สำนักงานวิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5
สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

อภิปรายผลการวิจัย

ตอนที่ 1

ก.การทดสอบกำลังดัดขวาง

ในการศึกษาคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุที่จะนำมาเป็นฐานฟันปลอมนั้น เราจำเป็นต้องศึกษาหลายด้านดังที่กล่าวมาแล้ว หนึ่งในคุณสมบัติที่ควรศึกษาได้แก่การมีค่ากำลังดัดขวางสูงพอที่จะรับแรงบดเคี้ยวในช่องปากได้ เนื่องจากแรงบดเคี้ยวเป็นแรงคละของแรงอัด[5,100-102] แรงเฉือน และแรงดึง ปริมาณแรงบดเคี้ยวที่กดลงไม่ใช่ลงมาทีเดียวและมีปริมาณแรงที่สูงสุดแล้วทำให้ชิ้นงานแตกหัก แต่ในความเป็นจริงแรงบดเคี้ยวที่กดลงมาเริ่มจากน้อยไปสูมากแล้วค่อยลดลงมาสู่น้อยสลับขึ้นลงเช่นนี้เป็นรอบๆ (cycle) การแตกหักของชิ้นงานเกิดจากการสะสมความล้าทำให้เกิดรอยแตกเพิ่มขึ้น (crack propagation) เมื่อเลยช่วงที่ชิ้นงานทนแรงได้ แม้จะมีแรงมากระทำน้อยมาก ก็สามารถทำให้ชิ้นงานแตกหักได้ นอกจากนี้พบว่าเนื้อวัสดุที่ใช้ทำฐานฟันปลอมทั้งสองชนิดมีความแตกต่างกันมาก คือ Meliodent® มีความแข็งและเปราะ ในขณะที่ Vitaflex® มีความยืดหยุ่นที่สูงมาก ดังนั้นการทดสอบกำลังดัดขวางจึงไม่ค่อยเหมาะสมกับ Vitaflex® ที่มีความยืดหยุ่นสูง การทดสอบกำลังดัดขวางเหมาะกับวัสดุที่แข็งและเปราะ เช่น เซรามิก (ceramic) เรซินอะคริลิก เป็นต้น ดังนั้นจึงทดสอบความต้านทานแรงดึง เปอร์เซ็นต์การยืด ณ ตำแหน่งที่ขาดเพิ่มขึ้น แต่การทดสอบความต้านทานแรงดึงในวัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกทำได้ยากเนื่องจากวัสดุมีความเปราะ การจับยึดชิ้นงานก่อนดึงต้องระวังไม่ให้มีแรงมากระทำก่อนที่จะทดสอบ ไม่เช่นนั้นวัสดุจะแตกหักก่อนการดึง

จากผลการศึกษานี้พบว่าค่าเฉลี่ยกำลังดัดขวางของ Meliodent® (62.57 ± 2.07MPa) มีค่าน้อยกว่าค่าเฉลี่ยกำลังดัดขวางตามมาตรฐาน ISO 1567 (65 MPa) [30] เล็กน้อย อาจเนื่องจากจำนวนชิ้นงานที่น้อยเกินไป ทำให้มีค่าความแปรปรวนที่สูง ส่วนค่า flexural modulus ของ Meliodent® ในการทดลองนี้ (2024.50 ± 125.09 MPa) มีค่ามากกว่าค่ามาตรฐาน ISO 1567 (2000 MPa) เล็กน้อย สำหรับ flexural modulus ของ Vitaflex® มีค่า 476.68 ± 46.08 MPa ซึ่งมีค่ามากกว่าที่บริษัทที่ผลิต Vitaflex® กล่าวอ้าง (475 MPa) นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบ

ระหว่างสองวัสดุพบว่า Vitaflex® มีค่า flexural modulus น้อยกว่า Meliodent ® ถึง 4.24 เท่า แสดงให้เห็นว่า Vitaflex® เมื่อโดนแรงมากระทำจะมีการเปลี่ยนรูปได้มากกว่า Meliodent® จากการศึกษานี้พบว่า Vitaflex® มีความยืดหยุ่นสูงกว่า Meliodent ® สามารถโค้งงอได้โดยไม่แตกหัก แต่จะเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้มากกว่า Meliodent ® ยิ่งไปกว่านั้นเมื่อพิจารณาพบว่าแรงที่ทำให้เกิดการแอ่นลงมาจากระนาบเดิม 5 มิลลิเมตรของ Meliodent ® มีค่ามากกว่า Vitaflex® ถึง 3.28 เท่า จากการทดลองนี้สามารถสรุปได้ว่า Vitaflex® มี flexural modulus น้อยกว่าทำให้แปลผลได้ว่า หากมีแรงมากระทำในช่องปากก็อาจก่อให้เกิดการบิดเบี้ยวได้ง่ายกว่า Meliodent® แต่ในแง่การแตกหักพบว่าไม่มีการแตกหักสำหรับ Vitaflex® มีเพียงการบิดเบี้ยวไปจากเดิม

กำลังดัดขวาง คือค่าความเค้นที่ได้จากการทดสอบกดชิ้นตัวอย่างให้เกิดการงอตัวโดยใช้หัวกด ซึ่งกดลงตั้งฉากกับชิ้นตัวอย่างที่อยู่ในลักษณะแนวนอนโดยมีตัวรองรับเป็นตัวกำหนดช่วงห่าง ค่ากำลังดัดขวางที่สูงจะทนแรงในการแตกหักได้มากกว่าค่ากำลังดัดขวางที่ต่ำ [53]

ส่วนค่ามอดุลัสการโค้งงอ คืออัตราส่วนระหว่างหน่วยแรงกับหน่วยการยืดหดตัวในช่วงขีดจำกัดความยืดหยุ่น ซึ่งเป็นค่าคงที่ในการทดสอบกำลังดัดขวาง ค่ามอดุลัสเป็นสิ่งที่วัดความแข็งที่อ (stiffness) ของวัสดุซึ่งเป็นความสามารถในการต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุในช่วงขีดจำกัดความยืดหยุ่นขณะรับแรง ดังนั้นถ้าค่ามอดุลัสการโค้งงอสูงจะต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุได้ดีกว่าค่ามอดุลัสการโค้งงอที่ต่ำกว่า [53]

คุณสมบัติทางอุดมคติสำหรับวัสดุที่ใช้ทำฐานฟันปลอมคือต้องมีค่ากำลังดัดขวางและมีค่ามอดุลัสการโค้งงอที่สูงเพียงพอ เพื่อที่จะได้ต้านทานแรงที่ทำให้ฐานฟันปลอมเกิดการแตกหัก และช่วยต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุเมื่อมีแรงบดเคี้ยวมากระทำต่อฐานฟันปลอม ดังนั้นไนลอนจึงไม่เหมาะสมกับการใช้เป็นฐานฟันปลอมในกรณีที่ผู้ป่วยสูญเสียฟันหลังไปหมด (distal end) หรือในกรณีที่ผู้ป่วยสูญเสียฟันไปทั้งปาก (complete denture) เนื่องจากมีความยืดหยุ่นสูงทำให้ไม่สามารถกระจายแรงบดเคี้ยวได้ดี[6,28-29] แต่ทั้งนี้ควรมีการศึกษาถึงเรื่องการกระจายแรงและความไม่แนบสนิทของชิ้นงานหลังการใช้งาน นอกจากนี้พบว่าการผลิตไนลอนเป็นฐานฟันปลอมทั้งปากมีโอกาสเกิดการบิดเบี้ยวที่สูง เนื่องจากการอัดฉีดวัสดุเข้าสู่เบ้าหล่อภายใต้แรงดันไฮโดรลิกดังนั้นการที่ไนลอนมีจุดหลอมตัวที่สูง ทำให้อาจเกิดการสะสมและคลายความเครียดภายในฟันปลอมจนเกิดการบิดเบี้ยวได้ ดังนั้นผู้ศึกษาคิดว่าฐานฟันปลอมไนลอนเหมาะสมกับ

ผู้ป่วยที่มีการสูญเสียฟันไป 1 ถึง 3 ซี่ ที่เป็น tooth borne และไนลอนไม่เหมาะที่จะนำมาทำเฝือกฟัน (occlusal splint) เพื่อรักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาของระบบข้อต่อขากรรไกร เนื่องจากหลักการรักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาของระบบข้อต่อขากรรไกรนั้นต้องการวัสดุที่มีความแข็งที่อ เพื่อสร้างเสถียรภาพในการสบฟัน ดังนั้นควรเลือกใช้เรซินอะคริลิกจะเหมาะสมกว่าทั้งยังสามารถกรอแก้ไขเติมวัสดุและขัดแต่งจุดสบได้ง่ายกว่า

ข.การทดสอบความต้านทานแรงดึง

ความต้านทานแรงดึง คือความต้านทานของชิ้นทดสอบต่อการยืดหรือการแตกหัก เมื่อมีแรงดึงชิ้นทดสอบ ในช่วงเวลาหนึ่ง ค่าความต้านทานแรงดึงสูงหมายถึง วัสดุมีการต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างสูงกว่าวัสดุที่มีค่าความต้านทานแรงดึงที่ต่ำกว่า ส่วนค่าเปอร์เซ็นต์การยืดตัว ณ ตำแหน่งที่ขาด คือค่าความยืดใช้เพื่อเปรียบเทียบกับความยาวเดิมของวัสดุว่ามีความยืดได้กี่เปอร์เซ็นต์ ค่าเปอร์เซ็นต์การยืดตัว ณ ตำแหน่งที่ขาดถ้ามีค่ามากแสดงว่าวัสดุมีการยืดตัวที่สูงและวัสดุมีความเหนียว แต่ถ้าค่าเปอร์เซ็นต์การยืดตัว ณ ตำแหน่งที่ขาดมีค่าไม่เกิน 10 % แสดงว่าวัสดุค่อนข้างเปราะ

จากผลการศึกษานี้พบว่าความต้านทานแรงดึงของ Meliodent® มีค่าอยู่ในเกณฑ์ระหว่าง 48.3 - 62.1 MPa[44] ส่วน Vitaflex® (38.17 $\pm$ 2.35 MPa) จะมีค่าความต้านทานแรงดึงน้อยกว่า Meliodent® (50.65 $\pm$ 9.72 MPa) แสดงถึงแรงที่มากระทำของ Meliodent® สูงกว่า Vitaflex® นั่นคือ Meliodent® มีการต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างสูงกว่า Vitaflex® จากผลการทดลองนี้พบว่าเปอร์เซ็นต์การยืดตัวของ Meliodent® (3.17%) มีค่าสูงกว่าการศึกษาอื่นเล็กน้อย (1-2%)[44] เนื่องจากจำนวนชิ้นงานที่ทดสอบมีปริมาณน้อย ร่วมกับการลื่นไถลของชิ้นงานเมื่อมีการดึงในช่วงแรก ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากการออกแบบที่จับยึดยังไม่ดีพอ วิธีการแก้ไขคือเจาะรูที่แขนชิ้นงานและสร้างตัวจับพิเศษขึ้นมาใหม่ หรือ บากตรงแขนของชิ้นงาน เพื่อให้เกิดการยึดชิ้นงานที่ดี เวลาทำการดึงจะได้ไม่มีการลื่นไถลของชิ้นงานในช่วงแรก นอกจากนี้พบว่าเปอร์เซ็นต์การยืดตัวของ Vitaflex® (268.28 $\pm$ 33.08) สูงกว่า Meliodent® (3.17 $\pm$ 1.97) มาก แสดงถึง Vitaflex® มีความเหนียวมากกว่า Meliodent®

ปัจจัยที่มีผลต่อความต้านทานแรงดึงคือหนึ่งอัตราเร็วในการดึงชิ้นทดสอบ ถ้าดึงชิ้นทดสอบด้วยความเร็วสูงจะเกิดการฉีกขาดของชิ้นงานได้ง่าย การทดลองนี้ใช้ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อ วินาที ตามมาตรฐาน ASTM D1708-02[54] สองอุณหภูมิในการทดสอบ ถ้าอุณหภูมิในการทดสอบสูงวัสดุจะอ่อนและฉีกขาดง่ายเมื่อทดสอบ สามน้ำหนักโมเลกุล ถ้าพอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูงจะทำให้แข็งแรงและแข็งที่อขึ้นดังนั้นค่าความต้านทานแรงดึงจึงสูง สี่เปอร์เซ็นต์ความชื้นในพอลิเมอร์ที่ดูดความชื้นจากบรรยากาศ เช่น ถ้าความชื้นสูงความต้านทานแรงดึงจะต่ำลงโดยเฉพาะไนลอนที่ชอบดูดน้ำ

เรซินอะคริลิกเป็นวัสดุที่เปราะ แต่มีค่าความต้านทานแรงดึงสูง ดังนั้นเรซินอะคริลิกจึงมีความแข็งแรง ส่วนไนลอนเป็นวัสดุที่มีเหนียวมากจึงมีข้อดีคือสามารถทำให้ฐานฟันปลอมบางได้ แต่ควรจะมีการศึกษาเพิ่ม ถึงเรื่องการยึดติดซี่ฟันปลอมกับฐานฟันปลอมไนลอน ในกรณีที่มีเนื้อที่การสบฟันไม่มาก

ตอนที่ 2

ก. การทดสอบการเปลี่ยนสี

มีรายงานเสนอว่า วัสดุฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกที่ใช้ในงานทันตกรรมประดิษฐ์ มีแนวโน้มในการดูดน้ำและซึมซับของเหลว ก่อให้เกิดการเปลี่ยนสีได้ง่าย ซึ่งการเปลี่ยนสีเกิดเนื่องจากการสัมผัสสิ่งแวดล้อมในช่องปากของชิ้นงาน ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีมากกว่าจากภายในของตัววัสดุ[31-34] สำหรับฐานฟันปลอมไนลอนยังไม่มีการศึกษาถึงการติดสีแต่จากการสอบถามจากทันตแพทย์ แล้วพบว่าฐานฟันปลอมไนลอนมีการเปลี่ยนสีได้รวดเร็วหลังผ่านการใช้งานไปได้ไม่นาน ซึ่งการเปลี่ยนสีของชิ้นงานทำให้ชิ้นงานไม่สวยงาม แลดูสกปรก ซึ่งมีรายงาน[62,103-109] กล่าวว่า กาแฟ ชา น้ำอัดลมโคลา เป็นสาเหตุของการติดสีของวัสดุทันตกรรม และพบว่ามีการเปลี่ยนสีมากกว่าผลกระทบจากแสงยูวีหรือน้ำกลั่น[61]

การเปลี่ยนสีทางคลินิกมีสาเหตุจากสองปัจจัย คือ ปัจจัยภายในและปัจจัยภายนอก[65,110] การเปลี่ยนสีจากปัจจัยภายใน ได้แก่ ตัววัสดุไม่มีความเสถียรทางเคมี และการเกิดออกซิเดชั่นของวัสดุพอลิเมอร์ เช่น วัสดุเรซินอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตนเอง จะเกิดปฏิกิริยาโดยมีเทอเทียรี เอมีน (tertiary amine) ซึ่งเป็นสารประกอบที่มีสี (chromatogenic compound) และไม่

เสถียร จึงเกิดการเปลี่ยนสีได้ง่ายกว่า วัสดุเรซินอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน[111] นอกจากนี้ การเปลี่ยนสีที่เกิดจากผลของภายนอก เช่น แสงแดด น้ำ แสงยูวี และการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ และความชื้น[61,111-112] มีการศึกษาพบว่าการฟอกด้วยน้ำ (water bleaching) และแสงอาทิตย์ ไม่มีผลกับการเปลี่ยนสีของฟันปลอมพอร์ซเลน แต่ถ้ามีการทำให้แห้งแล้วแช่น้ำทำสลับกันหลายครั้งมีผลกับฟันปลอมชนิดเรซินอะคริลิกและฟันปลอมพอร์ซเลน โดยจะขาวขึ้น[64] ส่วนปัจจัยภายนอกได้แก่การติดสีที่เกิดจากการดูดซึมและดูดซับของสีเช่น กาแฟ ชา คลอเฮกซีดีน น้ำอัดลมโคลา เครื่องดื่มที่มีนิโคตินผสมอยู่[62,65,104,106]

จากการทดลองนี้พบปัจจัยภายนอกมีบทบาทสำคัญในการเปลี่ยนสี ซึ่งผลจะสอดคล้องกับรายงานก่อนหน้านี้[33] โดยพบว่าสีของชาและกาแฟมีผลต่อฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก ปัจจัยอีกตัวหนึ่งที่ไม่ได้ศึกษาคือผลของโซเดียมเอไซด์ที่เติมไปเพื่อป้องกันการเจริญเติบโตของเชื้อราและการเติมโซเดียมเอไซด์ทำให้น้ำกลั่นที่มีความเป็นกรดอ่อน (pH=6) กลายเป็นเบสอ่อน (pH=7.54) ซึ่งผลของโซเดียมเอไซด์คาดว่าจะไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของสีของ Rodex® และ Vitaflex®

ในการทดลองนี้เป็นการจำลองสถานการณ์ ในความเป็นจริงภายในช่องปากมีน้ำลาย คราบเมือกน้ำลาย (saliva pellicle) อาหารและเครื่องดื่ม จะยิ่งทำให้เกิดการติดสีมากกว่า[112] รวมถึงในความเป็นจริงไนลอนที่ใช้ทำฐานฟันปลอมมีความหนาน้อยกว่าเรซินอะคริลิก ทำให้เกิดการติดสีที่เร็วกว่า นอกจากนี้หมวดที่ใช้ในการวัดคือ Reflactance surface excluded (RSEX) เป็นหมวดที่วัดทั้งสีและพื้นผิวของชิ้นงาน ซึ่งการแช่ชิ้นตัวอย่างในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 ^{o}C และการนำชิ้นงานออกจากขวดที่แช่น้ำกลั่นมาวัด และนำชิ้นงานกลับไปแช่ทำให้เป็นเสมือนการเร่งอายุ จึงทำให้ชิ้นงานที่แช่ในน้ำกลั่นเกิดการเปลี่ยนแปลงสีสำหรับสองวัสดุโดยจากการสังเกตพบว่าเมื่อจบการศึกษา Rodex® มีสีขาวขุ่นทึบขึ้นจากเดิม ส่วน Vitaflex® พบว่าชิ้นงานมีการเปลี่ยนเป็นสีเหลืองขึ้นและมีความสว่างลดลง

โดยทั่วไปพบว่า Vitaflex® ก่อนแช่สารละลายจะมีสีชมพูโปร่งแสงและมีเม็ดสีแดงแทรกส่งผลให้ชิ้นฟันปลอมแลดูคล้ายเหงือกธรรมชาติ ในขณะที่ Rodex® มีสีชมพูอ่อนทึบแสงกว่า นอกจากนี้พบว่า Vitaflex® ที่ผลิตขึ้นมามีการกระจุกของเม็ดสีไม่เท่ากัน เช่นบางชิ้นงานมีสีชมพูซีดไม่มีเม็ดสีแดง ในขณะที่บางชิ้นงานมีสีชมพูและมีเม็ดสีแดงเต็มไปหมด ซึ่งเม็ดสีที่ใส่ใน

Vitaflex® เราไม่สามารถควบคุมตำแหน่งและปริมาณได้ในการฉีดแต่ละครั้ง ดังนั้นที่บริษัทแนะนำว่า Vitaflex® มีหลายเฉดสี ให้ความสวยงาม จึงมีข้อจำกัดในการผลิต เนื่องจากบางครั้งการที่เม็ดสีแดงมากระจุกกันบริเวณปลายตะขอทำให้เกิดความไม่สวยงาม พบว่าขั้นตอนในการผลิตไนลอนยุ่งยาก ต้องควบคุมอุณหภูมิ ความดันในการฉีดวัสดุเข้าไป รวมถึงการติดสปรู การประกบฝา flask เข้าด้วยกันหลังเทปูนเสร็จต้องขันน็อตให้แน่นด้วยสว่านไฟฟ้าแต่ในบางกรณีถึงขัน flask ให้แน่นแล้วการเกิดความร้อนหลังการเทปูนทำให้ flask ไม่แนบก่อให้เกิดชิ้นงานที่มีความหนาเกินแม่แบบ จึงทำให้เกิดความลำบากในการขัดแต่งชิ้นงาน Vitaflex® ดังนั้นในการศึกษานี้ได้คัดกรองชิ้นงานที่ไม่ได้ความหนาที่ต้องการออกไปโดยไม่คำนึงถึงสี และการกระจายตัวของเม็ดสีแดงและกำหนดระยะเวลาการผลิตชิ้นตัวอย่างให้ใกล้เคียงกัน เนื่องจากการทิ้งชิ้นงานให้สัมผัสอากาศจะทำให้สีของชิ้นงานมีการเปลี่ยนแปลง

ในการศึกษานี้มีการเตรียมชา และ กาแฟ ให้เหมือนเครื่องดื่มชาและกาแฟที่บริโภคกันโดยทั่วไป โดยเตรียมชาและกาแฟ 2 กรัม เทียบเท่ากับ 1 ช้อนชา ในน้ำ 200 มิลลิลิตร ส่วนสารละลายสีให้เตรียม 0.01 กรัม ในน้ำ 200 มิลลิลิตร และระยะเวลาในการสัมผัสสารละลายโดยการแช่ตลอดเวลา เป็นเวลา 6 เดือน นำมาวัดผลที่ระยะเวลา 1 สัปดาห์ 2 สัปดาห์ 1 เดือน 2 เดือน 3 เดือน และ 6 เดือน ตามลำดับ โดยแต่ละครั้งที่วัดเสร็จนำชิ้นตัวอย่างกลับไปแช่ใหม่ เพื่อติดตามผลอย่างต่อเนื่องของปัจจัยสีที่มีต่อการเปลี่ยนแปลงสีของชิ้นงานเดิม นอกจากนี้พบว่าในความเป็นจริงผู้บริโภคไม่ได้บริโภคชา กาแฟ ตลอดเวลา ดังนั้นผลของการศึกษานี้จะติดสีเร็วกว่าสถานการณ์จริง โดยในการในการศึกษานี้แช่สารละลายนาน 1 อาทิตย์ จะเท่ากับการดื่มเครื่องดื่มประเภทนี้วันละ 30 นาที นานถึง 336 วัน

ในการทดลองนี้เป็นการติดสีจากสารละลายสีในกรณีที่บริโภคอาหาร ที่มีสีผสมอาหารเจือปนอยู่ การติดสีมีโอกาสเกิดขึ้นได้แต่ปริมาณในการเจือปนในอาหารจะไม่มากเท่า เช่น สีน้ำเงินบริลเลียนท์บลู เอฟซีเอฟ โอกาสในการรับประทานสีผสมอาหารต้องไม่เกิน 50 มิลลิกรัมต่ออาหารที่บริโภค 1 กิโลกรัม ซึ่งผู้บริโภคไม่สามารถรับประทานอาหารเหล่านี้ได้หมดและในขณะรับประทานอาหารจะมีน้ำลายมาช่วยเจือจางสีลงอีก การติดสีจึงน่าจะมีไม่มาก

ทั้งนี้พบอัตราการเปลี่ยนสีของ Vitaflex® ขึ้นกับอัตราส่วนความเข้มข้นมีผลต่อการติดสี โดยยิ่งเข้มข้นมากจะมีผลต่อการติดสีมากกว่า รวมถึงระยะเวลาในการสัมผัส ปริมาณที่บริโภค

พฤติกรรมที่บริโภคเช่นทานร่วมกับอาหารอื่น พบว่ากาแฟมีความเข้มข้นของสีมากกว่าชา และสีเหลืองของกาแฟถูกดูดซึม (adsorption) และดูดซับ (absorption) เข้าไปในวัสดุไนลอนได้เป็นอย่างดี ก่อให้เกิดการติดสีที่มากกว่าชา ซึ่งชาจะมีแค่การดูดซึมเข้าไปในวัสดุไนลอนจึงเป็นเหตุผลที่ทำให้การทดลองนี้กาแฟติดสีไนลอนมากกว่าชา สอดคล้องกับผลการทดลอง[26,105-108]ที่พบว่าสารละลายกาแฟติดสีมากกว่าชา ส่วน Rodex ® ที่เป็นวัสดุเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อน ติดสีของชามากที่สุด และรองลงมาคือสีเหลืองตาร์ตราซีน ซึ่งวัสดุเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนเป็นวัสดุที่มีขั้วจึงสามารถดูดซึมได้ดีกับสารละลายชาและสีเหลืองตาร์ตราซีน ที่มีขั้วได้ดีกว่ากาแฟที่มีขั้วน้อยกว่า ซึ่งผลการศึกษาสอดคล้องกับผลการศึกษาก่อนๆ[62,103,109] คือเมื่อเปรียบเทียบการติดสีของชาและกาแฟ พบว่าชาติดสีดีกว่ากาแฟในวัสดุพอลิเมอร์ทางทันตกรรมโดยชาให้สีน้ำตาลเหลือง ส่วนกาแฟให้สีเหลือง[62]

มีหลายการศึกษายอมรับการเปลี่ยนสีได้ในทางคลินิกต้องมีค่าการเปลี่ยนสีของวัสดุ (ΔE) น้อยกว่า 3.7 [34, 59,113] แต่มีอีกหลายการศึกษากล่าวว่าถ้าค่า ΔE ของวัสดุอุดสีเหมือนฟันน้อยกว่า 3.3 ($\Delta E<3.3$) จะไม่เห็นความแตกต่างของสี [62, 114-115] แต่อย่างไรก็ตามการมองเห็นสีของฐานฟันปลอมที่เปลี่ยนแปลงไปในสายตามนุษย์ยังไม่มีเกณฑ์ที่แน่นอน สำหรับการศึกษานี้ใช้ค่า ΔE มากกว่า 3.26 หรือ NBS UNIT มากกว่า 3 เป็นเกณฑ์ในการแสดงให้เห็นการเปลี่ยนแปลงสีได้อย่างชัดเจน ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงจนยอมรับไม่ได้ในทางคลินิก [26] จากผลการทดลองทั้งหมดพบว่า Vitaflex® ที่แช่ในกาแฟมีค่า NBS UNIT มากกว่า 3 ตั้งแต่สัปดาห์ที่ 2 แปลว่าเห็นการเปลี่ยนแปลงสีได้อย่างชัดเจน ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงที่ยอมรับไม่ได้ในทางคลินิก

ในการทดลองเรื่องการเปลี่ยนสีนี้เลือกใช้น้ำกลั่นแทนที่จะใช้น้ำดื่มเนื่องจากสามารถนำผลการทดลองนี้ไปเปรียบเทียบกับการทดลองอื่นๆได้ นอกจากนั้นการที่เราเติมโซเดียมเอไซด์เข้าไปทำให้น้ำกลั่นมีความเป็นกรดลดลงและมี pH เท่ากับ 7.54 ซึ่งมีค่าเป็นเบสอ่อน และค่า pH ใกล้เคียงกับน้ำดื่มที่ใช้ในการทดลองความแข็งผิว และความหยาบเฉลี่ย (pH=7.75) การเปลี่ยนสีของชิ้นงาน Vitaflex® ที่แช่ในน้ำกลั่นคาดว่าน่าจะเกิดจากปฏิกิริยาภายในของเนื้อวัสดุไนลอนที่เกิดปฏิกิริยาไม่สมบูรณ์ อาจเนื่องจากความดัน อุณหภูมิในการผลิตที่ยังไม่เหมาะสม ในขณะที่การเปลี่ยนสีของชิ้นงาน Meliodent ® น่าจะเกิดจากเรซินอะคริลิกมีการดูดซึมน้ำกลั่นและทำให้

แห้งในการวัดสีชิ้นงานทำซ้ำไปมาหลายครั้ง ชิ้นงานจึงมีสีขาว ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาอื่นๆ [56]

การที่สีแดงคาร์โมอีซีน และสีน้ำเงินบริลเลียนท์ บลู เอฟซีเอฟ ติดสีน้อยกว่าสีเหลืองตาร์ตราซีน เนื่องจากสีทั้งสองมีความเป็นขั้วน้อยกว่าคือทั้งสองมีสูตรโครงสร้างเป็นเกลือไดโซเดียม ในขณะที่สีเหลืองตาร์ตราซีนมีสูตรโครงสร้างเป็นเกลือไตรโซเดียม จึงสามารถละลายในน้ำได้ดีกว่า นอกจากนี้พบว่าสีเหลืองเป็นหนึ่งในองค์ประกอบของชา กาแฟ ดังนั้นโอกาสที่จะติดสีจึงมากกว่าสีแดง และสีน้ำเงิน และการที่สีน้ำเงินละลายน้ำน้อยกว่าสีแดงเนื่องมาจากน้ำหนักโมเลกุลของสีน้ำเงิน มีค่าเท่ากับ 792.86 ซึ่งหนักกว่าทำให้เคลื่อนไหวช้า ในขณะที่สีแดงมีน้ำหนักโมเลกุลเท่ากับ 502.44 [69] นอกจากนี้พบว่า Vitaflex® มีขั้วมากกว่า Meliodent ® ทำให้ดูดน้ำได้ดีกว่า ซึ่งสีผสมอาหารที่ใช้ในการทดสอบมีขั้วสูง จึงละลายในน้ำได้ดีและสามารถแทรกซึมในวัสดุที่มีขั้วได้ดี ดังนั้น Vitaflex® จึงติดสีผสมอาหารได้ดีกว่า Meliodent ®

จากคำกล่าวอ้างของบริษัทผู้ผลิตที่เน้นจุดขายของฐานฟันปลอมไนลอน ว่าให้ความสวยงามมาก เนื่องจากมีความโปร่งแสงของวัสดุทำให้สีเหงือกของผู้ป่วยสะท้อนออกมาแลดูเหมือนธรรมชาติ แต่ความสวยงามนี้จะคงอยู่ในระยะเวลาอันสั้น แล้วจะเกิดการเปลี่ยนสีอย่างรวดเร็ว

ข. การทดสอบความแข็งผิวเฉลี่ย

จากการสอบถามทันตแพทย์หลายท่านที่ใช้งานฐานฟันปลอมไนลอน พบว่ามีการสึกกร่อนได้ง่ายกว่าเรซินอะคริลิก ดังนั้นทันตแพทย์ที่ใช้งานได้แนะนำผู้ป่วยให้ทำความสะอาดพื้นผิวไนลอนด้วยสำลีชุบน้ำเช็ดเบาๆ หรือใช้น้ำยาทำความสะอาด ซึ่งยังไม่มีรายงานการศึกษาค่าความแข็งผิวของไนลอนที่ใช้กันในปัจจุบัน

วิธีการเตรียมชิ้นตัวอย่างในการทดสอบความแข็งผิวดัดแปลงจาก ISO TR 14577 ปี 1995 [116] และคู่มือการใช้งานเครื่องวัดความแข็งผิวแบบจุลภาค (Microhardness tester, Future-tech CORP, Tokyo, Japan รุ่น FM-700 Ser. FMX 0074, Vicker indenter No.33906 HVX) [117] เพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานของเครื่องและเป็นไปตามแนวทางที่ถูกต้องของ ISO โดยมีข้อกำหนดว่าความหนาของชิ้นงานต้องมากกว่า 10 เท่าของความลึกของรอยกดและไม่ทำให้เกิดรอยนูนหรือการเปลี่ยนแปลงรูปร่างบนพื้นผิวด้านหลังของชิ้นตัวอย่างเมื่อมองด้วยตาเปล่า ซึ่งใน

กรณีการทดสอบแบบวิกเกอร์ ความลึกรอยกดจะมีค่า 1/7 ของเส้นทแยงมุมดังนั้นความหนาของชิ้นตัวอย่างที่น้อยที่สุดควรมีค่าประมาณ 1.5 เท่าของความยาวเส้นทแยงมุม และ พื้นผิวด้านทดสอบจะต้องถูกขัดให้เรียบขนานกับด้านรองรับ และ ทำมุมถูกต้องกับหัวกด พื้นผิวต้องสะอาดปราศจากฝุ่นน้ำมันหรือสารอื่นๆ นอกจากนี้ขบวนการในการเตรียมชิ้นตัวอย่างจะต้องไม่ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงความแข็งผิว เช่น การทำให้เกิดความร้อนหรือความเย็น ซึ่งจะทำให้ค่าความแข็งผิวที่ได้คลาดเคลื่อนไปดังนั้นก่อนนำชิ้นตัวอย่างไปวัดจึงต้องทำความสะอาดพื้นผิวชิ้นตัวอย่างด้วยน้ำกลั่นในเครื่องทำความสะอาดด้วยคลื่นเหนือเสียงเป็นเวลา 15 นาที

วิธีการวัดค่าความแข็งผิวในการวิจัยนี้ดัดแปลงมาจากวิธีการของ ISO TR 14577 ปี ค.ศ. 1995[116] และคู่มือการใช้งานเครื่องวัดความแข็งผิวแบบจุลภาคดังกล่าวข้างต้น[117] เพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานของเครื่องและเป็นไปตามแนวทางที่ถูกต้องของ ISO ซึ่งมีข้อกำหนดเกี่ยวกับการกด คือ การวัดควรทำในห้องที่มีอุณหภูมิประมาณ 23 $\pm$ 5 องศาเซลเซียส แรงที่ใช้ในการทดสอบควรอยู่ในช่วง 0.01 ถึง 1,000 นิวตัน ซึ่งในการศึกษานี้ใช้ 500 นิวตันตามคู่มือการใช้งานเครื่องวัดความแข็งผิวแบบจุลภาค ชิ้นตัวอย่างจะต้องยึดอยู่บนแท่นรองรับอย่างมั่นคง ระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางรอยกด 2 รอย ควรมีระยะอย่างน้อยเท่ากับ 40 เท่าของความลึกรอยกด ตาม ISO TR 14577 หรืออย่างน้อย 4 เท่าของเส้นทแยงมุมของรอยกด ตามคู่มือการใช้เครื่องวัดความแข็งผิวแบบจุลภาค และระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางรอยกด กับขอบชิ้นตัวอย่างควรมีระยะอย่างน้อยเท่ากับ 20 เท่าของรอยกดลึก ตาม ISO TR 14577 หรืออย่างน้อย 2.5 เท่าของเส้นทแยงมุมของรอยกด ตามคู่มือการใช้เครื่องวัดความแข็งผิวแบบจุลภาค และไม่ควรให้เกิดการสั่นสะเทือนขณะทำการกด พร้อมกับรีบอ่านค่าที่วัดได้ทันทีเนื่องจากพลาสติกมีการคืนตัว ทำให้ค่าที่ได้คลาดเคลื่อนจากความเป็นจริง สำหรับแรงกดและเวลาในการทดสอบนี้ใช้ตามมาตรฐานเครื่อง เพื่อให้เหมาะกับการใช้งานของเครื่องและได้รอยกดที่ชัดเจน

ความแข็งผิวคือความต้านทานของวัสดุชนิดหนึ่งต่อการกดหรือการทะลุทะลวง [6] ซึ่งวัสดุฐานฟันปลอมที่มีความแข็งผิวที่สูงดีกว่าวัสดุที่มีความแข็งผิวที่ต่ำ เนื่องจากมีความต้านทานต่อการสึกกร่อนมากกว่าโอกาสเกิดรอยขีดข่วนน้อยกว่า จากการผลิตชิ้นงานไนลอนเพื่อทำการทดลองในครั้งนี้พบว่าไนลอนมีการขัดแต่งให้เรียบได้ยากกว่า และทางบริษัทผู้ผลิตได้แนะนำให้ใช้

หัวกรอพิเศษในการขัดแต่งชิ้นงาน เนื่องจากถ้าใช้หัวกรอปกติจะเกิดเป็นขุยของชิ้นงานและเมื่อกดหัวกรอนานๆจะเกิดความร้อนที่สูงทำให้บริเวณที่มีการขัดแต่งชิ้นงานไนลอนถูกหลอมเหลวหายไป

นอกจากนี้พบว่าไนลอนมีความแข็งผิวที่สูงกว่าวัสดุบุผิวอย่างนุ่ม (soft liner) ดังนั้นในกรณีที่ผู้ป่วยมีปุ่มกระดูก ยังจำเป็นต้อง block out relief เหมือนฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก

จากการศึกษานี้พบว่าค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ของไนลอนหลังขัดแต่ง (5.1 $\pm$ 0.24) มีค่าน้อยกว่าการศึกษาของ Metthews ปีค.ศ.1955 [21] ซึ่งมีค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์เท่ากับ 11 สำหรับไนลอน 610 และมีค่า 12 สำหรับไนลอน 66 แต่ไนลอนที่ใช้ศึกษาเป็นคนละชนิดกันจึงไม่สามารถนำมาเปรียบเทียบกันได้แต่จะเห็นว่าไนลอนในอดีตมีค่าความแข็งผิวมากกว่าไนลอน ที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน นอกจากนี้ในการศึกษานี้พบว่าค่าความแข็งผิวเฉลี่ยหลังการขัดแต่งของ Vitaflex® มีค่าน้อยกว่าของ Rodex® แสดงให้เห็นว่า Vitaflex® มีความต้านทานในการสึกกร่อนน้อยกว่า โอกาสเกิดการขีดข่วนจากการแปรงฟันมีมากกว่า และพบว่าการขัดแต่งวัสดุ Vitaflex® ทำได้ลำบากกว่า Rodex® ส่วนการเปรียบเทียบระหว่าง Rodex® กับ เรซินอะคริลิก ในรายงานก่อนหน้านี้ พบว่าในการศึกษาของเรามีค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์เท่ากับ 15.49 $\pm$ 0.49 ซึ่งน้อยกว่าบางการศึกษาที่มีค่าอยู่ระหว่าง 20 ถึง 21[52,73] แต่มีบางรายงานพบว่าค่าความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ของ Lucitone 550 (high impact) ก่อนแช่น้ำมีค่าเท่ากับ 16.54 [75] ส่วนของ QC-20 (rapid polymerization material) มีค่าเท่ากับ 9.07 [75] ทั้งนี้ค่าความแข็งผิวขึ้นกับชนิดของวัสดุเรซินอะคริลิก อัตราส่วนผสมที่ถูกต้อง การมีฟองอากาศในชิ้นงาน ระยะเวลาในการต้ม และแรงที่ใช้ในการกด[75]

เมื่อพิจารณาผลการศึกษาของทั้งสองวัสดุ มีค่าความแข็งผิวเพิ่มขึ้นหลังแช่ทุกสารละลาย แต่ Vitaflex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์มีการเพิ่มความแข็งผิวน้อยกว่า Rodex® ยกเว้น Vitaflex® ที่แช่ในน้ำมีค่าผลต่างความแข็งผิวเฉลี่ยสูงกว่า Rodex® ในน้ำแต่ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ การที่ผลของทุกวัสดุมีค่าความแข็งผิวเพิ่มขึ้นหลังแช่ในสารละลายสอดคล้องกับผลการทดลองของ Karin ปีค.ศ.2005 [75] ที่วัดความแข็งผิวของเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนหลังแช่ในน้ำยาฆ่าเชื้อและในน้ำกลั่น พบว่าของเรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนหลังแช่ในน้ำยาฆ่าเชื้อมีความแข็งผิวเพิ่มขึ้นหลังแช่นานเกิน 15 วันแต่ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับกลุ่มที่แช่น้ำกลั่น นอกจากนี้ยังพบว่าชนิดของน้ำยาฆ่าเชื้อและระยะเวลาที่แช่ในน้ำจะมีผลกับความแข็ง

ผิวของฐานฟันปลอม โดย QC-20 และ Lucitone 550 มีค่าความแข็งผิวลดลงหลังแช่น้ำยาฆ่าเชื้อเป็นระยะเวลา 15 วัน อย่างมีนัยสำคัญ การใช้งานในคลินิกพบว่าฐานฟันปลอมถูกแช่ในน้ำลายและเก็บในน้ำหรือสัมผัสน้ำยาทำความสะอาด ผลที่เกิดจากการแช่น้ำและน้ำลายจะถูกดูดกลืนเข้าไปในฐานฟันปลอม มีการศึกษาแสดงให้เห็นว่าความแข็งผิวของฐานฟันปลอมจะมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อแช่ในน้ำ[118-119] เนื่องจากมีการปลดปล่อยของมอนอเมอร์ที่ตกค้างอยู่หลุดออกมาจากฐานฟันปลอมทำให้ฐานฟันปลอมแข็งขึ้น[120-124] ซึ่งมีผลต่อคุณสมบัติทางกายภาพ นอกจากนั้นการแพร่ออกไปของสารพลาสติไซเซอร์ในระยะเวลาที่เกิด 14 วัน ทำให้เกิดการเพิ่มความแข็งผิวของฐานฟันปลอม สำหรับการทดลองนี้ใช้เวลา 23 วันในการแช่ แล้วค่อยนำออกมาวัดค่าความแข็งผิว จึงทำให้ค่าความแข็งผิวเพิ่มขึ้น

ไนลอนเป็นวัสดุที่มีขั้วทำให้เกิดการดูดซึมน้ำที่มากกว่าเรซินอะคริลิก ดังนั้นโมเลกุลของน้ำสามารถไหลเข้าไปในสายโซ่โมเลกุลของไนลอนได้มากกว่า ในขณะที่พลาสติไซเซอร์มีการไหลออกซึ่งโมเลกุลของน้ำมีขนาดเล็กกว่า ทำให้โมเลกุลเข้ามาอยู่ใกล้ๆกัน ก่อให้เกิดพันธะเคมีที่มีแรงยึดมากกว่าทำให้เกิดความแข็งผิวมากขึ้นกว่าเดิม [119-120,125] และจากผลการทดลองพบว่า Vitaflex® ที่แช่ในทุกสารละลายบัฟเฟอร์มีค่าความแข็งผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้นเหมือนกันแต่เพิ่มขึ้นน้อยกว่า Rodex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ ที่เป็นเช่นนี้อาจเนื่องจากกรดเข้าไปเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของโมเลกุลของไนลอนทำให้มีผลกระทบต่อความมีขั้ว ก่อให้เกิดการดูดซึมน้ำน้อยลง แต่กรดไม่สามารถเปลี่ยนแปลงโครงสร้างโมเลกุลของเรซินอะคริลิกได้เป็นผลให้ Vitaflex® มีค่าความแข็งผิวน้อยกว่า Rodex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ ซึ่งผลการศึกษาของเราแตกต่างจากผลการศึกษาของ Nelson ในปีค.ศ.1976 เล็กน้อย โดยพบว่าไนลอนที่ใช้ทั่วไปในทางอุตสาหกรรมทนทานต่อกรดอ่อนและด่างอ่อนที่มี pH ตั้งแต่ 4 ถึง 14 นอกจากนี้พบว่ากรดอ่อนและสารละลายกรดอ่อนที่เพิ่มความเข้มข้น และ อุณหภูมิทำให้ไนลอนเกิดการบวมและทำให้สายโซ่ของพอลิเมอร์ไนลอนถูกแยกออกมาได้มากขึ้น[46] ซึ่งฐานฟันปลอม Vitaflex® ยังไม่มีข้อระบุว่าเป็นไนลอนชนิดใดเนื่องจากเป็นข้อมูลลับทางธุรกิจ

ส่วน Vitaflex® ที่แช่ในน้ำดื่มมีค่าผลต่างความแข็งผิวเฉลี่ยมากกว่า Rodex® ที่แช่ในน้ำดื่มเนื่องจาก Vitaflex® เป็นไนลอนซึ่งมีหมู่เอมีนทำให้มีความเป็นขั้วสูงกว่าจึงดูดซึมน้ำเข้าไปทำให้พันธะแข็งแรงขึ้นส่งผลให้มีค่าความแข็งผิวที่สูงกว่า Rodex® ที่เป็น เรซินอะคริลิกที่มีความเป็นขั้ว

น้อยกว่า Vitaflex® นอกจากนี้พบว่า Vitaflex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH = 3 หรือ 5 มีค่าผลต่างความแข็งผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้นทั้งคู่แต่ชิ้นงานที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH = 3 มีค่ามากกว่า pH = 5 ในขณะที่ความแปรปรวนของกลุ่ม pH = 3 มีค่าน้อยกว่า pH = 5

เนื่องจากรอยกด Vitaflex® มีขนาดใหญ่เกินสเกลที่จะวัด ดังนั้นจึงต้องใช้กำลังขยายที่น้อยลงกว่า Rodex® ที่ใช้กำลังขยาย 200 เท่า ทำให้เวลาขยับมาตรวัดของรอยกด Vitaflex® เพียงเล็กน้อยจะพบว่าค่า VHN มีค่าแตกต่างน้อย ทำให้ค่าความแปรปรวนต่ำกว่า Rodex® ที่ใช้กำลังขยายสูง ซึ่งการใช้กำลังขยายสูงมีข้อดีในแง่เห็นรอยกดที่ชัดเจน ให้ความละเอียดกว่า และได้ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวที่ถูกต้องมากกว่าการใช้กำลังขยายที่ต่ำกว่า แต่เนื่องจากข้อจำกัดในเรื่องของความแตกต่างของเนื้อวัสดุทั้งสองชนิด ซึ่งจากการศึกษานำร่องพบว่า Vitaflex® นิ่มกว่า Rodex® ทำให้รอยกดของ Vitaflex® มีลักษณะใหญ่เกินมาตรวัดในกำลังขยายเดียวกันและการที่ Vitaflex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH = 5 มีค่าผลต่างความแข็งผิวเฉลี่ยน้อยกว่าที่ pH = 3 เนื่องจากการใช้กำลังขยายที่ต่ำในการดูผนวกกับการที่ชิ้นงาน Vitaflex® ที่ผ่านกระบวนการขัดแต่งที่พร้อมส่งให้ทันตแพทย์เมื่อมองด้วยตาค่อนข้างเรียบ แต่เมื่อดูจากกล้องจุลทรรศน์พบว่ามีความหยาบมากกว่า Rodex® อาจเนื่องจากตัวเนื้อวัสดุไนลอนที่ทำให้ช่างทันตกรรมขัดแต่งลำบาก ทำให้มองดูรอยกดได้ยากลำบากกว่า Rodex® สรุปได้ว่า Vitaflex® มีค่าความแข็งผิวเพิ่มมากขึ้นแต่มีค่าน้อยกว่า Rodex® ยกเว้น Vitaflex® ที่แช่ในน้ำ

สารละลายบัฟเฟอร์ที่ใช้ ได้แก่ กรดน้ำส้มสายชู (กรดแอซีติก) เนื่องจากใช้กันแพร่หลายราคาถูก มีหลายการศึกษาที่ใช้กรดแลกติก กรดแอซีติก กรดซิตริกทำเป็นสารละลายบัฟเฟอร์นำมาแช่วัสดุอุดฟันคอมโพสิต หรือกลาสไอโอโนเมอร์[126-127] มีการศึกษาของ D.C. Wais และคณะในปีค.ศ.1995 [128] พบว่าเมื่อเตรียมสารละลายบัฟเฟอร์ที่มี pH = 3, 4, 6 และ 7 แช่ในวัสดุอุดฟันคอมพอเมอร์ พบว่าพื้นผิวของคอมพอเมอร์จะอ่อนตัวลงภายใต้สภาวะกรดเนื่องจากสูญเสียไอออนอย่างมีนัยสำคัญ

จากการทดลองนี้พบว่าทั้ง Vitaflex® และ Rodex® มีค่าผลต่างความแข็งผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้น ซึ่งหมายความว่าวัสดุทั้งสองมีค่าความแข็งผิวสูงขึ้น แสดงถึงมีความต้านทานต่อการสึกกร่อนมากหลังการแช่ในสารละลาย pH ต่างๆ โดยสารละลายบัฟเฟอร์ที่มีกรดเข้าไปเปลี่ยนแปลงโครงสร้างภายในสายโซ่โมเลกุลของ Vitaflex® มีมากกว่าทำให้ค่าผลต่างความแข็งผิวเฉลี่ยเพิ่มขึ้นไม่เท่ากับ

Rodex® ซึ่ง Rodex® จะมีความทนทานต่อสารละลายบัฟเฟอร์ pH=3, 5, 7 และน้ำดื่ม[44] สำหรับการทดลองนี้แช่สารละลายบัฟเฟอร์ทิ้งไว้นาน 23 วัน ไม่ได้มีการวัดในช่วง 1 ชั่วโมง 24 ชั่วโมง 48 ชั่วโมง 7 วัน และ 14 วัน ตามลำดับ จึงไม่ทราบว่าอาจมีการเปลี่ยนแปลงก่อนการเพิ่มขึ้นของค่าความแข็งผิวเฉลี่ยหรือไม่

ค. การทดสอบความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมด

อ้างถึงภาคผนวก (การศึกษานำร่อง) พบว่าผลของ Meliodent® เมื่อแช่ในแอลกอฮอล์ให้ค่า Ra เพิ่มขึ้นแสดงถึงการมีผิวหยาบมากที่สุด ซึ่งสอดคล้องกับผลของ Vlissidis ในปีค.ศ. 1997[42] ที่พบว่าเครื่องดื่มแอลกอฮอล์จะมีผลต่อลักษณะพื้นผิว คือ แอลกอฮอล์ทำให้เกิดการเสื่อมสลายที่ผิวหน้าของฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก ในการศึกษานี้พบว่า Vitaflex® ที่แช่ในทุกสารละลายมีการเปลี่ยนแปลงพื้นผิวมากกว่า Meliodent® และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างสองวัสดุ พบ Meliodent® ที่แช่ในแอลกอฮอล์ มีการเปลี่ยนแปลงความหยาบในทางเพิ่มขึ้นกว่า Vitaflex® ที่แช่ในแอลกอฮอล์ นอกจากนี้พบว่า Vitaflex® มีการเปลี่ยนแปลงในทางเรียบกว่า Meliodent® อาจเนื่องจากทุกสารละลายมีการกัดกร่อนเนื้อ Vitaflex® ทั้งพื้นผิว ทั้งนี้การศึกษานี้ไม่ได้วัดความหนา หรือมิติของชิ้นงาน ก่อนและหลังทดลอง นอกจากนี้ยังมีส่วนประกอบอื่นๆที่อยู่ในของเหลวที่มี pH ไม่เป็นกลาง ดังนั้นในการศึกษาตอนที่ 2 ค. จึงเน้นเฉพาะผลของ pH ที่มีต่อค่าความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมดของเรซินอะคริลิก และ ไนลอน

สำหรับค่าความหยาบเฉลี่ย Ra หลังแช่ของเหลวที่มี pH ไม่เป็นกลางที่ได้จากการศึกษานำร่องนี้ อาจเกิดความผิดพลาดได้ เนื่องจากตำแหน่งที่วัดคลาดเคลื่อน เมื่อแช่ในสารละลายมีการเลื่อนของสีปากกาเมจิก permanent จึงทำให้ตำแหน่งก่อนแช่กับหลังแช่ไม่ใช่ตำแหน่งเดียวกัน นอกจากนี้พบว่าค่าที่วัดใช้ค่า Ra ซึ่งมีความละเอียดน้อยกว่าค่า Sa ทำให้ค่าที่ได้เกิดการคลาดเคลื่อน ดังนั้นจึงได้ปรับปรุงวิธีการทดลองโดยใช้ค่า Sa ที่วัดเป็นพื้นที่ และมีการใช้ jig ร่วมกับกำหนดตำแหน่งหัว stylus ให้เริ่มต้นที่แกน x ที่ 47 และ แกน y ที่ 44 เพื่อช่วยกำหนดตำแหน่งของชิ้นงานให้ได้ตำแหน่งเดิมทั้งก่อนแช่และหลังแช่สารละลาย รวมถึงปัจจัย อุณหภูมิในการวัด ความชื้นสัมพัทธ์ และแรงสั่นสะเทือนล้วนมีผลกับค่าความหยาบ ดังนั้นในการศึกษาตอนที่ 2 ค. จึงได้ทำการควบคุมปัจจัยดังกล่าว

ในการศึกษาเรื่องความหยาบของพื้นผิว Vitaflex® ยังไม่มีรายงานถึงแต่จากการทดลองตอนที่ 2 ค. แสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ยความหยาบของพื้นผิวทั้งหมดของ Vitaflex® หลังผ่านขบวนการขัดแต่งตามปกติ มีค่า 0.18 ± 0.041 μm ซึ่งมากกว่า Rodex® ที่มีค่าความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมดเพียง 0.08 ± 0.027 μm แสดงให้เห็นว่า Vitaflex® มีความขรุขระมากกว่า Rodex® เนื่องจากเนื้อวัสดุมีความแข็งผิวต่ำทำให้เกิดรอยขูดขีดได้ง่ายกว่า Rodex® ที่มีความแข็งผิวสูงรวมถึงการที่เนื้อวัสดุ Vitaflex® ที่ทำให้ขัดแต่งได้ยากลำบากกว่า Rodex® จากผลการทดลองพบว่าหลังขัดแต่งชิ้นงาน Vitaflex® มีค่าเฉลี่ยความหยาบของพื้นผิวทั้งหมดมากกว่า Rodex® ทั้งนี้ได้กำหนดมาตรฐานให้ช่างทันตกรรมขัดแต่งชิ้นงาน ตรวจชิ้นงานหลังขัดให้เรียบและมัน พร้อมส่งงานให้ทันตแพทย์ แสดงถึงเนื้อวัสดุ Vitaflex® ที่ขัดแต่งยากกว่า Rodex® ดังนั้นควรมีการศึกษาต่อเนื่องถึงวิธีการขัดอย่างไรที่จะทำให้เนื้อวัสดุ Vitaflex® นั้นเรียบขึ้น เนื่องจากหากขัดแต่งไม่เรียบ จะมีผลกระทบในเรื่องการทำความสะอาดได้ยากและผู้ป่วยรู้สึกไม่สบายเมื่อสวมใส่

ในการทดลองนี้ใช้กรดอ่อน คือกรดแอซีติกซึ่ง Craig[44] กล่าวว่าฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกมีความต้านทานต่อกรดอ่อนแต่ละลายในกรดแก่ เบสแก่ ทั้งนี้ทั้งนั้นยังไม่มีการศึกษาถึงกรดอ่อนว่าสามารถทำอันตรายฐานฟันปลอม Vitaflex® หรือไม่ กรดอ่อนที่ใช้บริโภคในแต่ละวัน ได้แก่ น้ำมะนาว ซึ่งมีค่า pH อยู่ระหว่าง 2 ถึง 2.6 น้ำส้มสายชูมีค่า pH เท่ากับ 2.9 น้ำส้มคั้น (california) มีค่า pH อยู่ระหว่าง 3.3 ถึง 4.19 [129-130]

จากผลการทดลองพบว่า Vitaflex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH=3 และ pH=5 มีค่าผลต่างความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมดสูงกว่า Vitaflex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH=7 และน้ำดื่มที่มี pH=7.75 หมายความว่ากรดอ่อน pH=3 และ กรดอ่อน pH=5 มีผลทำให้พื้นผิว Vitaflex® เกิดความขรุขระมากกว่าเมื่อแช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH=7 และ น้ำดื่มที่มี pH=7.75 อย่างมีนัยสำคัญ ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากกรดอ่อนทั้งสอง สามารถกัดกร่อนพื้นผิวของฐานฟันปลอมไนลอนได้โดยพบว่า Vitaflex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH=3 มีค่าผลต่างความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมดมากที่สุด รองลงมาคือสารละลายบัฟเฟอร์ pH=5 สารละลายบัฟเฟอร์ pH=7 และค่าผลต่างความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมดน้อยที่สุดคือ กลุ่มน้ำดื่มซึ่งเป็นกลุ่มควบคุม แสดงให้เห็นว่าความเป็นกรดในสารละลายสามารถทำให้พื้นผิวฐานฟันปลอมหยาบขึ้น

ก่อให้เกิดการติดสีได้ง่าย ก่อให้เกิดการสะสมของคราบแบคทีเรียได้ง่าย ร่วมกับเมื่อใส่ฟันปลอมที่หลวมจะก่อให้เกิดการอักเสบใต้ฐานฟันปลอม (denture stomatitis) นอกจากนี้มีรายงานการศึกษา [99] พบว่าเชื้อราแคนดิดา อัลบิแคน สามารถเกาะติดเรซินอะคริลิกที่หยาบมากกว่าเรซินอะคริลิกที่เรียบ

ในขณะที่ Rodex® ที่แช่ในสารละลายทุกกลุ่มเกิดการกัดกร่อนน้อยกว่า Vitaflex® เนื่องจากมีค่าผลต่างความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมดน้อยกว่า และ ในทางสถิติพบว่ากรดอ่อนไม่สามารถกัดกร่อนพื้นผิวของ Rodex® แต่กรดอ่อนที่มี pH ระหว่าง 3 ถึง 5 สามารถกัดกร่อนพื้นผิวของ Vitaflex® ได้ซึ่งสอดคล้องกับที่ Craig [44] กล่าวว่าฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิกมีความต้านทานต่อกรดอ่อน สำหรับการที่กรดอ่อนทั้งสองกัดกร่อนทำให้พื้นผิว Vitaflex® เกิดความหยาบนั้น ผลการศึกษาแตกต่างจากผลการศึกษาของ Nelson ในปีค.ศ.1976 [46] เล็กน้อยที่พบว่าไนลอนที่ใช้ทั่วไปในทางอุตสาหกรรมทนทานต่อกรดอ่อนและด่างอ่อนที่มี pH ตั้งแต่ 4 ถึง 14 เนื่องมาจากชนิดของไนลอน ชนิดของกรดอ่อน และความเข้มข้นของกรดอ่อนที่แตกต่างกันไป อุณหภูมิในการแช่ที่สูงขึ้นทำให้กรดทำอันตรายไนลอนได้เร็วขึ้น นอกจากนี้พบว่าการแช่ไนลอน 6 และไนลอน 66 ในกรดไฮโดรคลอริก (กรดแก่) ที่มีความเข้มข้น 2 ถึง 5 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนักแสดงการสึกกร่อนหลังแช่นาน 2 ถึง 3 เดือน [46]

แต่ในสภาวะจริงของช่องปาก อาหารและเครื่องดื่มอาจจะไม่สามารถสัมผัสกับผิวฟันปลอมได้โดยตรงเนื่องจากมีเพลลิเคิลจากน้ำลายมาคลุมทับ เพลลิเคิลจากน้ำลายสามารถป้องกันพื้นผิวฐานฟันปลอมจากการสึกกร่อนได้ รวมถึงปริมาณที่บริโภคเข้าไป การดื่มน้ำตามจะเจือจางความเป็นกรดซึ่งจะมีผลต่อการกัดกร่อนได้ นอกจากนี้การชะล้างความเป็นกรดโดยน้ำลาย ทำให้ลดความเป็นกรดซึ่งมีผลต่อการกัดกร่อนน้อยลง [131]

ในแง่ของความหนาของชิ้นฟันปลอมโดยปกติของเรซินอะคริลิก ควรจะมีความหนาอย่างน้อย 2 มิลลิเมตร ส่วนไนลอนสามารถทำให้บางได้ถึง 1.25 ถึง 1.5 มิลลิเมตร ซึ่งมีโอกาสที่จะเกิดการสึกกร่อนจากสารละลายกรดได้เร็วกว่าฐานฟันปลอมเรซินอะคริลิก ที่มีความหนาที่มากกว่า

สรุปผลการวิจัย

ตอนที่1

ก. การทดสอบกำลังดัดขวาง

Flexural modulus ของไนลอน (Vitaflex®) น้อยกว่าเรซินอะคริลิก (Meliodent®) อย่างมีนัยสำคัญที่ $p < 0.05$ แสดงให้เห็นว่า เรซินอะคริลิกมีความแข็งแรงมากกว่าไนลอนและไม่สามารถหาค่า Flexural strength ของ ไนลอน ได้เนื่องจากวัสดุไม่มีการแตกหัก นอกจากนี้พบว่า ไนลอนมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเมื่อมีแรงกระทำมากกว่า

ข. การทดสอบความต้านทานแรงดึง

ค่าเปอร์เซ็นต์การยืดตัว ณ ตำแหน่งที่ขาดของไนลอนมากกว่าเรซินอะคริลิกอย่างมีนัยสำคัญ ที่ $p < 0.05$ แสดงให้เห็นว่าไนลอนมีความเหนียวมากกว่าเรซินอะคริลิกที่เปราะ ส่วนความต้านทานแรงดึงของไนลอน น้อยกว่า เรซินอะคริลิก อย่างมีนัยสำคัญที่ $p < 0.05$

ตอนที่ 2

ก. การทดสอบการเปลี่ยนสี

ในแง่ของการติดสีของวัสดุซึ่งมีผลต่อความสวยงาม หากใช้ Vitaflex® ในงานฟันปลอมถอดได้ ควรหลีกเลี่ยงการบริโภคกาแฟเนื่องจาก Vitaflex® จะมีการเปลี่ยนสีมากที่สุด รองลงมาควรหลีกเลี่ยงการบริโภคชา และ สีเหลืองตาร์ตราซีน ตามลำดับ โดยพบการติดสีของกาแฟจะมากกว่าชาและสีเหลืองตาร์ตราซีน อย่างมีนัยสำคัญ โดยชาและสีเหลืองตาร์ตราซีนไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อใช้ Rodex® ในงานฟันปลอมถอดได้ควรระวังการบริโภคชาเนื่องจากชาจะติดสีที่ Rodex® มากกว่ากาแฟอย่างมีนัยสำคัญ และ เมื่อเปรียบเทียบระหว่างวัสดุทั้ง 2 ชนิดพบว่า Vitaflex® ติดสีกาแฟ ชาและสีเหลืองตาร์ตราซีน มากกว่า Rodex® อย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) โดยกาแฟติดสีมากที่สุด รองลงมาคือชา และสีเหลืองตาร์ตราซีนตามลำดับ ส่วนสารละลายสีแดง สีน้ำเงิน และน้ำกลั่นที่แช่ใน Vitaflex® ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับ Rodex® ที่เวลาต่างๆกัน

ข. การทดสอบความแข็งผิวเฉลี่ย

ค่าความแข็งผิวเฉลี่ยแบบวิกเกอร์ของชิ้นงาน Vitaflex® เมื่อผ่านกระบวนการขัดแต่งตามปกติมีค่าน้อยกว่า Rodex® ถึง 3 เท่า แสดงให้เห็นว่า Vitaflex® มีโอกาสเกิดการสึกกร่อนมากกว่า Rodex® และผลจากการแช่ในทุกสารละลายพบว่าค่าความแข็งผิวเฉลี่ยของสองวัสดุมีค่าเพิ่มมากขึ้นกว่าเดิมโดย Rodex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ที่ pH= 5 มีค่าผลต่างความแข็งผิวเฉลี่ยแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับ Vitaflex® ที่แช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH= 5 หลังแช่สารละลายทุกชนิดพบว่าค่าความแข็งผิวของสองวัสดุเพิ่มขึ้นเล็กน้อย ซึ่งน่าจะทำให้วัสดุทั้งสองมีความแข็งแรงขึ้นแต่ถือว่าเล็กน้อย

ค. การทดสอบความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิว

เรซินอะคริลิกเมื่อแช่ในแอลกอฮอล์มีการเปลี่ยนแปลงความหยาบมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ $p < 0.05$ เมื่อเทียบกับไนลอนที่แช่ในแอลกอฮอล์ ในการศึกษานำร่องนี้พบว่าไนลอนที่แช่ในทุกสารละลายมีการเปลี่ยนแปลงความหยาบมากกว่าเรซินอะคริลิก ที่แช่ในทุกสารละลาย

ค่าเฉลี่ยความหยาบของพื้นผิวทั้งหมดหลังขัดแต่งของชิ้นงาน Vitaflex® มีค่ามากกว่า Rodex® ถึง 2.25 เท่า แสดงให้เห็นว่า Vitaflex® มีความขรุขระของพื้นผิวมากกว่า Rodex® ทำให้เกิดการติดสีได้ง่ายและเกิดการสะสมของคราบแบคทีเรียได้ ดังนั้นในแง่คุณสมบัติด้านความเรียบของฐานฟันปลอม Rodex® ดีกว่าฐานฟันปลอม Vitaflex® และพบว่ากรดไม่สามารถกัดกร่อนพื้นผิวของ Rodex® ทำให้เกิดความหยาบอย่างมีนัยสำคัญได้แต่กรดสามารถทำให้เกิดการเพิ่มขึ้นของความหยาบของพื้นผิว Vitaflex®อย่างมีนัยสำคัญ โดยสารละลายบัฟเฟอร์ pH=3 และ pH=5 จะกัดกร่อนชิ้นงาน Vitaflex® ทำให้เกิดความหยาบอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับสารละลายบัฟเฟอร์ pH=7 และน้ำดื่มที่แช่ชิ้นงาน Vitaflex® ซึ่งค่าผลต่างความหยาบเฉลี่ยของพื้นผิวทั้งหมดนี้มีค่ามากกว่า 0.2 μm. ทำให้มีโอกาสเกิดการสะสมของคราบแบคทีเรีย ดังนั้นแนะนำให้หลีกเลี่ยงอาหาร หรือ เครื่องดื่มที่มีรสเปรี้ยวที่มีส่วนประกอบของกรดแอซีติกที่มี pH ระหว่าง 3 ถึง 5 เมื่อใส่ฐานฟันปลอม Vitaflex®

การใส่ฟันปลอมถอดได้ฐานพลาสติกในประเทศไทย โดยหน่วยสถิติและข้อมูล คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในช่วงปี พศ. 2546 มีปริมาณค่อนข้างสูง (ร้อยละ 46.97)

ดังนั้นในการศึกษานี้เป็นการศึกษาคุณสมบัติทางกายภาพเพียงบางส่วน พบว่าในแง่การติดสี Vitaflex® ซึ่งเป็นตัวแทนของไนลอน จะติดสีกาแฟ ชา สีเหลืองตาร์ตราซีนได้มากกว่า Rodex® ซึ่งเป็นตัวแทนของเรซินอะคริลิก ส่วนความแข็งผิวของไนลอนน้อยกว่าเรซินอะคริลิกนั่นคือ ไนลอนมีผิวที่นิ่มจึงมีโอกาสเกิดการสึกกร่อนและรอยขีดข่วนได้ง่ายกว่า รวมถึงไนลอนมีความหยาบของพื้นผิวที่มากกว่า การขัดแต่งทำได้ลำบากกว่า โอกาสที่จะเกิดคราบแบคทีเรียมาสะสมมากกว่า และเมื่อแช่ในสารละลายบัฟเฟอร์ pH=3 หรือ pH=5 จะมีค่าการเปลี่ยนแปลงความหยาบมากกว่าเรซินอะคริลิกในสภาวะเดียวกัน แต่ไนลอนที่แช่แอลกอฮอล์จะมีค่าการเปลี่ยนแปลงความหยาบของพื้นผิวน้อยกว่าเรซินอะคริลิก ในแง่กำลังดัดขวางพบว่าไนลอนไม่มีการแตกหักแต่เรซินอะคริลิกมีการแตกหักได้และไนลอนมีความแข็งที่น้อยกว่า ส่วนในแง่ความต้านทานแรงดึงพบว่าเรซินอะคริลิกเปราะกว่าไนลอนที่มีความเหนียวมาก และเรซินอะคริลิกมีความต้านทานในการแปรเปลี่ยนรูปได้มากกว่าไนลอน ดังนั้นจากการทดลองสามารถสรุปผลได้ว่าไนลอนมีคุณสมบัติเรื่องการติดสี ความแข็งผิว ความหยาบของพื้นผิว การทนต่อกรดไม่ดีเท่าเรซินอะคริลิก แต่ไนลอนมีข้อดี คือ ความทนทานต่อการแตกหักสูงแต่ทั้งนี้ต้องศึกษาเพิ่มถึงการบิดเบี้ยวหลังใช้งาน นอกจากนี้ไนลอนยังสามารถทำให้บางและทนทานต่อแอลกอฮอล์มากกว่าเรซินอะคริลิก

ข้อเสนอแนะ

เพื่อให้การศึกษาเรื่องคุณสมบัติทางกายภาพของฐานฟันปลอมไนลอนได้ข้อมูลที่ครบถ้วนสมบูรณ์ยิ่งขึ้น จึงควรศึกษาถึงผลกระทบของสารละลายที่มีความเป็นกรดต่อกำลังดัดขวางของฐานฟันปลอมไนลอนเป็นอย่างไร และเมื่อไม่สามารถหลีกเลี่ยงการบริโภคกาแฟและชาได้ วิธีการทำความสะอาดฐานฟันปลอมทางกล เช่นการแปรงฟัน หรือการใช้น้ำยาทำความสะอาดฟันปลอมที่มีขายในท้องตลาดแช่ฟันปลอมไนลอนจะมีผลช่วยลดการติดสีได้ดีอย่างไร และจะมีผลกระทบต่อความหยาบของพื้นผิวของไนลอนเป็นอย่างไร นอกจากนี้ควรศึกษาถึงเรื่องความเสถียรทางมิติ การดูดน้ำ วิธีการขัดแต่งไนลอนให้ได้ความเรียบ ความแข็งแรงระหว่างพันธะในการยึดติดซี่ฟันปลอมเรซินอะคริลิกกับฐานไนลอน ความยืดหยุ่นของไนลอนเมื่อผ่านปุ่มกระดูก ผลของอุณหภูมิต่อความยืดหยุ่นของวัสดุไนลอน เป็นต้น