ความหยาบและความสะอาดของผิวรากเทียมไทยที่ถูกพัฒนาขึ้นใหม่

Surface Roughness and Cleanliness of Newly Developed Thai Dental Implant

นายกฤตภูดิส เขื่อนเพชร* อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ดร.สาครรัตน์ คงขุนเทียน**

ทพ.ดร.ปฐวี คงขุนเทียน***

บทคัดย่อ

ลักษณะของพื้นผิวและความสะอาดของรากเทียมเป็นปัจจัยที่สำคัญที่ส่งผลต่อความสำเร็จของการรักษาทางทันตกรรมรากเทียม การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์ในการตรวจวัดความหยาบและความสะอาดของผิวรากเทียมไทยที่มีการปรับปรุงผิวโดยการพ่นด้วยอนุภาคและกัดด้วยกรดร่วมกับการทำพลาสมาเอทชิงด้วยออกซิเจนที่ 100, 300 และ 500 วัตต์เทียบกับกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการทำพลาสมาเอทชิงร่วมด้วย ตรวจโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อินไฟไนท์ฟอร์ซและกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ผลการศึกษาพบว่าค่าความหยาบด้านความสูง (Sa) ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่มต่างๆ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (ρ<0.05) ส่วนค่าความหยาบผสม (Sdr) มีค่าเท่ากับร้อยละ 3.57, 4.32 และ 4.78 ตามลำดับ ในขณะที่กลุ่มควบคุมมีค่าร้อยละ 4.73 ส่วนผลการศึกษาด้านความสะอาดพบว่าผิวรากเทียมทุกกลุ่มมีการปนเปื้อนด้วยธาตุต่างๆ ในสัดส่วนที่แตกต่างกันออกไป ยกเว้นกลุ่มที่ทำพลาสมาเอทชิงที่ 500 วัตต์ซึ่งไม่พบการปนเปื้อนใดๆ การศึกษานี้สรุปว่าการทำพลาสมาเอทชิงไม่ได้ทำให้ความหยาบของพื้นผิวแตกต่างไปจากกลุ่มควบคุม แต่ทำให้พื้นผิวมีความสะอาดมากขึ้น

Abstract

Surface characteristics and cleanliness of dental implants play an important role in success of the implant treatment. Aim of the study was to investigate the surface roughness and cleanliness of the newly developed Thai dental implant which treated by sand-blasting and acid-etching (SA) combined with oxygen plasma etching (100, 300 and 500 watts). The control group was SA treated surface. The surface roughness and cleanliness were investigated by infinite force microscopy (IFM) and scanning electron microscopy (SEM). In regard to surface roughness, the arithmetic average height deviation (Sa) values showed no significant difference between groups (ρ<0.05). The developed surface ratio (Sdr) values were 3.57, 4.32 and 4.78%, respectively, whereas the control group was about 4.73%. For the cleanliness, all studied and control groups were contaminated by various impurities except plasma etching at 500 watts. It was concluded that the roughness of implant surfaces was not differ after additional treated by plasma etching. Furthermore, the surface cleanliness was improved.

Keywords: Thai dental implant, Plasma etching, Roughness, Cleanliness

* นักศึกษาหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์

e-mail address kritphudis@gmail.com

** ผู้ช่วยศาสตราจารย์ประจำสาขาวิชาปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

e-mail address sakornratk@yahoo.com

*** ศูนย์เทคโนโลยีทางทันตกรรมขั้นสูง สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช)

กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี e-mail address pathaweek@yahoo.com

บทนำ

ในปี ค.ศ. 1969 Brånemark ได้รายงานถึงความสำเร็จในการนำรากเทียมมาใช้เป็นครั้งแรก (Brånemark, 1995) ปัจจุบันได้นำรากเทียมมาใช้ในการรักษาผู้ป่วยทางทันตกรรมกรณี การบูรณะทดแทนฟันที่สูญเสียไป (Joos et al., 2006; Mericski-Stern et al., 1994) ซึ่งมีอัตราความสำเร็จของการรักษาอยู่ในระดับที่สูงมากกว่าร้อยละ 90 ทั้งกรณีที่มีการสูญเสียฟันไปเพียงบางส่วน (Lekholm et al., 1994; Naert et al., 2000) หรือสูญเสียฟันไปทั้งปาก (Adell et al., 1990; Ferrigno et al., 2002; Jemt & Johansson, 2006) เกิดการพัฒนาและเปลี่ยนแปลงในรูปแบบการรักษาทางทันตกรรมเป็นอย่างมาก (Plamquist, 2010) ส่งผลให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น ไม่ว่าจะเป็นด้านการบดเคี้ยว การออกเสียง รวมถึงความสวยงาม

Albrektsson และคณะ (1981) เสนอถึงความสำคัญของลักษณะพื้นผิวรากเทียมว่าเป็นปัจจัยหนึ่งในหกปัจจัยที่มีผลต่อความสำเร็จของรากเทียม ลักษณะพื้นผิวรากเทียมด้านความหยาบที่เหมาะสมนั้นมีบทบาทสำคัญในการเกิดปฏิกิริยาระดับเซลล์ การหายของเนื้อเยื่อ รวมทั้งการยึดติดของรากเทียมกับกระดูก (Albrektsson & Wennerberg, 2004) นอกจากนี้ความหยาบยังส่งเสริมให้รากเทียมเกิดความเสถียรระยะเริ่มแรก (primary stability) (Franchi et al., 2005) และเกิดการยึดเกาะเชิงกลที่มั่นคงร่วมด้วย (Davies, 1998) ผิวรากเทียมที่ได้รับการปรับปรุงแล้วพบว่าสามารถกระตุ้นการสร้างของกระดูกบนผิวของรากเทียมที่มีความหยาบได้รวดเร็วกว่าผิวที่ถูกขึ้นรูปด้วยเครื่อง (Albrektsson & Wennerberg, 2004; Ellingsen et al., 2006) รวมทั้งยังมีค่าของแรงยึดระหว่างกระดูกและรากเทียมและการมีปริมาณของกระดูกที่ยึดติดกับผิวรากเทียม (bone-to-implant contact) ที่มากกว่าอีกด้วย (Cochran et al., 2002; Wennerberg et al., 1996)

ลักษณะพื้นผิวรากเทียมด้านส่วนประกอบหรือความสะอาดถูกพิจารณาว่าเป็นอีกปัจจัยสำคัญที่มีบทบาทต่อการสร้างกระดูกบนผิวของรากเทียม (osseointegration) (Esposito et al., 1998) การมีสิ่งปนเปื้อนบนผิวรากเทียม เช่น อนุภาคอลูมินัมออกไซด์ (Wennerberg et al., 1998) ที่เหลือตกค้างจากการเตรียมผิวเพื่อทำให้เกิดความหยาบ (Diniz et al., 2005; Grubl et al., 2007) อาจถูกละลายและแพร่กระจายออกมายังเนื้อเยื่อรอบรากเทียม ทำให้เกิดการตอบสนองโดยการอักเสบ ขบวนการหายของแผลถูกรบกวนและส่งผลต่อความสำเร็จของการรักษาในที่สุด (Esposito et al., 1998) Ricci และคณะ (1992) รายงานการพบอะลูมินัมออกไซด์ในเนื้อเยื่อรอบรากเทียมได้ถึงร้อยละ 68 ซึ่งการตกค้างของอนุภาคนี้ก่อให้เกิดขบวนการตอบสนองต่อการอักเสบโดยการสร้างซัยโตไคน์ (cytokine) เพิ่มขึ้น (Rodrigo et al., 2006) โดยเฉพาะซัยโตไคน์ที่สัมพันธ์กับการสลายกระดูก เช่น ทูเมอร์เนโครซิสแฟคเตอร์ อัลฟา เป็นต้น (Hatton et al., 2003) และพบการกระตุ้นเซลล์ให้หลั่งอินเตอร์ลิวคิน-6 และแกรนูโลไซต์/แมคโครฟาจ โคโลนี สติมูเลติง แฟคเตอร์ (granulocyte/macrophage colony stimulating factor) เพิ่มขึ้น (Rodrigo et al., 2006) และยังสามารถไปกระตุ้นเซลล์แมโครฟาจได้ (Petit et al., 2002) นอกจากนี้ประจุของอะลูมินัมอาจไปยับยั้งการเปลี่ยนแปลงเซลล์สโตรมอลของไขกระดูก (bone marrow stromal cell) รวมทั้งยับยั้งการสะสมแร่ธาตุของกระดูกด้วย (Stea et al., 1992; Thomson & Puleo, 1996) โดยอะลูมินัมจะยับยั้งการสร้างผลึกของแคลเซียมฟอสเฟต (Nimb et al., 1995) และนอกจากนี้ยังเหนี่ยวนำให้เกิดการไหลออกของแคลเซียมออกจากกระดูกโดยรวมอีกด้วย (Bushinsky et al., 1995)

แม้ว่าการนำรากเทียมมาใช้จะให้ผลการรักษาที่ดีกว่า แต่ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของค่าใช้จ่ายที่สูง รวมถึงการนำเข้าของรากเทียมและอุปกรณ์จากต่างประเทศ เพื่อเป็นการตอบสนองต่อความต้องการในการรักษาทางทันตกรรมรากเทียมภายในประเทศที่เพิ่มขึ้นและลดการสูญเสียเงินตรา ศูนย์เทคโนโลยีทางทันตกรรมขั้นสูง (ADTEC) สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีจึงได้ริเริ่มโครงการผลิตรากเทียมในประเทศไทยเป็นครั้งแรก ซึ่งได้การรับรองว่าเป็นไปตามมาตรฐานเครื่องมือแพทย์ของสหพันธ์ยุโรป (MDD 93/42/EEC, CE mark) และนำมาใช้รักษาผู้ป่วยในโครงการฟันเทียมเฉลิมพระเกียรติพระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัว เนื่องในโอกาสมหามงคลเฉลิม

พระชนพรรษา 80 พรรษา 5 ธันวาคม 2550 ของกระทรวงสาธารณสุขแล้ว เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของรากเทียมให้มากขึ้น กลุ่มผู้วิจัยจึงได้มีแนวคิดในการพัฒนาผิวรากเทียมด้วยวิธีการใหม่เพื่อให้ผิวรากเทียมที่มีความหยาบเหมาะสมและมีความสะอาดมากขึ้น โดยนำพลาสมาเอทชิง (plasma etching) ด้วยออกซิเจนมาทำการปรับปรุงผิวของรากเทียมร่วมกับการพ่นด้วยอนุภาคและกัดด้วยกรด (sand-blasted and acid etched / SA) การทำพลาสมาเอทชิงเป็นวิธีที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงลักษณะของพื้นผิวรวมทั้งกำจัดสิ่งปนเปื้อนบนพื้นผิวอีกด้วย ซึ่งวิธีการนี้นิยมใช้ในการเตรียมพื้นผิวของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกในเชิงอุตสาหกรรมเพื่อให้ได้พื้นผิวมีลักษณะที่เหมาะสมตามต้องการ

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. ศึกษาลักษณะความหยาบของพื้นผิวรากเทียมที่พัฒนาขึ้นใหม่ภายในประเทศโดยใช้วิธีการปรับปรุงผิวรากเทียมชนิดพ่นด้วยอนุภาคและกัดด้วยกรด ร่วมกับการทำพลาสมาเอทชิงด้วยออกซิเจน (Developed SAP) เปรียบเทียบกับวิธีการปรับปรุงผิวชนิดพ่นด้วยอนุภาคและกัดด้วยกรด (SA)

2. ศึกษาความสะอาดของพื้นผิวรากเทียมชนิด Developed SAP เปรียบเทียบกับชนิด SA

วิธีการดำเนินการวิจัย

1. การเตรียมตัวอย่าง

เตรียมแผ่นโลหะไททาเนียมบริสุทธิ์ทางการค้าชนิดที่สี่ (Grade IV commercially pure titanium) ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 5 มม. หนา 2 มม. จำนวน 25 แผ่น ที่ได้รับการขึ้นรูปและขัดผิวด้วยเครื่อง แบ่งตัวอย่างที่ใช้ในการศึกษาออกเป็นกลุ่มจำนวน 5 กลุ่มๆละ 5 แผ่น โดยกลุ่ม Machined เป็นกลุ่มที่ไม่มีการปรับปรุงผิวและใช้เป็นกลุ่มควบคุมผลลบ ส่วนอีก 4 กลุ่มนำมาทำการปรับปรุงผิวเพิ่มเติมโดยใช้วิธีพ่นผิวโลหะไททาเนียมด้วยอนุภาคอลูมินัมออกไซด์และกัดด้วยกรด (SA) นอกจากนั้นยังมีการปรับปรุงพื้นผิวเพิ่มอีกโดยการทำพลาสมาเอทชิงด้วยออกซิเจน (Oxygen plasma etching) ภายใต้กำลังงานกระแสไฟฟ้าสามระดับ คือ 100, 300 และ 500 วัตต์ เป็นเวลา 5 นาที จึงมีกลุ่มศึกษาทั้งสิ้น 5 กลุ่ม ดังแสดงตามตารางที่ 1

ตารางที่ 1 การเตรียมพื้นผิวของกลุ่มตัวอย่างในการศึกษา

กลุ่มตัวอย่าง	วิธีการปรับปรุงพื้นผิว	หมายเหตุ
Machined (n=5)	ขึ้นรูปและขัดผิวด้วยเครื่อง	กลุ่มควบคุมผลลบ
SA (n=5)	พ่นผิวด้วยอนุภาคอลูมินัมออกไซด์และกัดด้วยกรด	กลุ่มควบคุมผลบวก
Developed SAP 100 (n=5)	พ่นผิวด้วยอนุภาคอลูมินัมออกไซด์และกัดด้วยกรด ร่วมกับพลาสมาเอทชิงด้วยออกซิเจน 100 วัตต์ 5 นาที	-
Developed SAP 300 (n=5)	พ่นผิวด้วยอนุภาคอลูมินัมออกไซด์และกัดด้วยกรด ร่วมกับพลาสมาเอทชิงด้วยออกซิเจน 300 วัตต์ 5 นาที	-
Developed SAP 500 (n=5)	พ่นผิวด้วยอนุภาคอลูมินัมออกไซด์และกัดด้วยกรด ร่วมกับพลาสมาเอทชิงด้วยออกซิเจน 500 วัตต์ 5 นาที	-

2. การศึกษาลักษณะพื้นผิวโลหะไททาเนียมเบื้องต้น (Surface Morphology)

นำแผ่นโลหะไททาเนียมกลุ่มตัวอย่างละ 2 แผ่น มาศึกษาลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (SEM) (JEOL JSM-5600, Tokyo, Japan) โดยศึกษาที่กำลังขยาย 10,000 เท่า และทำการบันทึกภาพถ่ายเพื่อใช้ในการศึกษา

3. การศึกษาความหยาบของพื้นผิวโลหะไททาเนียม (Surface Roughness)

นำแผ่นโลหะไททาเนียมกลุ่มตัวอย่างละ 1 แผ่น มาศึกษาความหยาบของผิวด้วยเครื่อง Infinite Force Microscope (IFM) (Micro-Xam, Phase-Shift/ADE, Tucson, AZ) ตามวิธีการศึกษาของ Wennerberg และคณะ (1996) โดยศึกษากลุ่มตัวอย่างละ 10 ตำแหน่ง รวมมีตำแหน่งที่ศึกษาทั้งสิ้น 50 ตำแหน่ง โดยแต่ละตำแหน่งจะแสดงค่าเป็น Sa และ Sdr

4. การศึกษาความสะอาดของพื้นผิวโลหะไททาเนียม (Surface Cleanliness)

นำแผ่นโลหะไททาเนียมกลุ่มตัวอย่างละ 2 แผ่น มาศึกษาองค์ประกอบหรือความสะอาดของพื้นผิวด้วย Scanning Electron Microscopy with Energy dispersive X-ray Spectrometry (SEM-EDS) (JEOL JSM-5600, Tokyo, Japan) โดยศึกษาที่กำลังขยาย 300 เท่า ทำการศึกษากลุ่มตัวอย่างละ 6 ตำแหน่ง รวมมีตำแหน่งที่ศึกษาทั้งสิ้น 30 ตำแหน่ง

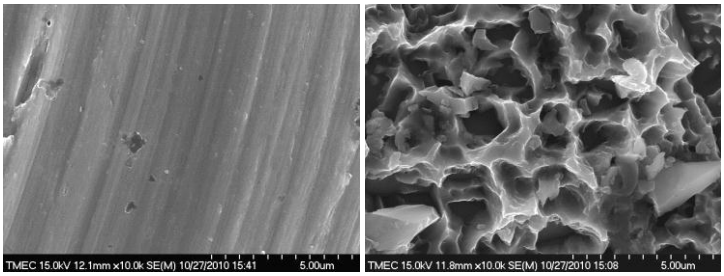
5. การวิเคราะห์ผล

วิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวของโลหะไททาเนียมเบื้องต้นโดยการบรรยายถึงลักษณะของพื้นผิวจากภาพถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด วิเคราะห์เปรียบเทียบข้อมูลด้านความขรุขระของผิวโลหะไททาเนียมระหว่างกลุ่มด้วย Student pair *t*-test ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (ρ<0.05) เนื่องจากข้อมูลของตัวอย่างที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้มีขนาดเล็ก และมีความเป็นอิสระต่อกัน ด้วยโปรแกรมสถิติสำเร็จรูป SPSS v.16 (SPSS Inc, Chicago, Ill) และวิเคราะห์เปรียบเทียบข้อมูลด้านความสะอาดของโลหะไททาเนียมโดยการบรรยายถึงส่วนประกอบที่พบบนพื้นผิว

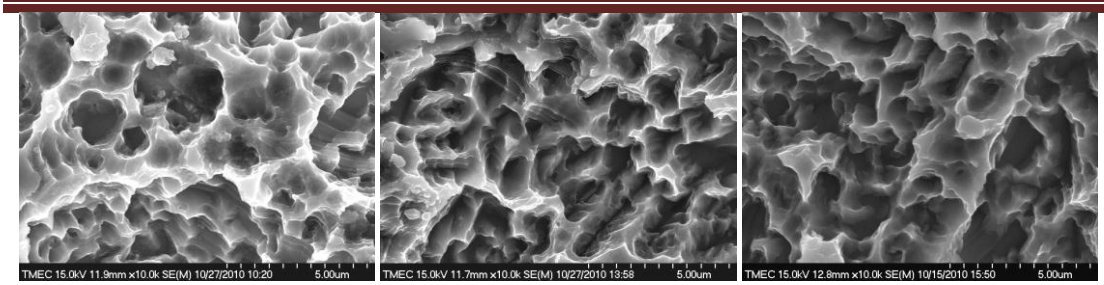
ผลการวิจัย

1. ลักษณะของผิวรากเทียม

ลักษณะพื้นผิวของตัวอย่างที่ได้ผ่านการปรับปรุงผิวด้วยวิธีการต่างๆ จากภาพถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 10,000 เท่า ในตัวอย่างกลุ่ม Machined (รูปที่ 1A) พบลักษณะพื้นผิวที่มีสัน (ridge) และร่อง (valley) ที่เกิดจากการกลึงขึ้นรูปด้วยเครื่อง ในขณะที่ตัวอย่างกลุ่ม SA (รูปที่ 1B) กลุ่ม Developed SAP 100 (รูปที่ 1C) และกลุ่ม Developed SAP 300 (รูปที่ 1D) พบพื้นผิวมีความขรุขระ ลักษณะเป็นหลุม (pit) และยอดแหลม (peak) รวมทั้งพบการตกค้างของอนุภาคอลูมินัมออกไซด์ที่เกิดในขั้นตอนของการปรับปรุงผิว ส่วนตัวอย่างกลุ่ม Developed SAP 500 (รูปที่ 1E) มีความขรุขระและมีลักษณะที่เป็นหลุมและยอดแหลมเช่นกัน แต่ไม่พบมีการตกค้างของอนุภาคอลูมินัมออกไซด์บนผิว



A) Machined B) SA



C) Developed SAP 100 D) Developed SAP 300 E) Developed SAP 500

รูปที่ 1 ภาพถ่ายลักษณะพื้นผิวของผิวโลหะไททาเนียมของตัวอย่างกลุ่มต่างๆ จากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (กำลังขยาย 10,000 เท่า)

2. ความหยาบของผิวรากเทียม

ความหยาบของผิวตัวอย่างในกลุ่ม Machined มีค่า Sa เป็น 0.26±0.06 ไมโครเมตร ในขณะที่กลุ่มควบคุมผลบวก (กลุ่ม SA) มีค่าความหยาบด้านความสูง (Sa) เป็น 0.80±0.06 ไมโครเมตร ส่วนกลุ่มทดสอบได้แก่ กลุ่ม Developed SAP 100, 300 และ 500 มีค่า Sa เป็น 0.77±0.11, 0.83±0.06 และ 0.74±0.03 ไมโครเมตรตามลำดับ โดยค่า Sa ของกลุ่มทดสอบทั้งสามกลุ่มกับกลุ่มควบคุมผลบวกมีค่าทางสถิติที่ไม่แตกต่างกันที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (ρ<0.05)

ส่วนค่าความหยาบผสม (Sdr) มีค่าเท่ากับร้อยละ 3.57, 4.32 และ 4.78 ตามลำดับ ในขณะที่กลุ่มควบคุมมีค่าร้อยละ 4.73 (ดังตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 แสดงค่าความหยาบของผิวโลหะไททาเนียมของตัวอย่างกลุ่มต่างกันที่ได้รับการปรับปรุงผิวโดยวิธีต่างๆ (Mean & SD)

Surface	***Sa** (μm)*	***Sdr** (%)*
Machined (n=10)	0.26 (0.06)	0.38 (0.04)
SA (n=10)	0.80 (0.06)	4.73 (0.53)
Developed SAP 100 (n=10)	0.77 (0.11)	3.57 (0.57)
Developed SAP 300 (n=10)	0.83 (0.06)	4.32 (0.43)
Developed SAP 500 (n=10)	0.74 (0.03)	4.78 (0.69)

Sa: the arithmetic average height deviation values

Sdr: the developed surface ratio values

3. ความสะอาดของผิวรากเทียม

พบธาตุที่เป็นองค์ประกอบหลักของไททาเนียมออกไซด์ (TiO_2) บนผิวโลหะไททาเนียมคือ Ti และ O เป็นส่วนใหญ่ นอกจากนี้ยังพบธาตุอื่นๆ อีก ได้แก่ Na, Cl, Si, Al และ C (ดังตารางที่ 3) ซึ่งธาตุ Si และ Al เกิดจากการตกค้างของอนุภาคจากขั้นตอนการเตรียมผิวโลหะไททาเนียมให้มีความหยาบ โดยธาตุ Si พบได้ทั้งในกลุ่ม SA ซึ่งเป็นกลุ่มควบคุมผลบวก และกลุ่มทดสอบสองกลุ่มได้แก่กลุ่ม Developed SAP 100 และ 300 แต่ไม่พบในกลุ่ม Machined ซึ่งเป็นกลุ่มที่ไม่มีการพ่นอนุภาคเพื่อปรับปรุงผิวและกลุ่ม Developed SAP 500 ส่วนธาตุ Al พบได้เฉพาะกลุ่ม Machined และกลุ่ม SA แต่ไม่พบในกลุ่มทดสอบทั้งสามกลุ่มเลย

พื้นผิวของกลุ่ม Developed SAP 500 ไม่พบการตกค้างของธาตุอื่นเลยนอกจากธาตุที่เป็นองค์ประกอบของไททาเนียมออกไซด์เท่านั้น แสดงว่าพื้นผิวในกลุ่มนี้ไม่มีการปนเปื้อนบนผิวหรือพื้นผิวมีความสะอาดมากที่สุด

ตารางที่ 3 แสดงองค์ประกอบบนผิวโลหะไททาเนียมของตัวอย่างกลุ่มต่างกันที่ได้รับการปรับปรุงผิวโดยวิธีต่างๆ (Mean & SD)

Surface	***Ti***	***O***	***Al***	***Na***	***Cl***	***Si***	***C***
Machined (n=6)	87.97 (7.16)	6.75 (2.89)	0.93 (0.76)	3.78 (4.55)	0.57 (1.01)	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)
SA (n=6)	85.06 (2.19)	13.20 (2.11)	1.04 (0.55)	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)	0.70 (0.82)	0.00 (0.00)
Developed SAP 100 (n=6)	86.90 (3.45)	12.17 (3.26)	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)	0.92 (1.02)	0.00 (0.00)
Developed SAP 300 (n=6)	83.60 (7.65)	12.34 (3.15)	0.00 (0.00)	0.23 (0.56)	0.00 (0.00)	1.07 (1.21)	2.75 (6.74)
Developed SAP 500 (n=6)	88.39 (3.99)	11.61 (3.99)	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)

อภิปรายผล

แม้ว่าความหยาบของผิวในกลุ่มทดสอบและกลุ่มควบคุมผลบวกมีค่า Sa อยู่ในช่วง 0.74 - 0.83 ไมโครเมตรซึ่งน้อยกว่าค่าความหยาบที่เสนอโดย Albrektsson & Wennerberg (2004) ว่าควรมีความหยาบ Sa เป็น 1.0 -1.5 ไมโครเมตรก็ตาม แต่ความหยาบที่เหมาะสมที่สุดยังไม่มีข้อสรุปที่แน่นอน เนื่องจากค่าความหยาบที่ได้มีความแปรผันกับส่วนประกอบ

ทางเคมีของผิว (Sul et al., 2005) รวมถึงวิธีการและเครื่องมือที่ใช้ในการศึกษานั้นด้วย (Wennerberg & Albrektsson, 2000) เพราะวิธีการวัดและอุปกรณ์ที่ใช้ตรวจวัดอาจเป็นการวัดแบบสัมผัสหรือไร้สัมผัสกับพื้นผิวก็ได้

จากผลการศึกษาจะเห็นได้ว่าค่าความหยาบด้านความสูงในกลุ่มที่มีการทำพลาสมาเอทชิงร่วมด้วยไม่มีความแตกต่างไปจากกลุ่มที่ใช้แต่วิธีพ่นด้วยอนุภาคและใช้กรดกัด แสดงให้เห็นว่าวิธิการทำพลาสมาเอทชิงนั้นไม่ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความหยาบของพื้นผิวที่ศึกษา

ปัจจุบันนี้การปรับปรุงผิวรากเทียมให้มีความหยาบที่ต้องการมีสองวิธีใหญ่ๆ โดยอาจจะเป็นการเคลือบผิวรากเทียมด้วยสารต่างๆ (additive process) เช่น การทำไททาเนียมพลาสมาสเปรย์ เป็นต้น และการขจัดและตกแต่งผิว (subtractive process) เช่น การพ่นด้วยอนุภาคอลูมินัมออกไซด์ร่วมกับการใช้กรดกัดซึ่งเป็นวิธีที่นิยมนำมาใช้กันมาก (Wennerberg & Albrektsson, 2009) แต่ข้อด้อยของวิธีการนี้คือมีการตกค้างของอนุภาคอลูมินัมออกไซด์บนผิวรากทียม ซึ่งอาจทำให้รากเทียมไม่ประสบความสำเร็จในการรักษาเท่าที่ควร (Diniz et al., 2005) ในการศึกษานี้พบว่าเมื่อใช้วิธีพลาสมาเอทชิงด้วยออกซิเจนที่กำลังไฟฟ้า 500 วัตต์สามารถกำจัดสิ่งปนเปื้อนบนพื้นผิวรากเทียมที่มีลักษณะขรุขระเป็นหลุมซึ่งยากต่อการกำจัดสิ่งตกค้างออกไป ดังนั้นการนำวิธีพลาสมาเอทชิงที่ใช้ในอุตสาหกรรมอิเล็กทรอนิกมาประยุกต์ใช้ในทางทันตกรรม จึงเป็นแนวคิดที่น่าจะนำมาศึกษาและพัฒนาต่อไป

ข้อเสนอแนะ

1. ควรทำการศึกษาลักษณะของพื้นผิวบนรากเทียม (fixture) เนื่องจากมีลักษณะเฉพาะเป็นเกลียวและมีรูปร่างคล้ายรากฟันได้ และมีพื้นผิวที่ไม่อยู่ในระนาบเดียวกัน
2. ควรทำการศึกษาลักษณะของผิวรากเทียมเพิ่มเติมทั้งในด้านเคมี ด้านกายภาพด้านอื่น และทดสอบการตอบสนองทางชีวภาพร่วมด้วย
3. ข้อมูลลักษณะความหยาบและความสะอาดของพื้นผิวรากเทียมที่ได้จะถือเป็นข้อมูลเฉพาะของรากเทียมไทยที่ได้รับการพัฒนาขึ้นใหม่
4. สามารถใช้ข้อมูลที่ได้จากการศึกษาครั้งนี้มาอ้างอิงเมื่อมีการนำรากเทียมไทยนี้มาทำการศึกษาในกรณีอื่นต่อไป

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้ด้วยความช่วยเหลือเป็นอย่างดีจาก ผศ. ทพญ. ดร. สาครรัตน์ คงขุนเทียน และ ทพ. ดร.ปฐวี คงขุนเทียน อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ได้เสียสละเวลาให้แนวคิด ให้คำปรึกษาและแนะนำแนวทางในการศึกษาค้นคว้าหาความรู้ที่ถูกต้องแก่ผู้วิจัยขอขอบคุณศูนย์เทคโนโลยีทางทันตกรรมขั้นสูง (สวทช) กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี และบริษัทพีดับบลิวพลัส จำกัดที่ให้การสนับสนุนวัสดุอุปกรณ์เพื่อการศึกษาค้นคว้า

ขอขอบพระคุณบิดา มารดาที่ได้อบรมสั่งสอนให้ผู้วิจัยรู้คุณค่าของการศึกษาและเป็นกำลังใจให้จนประสบความสำเร็จ

บรรณานุกรม

Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P.I., & Jemt, T. (1990). Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5, 347-359.

Albrektsson, T., Brånemak, P. I., Hansson, H. A., & Linstrom, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. *Acta Orthop Scand*, 52, 155-170.

Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2004). Oral implant surface: part 1 – review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*, 17, 536-543.

Brånemark, P.I. (1995). *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence.

Bushinsky, D.A., Sprague, S.M., Hallegot, P., Girod, C., Chabala, J.M., & Levi-Setti, R. (1995). Effects of aluminum on bone surface ion composition. *J Bone Miner Res*, 10, 1988-1997.

Cochran, D.L., Buser, D., ten Bruggenkate, C.M., Weingart, D., Taylor, T.M., Bernard, J.P., et al. (2002). The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res*, 13, 144-153.

Davies, J.E. (1998). Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont*, 11, 391-401.

Diniz, M.G., Pinheiro, M.A.S., Andrade, Jr. A.C.C., & Fischer, R.G. (2005). Characterization of titanium surfaces for dental implants with inorganic contaminant. *Braz Oral Res*, 19, 106-111.

Ellingsen, J. E., Thopsen, P., & Lyngstadaas, S. P. (2006). Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontol 2000*, 41, 136-156.

Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., & Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseintegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*, 106, 721–764.

Ferrigno, N., Laureti, M., Fanali, S., & Grippaudo, G. (2002). A long-term follow-up study of nonsubmerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res*, 13, 260-273.

Franchi, M., Fini, M., Martini, D., Orsini, E., Leonardi, L., Ruggeri, A., et al. (2005). Biological fixation of endosseous implants. *Micron*, 36, 665-671.

Fugazzotto, P.A., Gulbransen, H.J., Wheeler, S.L., & Lindsay, J. (1993). The use of IMZ osseointegrated implants in partially and completely edentulous patients: success and failure rates of 2,023 implant cylinders up to 60+ months in function. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8, 617-621.

Grubl, A., Kolb, A., Reinisch, G., Fafilek, G., Skrbensky, G., & Kotz, R. (2007). Characterization, quantification, and isolation of aluminum oxide particles on grit blasted titanium aluminum alloy hip implants. *J Biomed Mater Res,* 83B, 127-131.

Hatton, A., Nevelos, J.E., Matthews, J.B., Fisher, J., & Ingham, E. (2003). Effects of clinically relevant alumina ceramic wear particles on TNF-alpha production by human peripheral blood mononuclear phagocytes. *Biomaterials*, 24, 1193-1204.

Jemt, T., & Johansson, J. (2006). Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow-up on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*, 8, 61-69.

Joos, U., Wiesmann, H.P., Szuwart, T., & Meyer U. (2006). Mineralization at the interface of implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 35, 783-790.

Lekholm, U., van Steenberghe, D., Herrmann, I., Bolender, C., Folmer, T., Gunne, J., et al. (1994). Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9, 627-635.

Mericski-Stern, R., Schaffner, T.S., Marti, P., & Geering, A.H. (1994). Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures: A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res*, 5, 9-18.

Naert, I., Koutsikakis, G., Duyck, J., Quirynen, M., Jacobs, R., van Steenberghe, D. (2000). Biologic outcome of single-implant restorations as tooth replacements: a long-term follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2, 209-218.

Nimb, L., Jensen, J.S., & Gotfredsen, K. (1995). Interface mechanics and histomorphometric analysis of hydroxyapatite-coated and porous glass-ceramic implants in canine bone. *J Biomed Mater Res*, 29, 1477-1482.

Palmquist, A., Omar, O. M., Esposito M., Lausmaa, J., & Thomsen, P. (2010). Review. Titanium oral implants: surface characteristics, interface biology and clinical outcome. *J R Soc. Interface*, 1-13.

Petit, A., Catelas, I., Antoniou, J., Zukor, D.J., & Huk, O.L. (2002). Differential apoptotic response of J774 macrophages to alumina and ultra-high-molecular-weight polyethylene particles. *J Orthop Res*, 20, 9-15.

Ricci, J.L., Kummer, F.J., Alexander, H., & Casar, R.S. (1992). Technical note: embedded particulate contaminates in textured metal implant surfaces. *J Appl Biomater*, 3, 225-230.

Rodrigo, A., Vallés, G., Saldaña, L., Rodríguez, M., Martínez, M.E., et al. (2006). Alumina particles influence the interactions of cocultured osteoblasts and macrophages. *J Orthop Res*, 24, 46-54.

Stea, S., Savarino, L., Toni, A., Sudanese, A., Giunti, A., & Pizzoferrato, A. (1992). Microradiographic and histochemical evaluation of mineralization inhibition at the bone-alumina interface. *Biomaterials*, 13, 664-667.

Sul, Y.T., Johansson, C., Wennerberg, A., Cho, L.R., Chang, B.S., & Albrektsson, T. (2005). Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20, 349-359.

Thomson, G.J., & Puleo, D.A. (1996). Ti-6Al-4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation time course in vitro. *Biomaterials*, 17, 1949-1954.

Wennerberg, A., & Albrektsson, T. (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration: a systemic review. *Clin Oral Implants Res*, 20, 172-184.

Wennerberg, A., Alberktsson, T., Johansson, C., & Andersson, B. (1996). Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials*, 17, 15-22.

Wennerberg, A., Hallgren, C., Johansson, C., & Danelli, S. (1998). A Histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res*, 9, 11-19.