแรงเพียงร้อยละ 20 ของแรงเริ่มต้นเมื่อเวลาผ่านไป 4 สัปดาห์

ในการศึกษาการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลนั้น อุณหภูมิในช่องปากหรืออุณหภูมิร่างกายก็มักจะถูกกำหนดเป็นสภาพแวดล้อมประการหนึ่งในการทดลองด้วยเสมอ แต่ก็เป็นกำหนดอุณหภูมิไว้ที่ 37 องศาเซลเซียส ซึ่งเป็นอุณหภูมิเฉลี่ยของร่างกาย ผลการศึกษาก็จะพบว่าที่อุณหภูมิร่างกายจะเกิดการลดลงของแรงมากกว่าที่อุณหภูมิห้อง (Andreasen และ Bishara, 1970 ; Brookes และ Hershey, 1976) เนื่องจากพลาสติกโมดูล เป็นสารประกอบประเภทโพลิเมอร์ของโพลิยูรีเทนชนิดหนึ่ง ซึ่งมีคุณสมบัติขึ้นกับอุณหภูมิดังที่ได้กล่าวมาแล้ว แต่ในสภาพช่องปากจริงจะมีการผันแปรของอุณหภูมิเนื่องจากอาหารที่รับประทานได้ De Genova และคณะ (1985) จึงได้สนใจที่จะศึกษาถึงผลของการผันแปรของอุณหภูมิที่มีต่อการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูล โดยเลือกศึกษาในช่วงอุณหภูมิระหว่าง 15 ถึง 45 องศาเซลเซียส เนื่องจากเป็นช่วงอุณหภูมิเฉลี่ยบนผิวฟันเมื่อมีการผ่านของอาหารที่มีอุณหภูมิสูงสุดและต่ำสุดที่นำมาศึกษาเป็น 60 และ 0 องศาเซลเซียสตามลำดับ โดยออกแบบการทดลองให้มีทั้งการดึงพลาสติกโมดูลในระยะทางที่คงที่และในระยะทางที่ลดลงเพื่อเลียนแบบการเคลื่อนของฟันจริงในน้ำลายเทียมที่อุณหภูมิเป็นช่วงดังกล่าวและกลุ่มตัวอย่างแบ่งเป็นพลาสติกโมดูลชนิดยาวและสั้นของ 3 บริษัท ผลการทดลองพบว่าพลาสติกโมดูลในสภาพแวดล้อมที่มีการเปลี่ยน

แปลงอุณหภูมิจะมีแรงหลงเหลือคิดเป็นร้อยละของแรงเริ่มต้นที่สูงกว่าเมื่อทดลองในสภาพแวดล้อมเดียวกัน แต่มีอุณหภูมิคงที่ที่ 37 องศาเซลเซียส เมื่อเปรียบเทียบการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลของบริษัต่าง ๆ เมื่อยึดเป็นระยะทางคงที่และมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ พบว่า เอเนอร์ยี เซน ของบริษัท ร็อกกี เมาเทน ออร์โธคอนดิกส์ มีอัตราร้อยละของแรงที่เหลืออยู่สูงที่สุด รองลงมาคือ อีลาส-โอ เซน (Elas-O Chain[®]) ของบริษัท ทีพี แลบบอราทอรี (TP Laboratories) และ เพาเวอร์ เซน ทู (Power Chain II[®]) ของบริษัท ออร์มโก คอร์ปอเรชัน

จากผลการทดลองของ De Genova และคณะ ในส่วนของอุณหภูมิที่มีผลต่อการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูล ก็สรุปได้ว่าช่วงอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงระหว่าง 15 ถึง 45 องศาเซลเซียส จะทำให้เกิดการลดลงของแรงน้อยกว่าอุณหภูมิคงที่ที่ 37 องศาเซลเซียส ซึ่งเขากล่าวว่าอาจเกี่ยวกับการเพิ่มขึ้นของความแข็งตึง (stiffness) ในช่วงอุณหภูมิดังกล่าว ซึ่งผลการทดลองนี้ก็น่าจะใกล้เคียงกับสิ่งที่เกิดขึ้นจริงในช่องปากมากกว่าผลการทดลองที่ผ่านมา

3. การเคลื่อนของฟัน (tooth movement)

ในการใช้พลาสติกโมดูลเคลื่อนฟันในลักษณะต่างๆ ย่อมต้องมีการลดลงของระยะทางที่พลาสติกโมดูลถูกยึด จากผลของการเคลื่อนของฟันนี้ทำให้แรงจากพลาสติกโมดูลย่อมต้องลดลงด้วย ซึ่งอาจกล่าวได้ว่าการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลเกิดจากสาเหตุหลัก 2 ประการ คือ เกิดจากความสามารถในการให้แรงของพลาสติกโมดูลลดลงจากคุณสมบัติเชิงกลที่เปลี่ยนไป และเกิดจากการเคลื่อนของฟันที่พลาสติกโมดูลตั้งอยู่

Hershey และ Reynolds (1975) สนใจที่จะศึกษาถึงการลดลงของแรงของพลาสติกโมดูลเมื่ออยู่ภายใต้สภาวะที่เลียนแบบการเคลื่อนของฟันจริง ซึ่งนับเป็นงานวิจัยแรกที่ศึกษาผลจากปัจจัยนี้ และได้ออกแบบการทดลองให้มีการลดลงของระยะทางที่ดึงพลาสติกโมดูลในอัตรา 0.25 และ 0.5 มิลลิเมตรต่อสัปดาห์ ผลการศึกษาพบว่า การเลียนแบบการเคลื่อนฟันจะทำให้อัตราการลดลงของแรงเพิ่มมากขึ้น ถ้าอัตราการเคลื่อนฟันเป็น 0.25 มิลลิเมตรต่อสัปดาห์ จะทำให้เหลือแรงอยู่ประมาณ $1/3$ ของแรงเริ่มต้น เมื่อเวลาผ่านไป 1 เดือน และถ้าอัตราการเคลื่อนฟันเป็น 0.5 มิลลิเมตรต่อสัปดาห์ จะทำให้เหลือแรงอยู่ประมาณ $1/4$ ของแรงเริ่มต้น เมื่อเวลาผ่านไป 1 เดือน

De Genova และคณะ (1985) ก็ได้ศึกษาถึงผลของระยะทางที่ลดลงจากการเคลื่อนของฟันที่มีต่อการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลเช่นกัน โดยออกแบบการทดลองให้มีสภาพ

แวล้อมที่ใกล้เคียงสภาพจริงในช่องปาก ในเรื่องของการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในช่วงระหว่าง 15 ถึง 45 องศาเซลเซียส ดังที่กล่าวมาแล้ว และกำหนดให้มีการลดลงของระยะทางที่ติดตั้งพลาสติกโมดูลในอัตรา 0.5 มิลลิเมตรต่อสัปดาห์ ผลการทดลองพบว่าการลดลงของระยะทางที่ติดตั้งพลาสติกโมดูล ทำให้อัตราร้อยละเฉลี่ยของแรงที่เหลืออยู่ลดลงมากกว่าการติดตั้งพลาสติกโมดูลในระยะทางที่คงที่ และจะลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อครบ 14 วัน (ลดระยะทางลง 1.0 มิลลิเมตร) และเมื่อครบ 21 วัน (ลดระยะทางลง 1.5 มิลลิเมตร)

4. สภาพความเป็นกรด-ด่าง (pH)

สิ่งแวดล้อมจริงในช่องปากอีกประการหนึ่งที่มีผู้สนใจนำมาศึกษาถึงผลที่มีต่อการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลคือ สภาพความเป็นกรด-ด่าง ซึ่งวัดเป็นค่า pH

Ferriter, Meyers และ Lorton (1990) ได้ทำการศึกษาผลของค่า pH ที่มีต่อการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูล เนื่องจากคิดว่าค่า pH ทั้งจากน้ำลายและคราบจุลินทรีย์ (dental plaque) น่าจะมีผลกระทบต่อคุณสมบัติของโพลียูรีเทนโพลีเมอร์ เขาได้ออกแบบการทดลองเพื่อติดตั้งพลาสติกโมดูลเป็นระยะทางคงที่ในน้ำลายที่มีค่า pH 2 ค่า คือ pH 4.95 เป็นตัวแทนของสภาพความเป็นกรดเนื่องจากเป็นค่าที่พบได้บ่อยในทางคลินิกในผู้ป่วยที่มีปัญหาการเกาะติดของอาหารประเภทแป้งบนตัวฟัน และ pH 7.26 เป็นตัวแทนของสภาพความเป็นด่างเนื่องจากเป็นค่า pH ที่อยู่ในช่วง pH ปกติของน้ำลายและคราบจุลินทรีย์ ประชากรที่ศึกษาเป็นพลาสติกโมดูลจาก 7 บริษัททั้งหมดนำมาติดตั้งที่ระยะทาง 15 มิลลิเมตร และติดตั้งที่ระยะทาง 19 มิลลิเมตร จำนวนเพียง 4 บริษัทจากทั้งหมด ผลการทดลองสรุปได้ว่าพลาสติกโมดูลของทุก ๆ บริษัท จะมีการลดลงของแรงเมื่อเวลาผ่านไปสภาพ pH 7.26 มากกว่าในสภาพ pH 4.95 และไม่มี ความแตกต่างในระยะทางที่ติดตั้ง ยกเว้นพลาสติกโมดูลจากบริษัท ออร์มโก คอร์โปเรชัน ซึ่งให้ผลตรงกันข้าม คือจะมีการลดลงของแรงมากกว่าเมื่ออยู่ในสารละลายที่มี pH 7.26 แต่ก็เฉพาะในช่วงสัปดาห์แรกเท่านั้น หลังจากนั้นอัตราการลดลงของแรงก็จะเป็นไปในทางเดียวกับของบริษัทอื่น

จากผลการทดลองนี้ทำให้เกิดสมมติฐานขึ้นว่า อัตราการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลแปรผกผันกับค่า pH ในช่องปาก และค่า pH ที่สูงกว่าค่าปกติในช่องปากจะเพิ่มอัตราการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูล อย่างไรก็ตามก็ตีพิมพ์แพทย์จัดฟันก็ไม่สามารถควบคุมสภาพ

แวดล้อมในช่องปากได้ทั้งหมด แต่ก็สามารถที่จะรู้ถึงปัจจัยต่างๆ ที่จะมีผลกระทบต่อเครื่องมือที่เลือกใช้ ซึ่งเป็นสิ่งที่ต้องคำนึงถึงด้วย

5. แรงเริ่มต้น (initial force)

มีผู้ทำการศึกษาถึงความสัมพันธ์ของแรงเริ่มต้นกับการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลหลายการศึกษา ซึ่งผลที่ได้ก็แตกต่างกันไปดังนี้

จากการศึกษาของ Hershey และ Reynolds (1975) ข้อหนึ่งกล่าวว่าลักษณะการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลไม่มีความสัมพันธ์กับขนาดของแรงเริ่มต้น

Young และ Sandrik (1979) พบว่าการเพิ่มแรงเริ่มต้นเป็น 2 เท่าของกลุ่มควบคุมคือ 180 กรัม ทำให้มีการลดลงของแรงมากกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งเขากล่าวว่าอาจเป็นเพราะวัสดุถูกยึดจนเกินขีดจำกัดยืดหยุ่น จนเกิดการเปลี่ยนรูปอย่างถาวร

Rock, Wilson และ Fisher (1985) ได้ทำการศึกษาเพื่อหาระยะทางที่ต้องยึดให้ได้แรงที่เหมาะสมต่อการเคลื่อนฟัน คือ 2-3 นิวตัน ซึ่งพบว่าต้องยึดออกเป็นระยะทางเพิ่มขึ้นร้อยละ 50-75 ของความยาวเดิม และถ้ายึดถึงร้อยละ 100 จะได้แรงเพิ่มเป็น 4 นิวตัน ซึ่งมากกว่าที่ต้องการ ทั้งนี้เขาทำการศึกษาโดยกำหนดจำนวนห่วงของพลาสติกโมดูล เป็น 2, 3 และ 4 ห่วง ซึ่งเป็นจำนวนที่ทันตแพทย์จัดฟันมักจะใช้จริงในคลินิก

ผลการศึกษาส่วนหนึ่งของ De Genova และคณะ (1985) พบว่าพลาสติกโมดูลชนิดห่วงสั้นจะให้แรงเริ่มต้นที่สูงกว่าพลาสติกโมดูลชนิดยาวเมื่อตั้งในระยะเวลาที่เท่ากันและพลาสติกโมดูลชนิดห่วงสั้นจะมีอัตราร้อยละของแรงที่เหลืออยู่สูงกว่าพลาสติกโมดูลชนิดยาว ซึ่งสรุปได้ว่าพลาสติกโมดูลที่ให้แรงเริ่มต้นสูงกว่าจะมีอัตราร้อยละของแรงที่เหลืออยู่สูงกว่าเช่นกัน

Kuster, Ingervall และ Burgin (1986) ทำการศึกษาเปรียบเทียบการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลเปรียบเทียบระหว่างในและนอกช่องปาก ผลการทดลองส่วนหนึ่งพบว่าถ้าต้องการแรงที่เหมาะสมในการดึงฟันเขี้ยวถอยหลังจะต้องให้แรงเริ่มต้นมากกว่า 300 กรัม แต่ทั้งนี้ก็จะเสี่ยงต่อการเกิดการเปลี่ยนรูปอย่างถาวรซึ่งจะทำให้ฟันไม่เคลื่อน และยังได้แนะนำให้คำนึงถึงแรงเสียดทานระหว่างลวดกับแบรคเกตด้วย

6. อื่นๆ

6.1 ฟลูออไรด์ (fluoride)

von Fraunhofer, Coffelt และ Orbell (1992) ได้ทำการศึกษาดังผลของสารที่มีการนำมาใช้ในช่องปาก 4 ชนิด และในน้ำกลั่น เปรียบเทียบกับในอากาศที่มีต่อคุณสมบัติยึดหยุ่นของพลาสติกโมดูลจาก 3 บริษัท สาร 4 ชนิด ที่นำมากล่าวคือสารละลายโปแตสเซียมคลอไรด์ (KCl) ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 0.4 น้ำลายเทียมออราลูบ (Oralube[®]) สารละลายกรดฟลูออไรด์ฟอสเฟต (APE) ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 0.31 และเจลแคม (Gelkam[®]) ซึ่งเป็นสารละลายสแตนนัสฟลูออไรด์ (SnF₂) ที่มีความเข้มข้นร้อยละ 0.4 ผลการทดลองพบว่า สารละลายกรดฟลูออไรด์ฟอสเฟตทำให้เกิดการลดลงของแรงมากที่สุดในพลาสติกโมดูลของทุกบริษัท ส่วนเจลแคมทำให้เกิดการลดลงของแรงน้อยที่สุด รองลงมาคือน้ำกลั่นกับสารละลายโปแตสเซียมคลอไรด์

นอกจากนี้ยังพบว่าพลาสติกโมดูลที่มีค่าโมดูลัสการยึดหยุ่นต่ำ ซึ่งพลาสติกโมดูลจากบริษัท ออร์มโก คอร์ปอเรชัน และบริษัท ยูนิเท็ก จะได้รับผลกระทบจากสารเหล่านี้ได้มากกว่าพลาสติกโมดูลที่มีค่าโมดูลัสของการยึดหยุ่นสูง ซึ่งคือพลาสติกโมดูลจากบริษัท ทีพี แลบบอราทอรี โดยจะมีผลกระทบเฉพาะจากสารละลายกรดฟลูออไรด์ฟอสเฟตและจากน้ำลายเทียมออราลูบเท่านั้น

จากผลการทดลอง สรุปได้ว่าการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลจะเกิดเป็นปัญหาในทางคลินิกที่ต้องการแรงดึงถึง 300 กรัม หรือกรณีที่ต้องมีการสัมผัสกับสารละลายกรดฟลูออไรด์ฟอสเฟตนานกว่าปกติ และอัตราการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลขึ้นอยู่กับค่าโมดูลัสการยึดหยุ่นและสภาพแวดล้อมที่แปรเปลี่ยนไป ซึ่งหมายถึงสารต่างๆ ที่นำมาศึกษานั้นเอง

6.2 ทันตแพทย์จัดฟัน (clinician)

Chung, Wei และ Reynolds (1989) ได้ทำการศึกษาแบบนอกกายเกี่ยวกับพลาสติกโมดูล โดยมีวัตถุประสงค์คือ

1. หาระยะทางในคลินิกที่จะยึดพลาสติกโมดูลเพื่อดึงฟันเขี้ยวถอยหลัง
2. หาขนาดของแรงที่ทันตแพทย์จัดฟันมักจะใช้ในการดึงฟันเขี้ยวถอยหลังในคลินิก

3. เปรียบเทียบความแตกต่างของขนาดของแรงที่ใช้ดึงฟันเขี้ยวโดยหลัง ระหว่างทันตแพทย์จัดฟันที่มีประสบการณ์มากและน้อย

ผลการศึกษาพบว่าระยะทางในคลินิกที่จะยึดพลาสติกโมดูลเพื่อดึงฟันเขี้ยวโดยหลังเท่ากับ 28 มิลลิเมตร และขนาดของแรงที่ใช้มีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 125 ถึง 310 กรัม ซึ่งมีค่าเฉลี่ยเป็น 221 กรัม และในวัตถุประสงค์ข้อสุดท้ายก็พบว่าไม่มีความแตกต่างของขนาดของแรงที่ใช้ดึงฟันเขี้ยวระหว่างทันตแพทย์จัดฟันที่มีประสบการณ์มากและน้อย

จากผลการศึกษาที่ได้นั้นจะเห็นว่าแรงที่ใช้มีช่วงกว้างมาก ซึ่งถ้ากำหนดระยะทางที่จะยึดพลาสติกโมดูลไว้คงที่แล้ว สาเหตุที่แรงที่ใช้มีช่วงกว้างน่าจะมาจาก

1. พลาสติกโมดูลจากแต่ละบริษัทมีช่วงความถี่ห่างของห่วงแตกต่างกัน แต่ทันตแพทย์จัดฟันก็ยังติดที่จะใช้พลาสติกโมดูลในลักษณะที่ถนัด (manner) ของตนเอง เช่น บางคนถนัดที่จะใช้ช่วงความยาวน้อยก็จะตัดพลาสติกโมดูลมาช่วงสั้น ไม่ว่าจะเป็พลาสติกโมดูลจากบริษัทใด ซึ่งผลที่ตามมาคือแรงที่ใช้ในทันตแพทย์จัดฟันคนเดียวก็มีความถี่ห่าง

2. ค่าความแข็งดึงที่ต่างกันพลาสติกโมดูลจากแต่ละบริษัท ดังนั้นจึงน่าจะมีการศึกษาเพิ่มเติมถึงผลของลักษณะการใช้พลาสติกโมดูลในทันตแพทย์จัดฟันที่มีต่อขนาดของแรงที่ใช้ โดยออกแบบการทดลองให้ใช้พลาสติกโมดูลจากบริษัทเดียวกัน

6.3 บริษัทผู้ผลิต (manufacturer)

ถึงแม้พลาสติกโมดูลของทุกบริษัทจะผลิตมาจากเทอร์โมพลาสติกโพลีเอทิลีนออลฟาไดเมอริกเหมือนกัน แต่กระบวนการผลิตหรือชนิดของวัตถุดิบที่ใช้ก็ทำให้พลาสติกโมดูลมีคุณสมบัติแตกต่างกันได้ จากการศึกษาของ ริชชี (2531) พบว่าพลาสติกโมดูลจากต่างบริษัทกัน ถึงแม้จะมีลักษณะการลดลงของแรงที่คล้ายกัน แต่การให้แรงและอัตราการลดลงของแรงนั้นแตกต่างกัน ซึ่งผลการวิจัยนี้สอดคล้องกับผลของ Killiany และ Duplessis (1985) ทั้งนี้สาเหตุของความแตกต่างดังกล่าวยังไม่สามารถชี้ชัดได้ เนื่องจากทั้งวัตถุดิบและกรรมวิธีการผลิตเป็นความลับของทางบริษัท

การยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้ (prestretching)

Wong (1976) ได้ทำการศึกษาความเปลี่ยนแปลงของแรงที่เกิดขึ้นของ ลาทีกซ์ อีลาสติกและพลาสติกโมดูล และความเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุทั้งสองชนิด ในสภาพแวดล้อมต่างๆ ผลการศึกษาส่วนหนึ่งพบว่า การยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้เป็นระยะทาง 1 ใน 3 ของความยาวเดิม จะช่วยเพิ่มความแข็งแรงแก่พลาสติกโมดูลได้

Brookes และ Hershey (1976) ก็พบว่า การยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้จะทำให้อัตราการลดลงของแรงจากพลาสติกโมดูลลดลง โดยจะมีแรงเหลือประมาณร้อยละ 50 ของแรงเริ่มต้น เมื่อเวลาผ่านไป 1 ชั่วโมง และประมาณร้อยละ 31 ของแรงเริ่มต้นเมื่อเวลาผ่านไป 4 สัปดาห์ ซึ่งอัตราการลดลงของแรงในพลาสติกโมดูลที่ผ่านการยืดก่อนใช้นี้จะน้อยกว่าพลาสติกโมดูลที่ไม่ได้ยืดก่อนใช้ถึงร้อยละ 20 และ 11 ตามลำดับ

ต่อมา Young และ Sandrik (1979) ได้ศึกษาถึงผลของการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้กับการลดลงของแรง โดยวิธีการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้จะทำโดยใช้เครื่องมืออย่างง่ายดึงยืดอย่างรวดเร็วแล้วปล่อยกลับตำแหน่งเดิม ผลการทดลองพบว่าพลาสติกโมดูลที่ผ่านการยืดก่อนใช้ จะลดการลดลงของแรงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเปรียบเทียบกับพลาสติกโมดูลที่ไม่ผ่านการยืดก่อนใช้

Brantley และคณะ (1979) สนใจผลการทดลองของ Brookes และ Hershey (1976) ซึ่งพบว่า การยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้จะช่วยปรับปรุงคุณภาพของวัสดุได้ เขาจึงได้ทำการศึกษาก่อนใช้ โดยมียัตถุประสงค์คือ

1. ศึกษาสภาพแวดล้อมและเวลาที่ใช้ในการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้ โดยกำหนดสภาพแวดล้อมไว้ 2 แบบคือ

1.1 ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส

1.2 ในอากาศที่อุณหภูมิห้องคือ 24 องศาเซลเซียส

และกำหนดระยะเวลาที่ทำการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้เป็น 24 ชั่วโมง และ 3 สัปดาห์

2. ศึกษาถึงผลของช่วงเวลาหลังจากการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้กับการเริ่มต้นทดสอบการลดลงของแรง โดยกำหนดไว้ 3 แบบ

2.1 วัดแรงทันทีที่สิ้นสุดการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้

2.2 วัดแรงเมื่อเวลาผ่านไป 24 ชั่วโมง

2.3 วัดแรงเมื่อเวลาผ่านไป 1 สัปดาห์

สรุปผลการทดลองในส่วนที่เกี่ยวกับการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้ได้ดังนี้

1. การยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา ระหว่าง 24 ชั่วโมง ถึง 1 สัปดาห์ เป็นวิธีที่ทำให้พลาสติกโมดูลให้แรงเกือบคงที่ แต่ต้องใช้งานทันทีหลังจากทำการยืดก่อนใช้เสร็จ

2. การยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้ในอากาศที่อุณหภูมิห้องคือ 24 องศาเซลเซียส เป็นวิธีที่ไม่มีประสิทธิภาพเพียงพอที่จะทำให้พลาสติกโมดูลให้แรงเกือบคงที่ได้

3. พบว่าพลาสติกโมดูลแต่ละชนิดไม่ว่าจะทำการยืดก่อนใช้ด้วยวิธีใดก็ตาม จะให้แรงในตอนสิ้นสุดการทดลองใกล้เคียงกัน และใกล้เคียงกับกลุ่มควบคุมด้วย

จะเห็นได้ว่าวิธีการนี้ค่อนข้างยุ่งยากและเสียเวลาในการใช้งานจริงในคลินิก เพราะจะต้องเตรียมการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้ไว้ก่อนเป็นเวลานาน และต้องมีการตรวจประวัติผู้ป่วยล่วงหน้าทุกวัน

ผลการศึกษาของ von Fraunhofer, Coffelt และ Orbell (1992) ซึ่งทำการศึกษาดังกล่าวของสารต่างๆ ที่มีต่อการลดลงของแรงในพลาสติกโมดูลทุก 3 บริษัท รวมทั้งได้ศึกษาผลของการทำการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้ในสภาพแวดล้อมดังกล่าวด้วย ซึ่งผลการศึกษาพบว่าในสภาพแวดล้อมต่างๆ ที่กำหนดนั้น การทำการยืดพลาสติกโมดูลก่อนใช้จะมีผลแตกต่างที่เห็นได้ชัดเจนเฉพาะกับพลาสติกโมดูลจากบริษัท ออร์มโก คอร์ปอเรชัน เท่านั้น

นอกจากนี้ Kovatch และคณะ (1976) แนะนำให้ทันตแพทย์จัดฟันยืดพลาสติกโมดูลอย่างช้าๆ เมื่อใช้งาน ซึ่งจะช่วยให้สามารถคงขนาดของแรงให้อยู่ในระดับสูงได้เป็นเวลานานขึ้น

พัฒนาการ (development)

กระบวนการผลิตพลาสติกโมดูลมีการปรับปรุงและพัฒนาเรื่อยๆ โดยเฉพาะผลิตภัณฑ์จากแต่ละบริษัทเพื่อผลในทางการค้า โดยมุ่งที่จะผลิตวัสดุซึ่งสามารถให้แรงค่อนข้างคงที่ในระยะเวลาอันยาวนาน ซึ่งเป็นเหตุผลให้บริษัท ออร์มโก คอร์ปอเรชัน เปลี่ยนนโยบายริเทนเรนซิน

(polyurethane resin) ที่ใช้ในการผลิตพลาสติกโมดูลในปี ค.ศ. 1981 และต่อมาในปี 1982 บริษัท ร็อกกี เมาเทน ออร์โธดอนติกส์ ได้ออกผลิตภัณฑ์ชนิดใหม่สู่ท้องตลาด คือ เอเนอร์ยี เซน โดยโฆษณาว่าเป็นอิลาสติกที่เหนียว (tough) ซึ่งจะให้แรงคงที่และต่อเนื่องเป็นระยะเวลานาน และมีรูปลักษณะที่ต่างออกไปซึ่งจะทำให้ลดการลดลงของแรงได้ บริษัท ทีพี แลบบอราทอรี ซึ่งจำหน่าย อีลาส-โอ เซน กล่าวว่าผลิตภัณฑ์นี้จะให้แรงต่อเนื่องในระดับต่ำ (light continuous force) โดยได้ออกแบบให้ไม่มีช่วงต่อระหว่างห่วง ซึ่งเป็นการเสริมให้วัสดุมีริชิลีเยนซ์เพิ่มขึ้น ทำให้ให้แรงระดับต่ำได้เป็นระยะเวลานาน (De Genova และคณะ, 1985)

นอกจากชนิดของวัตถุดิบและการออกแบบแล้ว วิธีการผลิตก็มีผลต่อคุณสมบัติของพลาสติกโมดูลด้วย Hershey และ Reynolds (1975) ได้ตั้งข้อสังเกตถึงความแตกต่างระหว่างพลาสติกโมดูลที่ผลิตด้วยวิธีตอกจากแบบ (extrusion) หรือการตัดออกมาจากแผ่นพลาสติก โพลีเมอร์ (die-cut stamping process) กับพลาสติกโมดูลที่ผลิตด้วยวิธีหลอมเพื่อขึ้นแบบ (intrusion) หรือการอัดโพลียูรีเทนโพลีเมอร์เข้าไปในแบบหล่อ (injection-mold) ออร์มโก เพาเวอร์ เซน และ เอเนอร์ยี เซน ของบริษัท ร็อกกี เมาเทน ออร์โธดอนติกส์ เป็นตัวอย่างของพลาสติกโมดูลที่ผลิตด้วยวิธีตอกจากแบบ และ อีลาส-โอ เซน เป็นตัวอย่างของพลาสติกโมดูลที่ผลิตด้วยวิธีหลอมเพื่อขึ้นแบบ

เมื่อไม่นานมานี้ก็ได้มีการผลิตพลาสติกโมดูลชนิดสีออกมาเพื่อความสวยงาม เพิ่มจากสีเทา และสีใส ที่มีอยู่แต่เดิม และในปี 1992 Baly และ von Fraunhofer ได้ทำการศึกษาการลดลงของแรงและความคงตัวของขนาดของพลาสติกโมดูลสีต่างๆ จาก 3 บริษัทคือ บริษัท ออร์มโก คอร์โปเรชัน บริษัท ยูนิเท็ก คอร์โปเรชัน และบริษัท มาเซล (Masel) ผลการศึกษาพบว่าพลาสติกโมดูลชนิดสีของทุกบริษัทมีการลดลงของแรงเมื่อเวลาผ่านไปและพลาสติกโมดูลของบริษัท ออร์มโก คอร์โปเรชัน แสดงลักษณะการให้แรงที่ขึ้นกับสี โดยพลาสติกโมดูลสีต่างๆ ของบริษัท ยูนิเท็ก และบริษัทมาเซล ไม่มีความแตกต่างในการให้แรงในระหว่างสีต่างๆ กับสีเทาของแต่ละบริษัท ในขณะที่พลาสติกโมดูลสีเขียวและสีม่วงของบริษัท ออร์มโก คอร์โปเรชัน มีความแตกต่างของการให้แรงและการลดลงของแรงเมื่อเทียบกับพลาสติกโมดูลสีเทา นอกจากนี้ยังพบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างพลาสติกโมดูลสีเดียวกันแต่ต่างบริษัทกันอีกด้วย

เนื่องจากเครื่องมือทางทันตกรรมจัดฟันชนิดติดแน่นทำให้ผู้ป่วยทำความสะอาดได้ไม่ดีนัก ทำให้เกิดโรคเหงือกอักเสบหรือโรคปริทันต์ รวมทั้งอาจทำให้เกิดการสูญเสียแคลเซียมจากผิวเคลือบฟัน (decalcification) อันเป็นจุดเริ่มต้นของโรคฟันผุ ซึ่งก็มีการป้องกันด้วยวิธีการต่างๆ เช่น การควบคุมการเกิดแผ่นคราบจุลินทรีย์ การใช้ฟลูออไรด์ (fluoride) เฉพาะที่ทาบริเวณโดยรอบแบรคเกต รวมทั้งการให้ฟลูออไรด์แก่ผู้ป่วยกลับไปใช้ที่บ้านซึ่งเป็นวิธีที่ได้ผลดี แต่จำเป็นต้องอาศัยความร่วมมือจากผู้ป่วย จึงได้มีการผลิตพลาสติกโมดูลที่มีฟลูออไรด์อยู่ด้วย และจะค่อยๆ ปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาในช่องปากเมื่อใช้งาน เนื่องจากคุณสมบัติของโคโพลิเมอร์ เมมเบรน (copolymer membrane) สามารถกักเก็บอนุภาคฟลูออไรด์ (fluoride ion) ได้ และสามารถควบคุมอัตราการปล่อยออกสู่ช่องปากได้อีกด้วย (Joseph, Grober และ Rossouw, 1993) ซึ่งเป็นลักษณะของเครื่องมือควบคุมการปล่อยฟลูออไรด์ (Controlled Fluoride Releasing Device : CFRD) แต่จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าพลาสติกโมดูลชนิดที่มีฟลูออไรด์นี้จะสามารถปล่อยฟลูออไรด์ออกมาในปริมาณที่เพียงพอต่อการป้องกันฟันผุเฉพาะในช่วง 24 ชั่วโมงแรกเท่านั้น หลังจากนั้นปริมาณฟลูออไรด์ที่หลงเหลืออยู่และค่อยๆ ออกมาในช่องปากจะต่ำเกินกว่าที่จะใช้ป้องกันฟันผุได้ (Storie, Regennitter และ von Fraunhofer, 1992 ; Joseph, Grober และ Rossouw, 1993)

การลดลงของขนาดของแรงของพลาสติกโมดูลชนิดที่มีฟลูออไรด์จะเป็นไปอย่างรวดเร็ว โดยในตอนเริ่มต้นจะให้แรงสูงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับพลาสติกโมดูลสีเทาที่ใช้เป็นมาตรฐาน แต่เมื่อเวลาผ่านไปเพียง 1 สัปดาห์ จะมีแรงเหลืออยู่ไม่เพียงพอที่จะใช้เคลื่อนฟันเขี้ยวถอยหลัง (Storie และคณะ, 1992) นอกจากนี้ยังพบว่าพลาสติกโมดูลชนิดที่มีฟลูออไรด์มีการบวมตัวมากกว่าพลาสติกโมดูลสีเทา ซึ่งอาจเกิดจากในกระบวนการปล่อยฟลูออไรด์จะต้องมีน้ำเข้ามาแทนที่ในพลาสติกโมดูล อันอาจเป็นสาเหตุร่วมที่ทำให้แรงลดลงอย่างรวดเร็ว แต่ผลเสียที่ตามมาคือ เป็นจุดที่เกิดการก่อตัวของคราบจุลินทรีย์ได้ง่าย (Joseph และคณะ, 1993)

จากข้อเสียหลายๆ ประการ ทำให้พลาสติกโมดูลชนิดที่มีฟลูออไรด์ยังไม่เป็นที่นิยมใช้ ประกอบกับมีการผลิตโมดูลสำหรับยึดลวดเข้ากับแบรคเกตที่มีฟลูออไรด์ออกจำหน่าย ซึ่งจากลักษณะการใช้งานจะให้ผลในการป้องกันฟันผุดีกว่าเนื่องจากตำแหน่งที่มักเกิดฟันผุคือบริเวณโดยรอบแบรคเกตนั่นเอง และจากการศึกษาผลในการลดและควบคุมปริมาณเชื้อสเตรปโต

คอคคัส มิวแทนส์ (*Streptococcus mutans* : *S. mutans*) ซึ่งเป็นปัจจัยหนึ่งของการเกิดโรคฟันผุ พบว่ามีผลในการลดละควบคุมเชื้อดังกล่าว (Wilson และ Gregory, 1995)

สรุป

พลาสติกโมดูลเป็นวัสดุที่ทันตแพทย์จัดฟันนิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย เนื่องจากข้อดีหลาย ๆ ประการที่เหนือกว่าวัสดุและเครื่องมือชนิดอื่นที่ใช้ในวัตถุประสงค์เดียวกัน แต่ข้อเสียคือการลดลงของแรงเมื่อเวลาผ่านไปก็เป็นปัญหาที่ยังแก้ไขไม่ได้ แม้แต่วิธีการยึดพลาสติกโมดูลก่อนใช้ที่พบว่าจะช่วยลดอัตราการลดลงของแรงลงได้ก็ยังคงเป็นวิธีที่คลุมเครือและยังสรุปแน่นอนไม่ได้

ดังนั้นนอกจากการทำการศึกษาเพื่อพัฒนาปรับปรุงวัสดุชนิดนี้ให้สมบูรณ์ยิ่งขึ้นแล้วทันตแพทย์จัดฟันควรเข้าใจถึงสิ่งที่จะเกิดขึ้นกับวัสดุที่ใช้จากสภาพแวดล้อมต่างๆ ในช่องปาก ซึ่งอาจมีผลกระทบแทนการรักษาที่วางไว้ได้ รวมทั้งควรใช้วัสดุชนิดนี้ด้วยความระมัดระวังโดยเฉพาะในเรื่องของขนาดของแรง

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

แรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนฟันเขี้ยว (The optimal force for canine retraction)

แรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนฟัน (Optimal force) หมายถึง แรงที่มีขนาดพอเหมาะที่จะทำให้เกิดการเคลื่อนฟันอย่างมีประสิทธิภาพ และเคลื่อนด้วยอัตราเร็วสูงสุด ในขณะที่เดียวกันต้องก่อให้เกิดความไม่สบายต่อผู้ป่วย และเกิดอันตรายต่ออวัยวะปริทันต์น้อยที่สุดด้วย (Gianelly และ Goldman, 1971) หรือหมายถึง แรงที่มีขนาดน้อยที่สุดที่จะทำให้เกิดการตอบสนองของอวัยวะปริทันต์มากที่สุดหรือใกล้เคียง (Proffit และ Fields, 1993)

มีปัจจัยหลายประการที่มีผลต่อขนาดของแรงที่เหมาะสม ซึ่งอาจมาจากตัวฟันที่ต้องการให้เคลื่อนที่นั่นเอง เช่น ขนาด รูปร่างของตัวฟัน หรืออาจมาจากอวัยวะรองรับฟัน อันหมายถึง ลักษณะของเอ็นยึดปริทันต์ (periodontal ligament) ความหนาแน่นและลักษณะการเรียงตัวของกระดูกเบ้าฟัน (alveolar bone) ซึ่งจะมีปัจจัยจากอายุ และความแตกต่างของแต่ละบุคคลเข้ามาเกี่ยวข้อง นอกจากนี้ ขนาดของแรงที่เหมาะสมก็ยังขึ้นอยู่กับชนิดของการเคลื่อนฟัน และชนิดของแรงที่กระทำต่อฟันนั้นด้วย (Reitan, 1957 ; Gianelly และ Goldman, 1971) ดังแสดงในตารางที่ 1

ชนิดของการเคลื่อนฟัน	ขนาดฟัน	ขนาดของแรง (กรัม)
ทึบปิ้ง	เล็ก (ฟันตัด)	20-30
	ใหญ่ (ฟันเขี้ยว)	50-75
ทอร์ค (เคลื่อนรากฟัน)	เล็ก	50
	ใหญ่	120-150
บอดิลี่	เล็ก	40-50
	ใหญ่	150

ตารางที่ 1 : แสดงขนาดของแรงที่ใช้ในการเคลื่อนฟันชนิดต่าง ๆ (Gianelly และ Goldman, 1971)

Storey และ Smith ในปีค.ศ. 1952 ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับแรงที่ใช้เคลื่อนฟัน เขี้ยว และได้ข้อสรุปว่าในการเคลื่อนฟันนั้น จะมีแรงที่มีขนาดอยู่ในช่วงหนึ่งที่จะทำให้เกิดการเคลื่อนของฟันด้วยอัตราเร็วสูงสุด การใช้แรงที่มีขนาดสูงหรือต่ำกว่าค่าแรงในช่วงดังกล่าวจะทำให้อัตราเร็วของการเคลื่อนฟันลดลง และยังได้เสนอว่าขนาดของแรงที่เหมาะสมในการใช้เคลื่อนฟันเขี้ยวถอยหลัง อยู่ในช่วง 175-300 กรัม

ต่อมาในปี ค.ศ. 1956 Begg ได้เสนอหลักการค่าแรงแตกต่าง (differential forces concept) ซึ่งสอดคล้องกับข้อสรุปของ Storey และ Smith คือในการเคลื่อนฟันจะมีขนาดของแรงที่เหมาะสมอยู่ในช่วงหนึ่งเท่านั้น ถ้าใช้แรงที่ไม่อยู่ในช่วงนี้จะทำให้อัตราเร็วของการเคลื่อนฟันลดลง และได้เสนอช่วงของขนาดของแรงที่เหมาะสมที่จะใช้ในการเคลื่อนฟันเขี้ยวคือ 150-200 กรัม และเคลื่อนฟันกราม คือ 300-500 กรัม

Reitan (1957) ได้ทำการศึกษาการเคลื่อนของฟันในเชิงจุลกายวิภาค (histologic study) เมื่อได้รับแรงกระทำ และได้สรุปปัจจัยหลักที่มีผลต่อการเคลื่อนฟันไว้ 3 ประการ คือ ความแตกต่างของการตอบสนองของเนื้อเยื่อ (tissue) ของแต่ละบุคคล ชนิดของแรงกระทำ และ หลักกลศาสตร์ของแรงกระทำ จากผลการศึกษาพบว่า ในการเคลื่อนฟันโดยส่วนใหญ่มักจะเกิดการตายของเอ็นยึดปริทันต์ด้านที่ถูกกด (pressure side) แม้ว่าจะใช้แรงที่มีขนาดน้อยมากก็ตาม ทำให้บริเวณนั้นปราศจากเซลล์ (cell-free area) เกิดเป็นเนื้อเยื่อไฮยาลิน (hyalinized tissue) แต่อย่างไรก็ดี Reitan ก็ยังแนะนำให้ใช้แรงขนาดน้อยๆ (light force) ในการเคลื่อนฟัน เนื่องจากพบว่าจะทำให้เกิดการตายของเนื้อเยื่อน้อยกว่าการใช้แรงขนาดสูงๆ (strong force) และโดยเฉพาะในระยะแรกของการเคลื่อนฟัน การใช้แรงขนาดน้อยๆ จะทำให้เกิดการสร้างเสริมของเซลล์ (cell proliferation) ที่เกี่ยวข้องได้ดีกว่า ผลที่ตามมาคือเนื้อเยื่อไฮยาลินจะถูกกำจัดได้เร็วกว่าเนื่องจากถูกแทรกซึมจากเซลล์ที่ทำหน้าที่กำจัดได้ง่ายกว่า แรงที่ใช้ในระยะแรกนั้น Reitan แนะนำให้ใช้ประมาณ 40 กรัมในเด็ก และประมาณ 25 กรัมในผู้ใหญ่ แล้วจึงเพิ่มขึ้นเพื่อเอาชนะความตึงตัวของเอ็นยึดปริทันต์ทางด้านที่ถูกดึง (tension side) และเพื่อให้เหมาะสมกับตำแหน่งของฟันที่เริ่มเปลี่ยนไปนั้น

ในส่วนของหลักกลศาสตร์ที่เกี่ยวข้องซึ่งเป็นปัจจัยประการที่ 3 ที่ Reitan กล่าวถึงนั้นหมายถึงชนิดของการเคลื่อนฟัน จากการศึกษาของ Reitan ได้ชี้ให้เห็นความแตกต่างของการกระจายของแรงระหว่างการเคลื่อนฟันแบบทipping (tipping movement) และแบบบอดิลี

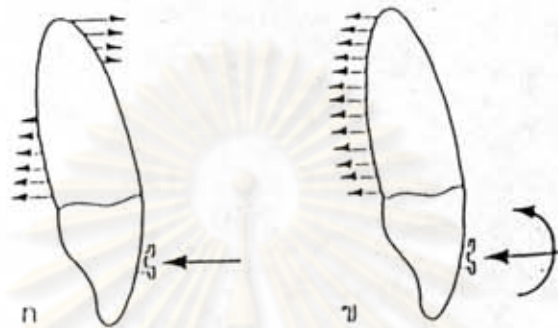
(bodily movement) คือเมื่อพิจารณาลักษณะการเคลื่อนของฟันแบบทึบปึง ฟันจะมีลักษณะเป็นคาน (two-armed lever) ซึ่งนอกจากจะทำให้ขนาดของแรงที่เกิดกับฟัน (active force) มากกว่าแรงที่ให้ (applied force) แล้ว ยังทำให้แรงนั้นรวมกันอยู่เป็นบริเวณแคบคือบริเวณใกล้สันกระดูก (alveolar crest) ซึ่งเป็นด้านกดในขณะที่การเคลื่อนฟันแบบบอดิลีทำให้แรงที่เกิดกับฟันกระจายอยู่ตลอดผิวรากฟันด้านกด ทั้งหมดนี้ทำให้ค่าแรงต่อพื้นที่ผิวฟันของการเคลื่อนฟันแบบทึบปึงนั้นมากกว่าแบบบอดิลี ซึ่งก็เป็นเหตุผลที่อธิบายสาเหตุที่พบเนื้อเยื่อไฮยาลินในการเคลื่อนฟันแบบทึบปึงมากกว่าแบบบอดิลี โดยที่ใช้แรงเท่ากันและจากหลักนี้ร่วมกับผลการทดลองของ Reitan ยังได้สรุปว่าแรงที่ใช้ในการเคลื่อนฟันแบบบอดิลีอย่างต่อเนื่อง (continuous bodily tooth movement) ในฟันแต่ละซี่ขึ้นกับความยาวของรากฟันนั้นๆ และได้แนะนำให้ใช้แรงขนาด 150-250 กรัม ในการเคลื่อนฟันเขี้ยวบน ซึ่งจะเพิ่มมากขึ้นในระยะหลัง และแรงขนาด 100-200 กรัม ในการเคลื่อนฟันเขี้ยวล่าง

ต่อมาในปี ค.ศ.1967 Weinstein ได้ทำการศึกษาเพื่อหาขนาดของแรงที่ต่ำที่สุดที่จะให้เกิดการเคลื่อนฟันโดยใช้ทองออนเลย์ (gold onlays) ซึ่งเพิ่มความยาวให้มากกว่าที่ควรจะเป็นอีก 2 มิลลิเมตร ยึดติดกับฟันกรามน้อย และทำให้ฟันซี่นั้นได้รับแรงกระทำจากกล้ามเนื้อข้างแก้มวัดได้ 1.68 กรัม เป็นผลให้เกิดการเคลื่อนของฟัน จากผลการศึกษาทำให้ Paulson, Speidel และ Isaacson (1970) สนใจที่จะทำการศึกษากการสูญเสียหลักยึด (anchorage loss) ซึ่งคือฟันกรามซี่ที่ 1 และฟันกรามน้อยซี่ที่ 2 ในขณะที่ดึงฟันเขี้ยวถอยหลังด้วยแรงที่มีขนาดน้อยๆ โดยใช้ลามินากราฟ (laminagraph) ผลการศึกษาพบว่า การใช้แรงขนาด 50-75 กรัม ทำให้ฟันเขี้ยวเคลื่อนและควบคุมหลักยึดได้ในระดับที่น่าพอใจทั้งที่แรงส่วนหนึ่งต้องสูญเสียไปกับความเสียดทานนี้เอง ทำให้หลักค่าแรงแตกต่างของ Begg ไม่สามารถนำมาใช้กับเทคนิคเอดจ์ไวส์ได้ เนื่องจากความแตกต่างของทั้งแบรกกัด ลวดที่ใช้ รวมไปถึงชนิดของการเคลื่อนฟันด้วย ทั้งนี้จากผลการศึกษาของ Andreasen และ Zwanziger ในปี ค.ศ. 1980 ซึ่งได้ทำการประเมินการใช้หลักค่าแรงแตกต่างในการเคลื่อนฟันเขี้ยวถอยหลังด้วยเครื่องมือของเทคนิคเอดจ์ไวส์ พบว่าการใช้แรงขนาด 100-150 กรัม ในการเคลื่อนฟันเขี้ยวถอยหลังนั้น ไม่ได้ทำให้เกิดการเคลื่อนเฉพาะฟันเขี้ยวแต่เพียงอย่างเดียว บางครั้งก็พบว่าการเคลื่อนของฟันหลังซึ่งเป็นหลักยึดร่วมด้วย และเช่นเดียวกันแรงขนาด 400-500 กรัม ซึ่งอยู่ในช่วงแรงที่ Begg กล่าวไว้ว่าเป็นแรงที่เหมาะสมสำหรับการเคลื่อนฟันกราม (300-500 กรัม) นั้น ก็ไม่ได้ทำให้

ฟันกรามเคลื่อนได้มากกว่าฟันเขี้ยวเสมอไป และบางครั้งยังพบว่าฟันเขี้ยวกลับเคลื่อนถอยหลังได้มากกว่าอีกด้วย ซึ่ง Andreasen และ Zwanziger ได้ให้เหตุผลว่าเนื่องมาจากลักษณะของเครื่องมือ และลักษณะการเคลื่อนฟันของเทคนิคทั้งสองต่างกัน คือเทคนิคเบรกก็มีการเคลื่อนฟันแบบทึบปึง เพราะเบรกเกิดที่ใช้อยู่กออกแบบให้เกิดแรงเสียดทานน้อยที่สุด ในขณะที่เทคนิคเอดจ์ไวส์มีการเคลื่อนฟันแบบทึบปึงเป็นระยะๆ สลับกับการตั้งฟัน (uprighting) เป็นระยะๆ และมีลักษณะการเคลื่อนของฟันเลื่อนไปตามแนวลวด (sliding mechanic) ซึ่งทำให้มีแรงเสียดทานเข้ามาเกี่ยวข้อง ทำให้การเคลื่อนฟันด้วยเครื่องมือของเอดจ์ไวส์ไม่เป็นไปตามหลักค่าแรงแตกต่าง นอกจากนี้ยังอาจมีการอ่อนตัว (flexion) ของลวด อันทำให้เกิดลักษณะการเคลื่อนฟันแบบทึบปึง ซึ่งก็อาจเป็นสาเหตุร่วมทำให้เกิดความแตกต่างนี้ด้วย (Hixon และคณะ, 1970)

การใช้คำว่า "แรง" ในทางทันตกรรมจัดฟันสามารถเข้าใจได้ง่าย แต่อาจสื่อความหมายได้ไม่ دقیق จึงได้มีการใช้คำว่า "ความเค้น" (stress) แทน ความเค้น คือแรงต่อพื้นที่ที่เกิดขึ้นกับอวัยวะปริทันต์โดยรอบ ส่วนความเครียด (strain) คือสัดส่วนของการเปลี่ยนรูปร่างที่เกิดขึ้นจากความเค้น ดังที่แสดงในรูปที่ 5 ภาพซ้ายแสดงการเคลื่อนที่แบบทึบปึงของฟัน ที่ได้รับแรงกระทำจากอิลาสติก หรือลวดขนาดเล็ก (light wire) การกระจายตัวของความเค้นบนรากฟันจะไม่สม่ำเสมอ โดยจะเกิดความเค้นแบบกด (compressive stress) มากในบริเวณใกล้คอฟันและปลายราก ส่วนบริเวณช่วงกลางของราก (middle third) จะเกิดความเค้นน้อยกว่า ส่วนภาพขวาแสดงการกระจายตัวของความเค้น เมื่อได้รับแรงคู่ควบ (couple force) เช่น การตั้งฟันเขี้ยวถอยหลัง จะเห็นว่ามีการกระจายตัวของความเค้นที่สม่ำเสมอ เป็นระเบียบกว่า ถึงแม้ว่าขนาดของแรงที่กระทำกับฟันทั้ง 2 แบบนั้นเท่ากัน แต่ก็ทำให้เกิดการเคลื่อนฟันที่ต่างกัน ซึ่งก็สอดคล้องกับการศึกษาของ Reitan (1957)

การวัดการกระจายตัวของความเค้นนั้นได้จากการทดลองแบบในกายและจุดศูนย์กลางการหมุนของฟันได้จากการทดลองในห้องทดลองคือจากการใช้โฟโตอิลาสติก (photoelastic study) (Baeten, 1975) และ ฮาโลกราฟีค (halographic study) (Burstone และ Pryputniewicz, 1980) ซึ่งผลจากการศึกษาเหล่านั้นก็สอดคล้องกับรูปที่ 5



รูปที่ 5 : แสดงลักษณะของความเค้นแบบกอดที่เกิดกับเอ็นบีคปริทันต์ เมื่อได้รับแรงกระทำต่างชนิดกัน

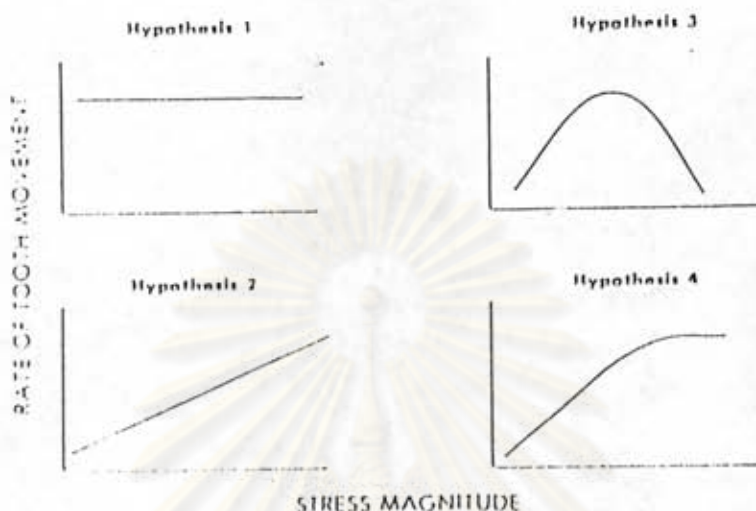
ก : เมื่อได้รับแรงกระทำที่แบรกเกิดเพียงอย่างเดียว

ข : เมื่อได้รับแรงและโมเมนต์กระทำที่แบรกเกิดพร้อมกัน

Quinn และ Yoshikawa (1985) ได้ทำการวิเคราะห์งานวิจัยเกี่ยวกับแรงและการเคลื่อนฟันที่ผ่านมา (ตารางที่ 2) จำแนกออกได้เป็นสมมติฐาน 4 แบบ ตามความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและการเคลื่อนของฟัน ดังแสดงในรูปที่ 6 ซึ่งเขาสนับสนุนสมมติฐานที่ 4 คือ เมื่อความเค้นเพิ่มขึ้นฟันจะเคลื่อนเร็วขึ้น และเมื่อความเค้นเพิ่มขึ้นถึงค่าหนึ่งแล้ว อัตราของการเคลื่อนฟันจะเริ่มคงที่ ในการดึงฟันเขี้ยวเมื่อความเค้นเพิ่มมากขึ้นในช่วงต้น ฟันเขี้ยวจะเคลื่อนได้เร็วขึ้น แต่เมื่อความเค้นถึงระดับหนึ่งอัตราการเคลื่อนฟันก็จะเริ่มคงที่ ซึ่งก็จะเป็นช่วงที่ความเค้นที่ทำให้ฟันกรามเคลื่อนที่ได้เร็วขึ้นเมื่อความเค้นยังคงเพิ่มขึ้นต่อไป ผลการศึกษาที่สนับสนุนสมมติฐานนี้ ได้แก่ การศึกษาของ Boester และ Johnslon (1974) Hixon และคณะ (1969) และ Burstone และ Groves (1961) ซึ่งศึกษาการดึงฟันหน้า 4 ซี่

Author	Force levels (gm.)	Results
Smith and Storey	185 vs. 238	Cuspid displacement greater than the molar at both force levels. Heavy forces yielded greater molar displacement than light forces.
Andreasen and Zwanziger	100-150 vs. 400-500	Heavier forces showed greater molar displacement.
Hixon et al.	300 vs. 0-1500	Higher forces produce greater tooth displacement up to 300 gm.
Hixon et al.	300 vs. 0-1000	Higher forces yielded greater tooth displacement.
Boester and Johnston	55,140, 225,310	55 gm. force yielded less tooth movement than higher forces. Above 140 gm. no increase in tooth displacement was observed.
Andreasen and Johnston	200 vs. 400	Higher force levels yielded 2.5 x the tooth displacement of the lower force.

ตารางที่ 2 : แสดงผลสรุปของงานวิจัยที่ผ่านมาที่เกี่ยวกับแรงที่ใช้เคลื่อนฟันเขี้ยว (Quinn และ Yoshikawa, 1985)



รูปที่ 6 : กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนฟันกับความเค้นตามสมมติฐาน 4 ข้อ (Quinn และ Yoshikawa, 1985)

จากการศึกษาของ Weinstein และคณะ (1963) ที่แสดงให้เห็นว่าแรงน้อย ๆ ขนาด 4 กรัม ก็สามารถทำให้เกิดการเคลื่อนของฟันเวดได้ ประมาณ 0.1 มิลลิเมตรต่อสัปดาห์ ซึ่งก็อธิบายสมมติฐานที่ 2, 3 และ 4 ในส่วนที่เป็นจุดเริ่มต้นของเส้นกราฟว่าเริ่มมาจากตำแหน่งที่มีค่าใกล้ 0

Quinn และ Yoshikawa (1985) ได้เสนอค่าแรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนฟันเขี้ยวบนเป็น 100-200 กรัม ซึ่งจะทำให้เกิดความเค้นแบบกดที่บริเวณรากฟันเครื่องที่เป็นด้านกด ประมาณ 70-140 กรัม ต่อตารางเซนติเมตร นอกจากนี้ยังได้แนะนำการควบคุมหลักยึด 2 ประการ คือ

1. ลดความเค้นที่ฟันหลัง ซึ่งอาจจะทำได้โดยเพิ่มพื้นที่ผิวรากฟันให้มากขึ้น ไม่ว่าจะโดยยึดฟันรวมใหญ่ขึ้นที่ 2 เข้าด้วยกัน หรือโดยเลือกถอนฟันที่อยู่ก่อนไปทางด้านหน้า ในการดัดฟันเขี้ยวถอยหลัง

2. ใช้ลวดที่มีอัตราของการให้แรงต่อการบิดโค้ง (load deflection-rate) ต่ำ ซึ่งจะ
ทำให้ความเค้นที่เกิดอยู่ในช่วงที่ไม่สูงมาก ถึงแม้พื้นจะผิดตำแหน่งมากก็ตาม และลวดควรมี
สัดส่วนของโมเมนต์ต่อแรง (moment/force rate) ที่คงที่ ทำให้ความเค้นมีอยู่อย่างต่อเนื่อง
นอกจากจะใช้ลวดที่มีโมดูลัสต่ำนี้แล้ว รูปร่างของลูปปิดช่องว่าง (closing loop) ที่ดีก็ช่วยได้

อย่างไรก็ดี Hixon และคณะ (1969, 1970) ก็ได้สรุปว่าถึงแม้ดูเหมือนว่าการใช้
แรงขนาดสูงๆ จะทำให้พื้นเคลื่อนในอัตราที่เร็วขึ้น แต่ความแตกต่างของการตอบสนองของ
แต่ละคนก็ยังคงมีอิทธิพลสูง จนอาจทำให้เห็นผลของการใช้แรงที่มีขนาดต่างกันได้ไม่ชัดเจน



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย