

SỬ DỤNG PHƯƠNG PHÁP PHẦN TỬ HỮU HẠN ĐỂ DỰ ĐOÁN ĐỘ BỀN MỖI CỦA VÍT CÂY NHA KHOA

USING THE FINITE ELEMENT METHOD TO PREDICT THE STRENGTH OF THE DENTAL IMPLANT

Lê Văn An, Nguyễn Trường Thịnh.
Trường Đại Học Sư Phạm Kỹ Thuật TP.HCM

TÓM TẮT

Phương pháp phần tử hữu hạn và thí nghiệm độ mỏi sẽ được thực hiện để dự đoán tính bền mỏi cho cây ghép nha khoa. Độ tin cậy và sự ổn định của hệ thống cây ghép có thể được xác định trong điều kiện của cường độ mỏi. Hiện nay cây ghép còn rất tốn kém và nó gần như là không thể chỉnh sửa sau khi được lắp vào. Từ quan điểm sinh học – kỹ thuật, độ bền mỏi của hệ thống cây ghép nha khoa phải được đánh giá bởi mô phỏng (FEA). Trong nghiên cứu này, tính bền mỏi của hệ thống cây ghép được dự đoán là U-fit. Trường ứng suất trong vít cây được tính bằng phương pháp phần tử hữu hạn đàn hồi – dẻo, và ứng suất mỏi tương đương, từ đó suy ra được chu kỳ mỏi tương ứng với ứng suất mỏi tương đương, xem xét việc liên hệ và sự kéo dài tải trọng đặt trước của vít bằng moment xoắn để đạt được bề đệm khí. Chu kỳ mỏi, thông số bị ảnh hưởng bởi các tiếp xúc bên trong mặt phân cách của vít cây và sức căng trong vít cây, thì được xác định sau đó. Để đánh giá độ tin cậy của mô phỏng dựa trên phương pháp phần tử hữu hạn, thí nghiệm độ mỏi được thực hiện. Các kết quả tính toán và thử nghiệm cho thấy kết quả gần như nhau.

ABSTRACT

Finite element analysis and fatigue test are performed to estimate the fatigue strength for the implant system. The reliability and the stability of implant system can be defined in terms of the fatigue strength. Not only is an implant is expensive, but it is almost impossible to correct after it is inserted. From a bio-engineering standpoint, the fatigue strength of the dental implant system must be evaluated by simulation (FEA). In this paper, the fatigue strengths of three implant systems are estimated: U-fit is attached to the mandibular molars. The stress fields in implants are calculated by elastic-plastic finite element analysis, and the equivalent fatigue stress, considering the contact and preload stretching of a screw by torque for tightening an abutment, is obtained. Fatigue life, which is affected by the contact in the screwed interface and pretension in the screw, is then determined. To evaluate the reliability of the calculated fatigue strength, fatigue test is performed. The calculated and experimental results showed good agreement.

GIỚI THIỆU

Cây ghép nha khoa là phẫu thuật tái tạo thông thường dùng để thay thế một chiếc răng đơn lẻ hoặc một loạt các răng ở cả hàm trên và hàm dưới (Branemark, 1983). Thay thế răng bằng vít cây nha khoa cung cấp thể mạnh như lực nhai được cải thiện cũng như bảo vệ răng tự nhiên và lỗ chân răng. Do đó, nhu cầu thị trường cho cây ghép răng đang phát triển rất nhanh. Để cây ghép nha khoa thành công, quá trình tương thích sinh học của vật thể với chủ thể là điều quan trọng nhất. Nhiều nhà nghiên cứu đã điều tra các tương thích sinh học của

răng cây ghép dựa trên thử nghiệm lâm sàng và xét nghiệm độc hại, và dựa trên kết quả của những nghiên cứu này, titanium được sử dụng để sản xuất vít cây (Adell và cộng sự năm 1981). Những vít cây titanium đã thành công trong điều trị nha khoa. Tuy nhiên, ngay cả với tất cả các lợi thế tiềm năng của cây ghép, các bác sĩ nha khoa vẫn còn do dự trong việc sử dụng công nghệ này. Để giải quyết được các vấn đề trong việc thực hiện cây ghép là phải tuân theo các chức năng sinh học biểu thị đặc trưng cơ học và vật lý của nó. Vít cây phải chịu tải trọng động khác nhau, từ biến động

theo chu kỳ đến tải hoàn toàn ngẫu nhiên xảy ra trong miệng. Vì vít cấy thì trực tiếp kết nối với xương, nó chuyển tải từ chân giả tới xương hàm. Hơn nữa, nó không hấp thụ ứng suất như răng tự nhiên với dây chằng quanh răng. Khi tải ngang phản hồi trên vít cấy, tâm xoay đã nằm ngoài lỗ chân răng, không giống như của răng tự nhiên. Ngoài ra, việc đặt tải đơn giản nhất lên một vít cấy nha khoa có thể được mô tả như là chu kỳ lặp đi lặp lại của các cường độ khác nhau phát sinh từ sự kết hợp giữa lực nén, lực uốn và lực xoắn được đặt lên vít cấy. Những cấu nạp này được đưa vào khoang miệng trong suốt quá trình nhai cuối cùng có thể dẫn đến sự đứt gãy do mỏi của một cấy ghép nha khoa (Brunski, 1984; Ritcher, 1995). Do đó, sự đứt gãy do mỏi xảy ra từ các tải trọng có chu kỳ và cơ chế tải trong miệng. Tính bền mỏi của vít cấy bị giảm đáng kể vì các trường hợp trên. Do đó, độ tin cậy và tính ổn định của một hệ thống cấy ghép có thể được quy định tại các quy định của cường độ chịu mỏi phải được đánh giá. Để một hệ thống vít cấy mới phát triển và đưa vào sử dụng nhất thiết phải thí nghiệm độ mỏi, đó là một khó khăn, phức tạp, và tốn thời gian. Để cải thiện hiệu suất hoặc phát triển một hệ thống cấy ghép mới, các mẫu thiết kế khác nhau phải được sản xuất, và phải thực hiện thử nghiệm độ mỏi cho mỗi trường hợp của các mẫu thiết kế.

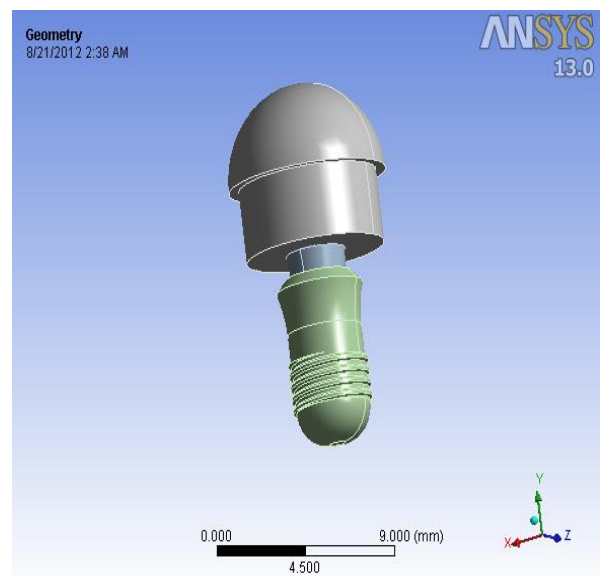
Dự đoán kì hạn mỏi bằng phương pháp phân tích số sẽ được sử dụng để phát triển một hệ thống vít cấy mới và tăng cường hiệu suất của nó. Từ một quan điểm sinh học – kĩ thuật, nghiên cứu này nhằm mục đích sử dụng FEM để dự đoán kì hạn mỏi của một hệ thống cấy ghép bị tải trọng mỏi của quá trình nhai (lực nhai). Trong bài báo này, tính bền mỏi của hệ thống cấy ghép được dự đoán: U-fit được gắn ở vị trí của răng cối hàm dưới. Các trường ứng suất trong vít cấy được tính bằng cách FEM đàn hồi – dẻo, và ứng suất mỏi tương đương, xem xét việc liên hệ và sự kéo dài tải trọng đặt trước của trục vít bằng moment xoắn để đạt được bề đệm khí. Kì hạn mỏi được xác định sau đó. Các phần tử hữu hạn phân tích chương trình ANSYS được sử dụng để phân tích ứng suất và kết quả tính toán được so sánh với các dữ liệu thử nghiệm để xác nhận tính chính

xác, hợp lệ của các phương pháp được đề xuất.

Phương pháp luận

Vít cấy

Các thành phần chính của một hệ thống cấy ghép nha khoa là vít cấy, abutment được làm từ titanium nguyên chất và các hợp kim titan (Ti-6Al-4V), tương ứng vì chúng không độc hại. Các tính chất cơ học của các mẫu thử nghiệm được trình bày trong bảng 1. Quá trình phẫu thuật để lắp vít cấy được tiến hành như sau: trước khi chèn vít cấy nha khoa, các bác sĩ nha khoa tiến hành khoan lỗ ở vùng bị mất răng, sau đó sẽ tiến hành đặt vít cấy vào, liên tiếp sau đó sẽ diễn ra các quá trình sinh học xảy ra ngay trên bề mặt của vít cấy, cuối cùng vít cấy nha khoa sẽ được chủ thể chấp nhận, hiện tượng này gọi là hiện tượng tích hợp xương. Như vậy, kết quả cuối cùng đạt được là vít cấy nha khoa và xương hàm coi như đã trở thành một khối thống nhất, nó có thể thực hiện những chức năng như là chân răng thật của chủ thể khi chưa mất răng.

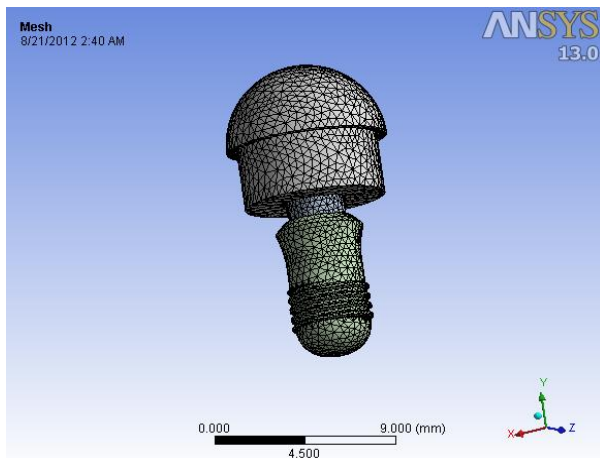


H. 1: Mô hình hóa hình dạng vít cấy.

BẢNG 1: THÔNG SỐ VẬT LIỆU

Vật liệu	Tính chất vật liệu			
	Modul đàn hồi (kg_f/mm^2)	Hệ số Poisson	Giới hạn đàn hồi (kg_f/m^2)	Độ bền kéo (kg_f/m^2)

Abutment (titanium)	11.7 $\times 10^3$	0.3 5	50. 7	63 .6
Abutment (Ti-6Al-4V)	11.7 $\times 10^3$	0.3 5	111 .0	12 0.5
Vít cấy (titanium)	11.7 $\times 10^3$	0.3 5	50. 7	63 .6
Phục hình (SM45C)	20.0 $\times 10^3$	0.3 5	58. 6	66 .5



H. 2: Chia lưới vít cấy.

Phương pháp phần tử hữu hạn

Mô phỏng phần tử hữu hạn được sử dụng để xác định sự phân bố ứng suất trong hệ thống cấy ghép do tải trọng môi. Chương trình ANSYS được sử dụng để có được những kết quả bằng số của trường ứng suất. Phương pháp phần tử hữu hạn đàn hồi-dẻo được thực hiện. Các tính chất vật liệu cần thiết cho phân tích ứng suất là mô đun đàn hồi, mô đun dẻo và cường độ đàn hồi. Mô hình phần tử hữu hạn ba chiều được sử dụng để phân tích sự phân bố ứng suất. Lưới phần tử hữu hạn cho các hệ thống cấy ghép được hiển thị ở hình 2.

Các lực phổ biến nhất trong khoang miệng là lực nén và lực nhai. Lực bên cũng có thể được tạo ra bởi lực nhai bình thường. Một lực bên sẽ gây ra một mômen uốn trong hệ thống cấy ghép. Điều này sẽ tạo ra một lực xoắn về các trục trung tâm. Đồng thời, vít cấy chịu một tải trước do mô-men xoắn sinh ra từ liên kết cố định với vít. Các trục tải trước có thể được xác định bằng cách sử dụng giá trị mô-men xoắn. Sau khi liên kết vít cấy với abutment thành công, phục hình giả có thể gắn ngay trên

abutment. Do đó, các lực căng do sự gắn kết cơ khí được coi là sự phân tích ứng suất, như trong hình 3. Lực căng của vít cấy được thể hiện như sau:

$$Q = \frac{2T}{d_e \tan(\lambda + \rho')} \quad (1)$$

Trong đó

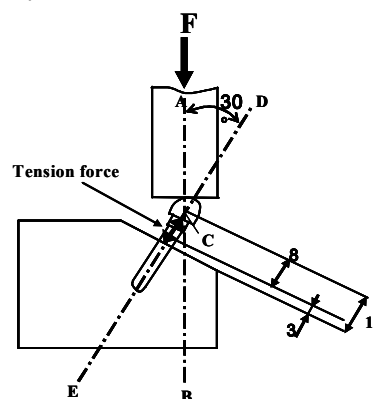
$$\lambda = \tan^{-1}\left(\frac{l}{\pi d_e}\right)$$

$$\rho' = \tan^{-1}(\mu')$$

$$\mu' = \frac{\mu}{\cos \beta}$$

Với λ là góc nghiêng của ren hoặc góc dẫn, ρ' là góc ma sát của bê mặt vít, P là bước của vít, l là chiều dài của vít và d_e là đường kính của vòng chia của ren. T là moment tác dụng lên vít trong chiều ngược lại và sự biến dạng đàn hồi càng nhiều càng tốt sau đó là sự xiết chặt vít bởi moment không đổi. Có thể lấy giá trị của moment xoắn là 29,75, hệ số ma sát là 0,3 trong quá trình phân tích ứng suất. Trong bài báo này, để phản ánh tác dụng của những lực này trên hệ thống cấy ghép, tiêu chuẩn ISO 14801 (thử nghiệm mỗi cấy ghép nha khoa) được sử dụng như là các điều kiện biên. Điều kiện biên phân tích ứng suất được thể hiện trong hình 3. Quá trình phân tích được tiến hành như sau như sau: phân tích phần tử hữu hạn bao gồm các bước sau: (1) tạo ra các mô hình hình học (lưới phần tử), (2) các thuộc tính vật liệu, (3) đặt tải, (4) tính toán các ứng suất chính (ứng suất chính), (5) hiển thị các kết quả, và (6) tính toán của các ứng suất môi tương đương.

Độ bền môi

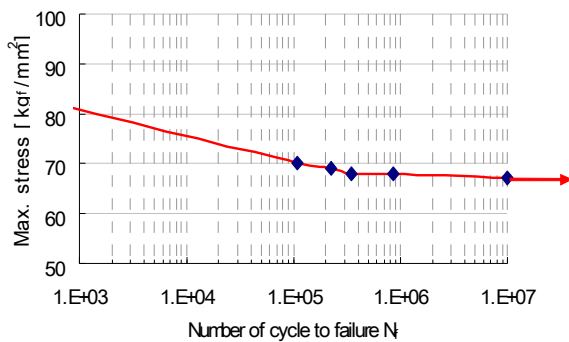


H. 3: Điều kiện biên.

Quan hệ SN cho titanium nguyên chất và hợp kim titanium, được thể hiện trong hình 4 (Anonymous, 1996). Đường cong SN này được tạo ra từ dữ liệu thử nghiệm tại một tỷ số ứng suất. Khi tải mỗi được áp dụng tới vít cấy, tổng hợp sự phân bố ứng suất đa trục, bao gồm những hư hỏng bị ảnh hưởng của các tiếp xúc giao diện ren và sức căng tại vít, có thể được xác định qua mô phỏng số. Để có được những ứng suất tương đương với một trục tương ứng với các trạng thái ứng suất nhiều trục, phương pháp Sine được sử dụng (Fuchs, 1980; Cho và cộng sự Yang, 2004). Phương trình cho ứng suất trục tương đương như sau:

$$[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]^{1/2} + m(\sigma_{m1} + \sigma_{m2} + \sigma_{m3}) = \sqrt{2} \frac{S_N}{K} \quad (2)$$

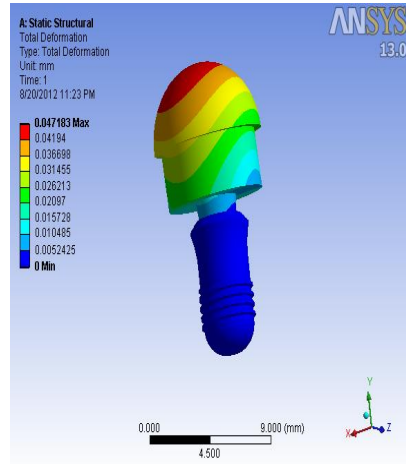
Trong đó σ_1, σ_2 và σ_3 là những thành phần luân phiên của ứng suất chính, và σ_{m1}, σ_{m2} và σ_{m3} là những thành phần trung bình các ứng suất chính. m là hệ số ảnh hưởng của ứng suất trung bình ($= 0,2$), K là hệ số khe mỏi ($= 1.0$) và S_N là ứng suất mỏi đơn trục đảo ngược. Thay thế các giá trị luân phiên và ứng suất trung bình thu được bằng cách phân tích phần tử hữu hạn, thành công thức (5), ứng suất mỗi đơn trục SN tương đương có thể thu được. Cuộc sống mỗi được xác định bởi các đường cong S-N ở hình 4 bằng cách sử dụng SN tính ứng suất mỗi tương đương một trục.



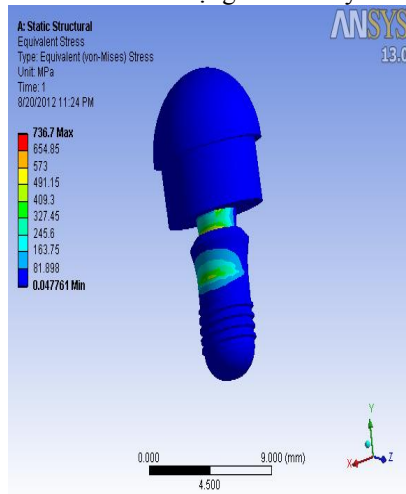
H. 4: Đường cong mỏi của vít cấy

Thử nghiệm mỏi

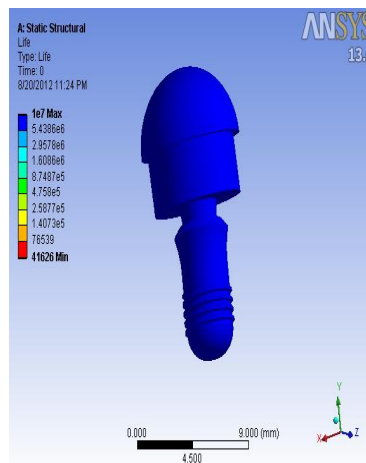
Lực đặt vào vít cấy là 400N



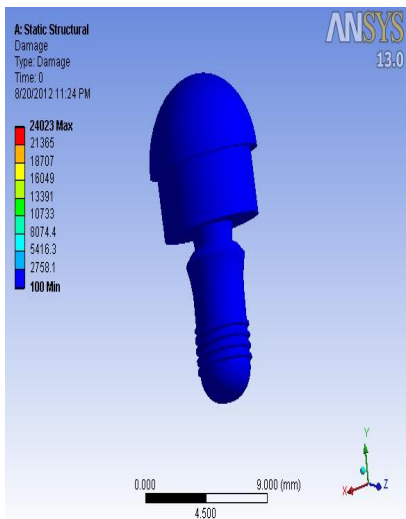
H. 5: Biến dạng của vít cấy



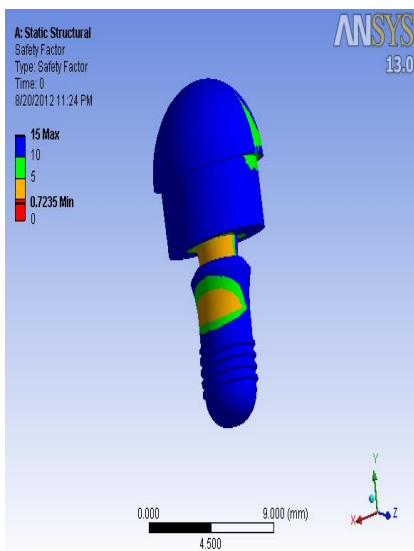
H. 6 Ứng suất của vít cấy



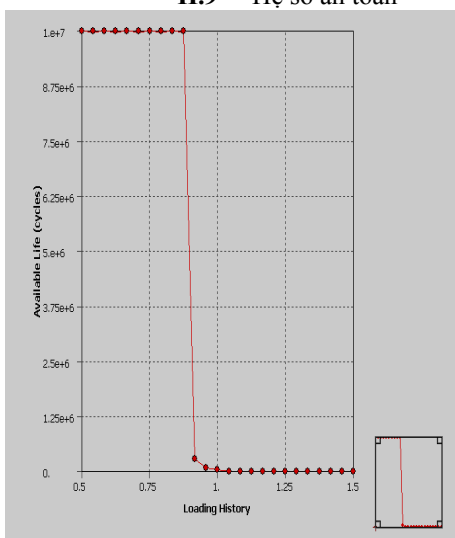
H. 7 Tuổi thọ của vít cấy



H. 8 Đồ thị phá hoại



H.9 Hệ số an toàn



H. 10 Biểu đồ độ nhảy

Biểu đồ độ nhảy cho biết tuổi thọ của vùng nguy hiểm (vùng gần phục hình và vùng giữa vít) cũng là tuổi thọ của vít cấy khi tải trọng thay đổi từ 50% - 150% (200N – 600N). Ở đây ta thấy khi tải trọng ở mức 50% thì vít cấy có tuổi thọ là $1.e+7$ chu kì (tức là lớn nhất, trong trường hợp này vít cấy sẽ được bảo hành lâu nhất), khi tải trọng tăng đến 150 % thì tuổi thọ dần tiến về 0 chu kì.

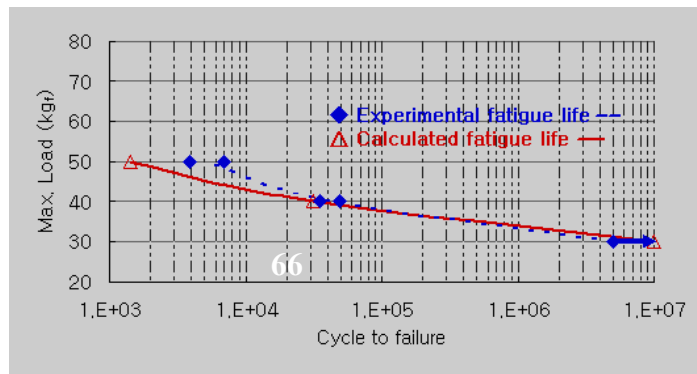
KẾT LUẬN

Bảng 2 Thử nghiệm và kết quả

Vít cấy (U-fit)	Tải (kgf)	Chu kì mỏi
Mô phỏng	40	$4.1626e^4$
Thử nghiệm	40	$4.85e^4$

Phân tích ứng suất của hệ thống cấy ghép loại U-fit được xác định bằng phương pháp phần tử hữu hạn với sự hỗ trợ của máy tính. Kết quả, chu kì mỏi, bao gồm ứng suất trước do sự siết chặt của vít và sự tiếp xúc giữa mặt phân cách của vít và abutment được ước lượng từ ứng suất tương đương một trục, nó được xác định bằng phương pháp Sine. Trong nghiên cứu này, so sánh giữa tính toán độ bền mỏi với dữ liệu thí nghiệm thì được trình bày rất cân bằng và chính xác. Với kết quả trên đường cong S-N của các hệ thống vít cấy nha khoa khác nhau hoàn toàn có thể dự đoán được.

Sau khi tiến hành thử nghiệm mỏi theo tiêu chuẩn ISO 14801 và mô phỏng bằng phần mềm Ansys, kết quả của hai phép thử này gần giống nhau, sự chênh lệch không đáng kể điều này được thể hiện trong hình . Như vậy, sử dụng phương pháp phần tử hữu hạn để dự đoán chu kì mỏi của vít cấy nha khoa có thể hoàn toàn tin tưởng được, phương pháp này ít tốn kém chi phí và thời gian cho người thực hiện.



H. 11 Thử nghiệm và tính toán cuộc sống môi của vít cấy

7. TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Adell, R., Lekholm, U., Branemark, P. I., 1981, A 15 year study of osseointegrated edentulous jaw, Journal of Oral and Maxillofacial, 387
- [2] Anonymous, 1996, The society of materials science, 1996, Databook on fatigue strength of metallic materials 2, 1750
- [3] Branemark PI, 1983, Osseointegration and its experimental background. Journal of Prosthetic Dentistry 50, 399-410
- [4] Brunski J. E, Hipp J, E, 1984, In the forces on endosteal implant: A measurement system and biomechanical consideration, Journal of Prosthetic Dentistry 51, 82
- [5] Cho, S. K., Yang, Y. S., Son, K. J., Kim, J. Y., 2004, Fatigue strength in laser welding of the lap joint. Finite Elements in Analysis and Design 40, 1059-1070
- [6] Ritcher, E. J., Prive-Doz, 1995, In vivo, vertical forces on implants, International Journal of Oral Maxillofacial Implants 10, 99-108
- [7] Fuchs, H. O., Stephens, R. I., 1980. Metal fatigue in engineering, John Wiley & Sons, New York, pp. 176-180
- [8] Matthew, J. D., 2000, Titanium a Technical Guide, ASM International, pp.105.