

簡化序列用於齒槽骨鑽孔時之力學與熱效應

Mechanical and Thermal Effects on Alveolar Bone by Using Simplified Drilling Sequence

吳昇陞¹, 張特書¹, 陳文斌¹, 林俊彬²

¹國立臺北科技大學, 機械工程學系, 臺北, 臺灣

²國立臺灣大學牙醫專業學院

摘要

近年來在牙科的植牙手術鑽孔流程中減少鑽頭的使用支數以簡化序列已成為趨勢, 其目的希望減少手術時間, 但相對地可能增加手術難度及對齒槽骨造成傷害。本研究透過具失效理論與熱傳導模組的動態有限元素分析, 探討三種簡化序列對力學與溫度的影響。

在實驗驗證的部分, 傳統序列的鑽孔試驗與有限元素分析呈現中高程度的相關性。簡化序列分為「單支擴孔鑽」(S1)、「直徑等差增加」(S2)、「相同切削截面積」(S3)三種。在鑽頭參數分析中, 僅以傳統序列的最後一支鑽頭模型進行分析, 探討摩擦係數與密度的影響。鑽孔條件皆為進給速率 1 mm/s、轉速 800 rpm、切削深度 10 mm、初始溫度 25°C, 擷取切削時的軸向反作用力、軸向扭矩以及孔座外 1 mm 處深度 3、6、9 mm 的溫度變化。

結果顯示傳統序列具有較低的熱傷害與斷裂風險, 但手術時間較長, 孔座可修正的機會雖多卻也容易使得牙植體與骨頭的接觸介面較不理想。簡化序列正好與傳統序列相反, 其中「直徑等差增加」(S2)與「相同切削截面積」(S3)不同於「單支擴孔鑽」(S1)分攤了過高的機械性與熱傷害, 又以「相同切削截面積」(S3)具有最輕微的熱傷害。

關鍵詞: 有限元素分析、牙植體鑽頭、簡化序列、切削反作用力、切削扭矩、溫度變化

ABSTRACT

Simplified drilling sequence which reducing the number of drills used in alveolar bone drilling in dental implant surgery has become a trend for the past few years. It is hoped that the simplified drilling sequence can reduce the surgery time but on the other hand the surgical difficulty and bone damage may also arise. In this study, the mechanical and thermal effects of three simplified sequences were investigated by using finite element analysis combining failure theory and heat transfer module.

In the verification experiment, the correlations between the drilling experiment test results and finite element analysis results of conventional sequence showed high to intermediate correlation level. The three simplified drilling sequences were divided into “one twist drill” (S1), “equal drill diameter increase” (S2) and “equal drilling cross-sectional area increase” (S3). In the parametric analysis of drill parameters, only the final drill model of conventional sequence was used to investigate the influences of friction coefficient and drill density. The drilling condition used in all analysis groups were, feed rate: 1 mm/s, cutting speed: 800 rpm, cutting depth: 10 mm and initial temperature: 25°C. The axial cutting reaction force, axial cutting torque and temperature change at depths of 3, 6, and 9 mm and distance of 1 mm from the hole wall were recorded in both experiment and analysis.

The results showed that the conventional sequence had less thermal damage and breakage risk but the surgery time may be longer. Although the chances for drilling modification may be more for traditional sequence, however, the bone-implant interface may be less ideal. On the other hand, the simplified drilling sequences were found to have opposite effects when compared to the conventional drilling sequence. The simplified drilling group S2 and S3 can reduce the thermal damage as compared to sequence S1 where as sequence S3 has the least thermal damage.

Keywords: Finite Element Analysis, Dental Implant Drill, Cutting Reaction Force, Cutting Torque, Temperature Changes

一、前言

目前臨床牙科對缺牙患者以植入牙植體(Implant)為主要的治療方式，手術中使用的鑽頭差異也會影響植牙治療的成功率。當骨組織的溫度達到 47°C 持續 1 分鐘，將容易發生熱壞死(Thermal Necrosis)，降低骨整合效果(Osseointegration)[1][2]，手術中鑽頭的轉速越高、施加的負載越小是溫度上升的主要因素[3]。近幾年發現鑽孔的序列也是因素之一，不同於遵循廠商的建議將孔座逐步擴大的傳統序列，簡化序列因為只使用引導鑽與最後一支擴孔鑽，手術時間相對較少，已有學者研究發現減少鑽頭的使用支數將增加骨整合前期的效果，且後期沒有負面的影響[4][5]。良好的預成形孔座與牙植體形成高度的匹配性，良好的初期穩定性(Primary Stability)將提高骨整合效果。

在現今手術環境的驅使下減少使用支數已成為必須，雖然對骨整合沒有負面影響，相對地鑽孔難度將大幅增加，臨床上如不慎造成孔座歪斜，矯正的機會也較少，且需搭配外部沖洗才可防止對骨頭過高的溫度，由此可知簡化序列仍有其風險存在。本研究將透過具失效理論與熱傳遞模組的動態有限元素分析，探討在無沖洗之下，不同的簡化鑽孔鑽序對於鑽頭的力學特性與齒槽骨的溫度效應影響。

二、材料與方法

使用的引導鑽為不鏽鋼鑽頭(Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)，其直徑 2 mm，工作部分 15 mm。擴孔鑽為陶瓷鑽頭(Coho biomedical technology Co. Ltd, Taoyuan, Taiwan)，如圖 1 所示。試塊為人造假骨(Sawbones, Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon Island, WA, USA)，其密度 30 PCF (480.6 kg/m³)相當於人體正常齒槽骨，外型裁切成 18×18×40 mm 的長方體。

為驗證有限元素分析模型與實驗的相關性，透過自製鑽孔試驗裝置進行試驗，透過機台內的荷重元與扭力計紀錄鑽孔時軸向的反作用力與扭矩。透過 instruNet 資料擷取系統(GW Instruments, Inc., Charlestown, MA,

USA) 與熱偶線(OMEGA Engineering, Inc., Stamford, CT, USA)紀錄齒槽骨距離最終孔壁，即直徑 3.8 mm 的孔徑外 1 mm 處、深度 3、6、9 mm 的溫度變化。在事前準備部分，先進行熱偶線放置孔的製備，3 個孔座分別距離頂面 3、6、9 mm，3 條熱偶線的量測端個分別放入孔座中，如圖 2 所示。

待鑽頭與試塊的溫度達到 25°C 後開始實驗，共進行 4 組，每組使用一支引導鑽與四支擴孔鑽，皆以進給速率 1 mm/s、轉速 800 rpm、最大深度 10 mm 對試塊進行鑽孔。以引導鑽先行對試塊鑽出直徑 2 mm 的孔座，接著擴孔鑽依序由直徑小至大進行擴孔，等待鑽頭與試塊的溫度回歸至 25°C 後再進行下一次實驗。一組完整的數據會有 10 秒的切削期與 10 秒的退出期。

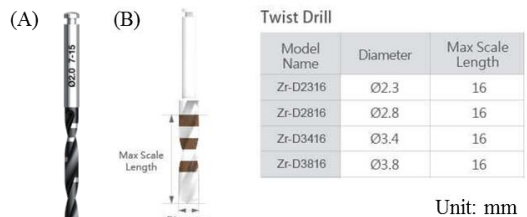


圖 1 牙植體鑽頭 (A)引導鑽 (B)擴孔鑽

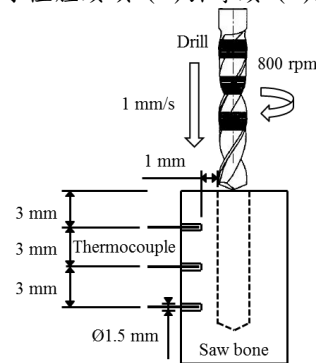


圖 2 熱偶線量測位置與鑽孔示意圖

2.2 有限元素分析

傳統序列模型使用的四支擴孔鑽為光弘的陶瓷鑽頭，為了節省計算時間將鑽頭與齒槽骨的外型進行簡化，齒槽骨長度 10 mm、外徑 5.8 mm，根據上支鑽頭的直徑設計內徑，網格越接近孔壁網格密度越高，如圖 3 所示。四組模型分別命名為 T2.3、T2.8、

T3.4、T3.8。

簡化序列的模型除引導鑽之外依照擴孔鑽的使用支數分為三個組別：

1. 使用一支擴孔鑽[4][5]，即使用直徑 3.8 mm 的鑽頭，模型代號命名為 S1-3.8。
2. 使用兩支擴孔鑽，直徑按照等差方式增加，分別為 2.9 與 3.8 mm，模型代號命名為 S2-2.9 與 S2-3.8。
3. 使用兩支擴孔鑽，保持相同的切削截面積，直徑分別為 3.04 與 3.8，模型代號命名為 S3-3.04 與 S3-3.8。

為了在比較溫度時能具有公平性，三組簡化序列模型的擷取位置定為該鑽頭鑽孔後的孔壁外 1 mm 處，因此人造假骨的外徑將隨鑽頭直徑有所改變，如圖 4 所示。鑽孔條件與實驗相同。因皆使用同一支引導鑽，故不探討其影響。

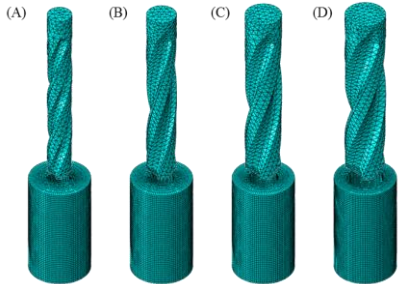


圖 3 傳統序列之鑽頭與齒槽骨模型 (A)T2.3 (B)T2.8 (C)T3.4 (D)T3.8

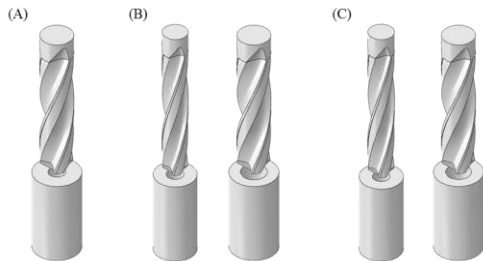


圖 4 簡化序列之鑽頭與齒槽骨模型 (A)S1-3.8 (B)S2-2.9 與 S2-3.8 (C)S3-3.04 與 S3-3.8

材料參數如

表 1 所示。在失效準則的部分，透過人造假骨的應力-應變曲線計算其失效能，如圖 5 所示。利用 Hillerborg 的斷裂能法[6]計算人造假骨從開始損傷後到完全斷裂所需要的能量，即圖 5 中紅色線虛線圈出的面積，約為 3.46 mJ。鑽頭設定為剛體，拘束條件、邊界條件、運動條件皆與實驗相同。

表 1 傳統與簡化序列模型之材料參數

參數	單位	鑽頭	骨頭
材料	-	氧化鋯	聚氨酯硬泡
密度	kg/m ³	6080	481
楊氏係數	MPa	210000	355
波松比	-	0.31	0.3
熱傳導率	W/m°C	2.5	0.067
比熱	J/kg°C	400	1477
熱膨脹率	m/m°C	-	6.1×10 ⁻⁵
摩擦係數	-	0.3[7]	

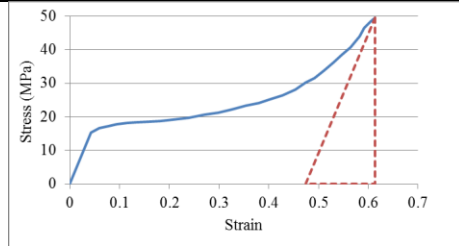


圖 5 人造假骨之應力應變曲線

2.3 驗證

由表 2 可知鑽孔實驗與分析的皮爾森相關係數，其反作用力平均數位於 0.5 至 0.8 之間、扭矩位於 0.25 至 0.6 之間。深度 3 mm 溫度變化於 0.8 至 1 之間。可知使用的有限元素模型具有中等程度的相關性。

表 2 傳統序列之實驗與分析平均相關係數

Model	T2.3	T2.8	T3.4	T3.8
Force	0.52	0.66	0.79	0.63
Torque	0.47	0.58	0.25	0.56
Temperature	0.83	0.89	0.95	0.86

三、結果

3.1 傳統序列之有限元素分析

傳統序列的有限元素分析結果表示於圖 6。反作用力的趨勢由大至小依序為 T3.4 > T2.8 > T3.8 > T2.3。扭矩的趨勢由大至小依序為 T3.4 > T3.8 > T2.8 > T2.3。齒槽骨深度 3 mm 的溫度變化量由高至低依序為 T3.4 > T3.8 > T2.8 > T2.3。切削截面積由大至小依序為 T3.4 > T3.8 > T2.8 > T2.3。

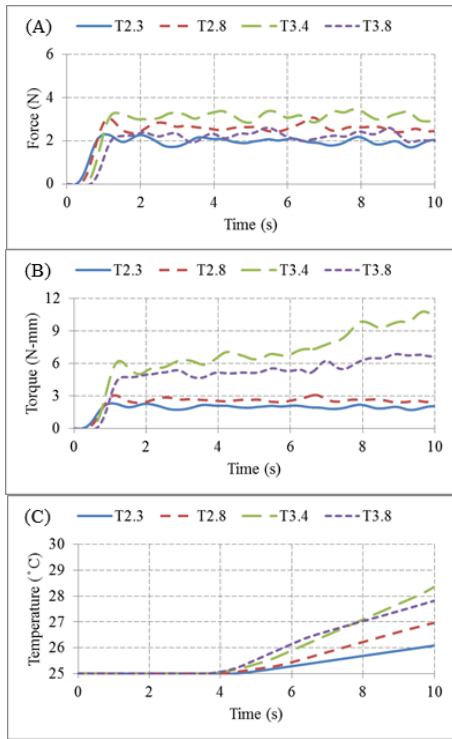


圖 6 傳統序列之(A)反作用力 (B)扭矩 (C)溫度

3.2 簡化序列之有限元素分析

三組簡化序列的有限元素分析結果表示於圖 7 至圖 9。S1 使用一支擴孔鑽，反作用力與扭矩為傳統序列的三到四倍，溫度變化量高達 9.54°C，切削截面積為 8.2 mm²。S2 使用兩支直徑以等差增加的擴孔鑽，分別為 2.9 與 3.8 mm。模型 S2-2.9 的反作用力趨勢高於模型 S2-3.8，扭矩反之，溫度變化量相似，切削截面積分別為 3.46、4.74 mm²。S3 使用兩支相同切削截面積的擴孔鑽，其面積為 4.1 mm²，反推直徑分別為 3.04 與 3.8 mm。模型 S3-3.04 的反作用力趨勢高於模型 S3-3.8，扭矩相似，溫度變化量高於模型 S3-3.8。三組簡化序列的切削截面積由大至小依序為 S1-3.8 > S2-3.8 > S3-3.04 ≈ S3-3.8 > S2-2.9。

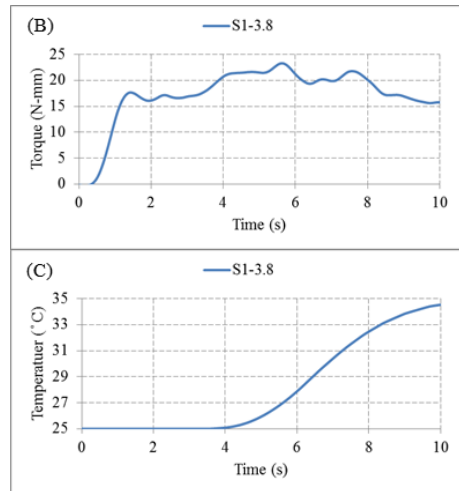
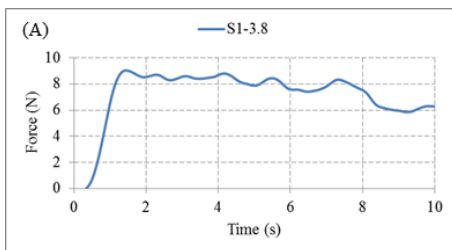


圖 7 簡化序列 S1 之(A)反作用力 (B)扭矩 (C)溫度

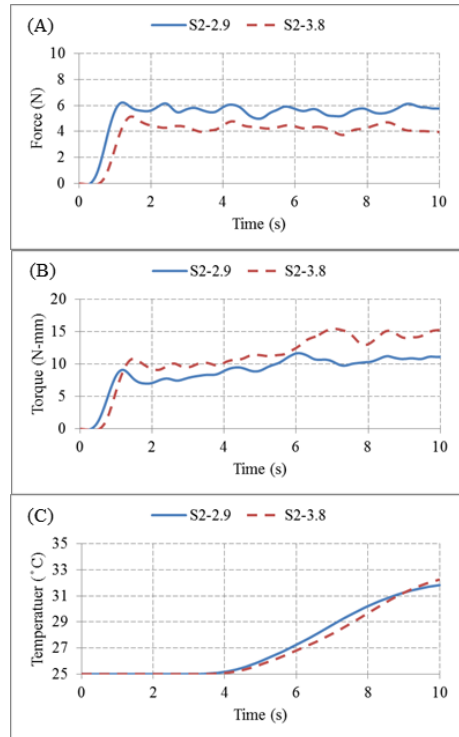
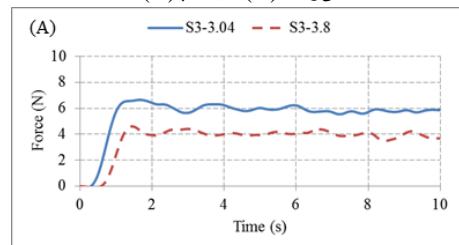


圖 8 簡化序列 S2 之(A)反作用力 (B)扭矩 (C)溫度



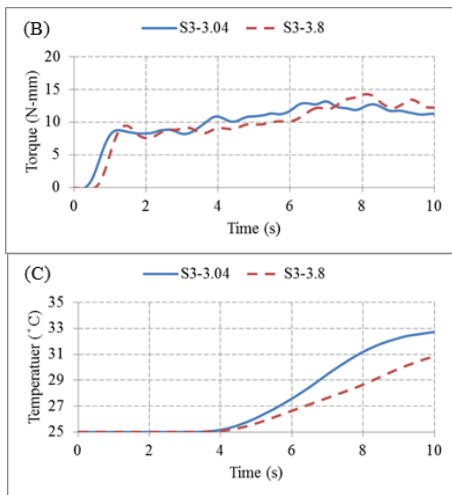


圖 9 簡化序列 S3 之(A)反作用力 (B)扭矩 (C)溫度

四、討論

簡化的鑽孔序列雖然對牙植體初期的骨整合效果沒有負面的影響[4][5]，是因為加入了冷卻系統防止熱壞死，然而無法確保冷卻效果皆維持相同，溫度值時容易產生誤差，本研究則在無沖洗的環境下進行鑽孔。

4.1 鑽孔序列之影響

本研究遵循光弘之建議，對應直徑 4 mm 的牙植體需要使用四支擴孔鑽。其中 T3.4 的切削截面積高於 T3.8，且為傳統序列中最高，因此其反作用力、扭矩、溫度也相對最高。簡化序列 S1 使用一支擴孔鑽完成整個手術，其接觸介面較為良好，但也因為切削截面積非常大，反作用力與扭矩的趨勢是傳統序列的三到四倍，鑽頭斷裂的風險較高，溫度變化量高達 9.54°C，十分逼近人體骨組織的熱壞死臨界值[2]。簡化序列 S2 與 S3 使用兩支擴孔鑽，分攤 S1 單支鑽頭過高的傷害，並維持手術時間短的優勢。S2 的孔徑以線性的方式擴大，兩支擴孔鑽的直徑為 2.9 與 3.8 mm，第一支擴孔鑽(S2-2.9)的反作用力高於第二支擴孔鑽(S2-3.8)，對人造假骨所做的機械功較大，而扭矩與其機械功反之，兩種機械功一高一低在轉化成熱能時產生互補的效果，使溫度達到相似的趨勢。S3 參考至反作用力、扭矩、溫度因受到切削截面積的影響，因此設計成相同的切削截面積，發現扭矩具有相似的趨勢，第一支(S3-3.04)的反作用力明顯高於第二支

(S3-3.8)，推測在相同切削截面積之下，反作用力隨著鑽頭直徑增加而有減少的現象。

簡化序列 S2 與 S3 相較於 S1 具有較低的熱傷害與斷裂風險，考慮最後一支鑽頭直接影響著牙植體的骨整合效果，良好的接觸介面可提高術後的成功率，其重要性高於其它擴孔鑽。圖 10 為三組簡化序列的最後一支擴孔鑽模型，分別在鑽孔至 3、5、6 mm 時孔徑外 0.1 mm 處已達熱壞死臨界值(35°C)。在 10 mm 時 S1-3.8 在深度 4 mm 以上皆屬熱壞死範圍，反之 S3-3.8 最少，範圍僅分佈在孔座表面。

總結以上所述，傳統序列具有較低的熱傷害與斷裂風險，但手術時間較長，孔座可修正的機會雖多卻也容易使得牙植體與骨頭的接觸介面較差。簡化序列正好與傳統序列相反，其中 S2 與 S3 相較於 S1 具有較低的機械性與熱傷害，最後一支鑽頭直接影響牙植體的骨整合效果，S3 具有最輕微的熱傷害，可預期骨整合效果最高。

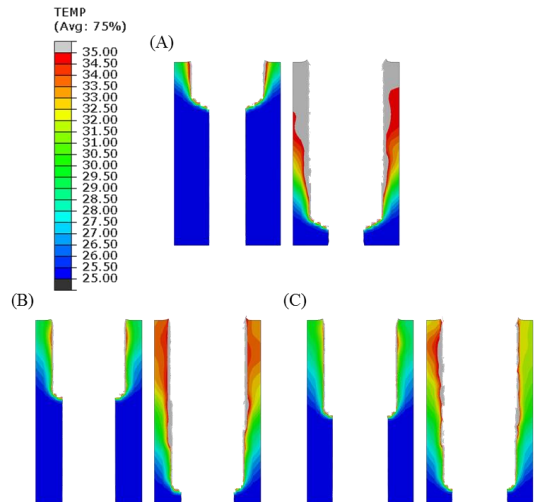


圖 10 齒槽骨剖面之孔徑外 0.1 mm 處達熱壞死臨界值與鑽孔至 10 mm 之溫度分布 (A)S1-3.8 (B)S2-3.8 (C)S3-3.8

4.2 研究限制

1. ABAQUS 無法模擬切屑經由螺旋槽排出鑽頭外的行為，可能會低估扭矩。
2. 鑽頭定義為剛體雖然能節省計算時間且較不影響分析結果，但無法觀看應力分佈。
3. 擷取溫度只透過單一擷取點，可能有錯估的情形，較適當的做法應為擷取該深度距孔壁相同距離的所有節點，並取平均值。

五、結論

本研究透過具失效理論與熱傳遞模組的動態有限元素分析，探討簡化的鑽孔鑽序列對於鑽頭的力學特性與齒槽骨的溫度效應影響。傳統序列的優點在於具有較低的傷害與較多的孔座修正機會，而缺點為手術時間較長，臨床上因使用的鑽頭數較多，使得孔座與牙植體容易無法達到吻合的接觸介面。簡化序列與傳統序列相反，使用少數的擴孔鑽縮短了手術時間，孔座具有較吻合的接觸介面，相對造成較多的熱傷害，其中相同切削面積(簡化序列 S3)的擴孔方式，相較於直徑等差增加(簡化序列 S2)有鑽頭直徑越大熱傷害越少的現象，考慮到最後一支鑽頭所鑽的孔座直接影響骨整合效果，傷害越小則骨整合效果越高，因此相同切削面積的擴孔方式可能會是一個較好的選擇。

六、參考文獻

- [1] A. R. Eriksson and T. Albrektsson, 1983, "Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 50, pp. 101-107.
- [2] A. R. Eriksson and T. Albrektsson, 1984, "The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber," *Journal of Oral and Maxillofacial surgery*, vol. 42, pp. 705-711.
- [3] F. Karaca, B. Aksakalb, and M. Komc, 2011, "Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: An in vitro study," *Medical Engineering & Physics*, vol. 33, pp. 1221-1227.
- [4] G. Giro, N. Tovar, C. Marin, E. A. Bonfante, R. Jimbo, M. Suzuki, M. N. Janal, and P. G. Coelho, 2013, "The effect of simplifying dental implant drilling sequence on osseointegration: an experimental study in dogs. *International Journal of Biomaterials*," *International Journal of Biomaterials*, vol. 2013, id. 230310.
- [5] R. Jimbo, M. N. Janal, C. Marin, G. Giro, N. Tovar, P. G. Coelho, 2014, "The effect of implant diameter on osseointegration utilizing simplified drilling protocols," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 25, pp. 1295-1300.
- [6] A. Hillerborg, 1985, "The theoretical basis of a method to determine the fracture energy G_F of concrete," *Materials and Structures*, vol. 18, pp. 291-296.
- [7] P. C. Lazari, B. S. Sotto-Maior, E. P. Rocha, G. de Villa Camargos and A. A. Del Bel Cury, 2014, "Influence of the veneer-framework interface on the mechanical behavior of ceramic veneers: A nonlinear finite element analysis," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 112(4), pp. 857-863.