

## 多設計參數研究以拉丁超立方體抽樣法與響應曲面結合 以植體設計為例

陳友政<sup>1</sup>, 陳永崇<sup>2</sup>, 林啟倫<sup>3</sup>  
成功大學機械工程研究所<sup>1</sup>  
成功大學口腔醫學研究所<sup>2</sup>

### 摘要

植體設計與骨頭力學性質對於術後骨整合( osseointegration)關係顯著, 為了研究植體設計與骨頭力學性質的關係, 大規模的多變數分析與模擬是必要的, 然而在過去研究中卻很少見。本篇研究的目標在於利用有限元素法與響應曲面法結合, 進行牙科植體幾何參數分析, 給予牙醫師臨床上的選用植體之參考。本研究中, 選用下列設計參數: 植體總長( $L_i$ )、植體頸部長( $L_n$ )、植體半徑( $R_i$ )、皮植骨厚度( $t_c$ )、植體頸部倒角( $\theta_n$ )及施力角度( $\theta_i$ ), 選擇等效應力與最大主應力的最大值進行響應曲面的製作, 使用響應曲面與 ANOVA 結合來研究各幾何參數對應力之影響。結果顯示, 在皮質骨區域中 $R_i$ 對應力值影響程度最大, 疏松骨區域中則是 $L_i$ 對應力值影響程度最高。對植體治療, 應選擇半徑較大且適當長度的植體, 可減小應力值。

**關鍵字:** 牙科植體設計、頸部逆錐度植體、有限元素法、響應曲面法、拉丁超立方體抽樣法

### ABSTRACT

Dental implant design and mechanical properties of bone affect the stress in bone, which is significant factor to the osseointegration after surgery. To study the effect of these factors, large-scale parametric studies are necessary but such kind of studies are rarely found in the existing research. The present paper is aimed to combine finite element method and response surface method to study the effects of implant design parameters, which can provide dentists with engineering suggestion in selecting proper implants.

The design parameters of implant analyzed in this paper are implant length ( $L_i$ ), implant neck length ( $L_n$ ), implant radius ( $R_i$ ), thickness of cortical bone ( $t_c$ ), taper angle of implant neck ( $\theta_n$ ) and loading angle ( $\theta_i$ ). The design space are sampled via Design of Experiments (DOE) methods and response surfaces are generated to predict von Mises stress and maximum principal stress under different input conditions. The analysis of variance (ANOVA) is conducted to study the main effect of the design parameters. Results show that  $R_i$  is the most influential factor for the stress in the cortical bone region and  $L_i$  is the most influential one for the stress in the cancellous bone. For better post-surgery recovery in terms of the quality of osseointegration, a dental implant with wide radius and proper length should be chosen to decrease the stress occurred in bone.

**Keywords:** dental implant design, inverse-taper neck implant, finite element method, Latin hypercube sampling method

## 一、緒論

工程與醫學的跨領域整合於近年來是重大議題, 目前有許多工程方法運用於醫療器材設計, 有限元素法是其中之一。而本篇研究的目標在於利用有限元素法與響應曲面法結合, 應用於牙科植體幾何設計, 給予

牙醫師臨床上的選用植體之參考。

## 二、文獻回顧

### 2.1 有限元素法與牙科植體設計

近年來, 有許多研究運用有限元素法檢視牙科植體幾何。Baggi 等人[1]針對四種不同廠牌的植體進行幾何參數之研究, 分析

植體長度與半徑和穩定度之間的關係。Kong 等人[2]以直體長度與半徑為設計參數，進行大量建模後製作了響應曲面，以研究幾何參數對於應力值的影響。而 Chou 等人[3]則研究四種不同廠牌的植體幾何於薄皮質骨區域中對穩定度的影響。目前已知的文獻，僅對少量植體參數進行研究，未能納入多項參數進行大規模分析。

## 2.2 響應曲面法 (Response Surface Method, RSM)

響應曲面法最早可以追溯至 1951 年 Box 與 Wilson 的研究[4]，RSM 的概念在於訂立數個設計參數後，以簡單的數學模型擬合待解決的問題，若以數學式表示如下：

$$y = f(x_i) + \varepsilon$$

其中  $y$  是輸出值， $f(x_i)$  是響應曲面的函數，通常為一次或是二次方程式， $x_i$  是設計參數， $\varepsilon$  則是 RSM 與原系統誤差值。近年，Chen [5] 等利用 RSM 研究植體植入後骨整合 (osseointegration) 的行為。

## 2.3 拉丁超立方體抽樣法 (Latin Hypercube Sampling method, LHS)

1970 年代末期當時電腦硬體不如現在的硬體效能，大量電腦模擬往往需要大量的運行時間，拉丁超立方體抽樣法的出現解決了這個問題[6]。若要  $m$  個設計參數取樣  $n$  組實驗組，各參數設計區間會被區分成  $n$  個區塊，會使各區塊取樣機率相同，及每個區塊會有一個隨機質被取樣，假設現在有 2 個參數要取 6 組實驗組，如圖 1，右圖可發現有些欄列已被重複取樣，左圖則各欄列都有被取樣。現在隨著資料劇增，LHS 的應用減少了原先電腦實驗所需運行的模擬次數[7]。

## 三、材料方法

### 3.1 有限元素模型

在本研究中，共有三個幾何分別為 (1) 牙科植體 (2) 皮質骨 (3) 疏鬆骨，如圖 2。其中骨頭的外型為從患者的骨頭醫學影像近似而成，而植體忽略了螺紋設計，支台瓷與植體間無縫隙且材料相同，所有幾何的材料皆假設為等向、均質且彈性材料，如表 1。網格元素類型為 C3D8R，植體及骨頭交界面接觸假設完全骨整合，即植體與骨頭相互綁定 (tied)，負載大小為 200N，邊界條件是

將兩側截面固定 (ENCASTRE)，設定確立之後，以 Abaqus Python 建立模型腳本，此腳本將用於下一節中的參數設計代入。

### 3.2 參數設計

模型幾何中取六個設計參數，分別為植體總長 ( $L_i$ )、植體頭部長 ( $L_n$ )、植體半徑 ( $R_i$ )、皮植骨厚度 ( $t_c$ )、植體頭部倒角 ( $\theta_n$ ) 及施力角度 ( $\theta_i$ )，如圖 3。各設計參數的上下界設定可參考表 2。

### 3.3 RSM 的產生與預測性能驗證

RSM 是由同一組 LHS 取樣 56 組，預測皮質骨與疏鬆骨的最大等效應力與最大主應力，共計 4 個響應曲面。除了原先產出之一組 LHS 取樣 (LHS1)，將以另外兩組模擬組別對 RSM 的預測性進行驗證，第一組為同樣本數的 LHS 取樣 (LHS2) 進行模擬，其中 LHS1 組與 LHS2 組的差異在於隨機取樣值會不相同，而第二組取標準田口直交表中的  $L_{25}(5^6)$ ，共 25 組電腦模擬，因水準值的選擇，設計參數值會落在上下邊界的位置，使輸出結果落在上下邊界。

## 四、結果

### 4.1 RSM 預測結果

以實際輸出值與預測值作圖可以得到圖 4 到 7，若預測值等於實際輸出值，則會構成斜率為 1 且通過原點的直線，資料點越接近該直線，則預測值越準確。另一方面，均方根誤差 (Root Mean Squared Error) 可以用來表示預測值的準確度，將其正規化過後，結果列於表 3。

### 4.2 ANOVA 影響度分析與主效果 (Main effect)

因原 LHS 取樣的概念中沒有水準值，故必須另外設計水準值。各設計參數取三個水準值，代回生成的 RSM，產出預測值，再作 ANOVA。利用 ANOVA 中的各設計參數平方和，除以總平方和，即可得到各設計參數對骨頭最大應力的影響程度，如圖 8 到圖 9。該預測值除了 ANOVA 之外，還可以得主效果圖，可顯示各設計參數對整個模型影響趨勢。

## 五、討論

預測結果顯示等效應力預測性比起最大主應力來的好，而皮質骨預測性較疏鬆骨

佳。從影響度分析可得知， $L_n$ 及 $\theta_n$ 對骨頭整體應力影響較不顯著，故頭部植體設計對顎骨應力影響較小。對整個模型而言，設計參數 $t_c$ 的減小會使得應力值增加，這顯示患者皮質骨越薄越不適合植體治療。而 $\theta_i$ 減小，應力值增加，表示側向力對應力增加是顯著的，受側向負載較多的牙齒不建議實施植體治療。而對皮質骨而言， $R_i$ 影響程度最高，其原因為模型最強結構在於皮質骨，當 $R_i$ 升高，則表面積越大，應力值越小。疏鬆骨的部分， $L_i$ 影響程度最高， $L_i$ 會影響疏鬆骨的表面積，導致疏鬆骨的應力值降低。

### 六、結論與未來展望

LHS與FEA的結合提升對大規模多變數研究的效率，而RSM可顯示預測趨勢，而其對整體模型預測程度需另外評估。而對植體治療，應選擇半徑較大且適當長度的植體，可減小應力值。未來期望可以預測性更好的方法，預測輸出數值，以利未來研究的進行。

### 七、參考文獻

[1] Baggi, L., et al., The Influence of Implant Diameter and Length on Stress Distribution of Osseointegrated Implants Related to Crestal Bone Geometry: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, Journal of Prosthetic Dentistry, 2008, 100(6): p. 422-431.

[2] Kong, L., et al., Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis, J Biomech, 2008, 41(5): p. 1124-30.

[3] Chou, I.C., S.Y. Lee, and C.P. Jiang, Effects of implant neck design on primary stability and overload in a type IV mandibular bone, Int J Numer Method Biomed Eng, 2014, 30(11): p. 1223-37.

[4] Box, G.E.P. and K.B. Wilson, On the Experimental Attainment of Optimum Conditions, Journal of the Royal Statistical Society Series B-Statistical Methodology, 1951, 13(1): p. 1-45.

[5] Chen, J.N., et al., Multiscale design of surface morphological gradient for osseointegration, Journal of the

Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2013, 20: p. 387-397.

[6] McKay, M.D., R.J. Beckman, and W.J. Conover, A Comparison of Three Methods for Selecting Values of Input Variables in the Analysis of Output from a Computer Code, Technometrics, 1979, 21(2): p. 239-245.

[7] Zhu, F., et al., Parametric analysis of the biomechanical response of head subjected to the primary blast loading--a data mining approach, Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016, 19(10): p. 1053-9.

格式化: 字型: 10 點, 非粗體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非斜體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非粗體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非斜體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非粗體

格式化: 字型: 10 點

### 八、表格

	楊氏模數	泊松比
鈦	110 GPa	0.35
皮植骨	14 GPa	0.3
疏鬆骨	1.37 GPa	0.3

表 1 模型材料參數設定

格式化: 標號, 置中

	下界	上界
植體總長( $L_i$ )	6 mm	15 mm
植體頸部長( $L_n$ )	0.5 mm	2 mm
植體半徑( $R_i$ )	1.75 mm	2.5 mm
皮植骨厚度( $t_c$ )	0.5 mm	2 mm
植體頸部倒角( $\theta_n$ )	0°	18°
施力角度( $\theta_i$ )	0°	60°

表 2 各參數之上下界設定

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非斜體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非粗體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非斜體

位置	應力	LHS1 <sup>2</sup>	LHS2 <sup>2</sup>	OA <sup>2</sup>
皮質骨 <sup>1</sup>	VMS	0.0174	0.0386	0.0647
	MPS	0.0257	0.0566	0.0574
疏鬆骨 <sup>1</sup>	VMS	0.0422	0.0610	0.0824
	MPS	0.0676	0.1133	0.1279

表 3 各 RSM 預測值與實際值方均根誤差

註: 1. VMS: von Mises Stress  
MPS: Max Principal Stress  
2. LHS1: 生成 RSM 的 LHS 組  
LHS2: 預測的 LHS 組  
OA: 田口直交表

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非粗體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非斜體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非粗體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非斜體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非粗體

格式化: 字型: 10 點

格式化: 字型: 10 點, 非斜體

格式化: 字型: 10 點

九、圖片

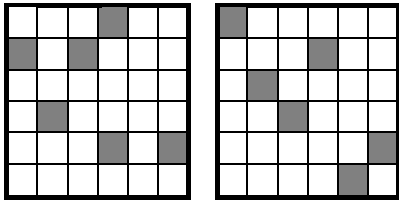


圖 1 隨機取樣(右)與 LHS(左)示意圖



圖 2 模型幾何及大部網格半剖示意圖

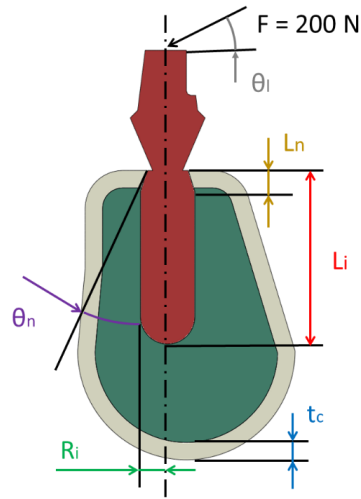


圖 3 參數於幾何位置示意圖

Von Mises Stress of Cortical Bone vs Prediction [ RSM = LHS ]

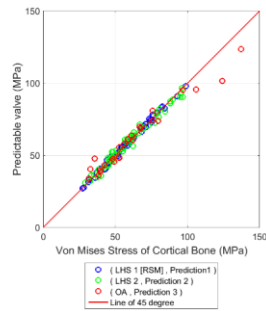


圖 4 皮質骨與植體交界面在皮質骨最大等效應力 RSM 預測結果

Max Principal Stress of Cortical Bone vs Prediction [ RSM = LHS ]

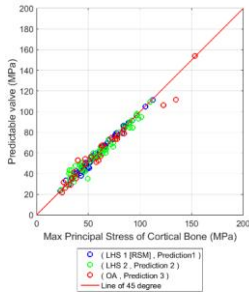


圖 5 皮質骨與植體交界面在皮植骨最大主應力 RSM 預測結果

Von Mises Stress of Cancellous Bone vs Prediction [ RSM = LHS ]

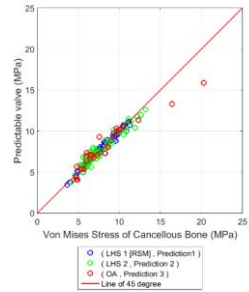


圖 6 疏鬆骨與植體交界面在疏鬆骨最大等效應力 RSM 預測結果

Max Principal Stress of Cancellous Bone vs Prediction [ RSM = LHS ]

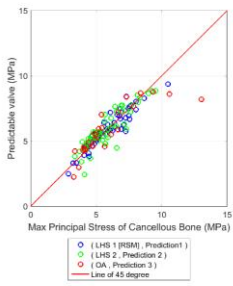


圖 7 疏鬆骨與植體交界面在疏鬆骨最大主應力 RSM 預測結果

Sum Sq./Total Sum Sq. of all Variables

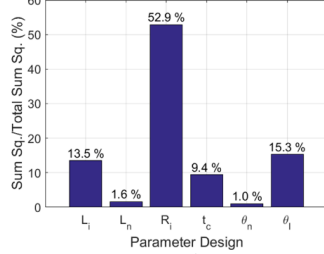


圖 8 皮質骨中各設計參數對最大等效應力之影響度分析

Sum Sq./Total Sum Sq. of all Variables

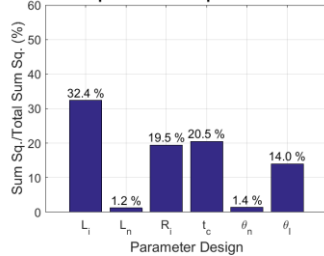


圖 9 疏鬆骨中各設計參數對最大等效應力之影響度分析

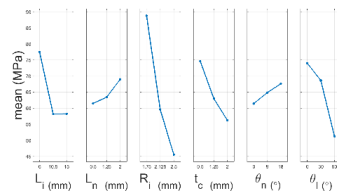


圖 10 皮質骨中各設計參數對最大等效應力之主效果分析

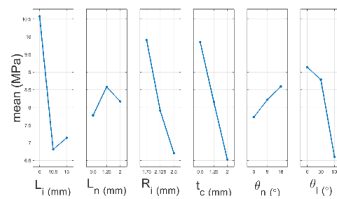


圖 11 疏鬆骨中各設計參數對最大等效應力之主效果分析