



中國醫藥大學
牙醫學系碩士班
碩士學位論文

鈦合金支台齒與二氧化鋯支台齒抵抗斷裂
強度能力與其失敗模式之研究

A Comparison of Fracture Resistance and Failure Modes of the
Implant-Abutment interface between Titanium alloy and
Zirconia Abutments

指導教授：傅立志
許瑞廷

研究生：王瓊芳

中華民國一百年七月

摘要

研究目的：

二氧化鋯支台齒具有美觀的優點，但是其易脆的性質及機械強度是否足以承受口腔中的力量仍是大家擔心的地方，因此本研究的目的欲比較二氧化鋯支台齒與鈦合金支台齒在斜向壓力下，人工植體-支台齒相對不同高度情況下抵抗斷裂的強度與失敗模式。

材料與方法：

將 18 支人工植體分成兩部分：第一部份(模擬骨脊流失 3.0 公厘)與第二部份(模擬骨脊流失 1.5 公厘)。第一部份(樣本數各為 6)和第二部份(樣本數各為 3)各分成兩小組，第一小組為鈦合金支台齒，第二小組為二氧化鋯支台齒。測試前後以掃描式電子顯微鏡(JEOL, JSM 5400, Japan)觀察人工植體與支台齒的介面，每組的最大變形力量與抵抗斷裂強度以材料測試機(AG-IC, Shimadzu, Japan)作測試。實驗數據以無母數統計(Mann-Whitney)分析。

實驗結果：

實驗第一部分：第一小組(模擬骨脊流失 3.0 公厘，鈦合金支台齒)的最大變形力量和抵抗斷裂強度分別是 548.7 N 和 734.5N (平均值)，第二小組(模擬骨脊流失 3.0 公厘，二氧化鋯支台齒)的最大變形力量和抵抗斷裂強度分別是 550.7 N 和 908.5 N (平均值)。實驗第二部分：第一小組(模擬骨脊流失 1.5 公厘，鈦合金支台齒)的最大變形力量和抵抗斷裂強度分別是 1114.2 N 和 1292.1 N (平均值)，第二小組(模擬骨脊流失 1.5 公厘，二氧化鋯支台齒)的最大變形力量和抵抗斷裂強度分別是 998.3 N 和 1220.7 N (平均值)。對於最大變形力量的分析，第二部份的鈦合金支台齒和二氧化鋯支台齒有統計上的差異但是第一部

份則無統計上的差異。而對於抵抗斷裂強度，第一部分和第二部份的組別皆沒有統計上的差異。

結論：

根據本實驗的結果，骨流失越嚴重，則最大變形力量與抵抗斷裂強度越小。但是所有二氧化鋯支台齒及鈦合金支台齒測試樣本皆具有足以承受文獻上提出的前牙生理性咬合力量之能力。在模擬骨流失 1.5 公厘下，最大變形力量受到支台齒材料的影響。

關鍵字：人工植體、鈦合金支台齒、二氧化鋯支台齒、斷裂強度、失敗模式



Abstract

Purpose:

It was known as optimal aesthetics for zirconia materials, however, they are brittle and concerns remain regarding the mechanical properties to withstand forces in the oral cavity. Therefore, the purpose of this study was to compare the fracture strength and failure mode of titanium alloy and zirconia abutments under oblique compressive forces with different relatively implant-abutment levels.

Materials and Methods:

Eighteen implants were divided into two parts: part 1 (simulating bone loss of 3.0 mm) and part 2 (simulating bone loss of 1.5 mm). Part 1 and 2 were divided into two subgroups of six implants and three implants each (1 with titanium alloy abutments, 2 with zirconia abutments). Before and after testing, each implant-abutment assembly was observed with scanning electron microscope (SEM) (JEOL, JSM 5400, Japan). The maximum deformation force and fracture force of each sample was determined in a universal testing machine (AG-IC, Shimadzu, Japan). The data were analyzed with the nonparametric test (Mann–Whitney).

Results:

The mean maximum deformation force and fracture force obtained for the part 1 were: subgroup 1 (simulating of bone loss 3.0 mm, titanium alloy abutments) = 548.7 N, 734.5 N (mean); subgroup 2 (simulating of bone loss 3.0 mm, zirconia abutments) = 550.7 N, 908.5 N (mean); part 2, subgroup 1 (simulating of bone loss 1.5 mm, titanium alloy abutments) = 1114.2 N, 1292.1 N (mean); subgroup 2 (simulating of bone loss 1.5 mm, zirconia abutments) = 998.3 N, 1220.7 N (mean). For maximum deformation force in part 2, there was significant difference between

subgroup 1 vs. 2, but no significant difference between subgroup 1 vs. 2 in part 1. Fracture forces were no different between subgroup 1 vs. 2 in part 1 and part 2.

Conclusion:

Based on the experimental results, the more marginal bone support was lost, the less maximum deformation force and fracture force were obtained, but all tested implant-abutment assemblies could withstand physiological occlusal forces applied in the anterior region. For simulating of peri-implant bone loss of 1.5 mm, materials of abutments would affect the performance of maximum deformation force.

Keywords: dental implant, titanium alloy abutment, zirconia abutment, fracture force, failure mode



誌謝

從母校台北醫學大學牙醫學系畢業後，於嘉義長庚醫院服務一年後，便進入中國醫藥大學牙醫學研究所就讀。在這二年的研究所路程，確實是甘苦參半的，所幸，有許瑞廷老師及黃恆立老師在實驗上的指導，給了我很大的鼓勵，也有了堅持下去的力量。而一開始在臨床上面對病人的忐忑不安也由於有傅立志主任及沈熾文老師在臨床方面的教導與支持，讓我有勇氣面對自己的挫折，使我覺得非常感恩。課堂上蕭裕源教授、張哲壽教授的見解讓我在實驗過程中能發現研究的缺失而愈見進步。心中也滿是感謝家人對我的栽培，及不遠不近的相伴。我會記得這過程中給我關心、給我鼓勵、給我陪伴的人，我也會記得一路上遇見的磨練與挫折，都將助我前行不畏懼。

我相信世界上沒有單純的好運氣，好運是屬於努力並且準備好的人，我期許自己能當個好運的人而且永遠保持樂觀的態度，敢於夢想也敢於失敗。此次論文口試承蒙林哲堂院長，洪純正院長於百忙中抽空前來指導，其珍貴的指正在此獻上最誠摯的謝意。

瓊芳 謹誌

2011/8

目錄

摘要	i
Abstract	iii
誌謝	v
目錄	vi
表目錄	ix
圖目錄	xi
第一章 前言	1
1-1 研究背景	1
1-2 文獻回顧	3
1-2.1 體外靜態力學測試	3
1-2.2 體外動態力學測試	12
1-2.3 臨床研究報告	22
1-2.4 人工植體周邊骨流失臨床報告文獻及植入後成功的 條件	23
1-3 研究動機與目的	24
第二章 材料與方法	26
2-1 研究材料	26

2-1.1 人工植體	26
2-1.2 支台齒	27
2-1.3 支台齒螺絲	31
2-2 研究設計	32
2-2.1 研究流程概述	32
2-2.1.1 實驗一、模擬周邊骨脊流失 3.0 公厘	32
2-2.1.2 實驗二、模擬周邊骨脊流失 1.5 公厘	33
2-2.2 試驗裝置	33
2-2.3 電子顯微鏡掃描影像與 X 光分析	37
2-3 統計方法	40
第三章 結果	41
3-1 實驗一：模擬 3.0 公厘骨脊流失	41
3-1.1 力學強度測試實驗結果	41
3-1.2 影像及 X 光影像觀測結果	43
3-1.3 電子顯微鏡掃描影像觀測	45
3-2 實驗二：模擬 1.5 公厘骨脊流失	50
3-2.1 力學強度測試實驗結果	50
3-2.2 影像觀測結果	52
3-2.3 電子顯微鏡掃描影像	54

第四章 討論	56
4-1 不同材料夾置具及未加金屬半圓球冠的影響	56
4-2 疲勞測試與靜態測試的差異	58
4-3 模擬人工植體周邊骨脊流失 3.0 公厘與 1.5 公厘結果分析與生理性咬合力量的探討	59
4-4 不同材料的支台齒與人工植體介面磨損分析	60
第五章 結論	62
參考文獻	63



表目錄

表 1.1	Adatia et al[15]之研究依據曲線將各組件力學強度以數 值呈現	11
表 1.2	Butz et al[17]之實驗	14
表 1.3	Att et al (2006)[18]之實驗結果	15
表 1.4	Att et al(2006)[19]之實驗結果	16
表 1.5	Gehrke et al[20]研究	17
表 1.6	Truninger TC et al(5)的實驗結果	20
表 1.7	Truninger TC et al[21]力學測試後的斷裂模式	20
表 2.1	鈦金屬機械性質及 ASTM 分類	27
表 2.2	本研究二氧化鋯支台齒的化學成分重量百分比	30
表 2.3	本研究二氧化鋯支台齒燒結後的物理性質	30
表 3.1	實驗一: 模擬 3.0 mm 骨質流失情況下, 鈦合金/二氧化 鋯支台齒-純鈦人工植體的材料測試實驗結果	41
表 3.2	實驗二: 模擬 1.5 mm 骨質流失情況下, 鈦合金/二氧化 鋯支台齒-純鈦人工植體的材料測試實驗結果	51
表 4.1	Lars Steinebrunner et al 等學者(2008) (38)研究的結果比	58

較



圖目錄

圖 1.1 人工植體組件	1
圖 1.2 Yildirim et al(2003) [9]研究之裝置	3
圖 1.3 Yildirim et al(2003) [9]實驗結果	4
圖 1.4 Sundh 和 Sjögren [11]之實驗裝置	4
圖 1.5 Sundh 和 Sjögren [11]之實驗	5
圖 1.6 Kerstein et al[13]之研究裝置	6
圖 1.7 Kerstein et al[13]之研究	6
圖 1.8 Kerstein et al[13]之研究，AAZ 支台齒斷裂面之電子顯 微鏡觀察	6
圖 1.9 Kerstein et al[13]之研究，AllZirkon 支台齒斷裂面之電子 顯微鏡觀察	7
圖 1.10 Kim et al[14]之研究力學測試裝置	7
圖 1.11 Kim et al[14]的試驗性研究(pilot study)	8
圖 1.12 Kim et al[14] pressable metal ceramic abutment 的碎裂模 式	8
圖 1.13 Kim et al[14]二氧化鋯支台齒的碎裂模式	9

圖 1.14	Adatia et al[15]之研究	10
圖 1.15	Adatia et al[15]之研究曲線	10
圖 1.16	Adatia et al[15]之研究結果	11
圖 1.17	Sailer et al [16]之靜態力學實驗裝置圖	12
圖 1.18	Butz et al[17]研究之裝置	13
圖 1.19	Butz et al[17]之實驗結果	13
圖 1.20	Att et al (2006)[18]之實驗結果	14
圖 1.21	Att et al(2006)[19]之實驗裝置，二氧化鋯支台齒的測試	15
圖 1.22	Att et al(2006)[19]之實驗結果	16
圖 1.23	Gehrke et al[20]研究中動態施力的裝置	17
圖 1.24	Truninger TC et al[21]的實驗	19
圖 1.25	Truninger TC et al[21]的研究	20
圖 1.26	Truninger TC et al[21]的研究，試驗後控制組的橫切面	21
圖 1.27	Truninger TC et al[21]的研究，試驗後 BL 組的橫切面	21
圖 1.28	Truninger TC et al[21]的研究，試驗後 RS 組的橫切面	21
圖 1.29	Truninger TC et al[21]的研究，試驗後 SP 組的橫切面	22
圖 1.30	Glauser et al[22]的研究，支台齒/牙冠的位置和數目	22

圖 2.1 人工植體尺寸圖，單位：公厘	26
圖 2.2 本實驗用之人工植體	27
圖 2.3 支台齒尺寸，單位：公厘	28
圖 2.4 本研究所使用的鈦合金支台齒	29
圖 2.5 本研究所使用的二氧化鋯支台齒	29
圖 2.6 本研究所使用的預燒結之鋯餅(pre-sintered zirconia)，圖 片由 H.C. Starck 公司提供	29
圖 2.7 本研究二氧化鋯材料的顯微照片，圖片由 H.C. Starck 公 司提供	30
圖 2.8 本研究使用的鈦合金支台齒螺絲	31
圖 2.9 本研究鈦合金支台齒螺絲的尺寸圖，單位：公厘	31
圖 2.10 實驗一流程	32
圖 2.11 實驗二流程	33
圖 2.12 本研究依據 ISO14801 規格的裝置圖	34
圖 2.13 本研究的裝置示意圖	34
圖 2.14 材料力學測試機系統：(左)材料測試機;(右)控制軟體	35
圖 2.15 材料力學測試近照：(左) 鈦合金支台齒;(右) 二氧化鋯	36

支台齒

- 圖 2.16 測試密合度的 fit checker 36
- 圖 2.17 用 fit checker 測試密合度與支台齒上的薄膜 37
- 圖 2.18 扭力起子 37
- 圖 2.19 牙科用 X 光照射之純鈦人工植體與鈦合金支台齒受力 38

後照片

- 圖 2.20 掃描式電子顯微鏡:(左) 電子顯微鏡主基本體;(右) 冷 38

卻水控制器。

- 圖 2.21(左) 力學測試後支台齒-人工植體以樹脂包埋;(右) 樹 39

脂包埋後的組件切割成長方塊

- 圖 2.22 低速切割機將植體組件進行縱向切片 39

- 圖 2.23 以離子覆膜機(FC-JEOL, JFC-1100E, Japan) 鍍金於二 40

氧化鋯支台齒。

- 圖 3.1 實驗一：模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，鈦合金支台齒- 42

純鈦人工植體的力量-位移曲線(force-displacement curve)

- 圖 3.2 實驗一：模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，二氧化鋯支台 42

齒-純鈦人工植體的力量-位移曲線(force-displacement

curve)

- 圖 3.3 鈦合金支台齒-人工植體進行材料測試後的試片照片 43
- 圖 3.4 鈦合金支台齒-人工植體進行材料測試後的試片 X 光 44
- 圖 3.5 二氧化鋯支台齒-植體進行材料測試後的試片照片 44
- 圖 3.6 二氧化鋯支台齒-植體進行材料測試後的試片 X 光 45
- 圖 3.7 鈦合金支台齒-人工植體組件和二氧化鋯支台齒-人工植
體組件進行材料測試後，將試片進行縱向切片 46
- 圖 3.8 鈦合金支台齒-人工植體組件材料測試完，將試片進行縱
向切片後進行電子顯微鏡掃瞄(75 倍放大倍率) 46
- 圖 3.9 二氧化鋯支台齒-人工植體組件材料測試完，將試片進行
縱向切片後進行電子顯微鏡掃瞄 47
- 圖 3.10 材料測試前，支台齒與人工植體接觸介面進行電子顯微
鏡掃瞄 47
- 圖 3.11 模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，鈦合金支台齒-純鈦人工
植體的接觸介面進行電子顯微鏡掃瞄 48
- 圖 3.12 模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，二氧化鋯支台齒-純鈦人
工植體的接觸介面進行電子顯微鏡掃瞄 48

圖 3.13 實驗二：模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，鈦合金支台齒	51
-純鈦人工植體的力量-位移曲線(force-displacement curve)	
圖 3.14 實驗二：模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，二氧化鋯支台	52
齒-純鈦人工植體的力量-位移曲線(force-displacement curve)	
圖 3.15 材料力學測試後檢視試片	53
圖 3.16 材料力學測試後檢視支台齒 (和人工植體接觸面視角)	54
圖 3.17 模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，鈦合金支台齒-純鈦人工	55
植體的接觸介面進行電子顯微鏡掃瞄	
圖 3.18 模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，二氧化鋯支台齒-純鈦人	55
工植體的接觸介面進行電子顯微鏡掃瞄	
圖 4.1 epoxy resin 硬化後高度不能一致	56
圖 4.2 在 pilot study 中沒有加上金屬半圓球冠直接施力	57
圖 4.3 pilot study 結果(a)二氧化鋯支台齒直接脆掉；(b)鈦合金	57
支台齒則彎折	

第一章 前言

1-1 研究背景

人工植體是治療缺牙的重要方法之一，對於局部缺牙或全口無牙的患者，除了傳統的固定式牙冠牙橋、活動式假牙的治療外，人工植體提供患者另一個治療的選擇性。

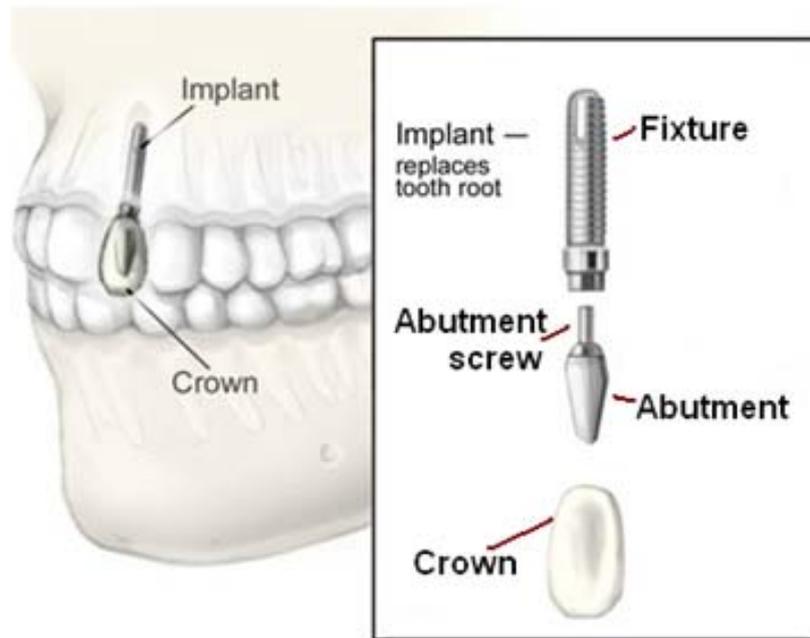


圖 1.1 人工植體組件。

目前人工植體組件(圖 1.1)的材料多以商業純鈦和鈦合金為主，支台齒部分也以鈦合金為主。支台齒連接了人工植體和鑲復物，並且和軟組織(牙齦)接觸。金屬鈦支台齒有良好的機械性質(mechanical properties)但是卻有不美觀的缺點。當患者有高唇線或是牙齦較薄時，置放在牙齦下的金屬鈦支台齒會讓牙齦透出不自然的藍灰色，因此，為了達到理想的牙齦外觀，在 1993 年發展出第一支有牙齒顏色

的陶瓷支台齒(ceramic abutments)[1, 2]。

陶瓷支台齒目前偏好使用氧化鋁(Al_2O_3)和二氧化鋯(zirconia, ZrO_2)材質。臨床研究報告提出氧化鋁支台齒經過 3 到 4 年的觀察，周圍的軟組織仍然非常穩定[3-5]，然而臨床研究也提出氧化鋁支台齒斷裂的例子[3-5]。有鑒於氧化鋁材料在機械性質上的缺點，添加氧化釷(Y_2O_3)的二氧化鋯(yttrium oxide-stabilized zirconia)發展出來做為陶瓷支台齒另一個選擇，相比於氧化鋁，二氧化鋯抗撓曲強度是其兩倍，除了有較佳的機械性質以外，和鈦支台齒比較起來，二氧化鋯支台齒也較不容易堆積牙菌斑[6]。

二氧化鋯(zirconia)在不同溫度下有不同的結晶構造，它以 3 種型態存在於自然界中：單斜晶體(monoclinic phase)，立方體(cubic form)和四角晶體(tetragonal phase)。室溫時為單斜晶體，攝氏 1170 度以上為四角晶體，攝氏 2370 度以上為立方體。添加氧化釷(Y_2O_3)的氧化鋯(yttrium oxide-stabilized zirconia)，便是所謂的 tetragonal zirconia polycrystal (TZP)[7]，在室溫下能維持著穩定的四角晶體的結構，直到表面受到力量才會轉變成單斜晶體，從攝氏 1170 度四角晶體到室溫單斜晶體的過程伴隨著 3%到 4%體積的增加，從高溫降至低溫時體積增加的部份填補了裂痕[8]，也使得裂痕延伸變得較困難。由於

二氧化鋯(zirconia)擁有這項轉變韌化(transformation toughening)的特性，使得機械性質大大的提升。二氧化鋯支台齒的機械性質與臨床表現，以下是各學者提出相關研究與論述。

1-2 文獻回顧

1-2.1 體外靜態力學測試

Yildirim et al 等學者(2003)[9]比較不同材料支台齒各 10 支對於靜態壓力的抵抗強度，以每秒 0.1 公釐速度斜向 30 度 5 牛頓施力於全瓷冠上，氧化鋯支台齒強度(737.6N)高於氧化鋁支台齒(280.1N)的兩倍(圖 1.2)。分析斷列模式：可以發現主要都在支台齒齒頸部靠近人工植體平台(platform)起始處產生斷裂點(圖 1.3)。

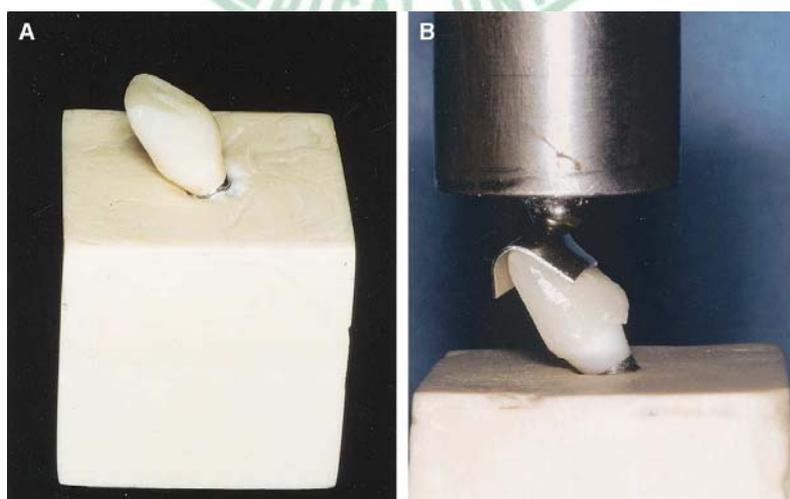


圖 1.2 Yildirim et al(2003) [9]研究之裝置，全瓷冠上放 0.8 公厘厚的錫箔確保有均勻的力量施加在牙冠上。



圖 1.3 Yildirim et al(2003) [9]實驗結果，氧化鋯支台齒和全瓷冠破

裂。

Canullo et al 等學者(2007)[10]以斜向力 30 度角測試 20 支氧化鋯支台齒，平均最大荷重為 436 牛頓。Sundh 和 Sjögren(2008)[11]選取 3 種支台齒：Mg-PSZ(添加氧化鎂的二氧化鋯), HIPed Y-TZP(添加氧化釷的二氧化鋯)和鈦支台齒各 10 支，以垂直靜態力量向下壓，速度為每分鐘 0.5 公厘(圖 1.4)，斷裂發生在人工植體與支台齒介面(圖 1.5)，陶瓷類支台齒抵抗彎曲強度等於或高於鈦支台齒。

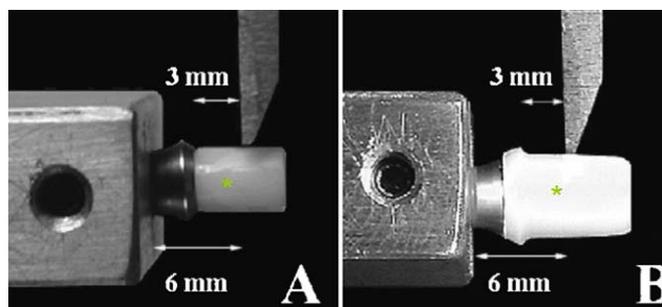


圖 1.4 Sundh 和 Sjögren [11]之實驗裝置，圖 A 為陶瓷支台齒(星狀)，

圖 B 為陶瓷支台齒外黏上陶瓷復型物(星狀)。

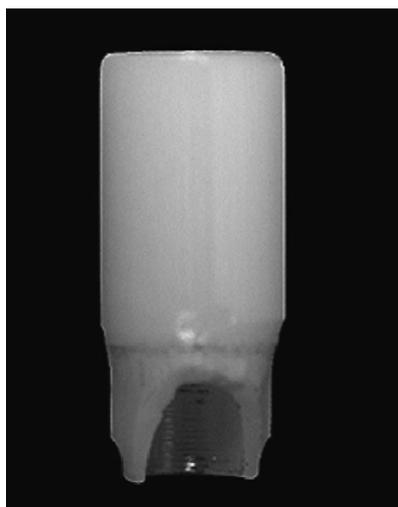


圖 1.5 Sundh 和 Sjögren [11]之實驗，陶瓷支台齒經過力學測試後，
斷裂處靠近人工植體與支台齒介面。

Aramouni et al 等學者(2008)[12]以 45 度斜向力作用在 ZiReal, synOcta Ceramic Blanks 和 UCLA (鈦支台齒)各 20 支，直到上方的全瓷冠(Empress 2)破裂。所有支台齒(共 60 支)皆修磨 1 公厘的弧形邊緣(chamfer margin)與切端降低(incisal reduction)2 公厘，剩餘高度是 7 公厘。ZiReal, synOcta CeramicBlanks 和 UCLA 支台齒平均斷裂力量各是 792.7 牛頓、604.0 牛頓和 793.6 牛頓，斷裂主要都是從支台齒的頰側齒頸部開始產生。

Kerstein et al 等學者(2008)[13]以 40 度斜向力靜態施力於 2 種廠牌的二氧化鋁支台齒(Atlantis AAZ, Procera AllZirkon)各 29 支(圖 1.6)，Atlantis 的平均斷裂力是 831 牛頓，AllZirkon 的平均斷裂力是 740 牛頓，兩者在統計上有顯著差異。電顯照片如圖 1.8 和 1.9。



圖 1.6 Kerstein et al[13]之研究裝置，施力與支台齒夾角 40 度。

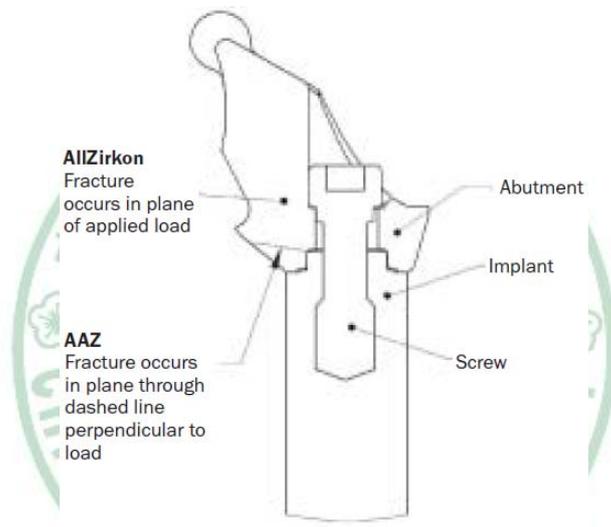


圖 1.7 Kerstein et al[13]之研究，AAZ 支台齒斷裂面垂直施力方向，

AllZirkon 支台齒斷裂面發生在施力面。

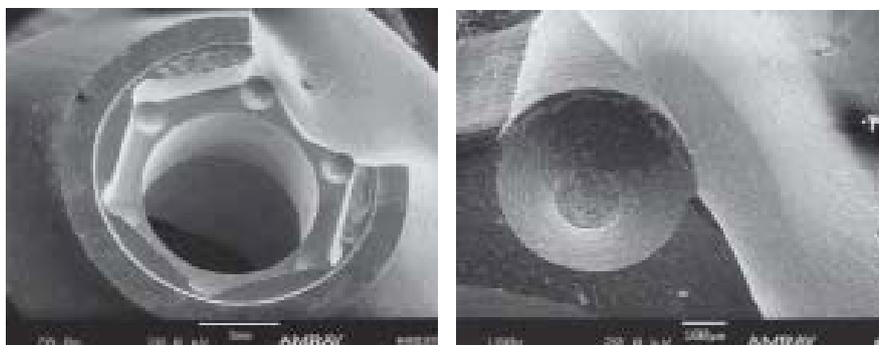


圖 1.8 Kerstein et al[13]之研究，AAZ 支台齒斷裂面以電子顯微鏡觀察，放大 20 倍(左)及 100 倍(右)。

察，放大 20 倍(左)及 100 倍(右)。

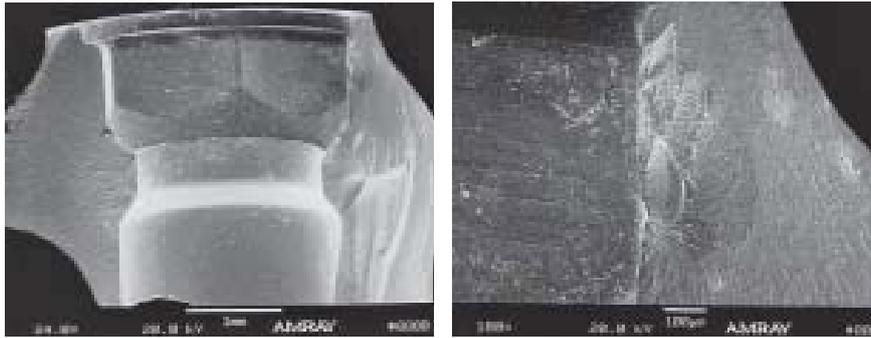


圖 1.9 Kerstein et al[13]之研究，AllZirkon 支台齒斷裂面以電子顯微鏡觀察，放大 24 倍(左)及 100 倍(右)。

Kim et al 等學者(2008)[14]將 Replace Select 人工植體複製品接上 pressable metal ceramic 支台齒和氧化鋁支台齒各 10 支，以 30 度斜向力施力於上方的全瓷冠直到破裂(圖 1.10)，平均抵抗斷裂力: pressable metal ceramic 是 901.67 牛頓，氧化鋁為 480.01 牛頓。實驗結果如圖 1.11、1.12 和 1.13。



圖 1.10 Kim et al[14]之研究力學測試裝置。

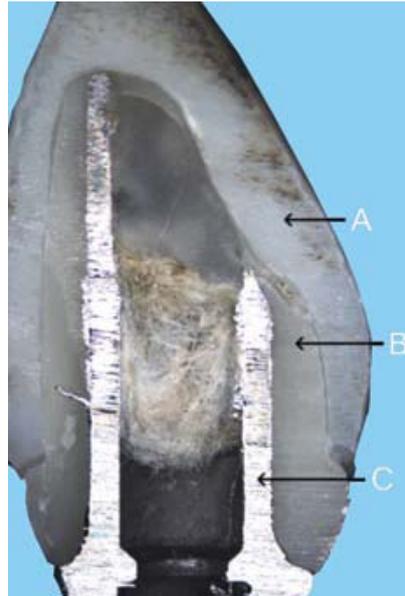


圖 1.11 Kim et al[14]的試驗性研究(pilot study)，把樣本做橫向切割 (cross section)，A 為全瓷冠，B 為 pressable metal ceramic abutment 的 pressable ceramic，C 為 pressable metal ceramic abutment 的 cast substructure。



圖 1.12 Kim et al[14] pressable metal ceramic abutment 的碎裂模式。



圖 1.13 Kim et al[14]二氧化鋯支台齒的碎裂模式。

Adataia et al 等學者(2009)[15]把 Y-TZP ceramic abutment 分成三組各 10 支，第一組沒有做任何修磨處理做為控制組，第二組的支台齒做了 0.5 公厘的弧形邊緣(chamfer margin)和修磨 2 公厘的咬合面，第三組的支台齒做了 1 公釐的弧形邊緣(chamfer margin)和修磨 2 公釐的咬合面(圖 1.14)。平均抵抗最大斷裂力：第一組是 429 牛頓，第二組是 576 牛頓，第三組是 547 牛頓。實驗結果顯示修磨不會影響支台齒抵抗斷裂能力，所有組別的支台齒都斷裂並且都斷裂在結構最弱處：即支台齒與人工植體相接合的介面。實驗曲線和結果如圖 1.15、1.16 和表 1.1。

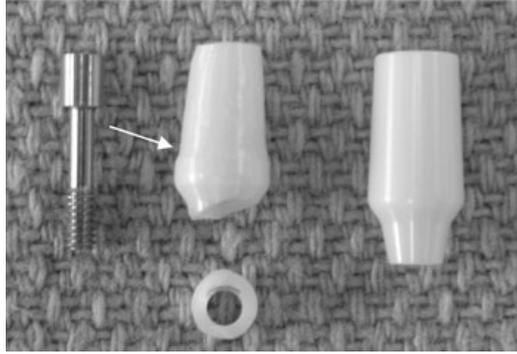


圖 1.14 Adatia et al[15]之研究，箭號所指地方為 0.5 公厘的弧形邊緣設計，斷裂在修磨邊緣的下方，也是支台齒最薄處。最右為沒有修磨過的二氧化鋯支台齒，最左為支台齒螺絲。

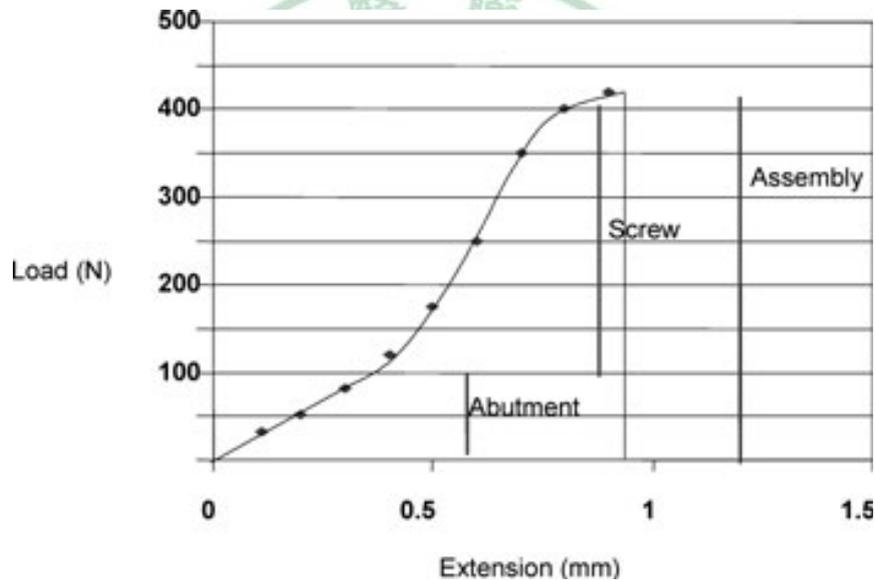


圖 1.15 Adatia et al[15]之研究，此曲線為典型的荷重-形變 (load-displacement) 曲線，Adatia et al 將曲線分為四個區域，並且推論曲線一開始上升區域為支台齒開始變形，轉折點開始為第二個區域，此為支台齒螺絲開始變形，第二個轉折點開始為第三個區域，代表支台齒斷裂，第四個區域為荷重轉為零，為支台齒斷裂後的情況。修磨過的支台齒也是呈現此曲線。

表 1.1 Adatia et al[15]之研究依據曲線將各組件力學強度以數值呈現。

Group	n	Abutment volume (mm ³)	Abutment strength (N)	Screw strength (N)	Assembly strength (N)
Control	10	150 ± 0	282 ± 59	246 ± 111	429 ± 140
0.5 mm	10	125 ± 6	205 ± 62	371 ± 123	576 ± 120
1.0 mm	10	108 ± 7	172 ± 48	375 ± 110	547 ± 139

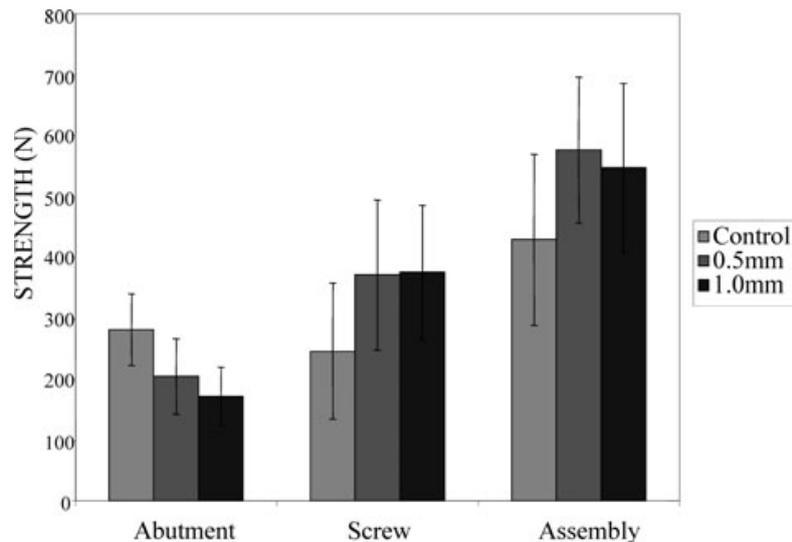


圖 1.16 Adatia et al[15]之研究結果，以長條圖表示，修磨過的支台齒強度減弱，支台齒螺絲在修磨過支台齒的組別有相似的強度表現，整體最大抵抗斷裂力三組沒有顯著不同($p>0.05$)。

Sailer et al 等學者(2009)[16]比較氧化鋁支台齒和人工植體不同的接合方式是否有相似的抵抗斷裂力，裝置如圖 1.17。結果顯示接合方式會有影響，內接合方式(internal connection)和兩組件(two-piece)組合有較佳的力學表現，同時支台齒上方有沒有覆復物復型，對於實驗結果兩者沒有不同。

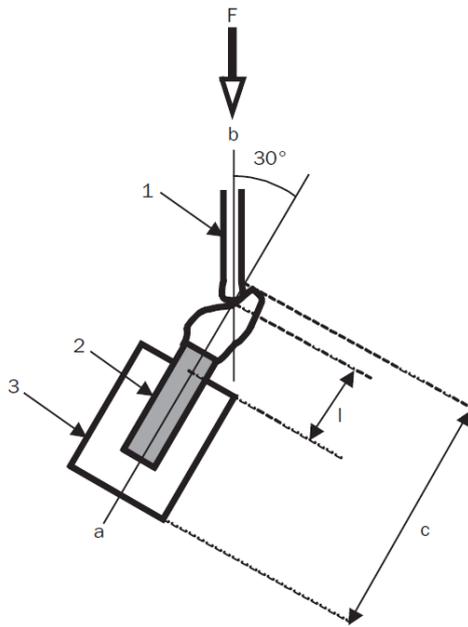


圖 1.17 Sailer et al [16]之靜態力學實驗裝置圖，a 為人工植體中線，b 為施力方向，與人工植體中線夾 30 度，c 為總長度，l 為施力中心到裝置架頂端，F 為荷重，1 為施力的柄，2 為實驗樣本，3 為聚合樹脂的裝置架。

1-2.2 體外動態力學測試

Butz et al 等學者(2005)[17]選取 ZiReal(external of Ti), CerAdapt (Alumina), GingiHue (Ti)三種支台齒做溫度變化(攝氏 5°C 到 55°C)疲勞測試，以 30 牛頓斜向力(與金屬牙冠直軸夾 50 度角)120 萬次反覆荷重於非貴金屬牙冠(圖 1.18)，模擬 5 年臨床上口內的環境及咀嚼情況，僅有一組氧化鋁支台齒破裂。ZiReal 力學表現相似於鈦支台齒，顯示添加鈦強化的二氧化鋁支台齒可以做為前牙區域治療的一個選

擇(圖 1.19、表 1.2)。

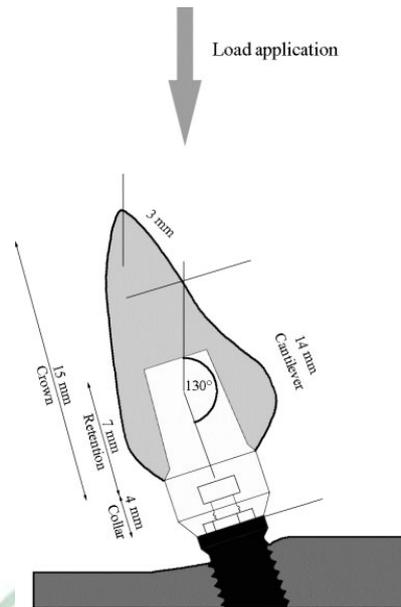


圖 1.18 Butz et al[17]研究之裝置，施力在牙冠切端往下 3 公厘，施力力臂長 14 公厘並且與樣本直軸夾 50 度角，人工植體以自聚合樹脂 (Technovit 4000)包埋至第一個螺紋。

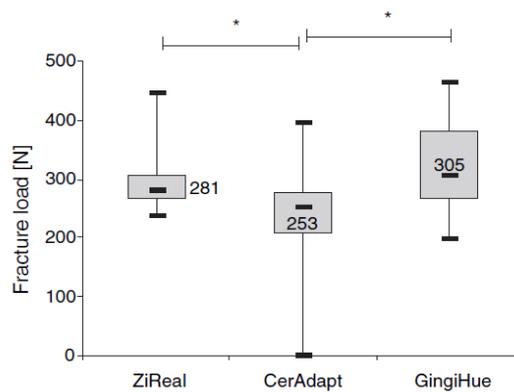


圖 1.19 Butz et al[17]之實驗結果，ZiReal(external of Ti)支台齒中位數為 281 牛頓，CerAdapt(Alumina)支台齒中位數為 253 牛頓，GingiHue (Ti)支台齒中位數為 305 牛頓。

表 1.2 Butz et al[17]之實驗，靜態荷重下 ZiReal(external of Ti)支台齒有 4 支斷裂，CerAdapt(Alumina)支台齒全部斷裂，GingiHue (Ti)支台齒全部彎曲。模擬咀嚼狀態時，CerAdapt(Alumina)支台齒有 1 支失敗。

Group	Chewing simulation		Deflection* (n)	Static loading	
	Survival (n)	Failure (n)		Abutment screw fracture (n)	Abutment fracture (n)
A	16	0	10	2	4
B	15	1	0	0	16
C	16	0	16	0	0

*Crown abutment deflection of 4 mm without fracture as a result of permanent abutment screw bending.

Att et al 等學者(2006)[18]以 49 牛頓與直軸夾 45 度角做 120 萬次反覆荷重於二氧化鋯薄蓋冠(coping)的全瓷冠，比較三種不同材料的支台齒各 16 支：鈦支台齒、氧化鋁支台齒和二氧化鋯支台齒。抵抗斷裂力各組中位數：鈦支台齒是 1251 牛頓，氧化鋁支台齒是 241 牛頓，二氧化鋯支台齒是 457 牛頓。

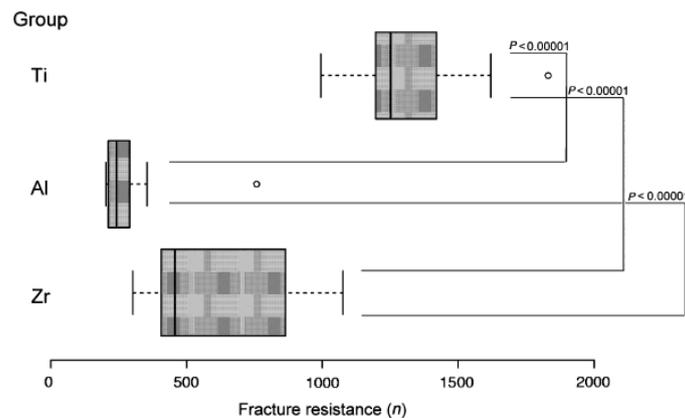


圖 1.20 Att et al (2006)[18]之實驗結果，抵抗斷裂力各組中位數：鈦支台齒大於二氧化鋯支台齒大於氧化鋁支台齒。

表 1.3 Att et al (2006)[18]之實驗結果，鈦支台齒沒有斷裂，氧化鋁支台齒有 14 支斷裂，二氧化鋯支台齒有 5 支斷裂。

Fractured component(s)	Group Ti	Group Al	Group Zr
Crown	0	0	0
Abutment	0	14	5
Screw	14	1	6
Crown and abutment	0	1	5
Crown and screw	2	0	0
Implant neck distortion	0	0	0

Att et al 等學者(2006)[19]接著又做了一次相似的實驗，僅改變二氧化鋯薄蓋冠(coping)為氧化鋁薄蓋冠(coping)，抵抗斷裂力各組中位數結果顯示：鈦支台齒是 1454 牛頓，氧化鋁支台齒是 422.5 牛頓，二氧化鋯支台齒是 443.6 牛頓。所有這 3 種材料的支台齒都能抵抗前牙生理性的咬合力量。

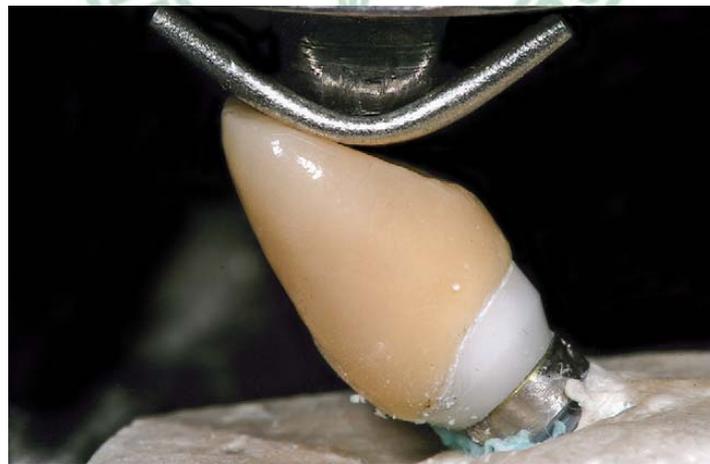


圖 1.21 Att et al(2006)[19]之實驗裝置，二氧化鋯支台齒的測試。

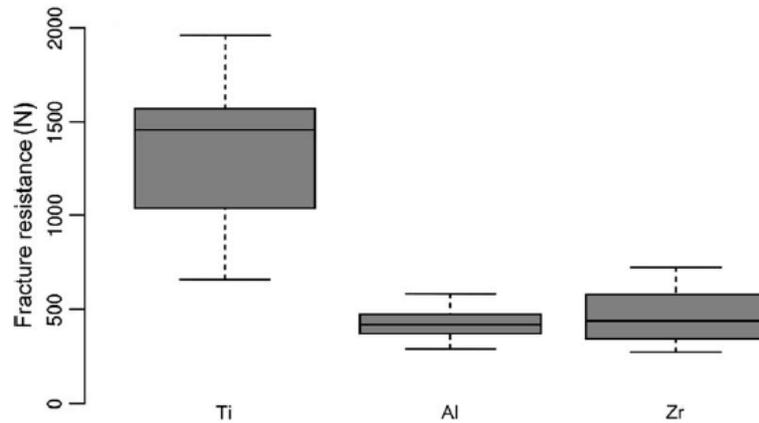


圖 1.22 Att et al(2006)[19]之實驗結果，抵抗斷裂力各組中位數：鈦支台齒大於二氧化鋯支台齒大於氧化鋁支台齒。

表 1.4 Att et al(2006)[19]之實驗結果，鈦支台齒沒有斷裂，氧化鋁支台齒有 7 支斷裂，二氧化鋯支台齒有 6 支斷裂。

Fractured component(s)	Ti	Al	Zr
Crown	13	0	0
Abutment	0	7	6
Screw	0	0	0
Crown and abutment	0	9	10
Crown and screw	2	0	0
Implant neck distortion	1	0	0

Gehrke et al 等學者(2006)[20]將 7 支二氧化鋯支台齒以 30 度角斜向力做 500 萬次頻率 15 赫茲的動態荷重，先以靜態荷重得到最大斷裂力量為 672 牛頓，在 268.8 牛頓(靜態荷重最大斷裂力量的 40%)動態施力下，最少在 811,023 次數下斷裂，最多在 5 百萬次數下斷裂；在 403.2 牛頓(靜態荷重最大斷裂力量的 60%)動態施力下，在 1 萬次數下斷裂。

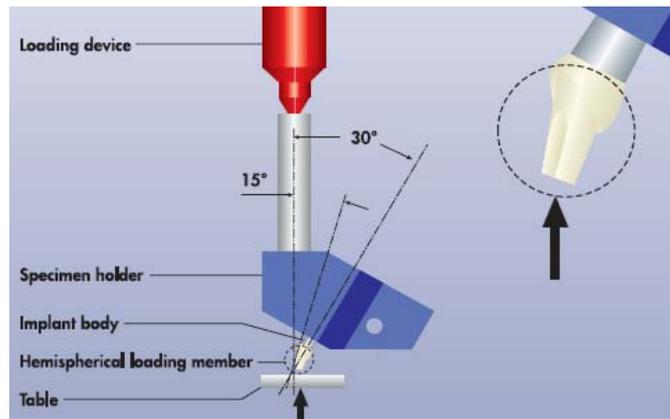


圖 1.23 Gehrke et al[20]研究中動態施力的裝置，施力方向與樣本夾 30 度角。

表 1.5 Gehrke et al[20]研究中所得之實驗結果。

Specimen	Cercon abutment			Removal torque (Ncm)	
	Statistical mean (N)	Maximum force (N)	Fracture cycle (n)	Before cyclic loading	After cyclic loading
		672*			
1	40%	268.8	811,930	23	21
2	40%	268.8	811,023	20	18
3	40%	268.8	905,645	21	20
4	40%	268.8	5,000,000	20	19
5	60%	403.2	10,000	21	19
6	60%	403.2	10,000	20	20
7	60%	403.2	10,000	20	20

*Static loading.

Truninger TC et al 等學者(2011)[21]的研究，探討二氧化鋯支台齒和不同的人工植體/支台齒接合方式在模擬口腔環境下，抵抗斷裂的強度表現，並且和鈦支台齒做比較。實驗假設一：支台齒的材料會影響彎折力矩(bending moments)，鈦支台齒的彎折力矩(bending moments)優於任何形式的二氧化鋯支台齒。實驗假設二：不同的人工植體/支台齒接合方式會影響二氧化鋯支台齒的力學表現。兩件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植體的彎折力矩(bending moments)

高於一件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植體或一件式二氧化鋯支台齒和外接合方式的人工植體。裝置依據 ISO-Norm 14801 標準程序[32]，使用樹脂包埋人工植體，植體露出 3 公厘的高度以模擬骨頭的流失。在測試前，樣本以自動化熱循環從 5°C 到 50°C 總共 120 秒做處理，再以 49 牛頓 1.67 赫茲做了 120 萬次的動態測試，每一組有 12 支樣本。實驗結果顯示平均彎折力矩(bending moments) 控制組(鈦支台齒和內接合方式的人工植體)高於其他組別(二氧化鋯支台齒)，兩件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植體高於一件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植體或一件式二氧化鋯支台齒和外接合方式的人工植體，符合實驗假說。分析斷裂模式(表 1.7)，所有組別的二氧化鋯支台齒都斷裂(圖 1.25)，控制組(鈦支台齒和內接合方式的人工植體)的人工植體有塑性變形(plastic deformation)，支台齒沒有斷裂(圖 1.26)。第三組，B 組(一件式二氧化鋯支台齒和外接合方式的人工植體)的支台齒全部都斷裂在人工植體肩膀(shoulder)上方，由於都斷在上方所以 B 組沒有做橫切面觀察(圖 1.25)。其他支台齒斷裂在人工植體肩膀(shoulder)上方的有 RS 組 7 支和 SP 組 9 支。RS 組有 2 支支台齒僅有裂痕。第一組，BL 組(一件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植體)，斷裂發生在人工植體肩膀(shoulder)下方(圖 1.27)。第四組，SP 組(兩件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植

體)有 3 顆人工植體發生塑性變形(plastic deformation)，測試後支台齒有搖動的組別有 B 組和 SP 組。



圖 1.24 Truninger TC et al[21]的實驗，由左而右依次：控制組，T 組(鈦支台齒和內接合方式的人工植體)，第一組，BL 組(一件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植體)，第二組，RS 組(兩件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植體)，第三組，B 組(一件式二氧化鋯支台齒和外接合方式的人工植體)，第四組，SP 組(兩件式二氧化鋯支台齒和內接合方式的人工植體)。

表 1.6 Truninger TC et al(5)的實驗結果。

Groups	Bending moments (N cm)		
	Mean (SD)	95% CI	Min; median; max
T	714.1 (184.9) ^C	596.5;831.6	473.7; 678.1; 1031.4
BL	331.7 (57.8) ^{A,B}	294.9;368.5	267.0; 307.8; 472.9
RS	429.7 (62.8) ^B	389.7;469.6	269.8; 438.6; 498.9
B	285.8 (64.4) ^A	244.8;326.7	160.9; 304.6; 361.2
SP	379.9 (59.1) ^{A,B}	342.3;417.5	221.7; 388.5; 452.6

Superscript alphabets indicate significance groups.
T, control-group, CARES titanium abutments on Bonelevel implants (Straumann); BL, ETKON zirconia abutments on Bonelevel RC implants (Straumann); RS, Procera zirconia abutments on Replace Select RP implants (Nobel Biocare); B, Procera zirconia abutments on Brånemark MK III RP implants (Nobel Biocare); SP, CARES zirconia abutments on Standard Plus RN implants (Straumann); CI, confidence interval; min, minimum; max, maximum.

表 1.7 Truninger TC et al[21]力學測試後的斷裂模式。

Groups (n = 12)	Location of fracture in relation to implant shoulder (above/below)	Number of fractured abutments above implant shoulder (n)	Number of fractured abutments below implant shoulder (n)	Type of fracture above implant shoulder (complete/crack)	Plastic deformation of implants (n)	Plastic deformation as reason for failure (n)	Mobility of abutment
T	-	0	0	-	12	12	No
BL	Below	0	12	-	0	0	No
RS	Above	9	0	7 complete			
2 cracks	12	3	Yes				
B	Above	12	0	12 complete	0	0	Yes
SP	Above	9	0	9 complete	3	3	Yes

T, control-group, CARES titanium abutments on Bonelevel implants (Straumann); BL, ETKON zirconia abutments on Bonelevel RC implants (Straumann); RS, Procera zirconia abutments on Replace Select RP implants (Nobel Biocare); B, Procera zirconia abutments on Brånemark MK III RP implants (Nobel Biocare); SP, CARES zirconia abutments on Standard Plus RN implants (Straumann).

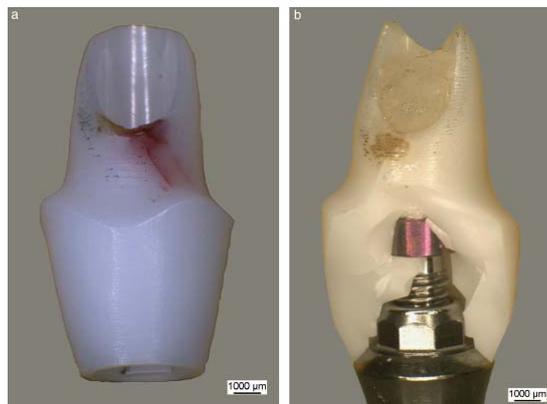


圖 1.25 Truninger TC et al[21]的研究，B 組支台齒斷裂在人工植體肩

膀(shoulder)上方的組別，其他有：RS 組和 SP 組。



圖 1.26 Truninger TC et al[21]的研究，試驗後控制組的橫切面。



圖 1.27 Truninger TC et al[21]的研究，試驗後 BL 組的橫切面。



圖 1.28 Truninger TC et al[21]的研究，試驗後 RS 組的橫切面。



圖 1.29 Truninger TC et al[21]的研究，試驗後 SP 組的橫切面。

1-2.3 臨床研究報告

有關二氧化鋯支台齒在臨床使用追蹤報告較少，而且較缺乏長期的追蹤報告。Glaser et al (2004)[22]提出在前牙區及小白齒區 53 支二氧化鋯支台齒(26 個病人)觀察一年和 36 支二氧化鋯支台齒(18 個病人)觀察四年，二氧化鋯支台齒沒有任何斷裂同時軟組織和硬組織都有良好的表現。但是有 2 支二氧化鋯支台齒分別在第 8 個月和第 27 個月有螺絲鬆脫(gold screw loosening)。

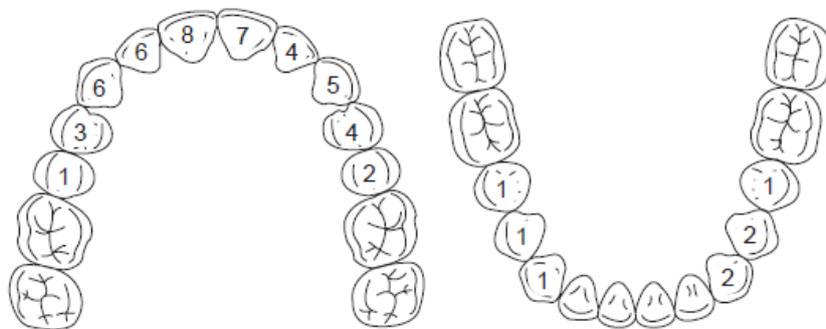


圖 1.30 Glaser et al[22]的研究，支台齒/牙冠的位置和數目。

Canullo L et al (2007) [23]評估 25 位病患口內的二氧化鋯支台齒和二氧化鋯人工植體平均觀察 40 個月，包括 14 位女性和 11 位男性，平均年齡 52 歲，30 支二氧化鋯支台齒和二氧化鋯人工植體中沒有任何支台齒斷裂也沒有任何螺絲鬆脫。Zembic A et al (2009) [24]觀察臨床上從犬齒到大白齒區各 20 支二氧化鋯支台齒和鈦支台齒共 3 年，兩種材料的支台齒都沒有斷裂或鬆脫，兩者在臨床上有相似的表現。截至目前為止，還沒有二氧化鋯支台齒與內六角型式的人工植體的臨床回顧報告。

1-2.4 人工植體周邊骨流失臨床報告文獻及植入後成功的條件

Berglundh et al (2002) [25]提出人工植體植入 5 年後其周圍骨流失大於等於 2.5 公厘在覆蓋式義齒(overdentures)有 4.8 百分比、固定式全口義齒(fixed complete dentures)有 3.8 百分比，比例高於固定式局部義齒(fixed partial dentures)的 1.0 百分比和單顆贖復物(single-tooth)的 1.3 百分比。Goodacre et al (2003) [26]的文獻回顧報告提出在人工植體植入後的第一年其周邊骨平均流失 0.9 公厘(範圍從 0.4 到 1.6 公厘)，之後每年平均流失 0.1 公厘(範圍從 0 到 0.2 公厘)。Roos-Jansåker et al (2006) [28]提出 Brånemark 人工植體植入 9 到 14

年的觀察，有 20.4% 的人工植體其周邊骨頭的高度位於植體頂端往下 3.1 公厘，而相比於 1 年的觀察則有 12%。Solweig Sundén Pikner et al (2009) [29] 提出 Brånemark 人工植體植入的第一年，有 2.3% 的植體周圍骨下降大於等於 3 公厘，而之後 9 年則有 7.0%。

許多學者定義了人工植體植入成功的條件，最常用的便是 Albrektsson 等人(1986) [30] 提出的第一年周邊骨流失的量要小於 1.5 公厘，之後逐年下降 0.2 公厘。另外 Duyck 和 Naert(1998)[31] 提出第一年平均骨流失 0.9 到 1.6 公厘，之後每年骨流失的量需介於 0.01 到 0.2 公厘。之後 Wennström 和 Palmer(1999)[32] 則提出人工植體植入 5 年內，骨流失的量小於 2 公厘可視為成功。

1-3 研究動機與目的

由於上顎前牙區有美觀的需求，因而有陶瓷類支台齒發展出來，然而其脆性較高力學強度不若金屬，仍是臨床牙醫師擔心的地方，回顧以上文獻所得，在體外靜態斜向力測試中，二氧化鋯支台齒相比較於鈦支台齒其抵抗斷裂強度兩者約略相等，在垂直力下甚至高於或等於鈦支台齒，兩者都可以抵抗前牙生理性的咬合力量，然而其他關於人工植體與支台齒露出來的相對高度，是否在強度上造成影響，仍未

有文獻可供參考，並且當人工植體受力時，不同材料的支台齒其破壞或形變的模式不同，故本研究比較不同材料支台齒(鈦合金支台齒、二氧化鋯支台齒)在不同相對高度(分別模擬 3 mm 和 1.5 mm 周邊骨脊流失)其變形強度(deformation force)與最大抵抗斷裂強度(maximal fracture force)之能力，並且以電子顯微鏡(scanning electron microscope, SEM)觀察分析支台齒和人工植體接觸介面磨損形式，支台齒和人工植體垂直橫切面(cross-section)的型態(包埋切片)，藉以了解鈦支台齒與二氧化鋯支台齒的機械性質，以了解各因素之影響性與其間之相關性，希望提供臨床牙醫師在選擇時有科學證據佐證，得到理想的治療結果。因此本實驗的假說一為：在外六角人工植體中，二氧化鋯支台齒能提供與鈦合金支台齒相似的抵抗斷裂強度；假說二為：骨流失越嚴重，則抵抗破壞力量越小。

第二章 材料與方法

2-1 研究材料

2-1.1 人工植體

本研究由敦特公司提供 ASTM 第四級商業純鈦人工植體(表 2.1)，此植體主要是參考 Brånemark 外六角的設計(圖 2.1、2.2)自行生產之產品，植體直徑為 4.1 公厘，長 13.3 公厘；外六角高度為 0.7 公厘，直徑為 2.8 公厘。由於本研究純粹為了探討不同材質支台齒的力學特性，並沒有要考量術後骨整合的效果，因此人工植體並沒有進行表面處理，此簡化應不會影響實驗結果。

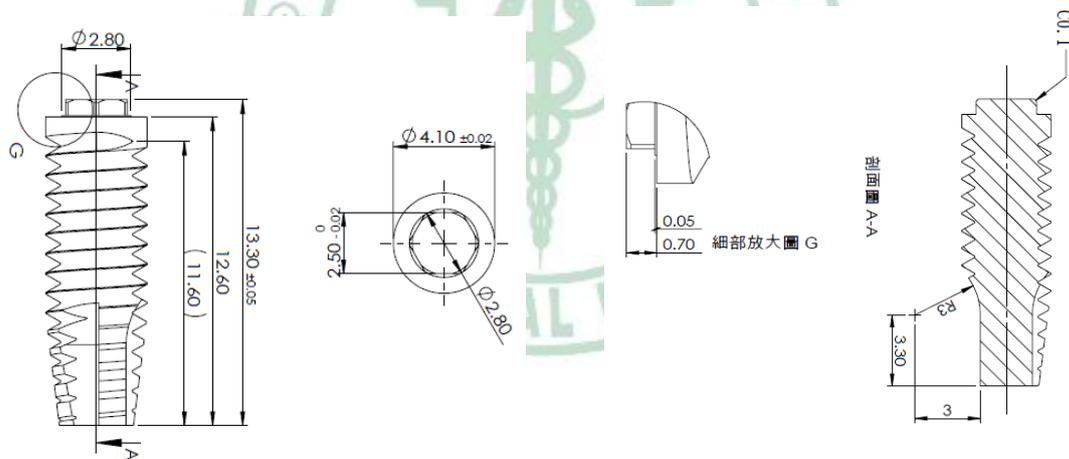


圖 2.1 人工植體尺寸圖，單位：公厘。



圖 2.2 本實驗用之人工植體。

表 2.1 鈦金屬機械性質及 ASTM 分類，本研究採用第 4 級鈦金屬作為人工植體和第 5 級鈦合金作為支台齒材質。

Property	ASTM Grade				
	1	2	3	4	5
Yield Strength (MPa)	170	275	380	483	795
Ultimate Tensile Strength (MPa)	240	345	450	550	860
Elongation (%)	24	20	18	15	10
Elastic Modulus (GPa)	103-107	103-107	103-107	103-107	114-120

*Adapted from ASTM F67 (Grade 1 to 4) and F136 (Grade 5).

2-1.2 支台齒

兩種不同材質支台齒：ASTM 第五級鈦合金和二氧化鋯(圖 2.3、2.4、2.5)。此部分也是敦特公司自行加工生產出。本研究所使用的二氧化鋯材料是由 H.C. Starck 公司所提供的 yttria-stabilized tetragonal

zirconia，其材質為預燒結之鋯餅(pre-sintered zirconia) (圖 2.6、2.7)，研磨加工完後再進行燒結成形，其主要成分重量百分比為大於 99.0 % 二氧化鋯(ZrO_2)、5.15 % 氧化釔(Y_2O_3)和 0.25 % 氧化鋁(Al_2O_3)(表 2.2)。添加非常少量的氧化鋁(0.25 %)目的在避免氧化釔的釋放，增加材料的穩定性。

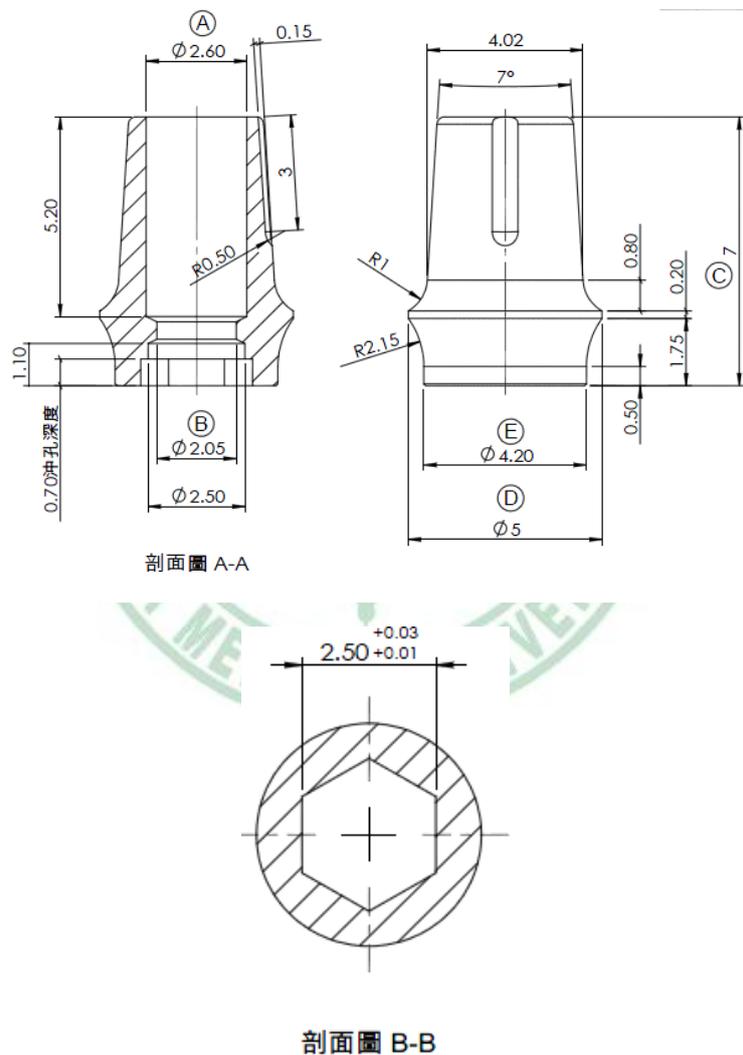


圖 2.3 支台齒尺寸，單位：公厘。



圖 2.4 本研究所使用的鈦合金支台齒。



圖 2.5 本研究所使用的二氧化鋯支台齒。



圖 2.6 本研究所使用的預燒結之鋯餅(pre-sintered zirconia)，圖片由

H.C. Starck 公司提供。

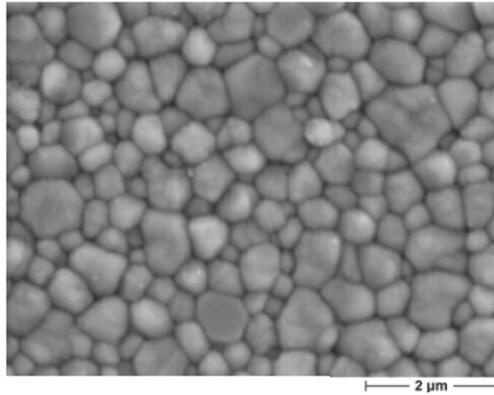


圖 2.7 本研究二氧化鋯材料的顯微照片，圖片由 H.C. Starck 公司提供。

表 2.2 本研究二氧化鋯支台齒的化學成分重量百分比，此表由 H.C. Starck 公司提供。

Chemical Characteristics		
ZrO ₂ / HfO ₂ / Y ₂ O ₃	> 99.0	wt%
Y ₂ O ₃	5.15 ± 0.2	wt%
HfO ₂	< 5	wt%
Al ₂ O ₃	0.25 ± 0.10	wt%
Fe ₂ O ₃	< 0.1	wt%
Na ₂ O	< 0.04	wt%

表 2.3 本研究二氧化鋯支台齒燒結後的物理性質，此表由 H.C. Starck 公司提供。

Physical Properties (after final sintering)		
Density	> 6.05	g/cm ³
Flexural strength	1.200 ± 200	MPa
Weibull modulus	> 8	
Young's modulus	210	GPa
Thermal expansion	11	10 ⁻⁶ 1/K
Open porosity	none	

2-1.3 支台齒螺絲

本研究所用的支台齒螺絲為 ASTM 第五級鈦合金，尺寸如圖

2.8、2.9，由敦特公司自行加工生產出。



圖 2.8 本研究使用的鈦合金支台齒螺絲。

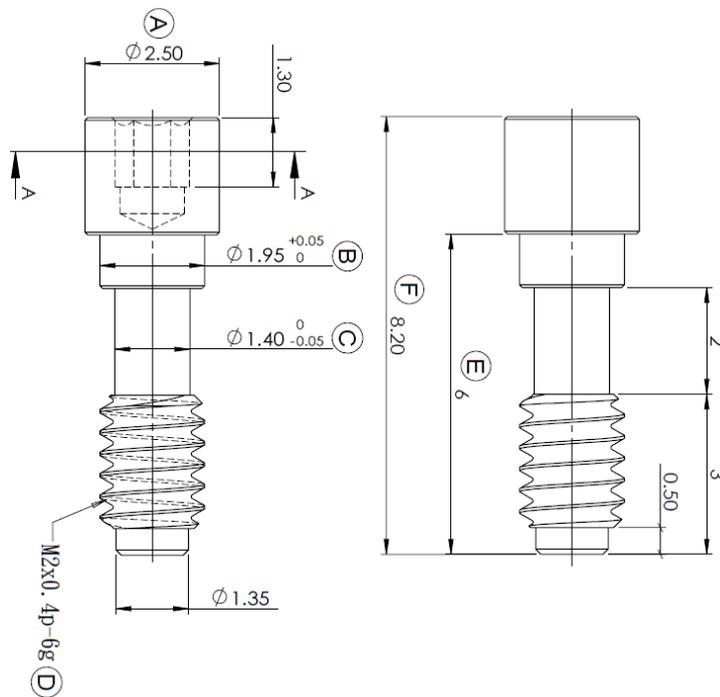


圖 2.9 本研究鈦合金支台齒螺絲的尺寸圖，單位：公厘。

2-2 研究設計

2-2.1 研究流程概述

2-2.1.1 實驗一、模擬周邊骨脊流失 3.0 mm

實驗一流程如圖 2.10。

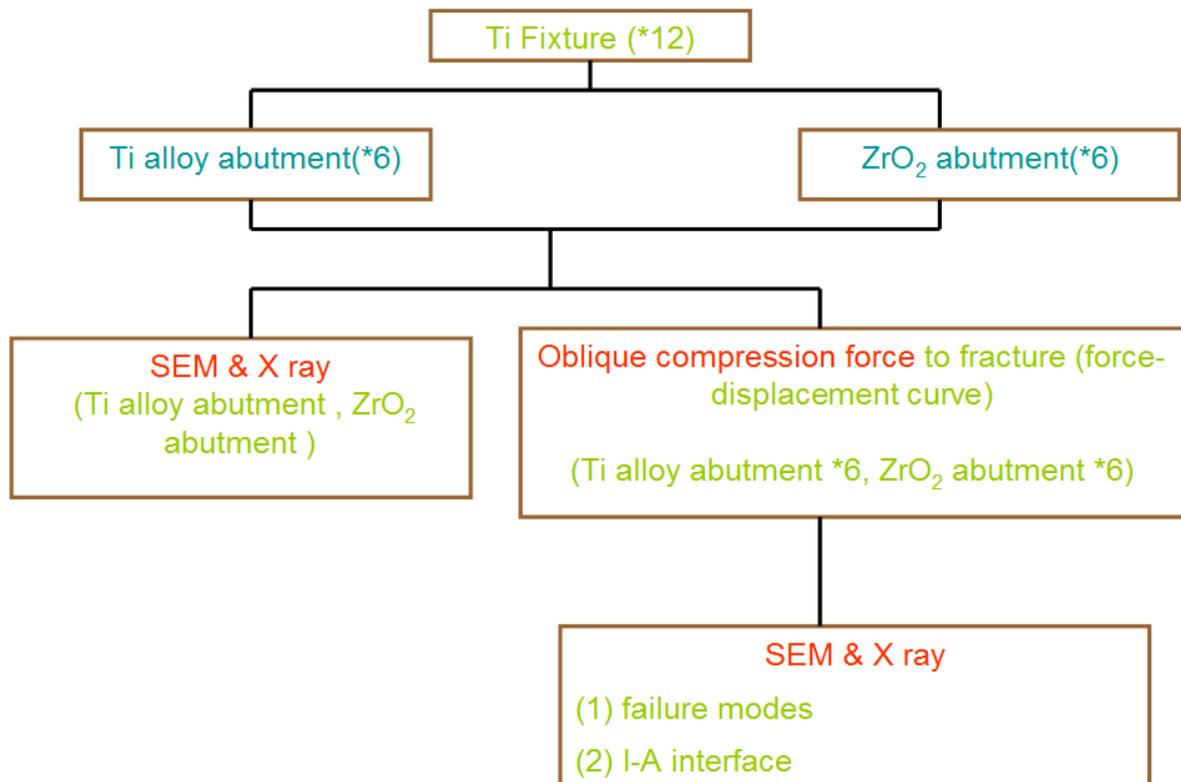


圖 2.10 實驗一流程。

2-2.1.2 實驗二、模擬周邊骨脊流失 1.5 mm

實驗二流程如圖 2.11。

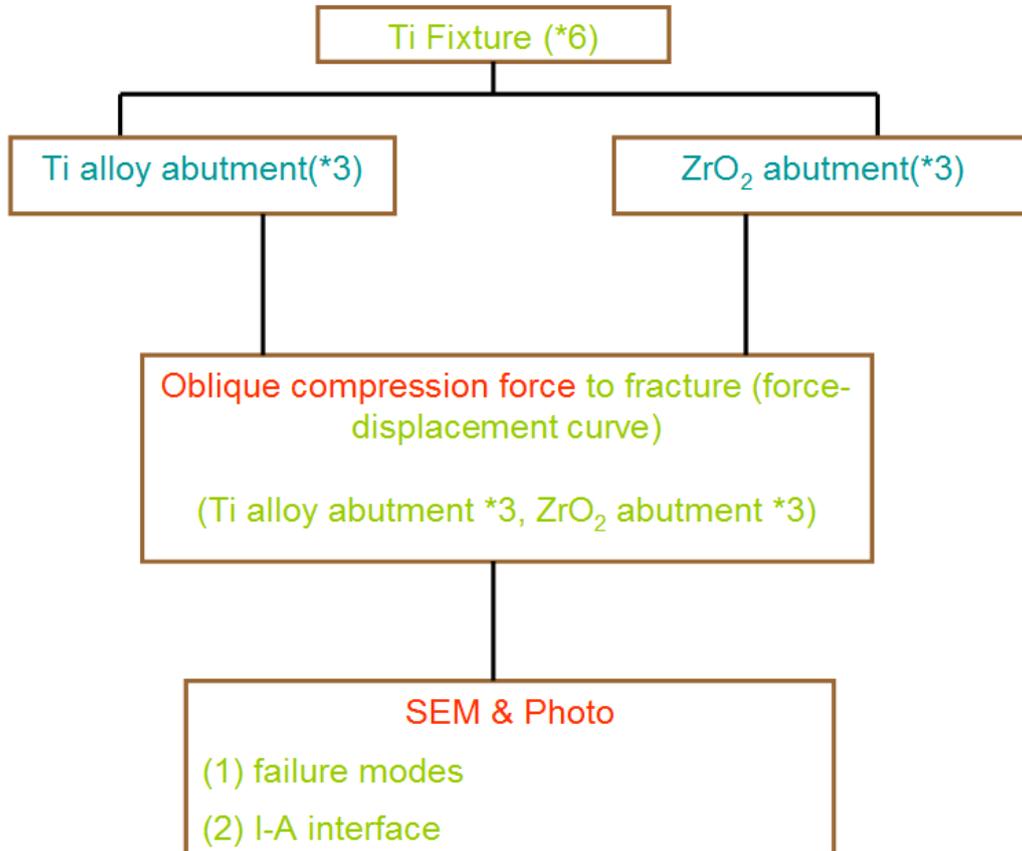


圖 2.11 實驗二流程。

2-2.2 試驗裝置

力學測試部分參考 ISO 14801 法規規定(圖 2.12)，研究裝置如圖 2.13，以 30 度角斜向力進行壓力測試，植體上端離下夾具頂端 3.0 公厘(實驗一)，主要是用來模擬嚴重狀態之骨質流失量；另外植體上端也距離下夾具頂端 1.5 公厘(實驗二)，以作為比較。另外支台齒上端裝上半球形金屬冠，來統一實驗量測。支台齒與人工植體以廠商建議的數值(35 牛頓)鎖緊(圖 2.18)。

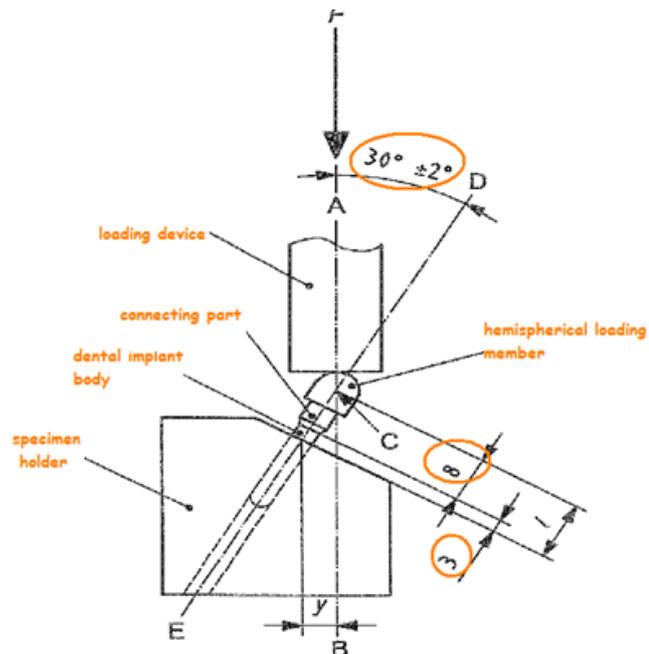


圖 2.12 本研究依據 ISO14801 規格的裝置圖。

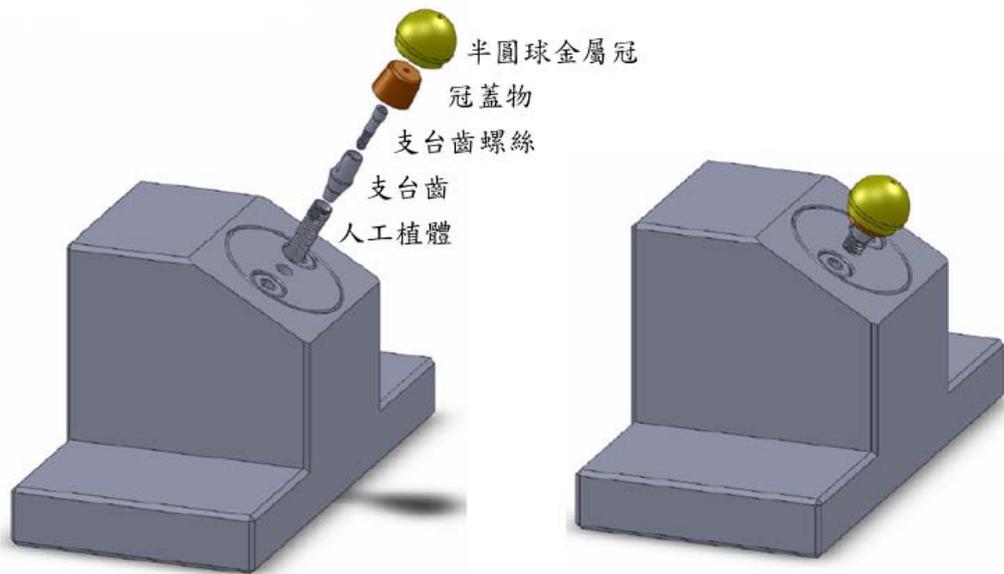


圖 2.13 本研究的裝置示意圖。

本研究使用之材料測試機台是 AG-IC (AG-IC, Shimadzu, Japan) (圖 2.14)。選用 5000 牛頓的負荷元(load cell)，cross-head 的下降速度參考以往文獻，設定為 1 mm/min。以位移控制(displacement control)

將支台齒-人工植體組件以 30 度角 compressive loading 壓至斷裂(圖 2.15)，紀錄力量-位移數據(force-displacement data)，並將原始數據轉至 Excel 軟體中進行力量-位移曲線(force-displacement curve)繪製，並在力量-位移曲線(force-displacement curve)找出 yield point (支台齒-人工植體組件產生永久變形前所能承受的的最大力量數值)與 fracture point (支台齒-人工植體組件斷裂前所能承受的的最大力量數值)。施力圓棒是鍍硬鉻鋼棒，置放人工植體座為磷青銅座，底部為鐵座載台。為確定半圓球金屬冠與支台齒之間是否密合，半圓球金屬冠與支台齒之間的密合度以臨床牙科用的 fit checker(圖 2.16、2.17)做測試，測試後鈦合金支台齒與二氧化鋯支台齒薄膜呈現均勻一致，驗證本實驗所採用的半圓球金屬冠與支台齒之間沒有不密貼。



圖 2.14 材料力學測試機系統：(左)材料測試機;(右)控制軟體。

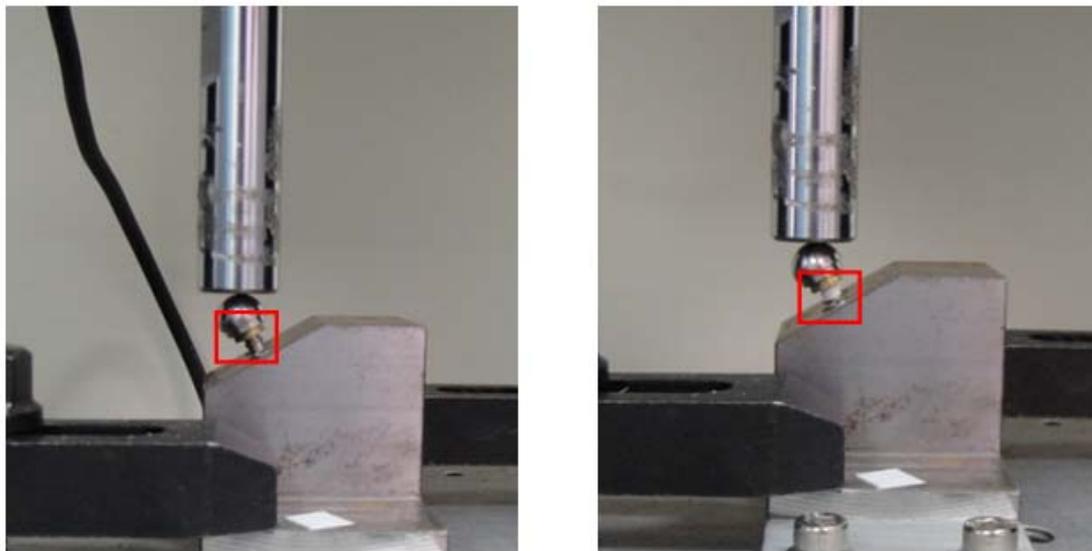


圖 2.15 材料力學測試近照：(左) 鈦合金支台齒；(右) 二氧化鋯支台齒。



圖 2.16 測試密合度的 fit checker。



圖 2.17 用 fit checker 測試密合度與支台齒上的薄膜。



圖 2.18 以扭力起子鎖到 35 N cm。

2-2.3 電子顯微鏡掃描影像與 X 光分析

為評估不同材料支台齒-人工植體組件受到力學破壞實驗後，斷裂的模式是否相同，因此選用兩種方式進行觀察：(1)以牙科常用的 x 光進行觀察(圖 2.19)，(2)以掃描式電子顯微(JEOL, JSM 5400, Japan)鏡觀察(圖 2.20)。為了確保掃描式電子顯微鏡觀察時不會因為人工植

體組件擺放的角度(不同視角)影響，並且為了更清楚瞭解支台齒-人工植體組件內部的斷裂情形，因此將斷裂支台齒-人工植體組件以樹脂包埋(圖 2.21)，並在植體縱向方向做橫段切片(圖 2.22)。最後再將切片後的試片以掃瞄式電子顯微鏡掃瞄分析，觀察斷裂行為。另外在直接全部斷裂的組別以掃瞄式電子顯微鏡做支台齒與人工植體介面的觀察，了解介面變形磨損的模式。二氧化鋯由於不是金屬材質需鍍上一層金箔如此導電性較好，在電子顯微鏡下觀察增加比對度(圖 2.23)。



圖 2.19 牙科用 X 光照射之純鈦人工植體與鈦合金支台齒受力後照片。



圖 2.20 掃瞄式電子顯微鏡：(左) 電子顯微鏡主基本體；(右) 冷卻水控制器。

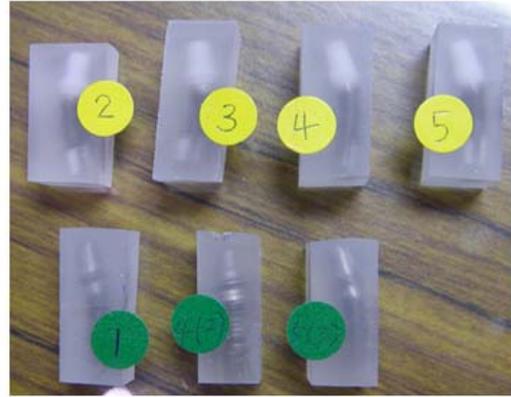


圖 2.21 (左) 力學測試後支台齒-人工植體以樹脂包埋；(右) 樹脂包埋後的組件切割成長方塊。



圖 2.22 Isomet 低速切割機將植體組件進行縱向切片，左上角和左下角為試驗研究的人工植體：3i 練習用黃銅之人工植體。



圖 2.23 以離子覆膜機(FC-JEOL, JFC-1100E, Japan) 鍍金於二氧化鋯支台齒。

2-3 統計方法

本研究將實驗一模擬骨頭流失 3.0 公厘之十二組樣本及實驗二模擬骨頭流失 1.5 公厘之六組樣本，於承受斜向力後所得之數據，針對探討不同材料之支台齒以無母數統計方法 Mann - Whitney 分析，同時定義 $P < 0.05$ 有統計上意義。

第三章 結果

3-1 實驗一：模擬 3.0 公厘骨脊流失

3-1.1 力學強度測試實驗結果

鈦合金支台齒與二氧化鋯支台齒各 6 組，其結果如表 3.1。由統計分析數據顯示，二氧化鋯支台齒和鈦合金支台齒最大變形力量 (maximum deformation force) 分別是 550.7 ± 56.0 N (平均值 \pm 標準差) 和 548.7 ± 23.3 N，兩者沒有統計學上的差異 ($P = 0.9254$)。二氧化鋯支台齒抵抗斷裂強度為 908.5 ± 173.4 N 而鈦合金支台齒為 734.5 ± 238.7 N，兩者也沒有統計學上的差異 ($P=0.1130$)。力量-位移曲線 (force-displacement curve) 如圖 3.1、3.2 所示。

表 3.1 實驗一：模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，鈦合金/二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體的材料測試實驗結果。

Number	Ti alloy abutment		ZrO ₂ abutment	
	Yield point	Max fracture	Yield point	Max fracture
1	537.0	553.4	527.0	958.0
2	589.0	1122.2	561.0	989.0
3	562.0	941.9	573.0	805.0
4	546.0	627.7	487.0	794.0
5	530.0	579.4	511.0	714.0
6	528.0	582.3	645.0	1190.9
Mean	548.7	734.5	550.7	908.5
SD	23.3	238.7	56.0	173.4

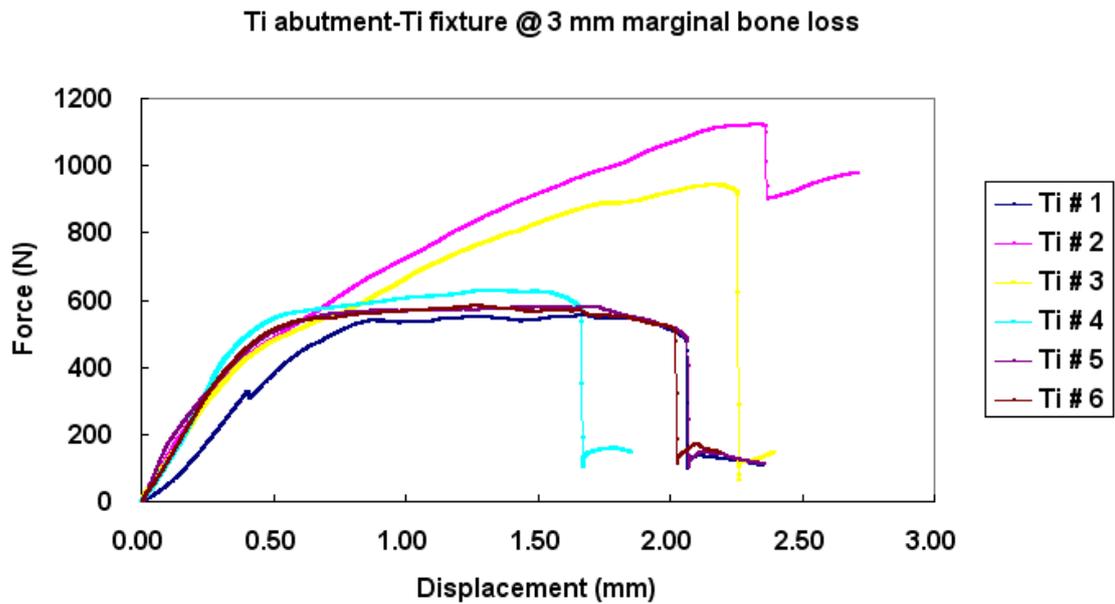


圖 3.1 實驗一：模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，鈦合金支台齒-純鈦人工植體的力量-位移曲線(force-displacement curve)

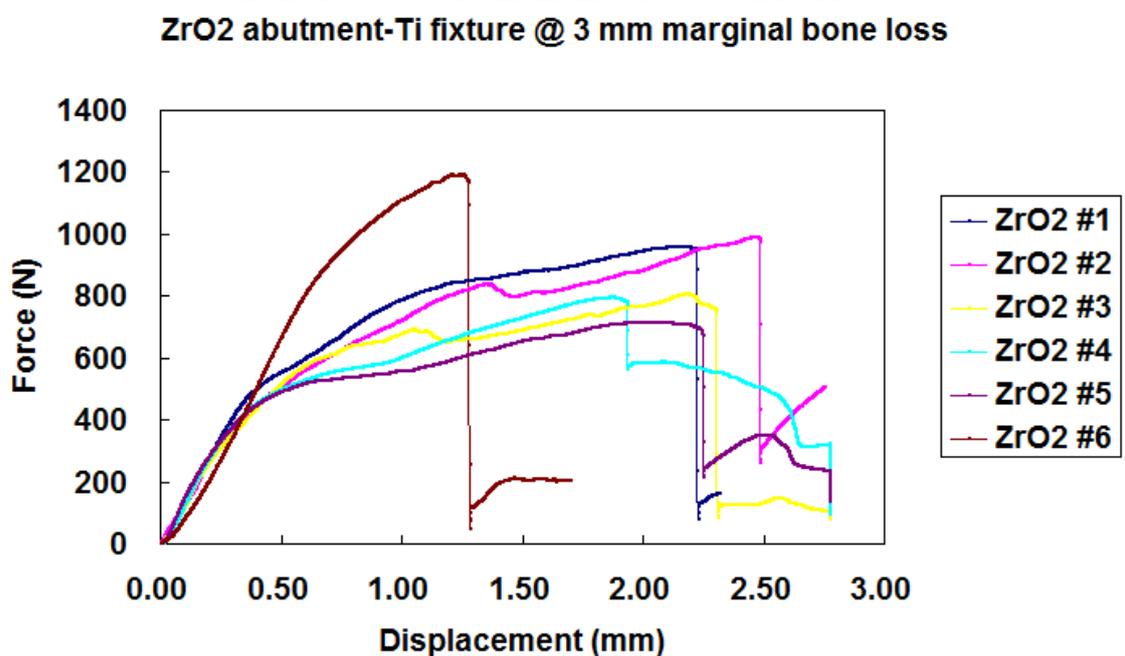


圖 3.2 實驗一： 模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體的力量-位移曲線(force-displacement curve)

3-1.2 影像及 X 光影像觀測結果

材料測試後鈦合金支台齒-人工植體組件植體外觀與 X 光影像如圖 3.3 和圖 3.4 所示。鈦合金支台齒-人工植體組件都是斷裂在人工植體上半部，並利用電子式游標卡尺量出斷裂處位置都位於人工植體最上緣往下方 3.5 公厘左右。利用 X 光影像也可看出人工植體內部的斷裂行為，都是斷裂在支台齒螺絲的最尾端處的人工植體上。推測斷裂在此處原因一方面是因為支台齒螺絲也可增加結構強度，並且 3.0 公厘位置剛好位於人工植體與下夾具交界處，此處形成一個支點，因此會有高應力集中。

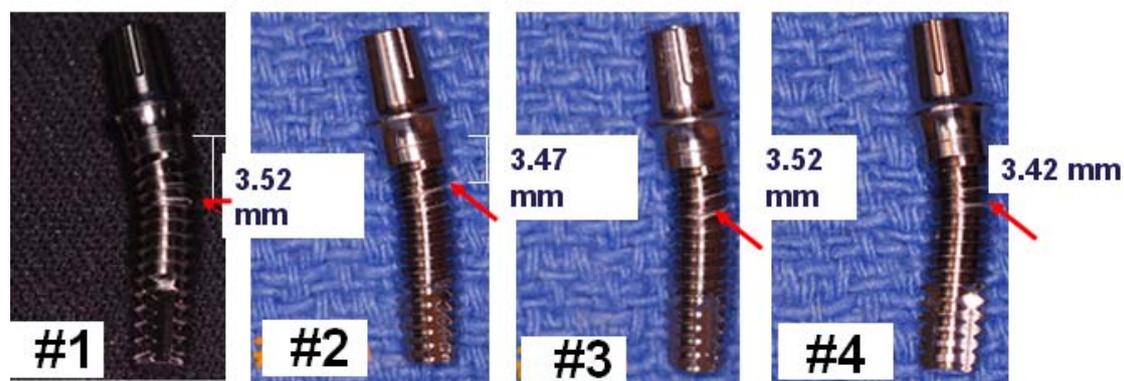


圖 3.3 鈦合金支台齒-人工植體進行材料測試後的試片照片。

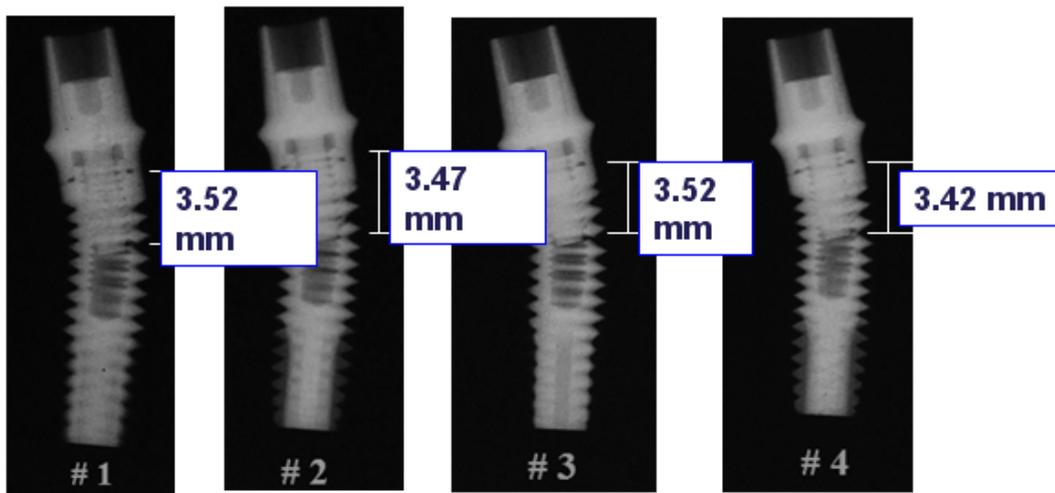


圖 3.4 鈦合金支台齒-人工植體進行材料測試後的試片 X 光

材料測試後二氧化鋯支台齒-植體組件外觀與 X 光影像如圖 3.5 和圖 3.6 所示。同樣的此 6 支二氧化鋯支台齒-植體組件都是斷裂在植體上半部，並且斷裂處位置同樣位於植體上緣下方 3.5 公厘左右。

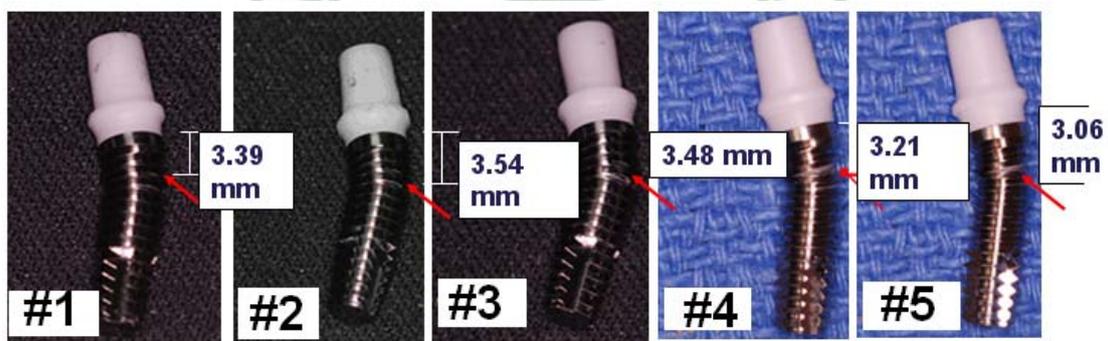


圖 3.5 二氧化鋯支台齒-人工植體進行材料測試後的試片照片。

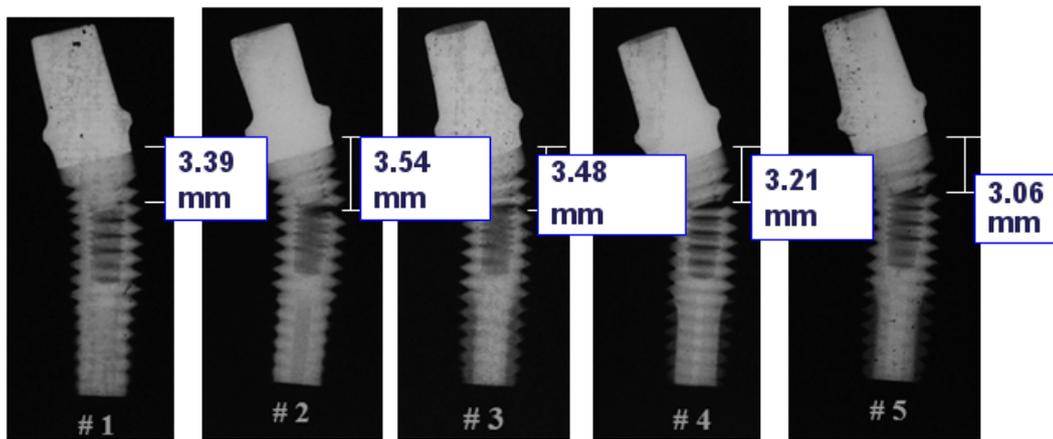


圖 3.6 二氧化鋯支台齒-人工植體進行材料測試後的試片 X 光。

3-1.3 電子顯微鏡掃描影像觀測

由於外觀觀測和 X 光影像皆會受到視角所影響，因此將測試後的支台齒-人工植體組件包埋切片，進行電子顯微鏡掃描。從橫向切片的圖片可以很明顯觀察出不論是鈦合金支台齒-人工植體組件或是二氧化鋯支台齒-人工植體組件的組別中，斷裂位置都是在人工植體上，支台齒螺絲型態完整，沒有產生彎折(bending)或是變形(deformation) (圖 3.7)。並且以掃描式電子顯微鏡觀察植體斷裂方式(圖 3.8 和 3.9)，都是斷裂在植體螺紋的凹處，斷裂形式相當相近。觀察電子顯微鏡下的支台齒與人工植體介面圖，可以發現鈦合金支台齒-純鈦人工植體的接觸介面和沒有施力前(圖 3.10)比較起來幾乎沒有變形(圖 3.11)。而在二氧化鋯支台齒-人工植體組件中的純鈦人工植體介面(圖 3.12)比在鈦合金支台齒-純鈦人工植體中有較多磨損。

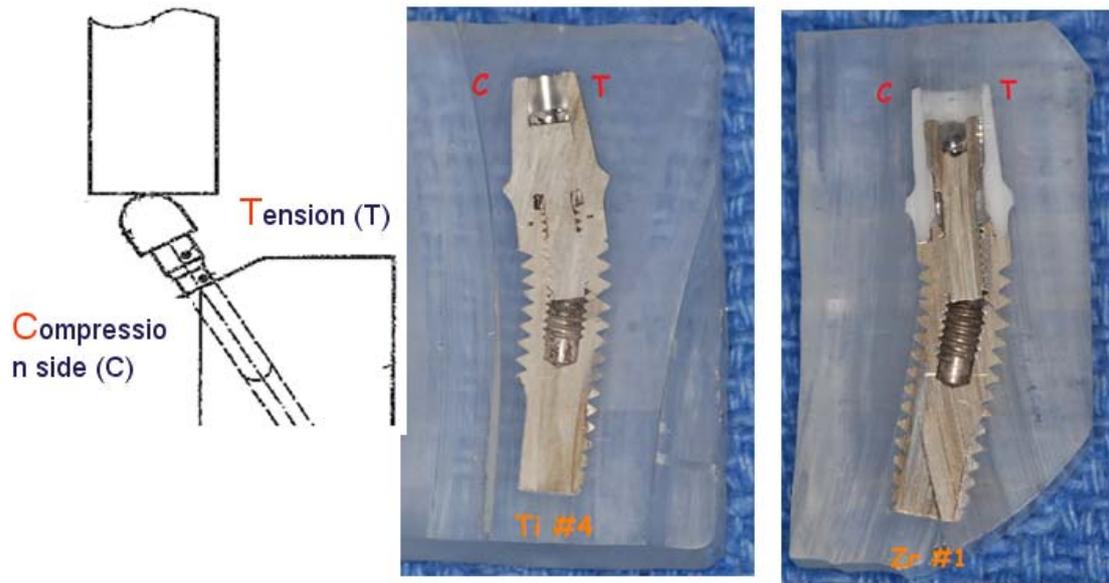


圖 3.7 鈦合金支台齒-人工植體組件和二氧化鋯支台齒-人工植體組件進行材料測試後，將試片進行縱向切片。壓力側(C: compression)和張力側(T: tension)。

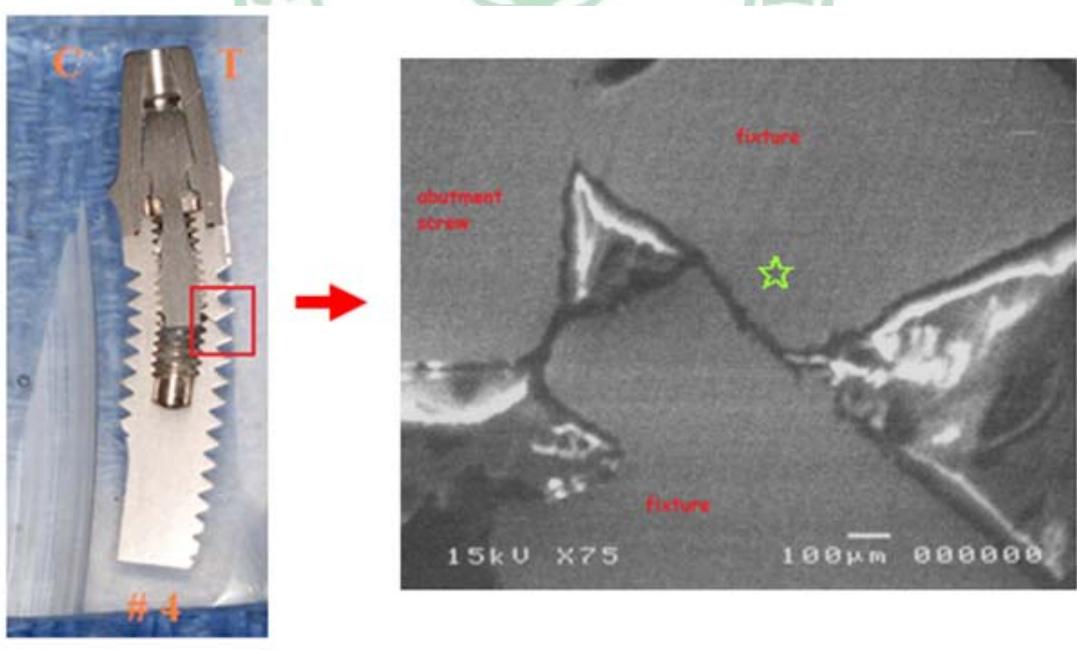


圖 3.8 鈦合金支台齒-人工植體組件材料測試完，將試片進行縱向切片後進行電子顯微鏡掃描(75 倍放大倍率)。壓力側(C: compression)、

張力側(T: tension) 、☆斷裂處。

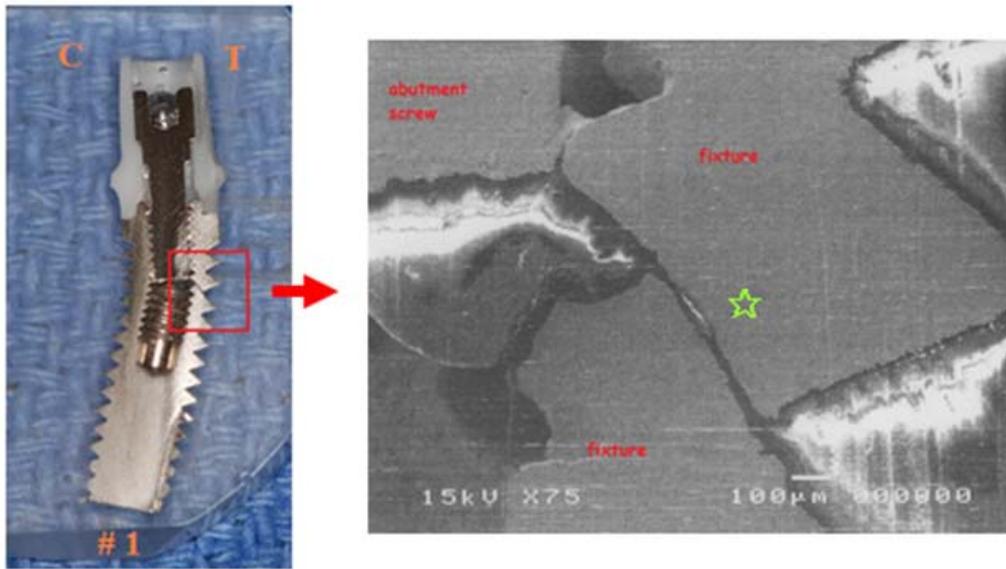


圖 3.9 二氧化鋯支台齒-人工植體組件材料測試完，將試片進行縱向切片後進行電子顯微鏡掃瞄。壓力側(C: compression)、張力側(T: tension)、☆斷裂處。

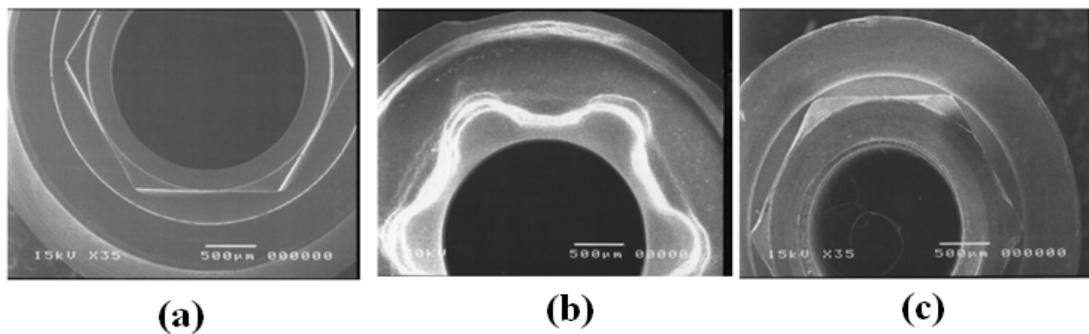


圖 3.10 材料測試前，支台齒與人工植體接觸介面進行電子顯微鏡掃瞄(a)鈦合金支台齒，(b)二氧化鋯支台齒，(c)純鈦人工植體。

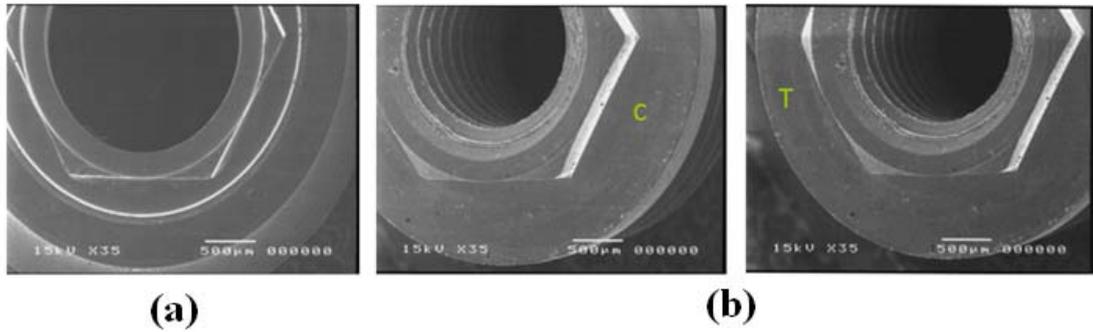


圖 3.11 模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，鈦合金支台齒-純鈦人工植體的接觸介面進行電子顯微鏡掃描(a)鈦合金支台齒，(b)純鈦人工植體。壓力側(C: compression)和張力側(T: tension)。

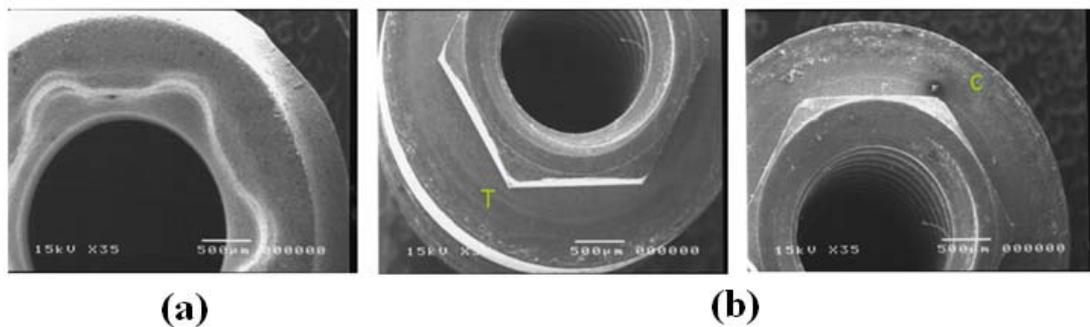


圖 3.12 模擬 3.0 mm 骨質流失情況下，二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體的接觸介面進行電子顯微鏡掃描(a)二氧化鋯支台齒，(b)純鈦人工植體。C: 受壓力側(compressive region)，受張力側(tensile region)。

由實驗結果發現，不論是那種材質的支台齒，所能承受的力量及斷裂模式皆相近，因此推測可能是因為 ISO 14801 規定人工植體露出 3.0 公厘處會成為受力後整體結構的支點，造成此處有高應力集中，並且在植體螺紋凹處又是結構最弱處，此處自然成為破壞處。因此材料測試實驗中不論是何種材質的支台齒，進行材料測試後，都是斷裂

在人工植體上方下緣約 3.0 公厘處，也就是人工植體鎖入下夾具後露出端的支點。故本研究(實驗二)同時也進行二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體組件和鈦合金支台齒-純鈦人工植體組件各 3 組將人工植體鎖入至更深處，只露出 1.5 公厘(模擬骨流失 1.5 公厘)，並同樣進行材料測試機試驗，來檢視是否不同材質的支台齒會造成不同的力學結果。



3-2 實驗二：模擬 1.5 公厘骨脊流失

3-2.1 力學強度測試實驗結果

鈦合金支台齒與二氧化鋯支台齒各 3 組，其結果如表 3.2。在只露出 1.5 公厘的人工植體上半部的狀態下，材料實驗結果力量-位移曲線(force-displacement curve)如圖 3.13、3.14 所示。若以降伏點(yield point)，即最大變形力量(maximum deformation force)為評估指標，二氧化鋯支台齒最大變形力量(maximum deformation force)(998.3 ± 40.6 N)在統計學上低於鈦合金支台齒(1114.2 ± 68.2 N) ($P = 0.0116$)。另外二氧化鋯支台齒和鈦合金支台齒抵抗斷裂強度分別是 1220.7 ± 177.7 N 和 1292.1 ± 124.8 N，兩者沒有統計學上的差異($P = 0.4510$)。雖然只進行了各 3 組的測試，不過此組數據顯示模擬骨流失情況下，二氧化鋯支台齒的硬度由於比鈦合金支台齒大，而鈦合金的彈性比二氧化鋯支台齒好，因此在最大變形力量表現上低於鈦合金支台齒-人工植體組件。人工植體彎折地方較實驗一的結果更靠近支台齒-人工植體的介面，或是直接斷裂在支台齒螺絲。

表 3.2 實驗二: 模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，鈦合金/二氧化鋯支台
齒-純鈦人工植體的材料測試實驗結果。

Number	Ti abutment		ZrO ₂ abutment	
	Yield point	Max fracture	Yield point	Max fracture
1	1114.1	1150.3	1035.6	1097.3
2	1182.6	1385.5	955.1	1140.3
3	1046.1	1340.5	1004.1	1424.3
Mean	1114.2	1292.1	998.3	1220.7
SD	68.2	124.8	40.6	177.7

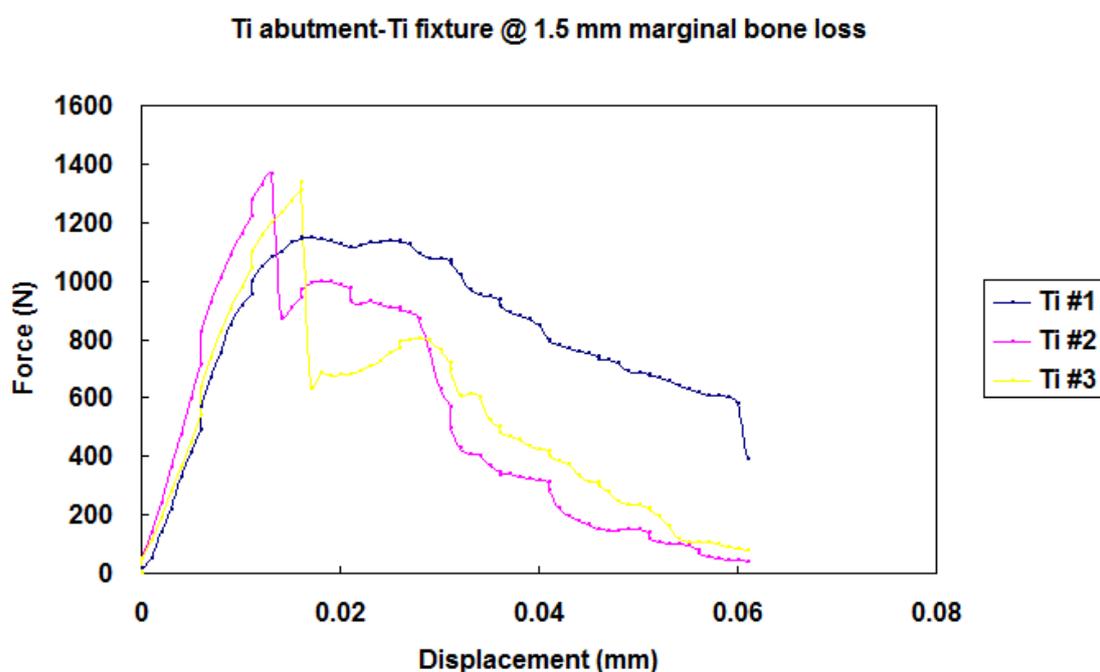


圖 3.13 實驗二：模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，鈦合金支台齒-純鈦
人工植體的力量-位移曲線(force-displacement curve)。

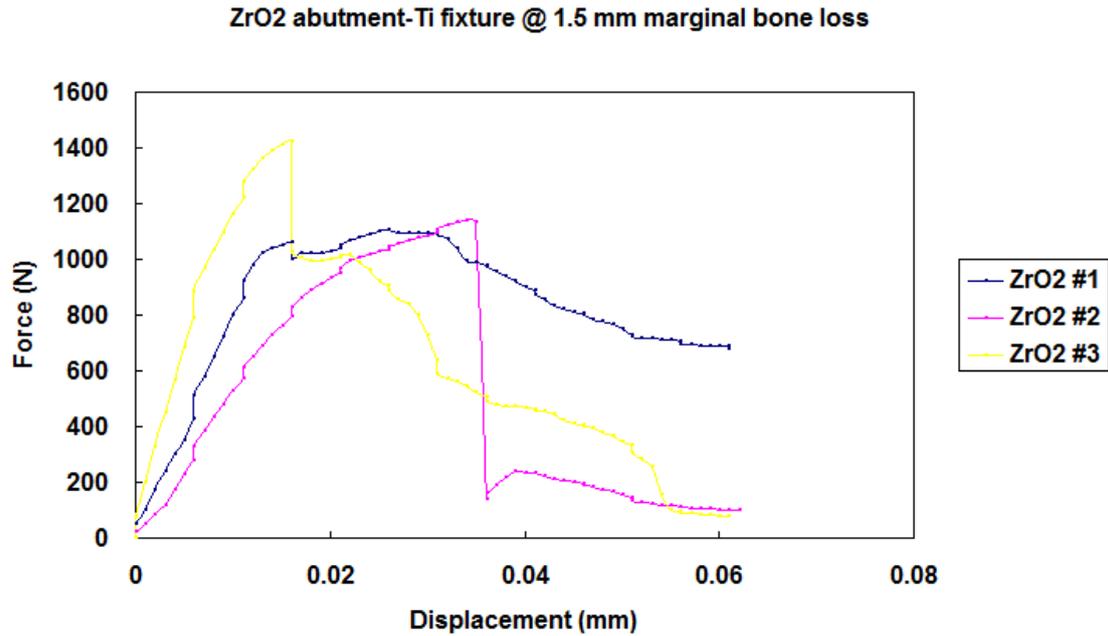


圖 3.14 實驗二：模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體的力量-位移曲線(force-displacement curve)。

3-2.2 影像觀測結果

在進行材料測試後，檢視人工植體各組件的狀態，發現多數斷裂在支台齒螺絲外，不論是二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體組件或是鈦合金支台齒-純鈦人工植體組件中，純鈦人工植體介面(和支台齒接觸面)都有很嚴重的破壞(圖 3.15)，並且在二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體組件的試片中，人工植體介面的破壞程度比鈦合金支台齒-純鈦人工植體組件的試片嚴重變形很多。並且在鈦合金支台齒介面的破壞也比二氧化鋯支台齒嚴重。主要是因為二氧化鋯支台齒的材料比純鈦人工植體硬，因此幾乎沒有擠壓變形，導致大部分的變形都是在人工植

體那一側(圖 3.16)。

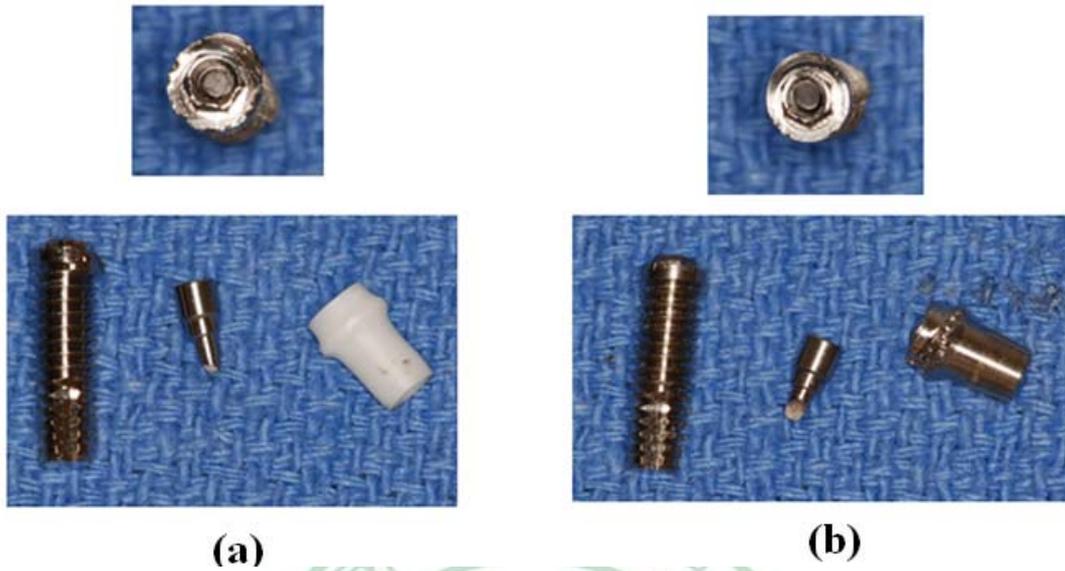


圖 3.15 材料力學測試後檢視試片：(a)純鈦人工植體、鈦合金支台齒螺絲、二氧化鋯支台齒；(b)純鈦人工植體、鈦合金支台齒螺絲、鈦合金支台齒。



圖 3.16 材料力學測試後檢視支台齒 (和人工植體接觸面視角)：(a)鈦合金支台齒；(b)二氧化鋯支台齒。

3-2.3 電子顯微鏡掃描影像

由於實驗二的樣本多數直接斷裂，所以無法完整包埋整個組件做縱向切片的觀察，僅能以電子顯微鏡觀察支台齒與人工植體接觸的介面如圖 3.17 和 3.18。二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體組件中的純鈦人工植體的介面破壞變形最嚴重，而二氧化鋯支台齒的介面幾乎沒有改變。

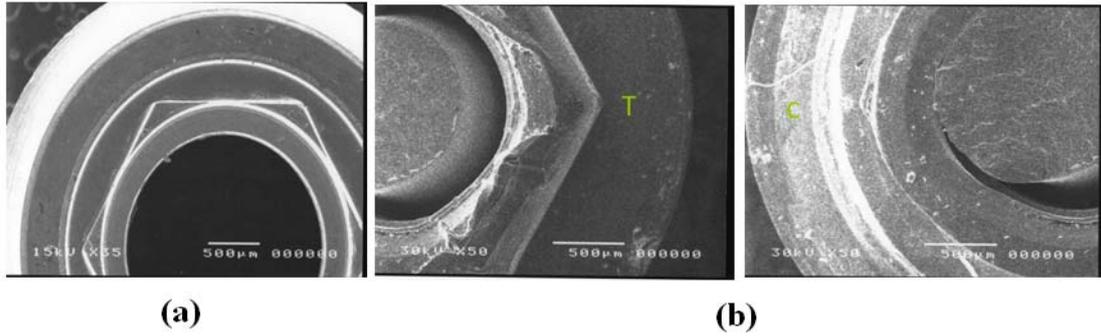


圖 3.17 模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，鈦合金支台齒-純鈦人工植體的接觸介面進行電子顯微鏡掃描(a)鈦合金支台齒；(b)純鈦人工植體。壓力側(C: compression)和張力側(T: tension)。

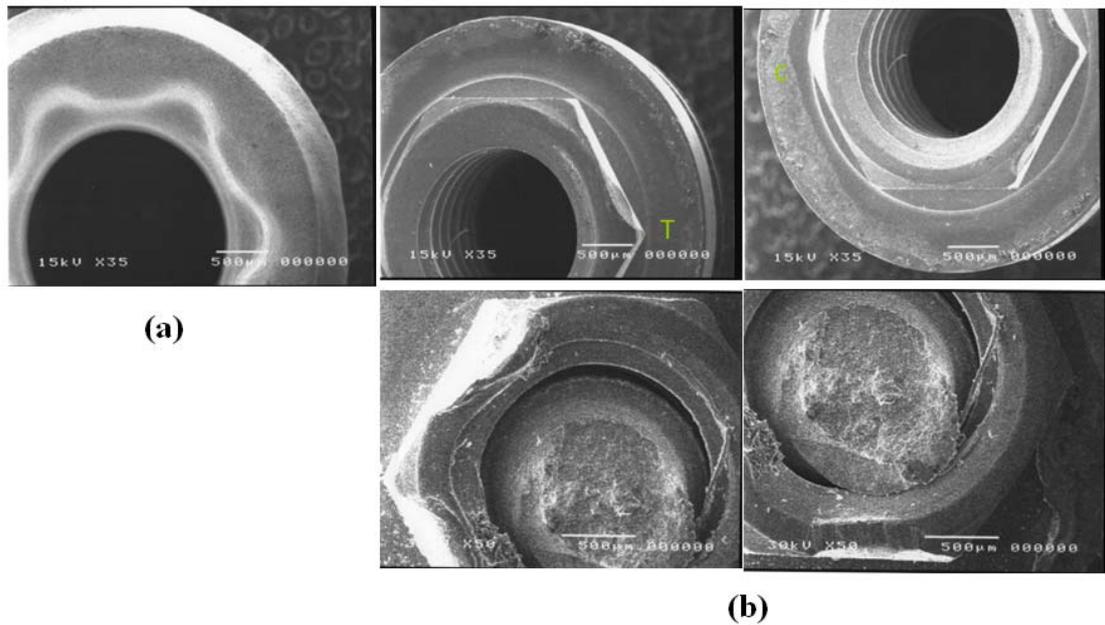


圖 3.18 模擬 1.5 mm 骨質流失情況下，二氧化鋯支台齒-純鈦人工植體的接觸介面進行電子顯微鏡掃描(a) 二氧化鋯支台齒；(b)純鈦人工植體。壓力側(C: compression)和張力側(T: tension)。

第四章 討論

4-1 不同材料夾置具及未加金屬半圓球冠的影響

在 pilot study 中選用 epoxy resin 包埋人工植體，由於液狀的樹脂到完全硬化期間會產生如毛細現象的情況(圖 4.1)，使得包埋的高度無法一致，間接影響實驗結果。依據 ISO 14801 的法規，包埋材料硬度需要大於 3 Gpa，也由於 epoxy resin(223 Mpa)的硬度遠小於實驗選用第四級純鈦(103-107 GPa)的人工植體，當力量施加下來時人工植體和 epoxy resin 可能有分離或是人工植體晃動，都會影響力量-位移曲線。因此修改下夾具的設計，改採磷青銅作為夾具材料，同時客製與人工植體相同螺紋的載台確保人工植體在實驗過程中沒有移動。



圖 4.1 epoxy resin 硬化後高度不能一致。

另外一開始在 pilot study 並沒有使用金屬半圓球冠，力量直接是施加在支台齒上方，斜向力量無法平均傳遞，由於二氧化鋯硬度雖然足夠但是脆性較高造成二氧化鋯支台齒在力量-位移曲線未達到降伏

點(yield point)前在壓力側(compression side)就先脆掉。因而修改了實驗的設計，增加了不銹鋼的半圓球冠於支台齒上方讓施力能均勻傳遞到樣本中。

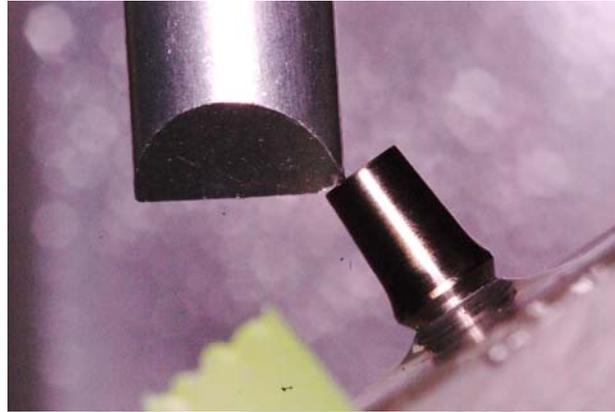


圖 4.2 在 pilot study 中沒有加上金屬半圓球冠直接施力。

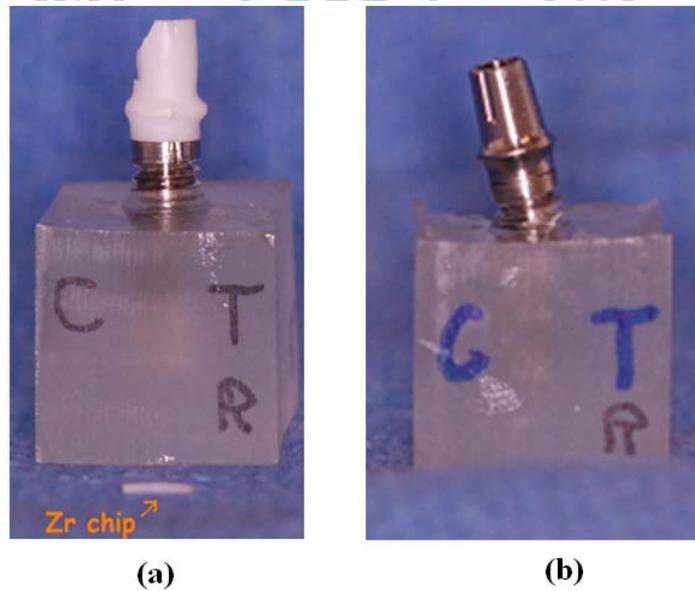


圖 4.3 (a)二氧化鋯支台齒直接脆掉；(b)鈦合金支台齒則彎折。

4-2 疲勞測試與靜態測試的差異

疲勞測試用來模擬臨床上患者口腔反覆咀嚼的狀況，因而實驗結果可以更符合臨床上的狀況，雖然本實驗僅做靜態測試，但是從 Lars Steinebrunner et al 等學者(2008) [34]提出的報告顯示，Brånemark 和 Camlog 系統無論有沒有做動態試驗然後再做靜態測試(斷裂強度測試, fracture strength)，兩者沒有統計上的差異；而 Frialit-2, Compress, Replace-Select 和 Screw-Vent 系統在動態測試後再做一次性靜態試驗的抵抗斷裂數值低於直接做一次性靜態試驗(表 4.1)，也可以得知靜態測試和動態測試的實驗結果趨勢應該是相同的，只是動態測試得到的數值較低。從 Boggan 等學者[33]的研究中顯示 static failure load 會大於 fatigue failure load，同時若在 static mechanical test 結果中抵抗斷裂強度較佳的組別，則在 fatigue mechanical test 上也會有較好的抵抗斷裂強度。

表 4.1 Lars Steinebrunner et al 等學者(2008) [38]研究的結果比較。

Table 3. Comparison of the fracture strength of each implant system without prior dynamic loading (*contr*) and after dynamic loading (*dyn*)

	<i>Contr</i>	<i>Dyn</i>	Comparison <i>contr</i> vs. <i>dyn</i> for each system
	Median fractures strength [in Newton (N)] and 25th and 75th percentiles [in brackets]		
Replace-Select	1542 [1466;1623]	1439 [1403;1465]	*
Camlog	1467 [1394;1598]	1482 [1394;1544]	NS
Compress	1008 [983;1028]	818 [0;917]	*
Frialit-2	887 [798;941]	0 [0;611]	*
Brånemark	782 [771;811]	729 [0;802]	NS
Screw-Vent	780 [762;847]	0 [0;526]	*

*Statistically significant differences at $P \leq 0.05$ (Wilcoxon's rank sum test).
NS, not significant.

4-3 模擬人工植體周邊骨脊流失 3.0 公厘與 1.5 公厘結果分析與生理性咬合力量的探討

依據 Goodacre et al (2003) [26] 的文獻回顧報告，人工植體植入後的第一年其周邊骨平均流失 0.9 公厘(範圍從 0.4 到 1.6 公厘)，之後每年平均流失 0.1 公厘(範圍從 0 到 0.2 公厘)。因此本實驗 part 1 模擬骨脊流失 3.0 公厘大約是模擬臨床上植入後 20 年，而實驗 part 2 模擬骨脊流失 1.5 公厘大約是模擬臨床上植入後 5-7 年。

實驗一的結果：彎折的地方都位在植體的受張力側，同時也是接近施力支點的位置，而且在植體螺紋凹處又是結構最弱處，因此自然成為破壞處。實驗二人工植體僅露出 1.5 公厘，應力明顯往上集中於人工植體與支台齒介面，同時產生變形彎折或斷裂的地方也較實驗一更接近人工植體與支台齒介面，從模擬骨流失 3.0 公厘到 1.5 公厘情況由於抗力臂增加，整體的最大變形力量和抵抗斷裂強度都高於實驗一的結果。

Ferrario 和其他學者[35]測量健康的年輕男性其正中門牙與側門牙的咬力分別是 150 和 140 N。門牙最大咬力和臉形、年齡有關，生理性的門牙最大咬力可能達到 290 N [36]，本實驗量測抵抗斷裂強度的結果均大於上述的研究數據，而且所有試片開始產生變形的力量皆大於 480 N，因此，二氧化鋯支台齒可以取代鈦合金支台齒應用在前

牙區域。在實驗中，力量以 1.0 mm/min 緩慢施加於試片較接近磨牙的模式[37]而不是像咀嚼或遭受突然撞擊的情況。Calderon 等學者[38]提出女性磨牙患者的最大和最小咬力分別是 656.1 N 和 108.9 N(平均最大咬力是 395.6 N);男性磨牙患者的最大和最小咬力分別是 999.3 N 和 262.8 N(平均最大咬力是 584.5 N)。從本實驗的結果，若是患者有磨牙習慣同時植體周圍有嚴重的骨流失(> 3.0 公厘)，則不論是二氧化鋯或是鈦合金支台齒在使用上都應謹慎。

4-4 不同材料的支台齒與人工植體介面磨損分析

從模擬骨流失 3.0 公厘到 1.5 公厘情況下，在植體頂端露出 1.5 公厘下，抗力臂增加所以力學測試結果的表現最大變形力量(maximum deformation force)和抵抗斷裂強度(fracture force)都高於植體頂端露出 3.0 公厘的組別。同時由於在模擬骨流失 1.5 公厘下，實驗裝置的支點更往上，力量也會更多集中在植體與支台齒接觸的介面(implant-abutment interface)，所以從電子顯微鏡圖片中可以觀察出實驗二組別的 implant-abutment interface 破壞比實驗一嚴重。同時實驗二中與二氧化鋯支台齒接觸的純鈦植體介面破壞最嚴重。推測可能是因為二氧化鋯比鈦合金硬，所以造成力量施加到樣本時，與之接觸的

純鈦植體介面受到破壞比與鈦合金支台齒接觸的介面更明顯。整體觀察比較純鈦植體介面受到破壞的程度，實驗二(模擬骨流失 3.0 公厘)的 subgroup 2 (二氧化鋯支台齒) > 實驗二(模擬骨流失 3.0 公厘)的 subgroup 1(鈦合金支台齒) > 實驗一(模擬骨流失 1.5 公厘)的 subgroup 2(二氧化鋯支台齒) > 實驗一(模擬骨流失 1.5 公厘)的 subgroup 1(鈦合金支台齒)。



第五章 結論

根據本實驗一的結果，模擬人工植體周邊骨流失 3.0 公厘下對於抵抗斷裂的強度與失敗模式中，不論是二氧化鋯支台齒或是鈦合金支台齒都不影響最大變形力量和抵抗斷裂強度能力。模擬人工植體周邊骨流失 1.5 公厘下抵抗斷裂的強度與失敗模式中，二氧化鋯支台齒的最大變形力量略低於鈦合金支台齒，支台齒的材料會影響最大變形力量但是兩者抵抗斷裂強度能力相似，對於抵抗斷裂強度的能力，實驗一與實驗二的統計分析結果符合本實驗的假說一：在外六角人工植體中，二氧化鋯支台齒能提供與鈦合金支台齒相似的抵抗斷裂強度。而從實驗一及實驗二的力學結果得知：骨流失越嚴重，則人工植體抵抗破壞力量越小，符合實驗假說二。但是所有二氧化鋯支台齒及鈦合金支台齒測試樣本皆具有足以承受文獻上提出的前牙生理性咬合力量之能力。

參考文獻

- [1] Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993; 5: 29–36.
- [2] Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent* 1993; 5: 63–68.
- [3] Andersson B, Taylor A, Lang BR, et al. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: A prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001;14:432-438.
- [4] Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003;16:640-646.
- [5] Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: A prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2003;16:626-630.
- [6] Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:519-529.
- [7] Gupta TK, Bechtold JH, Kuznickie RC, Cadoff LH, Rossing BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *Journal of Materials Science* 1978;13:1464.
- [8] Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermodynamical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *Journal of American Ceramic Society* 1972;55:152-7.
- [9] Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90:325-331.
- [10] Canullo L, Morgia P, Marinotti F. Preliminary laboratory evaluation of bicomponent customized zirconia abutments. *Int J Prosthodont* 2007;20:486-488.
- [11] Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mat.* 2008;24:611-7.
- [12] Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract* 2008;9:41-48.

- [13] Kerstein RB, Radke J. A comparison of fabrication precision and mechanical reliability of 2 zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:1029-1036.
- [14] Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA Jr. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2009;101:226-230.
- [15] Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont.* 2009;18:17-22.
- [16] Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:850-858.
- [17] Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing stimulation. *J Oral Rehabil.* 2005;32:838-843.
- [18] Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006;33:380-386.
- [19] Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95:111-116.
- [20] Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: Fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37:19-28.
- [21] Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Mar 28. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02141.x. [Epub ahead of print]
- [22] Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4- year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17:285-290.
- [23] Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont* 2007;20:489-493.
- [24] Zembic A, Sailer I, Jung R, Hammerle C. Randomized controlled

clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:802–808.

[25] Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002; 29:197– 212.

[26] Charles J. Goodacre, Guillermo Bernal, Kitichai Rungcharassaeng, and Joseph Y. K. Kan. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.

[27] Roos-Jansåker AM, Lindahl C, Renvert H, Renvert S. Nine to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions. *J Clin Periodontol* 2006; 33:290–295.

[28] Solweig Sundén Pikner, Kerstin Gröndahl. Radiographic Analyses of “Advanced” Marginal Bone Loss Around Brånemark® Dental Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2009;11:120-133.

[29] Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1:11–25.

[30] Duyck J, Naert I. Failure of oral implants: aetiology, symptoms and influencing factors. *Clin Oral Invest* 1998; 2:102–114.

[31] Wennström J, Palmer R. Concensus report of session 3: clinical trials. In: Lang NP, Karring T, Lindhe J, eds. *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology. Implant dentistry.* Berlin, Germany: Quintessence, 1999:255–259.

[32] Dentistry-fatigue test for endosseous dental implants, International Organization for Standardization 2007, Geneva, Switzerland

[33] Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):436-40.

[34] Lars Steinebrunner, Stefan Wolfart, Klaus Ludwig, Matthias Kern. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2008;19:1276–1284.

[35] Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31:18–22.

[36] Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand.*

1993;51:323–331.

[37] Frank P. Nothdurft & Klaus E. Doppler & Kurt J. Erdelt & Andreas W. Knauber & Peter R. Pospiech. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. Clin Oral Invest. 2011;15(2):157-63.

[38] Calderon Pdos S, Kogawa EM, Corpas Ldos S, Lauris JR, Conti PC. The influence of gender and bruxism on human minimum interdental threshold ability. J Appl Oral Sci. 2009;17(3):224-8.

