บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรม

ลักษณะของฟันปลอมไฮบริด[5]

ฟันปลอมไฮบริด (Hybrid denture) คือสะพานฟันติดแน่นทั้งปาก (Complete arch fixed-detachable restoration) ที่ทำในผู้ป่วยไร้ฟันขากรรไกรใดขากรรไกรหนึ่ง หรือทั้งปาก โดยมีบริเวณใช้รับแรงบดเคี้ยวเป็นรากเทียมทั้งหมด ซึ่งมักจะใช้รากเทียมจำนวน 4-6 รากเทียมในขากรรไกรล่าง ผู้ป่วยไม่สามารถถอดฟันปลอมชนิดไฮบริดได้ด้วยตนเอง แต่ด้านใต้ฐานของฟันปลอมซึ่งอยู่เหนือสันกระดูกจะยกลอยเพื่อเปิดเป็นช่องกว้างพอที่ให้ผู้ป่วยทำความสะอาดรอบหลักยึดบนรากเทียมได้ (ภาพที่ 2.1) ลักษณะของฟันปลอมไฮบริดประกอบด้วยโครงโลหะที่มีรูปร่างเป็นแท่งโค้งตามความโค้งของขากรรไกรทำหน้าที่เสมือนเป็นโครงของฟันปลอม บริเวณด้านบดเคี้ยว (Occlusal surface) ของฟันปลอมเป็นฟันพลาสติกเพื่อทำหน้าที่บดเคี้ยวอาหาร และอคริลิกสีชมพูซึ่งปิดทางด้านแก้ม (Labial surface) และด้านบดเคี้ยวของโครงโลหะไว้เพื่อความสวยงามและแทนที่สันกระดูกที่มีการละลายตัวหลังจากถอนฟันและ โครงโลหะจะถูกทำให้เกิดพื้นผิวที่ขรุขระเพื่อให้เกิดการยึดอยู่ได้ของอคริลิกทางด้านบดเคี้ยวและด้านข้างแก้ม บริเวณด้านข้างลิ้น (Lingual surface) และด้านใต้ (Gingival surface) ของฟันปลอมเป็นส่วนของโครงโลหะที่ไม่ได้ถูกปิดทับด้วยอคริลิกซึ่งเป็นผิวโลหะที่ถูกขัดแต่งให้เรียบมันลดการเกาะติดของคราบจุลินทรีย์และหินปูนช่วยให้ง่ายต่อการดูแลความสะอาดของผู้ป่วย ในขณะที่ด้านข้างแก้มต้องทำอคริลิกปิดส่วนของโลหะไว้เพื่อความสวยงามถูกขัดแต่งจนเรียบมันเช่นกัน ฟันปลอมชนิดไฮบริดถูกยึดติดกับหลักยึด (Abutment) บนรากเทียมด้วยการขันสกรูทอง (Gold screw) ผ่านทางด้านบดเคี้ยวหรือทางด้านข้างลิ้นของสะพานฟัน (ภาพที่ 2.1 และ ภาพที่ 2.2) ส่วนของฟันปลอมยาวเลยด้านท้ายของรากเทียมตัวสุดท้ายซึ่งเป็นความยาวไม่เกินความยาวของฟันสองซี่ในฟันล่าง (ภาพที่ 2.3) และไม่เกินฟันหนึ่งซี่ในฟันบน ทันตแพทย์สามารถถอดสะพานฟันออกได้โดยการขันสกรูทางด้านบดเคี้ยวหรือทางด้านข้างลิ้น ช่องที่เป็นทางผ่านของสกรูภายหลังจากสกรูถูกขันเข้าสู่

ตำแหน่งแล้วช่องนี้จะถูกปิดไว้ด้วยวัสดุอุดฟันชนิดคอมโพสิตเรซินซึ่งจะเห็นได้จากทางด้านบดเคี้ยวของฟันปลอม (ภาพที่ 2.1)

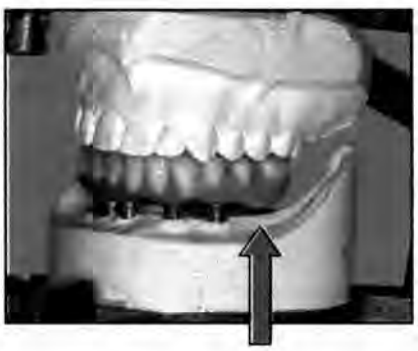
ภาพที่ 2.1 แสดงภาพด้านบดเคี้ยวของฟันปลอมชนิดไฮบริดในผู้ป่วย[5]

ภาพที่ 2.2 แสดงภาพหน้าของฟันปลอมชนิดไฮบริดในผู้ป่วย[5]

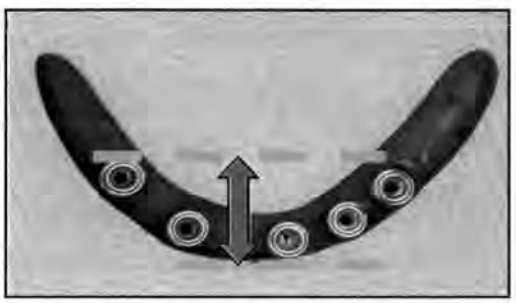
ส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอม (Distal extension cantilevers)

ส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอม (Distal extention cantilevers) หมายถึงส่วนของฟันปลอมชนิดไฮบริดที่ยาวออกไปทางด้านท้ายของหลักยึดบนรากเทียมตัวสุดท้ายทั้งสองข้าง (ภาพที่ 2.3) ส่วนยื่นนี้ควรจะมีความยาวถึงบริเวณของฟันกรามซี่ที่หนึ่งเป็นอย่างน้อยเพื่อให้มีพื้นที่ในการบดเคี้ยวได้พอเพียง แต่ความยาวของส่วนนี้ถูกจำกัดไว้โดยต้องพิจารณาปัจจัยต่างๆที่เกี่ยวข้อง[6] ได้แก่จำนวนของรากเทียม ความยาวของรากเทียม และปัจจัยที่มีความสำคัญมากต่อการวางแผนการรักษาในแง่

ของการคำนวนปริมาณของพื้นที่รองรับแรงบดเคี้ยว คือระยะระหว่างรากเทียมตัวหน้าสุดและรากเทียมตัวหลังสุด (Anteroposterior spread) เมื่อมองจากด้านบดเคี้ยว (ภาพที่ 2.4) การใส่ฟันปลอมไฮบริดมีความนิยมสูงในผู้ป่วยไร้ฟันที่ต้องการฟันปลอมชนิดติดแน่น และเมื่อทำฟันปลอมชนิดนี้ในขากรรไกรล่าง พบว่าประสบความสำเร็จสูงกว่าเมื่อทำในขากรรไกรบน เพราะฟันปลอมไฮบริดในขากรรไกรบนมักจะมีข้อจำกัดเรื่องความสวยงามและการออกเสียงเนื่องจากช่องระหว่างฐานฟันปลอมและสันกระดูก ในผู้ป่วยรายที่มีริมฝีปากสั้นอาจจะมองเห็นช่องนี้ได้ขณะพูดหรือยิ้ม และขณะพูดจะมีลมลอดผ่านช่องทำให้ออกเสียงไม่ชัด เป็นต้น ดังนั้นการทำฟันปลอมให้ได้ผลสำเร็จจะต้องให้การวินิจฉัยที่ถูกต้อง เพื่อให้เลือกผู้ป่วยได้เหมาะสมและมีการวางแผนการรักษาที่รัดกุม[5] ความสำเร็จของฟันปลอมชนิดไฮบริดในผู้ป่วยยิ่งสูงขึ้นเมื่อคู่สบของฟันปลอมไฮบริดเป็นฟันปลอมทั้งปาก หรือเป็นฟันปลอมไฮบริดเหมือนกัน[6]



ภาพที่ 2.3 แสดงส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอมชนิดไฮบริด



ภาพที่ 2.4 แสดงระยะระหว่างรากเทียมตัวหน้าสุดและหลังสุด (A-P Spread)

ลักษณะของฟันปลอมชนิดเทเลสคอปิก (Telescopic prostheses)

การบูรณะช่องปากด้วยทันตกรรมรากเทียมในผู้ป่วยไร้ฟัน นอกจากจะใช้ฟันปลอมชนิดไฮบริดแล้ว ในปี 1989 กลุ่มของ Dental Imaging Associates (DIA) ได้เสนออีกรูปแบบหนึ่งของการใส่ฟันปลอมทับบนรากเทียม[7] โดยได้ออกแบบหลักยึดที่ทำจากวัสดุไททาเนียม เป็นส่วนต่อจากรากเทียมขึ้นมาเพื่อยึดกับฟันปลอม มีรูปร่างสอบเหมือนตัวฟันหลังจากได้กรอแต่งเพื่อใส่ฟันปลอมบางส่วนชนิดติดแน่น สามารถใช้กับบริเวณที่ใส่ฟันเพียงซี่เดียว หรือต้องการใส่ฟันจำนวนมากกว่าหนึ่งซี่ หรือเพื่อการทำฟันปลอมทั้งปากทับรากเทียม ลักษณะของฟันปลอมบนหลักยึดลักษณะดังกล่าวเรียกว่า ฟันปลอมเทเลสคอปิก (Telescopic prostheses) ซึ่งฟันปลอมแบบนี้จะถูกยึดไว้กับหลักยึดด้วยซีเมนต์ที่เป็นชนิดชั่วคราวเพื่อให้สามารถถอดฟันปลอมออกจากหลักยึดได้ง่าย เมื่อเปรียบเทียบกับฟันปลอมคร่อมทับที่ออกแบบให้ฟันปลอมยึดกับหลักยึดด้วยการขันเกลียว พบว่าตำแหน่งของรากเทียมมีผลต่อทิศทางและตำแหน่งทางเปิดของสกรูบนฟันปลอมคร่อมทับ และบางครั้งเกิดปัญหาว่าตำแหน่งของรากเทียมทำให้ต้องมีทางเปิดของสกรูออกมาทางด้านข้างริมฝีปาก จึงมองเห็นทางเปิดของสกรูขณะผู้ป่วยพูดหรือยิ้มและดูไม่สวยงาม การใส่ฟันปลอมแบบฟันปลอมเทเลสคอปิกไม่ต้องมีรูเปิดของสกรูที่ฟันปลอม ไม่ว่าจะมีทิศทางของรากเทียมเป็นอย่างไรจึงไม่มีปัญหาดังกล่าว และสามารถแก้ไขที่ตัวหลักยึด โดยการเปลี่ยนแปลงแนวของหลักยึดให้เป็นแนวการถอดใส่ที่เป็นทิศทางเดียวกันของฟันปลอม ซึ่งจากการศึกษาของ Preiskel และ Tsolka[8] ติดตามผลทางคลินิกของการใช้หลักยึด (DIA abutments) จำนวน 208 หลักยึด ร่วมกับฟันปลอมเทเลสคอปิก 73 ชิ้น มีระยะเวลาติดตามผลไม่ต่ำกว่า 2 ปีในกลุ่มผู้ป่วยทั้งที่ใส่ฟันบางส่วนและใส่ฟันทั้งปาก พบปัญหาที่เกิดจากฟันปลอมที่เกิดขึ้นภายหลังการใส่ฟันคือ การหลวมของสกรูที่หลักยึดซึ่งจำเป็นต้องนัดผู้ป่วยให้กลับมาพบทันตแพทย์เพื่อขันสกรูให้แน่น และต้องเปลี่ยนสกรูหลักยึด รวมแล้วคิดเป็น 9.13% เชื่อว่าปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อปัญหาของฟันปลอมชนิดนี้คือลักษณะของฟันปลอมคร่อมทับ โดยเฉพาะการกำหนดความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอม (Distal cantilevered extensions) ฟันปลอมแบบนี้จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งเพื่อนำมาพิจารณาเลือกใช้ให้เหมาะสมกับกรณีผู้

ป่วย อย่างไรก็ตามทันตแพทย์ส่วนหนึ่งยังนิยมจะเลือกทำฟันปลอมคร่อมทับโดยใช้สกรูยึดฟันปลอมให้ติดกับรากเทียมในแบบที่ถูกเสนอโดย Adell และ คณะ [3] ซึ่งมีข้อได้เปรียบที่เหนือกว่าการยึดด้วยซีเมนต์ด้วยเหตุผลว่าทันตแพทย์สามารถถอดสกรูเพื่อนำฟันปลอมออกมาทำความสะอาดและประเมินรากเทียมและส่วนประกอบของรากเทียมที่อยู่ใต้ฟันปลอมได้ง่ายกว่าที่จะยึดฟันปลอมไว้ด้วยซีเมนต์ และมีการศึกษาแยกออกเป็นสองกลุ่มที่ต่างก็มีข้อสนับสนุนในความเชื่อที่เลือกใช้ฟันปลอมทั้งสองแบบ ซึ่งสรุปว่าฟันปลอมคร่อมทับสามารถออกแบบได้ทั้งสองอย่างโดยมีข้อดีและข้อเสียแตกต่างกัน ขึ้นกับหลักการและเหตุผลที่นำมาสนับสนุน

การวางแผนการรักษาเพื่อบูรณะช่องปากด้วยฟันปลอมชนิดไฮบริดในขากรรไกรล่าง

สิ่งแรกที่จะต้องคำนึงถึงในการวางแผนการรักษาคือการกำหนดจำนวนของรากเทียมเพื่อรองรับฟันปลอมชนิดไฮบริดในขากรรไกรล่าง ซึ่งต้องคำนึงถึงแรงจากการบดเคี้ยวและบริเวณที่ใช้ฝังรากเทียม เนื่องจากในขากรรไกรล่างมักจะฝังรากเทียมที่บริเวณด้านหน้าต่อรูข้างคาง (Mental foramen) เพราะเป็นบริเวณที่มีปริมาณของกระดูกที่พอเพียงเพื่อฝังรากเทียม ซึ่งการศึกษารายงานการกำหนดจำนวนของรากเทียมเพื่อรับฟันปลอมชนิดไฮบริด ซึ่งมีความแตกต่างกันดังนี้ Adell และคณะ [3] กำหนดให้ฝังรากเทียมเพื่อรองรับฟันปลอมชนิดไฮบริดจำนวน 6 รากเทียม Misch [9] กล่าวว่าควรจะมีรากเทียมเพื่อรองรับฟันปลอมชนิดไฮบริดอย่างน้อย 5 รากเทียม และ Guerra และ Cardash[5] (1995) กล่าวว่าจำนวนรากเทียมที่เหมาะสมคือ 4-6 รากเทียม และ Renouard and Rangert[10] รายงานว่าควรจะใช้รากเทียมจำนวน 4-6 รากเทียม และ Cranin [6] กล่าวว่าอย่างน้อยควรจะมีรากเทียม 5 รากเทียมเพื่อรองรับฟันปลอมชนิดไฮบริด ดังจะเห็นจากรายงานเหล่านี้ว่าไม่สามารถกำหนดได้แน่นอนว่าจำเป็นต้องใช้รากเทียมจำนวนเท่าใดจึงจะเหมาะสมเนื่องจากไม่มีการศึกษาเกี่ยวกับปริมาณการกระจายของแรงเค้นบนรากเทียมแต่ละตำแหน่งที่สามารถควบคุมปัจจัยที่เกี่ยวข้องได้อย่างแท้จริง ซึ่งรายงานเหล่านี้ไม่ได้กล่าวถึงความแตกต่างของรูปร่างและความโค้งของขากรรไกร ความยาวของรากเทียม และการพิจารณาความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอมที่มีความแตกต่างกันในผู้ป่วยแต่ละราย และ

เมื่อคำนึงถึงปริมาณแรงบดเคี้ยวที่มีการกระจายแรงแตกต่างกันเมื่อรากเทียมและขากรรไกรมีรูปร่างแตกต่างกัน การบิดตัวของขากรรไกรขณะได้รับแรงบดเคี้ยวที่แตกต่างกัน การศึกษาทางคลินิกจึงยังมีจำนวนไม่มากพอที่จะสามารถสรุปได้

นอกเหนือจากจำนวนของรากเทียมที่ใช้เป็นหลักยึดฟันปลอม (the number of implant abutments) Zarb และ Bolender [1] กล่าวถึงปัจจัยสำคัญที่ต้องคำนึงถึงใน การบูรณะช่องปากให้แก่ผู้ป่วยที่มีสันเหงือกว่างทั้งปากด้วยการใส่ฟันปลอมไฮบริด คือตำแหน่งของรากเทียมในขากรรไกร การเรียงตัวของรากเทียมที่มีลักษณะเป็นส่วนโค้งจะช่วยให้การกระจายแรงบดเคี้ยวบนฟันปลอมได้อย่างสม่ำเสมอตลอดทั้งขากรรไกรมากกว่าที่กำหนดให้รากเทียมมีการเรียงตัวค่อนข้างเป็นเส้นตรง เมื่อปริมาณแรงที่ถ่ายทอดไปยังรากเทียมแต่ละตัวมีความสม่ำเสมอมากขึ้น จึงทำให้สามารถเพิ่มจำนวนซี่ฟันบนฟันปลอมและความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอมได้ด้วยเป็นการเพิ่มให้พื้นที่ของการบดเคี้ยวมากขึ้น หากความโค้งของขากรรไกรที่ปรากฏไม่สามารถเอื้อให้การเรียงตัวของรากเทียมมีส่วนโค้งได้มากพอ กรณีดังกล่าวควรจะพิจารณาเพื่อเปลี่ยนแผนการรักษาเป็นฟันปลอมคร่อมทับชนิดถอดได้จะเหมาะสมกว่า เพราะการเรียงตัวที่ค่อนข้างเป็นเส้นตรงของรากเทียมจะทำให้เกิดแรงบดคี้ยวปริมาณที่สูงเกินกว่ารากเทียมและกระดูกจะทนได้ และส่งผลให้มีความล้มเหลวของรากเทียมในภายหลัง [11]

ปัจจัยที่กล่าวถึงเป็นลำดับถัดไปคือคุณภาพของกระดูกในบริเวณรองรับรากเทียม เนื่องจากกระดูกโปร่งที่มีการเรียงตัวของเส้นใยกระดูกแบบหลวมเป็นตำแหน่งที่มีเซลล์ของกระดูกจำนวนมากซึ่งสามารถสร้างและซ่อมแซมกระดูกได้ในอัตราที่สูง จึงน่าจะเป็นบริเวณที่สามารถกระตุ้นให้เกิดการยึดติดของกระดูกและรากเทียมได้ดีกว่าส่วนอื่น แต่ต้องคำนึงถึงความสามารถในการรับแรงบดเคี้ยวของกระดูกส่วนนั้นด้วยเพราะกระดูกโปร่งไม่สามารถทนต่อแรงบดเคี้ยวได้ดีเท่ากระดูกทึบ ในขณะที่เพิ่งจะฝังรากเทียมในกระดูกโปร่งและยังไม่มีการเจริญของกระดูกมายึดแน่นกับรากเทียม ดังนั้นการขยับของรากเทียมที่ฝังอยู่ในกระดูกโปร่งเมื่อมีแรงบดเคี้ยวใน

ปริมาณที่มากกว่ารากเทียมที่ฝังอยู่ในกระดูกทึบจึงสามารถเกิดขึ้นได้ จากภาพถ่ายรังสีจะสามารถบอกข้อมูลใช้ช่วยพิจารณาถึงบริเวณที่เหมาะสมสำหรับฝังรากเทียมได้ ขณะที่มีการหายของแผลและเริ่มมีการเจริญของกระดูกมายึดแน่นที่ผิวรากเทียม ถ้ามีการขยับของรากเทียมในช่วงเวลานี้ในปริมาณที่มากกว่า จะเสี่ยงต่อความล้มเหลวในการกระตุ้นให้เกิดการเจริญของกระดูกมายึดรากเทียมได้ อีกปัจจัยหนึ่งที่มีความสำคัญคือปริมาณของกระดูกในบริเวณรองรับรากเทียม เนื่องจากในขากรรไกรล่างปริมาณของกระดูกที่อยู่ระหว่างรูข้างคางทั้งสองข้างมักจะมีความสูงมากกว่า 10 มม.และมีกระดูกที่มีความแข็งแรง ทำให้การฝังรากเทียมที่บริเวณนี้ให้ผลสำเร็จสูง แต่บริเวณที่มักพบว่ามีปัญหาคือที่บริเวณของขากรรไกรบนเพราะมีความสูงของกระดูกบริเวณนี้น้อยการฝังรากเทียมต้องเสี่ยงกับการทำอันตรายต่ออวัยวะสำคัญรอบตำแหน่งที่ต้องการใส่รากเทียมและอาจจะต้องทำการปลูกกระดูกก่อนที่จะฝังรากเทียม ประกอบกับคุณภาพของกระดูกบริเวณนี้มักเป็นกระดูกโปร่งซึ่งไม่เหมาะสมต่อการรับแรง และไม่เอื้อให้เกิดการคงอยู่ของรากเทียมภายหลังฝัง (initial stability) การฝังรากเทียมเพื่อรองรับฟันปลอมในขากรรไกรบนจึงไม่เป็นที่นิยมแพร่หลายมากเท่ากับในขากรรไกรล่าง

ปัจจัยสุดท้ายที่กล่าวถึงคือความสวยงามและการออกเสียง ซึ่งเป็นหน้าที่หลักที่สำคัญของอวัยวะภายในและโดยรอบช่องปาก ปัจจัยที่ทันตแพทย์ใช้ช่วยทำนายผลสำเร็จด้านความสวยงามของฟันปลอมชนิดไฮบริดคือ ระดับของริมฝีปากเมื่อพูดหรือยิ้ม การใส่ฟันปลอมไฮบริดในขากรรไกรบนจะมีข้อจำกัดเรื่องความสวยงามและการออกเสียงได้มาก เพราะถ้าสันเหงือกมีการยุบตัวไปมาก เมื่อใส่ฟันปลอมชนิดไฮบริดแล้วมักจะเกิดปัญหาเรื่องช่องระหว่างฟันปลอมและเหงือกที่อยู่ใต้ฟันปลอมกว้างเกินไปประกอบกับถ้าระดับของริมฝีปากถูกยกสูงมากเมื่อพูดหรือยิ้มจะทำให้มองเห็นช่องใต้ฟันปลอมเป็นสีดำมองดูไม่สวยงามเป็นธรรมชาติ เมื่อเวลาออกเสียงก็จะมีลมลอดผ่านช่องใต้ฟันปลอมนี้ทำให้ออกเสียงได้ไม่ชัดเจน การแก้ไขช่องที่กว้างเกินไปนี้ทำได้โดยออกแบบฟันปลอมให้มีเหงือกปลอมที่ทำจากอคริลิกสีชมพูปิดคลุมช่องใต้ฟันปลอมไว้ แต่เหงือกปลอมลักษณะนี้จะทำให้การทำความสะอาดฟัน

ปลอมยากมากขึ้นและถ้าผู้ป่วยไม่สามารถทำความสะอาดฟันปลอมได้ดีพอจะเพิ่มความเสี่ยงของการล้มเหลวของรากเทียมอันเนื่องมาจากเหงือกอักเสบได้ง่าย ดังนั้นผู้ป่วยที่ไม่สามารถรักษาความสะอาดของช่องปากได้ดีจึงไม่เหมาะสมที่จะได้รับการบูรณะช่องปากด้วยฟันปลอมชนิดไฮบริดการการฝังรากเทียม

การผ่าตัดสองครั้ง (Two-stage surgery) **หรือการผ่าตัดครั้งเดียว** (One-stage surgery) **และการให้แรงบดเคี้ยวทันทีหลังใส่รากเทียม** (Immediate loading)

Adell และคณะ [3] รายงานว่าการทำฟันปลอมทับรากเทียมโดยยึดตามข้อตกลง (Protocal) แบบเดิมที่ต้องมีการผ่าตัดสองครั้งและมีระยะเวลาการหายของแผลและให้เกิดการยึดติดของรากเทียมในกระดูกอย่างน้อย 3-6 เดือนให้ผลสำเร็จสูง ทำให้เกิดความต้องการที่จะปรับเปลี่ยนข้อตกลงนั้นเพื่อลดระยะเวลาช่วงที่ต้องรอให้กระดูกยึดกับรากเทียมก่อนใส่ฟันปลอมให้สั้นลง ดังเช่นการศึกษาของ Ericsson และคณะ [12] Becker, Becker และ Isaraelson[13] และ Collaert และ deBruyn[14] ซึ่งศึกษาเพื่อดูความเป็นไปได้ที่จะทำผ่าตัดครั้งเดียวคือเมื่อฝังรากเทียมเรียบร้อยแล้วจะเชื่อมต่อส่วนหลักยึดขึ้นมาเหนือเหงือกในการผ่าตัดครั้งเดียวกัน พบว่าผลสำเร็จของการทำผ่าตัดครั้งเดียวไม่แตกต่างจากการทำผ่าตัดสองครั้ง จึงสรุปว่าไม่มีความจำเป็นที่ต้องทำผ่าตัดถึงสองครั้งในการฝังรากเทียม ประกอบกับการศึกษาของ Schnitman, Whorle และ RUbenstein[15] ซึ่งศึกษาเกี่ยวกับเวลาที่กำหนดให้มีแรงบดเคี้ยวลงบนรากเทียม โดยในการศึกษานี้ได้ทำฟันปลอมติดแน่นทับบนรากเทียมทันทีหลังจากที่ฝังรากเทียมเสร็จ จึงมีแรงบดเคี้ยวส่งผ่านฟันปลอมตลอดเวลาขณะมีการหายของแผลและรอให้มีการยึดติดของกระดูกอย่างสมบูรณ์ ซึ่งได้กล่าวว่าการให้แรงบดเคี้ยวในทันทีที่ฝังรากเทียมไม่ได้ทำให้ผลสำเร็จโดยรวมของรากเทียมลดลง ตรงกับการศึกษาของ Henry และ Rosenberg[16] ที่กล่าวว่าการให้แรงทันทีหลังฝังรากเทียม (Immediate loading) บนฟันปลอมทับรากเทียมที่มีจำนวนรากเทียมเหมาะสมไม่ได้ขัดขวางขบวนการเจริญของกระดูกมาที่ผิวรากเทียม ดังนั้นทำให้น่าจะเป็นไปได้ว่าการทำผ่าตัดครั้งเดียวและให้แรงบดเคี้ยวในทันทีที่ฝังรากเทียมก็สามารถได้ผลสำเร็จของฟันปลอมที่สูงเช่นเดียวกับการทำตามข้อตกลงเดิมที่ต้องมีการผ่าตัดสองครั้ง

[3] โดยเฉพาะเมื่อทำในบริเวณด้านหน้าของขากรรไกรล่างซึ่งมีอัตราความสำเร็จของรากเทียมที่ค่อนข้างสูง

Brånemark P-I และคณะ [17] ได้นำเสนอรากเทียมในชื่อว่า Brånemark Novum® โดยทำในผู้ป่วยไร้ฟันในขากรรไกรล่างและใช้รากเทียมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 5 มม. จำนวน 3 รากเทียม ระบบของ Brånemark Novum® นี้ต่างจากการทำฟันปลอมชนิดไฮบริดแบบเดิมอย่างสิ้นเชิง เพราะจำนวนของรากเทียมที่ใช้รับฟันปลอมชนิดไฮบริดลดลงจากจำนวน 5-6 รากเทียม เป็น 3 รากเทียม และยังใส่ฟันปลอมทันทีในวันที่ฝังรากเทียมอีกด้วย (a same-day treatment Protocal) ด้วยระบบและเครื่องมือพิเศษ ผู้ป่วยสามารถใช้งานฟันปลอมทันทีในวันที่ฝังรากเทียม จึงมีการถ่ายทอดแรงบดเคี้ยวจากฟันปลอมลงบนรากเทียมทันทีภายหลังฝังรากเทียมขณะที่ยังไม่มีการหายของแผลและสร้างการยึดติดของกระดูกกับรากเทียมเป็นเวลา 3-6 เดือนอย่างเช่นที่เคยทำมา เป็นการสร้างข้อตกลงขึ้นใหม่โดยมีจุดประสงค์ให้ลดความซับซ้อนของขั้นตอนต่างๆลงและลดระยะเวลาที่ต้องเสียไปในการรอให้เกิดการหายของแผลและมีการเจริญของกระดูกมาที่ผิวรากเทียม เพราะเชื่อว่าแม้จะเกิดแรงบดเคี้ยวลงบนรากเทียมทันทีก็ไม่ทำให้ขัดขวางขบวนการหายของแผลแล้วทำให้ปริมาณของกระดูกรอบรากเทียมลดลง ด้วยระบบนี้จึงเป็นการสร้างรูปแบบใหม่ที่มีความสะดวกและรวดเร็ว ผู้ป่วยไม่ต้องเสียเวลาในการรอที่จะใส่ฟันปลอมอีกต่อไป

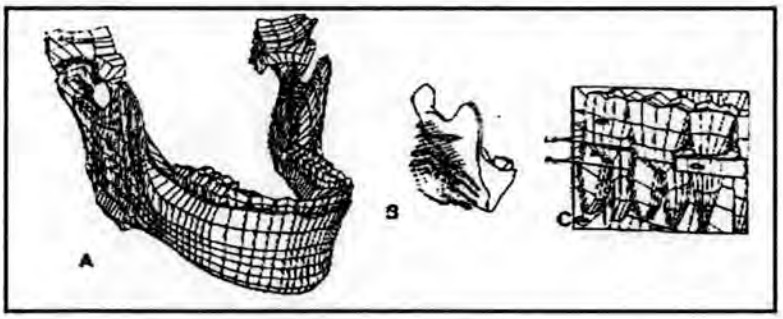
ความล้มเหลวของฟันปลอมคร่อมทับรากเทียม

แรงจากการบดเคี้ยวที่มีปริมาณมากเกินกว่ากระดูกรอบรากเทียมจะรับได้สามารถส่งผลให้เกิดการละลายของกระดูกรอบรากเทียมและสุดท้ายอาจจะทำให้รากเทียมโยกและหลุดออก ซึ่งทำให้เกิดความล้มเหลวของฟันปลอมคร่อมทับ นอกจากสาเหตุนี้แล้ว แรงบดเคี้ยวยังสามารถทำให้เกิดความล้มเหลวของฟันปลอมเกิดได้หลายกรณี ได้แก่ แรงบดเคี้ยวที่สูงมากและไม่มีการกระจายแรงไปสู่ส่วนต่างๆของฟันปลอมได้อย่างเหมาะสมจนทำให้เกิดการหลวมและแตกหักของสกรู หรือการแตกหักของฟันปลอมในตำแหน่งที่แข็งแรงน้อยที่สุด แต่ในขณะเดียวกันแรงจากการบดเคี้ยวในระดับไม่สูงเกินไปและมีการกระจายไปที่กระดูกรอบรากเทียมอย่างเหมาะสม แรงนั้น

จะสามารถกระตุ้นให้มีการเจริญของกระดูก ซึ่งสังเกตได้จากภาพถ่ายรังสีจะพบว่าความหนาแน่นของกระดูกเพิ่มขึ้น[9] ผลสำเร็จระยะยาวของรากเทียมขึ้นกับการรักษาปริมาณของกระดูกรอบรากเทียมให้อยู่ในระดับคงที่ไว้มากที่สุด ซึ่งต้องกำหนดตั้งแต่การวางแผนรักษา โดยออกแบบฟันปลอมและตำแหน่งของรากเทียมให้มีการกระจายแรงอย่างเหมาะสมบนส่วนรองรับแรง จากการศึกษาของ Sertgöz และ Guvener[18] พบว่าเมื่อมีแรงบดเคี้ยวจะพบว่าตำแหน่งที่เกิดแรงเค้นสูงอยู่บริเวณสันกระดูกเบ้าฟัน (Marginal bone) และกระดูกที่ประชิดส่วนคอของรากเทียม (Neck of implant) เนื่องจากกระดูกมีความแข็งแรงอัด 133 Mpa., ความแข็งแรงดึง 193 Mpa., และความแข็งแรงเฉือน 68 Mpa[9] ถ้าแรงบดเคี้ยวที่ส่งผ่านฟันปลอมทำให้เกิดแรงเค้นสูงกว่าความแข็งแรงของกระดูกบริเวณนั้นจะทำให้เกิดการละลายตัวของกระดูกได้ จาก Meijer และคณะ[19] กล่าวว่าการออกแบบฟันปลอมส่วนที่อยู่เหนือรากเทียมสามารถส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณแรงบนผิวรากเทียมที่รองรับฟันปลอมรวมถึงการเปลี่ยนรูปร่าง (deformation) ของกระดูกรองรับรากเทียมในส่วนหน้าของขากรรไกรไร้ฟัน การเปลี่ยนรูปร่างของขากรรไกรเป็นสาเหตุของแรงเค้นที่เกิดขึ้นภายในกระดูกรอบรากเทียมและอาจจะเป็นสาเหตุของการละลายของกระดูกและสูญเสียการยึดติดกับรากเทียมในเวลาต่อมา ซึ่งแรงเค้นที่พบรอบรากเทียมนั้นนอกจากจะมาจากการเปลี่ยนรูปร่างของกระดูกเมื่อมีการเคลื่อนที่ที่ตำแหน่งผิวประชิดของรากเทียมและกระดูกเมื่อมีแรงมากระทำแล้วยังเกิดจากการบิดงอของขากรรไกรล่างได้อีกด้วย แรงที่เป็นอันตรายมากที่สุดคือแรงในแนวเฉียง (oblique force) ต่อรากเทียมและส่วนที่เกิดการสะสมของแรงเค้นได้มากที่สุดคือบริเวณคอของรากเทียม การวิเคราะห์แรงเค้นที่เกิดในกระดูกและรากเทียมจึงมีความสำคัญเพื่อศึกษาปัจจัยที่ใช้พิจารณาการออกแบบจำนวน ความยาว และขนาดของรากเทียม รวมถึงการออกแบบการเรียงตัวของรากเทียมที่เหมาะสม จะทำให้มีการกระจายแรงบดเคี้ยวไปยังกระดูกรอบรากเทียมได้ดีที่สุดและทำให้การใส่ฟันปลอมเกิดผลสำเร็จ

การวิเคราะห์แรงเค้นภายในกระดูกรอบรากเทียม

เนื่องจากงานวิจัยส่วนใหญ่ที่ถูกอ้างถึงในลำดับต่อไปเป็นเรื่องการวิเคราะห์แรงเค้นที่กระดูกและรากเทียม ดังนั้นจึงจะกล่าวถึงเครื่องมือและวิธีการวิเคราะห์แรงเค้นที่ใช้กันมากในงานวิจัยเหล่านั้น การวัดปริมาณแรงเค้นสามารถทำได้ทั้งวัดแรงเค้นในแบบจำลอง (*in vitro*) และวัดแรงเค้นในสิ่งมีชีวิต (*in vivo*) โดยใช้เครื่องมือวัดหลายชนิด ยกตัวอย่างเช่น ใช้เครื่องวัดแรงเครียด (Strain gauge) สามารถออกแบบการทดลองให้ใช้เครื่องวัดแรงเครียดได้ทั้งในแบบจำลอง (*in vitro*) และในสิ่งมีชีวิต หรือแบบจำลองโฟโตอีลาสติก (Photoelastic model) ซึ่งเป็นเครื่องมือวิเคราะห์แรงเครียดอย่างหนึ่ง ทำโดยฝังรากเทียมภายในแบบจำลองที่ทำจากเรซิน แล้วตรวจหาแรงเค้นโดยใช้แสงส่องผ่านแบบจำลอง จากภาพถ่ายสามารถเห็นพื้นที่ที่มีการสะสมแรงเค้นในปริมาณต่างๆกันโดยแสดงออกมาในรูปของแถบสีที่แสดงระดับของแรงเค้น การใช้วิธีการนี้จึงจำเป็นต้องสร้างแบบจำลองขึ้นและไม่สามารถออกแบบการทดลองในสิ่งมีชีวิตได้ อีกวิธีหนึ่งคือการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งเป็นแบบจำลองที่สร้างขึ้นภายในคอมพิวเตอร์ (ภาพที่ 2.5) สามารถสร้างแบบจำลองและรูปร่างและขนาดของรากเทียม การเรียงตัวของรากเทียม และจำลองแรงกัดบนฟันปลอมและรากเทียมได้ตามต้องการ ผลที่แสดงออกมาสามารถแสดงพื้นที่ในแบบจำลองที่มีแรงเค้นสะสมอยู่เช่นกัน สามารถแสดงพื้นที่ต่างๆเป็นแถบสีระดับแรงเค้น หรือคำนวนหาค่าแรงเค้นที่คาดการณ์ได้ตามสภาวะที่กำหนดให้ในแบบจำลองในตำแหน่งที่สนใจ การใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์มีประโยชน์มาก แต่มีข้อจำกัดว่าแบบจำลองที่สร้างขึ้นนั้นสามารถจำลองการทำงานของขากรรไกรในมนุษย์ได้เหมือนจริงหรือไม่ มีการวิจัยจำนวนมากในการศึกษาทางด้านทันตกรรมรากเทียมที่ทำการวิเคราะห์แรงเค้นในกระดูกและรากเทียมด้วยวิธีการต่างๆเหล่านี้ แต่ละวิธีการจะมีข้อดีข้อด้อยซึ่งจะกล่าวถึงต่อไป



ภาพที่ 2.5 แสดงตัวอย่างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งจำลองจากขากรรไกรล่าง (Korioth และ Hannam[20])

การศึกษาของ Brosh, Pilo และ Sudai [21] มีจุดประสงค์เพื่อเปรียบเทียบการกระจายแรงเค้นในกระดูกรอบรากเทียมของรากเทียมสองตัวที่มีการเรียงตัวขนานกันในแบบจำลองโฟโตอีลาสติก กับอีกแบบจำลองหนึ่งที่รากเทียม 2 ตัวมีการเรียงตัวเป็นมุมระหว่างกัน โดยใช้เครื่องวัดแรงเครียดและแบบจำลองโฟโตอีลาสติกทำการวิเคราะห์หาแรงเค้น เนื่องจากการศึกษาของ Brosh และคณะ [21] ให้ความสนใจปริมาณแรงเค้นที่ผิวประชิดระหว่างรากเทียมและกระดูก (Bone-implant interfaces) เมื่อเปรียบเทียบผลของเครื่องมือวัดทั้งสองชนิด พบว่าผลของการวัดแรงเค้นจากทั้งสองวิธีดังกล่าวให้ผลสอดคล้องกัน แต่ถ้าพิจารณาปริมาณของแรงเค้นจะพบว่าเครื่องวัดความเครียดจะอ่านผลได้แรงเค้นต่ำกว่าแรงเค้นที่หาได้จากแบบจำลองโฟโตอีลาสติก ซึ่งความแตกต่างดังกล่าวจะพบมากขึ้นเมื่อเปรียบเทียบในแบบจำลองที่รากเทียมวางตัวเป็นมุมระหว่างกัน ผลจากการทดสอบแสดงให้เห็นว่าการใช้เครื่องมือต่างชนิดทำให้วัดแรงเค้นได้ไม่เท่ากัน ลักษณะข้อมูลจากการนำเครื่องมือทั้งสองชนิดมาใช้วิเคราะห์แรงเค้นมีความแตกต่างกัน กล่าวคือเมื่อกำหนดตำแหน่งเครื่องวัดแรงเครียดไว้ในตำแหน่งที่เหมาะสมบนผิวรากเทียมแล้วอ่านค่าแรงเค้นที่เกิดขึ้นภายในแบบจำลองหลังจากได้รับแรงบดเคี้ยวในตำแหน่งที่ต้องการศึกษา ผลที่อ่านได้เป็นข้อมูลเชิงปริมาณ ในขณะที่ผลที่อ่านได้จากแบบจำลองโฟโตอีลาสติกจะเป็นภาพของแถบสี (Fringe pattern) ที่แสดงระดับแรงเค้นที่สะสมอยู่ในเนื้อวัสดุที่สมมติว่าเป็นกระดูกหลังจากให้แรง แม้ว่าจากแถบสีของแบบจำลองโฟโตอีลาสติกสามารถนำไปเปรียบเทียบเป็นข้อมูลเชิงปริมาณได้เช่นเดียวกันแต่อาจจะมีความคลาดเคลื่อนใน

ขบวนการเปรียบเทียบนั้น ทำให้ข้อมูลตรงที่อ่านได้จากเครื่องวัดแรงเครียดนำไปวิเคราะห์และสรุปผลได้น่าเชื่อถือกว่า แต่การวางเครื่องวัดแรงเครียดที่มีขนาดใหญ่บนจุดที่สนใจศึกษาบนผิวรากเทียมซึ่งมักจะมีขนาดเล็กกว่าเครื่องวัดความเครียดมากกลายเป็นจุดอ่อนของงานวิจัย เพราะการใช้เครื่องวัดแรงเครียดมีข้อจำกัดคือไม่สามารถกำหนดตำแหน่งวัดแรงเครียดได้อย่างต้องการเนื่องจากมีความยากลำบากในการวางอุปกรณ์ในตำแหน่งที่มีขนาดเล็กกว่าขนาดของเครื่องมือวัดได้ หรือในบางบริเวณ เช่น ที่ผิวประชิดของกระดูกและรากเทียม ที่เป็นอุปสรรคในการกำหนดตำแหน่งของเครื่องมือทำให้ตำแหน่งวัดมีโอกาสคลาดเคลื่อนออกจากตำแหน่งที่ต้องการได้สง่าย ซึ่งกรณีแบบนี้ทำให้แบบจำลองโฟโตอีลาสติกมีข้อดีเหนือกว่าการใช้เครื่องวัดแรงเครียดเพราะสามารถระบุตำแหน่งที่ต้องการศึกษาแรงเค้นได้โดยไม่เกิดการคลาดเคลื่อนไปจากตำแหน่งที่ต้องการศึกษาดังเช่นการใช้เครื่องวัดแรงเครียด

ในการศึกษาของ Clelland และคณะ[22] ทำการวิเคราะห์แรงเค้นรอบรากเทียม โดยใช้แบบจำลองโฟโตอีลาสติกร่วมกับเครื่องวัดแรงเครียดในการประเมินแรงเค้นโดยรอบรากเทียมเมื่อฝังรากเทียมในแบบจำลองเรซิน เปรียบเทียบผลโดยดูปริมาณของแรงเค้นในแบบจำลองโฟโตอีลาสติกกับการวัดแรงเค้นด้วยเครื่องมือวัด พบว่าผลที่วัดได้แม้จะแตกต่างกันแต่ยังคงสอดคล้องกัน จากภาพถ่ายของโฟโตอีลาสติกสามารถเปรียบเทียบชั้นสีโดยลอกลายชั้นสีจากภาพถ่ายลงสู่กระดาษที่มีตารางบอกระยะและกำหนดตำแหน่งที่ต้องการวัดได้ แต่ละสีของแถบสีสามารถนำไปเทียบเคียงเพื่อบอกปริมาณของแรงเค้นในจุดที่สนใจศึกษา แล้วจึงนำแต่ละแบบจำลองมาเปรียบเทียบกัน ณ จุดที่กำหนดให้ เนื่องจากการอ่านผลจากภาพถ่ายของแบบจำลองโฟโตอีลาสติกเป็นการประเมินด้วยตา (visual interpretation) แม้ข้อมูลจากแบบจำลองโฟโตอีลาสติกจะนำมาเปรียบเทียบแรงเค้นที่เกิดขึ้นภายในแต่ละแบบจำลองได้ แต่วิธีการเปรียบเทียบแถบสีเพื่อระบุปริมาณแรงเค้นที่เกิดขึ้นยังไม่เที่ยงตรงและน่าเชื่อถือมากเท่ากับค่าแรงเค้นที่วัดได้จริงจากการให้แรงบดเคี้ยว ซึ่งข้อมูลดังกล่าวจะได้จากการใช้เครื่องวัดความเครียดเท่านั้น

การทดลองวิเคราะห์แรงเค้นโดยเครื่องมือชนิดเดียวกันแต่สภาวะที่สร้างขึ้นแตกต่างกันแต่ละการทดลองก็ไม่สามารถนำผลแรงเครียดมาเปรียบเทียบได้อย่างน่าเชื่อถือ ดังเช่นการวิเคราะห์แรงเค้นโดยใช้แบบจำลองโฟโตอีลาสติก เนื่องจากวัสดุที่ใช้ทำแบบจำลองโฟโตอีลาสติกมีหลายชนิดและมีคุณสมบัติไม่เหมือนกันทั้งหมด หรือออกแบบการทดลองให้ขนาดของแบบจำลองที่แตกต่างกันน่าจะทำให้มีการกระจายแรงเค้นในแบบจำลองที่ต่างกันได้ด้วย ถ้าแต่ละแบบจำลองไม่ได้ควบคุมปัจจัยดังกล่าวนี้ให้เหมือนกันก็ไม่สามารถเปรียบเทียบผลข้ามแบบจำลองหรือเปรียบเทียบผลของแต่ละการทดลองได้ หรือการใช้เครื่องวัดความเครียดต่างชนิดกัน แม้จะนำมาวัดที่แบบจำลองเดียวกันก็อาจจะไม่ได้ผลวัดเท่ากันก็เป็นได้ การกำหนดแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ถ้ากำหนดให้คุณสมบัติของวัสดุไม่เหมือนกันหรือกำหนดปัจจัยย่อยอื่นๆของแบบจำลองให้แตกต่างออกไป แรงเค้นที่ได้ย่อมจะแตกต่างกันด้วย

การศึกษาเกี่ยวกับแรงเค้นในแบบจำลองโฟโตอีลาสติกมีข้อจำกัดของแบบจำลองอยู่มาก ดังในการศึกษาของ Federick และ Caputo [23] ซึ่งทำการวิเคราะห์แรงเค้นด้วยแบบจำลองโฟโตอีลาสติก โดยมีจุดประสงค์เพื่อจำลองการกระจายแรงบดเคี้ยวผ่านฟันปลอมทับรากเทียมชนิดถอดได้ ในแบบจำลองขากรรไกรล่างที่มีการใส่รากเทียมจำนวน 2 ตัว เปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองที่รากเทียมมีแนวการเรียงตัวของรากเทียมออกจากกันเป็นมุม 17 องศากับแบบจำลองที่รากเทียมวางตัวขนานกัน และแต่ละแบบจำลองยังมีชนิดของตัวยึดฟันปลอม (attachment) ต่างชนิดกันอีกด้วย แรงบดเคี้ยวที่กำหนดให้มีปริมาณ 30 ปอนด์ ที่ตำแหน่งทางด้านบดเคี้ยวข้างใดข้างหนึ่งแต่เพียงข้างเดียว จากนั้นศึกษาแรงเค้นที่เกิดขึ้นในเนื้อวัสดุที่สมมติว่าเป็นกระดูกขากรรไกรโดยดูจากกล้อง (circular polariscope) แล้วบันทึกการกระจายของแรงเค้นไว้เป็นภาพถ่ายซึ่งเป็นภาพสองมิติ การสรุปผลได้จากการประเมินแรงเค้นเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองต่างๆโดยดูจากภาพถ่าย จากการเปรียบเทียบสามารถสรุปได้ว่า ในสภาวะที่จำลองขึ้นของแบบจำลอง การเรียงตัวที่ต่างกันของรากเทียมและชนิดของหลักยึดมีผลต่อการกระจายแรงเค้นบนผิวรากเทียม

และในกระดูก แต่ข้อด้อยของแบบจำลองคือวัสดุที่ใช้ในการทำแบบจำลองโฟโตอีลาสติกไม่สามารถแทนคุณสมบัติของกระดูกและอวัยวะอื่นที่เกี่ยวข้องได้อย่างแท้จริง และส่งผลให้ผลของการกระจายของแรงเค้นในกระดูกขากรรไกรคนเมื่อมีแรงบดเคี้ยวจะไม่ได้เป็นดังเช่นที่แสดงในแบบจำลอง ทำให้ผลที่สังเกตได้จากแบบจำลองไม่สามารถนำไปคาดการณ์สิ่งที่เกิดขึ้นได้เสมอไป เพราะในมนุษย์มีปัจจัยอื่นอีกมากเข้ามาเกี่ยวข้องกับลักษณะการกระจายของแรงเค้นที่ผิวรากเทียมและกระดูก

เครื่องวัดแรงเครียด (strain gauge) มีหลายชนิด แต่ละชนิดมีความแตกต่างกันที่กลไกการทำงาน ยกตัวอย่างเช่น เครื่องวัดแรงเครียดจากการเปลี่ยนแปลงแรงต้านทานของไฟฟ้า (the electrical resistance strain gauge) เป็นเครื่องมือที่ใช้วิเคราะห์แรงเค้นโดยอาศัยหลักการว่าความต้านทานภายในเส้นลวดมีความแตกต่างกันขึ้นกับชนิดของวัสดุ และการเปลี่ยนแปลงภายในเส้นลวดจะเกิดขึ้นเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงของความเครียดในวัสดุบริเวณนั้น ดังนั้นเมื่อวัดความต้านทานที่เปลี่ยนแปลงไปได้ก็สามารถบอกปริมาณความเครียดได้ แม้จากงานวิจัยต่างๆที่กล่าวมาแล้วเครื่องมือวัดชิ้นนี้จะมีความถูกต้องสูง แต่การวางเครื่องมือเพียงชิ้นเดียวที่ตำแหน่งวัด เครื่องมือจะสามารถวัดแรงเครียดได้เพียงทิศทางเดียวเท่านั้น เพื่อให้ได้ข้อมูลของแรงเครียดทั้งปริมาณและทิศทางครบถ้วนจะต้องวางเครื่องมือวัดร่วมกันอย่างน้อยสามชิ้นที่บริเวณต้องการศึกษา ในงานศึกษาด้านทันตกรรมรากเทียมพบว่าสิ่งที่สนใจศึกษามีขนาดเล็กมาก ยกตัวอย่างเช่นต้องการศึกษาแรงเค้นที่จุดหนึ่งบนผิวประชิดกระดูกและรากเทียม (Bone-implant interface) ทำให้เป็นข้อจำกัดของเครื่องมือวัด ข้อจำกัดอีกประการหนึ่งก็ที่ได้กล่าวแล้วคือต้องสามารถวางเครื่องมือที่ตำแหน่งที่ต้องการวัดแรงเครียดได้พอดี ถ้าในแบบจำลองและรากเทียมที่ใช้มีขนาดเล็กมากจึงเป็นการลำบากที่จะวางเครื่องมือวัดได้หลายอัน และก่อนจะทำการทดสอบควรเลือกชนิดของเครื่องวัดแรงเครียดให้เหมาะสมกับข้อมูลที่ต้องการศึกษา การเลือกเครื่องวัดแรงเครียดให้เหมาะสมจะทำให้ได้ผลแรงเค้นที่ถูกต้องและใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากขึ้น ซึ่งต้องการข้อมูลของชนิดของแรงเค้นและปริมาณของแรง

เครียดในตำแหน่งที่ต้องการวัดมาประกอบในการเลือกเครื่องวัดแรงเครียด จึงควรมีการทดสอบ (Pilot study) เพื่อหาข้อมูลเหล่านี้เตรียมไว้ก่อน

การศึกษาการกระจายของแรงที่เกิดขึ้นบนรากเทียมโดยเครื่องวัดความเครียดบนรากเทียม ซึ่งเป็นการทดลองในมนุษย์โดย Jemt , Carlsson และ Jorneus [24] ผลการวัดโดยใช้เครื่องวัดแรงเครียดได้ข้อมูลที่เที่ยงตรงของแรงเค้นที่เกิดบนผิวรากเทียมและถูกถ่ายทอดไปยังอวัยวะข้างเคียง ซึ่งน่าเชื่อถือมากกว่าผลจากการใช้แบบจำลองหรือการคำนวณ พบว่าเมื่อเปลี่ยนตำแหน่งของการให้แรงลักษณะแรงเค้นบนรากเทียมก็เปลี่ยนไป ในหลายตำแหน่งพบว่าแรงเค้นไม่ได้เป็นดังทฤษฎีหรือในแบบจำลอง แสดงให้เห็นว่าการใช้เครื่องวัดแรงเครียดเมื่อทำในมนุษย์ยังมีปัจจัยที่ทำให้ผลต่างไปจากการคำนวณโดยใช้แบบจำลองอื่น และเป็นข้อเด่นของการวิเคราะห์แรงเค้นด้วยเครื่องลักษณะนี้ที่สามารถออกแบบการทดลองในมนุษย์ได้ การศึกษาของ Korioth และ Hannam [20] กล่าวว่าเมื่อออกแรงกัดสามารถทำให้เกิดการบิดตัวของขากรรไกรล่างในปริมาณที่จะทำให้เกิดการกระจายแรงบดเคี้ยวในขากรรไกรแตกต่างกันเมื่อมีแรงกัดแต่ละครั้งไม่เท่ากันได้ด้วย การวัดแรงโดยเครื่องวัดแรงเครียดในแบบจำลอง จะไม่สามารถจำลองการบิดตัวของขากรรไกรซึ่งเป็นปัจจัยร่วมที่มามีผลเหล่านี้ได้ ขณะที่มีแรงกัดขากรรไกรล่างจะมีการบิดตัวและเปลี่ยนรูปร่างไปจากเดิมเล็กน้อย ซึ่งจะขึ้นกับว่าแรงกัดเป็นอย่างไรและอยู่ในตำแหน่งใด การเปลี่ยนรูปนั้นจะมีขนาดตั้งแต่ 0.46-1.06 มม. ลักษณะที่เกิดขึ้นจึงเป็นปัจจัยที่ต้องนำมาพิจารณาร่วมด้วยในการออกแบบ หรือการทดสอบฟันปลอมในขากรรไกรล่าง แม้ว่าสามารถออกแบบการทดลองให้ใช้เครื่องวัดความเครียดในมนุษย์ได้แต่อย่างไรก็ตามผลที่วัดได้จากเครื่องวัดแรงเครียดก็ไม่สามารถสรุปลักษณะของแรงเค้นที่จะเกิดขึ้นในช่องปากได้อย่างสมบูรณ์ เนื่องจากลักษณะของขากรรไกรมนุษย์มีขนาดและรูปร่างไม่เท่ากันในแต่ละบุคคลซึ่งมีผลต่อการกระจายของแรงเค้นในแต่กรณี นอกจากนั้นการทดลองในแบบจำลองสามารถควบคุมปัจจัยร่วมต่างๆ ได้แก่ แรงบดเคี้ยว ขนาดของขากรรไกร การเรียงตัวและจำนวนของรากเทียม ตลอดจนชนิดของวัสดุที่

เกี่ยวข้องต่างๆได้ดีกว่าการออกแบบการทดลองในมนุษย์ซึ่งยากจะควบคุมปัจจัยเหล่านี้ได้หมด ทำให้ยากต่อการนำผลที่วัดได้มาเปรียบเทียบและสรุปผล

การวิเคราะห์แรงเค้นโดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

ไฟไนต์ เอลิเมนต์ (Finite element method) เป็นแบบจำลองที่ถูกนำมาใช้วิเคราะห์ปัญหาเกี่ยวกับกลไกโครงสร้าง (structural mechanics problems) การใช้การวิเคราะห์ด้วยแบบจำลองไฟไนต์ เอลิเมนต์ เป็นวิธีของการหาผลเฉลยโดยประมาณ (numerical approximation) กับปัญหาทางฟิสิกส์ที่ถูกตั้งขึ้นมาในรูปของสมการเชิงอนุพันธ์ (Differential equation)[25] ไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีการที่มีประโยชน์มากในการวิเคราะห์สิ่งที่มีรูปร่างซับซ้อน (complex shape) จากหลักการของไฟไนต์เอลิเมนต์ คือการแก้ปัญหาที่มีความซับซ้อนโดยย่อยปัญหานั้นให้เล็กลงแก้ปัญหาแต่ละปัญหานั้นก่อนแล้วจึงนำผลรวมมาสรุปเป็นคำตอบทั้งหมด การวิเคราะห์โดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์จึงเป็นอีกวิธีการหนึ่งที่ยอมรับกันอย่างแพร่หลายซึ่งมีการนำเอาวิธีนี้มาใช้ทั่วไป ได้แสดงตัวอย่างของแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ไว้ดังภาพที่ 2.5

Korioth และ Versluis[26] อธิบายเกี่ยวกับไฟไนต์เอลิเมนต์ไว้ว่า เป็นวิธีเพื่อใช้แก้ปัญหาทางกลไกโครงสร้าง (structural mechanics) ซึ่งทำได้จากการหาผลเฉลยโดยประมาณของสมการทางฟิสิกส์ หลักการพื้นฐานของการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ คือการแก้ปัญหาที่มีความซับซ้อนมากด้วยการย่อยให้ปัญหานั้นเล็กลงเป็นสมการที่ง่ายขึ้นจำนวนหลายสมการ แล้วจึงรวมเอาผลของการแก้ไขแต่ละสมการย่อยเป็นคำตอบของการแก้ไขปัญหาใหญ่ ดังนั้นขั้นตอนแรกของการสร้างแบบจำลองก็คือการแบ่งให้สิ่งที่มีรูปร่างซับซ้อนกลายเป็นส่วนประกอบย่อยหรือที่เรียกว่าเอลิเมนต์ (elements) ซึ่งเป็นส่วนประกอบของแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ รูปร่างของเอลิเมนต์สามารถมีลักษณะต่างๆที่เป็นทรงเรขาคณิต ได้แก่ สามเหลี่ยม สี่เหลี่ยม ทรงปิรามิด หรืออื่นๆ ซึ่งจะสามารถคำนวนแรงเค้นและแรงเครียดที่เกิดขึ้นภายในแต่ละเอลิเมนต์ได้จากการแก้สมการย่อยระหว่างแรงภายนอกที่มากระทำบนวัตถุกับการ

เคลื่อนที่ (displacement) ของจุด (nodes) ที่แต่ละมุมของเอลิเมนต์ ซึ่งจะประกอบด้วยหนึ่งสมการต่อแต่ละองศาอิสระของแต่ละจุด (nodes) สมการเหล่านี้สามารถเขียนและคำนวณได้ด้วยคอมพิวเตอร์จึงเป็นการประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายได้ เมื่อคำนวณผลของแต่ละเอลิเมนต์ได้แล้วจะนำผลทั้งหมดมารวมเพื่อวิเคราะห์หาค่าผลรวมของวัตถุทั้งชิ้นความเที่ยงตรงของการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ จะขึ้นกับปัจจัยต่างๆคือ การจำลองรูปร่างและรายละเอียดของส่วนประกอบในวัตถุที่ต้องการศึกษา การเลือกชนิด,รูปร่าง และจำนวนของเอลิเมนต์ การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุที่เป็นส่วนประกอบในวัตถุที่ต้องการศึกษา และการกำหนดคุณสมบัติที่ขอบให้แบบจำลอง (boundary conditions)

งานวิจัยแขนงต่างๆในสาขาวิชาทันตกรรมได้มีการนำเอาไฟไนต์เอลิเมนต์ไปประยุกต์ใช้อย่างแพร่หลาย ดังเช่นการศึกษาของ Atmaram และ Mohammed[27] ใช้การวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาแรงเค้นที่เกิดขึ้นในฟันธรรมชาติและกระดูกรองรับ ซึ่งเป็นการสร้างแบบจำลองที่มีเนื้อเยื่อปริทันต์ร่วมเป็นส่วนประกอบที่ต่อเนื่องกับอวัยวะอื่นๆด้วย จากการศึกษากล่าวว่าการสร้างเนื้อเยื่อปริทันต์ในแบบจำลองและกำหนดให้เนื้อเยื่อปริทันต์คุณสมบัติแตกต่างกันสองแบบ (fibrous PDL modeling หรือ continuous PDL modeling) มีผลต่อการเกิดแรงเค้นภายในแบบจำลองที่แตกต่างกัน ซึ่งการศึกษานี้ได้แสดงว่าการกำหนดคุณสมบัติของแบบจำลองมีความสำคัญต่อผลแรงเค้นที่วัดได้จากแบบจำลองมาก ในการศึกษาที่กล่าวถึงก่อนหน้านี้ที่ต้องการวัดปริมาณแรงเค้นในกระดูกรองรับฟันมักจะต้องใช้เครื่องมือวัดแรงเครียดแต่ประสบปัญหาเรื่องตำแหน่งในการวางเครื่องมือ และถ้าต้องการวัดแรงเค้นภายในกระดูกต้องเจาะกระดูกจนถึงตำแหน่งที่ต้องการเพื่อติดตั้งเครื่องมือทดสอบซึ่งขนาดของเครื่องมือทำให้ไม่สามารถวางเครื่องมือในได้ตำแหน่งที่ต้องการวัดได้ อย่างไรก็ตามแบบจำลองในการศึกษานี้เป็นแบบจำลองในระยะที่มีการเริ่มต้นนำแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งการสร้างแบบจำลองทำเพียง 2 มิติ และมีการแบ่งเอลิเมนต์ให้มีขนาดใหญ่ ทำให้ผลจากแบบจำลองนั้นไม่น่าเชื่อถือเท่าแบบจำลอง 3 มิติ[28] ซึ่งเป็นการปรับปรุงจากแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ 2 มิติให้ได้ความเที่ยงตรงขึ้น

การศึกษาของ Maijer และคณะ[29] เกี่ยวกับการกระจายแรงเค้นรอบรากเทียมโดยเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ (3-dimensional finite element model) กับแบบจำลอง 2 มิติ (2-dimensional finite element model) เพื่อประหยัดเวลาจึงลองสร้างแบบจำลองเพียงแค่ส่วนของขากรรไกรบริเวณที่ต้องการศึกษา เปรียบเทียบกับแบบจำลองที่เป็นขากรรไกรทั้งชิ้น และพบว่าการสร้างแบบจำลองเฉพาะส่วนสามารถวัดปริมาณแรงเค้นที่ไม่ต่างกันจากการจำลองขากรรไกรทั้งชิ้น แต่แบบจำลองที่ใช้ไม่ควรเป็น 2 มิติ เพราะให้ผลของแรงเค้นที่คลาดเคลื่อนไปจากแบบจำลอง 3 มิติที่สามารถเลียนแบบรูปร่างได้ใกล้เคียงจริงมากกว่าและแสดงแรงเค้นที่บริเวณต้องการศึกษาได้เหมือนจริงมากกว่าแบบจำลอง 2 มิติ การสรุปผลจากแบบจำลองที่ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ต้องมีความระมัดระวัง กล่าวคือไม่สามารถนำผลที่ได้จากแบบจำลองไปอ้างถึงผลที่เกิดจริงในช่องปากเพราะการจำลองแบบในคอมพิวเตอร์ยังมีข้อบกพร่องที่ไม่สามารถจำลองความซับซ้อนของรูปร่างและการทำงานของช่องปากและขากรรไกรที่ทำให้ผลนั้นบิดเบือนไปได้ แต่การสร้างแบบจำลองจะช่วยให้เกิดมุมมองของภาพรวมถึงลักษณะของการกระจายแรงในแต่ละส่วนประกอบของฟันปลอมและรากเทียม และสามารถควบคุมการทดสอบให้มีปัจจัยที่เกี่ยวข้องลดลง ผลที่ได้จะเป็นลักษณะที่มีการเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองซึ่งมีการควบคุมปัจจัยอื่นให้มีความแตกต่างกันน้อยลง หลังจากที่ได้สรุปผลที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองแล้วจึงสามารถนำข้อมูลนั้นไปเป็นแนวทางเพื่อศึกษาผลที่น่าจะเกิดขึ้นได้จริงในมนุษย์ต่อไป

การศึกษาของ Korioth และ Johann[30] เปรียบเทียบความเค้นที่เกิดบนหลักยึด เมื่อออกแบบรูปร่างส่วนที่อยู่เหนือรากเทียม (superstructure) ให้แตกต่างกันขณะที่มีแรงกัดแบบต่างๆ วิเคราะห์โดยแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ และคำนึงถึงการบิดตัวของขากรรไกรร่วมด้วย พบว่ารูปร่างของส่วนที่อยู่เหนือรากเทียมมีผลต่อการเกิดแรงเค้นบนรากเทียมอย่างมีนัยสำคัญ และคุณสมบัติของวัสดุก็มีส่วนต่อการเกิดแรงเค้นเช่นกัน พบว่าสามารถจำลองแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ได้ใกล้เคียงธรรมชาติมากกว่าแบบจำลองที่ใช้กับเครื่องวัดแรงเครียดหรือแบบจำลองโฟโตอี

ลาสติก อย่างไรก็ตามการใช้แบบจำลองยังไม่สามารถจำลองปริมาณ ทิศทาง และการกระจายของแรงเคี้ยวให้เหมือนในช่องปากได้ นอกจากนั้นข้อมูลของการศึกษาเรื่องเหล่านี้ยังไม่มากพอ จึงยังคงเป็นข้อจำกัดของแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ยังไม่สามารถแทนสิ่งที่เกิดขึ้นในมนุษย์ได้ ดังนั้นการสร้างแบบจำลองไม่สามารถเลียนแบบปัจจัยต่างๆที่มีอยู่ทั้งหมดในมนุษย์ จึงต้องทำการศึกษาในสิ่งมีชีวิตที่มีการควบคุมปัจจัยได้ดีพอเพื่อเป็นการยืนยันผล แต่การออกแบบการทดลองในมนุษย์โดยใส่เครื่องมือในช่องปากก็จะต้องควบคุมปัจจัยหลายปัจจัยที่จะมีผลต่อการกระจายแรงเค้น ได้แก่ ปริมาณและตำแหน่งแรงกัด ความแตกต่างของแรงกัดในแต่ละคน ซึ่งทำได้ยาก ต้องทำเป็นจำนวนมากผลที่ได้จึงจะน่าเชื่อถือ ต้องใช้เวลาและค่าใช้จ่ายสูง ทำให้ออกแบบการทดลองโดยเลือกใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ให้เหมาะสมน่าจะมีประโยชน์คุ้มค่า

ความสำคัญของการกำหนดส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอม (Distal extension cantilevers)

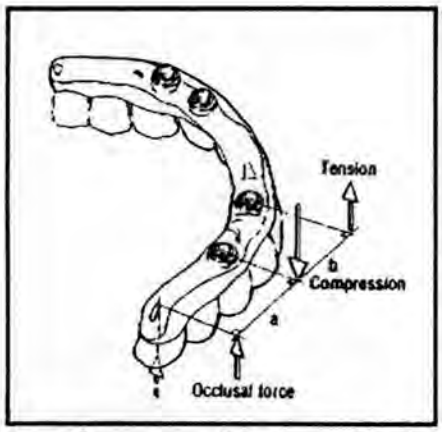
ฟันปลอมติดแน่นชนิดไฮบริดมีส่วนยื่นของฟันปลอมไปทางด้านท้ายของรากเทียมตัวสุดท้ายทั้งสองข้างเนื่องจากต้องการให้มีบริเวณที่ใช้เพื่อการบดเคี้ยวพอเพียง มีการศึกษามากมายที่กล่าวถึงความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอม (cantilever length) ที่เหมาะสม เนื่องจากงานวิจัยพบว่าแรงจากการบดเคี้ยวบนฟันปลอมไฮบริดจะส่งให้เกิดแรงเค้นที่มีปริมาณสูงบริเวณรากเทียมตัวสุดท้าย ดังเช่นการศึกษาของ Murphy, Williums และ Gregory[31] ศึกษาแรงเค้นภายในกระดูกรอบรากเทียมโดยใช้การวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ กำหนดให้แรงที่สมมติเป็นแรงบดเคี้ยวลงที่ตำแหน่งบริเวณส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอม การศึกษานี้สร้างแบบจำลองเพียงส่วนของรากเทียมที่ผิวมีการยึดกับกระดูกขากรรไกรซึ่งไม่ได้จำลองขากรรไกรทั้งชิ้นซึ่งเป็นการทำให้แบบจำลองที่สร้างนั้นมีความซับซ้อนน้อยลงง่ายต่อการประมวลผล พบว่าเกิดแรงเค้นในปริมาณสูงที่สุดที่ผิวรากเทียมตัวหลังสุดซึ่งติดกับบริเวณที่ให้แรง ซึ่งผลที่ได้สอดคล้องกันกับผลจากการศึกษาด้วยแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของ Ismail, Pahountis และ Fleming[32] แต่จากการศึกษาของ Lindquist, Rockler และ Carlsson [33] ซึ่งเป็นการศึกษาทางคลินิก พบว่าการละลายตัวของกระดูกรอบ

รากเทียมตัวท้ายสุดนั้นมีปริมาณน้อยกว่าการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียมตัวหน้าสุด แสดงให้เห็นว่าผลที่พบดังกล่าวไม่ได้สนับสนุนผลที่ทำนายได้จากแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ หมายความถึงว่าผลจากแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์มีความคลาดเคลื่อนและไม่สามารทำนายผลที่เกิดขึ้นจริงในคลินิก หรือผลที่พบในคลินิกนั้นสามารถเปลี่ยนแปลงไปขึ้นกับปัจจัยหลายอย่างที่ไม่สามารควบคุมได้ ได้แก่ การเปลี่ยนรูปร่างของรากเทียมและฟันปลอมภายหลังการรับแรงบดเคี้ยว ความไม่แน่นอนของปริมาณแรงบดเคี้ยว การเกิดการเปลี่ยนแปลงของกระดูกอันมีผลจากแรงบดเคี้ยว ความหลากหลายของการเรียงตัวของกระดูก และการเกิดการบิดเบี้ยวของกระดูกขากรรไกร

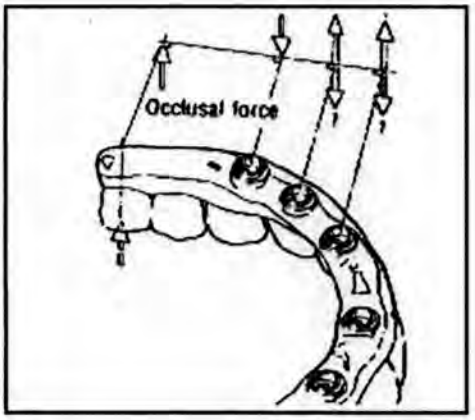
การศึกษาของ Shackleton และคณะในปี 1994[34] เกี่ยวกับความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอมชนิดติดแน่นโดยทำการศึกษาย้อนหลังในกลุ่มผู้ป่วยที่ใส่ฟันปลอมติดแน่น กำหนดกลุ่มตัวอย่างเป็นสองกลุ่มคือ กลุ่มที่มีความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอมน้อยกว่าหรือเท่ากับ 15 มม. และกลุ่มที่มีความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอมมากกว่า 15 มม. กำหนดว่าถ้ามีการซ่อมแซมหรือทำฟันปลอมใหม่ถือว่าฟันปลอมล้มเหลว (prosthesis failure) ใช้เวลาติดตามผลย้อนไป 20-80 เดือนหลังจากใส่ฟัน ผลจากการติดตามข้อมูลสนับสนุนว่าถ้ากำหนดความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอมน้อยจะมีความเสี่ยงต่อการล้มเหลวของฟันปลอมน้อยลง การตัดสินใจกำหนดความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอมจะสัมพันธ์กับความต้องการใช้เคี้ยวอาหารด้วย ถ้าผู้ป่วยต้องการให้มีฟันต่อด้านหลังยาวจะยิ่งเพิ่มแรงที่รากเทียมและเพิ่มโอกาสจะล้มเหลวให้สูงขึ้นได้

Rangert, Jemt และ Jorneus [35] กล่าวถึงแรงที่รากเทียมสองประเภท คือ แรงที่ลงตามแนวแกนรากเทียม (axial force) และแรงหมุน (bending force) และได้เปรียบเทียบการเกิดแรงบนฟันปลอมชนิดไฮบริดที่รากเทียมอยู่ด้านหน้าของขากรรไกรและมีส่วนยื่นทางด้านหลังเหมือนไม้กระดกหรือคานอันดับที่หนึ่ง ดังนั้นรากเทียมที่อยู่ด้านหน้าจะรับแรงดึง (tension force) และรากเทียมที่อยู่ด้านหลังรับแรงกด

(compressive force) และแรงดึง (compensate tensile force) ซึ่งแรงดึงเป็นแรงที่ทำให้เกิดความเสียหายที่ส่วนผิวสัมผัสของรากเทียมและกระดูกมากกว่าแรงกด Rangert และคณะ [35] ได้แสดงความสำคัญของอัตราส่วนระหว่างความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอมและระยะห่างระหว่างรากเทียมตัวหน้าและตัวหลังสุด (Anteroposterior spread) ต่อการเกิดแรงดึงที่รากเทียมตัวหน้า (ภาพที่ 2.6) แต่เนื่องจากรากเทียมมีการเรียงตัวแบบมีส่วนโค้ง มีรากเทียมมากกว่าสองตัวที่มีส่วนในการรับแรงบดเคี้ยวรวมถึงการบิดตัวของขากรรไกรและฟันปลอมทำให้การวิเคราะห์ซับซ้อนขึ้นและไม่สามารถอธิบายด้วยหลักการของคานอันดับหนึ่งได้ชัดเจน (ภาพที่ 2.7) ถ้ามีระยะห่างระหว่างรากเทียมตัวหน้าและตัวหลังสุด (Anteroposterior spread) เท่ากัน การเพิ่มจำนวนรากเทียมจะทำให้แรงกระทำที่รากเทียมแต่ละตัวน้อยลงด้วย นอกจากนั้นยังมีปัจจัยอื่นที่นำมาพิจารณาความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอมคือ คุณภาพของกระดูก ชนิดของฟันคู่สบและปริมาณแรงบดเคี้ยว Rangert และคณะ [35] กล่าวว่าในขากรรไกรล่างความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอมควรประมาณ 15-20 มม. และ 10 มม. ในขากรรไกรบนเนื่องจากมีคุณภาพกระดูกและปัจจัยอื่นๆต่างกัน



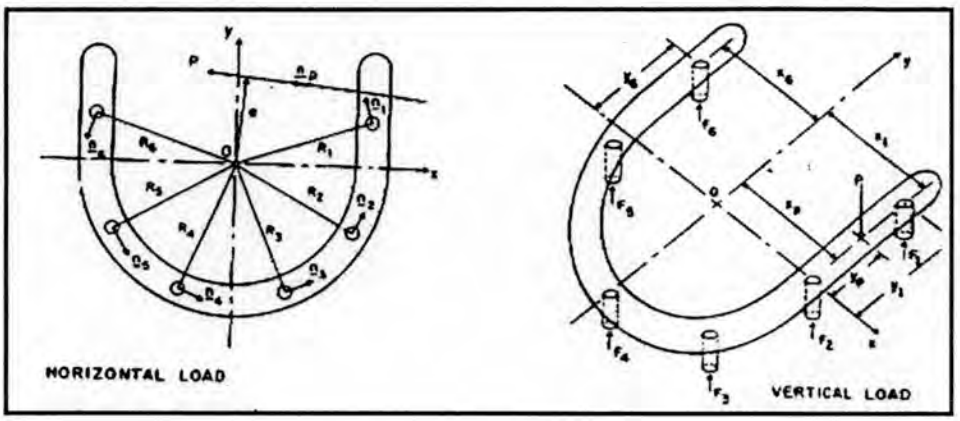
ภาพที่ 2.6 แสดงภาพจำลองการเกิดแรงบนฟันปลอมไฮบริด มีลักษณะคล้ายไม้กระดก (Rangert และคณะ[35])



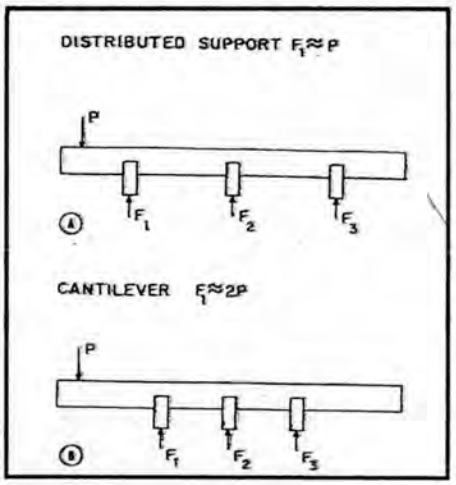
ภาพที่ 2.7 แสดงภาพจำลองการเกิดแรงบนฟันปลอมไฮบริด ซึ่งมีการเรียงตัวของรากเทียมเป็นส่วนโค้ง (Rangert และคณะ[35])

Skalak[36] กล่าวถึงการกระจายของแรงเค้นบนรากเทียม เมื่อมีรากเทียมอย่างน้อย 4-6 ตัวและกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอ (ภาพที่ 2.8) บนส่วนโค้งของขากรรไกรที่หน้าต่อรูข้างคาง ถือว่ามีการเจริญของกระดูกมาที่รากเทียม และรากเทียมถูกยึดอยู่ในกระดูกเป็นชิ้นเดียวกัน เมื่อคำนวณการกระจายแรงบนรากเทียมตำแหน่งต่างๆ พบว่าถ้ากำหนดแรงให้ลงในตำแหน่งที่อยู่บนคานโค้งแรงจะกระจายไปยังรากเทียมแต่ละตัวในปริมาณที่น้อยกว่าแรงที่กำหนดให้ แต่ถ้าตำแหน่งของแรงลงบนส่วนยื่นด้านท้าย การกระจายแรงไปบนรากเทียมจะต่างออกไป ซึ่งจะเกิดแรงปริมาณที่สูงกว่าแรงที่กำหนดให้บนรากเทียมที่มีตำแหน่งใกล้ตำแหน่งรับแรงมากที่สุด (ภาพที่ 2.9) แรงที่สูงขึ้นจะเป็นสัดส่วนกับระยะห่างระหว่างจุดรับแรงและรากเทียมที่อยู่ใกล้ที่สุด นั่นคือถ้าตำแหน่งรับแรงอยู่ห่างจากรากเทียมตัวสุดท้ายมาก แรงที่เกิดบนรากเทียมตัวสุดท้ายจะมีปริมาณสูงตามไปด้วย ปริมาณแรงสูงสุดที่รากเทียมจะรับได้โดยไม่เกิดความล้มเหลวยังจะต้องขึ้นกับจำนวนและความยาวของรากเทียม จากแบบจำลองของ Skalak[36] คำนวนได้ว่าอัตราส่วนความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอมต่อระยะระยะห่างระหว่างรากเทียมตัวหน้าและตัวหลังสุด (CL-AP ratio) ไม่ควรมากกว่า 2 เท่า Takayama[37] กล่าวสรุปคล้ายคลึงกันว่า ถ้ามีรากเทียมจำนวน 4-6 ตัวเรียงตัวโค้งตามขากรรไกร จะสามารถออกแบบให้มีส่วนยื่นไปด้านท้ายได้ยาวเป็น 2

เท่าของระยะในแนวหน้าหลังที่วัดจากการเรียงตัวของรากเทียม ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงได้ขึ้นกับความยาวของรากเทียม การศึกษาที่ได้กล่าวถึงข้างต้นเป็นผลคาดการณ์ที่ได้จากแบบจำลองสมมติและใช้การคำนวณทางคณิตศาสตร์ประกอบไม่ใช่ค่าแรงเค้นที่ได้จากการวัดในตำแหน่งที่เกิดจริง ดังเช่นการศึกษาที่ทำการวัดแรงเค้นที่รากเทียมโดยใช้เครื่องมือวัดแบบต่างๆ ซึ่งจะได้กล่าวถึงต่อไป



ภาพที่ 2.8 แสดงภาพแบบจำลองของ Skalak[36]



ภาพที่ 2.9 แสดงการกระจายของแรง เมื่อตำแหน่งของแรงที่กำหนดให้แตกต่างกัน (Skalak model[36])

จากการศึกษาของ Shoan และ Hobkirk[38] วัดแรงเค้นในแบบจำลองด้วยเครื่องวัดแรงเครียด พบว่าการให้แรงบนฟันปลอมติดแน่นจะทำให้เกิดแรงเค้นที่รากเทียมข้างนั้นและมีแรงหมุนเกิดขึ้นด้วย ตำแหน่งแรงสูงสุดจะเกิดที่ตำแหน่งตรงข้าม ปริมาณแรงเกี่ยวข้องกับปัจจัยต่างๆ ได้แก่การเรียงตัวและระยะห่างระหว่างรากเทียมแต่ละตัว จำนวนรากเทียม และความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอม Montieth[39] กล่าวถึงการศึกษาของ Mendelson และ Brunski[40] ซึ่งสร้างแบบจำลองที่ประกอบด้วยแผ่นเหล็กกล้าไร้สนิมที่เชื่อมระหว่างสกรูว์ที่เรียงตัวเป็นครึ่งวงกลม จำนวน 4-6 ตัว หลังจากให้แรงที่ด้านบนของแผ่นเหล็กกล้าไร้สนิมได้ผลตามที่คำนวณจากแบบจำลองของ Skalak [36] แต่เมื่อใช้แผ่นเหล็กที่มีรูปร่างเป็นตัวยูที่ใกล้เคียงกับฟันปลอม กลับพบว่าการทำนายผลของแรงจากแบบจำลองของ Skalak น่าจะมีความคลาดเคลื่อนในตำแหน่งรากเทียมตัวที่อยู่ใกล้ตำแหน่งให้แรงและตัวที่อยู่ไกลตำแหน่งให้แรง จากการศึกษาของ Mendelson และ Brunski[40] และการศึกษาของ Brunski[41] ทำให้ Brunski คาดว่าสาเหตุของความแตกต่างนั้นมาจากการบิดตัวของโครงฟันปลอม [41] และการศึกษาของ Elias และ Brunski[42] โดยใช้การวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ให้ผลคล้ายกันคือ ผลที่ได้ไม่เป็นไปตามแบบจำลองของ Skalak อย่างไรก็ตามแรงเค้นที่วัดได้จากการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์แตกต่างจากสิ่งที่เกิดขึ้นในผู้ป่วยจริง เพราะที่ตำแหน่งประชิดของกระดูกและรากเทียม (Bone-implant interface) ในผู้ป่วยมีความแข็งแรงน้อยกว่าที่สมมติขึ้นในแบบจำลองมาก เมื่อเปลี่ยนค่าดังกล่าวให้ใกล้เคียงกับสภาพจริงของผู้ป่วย การเปลี่ยนแปลงนี้ทำให้ผลจากการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์กลับไปใกล้เคียงกับผลที่ได้เมื่อคำนวณโดยแบบจำลองของ Skalak การใช้แบบจำลองเพื่อทดสอบการกระจายแรงที่เกิดขึ้นจึงยังไม่สามารถทดแทนการทดสอบในผู้ป่วยจริงได้ และเนื่องจากไม่มีแบบจำลองที่ให้ผลทดสอบที่เที่ยงตรงมากกว่านี้ดังนั้นแบบจำลองของ Skalak จึงเป็นประโยชน์ที่นำมาใช้ทำนายแรงที่เกิดขึ้นและใช้ช่วยในการวางแผนออกแบบฟันปลอมได้

Monteith[39] ศึกษาเรื่องการกำหนดความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายฟันปลอม โดยพิจารณาจากปัจจัยการเรียงตัวของรากเทียม เนื่องจากรากเทียมในระบบ

Brånemark ประกอบด้วยสกรูทองซึ่งเป็นสกรูว์ขนาดเล็กที่สุดในระบบและเป็นจุดอ่อนแอที่จะเกิดการแตกหักได้ง่ายกว่าส่วนอื่น การศึกษานี้กำหนดว่าถ้ามีแรงถ่ายทอดไปที่สกรูว์สูงมากจนกระทั่งมีการแตกหักหรือหลวมของสกรูทอง จะแสดงถึงความล้มเหลวของฟันปลอม ถ้าการเรียงตัวของรากเทียมและความยาวของส่วนยื่นด้านท้ายเป็นไปอย่างเหมาะสม การเกิดแรงหมุนบนฟันปลอม (torque and moment) จะไม่อยู่ในระดับที่ทำให้สกรูหักหรือหลวมได้ ดังนั้นจึงให้ผลสนับสนุนประโยชน์ของการใช้แบบจำลองของ Skalak ในการช่วยพิจารณาแรงจากการบดเคี้ยวในการออกแบบฟันปลอม

การศึกษาของ Adell และคณะ[4] ได้ยืนยันว่าหลังจากผู้ป่วยใส่ฟันปลอมคร่อมทับรากเทียมทั้งชนิดถอดได้และติดแน่น พบว่าผู้ป่วยมีความสามารถในการบดเคี้ยวดีขึ้น ซึ่งดูได้จากการวัดแรงเคี้ยว (bite force) จากการศึกษาของ Haraldson และ Carlsson[43] ศึกษาการทำงานของระบบบดเคี้ยวในผู้ป่วยที่ได้รับการบูรณะช่องปากด้วยฟันปลอมคร่อมทับรากเทียม โดยผู้ป่วยกลุ่มที่ศึกษามีอายุตั้งแต่ 39 ปี ถึง 68 ปี จำนวน 19 ราย โดยในกลุ่มนี้มีอายุการใช้งานฟันปลอมทับรากเทียมโดยเฉลี่ย 3.5 ปี ทำการตรวจสอบโดยใช้แบบสอบถาม การตรวจในคลินิก และวัดแรงเคี้ยวที่ตำแหน่งต่างๆบนฟันปลอม จากการใช้แบบสอบถามผู้ป่วยพอใจกับฟันปลอมทับรากเทียมโดยเฉพาะเมื่อเปรียบเทียบกับฟันปลอมแบบเดิม และผลของการตรวจทางคลินิก ถูกแบ่งออกเป็น 4 ระดับของอาการแสดงในช่องปาก พบว่าส่วนใหญ่ของผู้ป่วยที่ใช้ฟันปลอมคร่อมทับรากเทียมแสดงลักษณะของความผิดปกติของระบบบดเคี้ยวอยู่ในกลุ่มที่พบอาการแสดงเพียงเล็กน้อยเท่านั้น อย่างไรก็ตามดังที่กล่าวไว้โดย Chapman[44] แรงเค้นที่กระดูกรอบรากเทียมเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อความสำเร็จของฟันปลอมทับรากเทียมชนิดติดแน่น ถ้าปริมาณแรงสูงมากจะทำให้เกิดการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียมซึ่งเป็นสาเหตุของความล้มเหลวของฟันปลอมได้สูง จึงต้องมีการออกแบบฟันปลอมที่สามารถให้การกระจายแรงที่พอเหมาะและไม่เกิดการสะสมของแรงเค้นสูงจนเป็นสาเหตุของการแตกหักที่ผิวสัมผัสระหว่างกระดูกและรากเทียม ดังที่แบบจำลองของ Skalak[36] ได้แสดงไว้ว่าถ้าให้แรงลงที่ส่วนยื่นด้าน

ท้ายของฟันปลอม แรงที่กระจายไปบนรากเทียมแต่ละตำแหน่งจะแตกต่างกัน และแรงนั้นอาจจะมากกว่าปริมาณแรงที่ให้ในครั้งแรกหลายเท่า ดังนั้นความเข้าใจเรื่องการออกแบบจำนวนรากเทียมและจัดวางตำแหน่งของรากเทียมที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยแต่ละรายจึงเป็นส่วนสำคัญของการวางแผนรักษาให้ได้ผลสำเร็จที่ดีที่สุด จากศึกษาที่ได้กล่าวมาต่างให้ความสำคัญเรื่องระยะระหว่างรากเทียมตัวหน้าสุดและหลังสุดมากกว่าจำนวนและความยาวรากเทียม ดังนั้นถ้ากำหนดให้ระยะระหว่างรากเทียมตัวหน้าสุดและหลังสุดมีค่ามากพอ จะทำให้ขยายส่วนยื่นด้านท้ายของฟันปลอมให้มีความยาวดังที่ต้องการได้ แม้ว่าจะมีจำนวนของรากเทียมลดลงจากเดิมที่เคยใช้ 5-6 รากเทียมเป็น 3 รากเทียม[17]แต่การกระจายแรงเค้นบนผิวของรากเทียมแต่ละตัวไม่มีความแตกต่างจนทำให้เกิดแรงเค้นที่กระดูกรอบรากเทียมแตกต่างกัน หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือถ้าระยะห่างระหว่างรากเทียมที่อยู่หน้าที่สุดกับรากเทียมที่อยู่หลังที่สุดเท่ากัน แรงเค้นที่กระดูกรอบรากเทียมแต่ละตัวจะไม่แตกต่างกัน แม้ว่าจะมีจำนวนรากเทียมรองรับฟันปลอมหรือการเรียงตัวของรากเทียมที่แตกต่างกัน

การสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

การสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์เพื่อนำมาวิเคราะห์ค่าแรงเค้นด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จำเป็นต้องควบคุมปัจจัยต่างๆเพื่อทำให้แบบจำลองมีความเที่ยงตรง นั่นคือพยายามสร้างแบบจำลองที่ใกล้เคียงกับสิ่งที่เกิดขึ้นจริงในมนุษย์ให้มากที่สุด ดังนั้นขั้นตอนแรกคือการสร้างแบบจำลองขากรรไกรล่างในคอมพิวเตอร์ให้มีรูปร่างและขนาดเหมือนกับขากรรไกรล่างของมนุษย์มากที่สุดเท่าที่จะสามารถทำได้ จากการศึกษาของ Meijer และคณะ [45] และ Meijer และคณะ [29] กล่าวว่าการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาเรื่องของรากเทียมสามารถสร้างเป็นแบบจำลองสองมิติหรือแบบจำลองสามมิติ การสร้างแบบจำลอง 2 มิติ มีความยุ่งยากและเสียเวลาในการสร้างแบบจำลองและประมวลผลน้อยกว่า สามารถวาดรูปร่างของแบบจำลองซึ่งเป็นภาพสองมิติขึ้นจากภาพถ่ายรังสีของขากรรไกร หรือนำชิ้นส่วนของขากรรไกรล่างมาเป็นเค้าโครงในการลากเส้นและสร้างภาพแบบจำลองของขากรรไกรในคอมพิวเตอร์ [26] ในขณะที่แบบจำลองสามมิติสร้างขึ้นได้โดยการใช้วิธีวาดหรือถอด

แบบมาจากภาพถ่ายรังสีของขากรรไกร หรือสามารถทำให้มีความแม่นยำได้มากกว่านั้นด้วยการใช้ภาพรังสีคอมพิวเตอร์โทโมแกรม (Computed Tomograms and Magnetic Resonance imaging) มาช่วยในการสร้างแบบจำลอง โดยการเปลี่ยนข้อมูลจากภาพรังสีมาเป็นภาพสามมิติในคอมพิวเตอร์ ซึ่งเป็นภาพของขากรรไกรล่างที่สามารถนำมาเป็นแบบจำลองใช้วิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

เมื่อได้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แล้ว ขั้นตอนต่อไปคือแบ่งส่วนต่างๆภายในแบบจำลองออกเป็นหน่วยย่อย หรือที่เรียกว่า เอลิเมนต์ (elements) การกำหนดขนาดและรูปร่างของเอลิเมนต์ขึ้นกับวัตถุประสงค์ของการวิเคราะห์เป็นหลัก จาก Korioth และ Versluis [26] การกำหนดรูปร่างของเอลิเมนต์สามารถทำได้หลายแบบขึ้นกับวิธีการที่ใช้พิจารณา ถ้าแบ่งเอลิเมนต์ตามลักษณะรูปร่างและการเคลื่อนที่ (the characteristics of geometry and displacement) แบบแรกได้แก่ บีมเอลิเมนต์มิติเดียว (one-dimensional beam elements) เหมาะสำหรับศึกษาวัตถุที่มีรูปร่างเป็นทรงคล้ายลำแสง ซึ่งมีด้านยาวเป็นด้านที่มีความยาวมากกว่าด้านอื่น เอลิเมนต์นี้สามารถใช้ศึกษาการบิดงอตัวของวัตถุได้ดีแต่จะไม่สามารถศึกษาของแรงเค้นเฉพาะที่ หรือ ณ ตำแหน่งที่ให้แรงได้ (local stress concentration) แบบที่สองคือเอลิเมนต์ของแรงเค้นบนระนาบสองมิติ (2-dimensional plane stress elements) เหมาะจะใช้ศึกษาวัตถุ 2 มิติที่มีความบางเป็นพิเศษ แบบที่สามคือ เอลิเมนต์ของแรงเครียดบนระนาบ (plane strain elements) เหมาะสำหรับวัตถุรูปร่าง 3 มิติที่ต้องการศึกษาคุณสมบัติทั้งชิ้น และสำหรับเอลิเมนต์ของวัตถุที่มีความสมมาตรรอบแกน (axisymmetric elements) เป็นแบบจำลองที่เหมาะสำหรับวัตถุที่มีรูปร่างสมมาตร เพราะจำลองรูปร่างของวัตถุเพียงครึ่งเดียวเท่านั้น อีกแบบหนึ่งคือการสร้างเอลิเมนต์ของแผ่นบางสามมิติ (3-dimensional shell elements) สำหรับวัตถุ 3 มิติที่มีขนาดบางมากเมื่อเทียบกับขนาดของความกว้างและความยาว เช่น แผ่นโลหะ แต่ไม่เหมาะสำหรับวัตถุที่มีความหนาเพราะไม่สามารถทำนายแรงเค้นในเนื้อวัตถุเมื่อมีการบิดงอของวัตถุได้ ส่วนเอลิเมนต์ของแข็ง (solid elements) เป็นแบบจำลองในอุดมคติที่ใช้จำลองรูปร่างของวัตถุสามมิติทั่วๆไป

เอลิเมนต์สามารถแบ่งตามการกำหนดจำนวนจุด (nodes) ที่เชื่อมแต่ละเอลิเมนต์เข้าด้วยกัน[26] แบบแรก (หรือ first order elements) ได้แก่การกำหนดเอลิเมนต์เป็นเส้นตรง (linear) ซึ่งแต่ละเอลิเมนต์ประกอบด้วย 2 จุด (nodes) ที่ขอบแต่ละข้าง แบบที่สอง (หรือ second order elements) เรียกว่า พาราโบลิค (parabolic) แต่ละเอลิเมนต์ประกอบด้วย 3 จุด เมื่อเปรียบเทียบระหว่างแบบแรกและแบบที่สอง แต่ละเอลิเมนต์มีจำนวนของจุดเพิ่มขึ้น (higher-order element) จะลดความแข็งตึงของแต่ละเอลิเมนต์ลง เพราะเมื่อเพิ่มจำนวนจุดก็จะเพิ่มองศาอิสระ (degree of freedom) และทำให้การเคลื่อนที่ของเอลิเมนต์มีอิสระมากขึ้น ซึ่งจะให้ผลการวิเคราะห์ที่มีความเที่ยงตรงมากกว่ากลุ่มของเอลิเมนต์ที่มีจำนวนจุดน้อยกว่า (lower-order elements)

Korioth และ Versluis[26] กล่าวว่า ชนิดของเอลิเมนต์สามารถแบ่งตามรูปร่างของเอลิเมนต์ ได้แก่ สามเหลี่ยม หรือสี่เหลี่ยม เป็นต้น ซึ่งจะเกี่ยวเนื่องกับการแบ่งตามจำนวนจุดซึ่งได้กล่าวแล้วข้างต้น การคำนวณจากเอลิเมนต์รูปสามเหลี่ยมทำได้ง่ายกว่ารูปสี่เหลี่ยม แต่เอลิเมนต์ที่มีจำนวนของจุดน้อยกว่าจะมีองศาอิสระต่ำกว่าและความแม่นยำของผลจากการคำนวณจะลดลง และรูปร่างของเอลิเมนต์ยังจะต้องเลือกให้ตรงกับการเกิดแรงเค้นในแต่ละบริเวณ เพราะรูปร่างที่ไม่สัมพันธ์กับปริมาณแรงเค้นที่เกิดขึ้นสามารถทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนของการคำนวณทางคณิตศาสตร์ การจำลองบางตำแหน่งอาจจะต้องใช้รูปร่างเอลิเมนต์ที่ต่างกันออกไปเพื่อให้เหมาะสมกับรูปร่างและจุดประสงค์ของการศึกษา หรืออาจจะใช้เอลิเมนต์ที่มีรูปร่างหลากหลายในแต่ละแบบจำลอง รูปร่างของเอลิเมนต์จึงมีผลต่อการวิเคราะห์แรงเค้นจากแบบจำลอง เพราะถ้าไม่ใช่เอลิเมนต์ที่มีรูปร่างที่เป็นค่าในอุดมคติแล้วจะทำให้ผลการคำนวณผิดพลาดได้ และเนื่องจากการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการหาค่าผลเฉลยโดยประมาณที่ใกล้เคียงกับค่าจริง ดังนั้นค่าที่คำนวณได้จะเข้าใกล้ค่าจริงมากที่สุดเมื่อสามารถกำหนดให้การเกิดการเปลี่ยนตำแหน่งของส่วนต่างๆในแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์มีค่าต่อเนื่องกันมากที่สุด[28] ซึ่งสามารถทำได้

ด้วยการลดขนาดของแต่ละเอลิเมนต์ให้เล็กที่สุด ซึ่งจะเป็นการเพิ่มจำนวนของเอลิเมนต์และทำให้โครงสร้างของแบบจำลองมีความละเอียดมากขึ้น แต่การทำให้จำนวนของเอลิเมนต์เพิ่มขึ้นจะเป็นการเพิ่มเวลาและขนาดความจำของคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการคำนวนให้มากขึ้น

หลังจากที่จำลองรูปร่างของขากรรไกรล่างที่มีรากเทียมฝังอยู่ตามแบบที่ต้องการศึกษาและแบ่งโครงสร้างของแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยเรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนต่อไปที่มีความสำคัญในการสร้างแบบจำลองและต้องการข้อมูลที่มีความเที่ยงตรงสูงคือ การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุทุกชนิดที่ปรากฏอยู่ในแบบจำลอง เนื่องจากแรงเค้นและแรงเครียดที่วัดได้จะขึ้นกับการกำหนดคุณสมบัติของขั้นตอนนี้ วัสดุทุกประเภทสามารถมีคุณสมบัติเหล่านี้คือ กลุ่มของวัสดุไอโซโทรปิกที่มีคุณสมบัติที่ไม่เปลี่ยนแปลงในทุกทิศทาง (isotropic material) นั่นคือค่าโมดูลัสยืดหยุ่น (Young modulus) ค่าโมดูลัสแรงเฉือน (shear modulus) และอัตราส่วนพัวซอง (the Poisson's ratio) ของวัสดุนั้นมีความสัมพันธ์กันและอาจจะมีผลระหว่างกัน ดังนั้นจึงต้องการเพียงสองในสามของค่าเหล่านี้เพื่อนำมาใช้กำนดค่าของวัสดุในการพิจารณาคุณสมบัติความยืดหยุ่น (elastic behavior) ของวัสดุ อย่างไรก็ตามถ้าลักษณะของการเกิดแรงเค้นและแรงเครียดในเนื้อวัสดุไม่มีความซับซ้อนมากนัก สามารถกำหนดให้วัสดุนั้นมีคุณสมบัติที่เหมือนกันในทุกทิศทางที่อยู่รอบแกนสมมาตรที่กำหนดให้มีเพียงแค่แกนเดียวเท่านั้น (axis of symmetry) ก็ได้ ซึ่งจะเรียกวัสดุพวกนี้ว่า วัสดุทรานสเวอร์สไอโซโทรปิค (transversely isotropic material) แต่ในทางตรงข้าม วัสดุอีกกลุ่มหนึ่งมีถึงสามระนาบในการพิจารณาคุณสมบัติ (three orthogonal planes of mechanical symmetry) วัสดุกลุ่มนี้เรียกว่า วัสดุออร์โธโทรปิค (orthotropic material) วัสดุกลุ่มสุดท้ายที่เรียกว่า วัสดุแอนไอโซโทรปิค (anisotropic material) เป็นวัสดุกลุ่มที่วัดคุณสมบัติได้ต่างกันเมื่อวัดในทิศทางที่ต่างกัน

สุดท้ายจึงเหลือเพียงปัจจัยเดียวที่ต้องการกำหนดคุณสมบัติ ซึ่งก็คือการกำหนดคุณสมบัติที่ขอบ (Boundary condition) หมายถึงแรงที่ลงบนวัตถุที่ต้องการ

ศึกษาและส่วนที่ยึดตรึงด้านใต้ รวมถึงการมีแรงตอบสนองระหว่างแต่ละเอลิเมนต์ที่เชื่อมต่อกันอยู่ (interconnected finite elements) หรือระหว่างเอลิเมนต์ที่สัมผัสกันในทางกายภาพ (physically separate bodies) แบบจำลองขากรรไกรจะถูกกำหนดให้แรงทั้งสามแกนมีขนาดรวมเป็นศูนย์เพื่อสร้างสมการคำนวณ

งานวิจัยชิ้นนี้มีจุดประสงค์เพื่อเปรียบเทียบแรงเค้นที่เกิดขึ้นในกระดูกที่ตำแหน่งประชิดผิวรากเทียมขณะมีแรงบดเคี้ยวลงบนฟันปลอมชนิดไฮบริด เมื่อกำหนดให้การเรียงตัวของรากเทียมมีระยะระหว่างรากเทียมตัวหน้าสุดและหลังสุด (Anteroposterior spread) ที่คงที่ แต่มีจำนวนรากเทียมและการเรียงตัวของรากเทียมแตกต่างกัน โดยการวิเคราะห์แรงเค้นด้วยแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ เนื่องจากเป็นการทดลองที่ทำในแบบจำลองที่สร้างจากคอมพิวเตอร์และคาดการณ์สิ่งที่น่าจะเกิดขึ้นหลังจากได้รับแรงบดเคี้ยว ส่วนประกอบต่างๆของขากรรไกร ฟันปลอม และรากเทียม ถูกกำหนดคุณสมบัติขึ้นโดยนำมาจากการศึกษาก่อนหน้านี้ (ตารางที่ 3.1) ซึ่งเป็นที่ทราบดีว่าอวัยวะมนุษย์มีความแตกต่างกันในแต่ละคนขึ้นกับเชื้อชาติ เพศ อายุ และปัจจัยอื่นๆ ดังนั้นการศึกษานี้จึงไม่มีวัตถุประสงค์ที่จะนำผลจากการทดสอบด้วยแบบจำลองเพื่อแสดงว่าเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นในมนุษย์ แต่จากแบบจำลองที่ได้รับการควบคุมปัจจัยแวดล้อมต่างๆได้อย่างดีทำให้สามารถนำผลจากการเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองในสภาวะการณ์ที่สร้างขึ้น และเป็นข้อมูลที่มีประโยชน์ในการช่วยคาดการณ์สิ่งที่น่าจะเกิดขึ้นในมนุษย์ได้