

การศึกษาคำรตกค้ำงของโครเมียมและนิกเกิลที่ฝงในกระดูก
ภายหลังการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรอกเทียม



นางสาว อูมาพร วิมลกิตติพงค์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต


สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2550

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A STUDY OF CHROMIUM AND NICKEL RESIDUES IN BONE
AFTER DRILLING WITH IMPLANT DRILLS



Miss Umaporn Vimokkittipong

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Prosthodontics

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry

Chulalongkorn University

Academic Year 2007

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การศึกษาการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลที่ฝังในกระดูก ภายหลังจากการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียม
โดย	นางสาว อุมภาพร วัฒนภักดีพิงค์
สาขาวิชา	ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สรรพพัชญ์ นามะโน
อาจารย์ที่ปรึกษาผู้ร่วม	รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทันตแพทย์ ดร.สิทธิชัย ทัดศรี

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทมหาบัณฑิต

.....
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง สุติมา ภูศิริ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
 (รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ภาณุพงศ์ วงศ์ไทย)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สรรพพัชญ์ นามะโน)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
 (รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทันตแพทย์ ดร.สิทธิชัย ทัดศรี)

..... กรรมการ
 (รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. ประสิทธิ์ ภาวสันต์)

อุมาพร วิมลภิตติพงษ์ : การศึกษาการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลที่ฝังในกระดูก
 ภายหลังการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียม. (A STUDY OF CHROMIUM AND NICKEL
 RESIDUES IN BONE AFTER DRILLING WITH IMPLANT DRILLS) อ.ที่ปรึกษา : ผศ.ทพ.
 สรรพชัย นามะโน, อ.ที่ปรึกษาร่วม : รศ.นพ.ทพ.ดร.สิทธิชัย ทัดศรี, 78 หน้า

การศึกษาของหัวเจาะรากเทียมในการเตรียมกระดูกเพื่อฝังรากเทียมนั้น เป็นสิ่งที่เกิดขึ้นได้เมื่อมีการใช้หัวเจาะ
 ซ้ำๆในการเจาะกระดูก มีงานวิจัยพบว่าโครเมียมและนิกเกิลเป็นหนึ่งในองค์ประกอบหลักของเหล็กกล้าไร้สนิม และ
 เป็นโลหะที่มีผลกระทบต่อการสะสมแร่ธาตุในการสร้างกระดูกอย่างมีนัยสำคัญเมื่อทำการเพาะเลี้ยงเซลล์จากไข
 กระดูก วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้ คือ การศึกษาการตกค้างของโลหะโครเมียมและนิกเกิลที่เกิดจากหัวเจาะ
 รากเทียมที่ตกค้างในกระดูก โดยใช้หัวเจาะรากเทียม คือ เทปเปอร์ทีปดริล เส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร , เทปเปอร์
 ดริล เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร และหัวเจาะรีมเมอร์ เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.7 มิลลิเมตร โดยเจาะที่ความเร็วรอบ
 1,500 รอบต่อนาที เจาะลึก 10 มิลลิเมตร การตกค้างของโลหะจากหัวเจาะในกระดูกนั้นจะทำภายหลังการใช้หัวเจาะ
 เป็นครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และการใช้หัวเจาะเป็นครั้งที่ 20 ในการเจาะกระดูก เพื่อเปรียบเทียบการตกค้างของโลหะจากการ
 ใช้หัวเจาะเป็นครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 ว่ามีการตกค้างของโลหะแตกต่างจากการใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 หรือไม่ ในงานวิจัย
 นี้ได้ทำการศึกษาโดยการเจาะขึ้นกระดูกวัวที่ถูกตัดมาจากบริเวณขากรรไกรล่างของวัวโดยตัดให้มีขนาด 0.8x0.8x1.2
 ลูกบาศก์เซนติเมตร และวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูกด้วยเครื่องแกร์ไฟต์ฟอเนท อะตอมมิกแอบซอร์พ
 ชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ วิเคราะห์ผลการทดลองด้วยการทดสอบผลต่างค่าเฉลี่ยประชากรแบบจับคู่ และการ
 เปรียบเทียบค่ากลางของข้อมูลโดยใช้สถิติครุสคัล-วัลลิส ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 แล้วทำการเปรียบเทียบพหุคูณ
 ระหว่างกลุ่ม พบว่า มีการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลในกระดูก ภายหลังการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียม
 ทั้ง 3 ตัว แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของโลหะทั้งสองในกระดูกที่ผ่านการเจาะกระดูกครั้งแรก
 กับกระดูกที่ไม่ผ่านการเจาะใดๆ และพบว่าภายหลังการใช้หัวเจาะรากเทียมเป็นครั้งที่ 20 จะทำให้เกิดการตกค้างของ
 โครเมียมและนิกเกิลจากหัวเจาะมากที่สุด (0.249±0.347 และ 0.197±0.135 ไมโครกรัม/กรัม) การเจาะครั้งที่ 10 ให้
 การตกค้างที่มากเป็นลำดับรองลงมา (0.090±0.079 และ 0.092±0.103 ไมโครกรัม/กรัม) และการเจาะครั้งที่ 1 ให้
 เกิดการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลจากหัวเจ้าน้อยที่สุด (0.045±0.124 และ 0.034±0.049 ไมโครกรัม/กรัม)
 และเมื่อศึกษาการตกค้างที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้งของการเจาะโดยแยกประเภทของโลหะพบว่า การตกค้างของโครเมียม
 จากหัวเจาะมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 เปรียบเทียบกับการใช้หัวเจาะครั้งที่ 10
 และครั้งที่ 20 สำหรับการตกค้างของนิกเกิลพบว่า มีเพียงการใช้หัวเจาะเป็นครั้งที่ 20 ที่ทำให้นิกเกิลที่ตกค้างจากหัว
 เจาะมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้หัวเจาะครั้งที่ 1

ภาควิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่อนิสิต..... *ม.ศ. อุมาพร วิมลภิตติพงษ์*.....
 สาขาวิชา.....ทันตกรรมประดิษฐ์.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา..... *สุวิมล งาม*.....
 ปีการศึกษา..... 2550.....ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม..... *สุวิมล งาม*.....

##4876130332 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORD : CHROMIUM/ NICKEL/ WEAR/ DEBRIS/ IMPLANT DRILL/ BONE

UMAPORN VIMONKITTIPONG : A STUDY OF CHROMIUM AND NICKEL RESIDUES IN BONE AFTER DRILLING WITH IMPLANT DRILLS. THESIS ADVISOR : ASST.PROF.SUNPHAT NAMANO, THESIS COADVISOR : ASSOC.PROF.SITTICHAJ TUDSRI, 78 pp.

The procedure of drilling implant , especially multiple use of the same instrument , causes wear of drills and leads to metal debris in bone. A number of studies found that Chromium and Nickel which are components of stainless steel retards mineralization of new bone in cell culture. Therefore, the objective of this research was to study the concentration of Chromium and Nickel resided in bovine mandibular bone block (size 0.8x0.8x1.2 millimeters³) after drilling and to determine Chromium and Nickle residues by using Graphite furnace atomic absorption spectrometer (Graphite-AAS). Drilling was performed by using three types of dental implant drills (a Tapered tip drill 2 millimeters in diameter, a Taper drill 3.5 millimeters in diameter and a Reamer drill 3.7 millimeters in diameter) , at a rotational speed of 1,500 rpm., with a total depth of 10 millimeters. Besides, we devised an in vitro experiment to simulate implant drilling by using three types of drills which was mentioned above with different degrees of wear and compared residues in bone of both metals among using the new drill, the drill that has been used 10 times and 20 times respectively. Data were analyzed by using a t-test and Kruskal-Wallis analysis , the predetermined significant level was set at 0.05. There is no difference of Chromium and Nickel residues in the piece of bone which is not drilled (control bone) and the bone which is drilled by the new three pieces of drills.Nevertheless utilizing more frequently used drills generates more residues of both metals. In addition, residual Chromium and Nickel were found most when the drills were used their twentieth round (0.249 ± 0.347 and 0.197 ± 0.135 microgram / gram) and found least when the drills were used at their first round (0.045 ± 0.124 and 0.034 ± 0.049 microgram / gram). Furthermore, studies of both metals found that drills which have been used for 10 and 20 times create significantly greater Chromium residue than the new ones. However, Nickel residue after using the new drills was significantly different from that of their twentieth drills.

DepartmentProstodontics.....

Field of study . Prostodontics....

Academic Year2007.....

Student's Signature..UMAPORN VIMONKITTIPONG-

Advisor's Signature ...S. Namano.....

Coadvisor's Signature...Sittichai Tudsri.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ด้วยความช่วยเหลือจากหลายฝ่าย ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ทพ. สรรพชัย นามะโน ซึ่งได้กรุณาให้ความช่วยเหลือ และดูแลเอาใจใส่เป็นอย่างดี

ขอขอบพระคุณ รศ.ทพ.ดร.ประสิทธิ์ ภาวสันต์ ซึ่งได้กรุณาสละเวลาอันมีค่าในการให้คำแนะนำแนวทางที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัยด้วยดีตลอดมา

ขอขอบพระคุณ คุณมารศรี อุชชิน นักวิทยาศาสตร์ภาควิชาชีวเคมี ที่ได้ให้คำปรึกษาและให้ความรู้ในกระบวนการวิเคราะห์สารในงานวิจัย

ขอขอบพระคุณอาจารย์ ไพพรรณ พิทยานนท์ ที่ให้คำปรึกษาทางด้านสถิติ

ขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่ทุกท่านในศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก ที่ได้ให้ความช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกในการดำเนินการวิจัย

ขอกราบขอบพระคุณกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่าน ที่ให้คำแนะนำและข้อคิดเห็นที่เป็นประโยชน์ ทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

สุดท้ายขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัว ที่สนับสนุนในด้านต่างๆด้วยดีเสมอมา และเป็นกำลังใจสำคัญที่ทำให้ผู้วิจัยสามารถทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญภาพ.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1. ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2. คำถามการวิจัย	3
1.3. วัตถุประสงค์การวิจัย	3
1.4. สมมุติฐานการวิจัย	3
1.5. ขอบเขตวิจัย	3
1.6. ข้อตกลงเบื้องต้น	4
1.7. ข้อจำกัดของการวิจัย	4
1.8. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	5
1.9. คำสำคัญ.....	5
1.10. รูปแบบการวิจัย.....	5
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1. ความสำคัญของบริเวณผิวสัมผัสของกระดูกและรากเทียม(bone-implant interface) 6	
2.2 การตอบสนองของวัสดุ(Material response) และร่างกาย(Host response) ต่อ บริเวณผิวสัมผัสของรากเทียมและกระดูก	7
2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตอบสนองของวัสดุสาร(Material response) ที่เป็นผล จากโลหะที่ตกค้างจากการสึกกร่อน(wear debris) บริเวณรอบรากเทียมและการ ตอบสนองของร่างกาย(Host response).....	8
2.4. พิษวิทยาของสารตกค้างในร่างกาย.....	10
2.5 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการฝังรากเทียมในกระดูก.....	11
2.6 หัวเจาะรากเทียม.....	14
2.6.1 องค์ประกอบทางเคมีของโลหะบริเวณพื้นผิวหัวเจาะ.....	14

2.6.2	ลักษณะโครงสร้างและรูปร่างของหัวเจาะ.....	18
2.7	การวิเคราะห์ธาตุด้วยเทคนิคอะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์.....	20
บทที่ 3	วิธีดำเนินการวิจัย.....	22
3.1.	วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	22
3.2.	ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย.....	24
3.2.1.	การเตรียมชิ้นกระดูกทดสอบ	25
3.2.2	กระบวนการเจาะกระดูก.....	27
3.2.3	กระบวนการวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูกด้วยเครื่อง แกร์ไฟต์เฟอเนท อะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์.....	30
3.2.4	การวิเคราะห์ข้อมูลและการใช้สถิติเพื่อการวิเคราะห์.....	33
3.2.5	การศึกษาบริเวณพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม.....	34
บทที่ 4	ผลการวิจัย.....	36
4.1.	ผลการวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูก.....	36
4.2	ผลการวิเคราะห์บริเวณพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม.....	42
4.2.1	ผลวิเคราะห์ชนิดของโลหะบนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม.....	42
4.2.2	ผลการศึกษาพื้นผิวหัวเจาะรากเทียมก่อนและหลังการเจาะกระดูก...	44
บทที่ 5	อภิปรายการวิจัย ข้อเสนอแนะและสรุปผลการวิจัย	47
5.1	อภิปรายการวิจัย	
ตอนที่ 1	อภิปรายวิธีการทดลอง.....	47
ตอนที่ 2	อภิปรายผลการวิจัย.....	52
5.2.	สรุปผลการวิจัย.....	60
รายการอ้างอิง.....		61
ภาคผนวก		67
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....		78

สารบัญตาราง

ตารางที่ 1	การจัดกลุ่มเหล็กกล้าไร้สนิมและส่วนประกอบทางเคมีตามมาตรฐานองค์กรระหว่างประเทศ.....	17
ตารางที่ 2	แสดงปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียม ทั้ง 3 ตัวในการใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 ในกระดูกวัว.....	37
ตารางที่ 3	แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่ากลาง ค่าควอไทล์ ค่าต่ำสุดสูงสุดของโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียม ที่ผ่านการใช้เจาะในครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20.....	40
ตารางที่ 4	แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่ากลาง ค่าควอไทล์ ค่าต่ำสุดสูงสุดของนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียม ที่ผ่านการใช้เจาะในครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20.....	40
ตารางที่ 5	แสดงปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในชั้นกระดูกที่ตัดจากบริเวณใกล้เคียงกันในกระดูกขากรรไกรวัว.....	48
ตารางที่ 6	แสดงผลวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบของใบเลื่อยตัด Isomet™ 1000 Precision saw.....	49
ตารางที่ 7	สรุปผลวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่บนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม.....	53
ตารางที่ 8	แสดงการทดสอบผลต่างค่าเฉลี่ยระหว่าง 2 ประชากรแบบจับคู่ (Pair t-test).....	69
ตารางที่ 9	แสดงการวิเคราะห์การแจกแจงข้อมูลและการทดสอบสถิตินอนพาราเมตริกซ์โดยใช้สถิติครุสคัล-วัลลิส ในการวิเคราะห์โครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะ.....	70
ตารางที่ 10	แสดงการเปรียบเทียบพหุคูณระหว่างกลุ่ม (Multiple comparison between treatments).....	72
ตารางที่ 11	แสดงการทดสอบปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในชั้นกระดูกวัว ที่ถูกตัดจากขากรรไกรวัวบริเวณใกล้เคียงกันในวัวตัวเดียวกันและการใช้สถิติครุสคัล-วัลลิส	73
ตารางที่ 12	แสดงกราฟการวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบของใบเลื่อยตัด Isomet™ 1000 Precision Saw จากเครื่องวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์.....	75
ตารางที่ 13	แสดงขีดจำกัดต่ำสุดที่วัดได้ (Limit of Detection) ของการวิเคราะห์ด้วย Air-acetal Flame AAS ,Graphite Furnace AAS และ ICP- AES.....	76
ตารางที่ 14	แสดงการเปรียบเทียบค่าความเป็นพิษของโครเมียมและนิกเกิลจากงานวิจัยอื่นกับผลการตกค้างในงานวิจัย.....	77

สารบัญญภาพ

รูปที่ 1	แสดงภาพผิวสัมผัสของรากเทียมและกระดูก.....	7
รูปที่ 2	แสดงลักษณะโครงสร้างทั่วไปของดอกสว่านหัวเจาะ.....	19
รูปที่ 3	แสดงหัวเจาะรากเทียมที่ใช้ในการวิจัย.....	24
รูปที่ 4	แสดงกระดูกขากรรไกรล่างวัวที่ทำความสะอาดเรียบร้อยแล้วก่อนนำไปตัดเป็นชิ้นทดสอบ.....	25
รูปที่ 5	(ก) แสดงบริเวณกระดูกที่ตัดเพื่อเตรียมชิ้นกระดูกทดสอบ.....	26
	(ข) แสดงการตัดกระดูกด้วยเครื่องตัดฟันใบเลื่อยเพชรชนิดความเร็วต่ำ.....	26
รูปที่ 6	(ก) กระดูกชิ้นทดสอบขนาด 0.8 x 0.8 x 1.2 ลูกบาศก์เซนติเมตร.....	26
	(ข) ทำความสะอาดกระดูกด้วยเครื่องทำความสะอาดคลื่นไฟฟ้า.....	26
รูปที่ 7	แผนผังรูปภาพแสดงการแบ่งกลุ่มตัวอย่างกระดูก.....	28
รูปที่ 8	แสดงองค์ประกอบของเครื่องกำหนดการตั้งฉากของหัวกรอไอโซพาราเรลมิเตอร์และแท่นจับชิ้นงาน.....	29
รูปที่ 9	แสดงกระดูกภายหลังการเจาะด้วยหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัว.....	29
รูปที่ 10	(ก,ข) แสดงการทำความสะอาดเครื่องแก้ว ภาชนะบรรจุสาร ก่อนการใช้ทดสอบ.....	30
รูปที่ 11	แสดงการอบกระดูกให้แห้งในตู้ควบคุมอุณหภูมิ.....	30
รูปที่ 12	(ก) แสดงการนำกระดูกที่บรรจุในบ้าหลอม (crucible) ทนไฟเซรามิกเข้าเตาเผาที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส.....	31
	(ข) แสดงการซังกระดูกหลังเผาด้วยเครื่องซังอิเล็กทรอนิกส์ระบบดิจิทัล.....	31
รูปที่ 13	(ก,ข) แสดงการใช้โถรงบดยาบดกระดูกหลังเผาจนละเอียด.....	31
รูปที่ 14	(ก) แสดงแท่นให้ความร้อนไฟฟ้าช่วยเร่งการละลาย.....	32
	(ข) แสดงสารละลายที่มีความใส ไม่มีตะกอนของกระดูก.....	32
รูปที่ 15	(ก) แสดงสารละลายที่ถูกเก็บในขวดบรรจุที่มีฝาปิดเพื่อนำไปวิเคราะห์โลหะ.....	33
	(ข) วิเคราะห์โลหะด้วยเครื่องแกร์ไฟต์เฟอเนท อะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์.....	33
รูปที่ 16	(ก) แสดงการเตรียมชิ้นตัวอย่างเพื่อวิเคราะห์โลหะบนพื้นผิว.....	35
	(ข) แสดงกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์.....	35
รูปที่ 17	แสดงโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัวในการใช้หัวเจาะครั้งต่างๆ.....	38
รูปที่ 18	แสดงนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัวในการใช้หัวเจาะครั้งต่างๆ.....	39

รูปที่ 19	แสดงสเปคตรัมที่เกิดจากการวิเคราะห์โลหะบริเวณพื้นผิวหัวเจาะเทปเปอร์ทีปดริว...42
รูปที่ 20	แสดงสเปคตรัมที่เกิดจากการวิเคราะห์โลหะบริเวณพื้นผิวหัวเจาะเทปเปอร์ดริว.....43
รูปที่ 21	แสดงสเปคตรัมที่เกิดจากการวิเคราะห์โลหะบริเวณพื้นผิวหัวเจาะรีมเมอร์ที่ผลิต ขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์.....43
รูปที่ 22	แสดงลักษณะพื้นผิวก่อนทำการเจาะกระดูกของหัวเจาะรากเทียม ทั้ง 3 ตัว กำลังขยาย 50 เท่า(รูปบน) และกำลังขยาย 500 เท่า (รูปล่าง).....44
รูปที่ 23	แสดงลักษณะพื้นผิวภายหลังการเจาะครั้งที่ 10(รูปบน) และครั้งที่ 20(รูปล่าง)ของ หัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัว กำลังขยาย 500 เท่า45



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 1

บทนำ

1.1. ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันทันตกรรมรากเทียมได้ก้าวเข้ามามีบทบาทสำคัญและได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวางในการทดแทนฟันที่หายไปของผู้ป่วย เนื่องจากอัตราความสำเร็จของการรักษาด้วยทันตกรรมรากเทียมอยู่ในระดับสูง โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อเลือกใช้ในผู้ป่วยที่มีความเหมาะสม การใช้รากฟันเทียมในการทดแทนฟันที่หายไป 1 ซี่ ในงานฟันปลอมติดแน่น สามารถทำให้ผู้ป่วยไม่ต้องกรอฟันข้างเคียง (Lindhe, Karring และ Lang, 1997 อ้างถึงใน ชนวุฒิ อัครนันท์, 2548) นอกจากนี้การใช้รากฟันเทียมร่วมกับงานใส่ฟันชนิดถอดได้ จะทำให้ฟันปลอมมีเสถียรภาพดีขึ้น และเพิ่มความมั่นใจกับผู้ป่วย (Goodacre, Kan และ Runcharassaeng, 1999) แต่เนื่องจากอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการฝังรากฟันเทียมรวมถึงตัวรากฟันเทียมล้วนต้องนำเข้าจากต่างประเทศ จึงทำให้การใช้รากฟันเทียมในประเทศไทยยังจำกัดการใช้ในผู้ป่วยเพียงบางกลุ่ม เนื่องจาก มีค่าใช้จ่ายที่สูง เมื่อเทียบกับการใส่ฟันปลอมชนิดอื่น ดังนั้นการผลิตชิ้นส่วนเครื่องมือที่ใช้ในกระบวนการเจาะกระดูกเพื่อฝังรากฟันเทียมรวมถึงตัวรากเทียมเอง ซึ่งออกแบบและผลิตโดยคนไทยและมีประสิทธิภาพตามมาตรฐานที่กำหนด โดยไม่ก่อให้เกิดอันตรายกับร่างกาย จึงน่าจะเป็นอีกทางเลือกหนึ่ง ที่ทำให้ผู้ป่วยสามารถใช้รากเทียมเพื่อการบูรณะฟันได้มากขึ้น เนื่องจากเป็นการทดแทนอุปกรณ์เครื่องมือบางส่วนที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ

ในปี 1985 Branemark และคณะ ได้ค้นพบการยึดระหว่างกระดูกและไททานเนียมออกไซด์ ที่เรียกว่า การเชื่อมต่อกระดูก (Osseointegration) บริเวณผิววัสดุที่สัมผัสกับกระดูก (Bone-implant interface) ซึ่งการเชื่อมต่อกระดูกในทางคลินิกนั้น หมายถึง การยึดติดของรากฟันเทียมกับกระดูกโดยตรง โดยไม่มีเนื้อเยื่อใดคั่น ซึ่งทำให้เกิดเสถียรภาพของรากฟันเทียมในกระดูก (Bruser และคณะ, 1991) การพัฒนาปรับปรุงบริเวณผิววัสดุที่สัมผัสกับกระดูกเป็นสิ่งที่ซับซ้อน เนื่องจากมีหลายปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการยึดติดของรากฟันเทียมต่อกระดูก ไม่เพียงแต่ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับตัววัสดุ รูปร่าง พื้นผิว องค์ประกอบทางเคมีของหัวเจาะและตัวรากฟันเทียมแล้ว แต่ยังรวมถึงกระบวนการทางสัลยกรรมที่ดี การรับแรงของรากฟันเทียมที่ฝัง และปัจจัยแปรผันของคนที่ใช้ เช่น คุณภาพและปริมาณของกระดูก ซึ่งล้วนมีผลต่อการยึดติดของรากฟันเทียมต่อกระดูกทั้งสิ้น

ความสำเร็จของรากฟันเทียม ส่วนหนึ่งขึ้นกับความสามารถในการหายของแผลที่สมบูรณและเป็นปกติ (Albrektsson และ คณะ, 1981) หัวเจาะเป็นอุปกรณ์หนึ่งที่มีส่วนสำคัญในกระบวนการ

ฝังรากเทียมและมีส่วนในการหายของแผล ในปัจจุบันหัวเจาะถูกออกแบบให้มีความหลากหลายมากขึ้น เนื่องจากต้องการปรับปรุงรูปร่าง วัสดุ พื้นผิว และองค์ประกอบทางเคมี เพื่อให้เกิดผลดีกับเนื้อเยื่อบริเวณที่สัมผัส นำไปสู่การหายของแผลที่รวดเร็วและเป็นปกติ (Puleo และ Nanci, 1999) แต่เนื่องจากหัวเจาะรากเทียม มีองค์ประกอบหลัก คือ โลหะ ซึ่ง Schaffer และคณะ (1999) ได้กล่าวว่า อุปกรณ์และเครื่องมือทางการแพทย์ที่เป็นโลหะสามารถทำให้เกิดการตกค้างของโลหะในเนื้อเยื่อได้หลายทาง (Schaffer และ คณะ, 1999) เช่น จากการสึก (wear) ,การกัดกร่อนของวัสดุ (corrosion) และจากปัจจัยเชิงกล (mechanic factor) ต่างๆ เช่น ความล้าของวัสดุ (fatigue) , ความเครียด (stress), แรงกระแทก (impact)

ปัจจุบันการใช้หัวเจาะรากเทียมในการเจาะกระดูกนั้น ทันตแพทย์จำเป็นต้องใช้หัวเจาะรากเทียมจากบริษัทรากเทียมที่ผ่านการใช้งานมาแล้วหลายครั้ง เนื่องด้วยข้อจำกัดของราคาของหัวเจาะที่มีราคาที่สูงและขนาดของรากเทียมที่มีความแตกต่างในการเลือกใช้ในผู้ป่วยซึ่งมีความจำเพาะกับขนาดของหัวเจาะ ดังนั้นการตกค้างของโลหะในกระดูกซึ่งเกิดจากการสึกของหัวเจาะจากการใช้หัวเจาะซ้ำๆ ของหัวเจาะรากเทียม จึงเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นได้. Monteit, Zaharias และ Keller (1993); Lacy และ Lucas (1996) ได้กล่าวว่า สิ่งที่ควรพิจารณาในงานวิจัยที่เกี่ยวกับการฝังรากเทียมในสัตว์ทดลอง คือ การจำกัดปริมาณของไอออนและอนุภาคแปลกปลอมที่กระทำต่อเซลล์ จากการศึกษาของ Granchi และคณะ (2005) พบว่าอนุภาคของสารต่างๆที่ตกค้างนำไปสู่การตอบสนองของเซลล์ต่างๆที่เปลี่ยนแปลงไปในบริเวณกระดูกรอบรากเทียมซึ่งมีผลให้กระบวนการหายของแผลไม่สมบูรณ์ มีหลายการศึกษาที่ศึกษาความเป็นพิษที่เกิดขึ้นกับเซลล์ (cytotoxicity) โดยการเพาะเลี้ยงเซลล์สร้างกระดูก ร่วมกับสารละลายโลหะ จากการทดลองของ Ning และคณะ(2002) พบว่า โครเมียมเป็นโลหะที่ทำให้เกิดพิษหรือเกิดสิ่งที่ไม่พึงปรารถนาต่อเซลล์สร้างกระดูกในการสร้างโปรตีนและการสร้างสารแมคโคโมเลกุล(macromolecular synthesis) การทดลองของ Morais และคณะ (1998a,b) พบว่านิกเกิลและโครเมียมมีผลทำให้การสร้างแคลเซียมและฟอสฟอรัสในกระบวนการสะสมแร่ธาตุในกระดูกน้อยลง

ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีจุดประสงค์เพื่อศึกษาการตกค้างของโลหะโครเมียมและนิกเกิลจากหัวเจาะรากเทียมที่อาจตกค้างในกระดูกได้ ภายหลังจากใช้หัวเจาะที่ถูกใช้งานมาแล้วซ้ำๆ การวิจัยนี้อาจเป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับการปรับปรุงและพัฒนากระบวนการหัวเจาะรากฟันเทียมในอนาคต และเป็นประโยชน์ในการศึกษาต่อเพื่อป้องกันพยาธิสภาพที่อาจเกิดขึ้นได้ในกระดูก

1.2. คำถามการวิจัย

- 1) มีการตกค้างของโคโรเนียมและนิกเกิลจากหัวเจาะในกระดุกหรือไม่
- 2) ภายหลังจากการเจาะกระดุกด้วยหัวเจาะรอกเทียมที่ใช้ครั้งที่1 ครั้งที่10 และครั้งที่20 มีความแตกต่างของปริมาณโคโรเนียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะหรือไม่

1.3. วัตถุประสงค์การวิจัย

เพื่อศึกษาการตกค้างของโคโรเนียมและนิกเกิลจากหัวเจาะรอกเทียมที่อาจตกค้างในกระดุกภายหลังจากใช้หัวเจาะครั้งที่1 ครั้งที่10 และครั้งที่20

1.4. สมมติฐานการวิจัย

H_0 = ปริมาณโคโรเนียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในกระดุกเมื่อทำการเจาะกระดุกด้วยหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่1 ครั้งที่10 และครั้งที่20 ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีระดับนัยสำคัญที่ระดับความเชื่อมั่น 95%

H_a = ปริมาณโคโรเนียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในกระดุกเมื่อทำการเจาะกระดุกด้วยหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่1 ครั้งที่10 และครั้งที่20 มีความแตกต่างกันอย่างมีระดับนัยสำคัญที่ระดับความเชื่อมั่น 95%

1.5. ขอบเขตวิจัย

- 1) เป็นการศึกษาเฉพาะการตกค้างของโลหะโคโรเนียมและนิกเกิลในกระดุก เนื่องจากเป็นโลหะที่เป็นองค์ประกอบของหัวเจาะ และมีการศึกษาพบว่าโลหะทั้งสองมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเซลล์สร้างกระดุก
- 2) ศึกษาเฉพาะการเจาะจากหัวเจาะรอกเทียม 3 หัวเจาะ คือ เทปเปอร์ทีปดริว (Drill with Tip Tapered) เส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร , เทปเปอร์ดริว เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นหัวเจาะของบริษัทรีเพลสซีเลค (Replace^R Select Tapered; Nobel Biocare) และหัวเจาะริมเมอร์ เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.7 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นหัวเจาะที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรอกเทียมและอุปกรณ์

- 3) การตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลที่เกิดจากหัวเจาะ เป็นผลรวมของการตกค้างของโลหะภายหลังการเจาะด้วยหัวเจาะ ทั้ง 3 ตัว ที่เจาะกระดูกเล็ก 10 มิลลิเมตร

1.6. ข้อตกลงเบื้องต้น

- 1) กระดูกชิ้นงานทดสอบใช้กระดูกบริเวณขากรรไกรวัวอายุ 2 ปี ในตำแหน่งกระดูกหลังต่อฟันกรามซี่สุดท้าย การใช้กระดูกขากรรไกรวัว (fresh bovine mandibular bone) เนื่องจากกระดูกขากรรไกรวัวมีความหนาแน่นของกระดูกและความสัมพันธ์ระหว่างกระดูกทึบ (cortical bone) และกระดูกโปร่ง (cancellous bone) ใกล้เคียงกับกระดูกขากรรไกรล่างของคน (Benington และ คณะ, 1996 ; Krause และ คณะ 1982; Margel-Robertson และ Smith, 1978)
- 2) เนื่องจากในการทดลองต้องการศึกษาและเปรียบเทียบการตกค้างของโลหะจากหัวเจาะที่ผ่านการใช้งานในจำนวนครั้งที่ต่างกัน ซึ่งการหาค่าการตกค้างของโลหะในกระดูกนั้น จำเป็นต้องผ่านกระบวนการย่อยกระดูกด้วยกรดให้เป็นสารละลาย ดังนั้นกระดูกที่ผ่านการเจาะแล้วจะไม่สามารถนำกระดูกกลับมาเจาะได้ใหม่ ดังนั้นเพื่อให้มีความความแปรปรวนเกิดขึ้นน้อยที่สุดในการวัดค่าโลหะในกระดูก กระดูกที่ถูกเจาะในแต่ละชิ้นจากการเจาะที่ต่างครั้งกัน จะใช้ชิ้นกระดูกที่ตัดจากบริเวณส่วนของกระดูกขากรรไกรบริเวณที่ใกล้เคียงกันมากที่สุดซึ่งมีการทดสอบนำร่องแล้วพบว่า ไม่มีความแตกต่างของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในชิ้นกระดูกวัวแต่ละชิ้น ที่ถูกตัดมาจากบริเวณที่ใกล้เคียงกัน ภายในวัวตัวเดียวกัน (รายละเอียด แสดงในส่วนอภิปรายวัสดุอุปกรณ์และการทดลอง บทที่ 5 ในหัวข้อย่อย เรื่อง ชิ้นกระดูก)
- 3) เครื่องเจาะกระดูกกำหนดให้มีความเร็วรอบ 1,500 รอบต่อนาที และมีส่วนหัวเจาะยึดตั้งฉากกับชิ้นงาน การเจาะเป็นการให้แรงลักษณะแบบต่อเนื่อง (continuous force) โดยมีผลรวมของน้ำหนักที่กดลงบริเวณหัวเจาะ 2,000 กรัม

1.7. ข้อจำกัดของการวิจัย

- 1) การวิจัยนี้ เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ อาจไม่สามารถจำลองคุณลักษณะที่มีความแตกต่างกันในแต่ละทิศทาง (anisotropy) ของกระดูกทึบและกระดูกโปร่งในวัวได้เหมือนจริงกับในขากรรไกรคน

- 2) ในการเปรียบเทียบปริมาณโครเมียมและนิกเกิลจากหัวเจาะที่ตกค้างในกระดูก จากการใช้หัวเจาะซ้ำๆ นั้น เนื่องจากปริมาณของโลหะที่ตกค้างจากการเจาะซ้ำอาจน้อยมาก และด้วยเทคนิคการวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่มีราคาค่อนข้างสูง จึงวัดปริมาณการตกค้างของโลหะเมื่อทำการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 เท่านั้น

1.8. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) ทราบถึงการตกค้างของโลหะโครเมียมและนิกเกิลจากหัวเจาะ ที่อาจเกิดขึ้นในกระดูก ภายหลังจากการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรอกเทียม และจากการใช้หัวเจาะซ้ำๆ
- 2) เป็นแนวทางในการพิจารณาและปรับปรุงการการผลิตหัวเจาะรอกเทียม
- 3) เป็นแนวทางในการศึกษาต่อสำหรับการใช้หัวเจาะรอกเทียมที่ผลิตขึ้นโดยคนไทยในการใช้กับการทดลองในมนุษย์และติดตามผลในระยะยาว
- 4) เป็นแนวทางในการใช้ข้อมูลในงานวิจัยนี้เป็นพื้นฐานสำหรับประยุกต์ใช้ในการวิจัยอื่นต่อไป

1.9. คำสำคัญ

- | | |
|---------------------------|---|
| 1) Metal residues | ส่วนที่เหลือ ส่วนที่ตกค้าง ในที่นี้หมายถึงธาตุโลหะที่อาจตกค้างฝังในกระดูกภายหลังจากการใช้หัวเจาะรอกเทียม |
| 2) Implant drills | หัวเจาะที่ใช้ในการเตรียมกระดูกเพื่อฝังรอกเทียม |
| 3) Part per billion (ppb) | หน่วยความเข้มข้นของสาร หมายถึง จำนวนส่วนของสารในพันล้านส่วนของสารละลาย ใช้เป็นหน่วยความเข้มข้นของสารที่มีปริมาณน้อยมากหรือมีการเจือจางมาก |

2.0. รูปแบบการวิจัย

การวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (Laboratory experimental research)

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

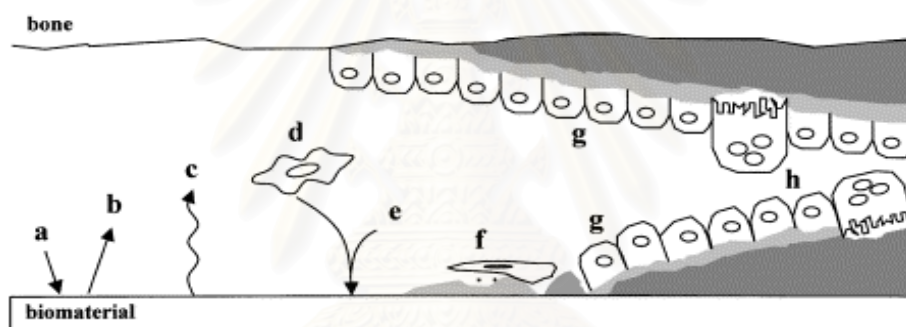
การเกิดการเชื่อมต่อกระดูก (Osseointegration) หมายถึง การยึดติดของรากฟันเทียมกับกระดูกโดยตรงโดยไม่มีเนื้อเยื่อใดคั่น และสามารถทนต่อแรงบดเคี้ยวได้ (Branemark, Zarb, Albrektsson, 1985) ในกระบวนการทางสรีรกรรมในการกรอเตรียมกระดูกเพื่อรองรับรากฟันเทียมนั้นพบว่า การบาดเจ็บของเนื้อเยื่อบริเวณที่ทำการกรอเจาะรูรากฟันเทียม จะยับยั้งการตอบสนองและการสร้างขึ้นมาใหม่ของกระดูก (regeneration) และทำให้กระบวนการยึดติดของรากฟันเทียมและกระดูกนั้นเกิดช้าลง เป็นผลให้เกิดการขยับและโยก ไม่เกิดเสถียรภาพของรากฟันเทียม (Eriksson และ Albrektsson, 1984 ; Eriksson, Albrektsson, Gran และ McQueen, 1982; Iyer และ Weiss, 1997) เมื่อมีเจาะกระดูกเกิดขึ้นร่างกายจะตอบสนองโดยการสร้างกระบวนการอักเสบ (process of inflammation) ขึ้นก่อนแล้วตามด้วยกระบวนการซ่อมแซม (repairative process) ในกระบวนการหายของกระดูกและเกิดกระบวนการสร้างของกระดูกใหม่เกิดขึ้น (remodeling process) ซึ่งแต่ละกระบวนการที่เกิดขึ้นจะเกิดคาบเกี่ยวกันระหว่างกระบวนการ จนในที่สุดกระดูกส่วนที่หายไปมีกระดูกกลับมาเชื่อมกันอีกครั้ง การตอบสนองของร่างกายต่อสิ่งๆที่เข้ามาสัมผัสกับกระดูกเป็นสิ่งที่มีความสำคัญในกระบวนการหายและซ่อมแซมของกระดูก (ไพรัช ประสงค์จีน, 2541)

2.1 ความสำคัญของบริเวณผิวสัมผัสของกระดูกและรากฟันเทียม (Bone-Implant interface)

เมื่อมีการฝังรากฟันเทียม การตอบสนองของร่างกายต่อรากฟันเทียมที่ใส่ในกระดูกนั้นเกี่ยวข้องกับเซลล์ และแมทริกซ์สารต่างๆที่อยู่รอบเซลล์ โดยร่างกายจะมีการสร้างกระดูกขึ้นมาให้แนบสนิทกับวัสดุสาร(biomaterials) นั่นคือ ช่องว่าง (gaps) ระหว่างกระดูกและรากฟันเทียมจะต้องถูกเติมให้เต็ม รวมถึงกระดูกที่ถูกทำลายจากการเจาะเพื่อฝังรากฟันเทียมจะต้องได้รับการซ่อมแซมจากเซลล์ต่างๆของร่างกาย ดังนั้นผิวสัมผัสระหว่างกระดูกและรากฟันเทียม (bone-implant interface) จึงเป็นสิ่งที่ควรให้ความสำคัญ เนื่องจากบริเวณนี้เกี่ยวข้องกับการตอบสนองของวัสดุสารที่สัมผัสกับกระดูก (Material response) และเกี่ยวข้องกับการตอบสนองของร่างกายที่มีต่อวัสดุสาร (Host response) ซึ่งล้วนมีผลต่อกระบวนการเกิดการยึดติดของกระดูกและรากฟันเทียม (Puleo และ Nancib, 1999)

2.2 การตอบสนองของวัสดุ (Material response) และร่างกาย (Host response) ต่อบริเวณ ผิวสัมผัสของรากเทียมและกระดูก

การตอบสนองของร่างกายและกระดูกจะเกิดขึ้นในทันที เมื่อมีการฝังส่วนของโลหะเข้าไปในกระดูก นั่นคือ ผิวรากเทียมจะสัมผัสกับโปรตีนและดูดซับโปรตีนที่มาจากเลือดและของเหลวในร่างกายบริเวณแผลที่ผ่าตัดและดูดซับโปรตีนจากบริเวณรอบๆ ผิวรากเทียม ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของบริเวณผิวสัมผัสและเกิดการปล่อยสารหรือไอออนของโลหะออกมา ขึ้นอยู่กับความเสถียรของการเกิดออกไซด์ นอกจากนี้ยังทำให้ร่างกายเกิดการสร้างเซลล์ในขบวนการอักเสบและเซลล์เนื้อเยื่อยึดต่อเข้ามาบริเวณผิวรากเทียมรวมถึงมีการปล่อยสารแมทริกซ์ ซึ่งเชื่อว่ามีบทบาทในการเกิดการยึดติดของเซลล์ (cell adhesion) และการตกตะกอนของผลึกแร่ธาตุ (Puleo and Nancib, cited in Gorski, 1998; ; Dodek, 1992; Butler and Ritchie, 1995) (รูปที่ 1)



(ที่มา : Puleo และ Nancib, Understanding and controlling the bone-implant ,Biomaterials 20,1999)

รูปที่ 1 แสดงภาพผิวสัมผัสของรากเทียมและกระดูก (biomaterial and bone)

- (a) โปรตีนจากเลือดและของเหลวในร่างกายถูกดูดซับบริเวณผิวรากเทียม
- (b) โปรตีนถูกคายออก (desorption)
- (c) มีการเปลี่ยนแปลงบริเวณผิวหน้าของผิววัสดุ และมีการปล่อยวัสดุสาร
- (d) มีการเคลื่อนตัวของ เซลล์ที่เกี่ยวข้องกับการอักเสบและเซลล์เนื้อเยื่อยึดต่อ
- (e) เมื่อเจอบริเวณเป้าหมายจะมีการปล่อยแมทริกซ์โปรตีน
- (f,g) เกิดการสร้างลามินา ไลมิแทน และเกิดการยึดติดของเซลล์กระดูกบริเวณผิวรากเทียมและกระดูก
- (h) เกิดการสร้างกระดูก

กระบวนการหายของกระดูกบริเวณรอกเทียมประกอบด้วย (Raghavendra และคณะ, 2005)

1. ออสทีโอคอนดักชัน (Osteoconduction) คือ การเคลื่อนย้ายของเซลล์สร้างกระดูกที่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเพื่อทำหน้าที่เฉพาะ (differentiation) ไปยังบริเวณบาดแผล
2. กระบวนการสร้างกระดูกใหม่ (De novo bone formation) เซลล์สร้างกระดูกจะมีการผลิตและสร้างสารเมทริกซ์ (matrix) ออสทีโอไซด์ (osteoid) และสร้างสารเจริญเติบโต (growth factor) ในกระบวนการสร้างกระดูกใหม่
3. การสลายกระดูกเก่าและสร้างกระดูกใหม่ (Bone remodeling) กระบวนการที่กระดูกจะมีการสร้างกระดูกและการละลายกระดูกต่อเนื่องกันไป เพื่อให้ได้กระดูกที่มีความแข็งแรงเกิดขึ้น

องค์ประกอบของแร่ธาตุหลักในกระดูก ประกอบด้วยแร่ธาตุหลักที่อยู่ในรูปผลึกไฮดรอกซีอะพาทาइट $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ซึ่งปริมาณผลึกมีความแตกต่างกันในชนิดและตำแหน่งของกระดูก องค์ประกอบของกระดูกยังประกอบด้วยธาตุอื่นๆ ได้แก่ ฟลูออไรด์ โบแทสเซียม แมกนีเซียม สตรอนเทียม เรเดียม ซีเซียม ปริมาณของธาตุเหล่านี้ที่มีจำนวนเล็กน้อยในร่างกาย (trace elements) มีส่วนสำคัญในระบบเอนไซม์ที่แตกต่างกันซึ่งเกี่ยวข้องกับเซลล์กระดูก (Janet, 1970) แม้ว่าโลหะในปริมาณที่เล็กน้อยบางตัว (trace metals) จะเป็นสิ่งจำเป็นต่อร่างกาย (essential elements) แต่โลหะบางตัว (non-essential elements) ก็สามารถทำให้เกิดพิษได้ (Friberg และคณะ, 1979) ในการศึกษาทางห้องปฏิบัติการพบว่าไอออนของโลหะในระดับที่ต่ำกว่าระดับถึงตาย (sublethal dose) สามารถทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของเซลล์กระดูกเกิดการเปลี่ยนแปลงการทำหน้าที่ของออสทีโอคลาส และออสทีโอไซด์ ไปในลักษณะที่ไม่เหมือนเดิม (Thompson และ Puleo, 1995; Thompson และ Puleo, 1996; Nichols และ Puleo, 1997)

2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตอบสนองของวัสดุสาร (Material response) ที่เป็นผลจากโลหะที่ตกค้างจากการสึกกร่อน (wear debris) บริเวณรอกเทียมและการตอบสนองของร่างกาย (Host response)

หนึ่งในปัจจัยที่มีความสำคัญและเป็นตัวกำหนดความสามารถของกระดูกในการยึดกับรอกเทียม คือ การตอบสนองของกระดูกต่อไซโตไคน์ต่างๆในระหว่างขบวนการหายของแผล (Roberts และ Garette, 1999) ในช่วงยุคสมัยแรกของการใช้รอกเทียมที่ทำจากโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมออสเทนไนต์ ซึ่งเป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมมากที่สุด เนื่องจาก มีราคาถูก ง่ายต่อการขึ้นรูป และต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดีพอสมควร (Jacobs, Gilbert และ Urban, 1998) แต่อย่างไรก็ตาม

ในระยะหลัง เหล็กกล้าไร้สนิมออสเทนไตต์มักมีการใช้น้อยลงเนื่องจาก มีผลวิจัยพบว่าเมื่อใช้รากเทียมที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมออสเทนไตต์ในระยะยาว มีผลต่อระบบชีววิทยาที่รุนแรงเนื่องจากผลลัพธ์ที่เกิดจากการกัดกร่อนของโลหะ ได้แก่ เหล็ก โครเมียม นิกเกิล โมลิบดีนัม และอีกหลายธาตุ สามารถสะสมในเนื้อเยื่อรอบๆรากเทียม (Lei และ Zhu, 2001)

ในการทดลองในห้องปฏิบัติการได้แสดงให้เห็นว่า ไอออนของโลหะที่เป็นผลจากการกัดกร่อนของเหล็กกล้าไร้สนิมออสเทนไตต์ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อการยึดจับติดระหว่างเซลล์เม็ดเลือดขาวลิมโฟไซต์และผิวหน้าแอนติเจน รวมถึงยับยั้งการตอบสนองของระบบภูมิคุ้มกันของร่างกาย Goodmanและคณะ(2006) ได้อธิบายผลของอนุภาคของโลหะที่ตกค้างในกระดูกว่า ทำให้เกิดปฏิกิริยาการอักเสบที่รุนแรงในเนื้อเยื่อบริเวณที่โลหะตกค้างและทำให้เกิดการหลั่งสารไซโตไคน์(cytokines)และสารสื่อกลางต่างๆ(mediators) ที่กระตุ้นการทำงานของเซลล์ละลายกระดูก(osteoclast) ทำให้เกิดการละลายกระดูก และยับยั้งกระบวนการแบ่งตัวของเซลล์สร้างกระดูก การศึกษาของ Savarino(1999); Vermesและคณะ(2000) พบว่าอนุภาค(particle)ที่ตกค้างจากการสึก(wear debris)จะกระตุ้นการทำหน้าที่ของแมคโคฟาจและโมโนไซต์. โดยพบว่าอนุภาคที่ตกค้างจากการสึกเป็นเป้าหมายหลักของแมคโคฟาจและออสทีโอคลาสพรีเคอร์เซลล์(osteoclast precursor cells)โดยทำให้เกิดการหลั่งสารอักเสบ และทำให้การทำหน้าที่ของออสทีโอคลาสเกิดการเปลี่ยนแปลงไปส่งผลให้เกิดการละลายของกระดูกที่ผิดปกติเกิดขึ้น อนุภาคของสารที่ตกค้างจะทำให้แมคโคฟาจและโมโนไซต์มีการหลั่งสารตัวกลาง (mediators) ที่ทำให้เกิดการละลายกระดูกเกิดขึ้น (Jiranek และคณะ, 1993; Glant และคณะ, 1996; Shanbhag และคณะ, 1995) และทำให้ออสทีโอคลาสยับยั้งการสร้างคอลลาเจนไทป์วันทำให้การสร้างกระดูกมีน้อยลง (Yao และคณะ, 1997; Vermes, 2000) Zhi Lin Sun และคณะ(1997) ได้ศึกษาผลของโลหะต่อกระบวนการเมทาบอลิซึมและการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเพื่อทำหน้าที่ของเซลล์สร้างกระดูก พบว่าปริมาณโลหะในระดับที่มีความเข้มข้นต่ำๆ(subtoxic concentration) สามารถทำให้เซลล์สร้างกระดูกมีพฤติกรรมที่เปลี่ยนแปลงไป จากการทดลองของ Ning และคณะ(2002) พบว่า โครเมียม ไอออน (Cr III ,Cr VI) ที่ความเข้มข้น 0.5 ไมโครโมลาร์ เมื่อทำการเลี้ยงเซลล์ร่วมกับเซลล์สร้างกระดูกของหนู พบว่า ทำให้การเพิ่มจำนวนของเซลล์สร้างกระดูกและกระบวนการสร้างคอลลาเจนน้อยลง โดยเฉพาะอย่างยิ่งการสังเคราะห์โปรตีนภายในเซลล์ที่ถูกยับยั้งเมื่อเซลล์มีการสัมผัสกับโครเมียมไอออน ในการทดลองของ Fernandes และCosta(2000) ซึ่งศึกษาโดยการเพาะเลี้ยงเซลล์สร้างกระดูกร่วมกับสารละลายเหล็กกล้าไร้สนิม เป็นเวลา 28 วัน โดยทำการศึกษาผลของเหล็กกล้าไร้สนิมต่อเซลล์สร้างกระดูกภายหลังการเลี้ยงเซลล์ 1 , 2 , 3 และ 4 สัปดาห์ จากผลการศึกษาทางชีวเคมี(biochemical assay) โดยศึกษาความมีชีวิตของเซลล์(viability),การเพิ่ม

จำนวนเซลล์ (proliferation) และการตรวจทางเคมีของเซลล์และเนื้อเยื่อ (histochemical assay) พบว่าสารละลายเหล็กกล้าไร้สนิมที่ความเข้มข้น 0.5% และ 1% เมื่อทำการเพาะเลี้ยงเซลล์สร้างกระดูก เป็นเวลา 1 และ 2 อาทิตย์แรก แสดงการเปลี่ยนแปลงของค่าทางชีวเคมีที่เป็นอันตรายกับเซลล์สร้างกระดูกที่แตกต่างจากกลุ่มควบคุมอย่างเห็นได้ชัด และแสดงความล้มเหลวในการสร้างแคลเซียมและฟอสเฟตเมื่อเลี้ยงเซลล์เป็นเวลา 28 วัน นอกจากนี้ยังมีหลายการศึกษาที่กล่าวถึงโลหะที่ตกค้างจากการสึกหรือการกัดกร่อนนั้นเป็นสิ่งที่ทำให้เกิดพิษต่อเซลล์ออสทีโอเจนิคหรือเซลล์สร้างกระดูก ซึ่งมีผลต่อการแบ่งเซลล์ (proliferation) และการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเพื่อทำหน้าที่เฉพาะ (differentiation) โดยผลิตภัณฑ์ที่เกิดจากการกัดกร่อนของโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมในระดับที่มากเกินความเข้มข้นที่จำกัดของร่างกาย สามารถมีผลต่อการรบกวนพฤติกรรมที่ปกติของเซลล์ออสติโอบลาสต์ในไขกระดูก (Morais, Sousa และ Fernandes, 1998a, 1998b; Fernandes, 1999; Fernandes and Costa, 2000)

2.4 พิษวิทยาของสารในร่างกาย

ความหมายของพิษวิทยา (Toxicology) หมายถึง "การศึกษาผลของสารพิษที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยาและสรีรวิทยาของสิ่งมีชีวิต" ความสำคัญของพิษวิทยานั้นมีประโยชน์อย่างยิ่งต่อการพัฒนาด้านวิชาการ และเป็นประโยชน์ในการพัฒนาวัสดุหรือสารต่างๆ ให้มีความปลอดภัยมากขึ้น โดยเฉพาะเมื่อมีการทดสอบในสัตว์ทดลองชนิดต่างๆ ซึ่งอยู่ในสภาวะที่คล้ายคลึงกับการที่คนได้รับสารพิษชนิดนั้นเข้าไป หรือเมื่อศึกษาต่อไปในการเกิดพิษระดับโมเลกุล

แม้ว่าปริมาณสารพิษที่ร่างกายได้รับจากโลหะที่ตกค้างจะไม่ได้ทำให้เกิดการตอบสนองต่อการเกิดพิษในระดับนี้การเกิดพิษถึงตาย (Lethal dose 50, LD50) หรือแม้แต่การเกิดพิษทั่วร่างกาย (systemic Toxicity) จากการดูดซึมเอาสารพิษเข้าสู่กระแสเลือด แต่การเกิดพิษเฉพาะที่เป็นสิ่งที่จะเกิดขึ้นได้บริเวณตำแหน่งที่สารพิษสัมผัสกับส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย (นรานันท์ และคณะ, 2534) แม้ว่าธาตุหรือไอออนโลหะที่ถูกปล่อยออกมาบริเวณรอบรากเทียมจะอยู่ในระดับต่ำ แต่ก็อาจส่งผลกระทบต่อกระดูกสันหลังในกระดูก ซึ่งยังไม่เป็นที่เข้าใจดีในปัจจุบัน (Craig, Powery and Wataha, 2001) มาตรฐานของผลิตภัณฑ์ที่ได้รับการยอมรับตามมาตรฐานขององค์การระหว่างประเทศ (International Organization for Standardization :ISO 10993-15) ในเรื่อง การประเมินลักษณะทางชีวภาพของเครื่องมือทางการแพทย์และผลิตภัณฑ์ที่เกิดจากการสลายตัวของโลหะได้กล่าวว่า การประเมินผลของการสลายตัวของเครื่องมือหรือวัสดุทางการแพทย์ที่เป็นโลหะเป็นสิ่งที่จะต้องให้ความสำคัญ เนื่องจากวัสดุโลหะมักมีการสลายตัวเมื่อสัมผัสกับระบบชีววิทยาและผลจากการสลายตัวที่แตกต่างกันอาจทำให้เกิดปฏิกิริยาต่อระบบชีววิทยา

ของร่างกายได้อย่างหลากหลาย ดังนั้นการบ่งชี้ถึงปริมาณของผลิตภัณฑ์ที่เกิดจากการสลายตัวได้นั้นเป็นสิ่งที่มีความสำคัญ ในการบ่งชี้ปริมาณของผลิตภัณฑ์ที่ตกค้างหรือสลายตัวจากเครื่องมือทางการแพทย์ที่ฝังมีต่อระบบชีววิทยา แต่ในมาตรฐานดังกล่าวไม่ได้มีการบ่งชี้ถึงระดับสารที่เกิดจากการสลายตัวของโลหะหรืออัลลอยที่ตกค้างหรือสลายตัวที่มาตรฐานจะยอมรับได้ แม้ว่าร่างกายจะสามารถยอมรับส่วนของอัลลอยโลหะในปริมาณที่ไม่มากได้ แต่ถ้าผลรวมของโลหะที่มากขึ้นอาจส่งผลให้ร่างกายเกิดการปฏิเสธและแสดงออกในรูปแบบต่างๆได้ การสะสมของไอออนโลหะที่มากเกินไปจะนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงของอวัยวะเนื่องจากโรค (metallix) และทำให้เกิดการตอบสนองของปฏิกิริยาภูมิคุ้มกัน (phagocytosis) และส่งผลร้ายต่อเซลล์ (cytotoxicity) (William and O'Brien, 2002)

Robert, Goyer และ Thomas (2002) ได้กล่าวว่าความเป็นพิษของโลหะที่แสดงในร่างกายมักเกิดขึ้นเมื่อเมตตาบอลิซึมของโลหะที่เป็นพิษมีความคล้ายคลึงกับธาตุที่จำเป็นต่อร่างกาย. Michel (1987) ได้อธิบายความสำคัญของสารที่ตกค้างปริมาณไม่มาก (trace element) ว่ามีผลกระทบกับร่างกายในแง่ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย (biocompatibility) โลหะที่ตกค้างส่วนน้อยอาจเป็นสิ่งจำเป็นหรือทำให้เกิดความเป็นพิษต่อร่างกายก็ได้ การได้รับโลหะที่น้อยหรือมากเกินไป สามารถส่งผลให้เกิดสภาวะความเป็นพิษ (toxicity), การเปลี่ยนแปลงลักษณะของยีนไปในทางที่ไม่ดี (oncogenic, mutagenic) ดังนั้นผลจากภาวะไวต่อโลหะที่กระตุ้นต่อร่างกาย (hypersensitivity effect) จึงเป็นสิ่งที่ต้องพิจารณาเนื่องจากพบว่า มีธาตุอย่างน้อย 10 ธาตุ ซึ่งรวมทั้งธาตุโคบอลต์, โครเมียม, นิกเกิล, ตะกั่ว, ไททาเนียม ได้ถูกพิจารณาว่าเป็นสารสำคัญในการก่อมะเร็ง (chemical carcinogens). Michel (1987) กล่าวว่าในงานวิจัยข้างหน้า เมื่อมีการพัฒนาเทคนิคที่ทันสมัยของการวิเคราะห์ธาตุที่ปรากฏในเนื้อเยื่อ ควรมีการตรวจหาระดับของธาตุที่เป็นค่าปกติที่มีในเนื้อเยื่อร่างกายและปริมาณของธาตุที่จะศึกษาโดยเฉพาะการขยายผลในการศึกษาในสัตว์และมนุษย์ให้มากขึ้น

2.5 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการฝังรากเทียมในกระดูก

2.5.1 หัวเจาะ (implant drill bur)

ควรใช้หัวเจาะที่มีส่วนตัด (cutting edge) ที่คม การคงไว้ซึ่งความคมเป็นสิ่งจำเป็นในการใช้งาน หัวเจาะจะสูญเสียความคมภายใต้ผลของการตัด , แรงกด, การนำไปฆ่าเชื้อ และการเสียดสีของโลหะหรือวัสดุที่แข็งกับตัวหัวเจาะ การทำให้ส่วนปลายหัวเจาะบริเวณส่วนตัดมีความแข็งมากขึ้นจะเป็นการยืดอายุการใช้งานโลหะและลดการสึกที่หัวเจาะได้ (Palmer และ Floyd, 1999) การใช้หัวเจาะควรเลือกขนาดของหัวเจาะให้มีขนาดใกล้เคียงกับขนาดรากเทียมที่ทำการฝัง โดยดูจาก

ขนาดความกว้างและความหนาของกระดูกรวมถึงลักษณะกายวิภาคที่เกี่ยวข้อง ในตำแหน่งที่จะฝังรากเทียมจากฟิล์มเอ็กซเรย์ เมื่อเลือกขนาดของรากเทียมที่คิดว่าจะใช้ในการฝังได้แล้ว การเจาะกระดูกควรเลือกใช้หัวเจาะเป็นไปตามลำดับเส้นผ่าศูนย์กลางของหัวกรอเจาะที่บริษัทผู้ผลิตของแต่ละบริษัทได้สร้างเพื่อขยายส่วนของรูเจาะให้รองรับกับขนาดรากเทียม

2.5.2 อุณหภูมิบริเวณที่เตรียมกระดูก

ควรควบคุมอุณหภูมิในกระดูกไม่เกิน 47 องศาเซลเซียส เพื่อป้องกันการเกิดกระดูกตาย (necrosis) (Eriksson และ Albrektsson, 1983;1984 ; Palmer และ Floyd, 1999) อุณหภูมิที่สูงเกิน 47 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 นาที จะมีผลต่อกระบวนการสร้างใหม่ของเนื้อเยื่อ (regeneration) (Thompson, 1985)

ปัจจัยที่มีผลต่ออุณหภูมิความร้อนที่สูงขึ้นในกระดูก ได้แก่

- (ก) ความหนาแน่นของกระดูก (Yacker และ Klein, 1996)
- (ข) ลักษณะรูปร่าง รูปทรง(geometry) ของใบมีดตัดและร่องหัวเจาะ (Wiggin และ Malkin, 1976)
- (ค) ความคมของใบมีด
- (ง) ความเร็วรอบของเครื่องเจาะ
- (จ) แรงที่ใช้ในการกดหัวเจาะ ช่วงเวลาที่ใช้ในการตัด เช่น การตัดแบบกรอเจาะแบบต่อเนื่อง (continuous) หรือเป็นช่วง คือ มีการหยุดพักไม่ต่อเนื่อง (intermittent) (Eriksson และ Albrektsson, 1985; Agren และ Arwill, 1968)
- (ฉ) การมีน้ำฉีดลดอุณหภูมิในตำแหน่งบริเวณทำงาน (Lavelle และ Wedgwood, 1980)

การใช้ใบมีดตัดซ้ำๆ จะทำให้หัวตัดใบมีดมีการสึกมากขึ้น ซึ่งจะทำให้ประสิทธิภาพในการตัดลดลง นอกจากนี้การใช้ใบมีดตัดซ้ำๆยังทำให้เกิดความร้อนในกระดูกเพิ่มขึ้น เนื่องจากการเสียดสีระหว่างใบมีดและกระดูก (friction heat) โดยความร้อนที่เกิดขึ้นจะแปรผันตามความลึกในการเจาะกระดูก (Haider, Watzek และ Plenk, 1993). Jochum และ Reichart (2000) ได้ทำการทดลองโดยดูหัวเจาะด้วยกล้องกำลังขยายสูง พบว่าผลของการทำให้ปราศจากเชื้อโดยใช้เครื่องนี้ ไอ้ น้ำแรงดันสูง (autoclave) มีผลทำให้ความคมของหัวเจาะลดน้อยลงแต่ไม่ได้มีผลต่อการเพิ่มของอุณหภูมิในกระดูกอย่างมีนัยสำคัญ

2.5.3 การมีน้ำบริเวณที่กรอเตรียมกระดูก (Irrigation)

ในการเจาะกระดูก ควรมีน้ำฉีดบริเวณกระดูก เพื่อลดอุณหภูมิและกำจัดเศษติดค้างของกระดูกออกจากหัวเจาะ การฉีดน้ำบริเวณหัวเจาะ มี 2 แบบ คือ จากบริเวณภายนอกด้ามจับหัวกรอเจาะ (external irrigation) ซึ่งเป็นน้ำที่ฉีดออกจากทริปเปอร์โซลิ่งค์ และการฉีดน้ำจากบริเวณด้านใน (internal irrigation) ซึ่งเกิดจากท่อขนาดเล็กบริเวณด้านข้างของด้ามจับหัวกรอ ซึ่งได้ออกแบบมาเฉพาะกับการเจาะกระดูก

ในงานวิจัยพบว่า ในการเจาะกระดูกที่ระดับความลึก 15 มิลลิเมตร น้ำที่ฉีดจากทริปเปอร์โซลิ่งค์ (external irrigation) เพียงอย่างเดียว เป็นสิ่งที่เพียงพอในการหลีกเลี่ยงอุณหภูมิที่สูงขึ้นจากการเจาะและหากมีการใช้น้ำที่ต่อจากท่อภายในที่อยู่บริเวณข้างหัวเจาะ (internal irrigation)ร่วมด้วยแล้วก็จะช่วยลดอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นได้ดียิ่งขึ้น (Lavelle และ Wedgwood ,1980) แม้ว่าการศึกษาจะไม่พบความแตกต่างของอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นในหัวเจาะที่มีการฉีดน้ำจากท่อด้านข้างหัวกรอเจาะหรือการฉีดน้ำจากบริเวณภายนอกเมื่อใช้หัวเจาะที่แตกต่างกันหลายลักษณะ. Franz และ Gisbert (1992) กล่าวว่า สิ่งซึ่งที่มีความสำคัญในการลดอุณหภูมิบริเวณที่เจาะได้อย่างแท้จริง คือ น้ำที่ฉีดจะต้องมาถึงปลายหัวเจาะได้จริงขณะทำการเจาะกระดูก

2.5.4 แรงกระทำการเจาะ

(ก) ลักษณะการเจาะ

การเจาะของหัวเจาะโดยออกแรงเจาะแบบหยุดเว้นเป็นช่วง (intermittent drilling motion) จะทำให้อุณหภูมิลดลงในช่วงที่จะไม่ทำให้เกิดการตายของกระดูก การใช้แรงกดเจาะแบบต่อเนื่อง (continuous force) เป็นสิ่งอันตราย เนื่องจากเศษกระดูกจะไปหยุดการหมุนของร่องไข่มืดทำให้ น้ำไม่สามารถไหลชำระเศษผงที่ติดอยู่ตามร่องได้ทำให้อุณหภูมิในกระดูกสูงขึ้น การเจาะแบบหยุดเว้นเป็นช่วงร่วมกับมีน้ำฉีดหรือการเลือกใช้แรงดันน้ำที่สูงขึ้นจะเป็นการกำจัดเศษกระดูกที่ติดตามร่องได้ (Franz และ Gisbert, 1992) .

(ข) ขนาดแรงในการเจาะ

การเจาะด้วยแรง 2,000 กรัม หรือ 19.6 นิวตัน เป็นแรงมาตรฐานที่ใช้ในกระบวนการระหว่างการเจาะกระดูก ซึ่งมีข้อมูลพื้นฐานจากค่าเฉลี่ยในการทดลองทางคลินิก การเจาะด้วยแรง 2,000 กรัม เป็นแรงที่ทำให้เกิดผลทางคลินิกในการเจาะกระดูกที่บ่งชี้ไม่ทำให้เกิดความร้อนที่มากเกินไป (Cordioli และ Majzoub,1997; John ,Hobkirk และ Rusiniak, 1977) แรงที่มากที่สุดที่

ทันตแพทย์ด้านศัลยกรรมใช้ระหว่างการเจาะกระดูกขากรรไกรล่างของวัวจากการศึกษา 1,977 การศึกษานั้น อยู่ในช่วง 6 ถึง 24 นิวตัน ซึ่งแรงนั้นจะเท่ากับแรงเค้น (stress) ในช่วง 1.9 ถึง 7.6 เมกกะปาสคาล เมื่อเจาะด้วยหัวเจาะเส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มม (Hobkirk และ Rusiniak, 1977)

2.5.5 ความเร็วรอบการหมุน

การเจาะกระดูกควรหลีกเลี่ยงความเร็วรอบที่เกิน 3,000 รอบต่อนาที (round per minute:rpm) และการออกแรงกดหัวเจาะขณะเจาะที่มากเกินไป (Palmer และ คณะ, 1999) ความเร็วรอบที่มากกว่า 2,000 รอบต่อนาที เชื่อว่าเกิดการทำลายกระดูกแบบไม่ผันกลับ (Iyer และ Weiss, 1997) การใช้ความเร็วรอบที่น้อยกว่า 2,000 รอบต่อนาทีที่มีการควบคุมแรงบิด (torque) และมีน้ำฉีดที่หัวเจาะจะสามารถทำนายผลการเกิดการยึดติดของกระดูกและรากเทียมได้ ความเร็วรอบที่ Eriksson และ Albrektsson (1984a) แนะนำในการเจาะกระดูกของหัวเจาะรากเทียม คือ 1,000 ถึง 2,000 รอบต่อนาที

2.6 หัวเจาะรากเทียม

หัวเจาะรากเทียมในแต่ละบริษัท จะผลิตออกมาในรูปแบบใกล้เคียงกัน อาจมีแตกต่างกันบ้างในรายละเอียดซึ่งบางอย่างเป็นความลับภายในบริษัท แต่โดยทั่วไปแล้วลักษณะของหัวเจาะรากเทียม จะมีลักษณะดังนี้

2.6.1. องค์ประกอบทางเคมีของโลหะบริเวณพื้นผิวหัวเจาะ

ตามบริษัทผู้ผลิต หัวเจาะรากเทียมส่วนใหญ่ทำมาจากเหล็กกล้าไร้สนิม (Stainless steel) ที่มีความหลากหลายในองค์ประกอบของธาตุ

เหล็กกล้าไร้สนิม (Stainless steels) หมายถึง เหล็กกล้าที่มีองค์ประกอบของโครเมียมเป็นส่วนผสมหลัก (ISO 7153-1) และมีการผสมโครเมียมอย่างน้อย 10.5 % ซึ่งทำให้เหล็กกล้ามีคุณสมบัติต้านทานการกัดกร่อน โดยเหล็กกล้าไร้สนิมจะสร้างฟิล์มของโครเมียมออกไซด์ที่บางและแน่นที่ผิวเหล็กกล้า ซึ่งจะปกป้องเหล็กกล้าจากบรรยากาศภายนอก (สถาบันเหล็กและเหล็กกล้าแห่งประเทศไทย, เว็บไซต์) เหล็กกล้าไร้สนิมสามารถแบ่งตามลักษณะโครงสร้างจุลภาคได้เป็น 5 กลุ่มใหญ่ๆ ดังนี้

1. เหล็กกล้าไร้สนิมเฟอร์ริติก (Ferritic grade)
2. เหล็กกล้าไร้สนิมออสเทนนิติก (Austenitic grade)

3. เหล็กกล้าไร้สนิมดูเพล็กซ์ (Duplex grade)
4. เหล็กกล้าไร้สนิมมาร์เทนซิติค (Martensitic grade)
5. เหล็กกล้าไร้สนิมอบชุบแข็งด้วยการตกผลึก (Precipitation-hardening grade)

เหล็กกล้าไร้สนิมเฟอร์ริติก ที่ใช้กันมากจะผสมโครเมียม (Cr) ประมาณ 12% หรือ 17% และมีนิกเกิลในปริมาณน้อยมาก เหล็กกล้าไร้สนิมกลุ่มนี้จะมีโครงสร้างจุลภาคเป็นเฟอร์ไรต์ และมีคุณสมบัติที่แม่เหล็กสามารถดูดติดได้ มีค่าความต้านทานแรงดึงที่จุดคราก (Yield strength) และค่าความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) ปานกลาง มีค่าความยืด (Elongation) สูง เช่น เกรด 430, 409 เหล็กกล้าไร้สนิมชนิดเฟอร์ริติกมีราคาถูกกว่าเมื่อเทียบกับกลุ่มออสเทนนิติก แต่อาจพบปัญหาเรื่องเกรนหยาบ (Grain coarsening) และสูญเสียความแกร่ง (Toughness) หลังการเชื่อม การใช้งาน เช่น ชิ้นส่วนเครื่องซักผ้า ชิ้นส่วนระบบท่อไอเสีย และในบางเกรดจะผสมโครเมียมสูงเพื่อใช้กับงานที่ต้องทนอุณหภูมิสูง

เหล็กกล้าไร้สนิมออสเทนนิติก ที่ใช้กันมากจะผสมโครเมียมประมาณ 17% และ นิกเกิลประมาณ 9% การผสมนิกเกิลทำให้เหล็กกลุ่มนี้ต่างจากกลุ่มเฟอร์ริติกโดยนิกเกิลจะช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการกัดกร่อน และทำให้โครงสร้างจุลภาคเป็นออสเทนไนต์ เหล็กกลุ่มนี้ บางเกรดจะผสมโครเมียมและนิกเกิลเพิ่มเพื่อให้สามารถทนต่อการเกิดออกซิเดชันที่อุณหภูมิสูง ซึ่งทำให้สามารถใช้เป็นส่วนประกอบของเตาหลอม เหล็กกลุ่มออสเทนนิติกนี้จะทนทานต่อการกัดกร่อนดีกว่าเหล็กกลุ่มเฟอร์ริติก ในด้านคุณสมบัติเชิงกล เหล็กกลุ่มออสเทนนิติกจะมีค่าความต้านทานแรงดึงที่จุดคราก (Yield strength) ใกล้เคียงกับของกลุ่มเฟอร์ริติก แต่จะมีค่าความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) และค่าความยืด (Elongation) สูงกว่าจึงสามารถขึ้นรูปได้ดีมาก เหล็กกล้าไร้สนิมกลุ่มนี้มีคุณสมบัติที่แม่เหล็กไม่ดูดติด (ในสภาพผ่านการอบอ่อน) เช่น เกรด 304, 316L, 321, 301 การใช้งาน เช่น หม้อ ไซลอน ถาด

เหล็กกล้าไร้สนิมมาร์เทนซิติค จะผสมโครเมียมประมาณ 11.5-18% เหล็กกล้าไร้สนิมกลุ่มนี้มีคาร์บอนมากที่สุด (0.08%-1.00%)(ISO15510 ,2003) และสามารถชุบแข็งได้ เหล็กกล้ากลุ่มนี้มีค่าความต้านทานแรงดึงที่จุดคราก (Yield strength) และค่าความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) สูงมาก แต่จะมีค่าความยืด (Elongation) ต่ำ เช่น เกรด 420 การใช้งาน เช่น ใช้ทำเครื่องมือตัดชิ้นส่วน มีด

เหล็กกล้าไร้สนิมดูเพล็กซ์ จะมีโครงสร้างผสมระหว่างออสเทนไนต์และเฟอร์ไรต์ มีโครเมียมผสมประมาณ 21-28% และนิกเกิลประมาณ 3-7.5% เหล็กกล้ากลุ่มนี้จะมีความต้านทานแรงดึงที่จุดครากสูงและค่าความยืดสูง จึงเรียกได้ว่ามีทั้งความแข็งแรงและความเหนียว (Ductility) สูง เช่น เกรด 2304, 2205, 2507

เหล็กกล้าไร้สนิมอบชุบแข็งด้วยการตกผลึก มีโครเมียมผสมประมาณ 15-18% และนิกเกิลอยู่ประมาณ 3-8% เหล็กกล้ากลุ่มนี้สามารถทำการชุบแข็งได้ จึงเหมาะสำหรับทำแกนปั๊ม หัววาล์ว ตัวอย่างเกรดของเหล็กกลุ่มนี้ เช่น PH13-9Mo, AM-350

ผลของธาตุผสม

คาร์บอน (Carbon)

คาร์บอน (C) เป็นธาตุที่มีอยู่ในเหล็กกล้าไร้สนิมโดยทั่วไปจะไม่เกิน 0.15% (ยกเว้นเหล็กกล้าไร้สนิมกลุ่มมาร์เทนซิติก) เหล็กกล้าไร้สนิมที่มีคาร์บอนต่ำจะเพิ่มความต้านทานต่อการกัดกร่อนตามขอบเกรน เพิ่มความสามารถในการขึ้นรูปเย็น ตลอดจนเพิ่มความสามารถในการเชื่อม เหล็กกล้าไร้สนิมส่วนใหญ่ผสมคาร์บอนอยู่ 2 ช่วง คือ 0.02% ($\leq 0.03\%$) และ 0.07% (0.04-0.15%)

โครเมียม (Chromium)

โครเมียม (Cr) ช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการกัดกร่อนในสภาพบรรยากาศทั่วไป โดยผสมอยู่ในเหล็กกล้าไร้สนิมอย่างน้อย 10.5% แต่เพื่อให้มั่นใจว่าเนื้อเหล็กกล้าไร้สนิมมีการกระจายของโครเมียมอย่างน้อย 10.5% อย่างสม่ำเสมอ จึงมักผสมโครเมียมมากกว่าเล็กน้อย เหล็กกล้าไร้สนิมส่วนใหญ่ผสมโครเมียมอยู่ 2 ช่วง คือ 12% (10.5-14.0%) และ 17% (16.0-24.0%) ถ้าผสมโครเมียมเกินกว่า 30% จะทำให้เหล็กเปราะ

นิกเกิล (Nickel)

นิกเกิล (Ni) ช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการกัดกร่อนแบบมุมอับในสารละลายกรด เพิ่มความสามารถในการขึ้นรูปเย็น ตลอดจนเพิ่มความสามารถในการเชื่อม เหล็กกล้าไร้สนิมส่วนใหญ่ผสมนิกเกิลอยู่ 2 ช่วง คือ 0% (ปริมาณเล็กน้อยติดมากับเหล็ก) และ 9% (6.0-15.0%)

โมลิบดีนัม (Molybdenum)

โมลิบดีนัม (Mo) ช่วยเสริมผลความต้านทานต่อการกัดกร่อนของโครเมียม โดยเฉพาะการกัดกร่อนแบบมูมอับและช่วยเพิ่มความต้านทานการกัดกร่อนในสภาพคลอไรด์ด้วย เหล็กกล้าไร้สนิมส่วนใหญ่ผสมโมลิบดีนัมอยู่ 2 ช่วง คือ 0% (ปริมาณเล็กน้อยติดมากับเหล็ก) และ 2% (1.0-3.0%)

ไทเทเนียม (Ti) หรือไนโอเบียม (Nb)

ไทเทเนียม (Ti) หรือไนโอเบียม (Nb) ช่วยปรับปรุงความต้านทานต่อการกัดกร่อนแบบขอบเกรน และยังเพิ่มความสามารถในการขึ้นรูปเย็นและความสามารถในการเชื่อมอีกด้วย

ตามมาตรฐานขององค์การระหว่างประเทศ (International Organization for Standardization :ISO 7153-1) ว่าด้วยเรื่อง เครื่องมือที่ทำจากโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมในงานศัลยกรรม (Metallic materials for Surgical instruments) ได้จัดแบ่งลำดับชั้น (grade) ของเหล็กกล้า(steel) ตามส่วนประกอบ, ปริมาณของโลหะ และการใช้งาน แสดงองค์ประกอบทางเคมีสูงสุดของธาตุดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 การจัดกลุ่มเหล็กกล้าไร้สนิมและส่วนประกอบทางเคมีตามมาตรฐานขององค์การระหว่างประเทศ (International Organization for Standardization :ISO 7153-1)

steel grade	Chemical composition %									
	Refer- ence	C	Si max	Mn max	P max	S Max	Cr	Mo	Ni max	other elements
D		0,42 to 0,50	1	1	0,04	0,03	12,5to14,5	-	1	
H		0,35 to 0,4	1	1	0,045	0,03	14 to15	0,4 to0,6	-	V:0,1 to 0,15
I		0,42 to 0,55	1	1	0,045	0,03	12 to15	0,4 to0,9	-	V:0,1 to 0,15
R		0,85 to 0,95	1	1	0,045	0,03	17 to19	0,9 to1,3	-	V:0,07 to 0,12

(ที่มา : International Organization for Standardization :ISO 7153-1.second edition, 1991)

เมื่อทำการส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์ พบเหล็ก (iron) และโครเมียม (chromium) เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่ของหัวเจาะ และ

พบว่ามีการเคลือบผิว (Coating) ด้วยไททาเนียมไนไตรด์ (titanium nitride, TiN) เช่น ในหัวเจาะรากเทียมบริษัท รีเพลสซีเลคเทบเปอร์ (Replace R Select Tapered; Nobel Biocare AB) และ หัวเจาะรากเทียมบริษัทพารากอน (Paragon, Zimmer Dental ;U.S.A.) (Carlo และ คณะ, 2004) มีผู้ที่ศึกษาถึงความคมของหัวเจาะกระดูก และให้ความเห็นว่า เครื่องมือที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม จะสูญเสียความคม (dull) ภายหลังจากการใช้งาน 5-6 นาที แต่ในการเจาะด้วยหัวเจาะที่ทำจากทังสเตนคาร์ไบด์นั้นจะไม่ทำให้ผู้ใช้เกิดความรู้สึกเจาะไม่เข้า หรือเกิดความรู้สึกไม่คม แม้ว่าจะมีการใช้งานของหัวเจาะต่อเนื่อง 20 นาที ซึ่งไม่สอดคล้องกับภาพที่เห็นจากการส่องกล้องจุลทรรศน์กำลังขยายสูง ที่พบว่า มีการสูญเสียความคมบริเวณด้านตัดของหัวเจาะก็ตาม ดังนั้นผู้ศึกษาจึงแนะนำว่า หัวเจาะที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) ควรเปลี่ยนหัวเจาะใหม่หลังการเจาะ 6 ช่องรู (cavities) และทังสเตนคาร์ไบด์ ควรเปลี่ยนหัวเจาะใหม่หลังการเจาะ 100 ช่องรู (John, Hobkirk และ Rusiniak, 1977) ในปัจจุบันมีเทคโนโลยีที่ก้าวหน้าสำหรับการสร้างหัวเจาะ คือ กระบวนการเคลือบผิวหัวเจาะด้วยไททาเนียมไนไตรด์เป็นชั้นบางๆ บริเวณด้านตัด (cutting edge) ซึ่งการเคลือบนี้จะทำให้หัวเจาะมีความคมอยู่ได้นาน และทำให้หัวเจาะทนทานต่อการใช้งานได้ยาวนานขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับหัวเจาะเหล็กกล้าคาร์ไบด์ที่ไม่ผ่านการเคลือบผิว (Kay, Gilman และ May, 1991)

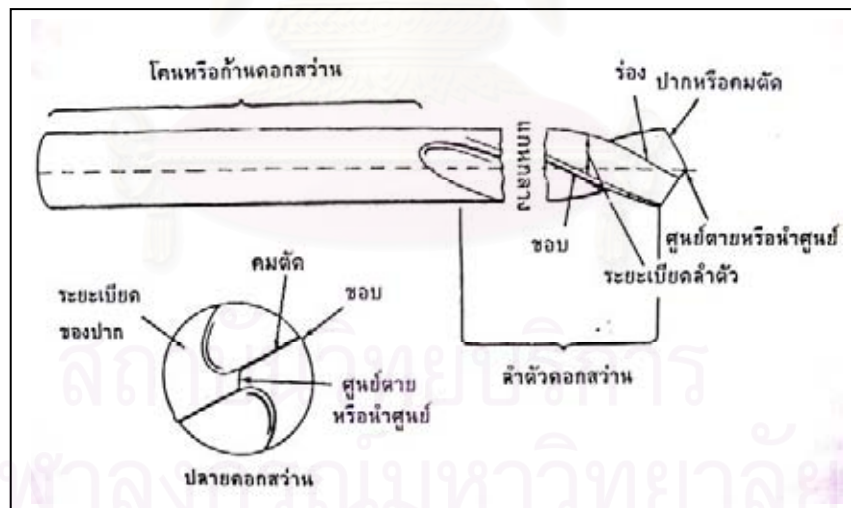
2.6.2 ลักษณะโครงสร้างและรูปร่างของหัวเจาะ

เทคโนโลยีของการเจาะมีการพัฒนาอยู่ตลอดเวลา เป็นผลให้หัวเจาะมีความเร็วมากขึ้น และประสิทธิภาพในการเจาะมากขึ้น มีการออกแบบหัวเข็มเจาะที่หลากหลายขึ้นกับการใช้งาน และการใช้วัสดุ โดยทั่วไปของหัวเจาะไม่เฉพาะสำหรับหัวเจาะในการฝังรากเทียมจะมีลักษณะเป็นเกลียวบิด (รูปที่ 2) และมักผลิตด้วยกรรมวิธีการตีขึ้นรูป (Forging) หรือใช้เครื่องกัด (Milling) แล้วนำไปอบชุบแข็ง (Heat treatment) (ดนูชา จันทะยานี, 2545)

การออกแบบหัวเจาะในช่วงระยะแรกมีรูปร่างหลายลักษณะ ได้แก่ straight shank twist drill, flat drill, oil hole drills, straight fluted drill จากนั้นได้มีการพัฒนาการผลิตหัวเจาะให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น โดยเลือกใช้วัสดุและการออกแบบที่มีความหลากหลายมากขึ้น หัวเจาะในแต่ละบริษัทที่ผลิตออกมาอาจมีความแตกต่างในชื่อเรียกของหัวเจาะในขั้นตอนต่างๆอยู่บ้าง แต่ในการใช้งานมักจะเป็นลักษณะใกล้เคียงกัน บางบริษัทมีการออกแบบหัวเจาะนำเป็นหัวเจาะทรงกลม (round bur) เพื่อป้องกันการไถลจากการเจาะในตำแหน่งที่ฝังรากเทียม จากนั้นจึงใช้หัวเจาะที่มีการออกแบบเป็นดอกสว่านหรือเป็นเกลียว (twist design) ที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางขนาดเพิ่มขึ้นในการเจาะรูให้กว้างเพื่อรองรับกับขนาดของรากเทียม บางบริษัทได้ผลิตหัวเจาะนำที่มีลักษณะเป็น

ดอกสว่านหรือเป็นเกลียวสำหรับการเริ่มต้นทำการเจาะครั้งแรก (Kay ,Gilman และ May, 1991) Reingewirtz และคณะ (1997) ได้กล่าวว่า การใช้หัวเจาะนำ (predrill) ที่มีรูปทรงกลม เป็นการช่วยลดเวลาที่ใช้ในการเจาะ ทำให้การเจาะกระตุกเป็นไปได้ง่ายขึ้นและยังช่วยให้สามารถขยายขนาดรูกระตุกที่มีความแข็งแรงมากให้มีขนาดที่ต้องการได้สะดวกขึ้น. Kay ,Gilman และ May (1991) กล่าวว่า หัวเจาะที่มีลักษณะใบตัด 3 ใบ (tri-spade drill) เป็นการออกแบบหัวเจาะที่เหนือกว่าหัวเจาะทุกแบบในปัจจุบัน เนื่องจากหัวเจาะถูกออกแบบเพื่อให้เกิดเสถียรภาพ และเกิดความแม่นยำในการเจาะ ไม่ทำให้เกิดความชอกช้ำของบริเวณที่ฝังรากเทียม การมีขอบตัด 3 อัน และมีผิวด้านตัดที่ออกแบบพิเศษจะทำให้หัวเจาะใช้ได้อย่างยาวนานขึ้นซึ่งจะสอดคล้องกับหลักพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ คือ ขอบตัดทั้ง 3 อันมีพื้นที่ผิวสัมผัสกระตุกมากกว่า 50 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับขอบตัด 2 ใบ(two -spade)และมากกว่า แบบที่มีขอบตัดเดี่ยวเกือบ 200 เปอร์เซ็นต์ และเนื่องจากกระตุกจะสัมผัสกับพื้นที่ผิวของใบตัดหลายด้าน ทำให้การใช้งานในแผ่นตัดแต่ละใบทำงานน้อยลง ทำให้หัวเจาะใช้ได้อย่างยาวนานขึ้น นอกจากนี้ การสร้างร่องของหัวเจาะ (flute) ที่มีขนาดใหญ่จะมีประโยชน์ในการกำจัดส่วนของเศษกระตุกที่ถูกเจาะออก ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ลักษณะโครงสร้างทั่วไปของดอกสว่านหัวเจาะ (Trent, 1990) ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังนี้ คือ (รูปที่2)



รูปที่ 2 แสดงลักษณะโครงสร้างทั่วไปของดอกสว่านหัวเจาะ

1. ปลายดอกสว่านหัวเจาะ (point) คือ ส่วนปลายสุด มีลักษณะเป็นรูปกรวย มีความคมเพื่อให้ง่ายต่อการเจาะผ่าน เพื่อลดเวลาในการเจาะและการเกิดความร้อน
2. ลำตัวดอกสว่าน (body) คือ ช่วงที่บิดเป็นเกลียวระหว่างปลายดอกสว่าน ถึงโคนหรือก้านดอกสว่าน ซึ่งประกอบด้วยส่วนสำคัญ คือ

- 2.1 ร่องคายซีเจาะ (Flutes) คือ ส่วนที่ทำเป็นร่องปิดเหมือนเกลียวที่ตัวดอกสว่าน ร่องคายซีเจาะจะมีลักษณะเว้าโค้ง จึงทำให้เศษวัสดุที่เจาะคายออกได้ง่าย และเป็นช่องทางให้น้ำระบายความร้อนผ่านไปที่คมดอกสว่านได้
- 2.2 ขอบ (margin) คือขอบเล็กๆที่ปิดไปตามเกลียวดอกสว่าน เป็นส่วนที่มีขนาดใหญ่ที่สุด จึงมักใช้ส่วนนี้วัดขนาดความใหญ่ของหัวเจาะ ซึ่งจะเท่ากับขนาดความใหญ่ของรูเจาะ
- 2.3 ระยะเบียดลำตัวดอกสว่าน (body clearance) ถัดจากขอบของดอกสว่าน คือ เนื้อที่ส่วนที่เป็นตัวดอกสว่าน เนื้อที่ส่วนนี้จะต่ำกว่าขอบ จึงทำให้เกิดช่องว่างระหว่างตัวดอกสว่านกับผิว

2.7 การวิเคราะห์ธาตุด้วยเทคนิคอะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ (Atomic Absorption Spectrophotometer technique)

เป็นเทคนิควิเคราะห์หาธาตุทั้งเชิงคุณภาพและปริมาณที่มีความถูกต้องแม่นยำสูงมีสภาพไวสูงและมีความเฉพาะที่ดี จึงสามารถใช้ในการศึกษาที่ต้องวิจัยเพื่อพัฒนาหรือควบคุมปริมาณให้เป็นไปตามมาตรฐานสากล ซึ่งเทคนิคนี้อาศัยคุณสมบัติของแสงที่มีต่ออะตอมในระดับอิเล็กตรอน โดยอาศัยคุณสมบัติการดูดกลืนแสงของอะตอมในการวิเคราะห์เชิงปริมาณ

หลักการของเทคนิคการวิเคราะห์ คือ เมื่อสารตัวอย่างถูกทำให้กลายเป็นอะตอมด้วยเปลวไฟ(flame)หรือการเข้าเตาเผาแกรไฟต์ (graphite furnace) อะตอมของธาตุที่ต้องการวิเคราะห์ที่เกิดขึ้นจะดูดกลืนคลื่นแสงในช่วง รังสีอัลตราไวโอเล็ต หรือแสงในช่วงที่ตาเห็นได้ อะตอมของธาตุจะดูดกลืนแสงที่มีความยาวคลื่นเฉพาะค่าหนึ่งขึ้นอยู่กับชนิดของธาตุ ธาตุแต่ละชนิดจะมีระดับของพลังงานแตกต่างกัน การดูดกลืนพลังงานแสงจึงแตกต่างกัน ซึ่งอะตอมของธาตุในสถานะพื้นหรือปริมาณแสงที่ถูกดูดกลืนจะแปรผันตามความเข้มข้นของธาตุที่ต้องการวิเคราะห์ ดังนั้นเมื่อตรวจวัดปริมาณแสงที่ถูกดูดกลืนด้วยตัวตรวจวัดแสง ก็จะทำให้ทราบปริมาณของสารที่ต้องการวิเคราะห์ที่มีอยู่ในสารตัวอย่างได้ (อาซาฟท์ จิตรแจ่ม, 2539: เมษายน) โดยเฉพาะการตรวจวัดธาตุโลหะที่มีความเข้มข้นต่ำๆในตัวอย่าง การวัดความเข้มข้นของธาตุในเทคนิคการวิเคราะห์นี้ใช้ความสัมพันธ์ของเบียร์แอมเบอ์ท (Beer-Lambert)

$$A = abc$$

เมื่อ a เป็น ค่าคงที่ของการดูดกลืนแสง (molar absorptivity)

b เป็น ช่วงระยะทางที่แสงมีการดูดกลืน (pathlength)

c เป็น ความเข้มข้นของธาตุในสารละลาย

นั่นคือ เมื่อ ช่วงระยะทางที่แสงมีการดูดกลืน (pathlength) คงที่ การดูดกลืนพลังงานแสงจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มข้นของธาตุในสารละลายที่จะวิเคราะห์ ซึ่งในทางปฏิบัติจะใช้สารละลายมาตรฐานที่รู้ความเข้มข้นในการสร้างกราฟมาตรฐาน (calibration curve) ระหว่าง A เทียบกับ c ความเข้มข้นของสารละลายที่ไม่ทราบความเข้มข้น ก็จะสามารถหาได้โดยการวัดการดูดกลืนพลังงานแสงแล้วนำไปเทียบกับกราฟมาตรฐาน (โสภกา จิระวงศ์อร่าม, 2535) ดังนั้นหลักการวิเคราะห์ตัวอย่างที่เป็นของแข็งในเทคนิคนี้ จึงต้องแปรสภาพของแข็งให้เป็นสารละลายโดยการย่อยด้วยกรด หรือ การเผาในเตาเผาแกรไฟต์โดยตรง (Butcher and Sneddon ,1998) เทคนิคอะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ เกิดขึ้นในช่วงทศวรรษ 1990 และได้มีการปรับปรุงพัฒนาเครื่องมือให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้น ซึ่งในปัจจุบันสามารถตรวจวัดธาตุในระดับที่น้อยกว่าหนึ่งในพันล้านส่วน (sub-parts per billion;sub-ppb) และสามารถใช้งานได้หลากหลายมากขึ้น ปัจจุบันเทคนิคนี้ได้มีการพัฒนาเป็นเทคนิคย่อยอีกหลายเทคนิคซึ่งมีประโยชน์แตกต่างกันไปตามการใช้งาน (อาสาพท์ จิตรแจ่ม, 2539:เมษายน) การวิเคราะห์ธาตุโดยใช้เทคนิคอะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ (Flame Atomic Absorption Spectrophotometer technique) ได้รับการยอมรับมาตรฐานสากล ไอเอสโอ (International Standard ISO 7627/1-1983) ว่าเป็นการวิเคราะห์ธาตุโลหะหนักทางเคมีซึ่งสามารถวิเคราะห์ธาตุโลหะต่างๆได้ เช่นแคลเซียม,โคบอลต์,โครเมียม,เหล็ก, โพแทสเซียม, แมกนีเซียม,แมงกานีส,โมลิบดีนัม,โซเดียม,นิกเกิล,ไททาเนียม และวานาเดียม

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

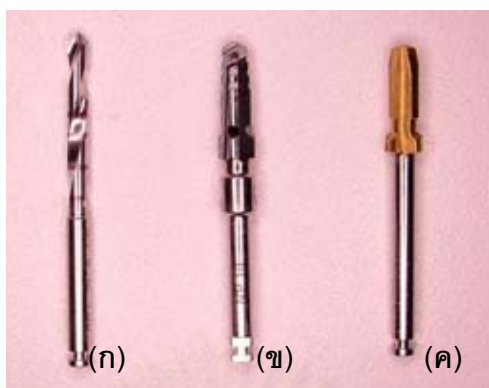
บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

1. ชิ้นกระดูกวัวทรงสี่เหลี่ยมลูกบาศก์ ขนาด 0.8 x 0.8 x 1.2 ลูกบาศก์เซนติเมตร
(ขากรรไกรวัว 1 ตัว ตัดได้ 4 ชิ้น) ทำการทดสอบในวัวทั้งหมด 11 ตัว
2. หัวเจาะรากเทียม (รูปที่ 3) ความยาว 10 มิลลิเมตร จำนวน 11 ชุด หัวเจาะ 1 ชุด ประกอบด้วย
 - 2.1 เทปเปอร์ทีปดริล (Drill with tip Tapered) เส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร
บริษัทรีเพลสซีเลคเทปเปอร์ (Replace^R Select Tapered; Nobel Biocare AB)
 - 2.2 เทปเปอร์ดริล (Tapered drill) เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร
บริษัทรีเพลสซีเลคเทปเปอร์ (Replace^R Select Tapered; Nobel Biocare AB)
 - 2.3 รีมีเมอร์ดริล (Reamer drill) เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.7 มิลลิเมตร
ซึ่งเป็นหัวเจาะที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์รากเทียมและอุปกรณ์
3. เครื่องตัดฟันใบเลื่อยเพชรชนิดความเร็วต่ำ (Low Speed Cutting Machine) รุ่น
ISOMETTM1000 Precision saw, Buehler, USA
4. วัสดุอุปกรณ์ในขั้นตอนการเจาะกระดูก
 - 4.1 เครื่องกำหนดการตั้งฉากของหัวกรอ (Isoparallellometer CRUISE 440 ;
Silfradent) และแท่นจับชิ้นงาน
 - 4.2 หลอดฉีดยา ขนาด 20 มิลลิลิตร
 - 4.3 ถาดพลาสติก
 - 4.4 ปีกเกอร์ ขนาด 50 มิลลิลิตร
 - 4.5 แปรงสีฟัน
 - 4.6 เครื่องทำความสะอาดคลื่นไฟฟ้า (Ultra sonic cleaner) รุ่น
5210, BRANSONIC, Germany
5. เพลสแก้วมีฝาปิด (glass plate) และปากคีบจับชิ้นงาน (forcep)
6. ตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Contherm Digital series)
7. เตาหลอมเซรามิกทนไฟ (Ceramic crucible)
8. เตาเผาเบ้าหล่อ (KDF High Temp, Japan)
9. โกร่งบดยา

10. เครื่องชั่งอิเล็กทรอนิกส์ ระบบดิจิทัล ความละเอียด 0.0001 กรัม (Digital Balance) รุ่น SBA 31, Scaltec, Germany
11. แท่นให้ความร้อนไฟฟ้า (Electronic Heater Multi-Blok)
12. เครื่องผสมสาร (Vortex mixer)
13. น้ำปราศจากไอออน , น้ำกลั่น
14. กรดไนตริกเข้มข้น 20% และ 15 % (เตรียมจากกรดไนตริกเข้มข้น 65% ,GR for analysis ISO, Merck ,Germany)
15. ไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์เข้มข้น 30 % (Hydrogen peroxide solution 30%, AnalaR^R VWR International Ltd.)
16. หลอดแก้วทนความร้อนพร้อมฝาเกลียวปิด
17. บีกเกอร์ขนาด 50,100,500 มิลลิลิตร และ กระบอกตวงขนาด 10 ,100 มิลลิลิตร
18. ไมโครปิเปตอัตโนมัติ (automatic micropipette,P 10 pipetman ,Gilson Medical Electronics France) ขนาด 1 มิลลิลิตร,5 มิลลิลิตร
19. ขวดโหลแก้วพร้อมฝาปิด
20. ขวดฉีดล้าง (wash bottle)
21. ช้อนตักสาร
22. ขวดแก้วสีชา ขนาดบรรจุ 10 มิลลิลิตร
23. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope JSM-6400,Tokyo,Japan)
24. เครื่องวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์ (Energy dispersive X-ray spectrometry,SEM-EDS)
25. เครื่องวิเคราะห์ปริมาณโลหะหนัก แกรฟไฟต์เฟอเนท อะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ (Graphite Furnace Absorption Spectrophotometer,Spectra AA240Z, Varian)



รูปที่ 3 แสดงหัวเจาะรากลึกเทียมที่ใช้ในการวิจัย

- (ก) เทปเปอร์ทีปดริว เส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร
- (ข) เทปเปอร์ดริว เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร
- (ค) รีมเมอร์ดริว เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.7 มิลลิเมตร

3.2 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยประกอบด้วย

3.2.1. การเตรียมชิ้นกระดูกทดสอบ

- ก) ทำความสะอาดกระดูก
- ข) การตัดกระดูก

3.2.2 กระบวนการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากลึกเทียม

3.2.3 กระบวนการวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูกด้วยเครื่องแกมโฟลโตเมตริกอะตอมมิกแอบซอร์ปชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์

- ก) การทำความสะอาดเครื่องมือ ภาชนะ
- ข) การอบกระดูกให้แห้ง
- ค) เฝากระดูและบดให้ละเอียด
- ง) การเตรียมสารละลายกระดูกเพื่อวิเคราะห์โลหะหนัก
- จ) การเก็บตัวอย่างเพื่อการตรวจสอบ

3.2.4 การวิเคราะห์ข้อมูลและการใช้สถิติเพื่อการวิเคราะห์

3.2.5 การศึกษาบริเวณพื้นผิวหัวเจาะรากลึกเทียม

- ก) การวิเคราะห์ชนิดของโลหะบนพื้นผิวหัวเจาะรากลึกเทียม
- ข) การศึกษาพื้นผิวหัวเจาะรากลึกเทียมภายหลังการเจาะกระดูก

3.2.1 การเตรียมชิ้นกระดูกทดสอบ

ชิ้นกระดูกสำหรับการเจาะของหัวเจาะรากเทียมนั้น ใช้กระดูกบริเวณขากรรไกรล่างของวักระดูกขากรรไกรวัวที่ใช้ นำมาจากวัวที่มีอายุ 2 ปี จำนวน 11 ตัว การใช้กระดูกบริเวณนี้ในการเจาะ เนื่องจากความหนาแน่นของกระดูกและความสัมพันธ์ระหว่างกระดูกที่บ (cortex) และกระดูกโปร่ง (cancellous) ในกระดูกวัวบริเวณขากรรไกร มีความใกล้เคียงกับกระดูกขากรรไกรล่างในคน (Reingewirtz, 1997:8; Krause และ คณะ, 1982:15; Margel-Robertson และ Smith, 1978:11) และเพื่อเป็นการลดปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อความแปรปรวนเท่าที่จะเป็นไปได้ แต่ละจุดของการทดสอบจะถูกนำมาจากบริเวณใกล้เคียงกันและมีการเรียงลำดับของชิ้นงานทดสอบแบบสุ่ม

ก) ทำความสะอาดกระดูก

กระดูกขากรรไกรจะถูกนำมาทำความสะอาดและเลาะเอาส่วนเนื้อเยื่อออกให้หมด (รูปที่ 4) และถูกเก็บไว้ในช่องแช่แข็ง อุณหภูมิ-20 องศาเซลเซียส ก่อนนำมาใช้จะถูกทำให้อุ่น ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในน้ำกลั่น เป็นเวลา 1 ชั่วโมง (Matthew และคณะ, 1996:25 ; Kainulainen และคณะ , 2006:17)



รูปที่ 4 แสดงกระดูกขากรรไกรล่างวัวที่ทำความสะอาดเรียบร้อยแล้วก่อนนำไปตัดเป็นชิ้นทดสอบ

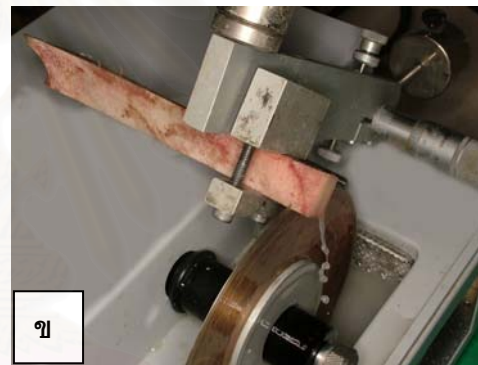
ข) การตัดกระดูก

กระดูกที่ทำความสะอาดแล้วจะถูกนำมาตัดเป็นชิ้นด้วยเครื่องตัดฟันใบเลื่อยเพชรชนิดความเร็วต่ำ (Low Speed Cutting Machine ; Isomet™ 1000 Precision saw) บริเวณที่ตัดคือกระดูกขากรรไกรวัวหลังต่อฟันกรามซี่สุดท้าย (รูปที่ 5ก และ 5ข) โดยตัดกระดูกให้มีขนาด 0.8 x 0.8 x 1.2 ลูกบาศก์เซนติเมตร (รูปที่ 6ก) กระดูกที่ตัดแล้วจะมีความหนาของชิ้นกระดูกที่บ (cortex bone) และกระดูกโปร่ง (cancellous bone) ที่เท่ากันในทุกชิ้นกระดูก คือ มีชิ้นกระดูกที่บด้านติด

กับหัวเจาะหนา 3 มิลลิเมตร ชั้นกระดูกโปร่งหนา 7 มิลลิเมตร และชั้นกระดูกทึบด้านล่าง 2 มิลลิเมตร เนื่องจากกระดูกขากรรไกรล่าง 1 ตัว มีปริมาณความหนาของชั้นกระดูกทึบและกระดูกโปร่งที่มีความแปรปรวนมากในแต่ละบริเวณและเพื่อควบคุมความหนาของกระดูกทึบและกระดูกโปร่งในการเจาะทุกครั้งให้ได้ตามที่กำหนดไว้ จึงทำให้ตัดกระดูกให้มีขนาดและความหนาของกระดูกทึบ กระดูกโปร่งตามที่กำหนดไว้ ได้ 4 ชิ้น ต่อขากรรไกรล่าง 1 ตัว สุ่มกระดูก 1 ชิ้นจากกระดูก 4 ชิ้นเพื่อเป็นชั้นกระดูกควบคุม(control bone) กระดูกที่เหลือ 3 ชิ้นจะถูกสุ่มเพื่อใช้ในการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะที่ใช้ครั้งแรก ,กระดูกที่ถูกเจาะด้วยหัวเจาะที่ใช้เจาะกระดูกชิ้นทดสอบเป็นครั้งที่ 10 และกระดูกที่ถูกเจาะด้วยหัวเจาะที่ใช้เจาะกระดูกชิ้นทดสอบเป็นครั้งที่ 20 ก่อนการเจาะกระดูกทุกครั้ง กระดูกทุกชิ้นจะถูกทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดด้วยคลื่นไฟฟ้า (Ultrasonic cleaner) ในน้ำปราศจากอ็อกซิเจน เป็นเวลา 15 นาที (รูปที่ 6ข)



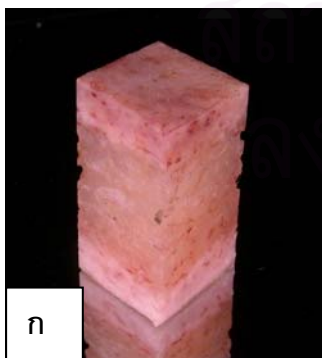
ก



ข

รูปที่ 5ก แสดงบริเวณกระดูกที่ตัด เพื่อเตรียมชิ้นกระดูกทดสอบ

รูปที่ 5ข แสดงการตัดกระดูกด้วยเครื่องตัดฟันใบเลื่อยเพชรชนิดความเร็วต่ำ



ก



ข

รูปที่ 6ก กระดูกชิ้นทดสอบ ขนาด 0.8 x 0.8 x 1.2 ลูกบาศก์เซนติเมตร

รูปที่ 6ข ทำความสะอาดกระดูกด้วยเครื่องทำความสะอาดคลื่นไฟฟ้า

3.2.2. กระบวนการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียม

ก) ทำการสู่ม้วนกระดูกเพื่อทำการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียม โดยเจาะตามลำดับขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง โดยแบ่งกลุ่มตัวอย่างดังแสดงในแผนผังรูปภาพ (รูปที่ 7) ในการใช้หัวเจาะรากเทียมในการเจาะกระดูกครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 จะทำการเจาะในชั้นกระดูกที่ถูกตัดเป็นชิ้น ที่มีขนาดและความหนาของชั้นกระดูกตามที่กำหนดไว้ในหัวข้อการตัดกระดูก แต่ในการเจาะกระดูกครั้งที่ 2 ถึงครั้งที่ 9 และครั้งที่ 11 ถึงครั้งที่ 19 เนื่องจากมีปริมาณที่จำกัดของจำนวนชิ้นกระดูกที่มีชั้นกระดูกที่บดและโปร่งตามที่กำหนดไว้ จึงทำให้การเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียมในครั้งดังกล่าวต้องเจาะบนกระดูกที่ถูกตัดเป็นท่อนความยาว 3 นิ้ว ที่ถูกตัดในบริเวณขากระดูกกรรไกรล่างหลังต่อพินกรรมที่สุดท้ายในอีกข้างของขากระดูกกรรไกรตัวเดียวกัน โดยมีระยะห่างระหว่างหัวเจาะที่ถูกเจาะไปในกระดูกแต่ละครั้ง อย่างน้อย 1 มิลลิเมตร หลังทำการเจาะทุกครั้งหัวเจาะจะถูกทำความสะอาดด้วยแปรงสีฟันและน้ำปราศจากอีออน เช็ดให้แห้ง และทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดคลื่นไฟฟ้าเป็นเวลา 15 นาที ก่อนการเจาะกระดูกในครั้งต่อไป

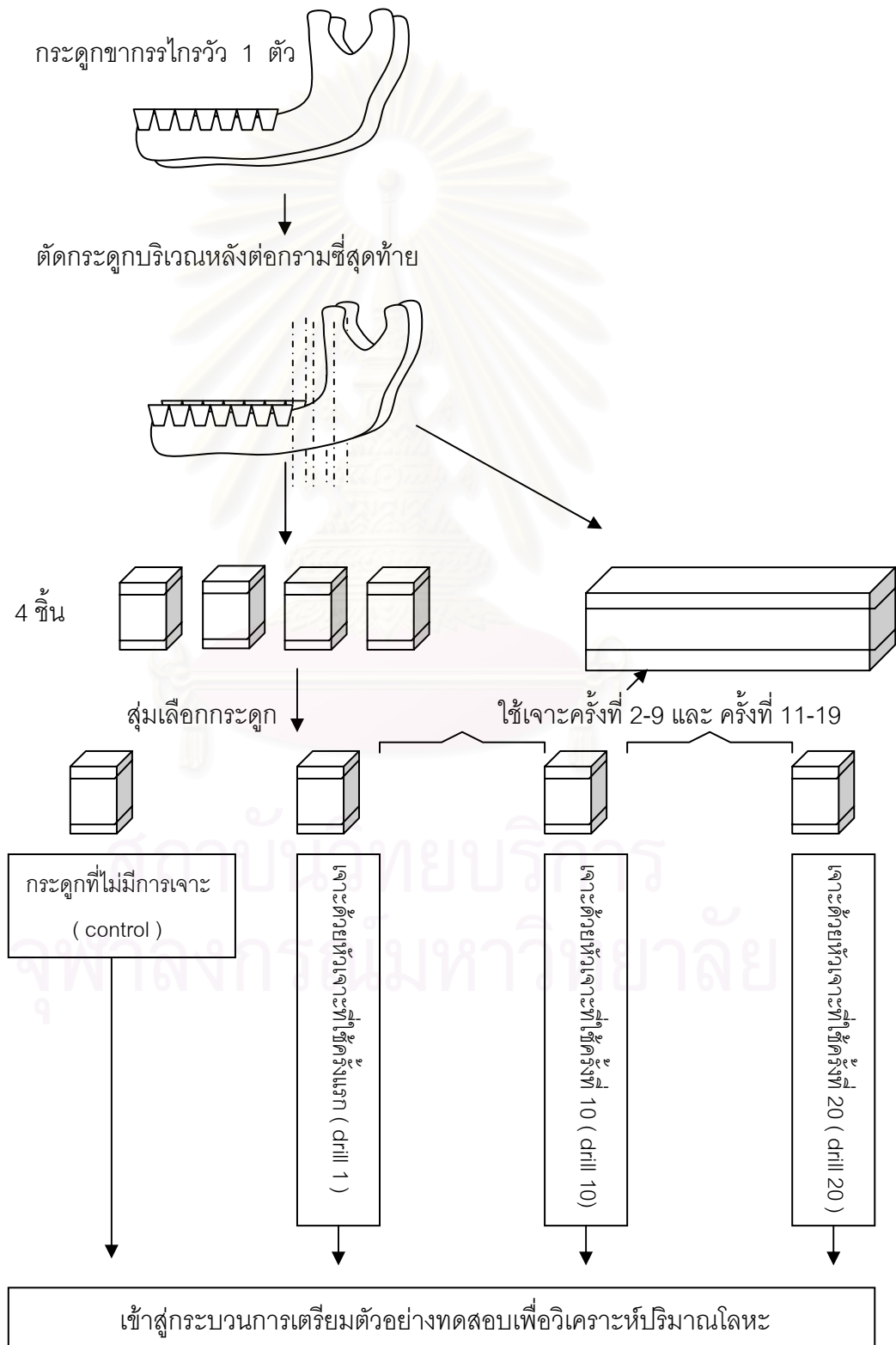
ข) ในการเจาะกระดูก หัวเจาะรากเทียมจะถูกยึดแน่นกับเครื่องกำหนดการตั้งฉากของหัวกรอไอโซพาราเรลโลมิเตอร์ (Isoparallelometer) โดยกำหนดให้มีความเร็วรอบการหมุน 1,500 รอบต่อนาที (round per minute :rpm) และมีตุ้มน้ำหนัก 1,500 กรัม กดบริเวณแท่นหัวเจาะ ขณะเปิดสวิสซ์ทำงาน (รูปที่ 8)

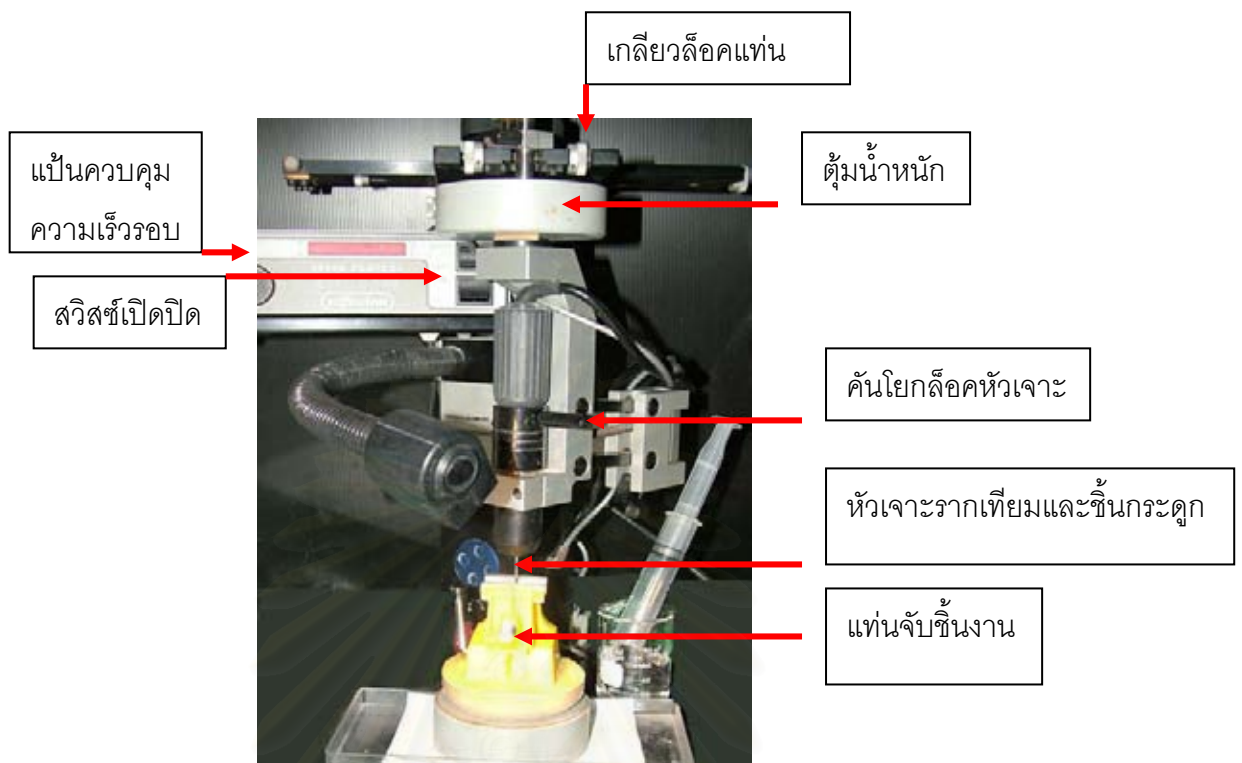
ค) นำชิ้นกระดูกยึดกับแท่นจับชิ้นงาน โดยวางให้ปลายหัวเจาะอยู่บริเวณกึ่งกลางชิ้นกระดูก (รูปที่ 9) ทำการเปิดสวิสซ์พร้อมกับปล่อยตุ้มน้ำหนัก เพื่อให้เกิดแรงกดหัวเจาะที่คงที่ ฉีดน้ำด้วยอัตราที่คงที่ 40 มิลลิลิตรต่อนาทีในบริเวณตำแหน่งการเจาะกระดูกตลอดการทำงาน ทำการปิดสวิสซ์เมื่อหัวเจาะถูกเจาะในกระดูกลึก 10 มิลลิเมตร ซึ่งสังเกตได้จากเส้นสเกลบนหัวเจาะ หัวเจาะที่ผ่านการเจาะแล้วจะถูกทำความสะอาดด้วยแปรงสีฟันและน้ำปราศจากอีออน เช็ดให้แห้ง และทำความสะอาดอีกครั้งด้วยเครื่องทำความสะอาดคลื่นไฟฟ้าเป็นเวลา 15 นาที ก่อนการเจาะกระดูกในครั้งต่อไป

ง) นำชิ้นกระดูกควบคุม, กระดูกที่ผ่านการเจาะด้วยหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 ครั้งที่ 20 มาวิเคราะห์ปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในกระดูกด้วยเครื่องแก็งเกร์ไฟต์เฟอเนท อะตอมมิกแอบซอร์ปชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ ดังรายละเอียดในหัวข้อต่อไป

รูปที่ 7 แผนผังรูปภาพแสดงการแบ่งกลุ่มตัวอย่างกระดูก

จำนวนกลุ่มตัวอย่าง (จำนวนกระดูกขากรรไกร) = 11 ขากรรไกร





รูปที่ 8 แสดงองค์ประกอบของเครื่องกำหนดการตั้งฉากของหัวกรอไอโซพาราเรลมิเตอร์ (Isoparallelometer) และแท่นจับชิ้นงาน



รูปที่ 9 แสดงกระดูกภายหลังการเจาะด้วยหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัว

3.2.3 กระบวนการวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูกด้วยเครื่อง แกรฟไฟต์เฟอเนท อะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ (Graphite Furnace Absorption Spectrophotometer , AA240Z, Varian)

ก) การทำความสะอาดเครื่องมือ ภาชนะด้วยกรด

เพื่อป้องกันไม่ให้มีสารอื่นมาปนเปื้อนในการวิเคราะห์โลหะหนักในกระดูก จึงต้องทำความสะอาดเครื่องแก้ว กระจกตวง และภาชนะบรรจุสาร ด้วยน้ำสะอาด และนำไปแช่ในโหลแก้วที่บรรจุกรดไนตริกเข้มข้น 20 เปอร์เซ็นต์ อย่างน้อย 2 ชั่วโมง (Butcher, Sneddon, 1998 :49 ; Brooks และคณะ, 2006:51) และล้างด้วยน้ำปราศจากอิออน 3 รอบ นำไปอบให้แห้งก่อนใช้งาน (รูปที่ 10ก และ10ข)



รูปที่ 10ก และ10ข แสดงการทำความสะอาดเครื่องแก้ว ภาชนะบรรจุสาร ก่อนการใช้ทดสอบ

ข) การอบกระดูกให้แห้ง

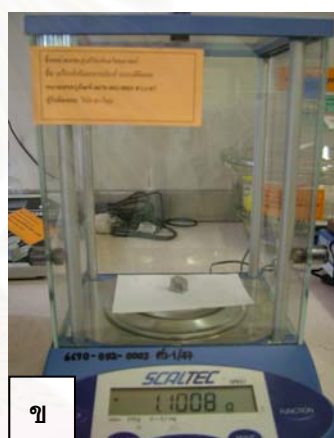
นำกระดูกที่ผ่านการเจาะแล้วมาใส่ในเพลสแก้ว มีฝาปิด ใส่ในตู้ควบคุมอุณหภูมิที่ 110 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 4 ชั่วโมง จนกระดูกมีความแห้ง (รูปที่ 11)



รูปที่ 11 แสดงการอบกระดูกให้แห้งในตู้ควบคุมอุณหภูมิ

ค) เผากระดูกและบดให้ละเอียด

นำกระดูกที่อบจนแห้งแล้ว มาใส่ในเซรามิกทนไฟ ที่มีฝาปิด ขนาด 1 ซันักกระดูก เขียนหมายเลขกำกับบนเซรามิกทนไฟก่อนเข้าเตา ตั้งอุณหภูมิที่ 600 องศาเซลเซียส ให้ความร้อนเป็นเวลา 2 ชั่วโมง เพื่อลดปริมาณของออกแกนิก (Butcher, Sneddon, 1998 :49) (รูปที่ 12ก) การเผาจะทำให้ได้ก้อนกระดูกที่มีลักษณะแห้งเปราะ ง่ายต่อการบดและละลายเป็นสารละลาย ทำการบดที่กาน้ำหนักกระดูกหลังเผาด้วยเครื่องชั่งอิเล็กทรอนิกส์ ระบบดิจิทัล ความละเอียด 0.0001 กรัม (รูปที่ 12ข) จากนั้นทำการบดกระดูกให้ละเอียดด้วยโกร่งบดยา (รูปที่ 13ก,13ข) บดที่กาน้ำหนักหลังบดอีกครั้ง แบ่งผงกระดูกที่บดแล้วเป็นส่วนๆ คำนวณน้ำหนักแยกส่วนให้ใกล้เคียงกัน ใส่ในหลอดแก้วทนไฟมีฝาปิดเพื่อนำไปย่อยด้วยกรด เพื่อให้เป็นสารละลายต่อไป



รูปที่ 12ก แสดงการนำกระดูกที่บรรจุในบ้าหลอม(crucible) ทนไฟเซรามิกเข้าเตาเผาที่อุณหภูมิ 600 องศาเซลเซียส

รูปที่ 12ข แสดงการชั่งกระดูกหลังเผาด้วยเครื่องชั่งอิเล็กทรอนิกส์ระบบดิจิทัล



รูปที่ 13ก และ 13ข แสดงการใช้โกร่งบดยาบดกระดูกหลังเผาจนละเอียด

ง) การเตรียมสารละลายกระดูกเพื่อวิเคราะห์โลหะหนัก

การวิเคราะห์โลหะหนักด้วยเครื่องแกร์ไฟต์เฟอเนทอะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์นั้น จำเป็นจะต้องทำตัวอย่างทดสอบให้อยู่ในรูปของเหลวหรือสารละลาย ดังนั้นจึงจำเป็นต้องทำการย่อยกระดูกที่ผ่านการบดอย่างละเอียดด้วยกรดไนตริกเข้มข้น 15 เปอร์เซ็นต์ (เจือจางกรดไนตริก 65%, Nitric acid 65% GR for analysis ISO, Merck ,Germany) (Brooks และคณะ, 2006:51) ปริมาตร 6 มิลลิลิตร และเร่งกระบวนการย่อยกระดูกด้วยการนำไปอุ่นบนแท่นให้ความร้อนไฟฟ้า (Electronic Heater Multi-Blok) (รูปที่ 14ก) อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 20 ชั่วโมง สลับกับการเขย่าด้วยเครื่องสั่น (Vortex mixer) จนกระทั่งกระดูกละลายหมด เมื่อสังเกตดูด้วยตาเปล่าสารละลายจะต้องไม่มีตะกอนของกระดูกเหลืออยู่ ทำการหยดไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ 30 เปอร์เซ็นต์ ลงในสารละลายเพื่อละลายส่วนของออกแกนที่ยังตกค้าง นำไปอุ่นบนแท่นให้ความร้อนไฟฟ้า ประมาณ 3 ชั่วโมงจนกว่าสารละลายจะมีความใส (รูปที่ 14ข) ปรับปริมาตรด้วยน้ำปราศจากไอออน เพื่อให้ได้ปริมาตร 10 มิลลิลิตร



รูปที่ 14ก แสดงแท่นให้ความร้อนไฟฟ้า (Electronic Heater Multi-Blok) ช่วยเร่งการละลาย

รูปที่ 14ข แสดงสารละลายที่มีความใส ไม่มีตะกอนของกระดูก

จ) การเก็บตัวอย่างเพื่อการตรวจสอบ

เมื่อสารละลายเย็นตัวลง บรรจุสารในขวดแก้วสีชาที่มีฝาปิด (รูปที่ 15ก) เพื่อนำไปวิเคราะห์โครเมียมและนิกเกิลด้วยเครื่องแกร์ไฟต์เฟอเนทอะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ (รูปที่ 15ข) ซึ่งมีขีดจำกัดต่ำสุดของเครื่องในการวิเคราะห์ (LOD; Limit Of Detection) โครเมียม และนิกเกิล คือ 0.05 และ 0.20 ไมโครกรัมต่อลิตรหรือเรียกว่า พีพีบี ซึ่งเป็นหน่วยที่ใช้รายงานผลความเข้มข้นในปริมาณที่น้อย ซึ่งหมายถึง ส่วนในพันล้านส่วน (ppb ; part per billion)



รูปที่ 15ก แสดงสารละลายที่ถูกเก็บในขวดบรรจุที่มีฝาปิดเพื่อนำไปวิเคราะห์โลหะ

รูปที่ 15ข วิเคราะห์โลหะด้วยเครื่องแกร์ไฟต์เฟอเนท อะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์

3.2.4. การวิเคราะห์ข้อมูลและการทดสอบผลโดยใช้สถิติ

ในการวิเคราะห์โลหะที่ตกค้าง จำเป็นต้องมีการย่อยกระดูกด้วยกรดให้เป็นสารละลาย ดังนั้น เมื่อวิเคราะห์โลหะหนักด้วยเครื่องแกร์ไฟต์เฟอเนทอะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ ซึ่งให้ผล ในหน่วยความเข้มข้น (ไมโครกรัมต่อลิตร) จึงต้องคำนวณหาปริมาณโลหะต่อหนึ่งหน่วยสาร โดยคำนวณจากปริมาตรสุทธิของสารละลายกระดูกและน้ำหนักของกระดูกหลังเผา การคำนวณปริมาณสาร(ไมโครกรัม,ug) ต่อหนึ่งหน่วยสาร(กรัม,g) หาจากสูตร

$$= \frac{\text{ความเข้มข้นของธาตุในสารละลาย (ug/lite) x ปริมาตรที่เจือจาง(lite)}}{\text{มวล (gram)}}$$

จากนั้นทำการคำนวณปริมาณโลหะที่ตกค้างจากหัวเจาะ (delta bone) จากผลต่างของปริมาณโลหะจากชิ้นกระดูกที่ถูกเจาะด้วยหัวเจาะที่ใช้เจาะครั้งต่างๆ กับ ปริมาณโลหะจากชิ้นกระดูกที่ไม่ผ่านการเจาะด้วยหัวเจาะใดๆ ดังแสดงในสูตร

ปริมาณโลหะที่ตกค้างจากหัวเจาะ (delta bone)

$$= \text{ปริมาณโลหะจากชิ้นกระดูกทั้งชิ้นที่ถูกเจาะด้วยหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 1 (ครั้งที่10 , ครั้งที่ 20) - ปริมาณโลหะจากชิ้นกระดูกที่ไม่ผ่านการเจาะด้วยหัวเจาะใดๆ}$$

นำผลจากการคำนวณปริมาณโลหะที่ตกค้างจากหัวเจาะ (delta bone) ในแต่ละครั้งของการเจาะ จากตัว 11 ตัว มาวิเคราะห์ผลการทดสอบโดยวิธีทางสถิติด้วยโปรแกรม SPSS for Windows (เวอร์ชัน 11.5) ดังนี้

ก) ศึกษาปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในแต่ละครั้งของการเจาะ โดยหาค่าเฉลี่ย ค่ากลาง และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละกลุ่ม ค่าสูงสุด ต่ำสุด และค่าเปอร์เซ็นต์ควอไทล์

ข) เปรียบเทียบค่าโครเมียมและนิกเกิลในกระดูกทั้งชิ้นที่ไม่ผ่านการเจาะด้วยหัวเจาะ รากเทียม กับ กระดูกที่ผ่านการเจาะกระดูกครั้งแรก ในวัวตัวเดียวกัน โดยการทดสอบผลต่างค่าเฉลี่ยระหว่าง 2 ประชากรแบบจับคู่ (Pair t-test)

ค) ทำการทดสอบการกระจายของข้อมูล

ค1) ถ้าการกระจายของข้อมูลเป็นแบบปกติ จะใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One- way ANOVA) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

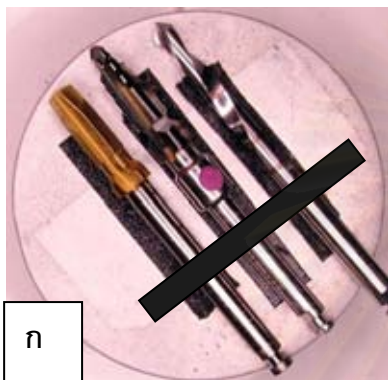
ค2) ถ้าการกระจายของข้อมูลไม่เป็นปกติ จะใช้การวิเคราะห์ข้อมูลด้วยการเปรียบเทียบค่ากลางของข้อมูล K ชุดที่เป็นอิสระต่อกัน ในการทดสอบสถิติในอนพารามิเทริกซ์ (Nonparametric test) โดยใช้สถิติครุสคัล-วัลลิส (Kruskal-Wallis test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เพื่อหาความแตกต่างของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในแต่ละครั้งการเจาะ และใช้สถิติการเปรียบเทียบพหุคูณระหว่างกลุ่ม (Multiple comparison between treatments) ในการจับคู่ที่ละกลุ่มหัวเจาะ เพื่อหาว่าการเจาะครั้งใดที่ทำให้เกิดความแตกต่างของปริมาณโลหะที่ออกมาแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

3.2.5 การศึกษาบริเวณพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

ก) การวิเคราะห์ชนิดของโลหะบนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

ตามมาตรฐานสากล (International Standard ISO 10993-18) ในการประเมินคุณลักษณะทางเคมีของเครื่องมือทางการแพทย์ ได้บ่งชี้ว่า การใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดและวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์เอ็กซ์ (Energy dispersive X-ray spectrometry, SEM-EDS/EDX) เป็นวิธีการทดสอบเพื่อวิเคราะห์องค์ประกอบของโลหะและอัลลอยบริเวณพื้นผิว ที่มีความเฉพาะเจาะจงสูง และสามารถวัดในแง่ปริมาณ (quantitative) และคุณภาพ (qualitative) ดังนั้น ในการทดลองจึงนำหัวเจาะรากเทียม ทั้ง 3 ชิ้น ติดลงบนแท่นยึด

เฉพาะ เพื่อไม่ให้ชิ้นงานเกิดการเคลื่อนที่ในระหว่างการวิเคราะห์ ทำการวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบของพื้นผิวหัวเจาะทั้ง 3 ชิ้น ก่อนการเจาะกระตุกด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์ (Energy dispersive X-ray spectrometry, SEM-EDS) ที่ 20 กิโลโวลต์ (kV) และตัวอย่างห่าง 10 มิลลิเมตร เพื่อศึกษาโลหะที่เป็นองค์ประกอบพื้นผิวหัวเจาะ (รูปที่ 16ก และ 16ข)



ก



ข

รูปที่ 16ก แสดงการเตรียมชิ้นตัวอย่างเพื่อวิเคราะห์โลหะบนพื้นผิว

รูปที่ 16ข แสดงกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์

ข) การศึกษาพื้นผิวหัวเจาะรากเทียมก่อนและภายหลังการเจาะกระตุก

นำหัวเจาะรากเทียมที่ผ่านการเจาะกระตุก ในการเจาะครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 มาทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดคลื่นไฟฟ้า เช็ดด้วยอะซิโตน เป่าหัวเจาะให้แห้งด้วยทริปเปอร์โซลิ่งค์ ทำการส่องบริเวณพื้นผิวหัวเจาะด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (Scanning electron microscope) ที่ 15 กิโลโวลต์ (kV) กำลังขยาย 50 เท่า และ 500 เท่า เปรียบเทียบกับพื้นผิวของหัวเจาะที่ไม่ผ่านการเจาะ

บทที่ 4

ผลการวิจัย

ผลการศึกษานี้ สามารถวิเคราะห์ผลการทดลอง เป็น 2 หัวข้อ ดังนี้

4.1 ผลการวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูกด้วยเครื่อง แกรฟไฟต์เฟอเนทอะตอม มิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์

4.2 ผลการวิเคราะห์บริเวณพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

4.2.1 ผลวิเคราะห์ชนิดของโลหะบนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

4.2.2 ผลการศึกษาพื้นผิวของหัวเจาะรากเทียมก่อนและภายหลังการเจาะกระดูก

4.1. ผลการวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูกด้วยเครื่อง แกรฟไฟต์เฟอเนทอะตอม มิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์

ภายหลังการคำนวณปริมาณโลหะ (ไม่โครกรัมต่อหนึ่งหน่วยสารกรัม)จากปริมาตรสุทธิของสารละลายกระดูกและน้ำหนักของกระดูกหลังเผาตามสูตรที่กล่าวมาแล้ว ในหัวข้อ กระบวนการวิจัย ในส่วน การวิเคราะห์ข้อมูล (3.2.4) ทำการหาปริมาณโลหะที่ตกค้างจากหัวเจาะ (delta metal in bone) จากสูตร

ปริมาณโลหะที่ตกค้างจากหัวเจาะ (delta bone)

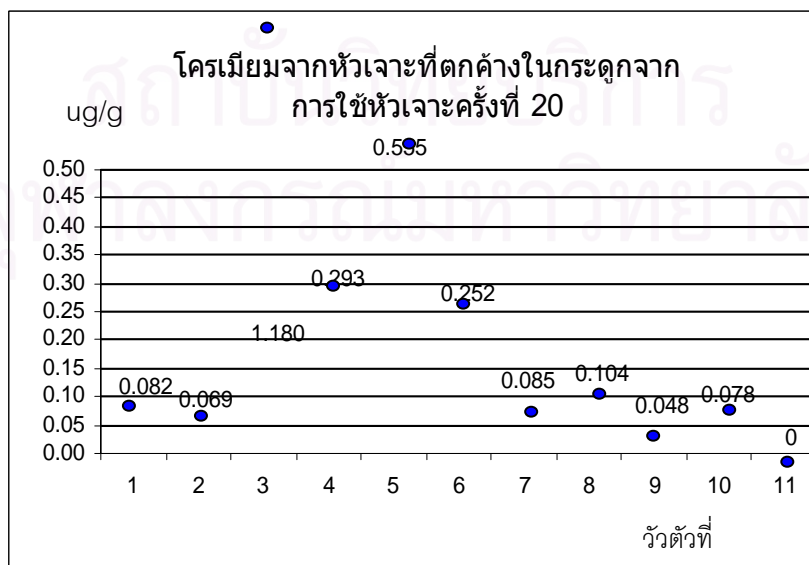
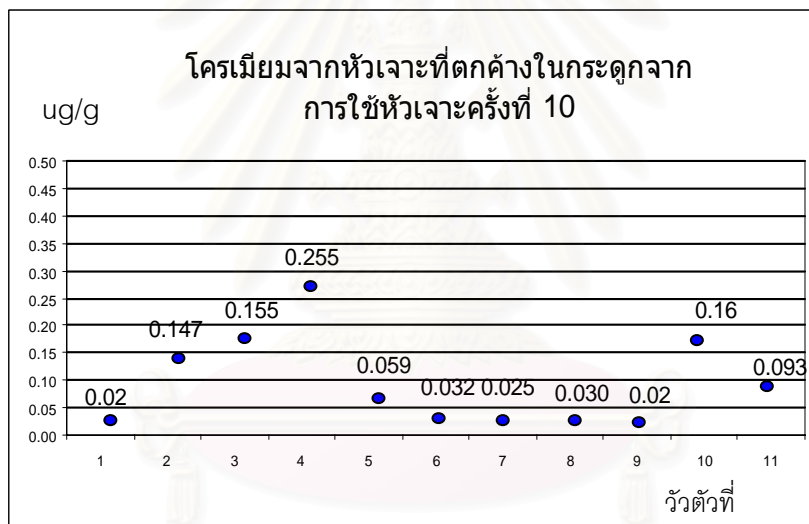
= ปริมาณโลหะจากชิ้นกระดูกทั้งชิ้นที่ถูกเจาะด้วยหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 1 (ครั้งที่10, ครั้งที่ 20) - ปริมาณโลหะจากชิ้นกระดูกที่ไม่ผ่านการเจาะด้วยหัวเจาะใดๆ

ได้ผลแสดงในตารางที่ 2 ซึ่งสามารถแสดงผลเป็นกราฟแยกตามประเภทโลหะ(รูปที่ 17,18)

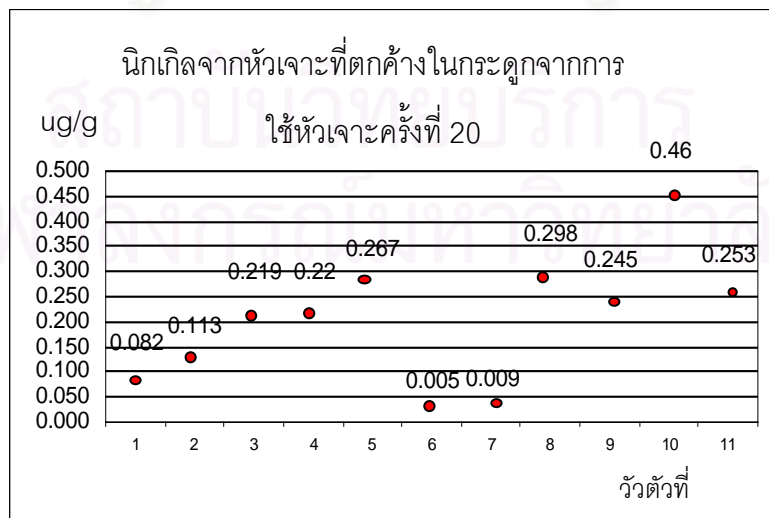
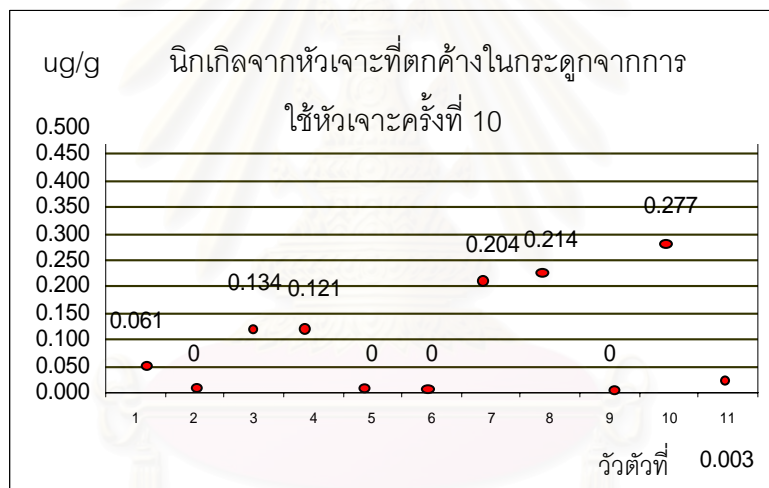
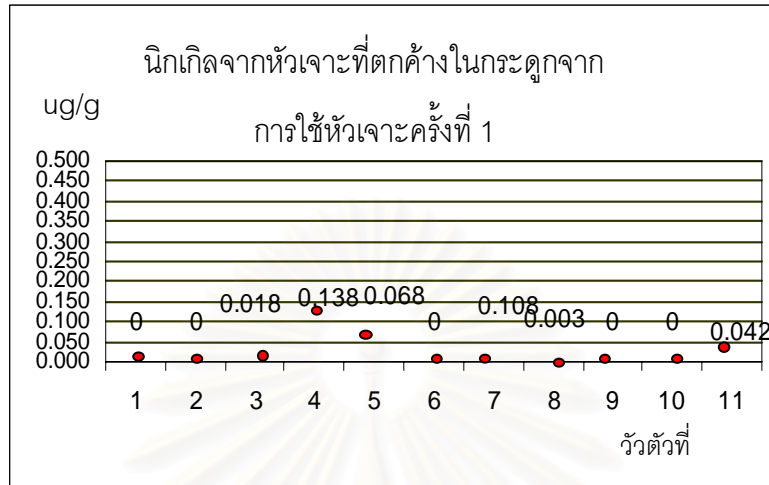
ตารางที่ 2 แสดงปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียม ทั้ง 3 ตัว ในการใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 ในกระดูกวัว

วัวตัวที่	ปริมาณโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะโดย มวล (ไมโครกรัม/กรัม ,ug/g) (delta Chromium in bone)			ปริมาณนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะ โดยมวล (ไมโครกรัม ,ug/g) (delta Nickel in bone)		
	ใช้ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 10	ครั้งที่ 20	ใช้ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 10	ครั้งที่ 20
1	0.066	0.020	0.082	0	0.061	0.082
2	0	0.147	0.069	0	0	0.113
3	0.010	0.155	1.180	0.018	0.134	0.219
4	0	0.255	0.293	0.138	0.121	0.220
5	0.066	0.059	0.555	0.068	0	0.267
6	0.413	0.032	0.252	0.000	0	0.005
7	0.003	0.025	0.085	0.108	0.204	0.009
8	0.001	0.030	0.104	0.003	0.214	0.298
9	0.001	0.020	0.048	0	0	0.245
10	0	0.160	0.078	0	0.277	0.460
11	0	0.093	0	0.042	0.003	0.253

รูปที่ 17 แสดงปริมาณโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียมในการใช้หัวเจาะครั้งต่างๆ



รูปที่ 18 แสดงปริมาณนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรอกที่นิยมในการใช้หัวเจาะครั้งต่างๆ



เมื่อนำปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียมในการใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 มาหาค่าเฉลี่ย ค่ากลาง ค่าสูงสุด ต่ำสุด ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานและค่าเปอร์เซ็นต์ควอไทล์ของปริมาณโครเมียมและนิกเกิล จะได้ผลดังแสดงในตารางที่ 3 และตารางที่ 4

ตารางที่ 3 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่ากลาง ค่าควอไทล์ ค่าต่ำสุดและสูงสุด ของโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียมที่ผ่านการใช้เจาะในครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20

การใช้หัวเจาะ (ครั้งที่)	ปริมาณโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัว ในการเจาะกระดูก				
	ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ค่ากลาง	ควอไทล์ที่ 25-75	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด
ครั้งที่ 1	0.045 ± 0.124	0.001	0.000-0.001	0.000	0.413
ครั้งที่ 10	0.090 ± 0.079	0.059	0.025-0.155	0.020	0.255
ครั้งที่ 20	0.249 ± 0.347	0.085	0.069-0.293	0.000	1.180

ตารางที่ 4 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่ากลาง ค่าควอไทล์ ค่าต่ำสุดและสูงสุด ของนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียม ที่ผ่านการใช้เจาะในครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20

การใช้หัวเจาะ (ครั้งที่)	ปริมาณนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัว ในการเจาะกระดูก				
	ค่าเฉลี่ย \pm ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ค่ากลาง	ควอไทล์ที่ 25-75	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด
ครั้งที่ 1	0.034 ± 0.049	0.003	0.000-0.068	0.000	0.138
ครั้งที่ 10	0.092 ± 0.103	0.061	0.000-0.204	0.000	0.277
ครั้งที่ 20	0.197 ± 0.135	0.220	0.082-0.267	0.005	0.460

การศึกษาปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะรากเทียม พบว่าการใช้หัวเจาะรากเทียมที่ใหม่หรือยังไม่ผ่านการใช้งานใดๆ เมื่อนำมาใช้เจาะกระดูกครั้งแรกพบว่ามีปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในกระดูกมีค่าน้อยที่สุด คือมีปริมาณโครเมียมเฉลี่ย 0.045 ± 0.124 ไมโครกรัม/กรัม และ นิกเกิล 0.034 ± 0.049 ไมโครกรัม/กรัม และเมื่อทำการใช้หัว

เจาะเป็นครั้งที่ 10 พบว่าค่าเฉลี่ยของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะ มีค่าเพิ่มขึ้น คือ 0.090 ± 0.079 ไมโครกรัม/กรัม และ 0.092 ± 0.103 ไมโครกรัม/กรัม สำหรับการใช้หัวเจาะเป็นครั้งที่ 20 นั้นทำให้ค่าเฉลี่ยของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลจากหัวเจาะตกค้างในกระดุกมากที่สุด คือ 0.249 ± 0.347 ไมโครกรัม/กรัม และ 0.197 ± 0.135 ไมโครกรัม/กรัม

เมื่อเปรียบเทียบค่าโครเมียมและนิกเกิลในกระดุกทั้งชิ้นที่ไม่ผ่านการเจาะด้วยหัวเจาะจากเทียบ กับ กระดุกที่ผ่านการเจาะกระดุกครั้งแรก ในวัฏตัวเดียวกัน โดยการทดสอบผลต่างค่าเฉลี่ยระหว่าง 2 ประชากรแบบจับคู่ (Pair t-test) (ตารางที่ 8 ในภาคผนวก) พบว่า ให้ค่า $p > 0.05$ ทั้งในโครเมียมและนิกเกิล ซึ่งแสดงว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในกระดุกที่ผ่านการเจาะกระดุกครั้งแรกกับกระดุกที่ไม่ผ่านการเจาะใดๆ ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

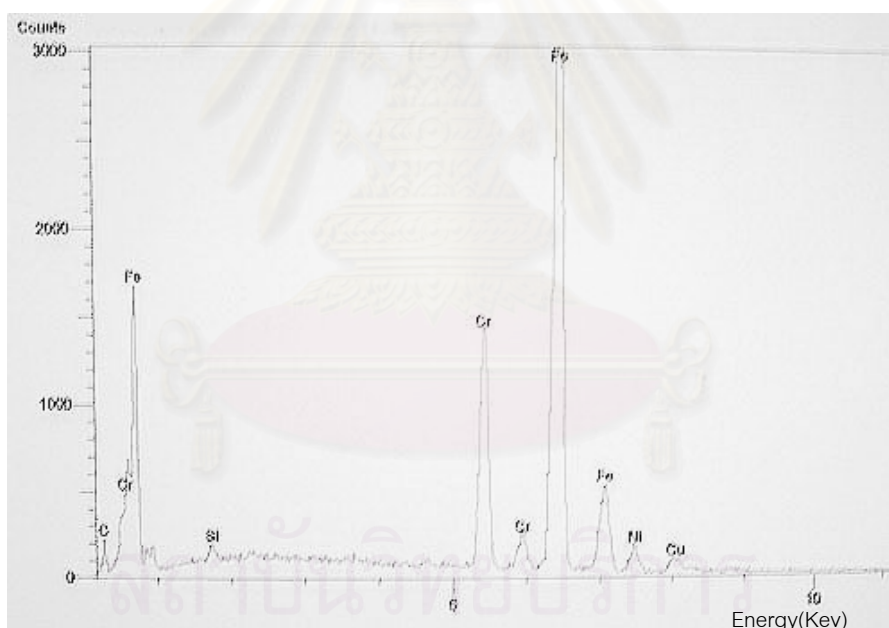
เมื่อทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในกระดุกจากการเจาะครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และ 20 พบว่า ให้ค่า $p < 0.05$ แสดงว่าข้อมูลมีการแจกแจงแบบไม่ปกติ ดังนั้นจึงวิเคราะห์ข้อมูล ด้วยการเปรียบเทียบค่ากลางของข้อมูล K ชุดที่เป็นอิสระต่อกัน ในสถิตินอนพาราเมตริกซ์ (Nonparametric test) (ตารางที่ 9 ในภาคผนวก) โดยใช้สถิติครุสคัล-วัลลิส (Kruskal-Wallis test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เพื่อทดสอบความแตกต่างทางสถิติของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะ ในการเจาะครั้งที่ 1 ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 ซึ่งพบว่า ให้ค่า $p < 0.05$ แสดงว่าปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในการเจาะแต่ละครั้งกำหนดในงานวิจัยนี้ มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อทำการทดสอบเปรียบเทียบความแตกต่างของโครเมียมที่ตกค้างในหัวเจาะแต่ละครั้งด้วยการทดสอบผลต่างของลำดับค่าเฉลี่ยแบบจับคู่ โดยการใช่วิธีการเปรียบเทียบพหุคูณระหว่างกลุ่ม (Multiple comparison between treatments) (ตารางที่ 10 ในภาคผนวก) พบว่า ผลต่างค่าเฉลี่ยของโครเมียมเมื่อเปรียบเทียบในการเจาะครั้งที่ 1 กับครั้งที่ 10 และในการเจาะครั้งที่ 1 กับครั้งที่ 20 ต่างพบว่า มีค่ามากกว่าค่าวิกฤต (critical value) ซึ่งแสดงว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะเมื่อใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 เจาะกระดุกกับหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 10 และมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะ เมื่อใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 เจาะกระดุกกับหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 20 แต่เมื่อเปรียบเทียบเทียบการตกค้างของโครเมียมจากหัวเจาะในการเจาะครั้งที่ 10 กับครั้งที่ 20 พบว่าผลต่างของค่าเฉลี่ยมีค่าน้อยกว่าค่าวิกฤต แสดงว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะเมื่อใช้หัวเจาะครั้งที่ 10 เจาะกระดุกกับหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 20 แต่สำหรับนิกเกิลนั้นพบว่า พบว่า มีเพียงการเจาะครั้งที่ 1 และครั้งที่ 20 ที่ให้ค่ามากกว่าค่าวิกฤต ซึ่งแสดงว่า มีความ

แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะเมื่อใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 เจาะกระดูก กับหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 20 เท่านั้น

4.2. ผลการวิเคราะห์บริเวณพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

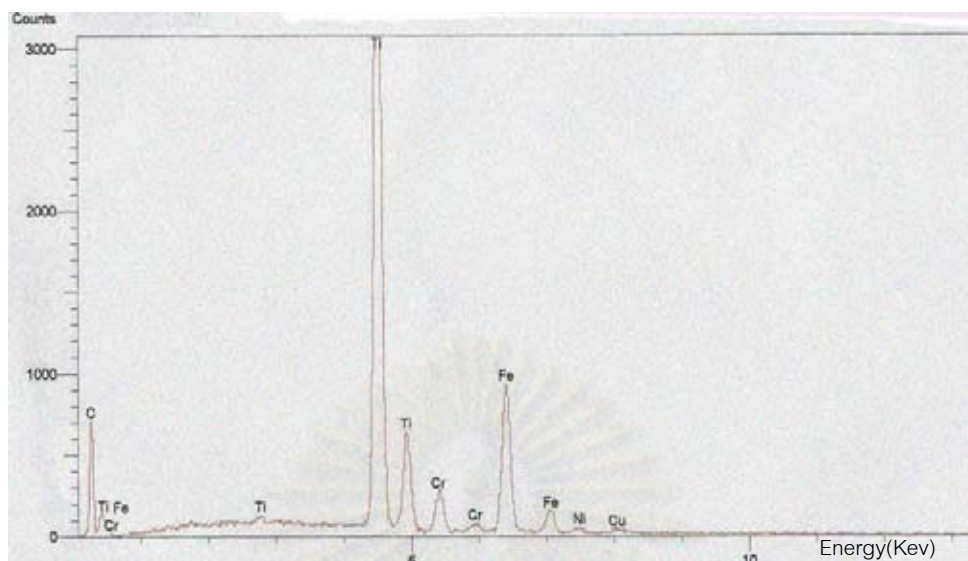
4.2.1 ผลวิเคราะห์ชนิดของโลหะบนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

ผลวิเคราะห์ชนิดของโลหะบริเวณพื้นผิวของธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอกซ์ พบว่า โลหะที่เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่บริเวณพื้นผิวหัวเจาะเทปเปอร์ทีปดริว ได้แก่ เหล็ก (Fe), โครเมียม (Cr), นิกเกิล (Ni), โมลิบดีนัม (Mo), ซิลิกอน (Si), คาร์บอน (C) ซึ่งแสดงผลในรูปสเปกตรัม (รูปที่ 19) จากรูปพบว่า เหล็ก เป็นองค์ประกอบบริเวณพื้นผิวมากที่สุด และโครเมียม เป็นลำดับรองลงมา



รูปที่ 19 แสดงสเปกตรัมที่เกิดจากการวิเคราะห์โลหะบริเวณพื้นผิวหัวเจาะเทปเปอร์ทีปดริว

โลหะที่เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่บริเวณพื้นผิวหัวเจาะเทปเปอร์ทีปดริว ได้แก่ ไททาเนียม (Ti), เหล็ก (Fe), โครเมียม (Cr), คาร์บอน (C), นิกเกิล (Ni), คอปเปอร์ (Cu) ซึ่งแสดงผลในรูปสเปกตรัม (รูปที่ 20) จากรูปพบว่า มีไททาเนียม เป็นองค์ประกอบบริเวณพื้นผิวมากที่สุด เหล็กและโครเมียม เป็นลำดับรองลงมา



รูปที่ 20 แสดงสเปกตรัมที่เกิดจากการวิเคราะห์โลหะบริเวณพื้นผิวหัวเจาะเทปเปอร์ดริว

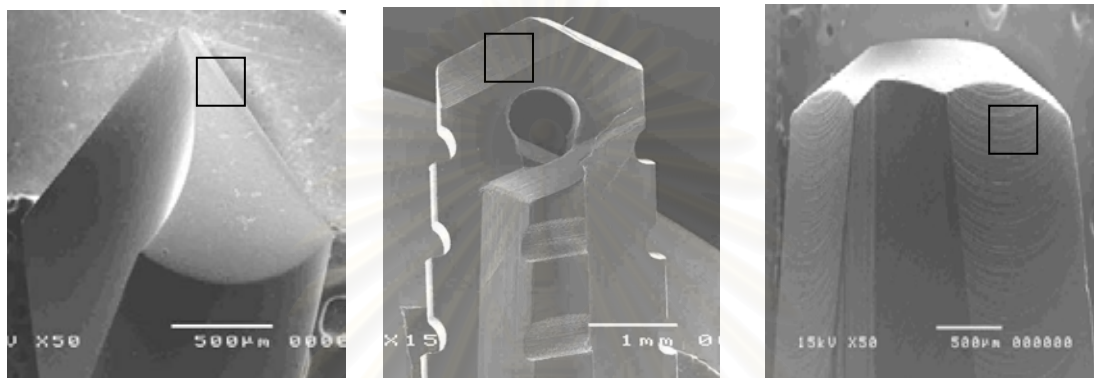
โลหะที่เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่บริเวณพื้นผิวหัวเจาะรีมเมอร์ที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัย พัฒนาผลิตภัณฑ์และอุปกรณ์ ได้แก่ ไททาเนียม (Ti), ไนโตรเจน (N) , เหล็ก (Fe) ซึ่งแสดงผลในรูปสเปกตรัม (รูปที่ 21) จากรูปพบว่า ไททาเนียม เป็นองค์ประกอบบริเวณพื้นผิวมากที่สุด และไนโตรเจน เป็นลำดับรองลงมา



รูปที่ 21 แสดงสเปกตรัมที่เกิดจากการวิเคราะห์โลหะบริเวณพื้นผิวหัวเจาะรีมเมอร์ ที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์และอุปกรณ์

4.2.2 ผลการศึกษาพื้นผิวของหัวเจาะรากเทียมก่อนและภายหลังการเจาะกระดูก

ทำการตรวจพื้นผิวหัวเจาะรากเทียมก่อนทำการเจาะกระดูก และภายหลังการเจาะกระดูก ครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 ในหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัว ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด กำลังขยาย 50 เท่า และ 500 เท่า ได้ผลดังแสดงในรูปที่ 22 และ 23



หัวเจาะที่ไม่ผ่านการเจาะกระดูก

(ก) x50

(ข) x50

(ค) x50



หัวเจาะที่ไม่ผ่านการเจาะกระดูก

(ก) x500

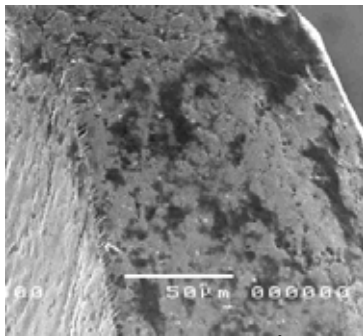
(ข) x500

(ค) x500

รูปที่ 22 แสดงลักษณะพื้นผิวก่อนทำการเจาะกระดูกของหัวเจาะรากเทียม ทั้ง 3 ตัว

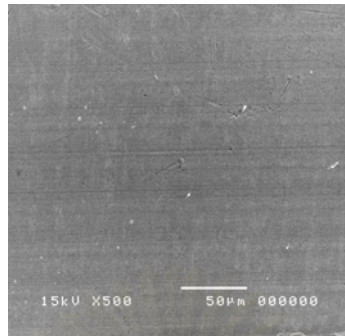
กำลังขยาย 50 เท่า (รูปบน) และกำลังขยาย 500 เท่า (รูปล่าง)

- (ก) เทปเปอร์ทีปดริว เส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร
- (ข) เทปเปอร์ดริว เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร
- (ค) หัวเจาะรีมเมอร์ที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์ ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร

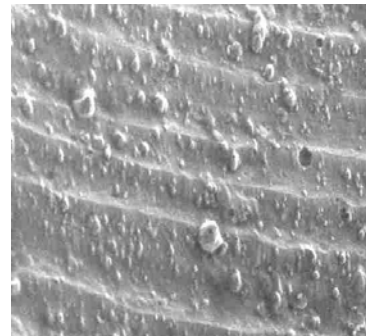


หัวเจาะที่เจาะกระดูกครั้งที่ 10

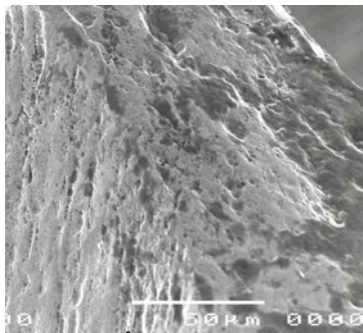
(ก) x500



(ข) x500

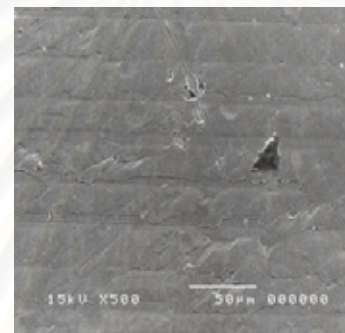


(ค) x500

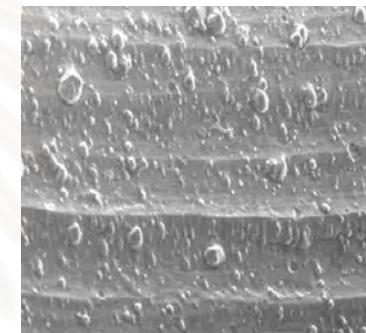


การเจาะครั้งที่ 20

(ก) x500



(ข) x500



(ค) x500

รูปที่ 23 แสดงลักษณะพื้นผิวภายหลังการเจาะครั้งที่ 10 (รูปบน) และครั้งที่ 20 (รูปล่าง) ของหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัว กำลังขยาย 500 เท่า

(ก) เทปเปอร์ทีปดริว เส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร

(ข) เทปเปอร์ดริว เส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร

(ค) หัวเจาะรีมเมอร์ที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์ ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร

จากรูป 22 และ 23 แสดงให้เห็นว่า พื้นผิวของหัวเจาะรากเทียมเทปเปอร์ทีปดริวก่อนการเจาะมีความเรียบมากที่สุด โดยพบหลุมและร่องบนพื้นผิวน้อยกว่า เมื่อเทียบกับหัวเจาะที่ผ่านการเจาะกระดูกครั้งที่ 10 และ 20 ในส่วนของพื้นผิวของหัวเจาะเทปเปอร์ดริวนั้น พบมีความขรุขระของพื้นผิวในหัวเจาะที่ผ่านการเจาะกระดูกครั้งที่ 20 ส่วนหัวเจาะรีมเมอร์ที่ผลิตในโครงการวิจัยพัฒนา

ผลิตรากเทียมและอุปกรณ์ พบพื้นผิวก่อนการเจาะ และภายหลังการเจาะ มีพื้นผิวหัวเจาะ
ใกล้เคียงกัน ไม่เห็นความเปลี่ยนแปลงอย่างชัดเจน



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5

อภิปรายการวิจัย สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 อภิปรายการวิจัย

แบ่งเป็น 2 ตอน คือ

ตอนที่ 1 อภิปรายวัสดุอุปกรณ์ และวิธีการทดลอง

ตอนที่ 2 อภิปรายผลการวิจัย

ตอนที่ 1 อภิปรายวัสดุอุปกรณ์ และวิธีการทดลอง

การหาปริมาณของธาตุที่มีปริมาณน้อยๆ (trace element) ให้ถูกต้องแม่นยำนั้น นับว่าเป็นสิ่งที่มีความยาก โดยเฉพาะถ้าสารตัวอย่างที่จะวิเคราะห์เป็นตัวอย่างทางชีวภาพ (biologic sample) และมีปริมาณน้อยด้วยแล้ว ก็ยิ่งส่งผลให้การวิเคราะห์มีความยากเพิ่มขึ้น ดังนั้น เพื่อเป็นการลดปัจจัยที่จะส่งผลต่อการวิเคราะห์ให้น้อยที่สุด ในทุกขั้นตอนจึงต้องหลีกเลี่ยงปัจจัยที่อาจส่งผลต่อการวิเคราะห์เท่าที่จะเป็นไปได้ ดังในการเตรียมวัสดุอุปกรณ์ในการทดสอบ เช่น ชี้นกระดูก เครื่องจำลองการเจาะกระดูก และกระบวนการวิเคราะห์ธาตุโดยใช้เครื่องแก๊สเฟสเพอเนทอะตอมมิกแอบซอร์พชันสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ ซึ่งจะกล่าวโดยละเอียดต่อไป

ก) ชี้นกระดูก (bone block)

ก่อนการทดลองจริง ได้มีการทำการทดลองนำร่อง โดยมีจุดประสงค์ เพื่อศึกษาปริมาณโลหะในชี้นกระดูกวัว ที่ถูกตัดจากซากวัวบริเวณใกล้กัน ในวัวตัวเดียวกัน ทำการศึกษาในวัว 3 ตัว โดย วัว แต่ละตัวจะนำซากวัวมาทำการตัดชี้นกระดูก ให้ได้ 3 ชี้น โดยมีขนาดและข้อกำหนดเช่นเดียวกันกับในขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยที่ได้กล่าวไปแล้ว ในหัวข้อ 3.1-3.5 โดยผลการคำนวณปริมาณโลหะในชี้นกระดูกวัว ได้ผล แสดงในตารางที่ 5

ตารางที่ 5 แสดงปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในชั้นกระดูก ที่ตัดจากบริเวณใกล้เคียงกันในกระดูกขากรรไกรวัว

วัวตัวที่	ปริมาณโครเมียมในชั้นกระดูก (ไมโครกรัม/กรัม ,ug/g)			ปริมาณนิกเกิลในชั้นกระดูก (ไมโครกรัม/กรัม ,ug/g)		
	ชั้นที่ 1	ชั้นที่ 2	ชั้นที่ 3	ชั้นที่ 1	ชั้นที่ 2	ชั้นที่ 3
1	1.196	1.188	1.187	0.763	0.701	0.741
2	1.194	1.036	1.128	1.840	1.626	1.606
3	1.222	1.183	1.238	0.978	0.784	0.859

เมื่อนำค่าที่ได้ ไปวิเคราะห์ข้อมูล ด้วยการเปรียบเทียบค่ากลางของข้อมูล K ชุดที่เป็นอิสระต่อกัน ในสถิตินอนพาราเมทริกซ์ โดยใช้สถิติครุสคัล-วัลลิส ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (ตารางที่ 11 ในภาคผนวก) เพื่อศึกษาปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในชั้นกระดูกวัว ที่ถูกตัดจากขากรรไกรวัว บริเวณใกล้เคียงกัน ในวัวตัวเดียวกัน พบว่า มีค่ามากกว่า 0.05 แสดงว่า **ไม่มีความแตกต่างของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในชั้นกระดูกวัวแต่ละชั้น ภายในวัวตัวเดียวกัน**


แม้ว่า ในกระดูกอาจมีปริมาณโลหะในชั้นกระดูกที่ไม่เท่ากันพอดี แต่จากการทดสอบและการวิเคราะห์สถิติ พบว่า ในวัวตัวเดียวกัน ปริมาณโลหะในกระดูกทุกชั้นมีค่าใกล้เคียงกัน และไม่พบความแตกต่างของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในชั้นกระดูกวัวแต่ละชั้น ภายในวัวตัวเดียวกัน จึง เป็นแนวทางในการดำเนินงานวิจัยในการเตรียมกระดูกทดสอบจากกระดูกขากรรไกรวัว

เนื่องจากกระดูกมีส่วนประกอบทั้งกระดูกทึบและกระดูกโปร่ง แม้ว่า ความหนาแน่นของกระดูกและความสัมพันธ์ระหว่างกระดูกทึบ(cortex) และกระดูกโปร่ง (cancellous) ในกระดูกขากรรไกร มีความใกล้เคียงกับกระดูกขากรรไกรล่างในคน (Reingewirtz, 1997:8 ; Krause และ คณะ, 1982:15 ; Margel-Robertson และ Smith, 1978:11) แต่ปริมาณไขกระดูกและรากฟันที่ยาว จึงทำให้จำกัดการใช้กระดูกได้เพียงบริเวณ หลังต่อฟันกรามซี่สุดท้าย และเนื่องจากต้องการกำหนดให้ความหนาแน่นของกระดูกทึบและกระดูกโปร่งมีความเท่ากันทุกชั้น เพื่อจำลองให้กระดูกมีความแข็งแรงใกล้เคียงกันมากที่สุด จึงทำให้ตัดกระดูกทดสอบได้เพียง 4 ชั้นในขากรรไกรวัว 1 ตัว

ข) การตัดกระดูก

กระดูกจะถูกตัดเป็นชิ้นสี่เหลี่ยม ตามขนาดที่กำหนดไว้ในขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย โดยด้านทั้งหมดของชิ้นกระดูก จะถูกตัด ด้วยเครื่องตัดฟันใบเลื่อยเพชรชนิดความเร็วต่ำ (Low Speed Cutting Machine ; Isomet™ 1000 Precision saw) ซึ่งเป็นแผ่นทองเหลือง ที่มีการเคลือบผิวด้านตัดด้วยกากเพชรบริเวณด้านนอก ดังนั้น เพื่อให้แน่ใจว่าโลหะที่ต้องการทดสอบ นั้นคือ โครเมียม และนิกเกิล จะไม่เกิดจากการตกค้างจากใบเลื่อยเพชรในการตัดชิ้นกระดูก จึงทำการวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบของพื้นผิวของใบเลื่อยเพชร ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดและวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์ (Energy dispersive X-ray spectrometry, SEM-EDS) ที่ 20 กิโลโวลต์ (kV) แสดงผลในรูปกราฟ (ตารางที่ 12 ในภาคผนวก) พบว่า บริเวณด้านในซึ่งเป็นแผ่นสี่เหลี่ยม นั้น มีองค์ประกอบ ของ คอปเปอร์ (Cu) , ดีบุก (Sn) , ซิลิกอน (Si) ด้านนอกใบเลื่อยที่มีการเคลือบผิวให้หยาบด้วยกากเพชร มีองค์ประกอบของคาร์บอน (C) ซึ่งสรุปได้ดังตารางที่ 6

ตารางที่ 6 แสดงผลวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบของใบเลื่อยตัด Isomet™ 1000 Precision saw

ใบเลื่อยตัด Isomet™	บริเวณด้านที่ถูกนำไปวิเคราะห์ ธาตุ	องค์ประกอบบริเวณพื้นผิว
 ด้านที่โคด □	ด้านที่มีการเคลือบผิวด้านตัดด้วยกากเพชร	C
ด้านใน □	ด้านใน	Cu , Sn , Si

ค) เครื่องเจาะกระดูก

ในการวิจัยนี้ ไม่ได้ใช้เครื่องเจาะกระดูก ที่ใช้จริงในการฝังรากเทียมจริงในผู้ป่วย เนื่องจากต้องการควบคุมปัจจัยในเรื่องของแรงกดที่กระทำกับหัวเจาะ เนื่องจาก อาจทำให้เกิดแรงกดจากมือ ถ่ายทอดไปบริเวณด้ามจับ (hand piece) ที่ไม่สม่ำเสมอ ซึ่งอาจส่งผลให้แรงในการเจาะมีความแตกต่างกันในการเจาะกระดูกแต่ละชิ้น ในการวิจัยนี้ จึงได้นำเครื่องกำหนดการตั้งฉากของหัวกรอไอโซพาราเรลมิเตอร์ (Isoparallelometer) และแทนจับชิ้นงานมาใช้ ซึ่งสามารถตั้งค่าความเร็วรอบให้เท่ากับ ความเร็วรอบที่ใช้จริงในการเจาะกระดูก. Eriksson, Albrektsson , (1984b:thesis) ได้แนะนำว่า ในการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียมนั้น เพื่อไม่ให้เกิดอันตรายกับกระดูกจากอุณหภูมิที่สูงเกินไป ควรตั้งค่าความเร็วรอบ อยู่ระหว่าง 1,000 ถึง 2,000 รอบต่อ นาที การควบคุมแรงกดจากงานวิจัยนี้ ได้ใช้ตุ้มน้ำหนักที่มีน้ำหนักใกล้เคียงกับค่าแรงกดแรงมาตรฐาน ที่ใช้ในกระบวนการระหว่างการเจาะกระดูก ซึ่งมีข้อมูลพื้นฐานจากค่าเฉลี่ยในการ

ทดลองทางคลินิก คือ การเจาะด้วยแรง 2,000 กรัม ซึ่งเป็นแรงที่ทำให้เกิดผลทางคลินิกในการเจาะกระดูก ที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนที่มากเกินไป (Cordioli และ Majzoub, 1997 ; John ,Hobkirk และ Rusiniak , 1977) การเจาะด้วยเครื่องเจาะในงานวิจัยนี้ เป็นการ การใช้แรงกดเจาะแบบต่อเนื่อง (continuous force) ซึ่งอาจไม่สามารถเลียนแบบลักษณะการเจาะที่มีลักษณะแรงเจาะแบบหยุดเว้นเป็นช่วงได้ (Intermittent drilling motion) เนื่องจาก การขยับขึ้นและลงของหัวเจาะที่ไม่เท่ากัน อาจส่งผลต่อแรงที่เกิดขึ้นที่ไม่สม่ำเสมอของหัวเจาะในกระดูก

ง) การตรวจ วิเคราะห์สารตัวอย่างชีวภาพ และเทคนิคในการวิเคราะห์

ง1). การวิเคราะห์ชนิดของโลหะพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

ตามมาตรฐานสากล (International Standard ISO 10993-18) ในการประเมินคุณลักษณะทางเคมีของเครื่องมือทางการแพทย์ ได้บ่งชี้ว่า การใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดและวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์ (Energy dispersive X-ray spectrometry, SEM-EDS/EDX) เป็นวิธีการทดสอบเพื่อวิเคราะห์องค์ประกอบของโลหะและอัลลอยบริเวณพื้นผิว ที่มีความเฉพาะเจาะจงสูง

ง2). กระบวนการวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูก

เนื่องจาก เป็นงานวิเคราะห์ทางปริมาณที่ต้องการความถูกต้องสูง สารเคมีที่เลือกใช้จึงเป็นผลิตภัณฑ์ที่เป็นเกรดการวิเคราะห์ เช่น

ง2.1) กรดไนตริก 65% ที่ใช้ในงานวิจัย(Guaranteed reagent ;GR for analysis ISO, Merck ,Germany) เป็นกรดที่อยู่ในเกรดงานวิเคราะห์ ซึ่งกรดชนิดนี้มีเปอร์เซ็นต์ความบริสุทธิ์สูงกว่าเกรดปฏิบัติการ โดยทั่วไป มีความบริสุทธิ์สูงกว่า 99% มีมลทินน้อยมาก ซึ่งเปอร์เซ็นต์ความบริสุทธิ์กับมลทินของกรดในเกรดนี้จะต้องอยู่ในมาตรฐานที่ได้กำหนดไว้ (ชุดิมา ศรีวิบูลย์ และ ธวัชชัย ศรีวิบูลย์, 2540 :111)

ง2.2) ไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์เข้มข้น 30 % (Hydrogen peroxide solution 30%, AnalaR^R VWR International Ltd.) ที่ใช้ในการทดลอง ที่ได้รับมาตรฐานของ Analar Standard for Laboratory Chemical ว่าเป็นเกรดมาตรฐานงานวิเคราะห์

ง3). เทคนิคอะตอมมิกแอบซอร์ปชันสเปกโตรโฟโตมิเตอร์

การวิเคราะห์หาปริมาณของธาตุที่มีปริมาณน้อยๆ ให้แม่นยำนั้น การตัดสินใจเลือกเทคนิคและเครื่องมือวิเคราะห์ จึงเป็นสิ่งที่มีความสำคัญมาก มิฉะนั้น แล้วอาจจะไม่ได้รับผลการวิเคราะห์

หรือให้ผลการวิเคราะห์ที่ไม่ถูกต้อง ดังนั้น เทคนิคที่จะใช้จึงต้องมีเซนซิวิตีสูงพอ หรือสามารถหาวิธีเพิ่มเซนซิวิตีได้ (อาสาฬห์ จิตรแจ่ม, 2539: เมษายน)

เครื่องมือที่ใช้วิเคราะห์ธาตุปริมาณน้อยๆ ได้แก่ เฟลม อะตอมมิก แอบซอร์พชัน สเปกโทรมิเตอร์ หรือ เฟลม เอเอ (Flame atomic absorption spectrometer, Flame AA), แกร์ไฟต์เฟอ์เนช อะตอมมิก แอบซอร์พชัน สเปกโทรมิเตอร์ หรือ แกร์ไฟต์ เฟอ์เนช เอเอ (Graphite furnace atomic absorption spectrometer, Furnace AA), อินดักทีฟ คอปเปิล พลาสมา อะตอมมิก อีมิสชัน สเปกโทรมิเตอร์ หรือ ไอซีพี (Inductively coupled plasma atomic emission spectrometer) ดังนั้น การจะเลือกเครื่องมือใดในการวิเคราะห์ จึงขึ้นอยู่กับชนิดของตัวอย่าง วัตถุประสงค์การหา ค่าใช้จ่ายที่ประหยัด ความสะดวกรวดเร็ว และความถูกต้องแม่นยำ ในการวิจัยนี้สิ่งที่คำนึงในการเลือกเครื่องมือวิเคราะห์ธาตุ คือ ขีดจำกัดการวัด และความถูกต้องแม่นยำ มีผู้ศึกษาเปรียบเทียบขีดจำกัดของการวัด (Detection limit) ของเครื่องเฟลม เอเอ, เฟอ์เนช เอเอ และ ไอซีพี พบว่า ถ้าต้องการหาปริมาณธาตุที่มีต่ำมากๆ เฟอ์เนช เอเอ ดีกว่าทั้งสองเทคนิค ประมาณ 100-1,000 เท่า (จินตนา สายวรรณ, 2535: 22) (ตารางที่ 13 ในภาคผนวก)

ในการวิเคราะห์ธาตุด้วยเครื่องแกร์ไฟต์ เฟอ์เนช เอเอ (Graphite furnace atomic absorption spectrometer, Furnace AA) (Spectra AA240Z, Varian) ในงานวิจัยนี้

ง3.1) ได้มีการเตรียมความเข้มข้นของสารละลายมาตรฐาน ในช่วงความเข้มข้น 1-15

ไมโครกรัมต่อลิตรสำหรับธาตุโครเมียม และ 4-20 ไมโครกรัมต่อลิตรในนิกเกิล

ง3.2) การวิเคราะห์หามีค่าเฉลี่ยประสิทธิภาพของวิธี (% Recovery) ร้อยละ 95 (เกณฑ์การยอมรับ = 80-120%)

ง3.3) ขีดจำกัดการวัดต่ำสุด (LOD ;Limit of detection) ของโครเมียมและนิกเกิล คือ 0.05 ไมโครกรัมต่อลิตร(ppb) และ 0.20 ไมโครกรัมต่อลิตร(ppb)

ง3.4) ขีดจำกัดการยอมรับ(Limit of quarantee) ของโครเมียมและนิกเกิล คือ 1 ไมโครกรัมต่อลิตร(ppb) ซึ่งในการทดลอง ไม่พบสารละลายกระดุกที่มีค่าต่ำกว่า 1 ppb

แม้ว่า การทดสอบด้วยเครื่องแกร์ไฟต์ เฟอ์เนช เอเอ (Graphite furnace atomic absorption spectrometer, Furnace AA) จะมีข้อดีในเรื่องขีดจำกัดการวัด และความแม่นยำที่สูง แต่ข้อเสียที่พบ คือ การวิเคราะห์มีราคาสูง ต้องใช้นักเทคนิควิเคราะห์ที่มีความชำนาญ และ เครื่องที่มีขีดจำกัดการวัดที่มีค่าน้อยๆ หาได้ยาก ขึ้นอยู่กับรุ่นของเครื่อง

ตอนที่ 2 อภิปรายผลการวิจัย แบ่งเป็น

- 2.1 อภิปรายผลการศึกษาพื้นผิวหัวเจาะรากเทียมก่อนและหลังการเจาะกระดูก ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด
- 2.2 อภิปรายผลการวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่บนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม ด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอ็กซ์
- 2.3 อภิปรายผลการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลที่เกิดจากหัวเจาะในกระดูก
- 2.4 อภิปรายปริมาณการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลที่เกิดจากหัวเจาะในกระดูก เปรียบเทียบกับ ระดับค่าโครเมียมและนิกเกิลที่มีผลต่อภาวะบกพร่องของการสร้างกระดูกในงานวิจัยอื่นๆ

2.1 อภิปรายผลการศึกษาพื้นผิวหัวเจาะรากเทียมก่อนและหลังการเจาะกระดูก ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด




ผลจากการศึกษาพื้นผิวของหัวเจาะรากเทียมเทปเปอร์ทริว ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นหัวเจาะนำตัวแรก ที่ใช้ในการเจาะกระดูก พบว่าก่อนการเจาะกระดูก หัวเจาะมีพื้นผิวที่มีความเรียบ พบหลุมและร่องบนพื้นผิวน้อยกว่าหัวเจาะที่ผ่านการเจาะกระดูกครั้งที่ 10 และ 20 ซึ่งแสดงให้เห็นหลุมและร่องที่มีขนาดใหญ่และลึกมากขึ้นบริเวณพื้นผิว การเสียดสีของหัวเจาะกับกระดูกในการใช้หัวเจาะซ้ำๆ อาจทำให้เกิดการหลุดออกของเนื้อโลหะบริเวณพื้นผิว การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นอาจมีปริมาณน้อยจนไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงลักษณะใดๆบนหัวเจาะ เมื่อสังเกตด้วยตาเปล่า แต่เมื่อใช้เครื่องมือที่มีกำลังขยายสูงขึ้นจึงพบลักษณะการเปลี่ยนแปลงที่แตกต่างจากหัวเจาะที่ไม่ผ่านการใช้งาน อย่างเห็นได้ชัด

ในขณะที่หัวเจาะเทปเปอร์ทริว มีการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวเล็กน้อย ซึ่งแสดงให้เห็น รอยคลื่นไม่เรียบบริเวณพื้นผิวภายหลังการเจาะครั้งที่ 20 แต่ไม่พบการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวภายหลังการเจาะครั้งที่ 10 เมื่อเทียบกับพื้นผิวก่อนเจาะเช่นเดียวกันหัวเจาะรีมเมอร์ที่ผลิตในโครงการวิจัย พัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์ที่ไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงใดๆบริเวณพื้นผิวหัวเจาะหลังการเจาะครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 เมื่อเทียบกับพื้นผิวก่อนการใช้งาน โดยยังพบการกระจายของเม็ดบีด (bead) ใกล้เคียงกันทุกครั้ง จากผลการทดลองแสดงว่าหัวเจาะเทปเปอร์ทริวมีการหลุดออกของเนื้อโลหะบริเวณพื้นผิวเล็กน้อย เช่นเดียวกับหัวเจาะรีมเมอร์ที่ผลิตในโครงการวิจัยพัฒนารากเทียมที่ส่วนหัวเจาะมีการหลุดออกของโลหะบริเวณพื้นผิวน้อยมากจนไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงเมื่อใช้เครื่องมือที่มีกำลังขยายสูง

2.2 อภิปรายผลการวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่บนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม ด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอกซ์

จากการวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบบนพื้นผิวหัวเจาะ สามารถสรุปผลวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่บนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียมได้ดัง ตารางที่ 7

ตารางที่ 7 สรุปผลวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบส่วนใหญ่บนพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

รูปร่างหัวเจาะ	ผลการศึกษาพื้นผิวของหัวเจาะ	องค์ประกอบส่วนใหญ่บริเวณพื้นผิว
	เทปเปอร์ทิปดริว	Fe **, Cr *, Ni , Mo , Si , C
	เทปเพอร์ดริว	Ti **, Fe *, Cr , C , Ni , Cu
	ดริวที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตรากเทียมและอุปกรณ์	Ti **, N *, Fe

** หมายถึง โลหะที่พบสูงสุดบริเวณพื้นผิวหัวเจาะรากเทียม

* หมายถึง โลหะที่พบบริเวณพื้นผิวหัวเจาะรากเทียมมากในลำดับรองลงมา

แม้ว่าจะไม่สามารถบอกปริมาณของโลหะที่แน่นอนได้จากกราฟการวิเคราะห์ แต่ความสูงของเส้นโลหะที่ขึ้นสูงแตกต่างกัน สามารถเปรียบเทียบปริมาณความมากน้อยของโลหะที่พบบนหัวเจาะได้ จากการวิเคราะห์พบว่าหัวเจาะเทปเปอร์ทิปดริว มีค่าความสูงของเหล็กจากกราฟสูงที่สุด นั่นแสดงว่าเหล็กเป็นองค์ประกอบบริเวณพื้นผิวหัวเจาะมากที่สุด และจากกราฟมีโครเมียมและ นิกเกิล สูงเป็นลำดับต่อมา ซึ่งจากลักษณะของโลหะที่พบ หัวเจาะเทปเปอร์ทิปดริวน่าจะจัดอยู่ในกลุ่มเหล็ก ประเภท เหล็กกล้าไร้สนิม ที่ไม่มีการเคลือบผิวใดๆ (coating) บริเวณหัวเจาะ

จากการวิเคราะห์โลหะในหัวเจาะเทปเพอร์ดริว พบว่าจากกราฟมีค่าความสูงของไททานเนียมมากที่สุด และเหล็ก สูงเป็นลำดับต่อมา จากกราฟมีค่าความสูงของโครเมียม และนิกเกิล ไม่มากนัก ซึ่งแสดงว่า หัวเจาะเทปเพอร์ดริว เป็นโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีเคลือบผิวด้วยไททานเนียม ซึ่ง Kay ,Gilman และ May(1991) ได้กล่าวว่าการเคลือบผิวหัวเจาะด้วยไททานเนียมไนไตรด์ เป็นเทคโนโลยีที่ก้าวหน้าสำหรับการสร้างหัวเจาะ โดยจะทำการเคลือบผิวเป็นชั้นบางๆ บริเวณด้านตัด (cutting edge) ซึ่งการเคลือบนี้ เมื่อ ทำการวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบของธาตุแล้ว จะพบธาตุไททานเนียมสูง จุดประสงค์ของการเคลือบนี้เพื่อทำให้หัวเจาะมีความคมอยู่ได้นานและทำให้หัว

เจาะทันทานต่อการใช้งานได้ยาวนานขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับหัวเจาะเหล็กกล้าคาร์ไบด์ ที่ไม่ผ่านการเคลือบผิว เช่นเดียวกับผลของหัวเจาะที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์และอุปกรณ์ ที่พบธาตุไททาเนียม และไนโตรเจน ที่ให้ค่าสเปคตรัมที่สูงมากและแทบไม่พบโครเมียม และนิกเกิลบริเวณหัวเจาะเลย จึงเป็นไปได้ว่า หัวเจาะมีการเคลือบผิวด้วยไททาเนียมไนไตรด์ที่มีความหนาแน่นมาก ทำให้กระแสอิเล็กตรอนจากเครื่องวิเคราะห์รังสีเอ็กซ์ไม่สามารถถึงผ่านทะลุความหนาของชั้นเคลือบผิว ไปถึงเหล็กกล้าไร้สนิมได้ ซึ่งธาตุที่มีปริมาณน้อยกว่า 1% โดยน้ำหนักจะไม่แสดงให้เห็นเป็นค่าสเปคตรัมในกราฟ เมื่อวิเคราะห์ด้วยวิธีดังกล่าวนี้ (มาตรฐาน E.1508-98 ASTM international, 2003) และจากภาพการวิเคราะห์พื้นผิวหัวเจาะรากเทียมด้วย กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าเมื่อใช้กำลังการขยาย 500 เท่า พื้นผิวหัวเจาะแสดงเม็ดบีท (bead) ขนาดใหญ่ และเมื่อทำการวิเคราะห์ธาตุโลหะที่พบในเม็ดบีท พบว่ามีองค์ประกอบของไททาเนียมและไนโตรเจนที่เด่นชัด เหมือนดังผลกราฟที่เกิดจากการวิเคราะห์โลหะบนหัวเจาะที่ผลิตขึ้นในโครงการวิจัยพัฒนาผลิตภัณฑ์และอุปกรณ์ ซึ่งแสดงถึงการเคลือบผิวโลหะด้วยไททาเนียมไนไตรด์บริเวณผิวหัวเจาะ

2.3 อภิปรายผลการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลที่เกิดจากหัวเจาะในกระดูก

จากผลการทดลองพบการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลในกระดูกภายหลังการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียม แม้ว่าจะไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในกระดูกที่ไม่ผ่านการเจาะใดๆ กับกระดูกที่ผ่านการเจาะด้วยหัวเจาะที่ใช้ครั้งที่ 1 แต่เมื่อใช้หัวเจาะซ้ำๆ หรือใช้หัวเจาะที่ผ่านการเจาะกระดูกมาแล้วหลายครั้ง จะพบว่าปริมาณโครเมียมและนิกเกิลตกค้างในกระดูกมากขึ้น จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า โลหะที่มีโครเมียมและนิกเกิลเป็นองค์ประกอบของหัวเจาะสามารถหลุดออกมาและฝังติดในกระดูกได้ ขณะทำการเจาะกระดูกแม้ว่าจะมีการชะล้างด้วยน้ำอย่างต่อเนื่อง

ในการฝังรากเทียมในผู้ป่วยกระดูกจะถูกเจาะด้วยหัวเจาะหลายตัว เพื่อขยายรูเจาะให้กว้างขึ้น จนมีขนาดใกล้เคียงกับขนาดของรากเทียมที่จะใช้ เช่นเดียวกับการวิจัยนี้ที่กระดูกแต่ละก้อนจะถูกเจาะด้วยหัวเจาะทั้ง 3 หัวเจาะ ผลการตกค้างของโลหะจึงเป็นผลรวมของการตกค้างของโลหะบนหัวเจาะ ทั้ง 3 หัว ซึ่งไม่สามารถแยกได้ว่าโลหะที่ตกค้างนั้นมาจากหัวเจาะลำดับใดในการเจาะกระดูก แต่จากการวิเคราะห์องค์ประกอบของพื้นผิวหัวเจาะทำให้เกิดแนวคิดที่ว่า โครเมียมและนิกเกิล ที่ตกค้างจากหัวเจาะควรเป็นผลจาก หัวเจาะที่มีองค์ประกอบของธาตุเหล่านี้ที่มากในบริเวณพื้นผิวและมีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงบนพื้นผิวหัวเจาะที่อาจสังเกตเห็นได้ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

จากการวิเคราะห์และเปรียบเทียบขององค์ประกอบของโลหะบนพื้นผิวหัวเจาะ พบว่าเทปเปอร์ทีปดริว เป็นหัวเจาะในกลุ่มเหล็กกล้าไร้สนิมที่ไม่มีการเคลือบผิวหัวเจาะจึงทำให้พื้นผิวหัวเจาะ แสดงองค์ประกอบของโครเมียมและนิกเกิลที่ค่อนข้างสูงเมื่อเทียบกับหัวเจาะเทปเปอร์ดริว และหัวเจาะที่ผลิตในโครงการ ที่มีการเคลือบผิวหัวเจาะด้วยโลหะไททาเนียม ซึ่งสอดคล้องกับการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวจากกล้องกำลังขยายสูง ที่พบว่าพื้นผิวของหัวเจาะเทปเปอร์ทีปดริว มีหลุมและร่องลึกปรากฏขึ้นอย่างชัดเจนหลังการใช้หัวเจาะซ้ำๆ ซึ่งแสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของพื้นผิวที่เกิดขึ้น ดังนั้นโอกาสที่โครเมียมและนิกเกิลจากหัวเจาะเทปเปอร์ทีปดริวจะตกค้างในกระดูกจึงมีความเป็นไปได้ แต่เมื่อพิจารณาถึงลำดับในการเจาะกระดูก พบว่าหัวเจาะเทปเปอร์ทีปดริว เป็นหัวเจาะนำตัวแรกในการเจาะกระดูก เนื่องจากคุณลักษณะของหัวเจาะที่มีปลายแหลมคม และมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหัวเจาะ เพียง 2 มิลลิเมตร ดังนั้นการขยายบริเวณรูเจาะ ด้วยหัวเจาะที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางมากขึ้น คือ ขนาด 3.5 และ 3.7 มิลลิเมตร จึงน่าจะเป็นการเจาะที่ตัดเอากระดูกที่มีส่วนโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างในกระดูกออกได้ หากโลหะที่ตกค้างจากการใช้หัวเจาะตัวแรกไม่กระจายและฝังในกระดูกในระยะที่เกินขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของหัวเจาะที่ขยาย ดังนั้นปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่พบเพิ่มขึ้น เมื่อใช้หัวเจาะซ้ำๆ จึงอาจเกิดจาก ผลของหัวเจาะที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางที่มีขนาดใหญ่ขึ้น และมีองค์ประกอบที่พื้นผิวที่ประกอบด้วยโครเมียมและนิกเกิลโดยเมื่อใช้ หัวเจาะซ้ำๆ การเสียดสีของพื้นผิวหัวเจาะกับกระดูกอาจทำให้สารเคลือบผิวบางส่วนมีการหลุดลอก และทำให้มีการตกค้างของโลหะชั้นด้านในของหัวเจาะ ซึ่งเป็นส่วนของเหล็กกล้าไร้สนิม ที่มีองค์ประกอบของโครเมียมและนิกเกิล ดังแสดงให้เห็นว่าเมื่อทำการใช้หัวเจาะซ้ำ ตั้งแต่ 10 ครั้งขึ้นไป พบปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่เกิดขึ้นสูงกว่าหัวเจาะที่ใช้เจาะกระดูกครั้งแรก อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

การตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลในการวิจัยครั้งนี้ ได้ใช้เครื่องไอโซพาราเรลมิเตอร์ (Isoparallelometer) ในการเจาะกระดูกซึ่งได้จำลองการเจาะกระดูกเทียมที่มีการควบคุมปัจจัยที่เกี่ยวข้องในการฝังรากเทียมให้มีค่าคงที่ในการเจาะกระดูกทุกชิ้นด้วยหัวเจาะ แม้ว่าการควบคุมปัจจัยต่างๆในการวิจัย จะถูกจำลองให้มีความใกล้เคียงกับการเจาะรากเทียมในผู้ป่วยในทางคลินิกแล้ว แต่เนื่องจากการควบคุมแรงเจาะให้มีค่าคงที่อย่างต่อเนื่อง จึงทำให้ลักษณะการเจาะกระดูกในการวิจัยนี้ เป็นการให้แรงในลักษณะต่อเนื่อง (continuous force) โดยไม่มีการขยับของหัวเจาะขึ้นและลง ซึ่งอาจเป็นผลทำให้เศษกระดูกที่ตกค้างจากการเจาะปิดกั้นทางไหลของน้ำที่ชะล้างขณะเจาะ และการใช้แรงกดที่ต่อเนื่องอาจเป็นผลทำให้เกิดการฝังแน่นของโลหะในกระดูกซึ่งไม่สามารถชะล้างด้วยน้ำได้ นอกจากนี้ปัจจัยที่มีผลต่อการตกค้างของโลหะในกระดูกจากการทดลองและในกระดูกของผู้ป่วยจริงทางคลินิกอาจมีความเกี่ยวข้องกับลักษณะความแข็งของ

กระดูก ซึ่ง Palmer และ Floyd (1999) ได้กล่าวว่า ปัจจัยหนึ่งที่ทำให้หิวเจาะสูญเสียมวลกระดูก คือ การเสียดสีของโลหะกับวัสดุที่มีความแข็ง ดังนั้น การเจาะกระดูกภายใต้ลักษณะของกระดูกที่มีความแข็งแตกต่างกันอาจทำให้เกิดการเสียดของหิวเจาะและการตกค้างของโลหะในกระดูกที่แตกต่างกัน ซึ่งจะต้องทำการศึกษาต่อไป

2.4 อภิปรายปริมาณการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลที่เกิดจากหิวเจาะในกระดูก เปรียบเทียบกับ ระดับค่าโครเมียมและนิกเกิลที่มีผลต่อภาวะบกพร่องของการสร้างกระดูกในงานวิจัยอื่นๆ

ในงานวิจัยของ Morais และคณะ (1998) ได้ทำการศึกษาปริมาณความเข้มข้นของโลหะที่มีผลต่อการสร้างกระดูก โดยการเลี้ยงเซลล์ไขกระดูกหนู (osteoblast like rat bone marrow cell) ในอาหารเลี้ยงเชื้อที่มีการปนเปื้อนของโลหะที่เกิดจากการกัดกร่อนของเหล็กกล้าไร้สนิม ที่ความเข้มข้น 0.1% ซึ่งมีปริมาณ เหล็ก โครเมียม และนิกเกิล เท่ากับ 0.49 , 0.22 และ 0.15 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร (ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร) พบว่า ปริมาณความเข้มข้นดังกล่าวทำให้เกิดอันตรายกับเซลล์สร้างกระดูกที่เพาะเลี้ยง (deleterious effect) โดยส่งผลให้กระบวนการแบ่งตัวของออสทีโอบลาสต์มีความล่าช้าและผลรวมของแคลเซียมและฟอสฟอรัสมีระดับต่ำกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้ยังทำให้กระบวนการการสะสมแร่ธาตุเสียไป เช่นเดียวกันกับการทดลองของ Costa และ Fernandes (2000) ที่ทำการศึกษาในเซลล์สร้างกระดูกของคน (Human osteoblastic alveolar bone cell) และพบว่าปริมาณของโลหะเหล็กกล้าไร้สนิม ซึ่งมีผลรบกวนกระบวนการแบ่งตัวและเปลี่ยนแปลงรูปร่างเพื่อทำหน้าที่เฉพาะของเซลล์กระดูกแอลวีโอลาร์ให้เสียไป คือ เหล็กกล้าไร้สนิมที่มีความเข้มข้น 0.5% ซึ่งมีปริมาณเหล็ก โครเมียม และนิกเกิล เท่ากับ 2.45 , 1.12 และ 0.75 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร (ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร) ดังนั้น เมื่อนำค่าความเป็นพิษจากการทดลองของ Morais และคณะ (1998) ที่ความเข้มข้นเหล็กกล้าไร้สนิมเข้มข้น 0.1% (โครเมียม 0.22 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร, นิกเกิล 0.15 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร) เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับความเข้มข้นที่ตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลจากหิวเจาะในงานวิจัย จะพบว่าในการเจาะครั้งที่ 1 ผลของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหิวเจาะ ทุกค่า (ในวัฏ 11 ตัว) ไม่มีค่าใดที่สูงเกินความเข้มข้นที่ทำให้เกิดพิษ แต่เมื่อใช้หิวเจาะครั้งที่ 10 เจาะกระดูก จะพบว่าปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหิวเจาะในงานวิจัยบางค่ามีค่าสูงในระดับความเป็นพิษ (โครเมียม พบ 1 ค่า , นิกเกิล พบ 3 ค่า จากกระดูกทดสอบทั้งหมด 11 ค่า) แต่เมื่อใช้หิวเจาะครั้งที่ 20 เจาะกระดูก จะพบว่าปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหิวเจาะ มีค่าสูงในระดับความเป็นพิษมากขึ้น (โครเมียม พบ 4 ค่า , นิกเกิล พบ 7 ค่า

จากกระดูกทดสอบทั้งหมด 11 ค่า) (ซึ่งแสดงให้เห็นในตารางที่ 14 ในภาคผนวก) แต่เมื่อเปรียบเทียบกับค่าความเป็นพิษของ Costa และ Fernandes (2000) โดยใช้เหล็กกล้าไร้สนิมเข้มข้น 0.5% (โครเมียม 1.12 ไมโครกรัมต่อมิลลิกรัม, นิกเกิล 0.75 ไมโครกรัมต่อมิลลิกรัม) เมื่อนำค่าความเป็นพิษมาเปรียบเทียบกับค่าที่ได้ในงานวิจัยนี้ จะพบว่าไม่มีการเจาะครั้งใดที่ให้ค่าปริมาณนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะสูงในระดับค่าความเป็นพิษ เช่นเดียวกับ โครเมียม ที่ไม่พบค่าตกค้างของหัวเจาะที่สูงในระดับค่าความเป็นพิษในการเจาะครั้งที่ 1 และครั้งที่ 10 แต่ในการเจาะครั้งที่ 20 มีเพียง 1 ค่า ที่มีค่าสูงในระดับค่าความเป็นพิษ จากกระดูกทดสอบทั้งหมด 11 ค่า)

แม้ว่าในการศึกษานี้จะเปรียบเทียบความเป็นพิษที่เกิดขึ้นจากการตกค้างของโลหะในลักษณะการเกิดพิษเฉพาะที่ ซึ่งพบว่ามีความโครเมียมและนิกเกิลจากการทดลองบางค่าที่ให้ผลในระดับความเป็นพิษเมื่อเปรียบเทียบกับค่าโครเมียมและนิกเกิลจากการเพาะเลี้ยงเซลล์ไขกระดูกในเหล็กกล้าไร้สนิมเข้มข้น 0.1% และ 0.5% แต่ในกระบวนการเจาะกระดูกในสิ่งมีชีวิตนั้นอาจมีระบบการหมุนเวียนโลหิตเข้ามาเกี่ยวข้อง ซึ่งอาจทำให้สารตกค้างบางส่วนละลายไปกับเลือดและซึมในร่างกาย ดังนั้นการตกค้างจริงของโลหะในกระดูกอาจอยู่ในระดับต่ำกว่าค่าในการทดลอง ในการเปรียบเทียบความเป็นพิษของโลหะที่เกิดขึ้นในสิ่งมีชีวิตกับการตกค้างของโลหะที่เกิดจากหัวเจาะในกระดูกเพื่อให้มีความใกล้เคียงกับสภาวะจริงที่เกิดขึ้นในกระดูกของผู้ป่วยที่ฝังรากฟันเทียม การศึกษาต่อไปอาจต้องออกแบบการทดลองให้มีสภาวะที่จำลองการไหลเวียนของโลหิตในร่างกายภายหลังทำการเจาะกระดูก เพื่อดูการติดค้างของโลหะจากหัวเจาะในกระดูก รวมถึงการกระจายของโลหะที่อาจแพร่ไปในกระดูกได้อย่างแท้จริง ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในการใช้เปรียบเทียบความเป็นพิษของโลหะที่เกิดขึ้นในสิ่งมีชีวิตได้ใกล้เคียงกับสภาวะจริงมากที่สุด ในการวิจัยครั้งนี้ได้เปรียบเทียบกับระดับค่าโครเมียมและนิกเกิลจากสารละลายเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีผลต่อภาวะบดพร่องของการสร้างกระดูก ซึ่งในหัวเจาะนั้นแม้ว่าจะมีองค์ประกอบของโครเมียมและนิกเกิลเป็นส่วนประกอบที่สำคัญของเหล็กกล้าไร้สนิมแล้ว หัวเจาะยังประกอบไปด้วยธาตุอื่นๆอีก ซึ่งการตกค้างของโลหะในปริมาณเล็กน้อยต่างๆนอกเหนือจากโลหะที่ศึกษา หรือปฏิกิริยาระหว่างโลหะที่ตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลรวมถึงธาตุอื่นๆที่เป็นองค์ประกอบของหัวเจาะและสารเคลือบผิวที่ตกค้างอาจมีผลทำให้เกิดความเป็นพิษของโลหะในมนุษย์ได้ ซึ่งจะต้องทำการศึกษาต่อไป

Carvalho และคณะ (1996) ได้ทำการศึกษาผลของธาตุเหล็ก โครเมียม และนิกเกิลในโลหะเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเซลล์ไฟโบบลาสเมื่อทำการเพาะเลี้ยงเซลล์ดังกล่าวโดยแยกตามชนิดของธาตุเหล็ก โครเมียม นิกเกิล (separate $Fe^{+3}, Cr^{+3}, Ni^{+3}$) และได้ทำการเปรียบเทียบกับผลการเปลี่ยนแปลงของเซลล์ไฟโบบลาสเมื่อทำการเพาะเลี้ยงเซลล์ดังกล่าวในสารละลายเหล็กกล้าไร้สนิม 1% (SS corrosion) และการเลี้ยงเซลล์ดังกล่าวในอาหารเลี้ยงเชื้อที่มี

การรวมกันของธาตุเหล็ก โครเมียมและนิกเกิล (combine Fe+Cr+Ni) โดยการรวมกันของธาตุเหล็กโครเมียมและนิกเกิลนั้น จะมีปริมาณของธาตุดังกล่าวที่เท่ากับธาตุเหล็กโครเมียมและนิกเกิลที่ถูกแยกมาศึกษา(separate Fe,Cr,Ni) จากการศึกษาพบว่าสารละลายเหล็กกล้าไร้สนิม และการรวมกันของธาตุเหล็ก โครเมียมและนิกเกิล(combine Fe+Cr+Ni) นั้นให้ผลในทางตรงข้ามกัน คือ สารละลายเหล็กกล้าไร้สนิมไม่มีผลรบกวนต่อการเพิ่มจำนวนเซลล์(proliferation) แต่พบว่าเมื่อมีการยับยั้งการทำงานของเอนไซม์บางตัว คือ mitochondrial dehydrogenase และ acid phosphatase ในขณะที่การเลี้ยงเซลล์ร่วมกับการใส่ธาตุเหล็ก โครเมียมและนิกเกิลที่นำมา รวมกันนั้น (combine Fe+Cr+Ni) เมื่อเลี้ยงเซลล์มากกว่า 14 วัน พบว่าเซลล์ไป بواسัการแบ่งตัวและเพิ่มจำนวนเซลล์เพิ่มขึ้นและกระตุ้นการทำงานของเอนไซม์ทั้งสองชนิดข้างต้นให้มีการเพิ่มขึ้นเช่นกัน ความแตกต่างของผลการทดลองนั้นอาจเกิดจากความแตกต่างของประจุไอออน (valency states of oxidation) ที่มีผลต่อการแสดงออกของเซลล์ และพบว่าการใช้โลหะในลักษณะการรวมกันของโลหะหลายตัว(combined metals) มีผลร้ายต่อเซลล์มากกว่าการใช้โลหะชนิดเดียวมาทำการศึกษา จากการศึกษาดังกล่าวพบว่าโครเมียมเป็นโลหะที่สำคัญและเป็นโลหะที่กระตุ้นให้เกิดผลร้ายต่อเซลล์เมื่อโลหะอยู่ในรูปสารละลาย(combined solution) ดังนั้นจึงเป็นสิ่งสำคัญที่ไม่ควรจะศึกษาผลของโลหะโดยแยกชนิดของธาตุ(metal ions alone)แต่ควรให้ความสนใจถึงการรวมกันของโลหะ(mixture of ions) ซึ่งสามารถทำให้เกิดผลที่เปลี่ยนแปลงต่อเซลล์ที่เพาะเชื้อได้ ดังนั้นในการศึกษาในอนาคตควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในเรื่องปริมาณของเหล็กกล้าไร้สนิมซึ่งเป็นการรวมกันของโลหะหลายชนิดที่อาจตกค้างในกระดูกจากเครื่องมือวัสดุอุปกรณ์ทางการแพทย์และการทดลองที่ทดสอบความเป็นพิษของปริมาณดังกล่าวกับเซลล์ รวมถึงการศึกษาเพิ่มเติมในเรื่องความแตกต่างของประจุไอออนของธาตุ (valency) ที่เป็นองค์ประกอบของเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีผลต่อการแสดงออกของเซลล์ ซึ่งจะทำงานวิจัยมีความสมบูรณ์มากขึ้นในแง่ของความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุในร่างกาย(biocompatibility)ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในการพัฒนาปรับปรุงอุปกรณ์เครื่องมือทางการแพทย์ที่เกี่ยวข้องกับโลหะที่ใช้ในร่างกายมนุษย์ ต่อไป

Nicholsen และ คณะ (2002) ได้กล่าวว่า ปัจจัยที่มีผลต่อความเป็นพิษของโลหะในร่างกายนั้นเกี่ยวข้องกับหลายปัจจัยเช่น ช่วงอายุและวัย , การตอบสนองต่อภูมิคุ้มกันที่แตกต่างกัน และการจับกันระหว่างโลหะและโปรตีนในร่างกายบางตัวซึ่งเชื่อว่าเกี่ยวข้องกับการเกิดสารพิษแต่อย่างไรก็ตามผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า การใช้หัวเจาะรากเทียมซ้ำๆ มากกว่า10 ครั้งยังเป็นสิ่งที่ควรพึงระวังในเรื่องการตกค้างของโลหะจากหัวเจาะที่อาจตกค้างในกระดูก ซึ่งอาจมีผลต่อเซลล์สร้างกระดูกบริเวณที่ฝังรากเทียมได้ แม้ว่าปริมาณโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในกระดูก จะไม่ได้ทำให้เกิดความล้มเหลวของรากเทียมในระยะยาวก็ตาม แต่ความสำคัญใน

ระดับเซลล์หรือสิ่งที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกและวัสดุสาร (bone/material interface) เป็นสิ่งที่น่าสนใจและสามารถนำไปสู่งานวิจัยในระดับนาโนเทคโนโลยี เพื่อพัฒนาวัสดุ (material) อุปกรณ์ที่มีความเหมาะสมและเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อโดยไม่เกิดปฏิกิริยาต่อต้านของร่างกายต่อวัสดุนั้นๆ



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

5.2 สรุปผลการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการศึกษาการตกค้างของโลหะโครเมียมและนิกเกิลที่เกิดจากหัวเจาะรากเทียม ทั้ง 3 ตัว ที่ตกค้างในกระดูก ภายหลังจากการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียม และในงานวิจัยนี้ได้มีการศึกษาการตกค้างของโลหะดังกล่าวภายหลังจากการใช้หัวเจาะที่ใช้งานมาแล้วซ้ำๆ เพื่อเปรียบเทียบปริมาณการตกค้างของโลหะจากการใช้หัวเจาะครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 ว่ามีการตกค้างของโลหะแตกต่างจากการใช้หัวเจาะครั้งที่ 1 หรือไม่ ซึ่งได้ศึกษาในชั้นกระดูกวับบริเวณขากรรไกรล่าง และวิเคราะห์ปริมาณโลหะที่ตกค้างในกระดูกด้วยเครื่องแกมมาสเปกโตรมิเตอร์ โซลิวชันสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ ภายใต้อำนาจและขอบเขตของการวิจัยครั้งนี้สามารถสรุปผลการวิจัยได้ดังนี้

1. มีการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลในกระดูกภายหลังจากการเจาะกระดูกด้วยหัวเจาะรากเทียมทั้ง 3 ตัว แต่ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในกระดูกที่ผ่านการเจาะกระดูกครั้งแรกกับกระดูกที่ไม่ผ่านการเจาะใดๆ
2. ภายหลังจากการใช้หัวเจาะรากเทียม ที่ใช้หัวเจาะเป็นครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 ในการเจาะกระดูก พบว่าการใช้หัวเจาะเป็นครั้งที่ 20 จะทำให้เกิดการตกค้างของโครเมียมและนิกเกิลจากหัวเจาะในกระดูกมากที่สุด และการเจาะครั้งที่ 10 จะให้การตกค้างที่มากเป็นลำดับรองลงมา และเมื่อศึกษาการตกค้างที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้งของการเจาะโดยแยกประเภทของโลหะพบว่า
 - 2.1 การตกค้างของโครเมียมจากการใช้หัวเจาะเป็นครั้งที่ 10 และครั้งที่ 20 มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับ การตกค้างของโครเมียมจากการใช้หัวเจาะครั้งแรกเจาะกระดูก แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในการตกค้างของโครเมียมจากหัวเจาะที่ใช้เป็นครั้งที่ 10 เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้หัวเจาะเป็นครั้งที่ 20
 - 2.2 การตกค้างของนิกเกิลจากการใช้หัวเจาะ พบว่าเพียงการเจาะด้วยหัวเจาะเป็นครั้งที่ 20 ที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับ การตกค้างของนิกเกิลจากการใช้หัวเจาะครั้งแรก เนื่องจากไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบการเจาะครั้งที่ 10 กับ การเจาะครั้งแรก และการเจาะครั้งที่ 10 กับ การเจาะครั้งที่ 20

รายการอ้างอิง

ภาษาไทย

- จินตนา สายวรรณ. การเลือกใช้ FLAME FURNACE หรือ PLASMA ในการวิเคราะห์ปริมาณธาตุ. วารสารศูนย์เครื่องมือวิจัยวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยี 2 (มิถุนายน 2535): 21-22.
- ชุตินา ศรีวิบูลย์ และ ธวัชชัย ศรีวิบูลย์. ปฏิบัติการเคมีวิเคราะห์. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยรามคำแหง, 2540.
- ดรุณา จันทะยานี. ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณอะคูสติคกับการสีกรของดอกสว่านในเหล็กกล้า SS400. วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต. สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2545.
- นรานิษฐ์ สุขสุเสียง, อังคณา นันทิพวงหน. พิษวิทยาและเวชศาสตร์อุตสาหกรรม. พิมพ์ครั้งที่1 กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยสุโขทัยธรรมมาธิราช, 2534
- ไพรัช ประสงค์จีน. กระดุกหักและข้อเคลื่อน. พิมพ์ครั้งที่3 กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2541.
- มาตรฐาน E.1508-98 (ASTM international). Standard Guide for Quantitative Analysis by Energy-Dispersive Spectroscopy, 2003.
- มาตรฐาน ISO 7153/1 (International Standard). Surgical instruments-Metallic materials- Part 1: Stainless steel, 1991.
- มาตรฐาน ISO 7627/1 (International Standard). Hardmetals – Chemical analysis by flame atomic absorption spectrometry Part 1:General requirement, 1983.
- มาตรฐาน ISO 10993-18 (International Standard). Biological evaluation of medical devices-Part 18 : Chemical characterization of materials, 1998.
- สถาบันเหล็กและเหล็กกล้าแห่งประเทศไทย. ชนิดของเหล็กกล้าไร้สนิมและการใช้งาน[เว็บไซต์ออนไลน์]. แหล่งที่มา: [http:// www.isit.or.th](http://www.isit.or.th) [2549,15 กุมภาพันธ์]
- โสภา จิระวงศ์อร่าม, พารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการวิเคราะห์ด้วย Atomic Absorption Spectroscopy. วารสารศูนย์เครื่องมือวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี 2 (ธันวาคม 2535): 100-103.
- อาสาฬห์ จิตรแจ่ม, Atomic absorption spectroscopy(AAS), Lab today. (เมษายน 2548): 47- 51.

ภาษาอังกฤษ

- Albrektsson, T.; Johansson, C., Sennerby, L. Biological aspects of implant dentistry: Osseointegration. **Periodontology**. 2(2000): 58-73.
- Agren, E.; Arwill, T. High speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery III. A histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. **Acta Odontol Scand**. 26(1968): 223-246.
- Benington, I.C.; Biagioni, P.J.; Hussey, D.L.; Sheridan S. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation :an assessment using infrared thermography. **J of Dentistry** 4(1996): 263-267.
- Branemark, P. I.; Zarb, G.A.; Albrektsson, T. Tissue - Integrated prostheses :Osseointegration on clinical dentistry. **Quintessence** 1985.
- Brooks, T.M., and others. Elemental A nalysis of Human Cremains Using ICP-OES to Classify Legimate and Contaminated Cremains. **J Forensic Sci** 51(2006): 967-973.
- Butcher, D.J., Sneddon, J. **A Practical Guide to GRAPHITE FURNACE ATOMIC ABSORPTION SPECTROMETRY**. Chapter 6 Sample preparation and introduction. JOHN WILEY&SONS INC, 1998: 125-133.
- Butler and Ritchie, H. The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins. **Int J Dev Biol** 39(1995):169–179.
- Carlo, E.; Paul, D.; Paul, D.; Han-Joo Lee.; Mark, E.; Graser, G.N. The Influence of Drill Wear on cutting Efficiency and Heat Production During Osteotomy Preparation for Dental Implants:A Study of Drill Durability. **Int J Oral Maxillofac Implants** 19(2004): 335-349.
- Carvalho, G.S.; Castanheira, M.; Loon, J.A. Inhibition and stimulation of enzymatic activities of human fibroblasts by corrosion products and metal salts. **J of Materials Science Materials In Medicine** 7(1996): 77-83.
- Cordioli, G.; Majzoub, Z. Heat generation during implant site preparation :An In vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 12(1997): 191.
- Costa, M.A.; Fernandes, M.H. Proliferation differentiation of Osteoblastic human alveolar bone cell culture in the presence of stainless steel corrosion products. **J of Materials science** 11(2000): 141-153.

- Craig, R.G.; Powery, J.M.; Wataha J.C. **Dental Implants**. Chapter 15. Dental Material (Properties and Manipulation). eight edition. Quintessence Publishing, 2001.
- Eriksson, R.A.; Albrektsson, T.; Gran, B.; McQueen, D. Thermal injury to bone : A vital - microscopic description of heat effects. **Int J Oral Surg** 11(1982): 115-121.
- Eriksson, RA.; Albrektsson, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital microscopic study in rabbit. **J Prosthet Dent** 50(1983): 101-107.
- Eriksson, R.A.; Albrektsson, T.; Albrektsson, B. **Temperature Measurements at Drilling in Cortical Bone In Vivo**. Postdoctoral thesis. Sweden:University of Gotebor, 1984: 41-43.
- Eriksson, R.A.; Albrektsson, T. The effect of heat on bone regeneration : An experimental study in rabbits using the bone growth chamber. **J Oral Maxillofac Surg** 42(1984a): 705-711.
- Eriksson, RA.; Albrektsson, T. **Heat induced bone tissue injury**. Ph.D. Thesis, University of Goteburg, Sweden,1984b
- Eriksson, RA.; Albrektsson, T. Thermally induced bone necrosis in rabbits : Relation to implant failure in humans. **Clin Orthop** May(1985): 311-312.
- Franz, S.; Gisbert, K.; Andreas, E. Atrumatic surgical technique and implant bed preparation. **Quintessence Int** 23(1992): 811-816.
- Fernandes, MH. Effect of stainless steel corrosion products on in vitro biomineralization. **J Biomater Appl** 15(1999): 113-68.
- Fernandes, MH.; Costa, MA. Proliferation/differentiation of osteoblastic human alveolar bone cell cultures in the presence of stainless steel corrosion products. **J Mater Med** 11(2000): 141-53.
- Friberg, G.F.; Nordberg and Vouk, V.B. **Handbook on the toxicology of metals**. Amsterdam: Elsevier, 1979.
- Glant, T.T.; Jacobs, J.J.; Mikecz, K.; Yao, J.; Chubinskaja, S.; Williams, JM. and Urban, RL; Shanbhag,AS.; Lee, S.; Sumner, DR. Particulate-induced, prostaglandin- and cytokine-mediated bone resorption in an experimental system and in failed joint replacements. **Am J Ther**. 3(1996): 27-41

- Goodacre, C.J.; Kan, J.; Rungcharassaeng, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J Prosthet Dent** 81(1999): 537-52.
- Goodman, S.B.; Ting Ma.; Chiu, R.; Ramachandran, R. Effect of orthopaedic wear particles on osteoprogenitor cell. **Biomaterials** 27(2006): 6096-6101.
- Granchi, D.; Amato, I.; Battistelli, L. Molecular basis of osteoclastogenesis induced by osteoblasts exposed to wear particles. **Biomaterials** 26(2005): 2371-2379.
- Haider, R.; Watzek, G.; Plenk, H. Effects of drill cooling and bone structure on LMZ implant fixation. **Int J Oral Maxillo fac Implants** 8(1993): 83-91.
- Hobkirk, J.A.; Rusiniak, K. Investigation of variable factors in drilling bone. **J Oral Surg.** 35(1977): 968-973.
- Iyer, S.; Weiss, C.; Mehta, A. Effect of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. **Int J Prosthodont** 10(1997): 411-540.
- Jacobs, J.J.; Gilbert, J.L.; Urban, R.M. Corrosion of metal orthopaedic implants. **J Bone Joint Surg.** 80A(1998): 268-82.
- Janet, M.; Vaughan. **The Physiology of bone :Chemistry of bone.** Oxford: Clarendon press, 1970.
- Jiranek, W.A.; Machado, M.; Jasty, M.; Jevsevar, D.; Wolfe, H.J.; Goldring, S.R.; Goldberg, M.J. and Harris, W.H. Production of cytokines around loosened cemented acetabular components. Analysis with immunohistochemical techniques and in situ hybridization **J Bone Joint Surg** 75(1993) 863-879.
- Jochum, R.M.; Reichart, P.A. Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills. Thermal response and scanning electron microscopic findings. **Clin Oral Implants Res** 11(2000): 139-143.
- John, A.; Hobkirk; Rusiniak, K. Investigation of variable factors in drilling bone. **J Oral Surg** 35(1977): 968-973.
- Kanainulainen, V.T.; Kanainulainen, T.J., Oikarinen, K.S.; Carmichael, R.P.; Sandor G.K. Performance of six bone collectors designed for dental implant surgery. **Clin. Oral Impl. Res** (17)2006: 282-287.
- Kay, J.F.; Gilman, L.G.; May, T.C. The Tri-spade Drill for Endosseous Dental Implant

- Installation. *Journal of Oral Implantology* 17(1991):424-428.
- Krause, R.W.; Bradbury, W.D.; Kelly, E.J. Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. *J Biomech* (15)1982:267.
- Lacy, S.; Lucas, L.C. **Cytotoxic effects from ions released from implants materials.**
Fifth World Biomater Congress, May 31-June 2, Toronto, 1996: 245 [abstract].
- Lavelle, C.; Wedgwood, D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J oral Surg* 38(1980): 499-503.
- Lei, M.K; Zhu, X. In vitro corrosion resistance of plasma source ion nitrided austenitic stainless steels. *Biomaterials* 22(2001): 641-647.
- Lindhe; Karring, T.; Lang, N. **Clinical periodontology and implant dentistry.** 3rd ed.
Copenhagen: Munksgaard, 1997 **อ้างอิงใน ชนวุฒิ อัครนันท์. Treatment Planning with Implant in Mind. วารสารทันตกรรมประดิษฐ์ไทย, 2548.**
- Margel-Robertson, D.; Smith, D.C. Compressive strength of mandibular bone as a function of microstructure and strain rate. *J Biomech* (11)1978: 455.
- Matthew, I.R.; Frame, J.W.; Browne, B.G.; Millar. In vivo surface analysis of titanium and stainless steel miniplates and screws. *Int J OralMaxillofac Surg* 25(1996): 463-468.
- Michel, R. Trace metal analysis in biocompatibility testing. *Crit Rev Biocompat* 3(1987) : 235-317.
- Monte it, M. R.; Zaharias, R.; Keller, J.C. Effects of soluble Ti on in vitro osteoblast mineralization. *J Dent Res* 73(1993).
- Morais, J.P.; Sousa, M.; Fernandes and Carvalho, G.S. Decreased consumption of Ca and P during in vitro biomineralization and biologically induced deposition of Ni and Cr in presence of stainless steel corrosion products. *J Biomed Mater Res* 212(1998a): 199-212.
- Morais, J.P.; Sousa, M.; Fernandes and Carvalho, G.S. In vitro biomineralization by osteoblast-like cells :Part 1 Retardation of tissue mineralization by metal salts. *Biomaterials* 19(1998b): 13-21.
- Nichols, K.G. and Puleo, D.A. Effect of metal ions on the formation and function of osteoclastic cells in vitro. *J Biomed Mater Res* 35(1997): 265-271.

- Nicholson, J.W. and series editor, **The Chemistry of Medical and Dental Materials**, chapter 23, 2002: 472-478.
- Ning, J.; Henderson, C.; Grant, M.H. The cytotoxicity of chromium in osteoblasts: effects on macromolecular synthesis. **J of Materials Science Materials In Medicine** 13(2002): 47-52.
- Palmer, R.; Palmer, P.; Floyd, P. Basic implant surgery. **British Dental Journal** 8(1999): 415-421.
- Puleo, D.A.; Nancib, A. Understanding and controlling the bone –implant interface. **Biomaterials** 20(1999): 2311-2321.
- Puleo, D.A.; Nancib, A. Understanding and controlling the bone –implant interface. **Biomaterials** 20(1999) cited in Gorski, 1998; Sodek, 1992; Butler and Ritchie, 1995.
- Raghavendra, S., Wood, M.C., Taylor, T.D. Early wound healing around endosseous implants: A review. **Int J Oral Maxillofac Implants** 20(2005): 425-431.
- Reingewirtz, Y.; Szmukler-Moncler, S.; Senger B. Influence of different only parameters on bone healing and drilling time in implantology. **Clin Oral Implants Res** 8(1997): 189-197.
- Roberts, W.E., Garetto, L.P. **Bone Physiology and Metabolism**. Contemporary Implant Dentistry. Mosby Inc, 1999: 225-239.
- Robert, A.; Goyer and Thomas. **The Chemical of Medical and Dental Material**. Chapter 23. Toxic effects of Metals. The Royal Society of Chemistry, 2002.
- Savarino, L.; Granchi, D.; Ciapetti, S. Effects of metal ions on white blood cells of patients with failed total joint arthroplasties. **J Biomed Mater Res** 47(1999): 543-550.
- Schaffer, A.W.; Pilger, A., Engelharat, C., Zweymueller, K.; Ruediger, HW. Increased Blood Cobalt and Chromium After Total Hip Replacement. **Clin Toxicology**. 37(1999): 839-844.
- Shanbhag, A.S.; Jacobs, J.J.; Black, J.; Galante, J.O. and Glant, T.T. Human monocyte response to particulate biomaterials generated in vivo and in vitro. **J Orthop Res** 13(1995): 792-801.

- Sodek, J.; Chen, S.; Kasugai, T.; Nagata, Q.; Zhang, M.D.; McKee and Nanci, Elucidating the functions of bone sialoprotein and osteopontin in bone formation. **Chemistry and biology of mineralized tissues**. Amsterdam: Elsevier, 1992.
- Thompson and Puleo, A. Effects of sublethal metal ion concentrations on osteogenic cells derived from bone marrow stromal cells. **J Appl Biomater** 6(1995): 249–258.
- Thompson and Puleo, A. Ti–6Al–4V ion solution inhibition of osteogenic cell phenotype as a function of differentiation timecourse in vitro. **Biomaterials** 17 (1996): 1949–1954.
- Trent, E.M. **Metal cutting**, Second Edition. Butterworth Publishers, 1984.
- Vermes, C.; Roebuck, K.A.; Chandrasekaran, R.; Dobai, J.G.; Jacobs, J.J.; Glant T.T. Particulate wear debris activates protein tyrosine kinases and nuclear factor-kappaB, which down-regulates type I collagen synthesis in human osteoblasts. **J Bone Miner Res** 15(2000): 1756-65.
- Wiggin, K.L.; Malkin, S. Drilling of bone. **J Biomech** 9(1976): 553-559.
- William, J.; O'Brien. **Implant and Bone Augmentation Materials**. Dental Materials and their selection. Chapter 23. Quintessence Publishing, 2002.
- Yacker, M.J.; Klein, M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. **Int J Oral Maxillofac Implants** 11(1996): 634-638.
- Yao, J.; Glant, T.T.; Lark, M.W.; Mikecz, K.; Jacobs, J.J.; Hutchinson, N.I.; Hoerner, L.A.; Kuettner, K.E. and Galante, J.O. The potential role of fibroblasts in periprosthetic osteolysis: fibroblast response to titanium particles. **J Bone Miner Res** 10(1997): 1417-27.
- Zhi Lin Sun.; Wataha, J.C.; Hanks, C.T. Effects of metal ions on osteoblast-like cell metabolism and differentiation. **J of Biomedical materials Research** 34(1997): 29-37.



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 8 แสดงการทดสอบผลต่างค่าเฉลี่ยระหว่าง 2 ประชากรแบบจับคู่ (Pair t-test)

Paired Samples Test

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
Pair 1				Lower	Upper			
Control Cr - drill 1Cr	-.043455	.124299	.03747	-.126960	.040051	-1.159	10	.273

Paired Samples Test

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
Pair 1				Lower	Upper			
Control Ni - drill 1Ni	-.017636	.071074	.02142	-.065384	.030112	-.823	10	.430

ตารางที่ 9 แสดงการวิเคราะห์การแจกแจงข้อมูลและการทดสอบสถิติในอนพาราเมตริกซ์โดยใช้สถิติครุสคัล-วัลลิส (Kruskal-Wallis test) ในการวิเคราะห์โครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะ

Tests of Normality

Tests of Normality

การใช้หัวเจาะรากเทียม		Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
โครเมียมจากหัวเจาะ	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่ 1	.431	11	.000	.432	11	.000
ที่ตกค้างในกระดูก	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่10	.227	11	.119	.848	11	.040
(delta Cr)	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่20	.299	11	.007	.683	11	.000

a Lilliefors Significance Correction

Kruskal-Wallis Test

Ranks

การใช้หัวเจาะรากเทียม		N	Mean Rank
โครเมียมจากหัวเจาะ	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่ 1	11	9.18
ที่ตกค้างในกระดูก	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่10	11	19.27
(delta Cr)	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่ 20	11	22.55
Total		33	

Test Statistics(a,b)

	โครเมียมจากหัวเจาะที่ตกค้าง ในกระดูก (delta Cr)
Chi-Square	11.459
df	2
Asymp. Sig.	.003

Tests of Normality

		Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
การใช้หัวเจาะรอกเทียม		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
निकเกิดจากหัวเจาะ	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่ 1	.282	11	.015	.752	11	.002
ที่ตักค้ำในกระดุก	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่10	.260	11	.036	.839	11	.031
(delta Ni)	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่ 20	.200	11	.200	.937	11	.484

a Lilliefors Significance Correction

Kruskal-Wallis Test

Ranks

การใช้หัวเจาะรอกเทียม		N	Mean Rank
निकเกิดจากหัวเจาะ	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่1	11	11.23
ที่ตักค้ำในกระดุก	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่10	11	15.41
(delta Ni)	หัวเจาะ ใช้ครั้งที่20	11	24.36
Total		33	

Test Statistics(a,b)

	निकเกิดจากหัวเจาะที่ตักค้ำ ในกระดุก (delta Ni)
Chi-Square	10.816
df	2
Asymp. Sig.	.004

a Kruskal Wallis Test

b Grouping Variable: การใช้หัวเจาะรอกเทียม

ตารางที่ 10 แสดงการเปรียบเทียบพหุคูณระหว่างกลุ่ม (Multiple comparison between treatments)

การเปรียบเทียบความแตกต่างของโครเมียมและนิกเกิลที่ตกค้างในหัวเจาะแต่ละครั้ง โดยการทดสอบผลต่างของลำดับค่าเฉลี่ยแบบจับคู่ โดยหาค่า $|\bar{R}_i - \bar{R}_j|$

จำนวนคู่ทั้งหมดที่จะนำมาทดสอบเท่ากับ $k(k-1)/2$ คู่ ซึ่งเท่ากับค่า C

เปิดตาราง C ที่ C=3 จะได้ค่า $Z_{\alpha/k(k-1)}$ ซึ่งมีค่า 2.394

กรณี $|\bar{R}_i - \bar{R}_j| \geq \text{critical value}$ หมายความว่า มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

โครเมียม									
*กลุ่มเปรียบเทียบ	Z $\alpha/k(k-1)$	N	n _i	n _j	\bar{R}_i	\bar{R}_j	critical value		$ \bar{R}_i - \bar{R}_j $
ครั้งที่ 1 กับ 10**	2.394	33	11	11	9.18	19.27	9.8707	<	10.09
ครั้งที่ 1 กับ 20**	2.394	33	11	11	9.18	22.54	9.8707	<	13.36
ครั้งที่ 10 กับ 20	2.394	33	11	11	19.27	22.54	9.8707	>	3.27

* ปริมาณโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะในการเจาะแต่ละครั้ง

** ปริมาณโครเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

นิกเกิล									
*กลุ่มเปรียบเทียบ	Z $\alpha/k(k-1)$	N	n _i	n _j	\bar{R}_i	\bar{R}_j	critical value		$ \bar{R}_i - \bar{R}_j $
ครั้งที่ 1 กับ 10	2.394	33	11	11	11.23	15.41	9.8707	>	4.18
ครั้งที่ 1 กับ 20**	2.394	33	11	11	11.23	24.36	9.8707	<	13.13
ครั้งที่ 10 กับ 20	2.394	33	11	11	15.41	24.36	9.8707	>	8.95

* ปริมาณนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในการเจาะแต่ละครั้ง

** ปริมาณนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตารางที่ 11 แสดงการทดสอบปริมาณโครเมียมและนิกเกิลในชั้นกระดูกวัว ที่ถูกตัดจาก
ขากรรไกรวัวบริเวณใกล้กันในวัวตัวเดียวกันและการใช้สถิติครุสคัล-วัลลิส (Kruskal-
Wallis test)

วัวตัวที่	กระดูกชั้นที่	โครเมียม	นิกเกิล
1	1	1.196	.763
1	2	1.188	.701
1	3	1.187	.741
2	1	1.194	1.840
2	2	1.036	1.626
2	3	1.128	1.606
3	1	1.222	.978
3	2	1.183	.784
3	3	1.238	.859

วัวตัวที่			ปริมาณ โครเมียม ในกระดูก	ปริมาณนิกเกิล ในกระดูก
1	N	Valid	3	3
		Missing	0	0
	Mean	1.19033	.73500	
	Std. Deviation	.004933	.031432	
	Minimum	1.187	.701	
	Maximum	1.196	.763	
	2	N	Valid	3
Missing			0	0
Mean		1.11933	1.69067	
Std. Deviation		.079356	.129713	
Minimum		1.036	1.606	
Maximum		1.194	1.840	
3		N	Valid	3
	Missing		0	0
	Mean	1.21433	.87367	
	Std. Deviation	.028290	.097828	
	Minimum	1.183	.784	
	Maximum	1.238	.978	

ตัวตัวที่	กระดุกชั้นที่			Mean	กระดุกชั้นที่			Mean
			N	Rank			N	Rank
1	ปริมาณโครเมียม	1	1	3.00	ปริมาณนิกเกิล	1	1	3.00
	ในกระดุก	2	1	2.00	ในกระดุก	2	1	1.00
		3	1	1.00		3	1	2.00
		Total	3			Total	3	
2	ปริมาณโครเมียม	1	1	3.00	ปริมาณนิกเกิล	1	1	3.00
	ในกระดุก	2	1	1.00	ในกระดุก	2	1	2.00
		3	1	2.00		3	1	1.00
		Total	3			Total	3	
3	ปริมาณโครเมียม	1	1	2.00	ปริมาณนิกเกิล	1	1	3.00
	ในกระดุก	2	1	1.00	ในกระดุก	2	1	1.00
		3	1	3.00		3	1	2.00
		Total	3			Total	3	

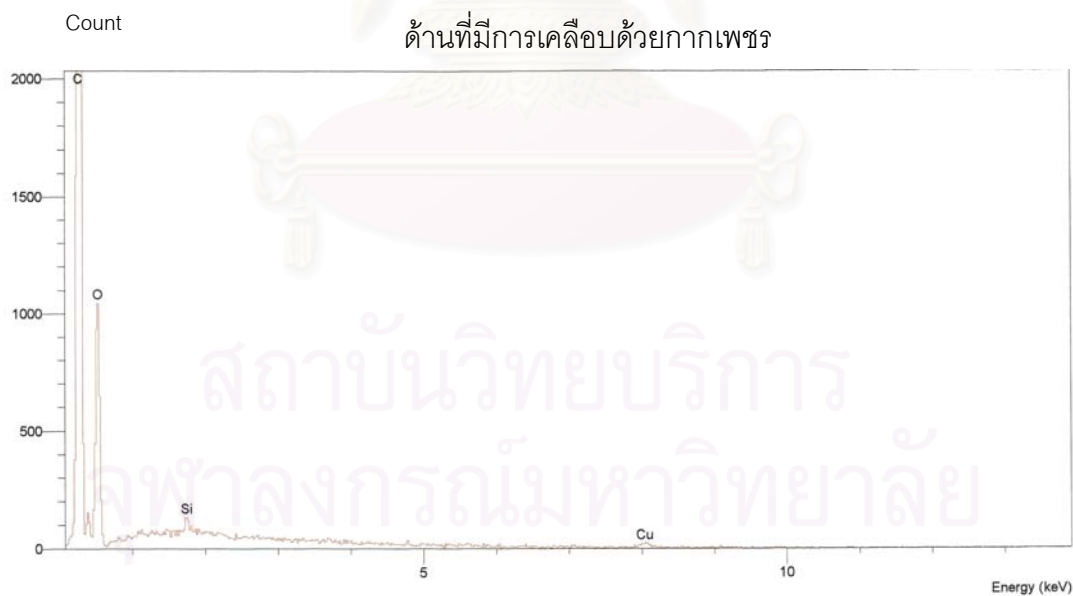
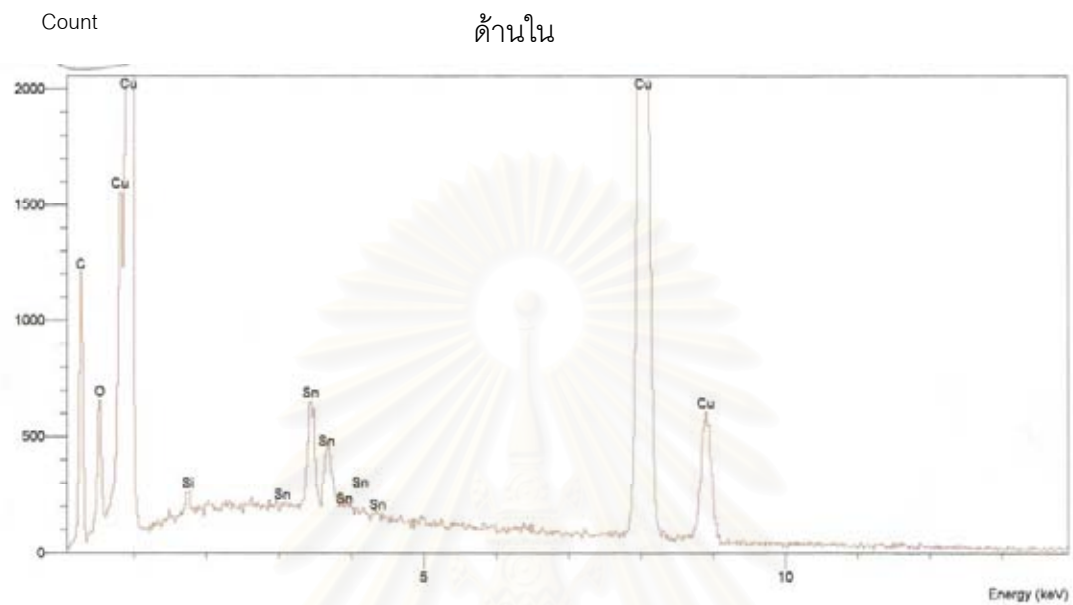
Test Statistics(a,b)

ตัวตัวที่	ปริมาณโครเมียมใน กระดุก		ปริมาณนิกเกิลใน กระดุก
	1	Chi-Square	2.000
	df	2	2
	Asymp. Sig.	.368	.368
2	Chi-Square	2.000	2.000
	df	2	2
	Asymp. Sig.	.368	.368
3	Chi-Square	2.000	2.000
	df	2	2
	Asymp. Sig.	.368	.368

a Kruskal Wallis Test

b Grouping Variable: กระดุกชั้นที่

ตารางที่ 12 แสดงกราฟการวิเคราะห์โลหะที่เป็นองค์ประกอบของใบเลื่อยตัด Isomet™ 1000 Precision Saw จากเครื่องวิเคราะห์ธาตุด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์รังสีเอกซ์



ตารางที่ 13 แสดงขีดจำกัดต่ำสุดที่วัดได้ (Limit of Detection) ของการวิเคราะห์ด้วย
Air-acetal Flame AAS ,Graphite Furnace AAS และ ICP- AES

Instrument	Element	Wavelength(nm)	LOD(ppb)
Flame	Chromium	357.869	5
AAS	Nickel	232.003	2
Furnace	Chromium	357.869	0.004
AAS	Nickel	232.003	0.05
ICP	Chromium	205.552	0.009
AES	Nickel	221.648	2

(ที่มา : Bruno, T.J. ; Svoronas, P. Handbook of Basic tables for Chemical Analysis,
Second Edition ,2004:484-495)

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 14 แสดงการเปรียบเทียบค่าความเป็นพิษของโคโรเมียมและนิกเกิลจากงานวิจัยอื่น
กับผลการตกค้างในงานวิจัย

ปริมาณโคโรเมียมที่ตกค้างจากหัวเจาะในกระดุก (จากการใช้หัวเจาะครั้งที่1,10,20)

โคโรเมียม	วัชตัว ที่1	วัชตัว ที่2	วัชตัวที่ 3	วัชตัว ที่4	วัชตัว ที่5	วัชตัว ที่6	วัชตัว ที่7	วัชตัว ที่8	วัชตัว ที่9	วัชตัว ที่10	วัชตัว ที่11
delta1	0.066	0.000	0.010	0.000	0.006	0.013	0.003	0.001	0.001	0.000	0.000
delta10	0.020	0.147	0.155	0.255	0.059	0.032	0.025	0.030	0.020	0.160	0.093
delta20	0.082	0.069	1.180**	0.293	0.555	0.252	0.085	0.104	0.048	0.078	0.000

ปริมาณนิกเกิลที่ตกค้างจากหัวเจาะในกระดุก(จากการใช้หัวเจาะครั้งที่1,10,20)

นิกเกิล	วัชตัว ที่1	วัชตัว ที่2	วัชตัวที่ 3	วัชตัว ที่ 4	วัชตัว ที่5	วัชตัว ที่6	วัชตัว ที่7	วัชตัว ที่8	วัชตัว ที่9	วัชตัว ที่10	วัชตัว ที่11
delta1	0.000	0.000	0.018	0.138	0.068	0.000	0.108	0.003	0.000	0.000	0.042
delta10	0.061	0.000	0.134	0.121	0.000	0.000	0.204	0.214	0.000	0.277	0.003
delta20	0.082	0.113	0.219	0.220	0.267	0.005	0.009	0.298	0.245	0.460	0.253



แสดงค่าความเป็นพิษจากการทดลองของ Morais และคณะ (1998) ที่ความเข้มข้น
เหล็กกล้าไร้สนิม 0.1% (โคโรเมียม 0.22 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร, นิกเกิล 0.15
ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร) ที่มีค่าต่ำกว่า ค่าจากการทดลอง

** แสดงค่าความเป็นพิษจากการทดลองของ Costa และ Fernandes (2000) ที่ความ
เข้มข้นเหล็กกล้าไร้สนิม 0.5% (โคโรเมียม 1.12 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร, นิกเกิล
0.75 ไมโครกรัมต่อมิลลิลิตร) ที่มีค่าต่ำกว่า ค่าจากการทดลอง

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวอุมาพร วิมลกิตติพงษ์ เกิดที่กรุงเทพมหานคร เมื่อวันที่ 1 พฤษภาคม พ.ศ. 2523 สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต พ.ศ. 2547 จากคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เคยรับราชการในตำแหน่งทันตแพทย์ ประจำโรงพยาบาล ห้วยแถลง จังหวัดนครราชสีมา ระหว่าง พ.ศ.2547-2548 และได้ลาออกจากราชการ เพื่อมาศึกษาต่อในหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิตสาขาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย