

## Analysis of Bone Remodeling around Functionally Graded Orthopedic Screws and Comparison with Metal Screws Using Finite Element Method

B. Haghighi<sup>1</sup>, M. Tahani<sup>2\*</sup>, G. Rouhi<sup>3</sup>

<sup>1</sup> M.Sc, Mechanics Group, Faculty of Engineering, Ferdowsi University, Mashhad, Iran, behnoud\_haghighi@yahoo.com

<sup>2</sup> Associate Professor, Mechanics Group, Faculty of Engineering, Ferdowsi University, Mashhad, Iran,

<sup>3</sup> Assistant Professor, School of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology

Uottawa University, Tehran & Uottawa, Iran & Canada, grouhi@uottawa.ca

### Abstract

Orthopedic screws are widely used devices for fixation of bone fractures. Progressive loosening of bone fixation screws, induced by stress shielding and subsequent adaptive bone remodeling, results in bone loss around the screw. A set of two-dimensional finite element models including cortical and cancellous bone with a functionally graded *Ti-Hap* screw was developed. A dimensionless set of stress-transfer parameters (*STP*) and strain energy density-transfer parameter (*SEDTP*) were developed to quantify the screw–bone load sharing. Lower *STP* and *SEDTP* values indicate weak stress and strain energy density transfer to bone which is a sign of stress shielding. The results indicated that *STP* and *SEDTP* values for FGM screw are higher than those of a fully metal screw. Moreover, reducing elastic modulus of metal fraction and increasing the volume fraction of ceramic decrease the stress shielding. For a partially graded screw (with both homogenous and FGM parts), the longer FGM part is, the greater are *STP* and *SEDTP* values. Furthermore, the results showed that decreasing compositional distribution exponent which shows composition change of FGM content from metal fraction toward ceramic fraction, increases the parameters. Results from this study are in admissible agreement with available clinical and experimental study.

**Key words:** Bone remodeling, Compositional distribution exponent, Finite element method, Functionally graded material, Orthopedic screw, Strain energy density, Stress shielding, *Ti-Hap*.

\*Corresponding author

Address: Masoud Tahani, Mechanics Group, Faculty of Engineering, Ferdowsi University, Mashhad, Iran

Tel: +98 511 8763304

Fax: +98 511 8806055

E-mail: mtahani@ferdowsi.um.ac.ir

## بررسی نوسازی استخوان در اطراف پیچ اورتوپدی هدفمند و مقایسه با پیچ فلزی با استفاده از روش اجزای محدود

بهنود حقیقی<sup>۱</sup>، مسعود طهانی<sup>۲\*</sup>، غلامرضا روحی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، behnoud\_haghighi@yahoo.com

<sup>۲</sup> دانشیار، گروه مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد

<sup>۳</sup> استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه اتاوا، اتاوا، کانادا grouhi@uottawa.ca

### چکیده

پیچ‌های اورتوپدی ابزار رایجی برای تثبیت استخوان شکسته محسوب می‌شوند. شل شدن پیچ‌ها در اثر نبودن تنش کافی در استخوان مجاور پیچ و جذب استخوان ناشی از آن، یکی از عوامل موفق نبودن ترمیم شکستگی‌ها است. در این مطالعه، پیچ اورتوپدی هدفمند از ماده تیتانیوم و هیدروکسی اپتایت، Ti-Hap، همراه استخوان‌های اسفنجی و متراکم در نرم‌افزار اجزای محدود، مدل‌سازی شده است. پارامتر انتقال تنش، *STP* و پارامتر انتقال چگالی انرژی کرنشی، *SEDTP* تعریف می‌شود که به ترتیب نسبت تنش و نسبت چگالی انرژی کرنشی را در دندان‌های پیچ به نقاط مجاور در استخوان بیان می‌کنند. مقادیر کم این پارامترها انتقال ضعیف تنش و چگالی انرژی کرنشی را به استخوان مجاور نشان می‌دهد که نشانه‌ای از پدیده مضر سپر تنش است. نتایج این تحقیق نشان داد که مقدار پارامترهای *STP* و *SEDTP*، برای پیچ هدفمند در مقایسه با پیچ فلزی، بیشتر است. بعلاوه با کاهش مدول الاستیسیته جزء فلزی و با افزایش جزء حجمی سرامیک، آثار منفی سپر تنش کاهش می‌یابد. برای پیچی که دارای یک قسمت همگن و یک قسمت هدفمند است؛ هر چه طول قسمت هدفمند بیشتر باشد، پارامترها مقدار بزرگتری را نشان می‌دهند. بنابراین اثر سپر تنشی و مقدار شل‌شدگی پیچ کاهش می‌یابد. همچنین هر چه قسمت هدفمند در موقعیتی نزدیک‌تر به دندان‌های ابتدایی قرار گیرد، مقدار پارامترهای *STP* و *SEDTP*، افزایش می‌یابد. به علاوه نتایج نشان داد با کاهش توان ترکیب توزیعی که نشان‌دهنده نحوه تغییر ترکیب هدفمند از فلز به سرامیک است، مقدار پارامترها افزایش می‌یابد. نتایج این تحقیق با مطالعات بالینی و آزمایشگاهی در دسترس، تطابق خوبی دارد.

کلیدواژگان: پیچ اورتوپدی، توان ترکیب توزیعی، چگالی انرژی کرنشی، روش اجزای محدود، سپر تنش، ماده هدفمند تیتانیوم-هیدروکسی اپتایت، نوسازی استخوان.

\*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: مشهد، دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده مهندسی، گروه مکانیک، کدپستی: ۹۱۷۷۵-۱۱۱۱

تلفن: ۰۵۱۱-۸۷۶۳۳۰۴، دورنگار: ۰۵۱۱-۸۸۰۶۰۵۵، پیام‌نگار: mtahani@ferdowsi.um.ac.ir

## ۱- مقدمه

مواد هدفمند<sup>۱</sup>، مواد مرکب غیر همگنی هستند که از دو یا چند ماده مختلف تشکیل شده‌اند و ترکیب یا درصد حجمی اجزای تشکیل دهنده آنها به طور پیوسته متغیر است. تغییرات پیوسته و تدریجی خواص ماده در امتداد ضخامت، از تغییرات تنش و تغییر شکل که در سطح تماس دو ماده مرکب دیده می‌شود؛ جلوگیری می‌کند [۲،۱]. این ویژگی‌ها مواد هدفمند را برای محیط‌ها و کاربردهای متفاوت قابل استفاده ساخته است [۳].

ایده اولیه ترکیب دو فاز مختلف به سال ۱۹۷۲ باز مربوط می‌شود. در آن زمان دو دانشمند به نام‌های بور و دوئز ترکیب دو فاز مختلف را با تغییر نحوه آرایش و ترتیب هر کدام از فازها در هر لایه به منظور بهبود خواص مکانیکی مطرح کردند. ایده آنها عموماً مربوط به ضعف مواد مرکب در بسیاری از کاربردها بود که گوتزل در دهه های ۱۹۵۰ و ۱۹۶۰ در تحقیقات گسترده خود بر روی مواد مرکب، نشان داد [۴،۲]. در اواسط دهه ۱۹۸۰ برای اولین بار در کشور ژاپن، نام علمی ماده هدفمند<sup>۲</sup> بر این دسته از مواد گذاشته شد و از آن پس عصر جدیدی برای تحقیقات گسترده بر روی این مواد آغاز شد [۴].

استخوان در مقیاس نانو، ماده مرکبی شناخته می‌شود که نمی‌توان خواص مکانیکی آن را با یک ماده تک ساختاری<sup>۳</sup> شبیه‌سازی کرد [۴-۶]. بنابراین در زمینه ایمپلنت‌های پزشکی تلاش‌هایی برای طراحی موادی مناسب، هم از دیدگاه کلاسیک مهندسی (خواص مشابه استخوان) و هم از دیدگاه مهندسی بافت (قابلیت نوسازی<sup>۴</sup>)، صورت گرفته است [۶،۷]. مواد هدفمند در انواع پروتزها برای دستیابی به استحکام و سازگاری زیستی<sup>۵</sup> به طور همزمان، دارای کاربرد وسیعی هستند. ساختار ماده هدفمند در پروتز به این صورت است که خواص مکانیکی آن از ماده اصلی- که دارای استحکام مکانیکی بالا است- با نرخی مناسب و کنترل شده، به ماده‌ای با سازگاری

زیستی می‌رسد [۳]. از دیدگاه پاسخ بافت سخت به مواد ایمپلنت، فسفات کلسیم احتمالاً سازگارترین ماده شناخته شده است. این ماده در دسته مواد زیست فعال<sup>۶</sup> دسته‌بندی می‌شود بدین معنا که استفاده از آن در ایمپلنت باعث رشد استخوان<sup>۷</sup> و توسعه بافت استخوانی<sup>۸</sup> می‌شود [۸]. لذا در سال‌های اخیر به Hap<sup>۹</sup> (جزء اصلی و غیر آلی استخوان) در جایگاه ماده بالقوه سازگار با استخوان توجه بیشتری شده است. سرامیک‌های کلسیم فسفات به ویژه Hap به طور گسترده‌ای در جایگذاری بافت سخت به کار می‌روند؛ زیرا علاوه بر سازگاری قابلیت تحریک‌کنندگی استخوان سازی<sup>۱۰</sup> دارند. نشان داده شده است که بافت استخوانی اطراف ایمپلنت در قسمتی از ایمپلنت که از Hap غنی‌تر است، زودتر از قسمتی رشد می‌کند که در آن جزء Ti<sup>۱۱</sup> غنی‌تر است [۴]. جزء سفت‌تر ماده هدفمند (ماده اصلی پروتز) نیز باید خواص گوناگونی را نظیر سازگاری زیستی، استحکام و مقاومت در برابر خوردگی داشته باشد. در میان فلزات، Ti یکی از زیست- سازگارترین فلزات است [۴] و همراه آلیاژهای مستحکم آن جزء مواد محبوب در دندانپزشکی و اورتوپدی محسوب می‌شود [۹]. اولین بار در سال ۱۹۸۳ نشان داده شد که تیتانیوم زیست سازگار است [۱۰]؛ ولی با وجود این تیتانیوم از لحاظ زیستی غیرفعال<sup>۱۲</sup> است و نمی‌تواند مستقیماً به استخوان متصل شود [۱۱،۱۲].

هنگامی که ایمپلنت جایگزین قسمتی از استخوان می‌شود؛ تفاوت سفتی و شکل، جریان طبیعی تنش‌ها را در استخوان تحت تأثیر قرار می‌دهد که این امر باعث بروز پدیده‌ای به نام سپر تنش<sup>۱۳</sup> می‌شود [۱۳]. به علت سخت‌تر بودن پیچ نسبت به استخوان، پیچ سهم بیشتری از بار وارد شده را تحمل می‌کند. کاهش بار استخوان ناشی از سپر تنش، دلیل اصلی شروع فرایند جذب استخوان و در نتیجه شل شدن پیچ است.

<sup>۱</sup>Functionally Graded Material<sup>۲</sup>Biocompatibility<sup>۳</sup>Hydroxyapatite<sup>۴</sup>Stress shielding<sup>۵</sup>FGM<sup>۶</sup>Bioactive<sup>۷</sup>Osteoconductivity<sup>۸</sup>Monolithic<sup>۹</sup>Bone ingrowth<sup>۱۰</sup>Titanium<sup>۱۱</sup>Bone remodeling<sup>۱۲</sup>Osteointegration<sup>۱۳</sup>Bioinert

مدول الاستیسیته و نسبت پواسون این ماده مرکب به صورت زیر محاسبه می‌شوند [۷،۵]:

$$E = E_c \left[ \frac{E_c - (E_c - E_m)V_m^{\frac{2}{3}}}{E_c - (E_c - E_m)(V_m^{\frac{2}{3}} - V_m)} \right] \quad (۳)$$

$$v = v_m V_m + v_c V_c \quad (۴)$$

که  $v$  و  $h$ ، به ترتیب، موقعیت در راستای محور عمودی پیچ و ارتفاع پیچ هستند،  $m$  و  $c$  به ترتیب به فلز و سرامیک اشاره دارند و  $n$  توان توزیع ترکیبی<sup>۱۷</sup> نام دارد. وقتی  $n=1$  است، تغییر ترکیب از فلز به سرامیک، خطی است. برای  $n>1$  ایمپلنت از فلز غنی‌تر و برای  $n<1$  ایمپلنت از سرامیک غنی‌تر خواهد بود. در این مطالعه،  $n=1$  در نظر گرفته شده است.

ایمپلنت‌های هدفمندی که ساختار آنها از تیتانیوم خالص در یک سمت، به درصدی از ترکیب تیتانیوم و هیدروکسی اپتایت در سمت دیگر تغییر می‌کند؛ برای مثال تیتانیوم و ۲۰٪ هیدروکسی اپتایت، به صورت Ti-Hap20 نامگذاری می‌شوند [۴].

## ۲-۲- مدلسازی اجزای محدود

مدلی از استخوان و پیچ به صورت دو بعدی و متقارن، با استفاده از نرم‌افزار اجزای محدود ANSYS و قابلیت کدنویسی APDL آن ایجاد شده است. این مدل شامل اجزای ذیل است:

- ۱- استخوان متراکم که 3mm ضخامت دارد (مشابه استخوان ران<sup>۱۸</sup>)؛
- ۲- حجمی از استخوان اسفنجی که زیر استخوان متراکم قرار دارد و ۳- پیچ که عمود بر سطح استخوان قرار می‌گیرد. دندان‌های پیچ به صورت مستطیلی مدلسازی شده‌اند؛ زیرا این حالت در مقایسه با سایر دندان‌های تجاری دیگر، سازگارپذیری زیست- مکانیکی<sup>۱۹</sup> عالی با استخوان دارند [۱۴].

و ظاهراً همگن‌ترین توزیع تنش سطحی را نشان می‌دهند [۲۱]. در این تحقیق تمامی مواد به صورت ایزوتروپیک مدلسازی شده‌اند و شرط مرزی ثابت برای جلوگیری از

پیچ‌های استخوانی می‌توانند به تنهایی یا با صفحات تثبیت کننده<sup>۱۴</sup> برای اتصال قطعات استخوان شکسته به کار روند. شل شدن پیچ‌های استفاده شده برای تثبیت استخوان، به دفعات در مقالات بالینی گزارش شده است [۱۴]. تا کنون مطالعات نسبتاً قابل توجهی در مورد پیچ‌های دندان‌ی انجام شده است [۳-۷،۵]؛ ولی پیچ‌های اورتوپدی به طور جامع بررسی نشده‌اند و اطلاعات ناچیزی از تعامل پیچ اورتوپدی هدفمند و استخوان در دراز مدت در دسترس است.

روش اجزای محدود، می‌تواند ابزاری ساده‌تر، کم‌هزینه‌تر و سریع‌تر در مقایسه با مطالعات آزمایشگاهی و بالینی، برای پیش‌بینی اثر پارامترهای طراحی ایمپلنت هدفمند در استخوان باشد. در این مطالعه، پیچ اورتوپدی با استفاده از مواد هدفمند، به شیوه اجزای محدود مدلسازی می‌شود و اثر پارامترهای طراحی این مواد بر سپر تنش و نوسازی استخوان ناشی از آن به صورت کمی بررسی می‌شوند. در این مطالعه تمرکز بر پیچ هدفمند Ti-Hap است، زیرا در کاربردهای پزشکی از رایج‌ترین و پرکاربردترین مواد هدفمند محسوب می‌شود [۵].

## ۲- مدلسازی

### ۲-۱- مدلسازی ماده هدفمند

قانون ترکیب<sup>۱۵</sup> به طور گسترده‌ای در مدلسازی مواد مرکب و مواد هدفمند به کار می‌رود [۱۵]. این فرض به طور مؤثری در محاسبه سفتی لایه‌ها [۱۶]، سختی شکست [۱۷] و مقاومت حرارتی [۱۸] مواد هدفمند به کار برده شده است. بعلاوه این تئوری قابلیت مدلسازی ماده کامپوزیتی متخلخل و به طور پیوسته<sup>۱۶</sup> هدفمند را نیز دارا است [۲۰،۱۹]. بر اساس قوانین ترکیب، اگر جزء حجمی ( $V_m$ ) و جزء حجمی سرامیک ( $V_c$ ) به صورت زیر در امتداد طول پیچ توزیع یافته باشند:

$$V_m = (y/h)^n \quad (۱)$$

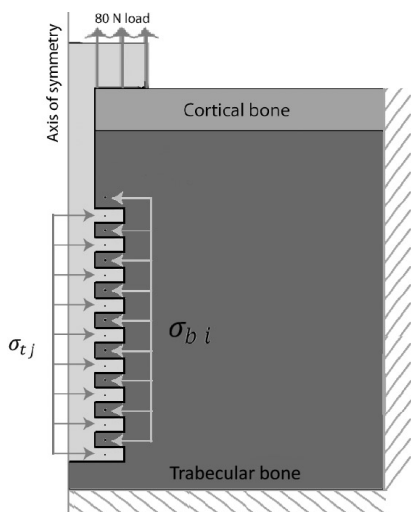
$$V_c = 1 - V_m \quad (۲)$$

<sup>۱۴</sup>Fixation plates  
<sup>۱۸</sup>Femur

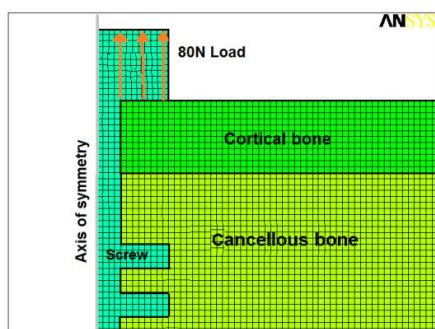
<sup>۱۵</sup>Rule of mixture  
<sup>۱۹</sup>Biomechanical compatibility

<sup>۱۶</sup>Continuously graded

<sup>۱۷</sup>Compositional distribution exponent



شکل (۱) - هندسه، شرایط مرزی، بارگذاری و نقاط داده برداری مورد استفاده برای محاسبه پارامترها



شکل (۲) - المان بندی مورد استفاده در نرم افزار اجزای محدود

در این تحقیق برای بررسی کمی پدیده سپر تنش، از دو پارامتر بی بعد  $STP$  و  $SEDTP$  استفاده شده که به ترتیب نسبت تنش و نسبت چگالی انرژی کرنشی را در دندان‌های پیچ به نقاط مجاور در استخوان بیان می‌کنند. پارامتر  $STP\alpha$  به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$STP\alpha^i = \frac{\sigma_B^i}{\sigma_T^i} \quad (5)$$

که نسبت تنش را بین دندان  $i$ -م پیچ و استخوان مجاور آن نشان می‌دهد و پارامتر  $STP\beta$  به صورت زیر خواهد بود:

جابجایی، در مرز بیرونی استخوان اعمال شده است. محور تقارن مدل در راستای محور مرکزی پیچ قرار دارد که فقط امکان جابجایی عمودی را فراهم می‌کند. نیروی 80N که به زیر گل پیچ وارد می‌شود، نیروی بیرون کشنده را شبیه‌سازی می‌کند. علت اصلی موفق نبودن پیچ‌ها، بیرون کشش<sup>۲۰</sup> در اثر از بین رفتن استخوان و یا درگیری<sup>۲۱</sup> ضعیف استخوان و پیچ است [۲۲]. بارگذاری عمودی بر گل پیچ، نیروی بیرون کشنده را شبیه‌سازی و مقاومت نگهداری<sup>۲۲</sup> پیچ را نشان می‌دهد [۲۱]. این بارگذاری به طور چشمگیری در مطالعات آزمایشگاهی [۲۳-۲۸] و اجزای محدود [۲۲، ۲۹-۳۲] به کار رفته است.

تماس بین پیچ و استخوان به جز در زیر گل پیچ به صورت متصل<sup>۲۳</sup> است (شکل ۱) [۱۴-۳۳]. چنین فرضی، با در نظر گرفتن این حقیقت که پیچ درگیری کافی را تأمین کرده؛ توزیع تنش را به صورت پیوسته منتقل می‌کند [۳۴]. بعلاوه با توجه به ناچیز بودن مقدار ریزجابجایی<sup>۲۴</sup> پیچ و همچنین شکل‌گیری بافت استخوانی<sup>۲۵</sup> در مرز استخوان و ایمپلنت [۳۵]، شرط متصل و یا به بیان هویسکز و همکاران [۳۶] کاملاً همبسته<sup>۲۶</sup> در شبیه‌سازی‌ها قابل اعمال است. سالو [۱۳] در رساله دکتری خود، در مقایسه شرط مرزی متصل و تماسی بین ایمپلنت و استخوان بیان کرده که وقتی مرز به صورت متصل فرض می‌شود، الگوی توزیع تنش تغییر قابل توجهی ندارد.

تحلیل تنش فون میزز و کرنش تحت چنین شرایطی، توزیع و انتقال تنش را بین پیچ و استخوان نشان می‌دهد. مدل ایجاد شده با نرم‌افزار اجزای محدود شامل ۴۵۰۰ تا ۵۰۰۰ المان ۴ نقطه‌ای صفحه‌ای<sup>۲۷</sup> است (شکل ۲). بر اساس آزمون همگرایی انجام شده، اندازه المان‌ها کوچکتر از ۰/۲۵ mm انتخاب شد.

<sup>20</sup>Pull out

<sup>24</sup>Micro-motion

<sup>28</sup>Stress Transfer Parameter

<sup>21</sup>Purchase

<sup>25</sup>Osteointegration

<sup>23</sup>Holing power

<sup>26</sup>Osteointegrated

<sup>29</sup>Strain Energy Density Transfer Parameter

<sup>23</sup>Bonded

<sup>27</sup>2-D 4-Node structural solid

تعداد<sup>۳۱</sup>:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (1 - \delta)\omega \leq \frac{\eta}{\rho} \leq (1 + \delta)\omega \quad (10)$$

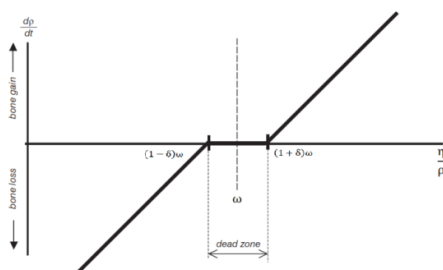
جذب استخوان<sup>۳۲</sup>:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = B \left[ \frac{\eta}{\rho} - (1 - \delta)\omega \right] \quad \frac{\eta}{\rho} < (1 - \delta)\omega \quad (11)$$

در روابط (۹) تا (۱۱) چگالی انرژی کرنشی و تابع مکان است به این معنا که مقدار این پارامتر بر اساس موقعیت در استخوان تغییر می‌کند.  $\rho$  چگالی نسبی استخوان و  $\frac{\eta}{\rho}$  چگالی انرژی کرنشی در واحد جرم استخوان است. اگر مقادیر  $\frac{\eta}{\rho}$  کمتر از  $(1 - \delta)\omega$  باشد، نرخ افزایش چگالی منفی خواهد بود و چگالی استخوان به تدریج کاهش می‌یابد به این معنا که استخوان جذب می‌شود. اگر مقدار  $\frac{\eta}{\rho}$  از  $(1 - \delta)\omega$  بیشتر و از  $(1 + \delta)\omega$  کمتر باشد، نرخ تغییر چگالی استخوان در واحد زمان برابر صفر خواهد بود و چگالی استخوان در تعادل باقی می‌ماند. اگر  $\frac{\eta}{\rho}$  از  $(1 + \delta)\omega$  بزرگ‌تر باشد، نرخ تغییر چگالی استخوان مثبت خواهد بود و چگالی استخوان با گذر زمان افزایش می‌یابد (شکل ۳). تغییر چگالی استخوان و مدول الاستیسیته متناظر آن - که از طریق معادلات زیر به چگالی ظاهری<sup>۳۳</sup> استخوان مرتبط است - در هر مرحله محاسبه می‌شود [۴۳-۴۵] و پس از آن مدل اجزای محدود بر اساس این خواص جدید تغییر می‌کند.

$$E = 2065 \times \rho^{3.09} \quad \text{استخوان متراکم} \quad (12)$$

$$E = 1904 \times \rho^{1.64} \quad \text{استخوان اسفنجی} \quad (13)$$



شکل (۳) - نمودار تابع نوسازی استخوان (معادلات ۹-۱۱)

$$STP\beta = 1/N \sum_{i=1}^{i=N} \frac{\sigma_B^i}{\sigma_T^i} \quad (6)$$

که میزان میانگین نسبت تنش در استخوان به تنش در پیچ برای مجموع دندان‌های پیچ است. در معادلات بالا  $\sigma_T^i$  تنش معادل دندان  $i$ -ام است،  $\sigma_B^i$  نیز تنش حجمی از استخوان است که در بالای آن دندان قرار می‌گیرد و  $N$  تعداد کل دندان‌ها را نشان می‌دهد [۲۱، ۱۴].

پارامتر دوم، پارامتر انتقال انرژی کرنشی نامیده می‌شود [۳۳]. چگالی انرژی کرنشی یک تابع عددی و متناسب با حاصلضرب تنش و کرنش ماده است. تئوری‌های جدید نوسازی استخوان چگالی انرژی کرنشی را به جای تنش، به عنوان محرک قوی برای شروع فرایند نوسازی استخوان معرفی می‌کنند [۲۲، ۳۸، ۳۹]. مزیت چگالی انرژی کرنشی، نرده‌ای بودن آن است و بنابراین خواص جهتی تانسورهای تنش و کرنش را هنگام استفاده به عنوان متغیر کنترلی نوسازی ندارد [۳۵]. مشابه پارامترهای قبلی، پارامتر  $SEDTP$  به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$SEDTP\alpha^i = \frac{\sigma_B^i \times \varepsilon_B^i}{\sigma_T^i \times \varepsilon_T^i} \quad (7)$$

$$SEDTP\beta = 1/N \sum_{i=1}^{i=N} \frac{\sigma_B^i \times \varepsilon_B^i}{\sigma_T^i \times \varepsilon_T^i} \quad (8)$$

که در آن  $\varepsilon_B^i$  و  $\varepsilon_T^i$  به ترتیب میزان کرنش در استخوان و میانه دندان است [۲۲].

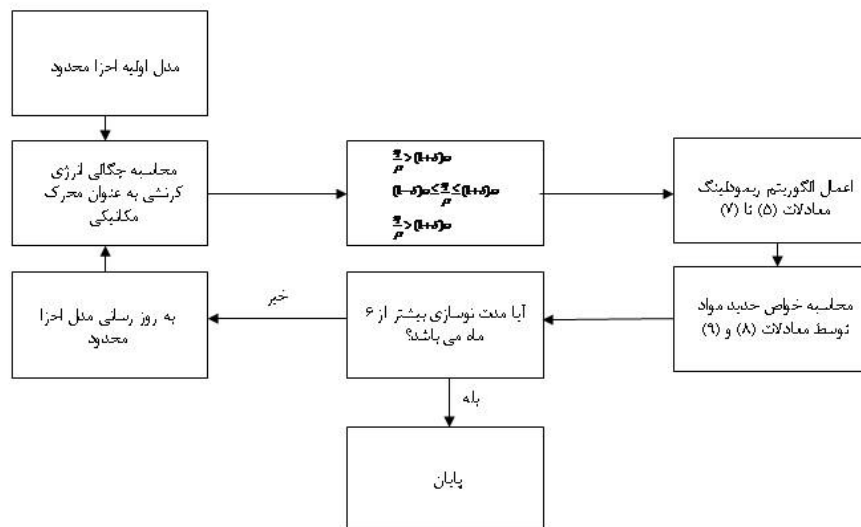
### ۳-۲- الگوریتم نوسازی استخوان

معادلات نوسازی استخوان بر حسب شیوه انتگرال‌گیری اولر پیشرو محاسبه شده‌اند [۴۰، ۷، ۳۵-۴۲] و تغییر چگالی استخوان را به افزایش زمان در سه فاز مختلف مربوط می‌کنند:

انباشت استخوان<sup>۳۰</sup>:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = B \left( \frac{\eta}{\rho} - (1 + \delta)\omega \right) \quad \frac{\eta}{\rho} > (1 + \delta)\omega \quad (9)$$

<sup>30</sup>Bone Formation<sup>31</sup>Bone equilibrium<sup>32</sup>Bone resorption<sup>33</sup>Apparent density



شکل (۴) - جدول جریان الگوریتم تکرار شونده نوسازی استخوان

را نشان می دهد.

### ۳- یافته ها

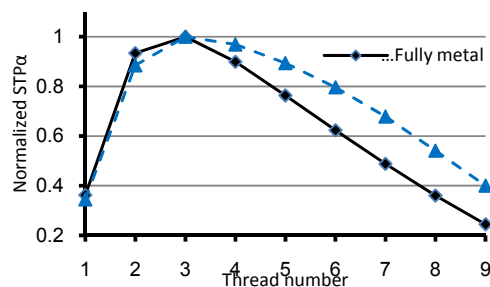
با مقایسه ایمپلنت تمام فلزی از جنس تیتانیوم و ایمپلنت هدفمند Ti-Hap بعد از ۶ ماه نوسازی (شکل ۵) ملاحظه می شود که مقدار پارامترهای  $STP\alpha$  و  $SEDTP\alpha$  مربوط به ایمپلنت با ماده هدفمند در مقایسه با مقادیر مشابه برای ایمپلنت تیتانیومی، به خصوص برای دندانهای انتهایی، به طور قابل ملاحظه ای بیشتر است. لذا استفاده از ماده هدفمند در پیچ های طویل (با تعداد دندانهای زیاد) جهت کاهش اثر سپر تنش، مؤثرتر به نظر می رسد. علاوه بر این، مقدار پارامترها برای ایمپلنت فلزی برای دندانهای مختلف، اختلاف بیشتری با یکدیگر دارند. به عبارت دیگر مقادیر پارامتر  $SEDTP\alpha$  برای ایمپلنت هدفمند توزیع یکنواخت تری دارد. هر چه مقادیر پارامترها برای دندانها به هم نزدیک تر باشد، توزیع تنش و انرژی کرنشی بین دندانها

در مطالعه حاضر، با در نظر گرفتن مقدار  $1 (g/cm^3)^2$  برای ثابت نوسازی B، افزایش زمان معادل یک ماه در نظر گرفته شده است [۳۹،۸،۳]. گستره ناحیه مرده  $\delta^{34}$  برابر ۱۰٪ در نظر گرفته شده است [۵، ۴۱-۴۲]. نوسازی پدیده ای وابسته به مکان است و ثابتها می توانند بر اساس نوع استخوان و مکان متفاوت باشند. مرجع نوسازی  $\omega$  برابر  $0.004 J/g$  در نظر گرفته شده است [۵، ۳۹، ۴۸]. از آنجایی که نگرانی اصلی چگالی نهایی پس از جاگذاری ایمپلنت است، به استخوان اسفنجی و استخوان مترکم به ترتیب چگالی های  $0.9$  و  $1.74 g/cm^3$  نسبت داده شده است [۳۵، ۴۱-۴۲، ۴۶-۴۸]. محاسبات تغییر چگالی استخوان با نرم افزار ANSYS و قابلیت برنامه نویسی APDL آن انجام شده است. در هر مرحله از نوسازی استخوان، بر اساس نتایج مربوط به توزیع چگالی انرژی کرنشی به دست آمده از مرحله قبل، به هر المان خواص مفردی نسبت داده می شود تا ماهیت تابع مکان<sup>۳۵</sup> فرایند نوسازی استخوان به دقت شبیه سازی شود. طول مدت نوسازی نیز برابر ۶ ماه در نظر گرفته شده است [۵]. شکل (۴) الگوریتم نوسازی به کار رفته در این تحقیق

<sup>34</sup>Lazy or dead zone

<sup>35</sup>Site specific

یکنواخت تر بوده که نشان می‌دهد سهم دندانه‌ها در انتقال بار مشابه یکدیگر است.



شکل (۵) - مقایسه اثر پیچ هدفمند و پیچ تیتانیومی بر پارامتر بهنجار شده  $STP\alpha$

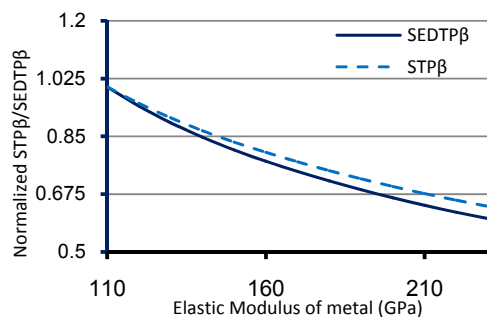
محاسبه تنش فون میز در مرز بین استخوان اسفنجی و پیچ، برای پیچ تیتانیومی و پیچ هدفمند Ti-Hap نشان می‌دهد که تنش بیشینه در مرز پیچ و استخوان اسفنجی برای پیچ هدفمند حدود ۳۲٪ کمتر از مقدار تنش بیشینه در مرز پیچ تیتانیومی است. گروهی از محققان بیان می‌کنند که تنش بیشینه در استخوان برای ایمپلنت دندانی هدفمند Ti-Hap حدود ۲۲٪ کمتر از مقدار متناظر برای پیچ تیتانیومی است [۴۹]. کاهش تنش بیشینه در مرز استخوان و ایمپلنت، شیوه‌ای مؤثر در کاهش خطر موفق نبودن ایمپلنت در اثر جدا شدن مرز<sup>۳۶</sup> است [۵۰]. معیار دیگری که می‌تواند برای اندازه‌گیری پایداری و سفتی ایمپلنت استفاده شود، میزان جابجایی عمودی پیچ است [۵]. برای مقایسه ایمپلنت تمام فلزی و پیچ هدفمند، جابجایی عمودی مرکز گل پیچ نسبت به مبدأ (درست در امتداد محور پیچ و در مرز استخوان اسفنجی) در مدت ۶ ماه محاسبه شد. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که میزان جابجایی پیچ هدفمند حدود ۴٪ کمتر از جابجایی پیچ تیتانیومی است. شایان توجه است که پیچ هدفمند در مقایسه با پیچ تمام فلزی مشابه خود، سفتی کمتری دارد؛ بنابراین تغییر شکل پیچ هدفمند از پیچ فلزی متناظر تحت بار مشابه بیشتر خواهد بود.

در بخش‌های بعدی، اثر مدول الاستیسیته فلز، جزء حجمی هیدروکسی اپتایت، طول و موقعیت قسمت هدفمند پیچ و در نهایت اثر توان ترکیب توزیعی ماده هدفمند بر نوسازی استخوان بررسی می‌شود.

### ۳-۱- اثر مدول الاستیسیته فلز

با افزایش مدول الاستیسیته جزء سفت‌تر ماده هدفمند، از ۱۱۰ GPa (معادل مدول الاستیسیته آلیاژ Ti-6%Al-4%V) به ۲۱۰ GPa (معادل مدول الاستیسیته SS<sup>۳۷</sup>) [۴ و ۲۱]، مقدار پارامترهای  $STP\beta$  و  $SEDTP\beta$  کاهش می‌یابد (شکل ۶). به عبارت دیگر، استفاده از ماده‌ای با مدول الاستیسیته کمتر باعث بهبود مقدار پارامترها می‌شود.

شایان ذکر است که مدول الاستیسیته تیتانیوم خالص<sup>۳۸</sup> برابر ۱۰۳ GPa است و مدول الاستیسیته آلیاژهای آن در گستره وسیعی از ۴۰ GPa (آلیاژ تیتانیوم با سفتی کاهش یافته<sup>۳۹</sup>) تا ۱۲۵ GPa (آلیاژ تیتانیوم Ti-6%Al-5%Zr-0.5%Mo-0.2%Si) متغیر است [۱۴، ۲۱، ۵۲، ۵۳].



شکل (۶) - اثر مدول الاستیسیته جزء فلزی بر پارامترهای بهنجار شده  $SEDTP\beta$  و  $STP\beta$

مطالعات متعددی علت عمده سیر تنش و جذب استخوان در اطراف ایمپلنت را سفتی بیشتر ایمپلنت در مقایسه با سفتی استخوان می‌دانند و بر استفاده از موادی با سفتی مشابه سفتی استخوان تأکید دارند [۵۳-۵۴].

### ۳-۲- اثر جزء حجمی هیدروکسی اپتایت

با افزایش جزء حجمی هیدروکسی اپتایت در ترکیب هدفمند (از مقدار صفر به یک)، مقدار پارامترهای  $STP\beta$  و  $SEDTP\beta$  افزایش می‌یابد (شکل ۷). لازم است ذکر شود که تاکنون مقادیر متنوعی (۴۱-۱۲۱ GPa) برای مدول الاستیسیته Hap گزارش شده

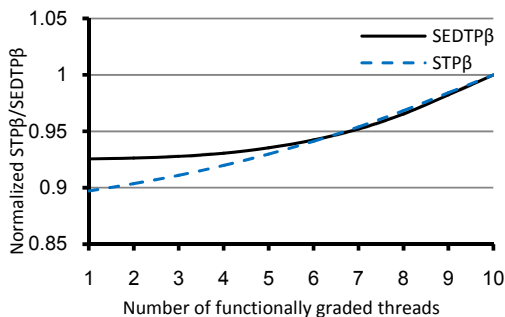
<sup>36</sup>Debonding

<sup>39</sup>Metallurgically treated titanium with a reduced-stiffness

<sup>37</sup>Stainless steel

<sup>38</sup>ASTM grade 1

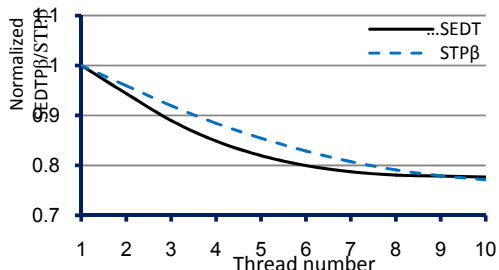




شکل (۸) - اثر طول قسمت هدفمند بر پارامترهای بهنجار شده  $STPB$  و  $SEDTPB$

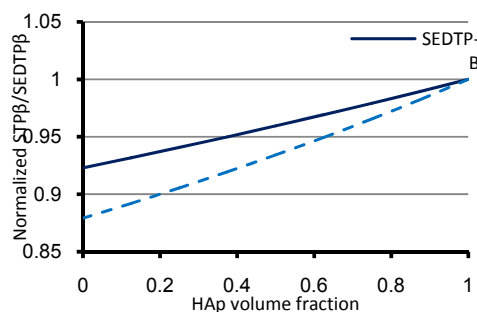
### ۳-۴- اثر موقعیت قسمت هدفمند پیچ

در این تحلیل فقط قسمت محدودی از پیچ دارای ویژگی هدفمند (ناهمگن) است؛ قسمتی از پیچ که بالای آن قرار می‌گیرد، به طور همگن دارای ویژگی جزء سفت‌تر ماده هدفمند (فلز تیتانیوم) است و بخشی از پیچ که زیر قسمت هدفمند قرار می‌گیرد، به طور همگن ویژگی جزء نرم‌تر ماده هدفمند (سرامیک هیدروکسی اپتایت) را دارد. در اینجا فقط یک دندان به صورت هدفمند است. با انتقال این تک دندان هدفمند، از دندان‌های انتهایی به سمت دندان‌های ابتدایی (نزدیک به گل پیچ)، پارامترهای  $STPB$  و  $SEDTPB$  افزایش می‌یابند. بدین صورت که هر چه تک دندان به ابتدای پیچ نزدیک‌تر باشد، پارامترها مقادیر بزرگتری را نشان می‌دهند (شکل ۹). این موضوع نشانه این است که دندان‌های ابتدایی نقش مهم‌تری در انتقال بار دارند. مطالعات متعددی بر اهمیت دندان‌های ابتدایی، به خصوص سه دندان ابتدایی، تأکید کرده‌اند [۲۹، ۵۸-۵۶]؛ لذا در صورتی که پیچ به صورت جزئی به شکل هدفمند ساخته شود، بهتر است قسمت هدفمند در ابتدای پیچ قرار گیرد.



شکل (۹) - اثر موقعیت تک دندان هدفمند بر پارامترهای بهنجار شده  $SEDTPB$  و  $STPB$

است [۵۴]. در این مطالعه مقدار میانگین 80GPa برای مدول الاستیسته Hap در نظر گرفته شده است. مطالعات پیشین نشان می‌دهد شکل‌گیری بافت استخوانی در قسمت‌هایی از ایمپلنت که از هیدروکسی اپتایت غنی‌تر بوده، بیشتر است و به عبارت دیگر هیدروکسی اپتایت شکل‌گیری استخوان را در مرز ایمپلنت - استخوان افزایش می‌دهد [۱۱، ۱۲].



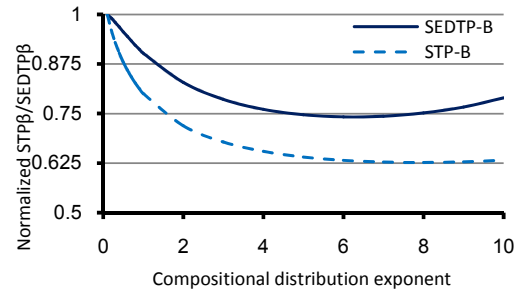
شکل (۷) - اثر جزء حجمی ماده هدفمند بر پارامترهای بهنجار شده  $SEDTPB$  و  $STPB$

### ۳-۳- اثر طول قسمت هدفمند پیچ

برای بررسی اثر طول قسمت هدفمند پیچ، قسمتی از انتهای پیچ به صورت هدفمند مدلسازی می‌شود و باقی پیچ دارای ویژگی همگن (خواص تیتانیوم) است. هرچه طول قسمت هدفمند پیچ بیشتر باشد، مقدار پارامترهای  $STPB$  و  $SEDTPB$  بیشتر خواهد بود (شکل ۸). مقدار طول قسمت هدفمند، از نوک پیچ محاسبه شده است. محور افقی نمودار، تعداد دندان‌هایی را نشان می‌دهد که به صورت هدفمند مدلسازی شده‌اند (تعداد کل دندان‌ها ثابت و برابر ۱۰ است). با افزایش تعداد دندان‌هایی که به صورت هدفمند مدلسازی شده‌اند، مقدار پارامترها بهبود می‌یابد و نشان می‌دهد کارایی پیچی که تمام دندان‌های آن به صورت هدفمند ساخته شده بهتر از کارایی پیچی است که به صورت جزئی هدفمند است. صحت این یافته لازم است با مطالعات بالینی و یا آزمایشگاهی بیشتری بررسی شود.

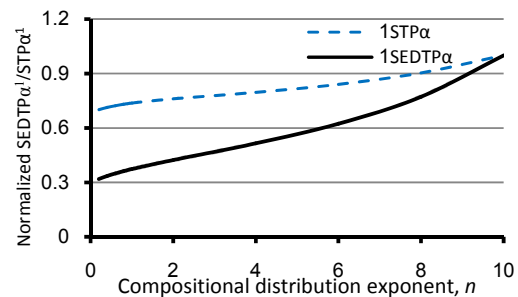
۳-۵- اثر توان توزیع ترکیبی  $n$ 

همانطور که در شکل (۱۰) ملاحظه می‌شود، به طور کلی با افزایش مقدار توان توزیع ترکیبی در معادله (۱)، مقدار پارامترهای  $STP\beta$  و  $SEDTP\beta$  افزایش می‌یابد. به عبارت دیگر پیچ با توان ترکیب توزیعی کوچک میزان انتقال بار را افزایش می‌دهد؛ ولی به علت کاهش سختی و تنش بیشینه کششی ایمپلنت، الزاماً مناسب‌ترین گزینه نخواهد بود.



شکل (۱۰)- اثر توان ترکیب توزیعی،  $n$  بر پارامترهای بهنجار شده  $SEDTP\beta$  و  $STP\beta$

اثر توان ترکیب توزیعی ( $n$ )، بر پارامترهای  $STP\alpha$  و  $SEDTP\alpha$  مربوط به دندان اول در شکل (۱۱) نشان داده شده است. همان گونه که ملاحظه می‌شود با افزایش توان ترکیب توزیعی ( $n$ )، مقدار پارامترهای  $STP\alpha$  و  $SEDTP\alpha$  افزایش می‌یابد. به عبارت دیگر، کاهش توان ترکیب توزیعی ( $n$ )، (ایمپلنت با ترکیب غنی‌تر از سرامیک) باعث کاهش نقش بحرانی دندان اول در انتقال بار [۵۶-۵۸] می‌شود.



شکل (۱۱)- اثر توان ترکیب توزیعی،  $n$  بر روی پارامترهای بهنجار شده  $SEDTP\alpha$  و  $STP\alpha$  مربوط به دندان اول

## ۴- نتیجه‌گیری و جمع‌بندی

در این تحقیق مدلی دو بعدی از استخوان و پیچ هدفمند به کمک نرم‌افزار اجزای محدود ایجاد شد. با تعریف دو پارامتر  $STP$  و  $SEDTP$  که به ترتیب نسبت انتقال تنش و چگالی انرژی کرنشی را از پیچ به استخوان نشان می‌دهند؛ تأثیر پارامترهای پیچ هدفمند بر انتقال بار بین پیچ و استخوان، به صورت کمی بررسی شد. نتایج این مطالعه نشان داد که استفاده از پیچ هدفمند در مقایسه با پیچ فلزی، عمر پیچ و موفقیت بالینی را در دراز مدت افزایش می‌دهد (شکل ۵). بعلاوه کاهش مدول الاستیسیته جزء فلزی و جزء حجمی سرامیک، عملکرد پیچ را در انتقال بار به استخوان بهبود می‌بخشد (شکل های ۶ و ۷). برای پیچ‌هایی که به طور جزئی به صورت هدفمند مدلسازی شده‌اند، افزایش طول قسمت هدفمند و سوق دادن این قسمت به سمت ابتدای پیچ، انتقال بار را از پیچ به استخوان افزایش می‌دهد؛ لذا اثر محروم‌سازی از تنش را کم می‌کند (شکل های ۸ و ۹). استفاده از ترکیب هدفمند با توان ترکیب توزیعی کوچک‌تر، یعنی غنی‌تر شدن ترکیب ماده هدفمند از سرامیک، باعث انتقال بهتر بار از پیچ به استخوان می‌شود (شکل ۱۰). به طور خلاصه تأکید می‌شود که ایمپلنت هدفمند Ti-Hap از نظر ویژگی‌های مکانیکی ماده‌ای مناسب برای استفاده در جایگزینی‌های بافت سخت است. این ماده، مزیت ایمپلنت‌های با پوشش Hap را نیز دارد، بدون آنکه عیب آنها را در جدایی مرز پوشش و ایمپلنت داشته باشد.

## مراجع

- [1] Andakhshideh A., Tahani M., Maleki S., Aghdam M.M., Linear and Non-linear Analysis of Functionally Graded Plates Using Generalized Differential Quadrature Method; 2nd ECCOMAS Thematic Conference on the Mechanical Response of Composites. 2009; Imperial College London, UK.
- [2] Maleki S., Static Analysis of Functionally Graded Cylindrical Panel with the GDQ Method; PhD Thesis, 2006; Amir Kabir University of Technology. Tehran, Iran.

- [17] Gao D.Y., Ogden R.W., *Advances in Mechanics and Mathematics*; Springer, 2003; 2.
- [18] Nemat-Alla M., Reduction of thermal stresses by composition optimization of two - dimensional functionally graded materials; *Acta Mechanica*, 2009; 207:147-161.
- [19] Kingery W.D., Bowen H., Uhlmann D.R., *Introduction of ceramics*; New York: John Wiley & Sons, 1976.
- [20] Kerner E.H., The elastic and thermo-elastic properties of composite media; *Proc Phys Soc Lond B*, 1956.
- [21] Gefen A., Optimizing the Biomechanical Compatibility of Orthopedic Screws for Bone Fracture Fixation; *Medical Engineering & Physics*, 2002; 24: 337-347.
- [22] Haase K., *Finite Element Analysis of Orthopaedic Plates and Screws to Reduce the Effects of Stress Shielding*; MS Thesis, University of Ottawa, Ottawa, 2010; Canada.
- [23] Kido H., Schulz E., Kumar A., Lozada J., Saha S., Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance; *J Oral Implantol*, 1997; 23:163-169.
- [24] Wu X., Deng F., Wang Z., Zhihe Z., Wang J., Biomechanical and histomorphometric analyses of the osseointegration of microscrews with different surgical techniques in beagle dogs; *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2008;106: 644-650
- [25] Skoglund B., Holmertz J., Aspenberg P., Systemic and local ibandronate enhance screw fixation; *Journal of Orthopaedic Research*, 1996; 22: 1108-1113
- [26] Shelton J.C., Loukota R.A., Pull-out strength of screw from cortical bone in maxilla-facial region; *Journal of material science: material medicine*, 1996; 7: 231-235.
- [27] Kwok A.W.L., Finkelstein J.A., Woodside T., Hearn T.C., Hu R.W., Insertional torque and pull-out strengths of conical and cylindrical pedicle screws in cadaveric bone; *Spine*, 1996; 21: 2429-2434.
- [28] Chao J., Pena C., Failure analysis of zinc-plated self-drilling screws used to assemble metallic grille panels on a building façade; *Engineering Failure Analysis*, 2008; 15: 958- 969.
- [29] Zhang Q.H., Tan S.H., Chou S.M., Investigation Of Fixation Screw Pull-Out Strength On Human Spine; *Journal Of Biomechanics*, 2004; 37: 479-485.
- [30] Shuib S., Ridzwan M.I.Z., Mohamad Ibrahim M.N., Tan C.J., Analysis of Orthopedic Screws for Bone Fracture Fixations with Finite Element Method; *Journal of Applied Science*, 2007; 7(13):1748-1754.
- [31] Chazistergos P., Ferentinos G., Magnissalis E.A., Kourkoulis S.K., Investigation of the Behaviour of the Pedicle Screw – Vertebral Bone Complex, When Subjected to Pure Pull - Out Loads; *Internal ANSYS conference*, 2006; USA.
- [32] Zanetti E.M., Salaorno M., Grasso G., Audenino A.L., Parametric Analysis of Orthopedic Screws in
- [3] Tahani M., Anbarsouz M., "Effect of Functionally Graded Materials on Maximum Stress at the Bone-Implant Interface in Dental Implants; 15th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME2008), 2009.
- [4] Watari F., Yokoyama A., Omori M., Hirai T., Kondo H., Uo M., Kawasaki T., *Biocompatibility of Materials and Development to Functionally Graded Implant for Bio-Medical Application*; *Composites Science and Technology*, 2004; 64: 893-908.
- [5] Lin D., Li Q, Li W., Zhou S., Swain M.V., Design Optimization of Functionally Graded Dental Implant for Bone Remodeling; *Composites*, 2009; 40: 668-675.
- [6] PourAkbar S., Jamilpour N., Rouhi G., Carbon nanotubes in bone tissue engineering; *Biomedical Engineering* (edited by: Carlos Alexandre Barros de Mello), ISBN: 978-953-307-013-1, INTECH, 2009.
- [7] Hedia H.S., "Design of Functionally Graded Dental Implant in the Presence of Cancellous Bone; Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com), 2004; DOI: 10.1002/jbm.b.30275.
- [8] Pompe W., Gelinsky M., Hofinger I., Knepper-Nicolai B., *Functionally Graded Collagen-Hydroxyapatite Aterials for Bone Replacement*; *Ceramic Transactions*, 2001; 114: 65-72.
- [9] Gonzalez C.D., *Propabilistic Finite Element of Analysis of the Uncemented Total Hip Replacement*; PhD Thesis, University of Southampton, Southampton, 2009; England.
- [10] Coco S.K., *A Mechanical and Histological Study of Functionally Graded Hydroxyapatite Implant Coatings*; Master Thesis, University of Tennessee. USA, 2008.
- [11] Chu C., Xue X., Zhu J., Yin Z., In Vivo Study on Biocompatibility and Bonding Strength of Ti/Ti-20 vol.% HA/Ti-40 vol.% HA Functionally Graded Biomaterial with Bone Tissues in the Rabbit; *Materials Science and Engineering A*, 2006; 429: 18-24.
- [12] Ye H., Liu X.Y., Hong H., Characterization of Sintered Titanium/Hydroxyapatite Biocomposite using FTIR Spectroscopy; *Journal of Materials Science. Materials in Medicine.*, 2009; 20: 843-850.
- [13] Saulo M., *Development of Musculoskeletal Models for the Design and the Pre-Clinical Validation of Hip Resurfacing Prosthesis*; MS Thesis, University of Bologna, Bologna, 2008; Italy.
- [14] Gefen A., *Computational Simulations of Stress Shielding and Bone Resorption Around Existing and Computer-Designed Orthopaedic Screws*; *Medical & Biological Engineering& Computing.*, 2002; 40: 311-322.
- [15] Murin J., Kutiis V., *An Effective Solution of the Composite (FGM's) Beam Structures*; *EngineeringMechanics*, 2008; 15(2): 115-132.
- [16] Lee J.C., Park J.H., Ryu S.H., Hong H.J., Hyung Riu D., Ahn S.H., Lee C.S., Reduction of Functionally Graded Material Layers for Si3N4-Al2O3 System Using Three-Dimensional Finite Element Modeling; 2008; 49: 829-834.

- [46] He G., Xinghua Z., The Numerical Simulation Of Osteophyte Formation On The Edge Of The Vertebral Body Using Quantitative Bone Remodeling Theory; *Joint Bone Spine*, 2006; 73: 95-101.
- [47] Li J., Li H., Shi L., Fok A.S., Ucer C., Devlin H., Horner K., Silikas N., A Mathematical Model For Simulating The Bone Remodeling Process Under Mechanical Stimulus; *Dental Materials*, 2007; 2:1073-1078.
- [48] Van Staden R.C., Guan H., Loo Y.C., Application of Finite Element Method in Dental Implant Research; *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, 2006; 9(4): 257-270.
- [49] Collings E.W., The Physical Metallurgy of Titanium Alloys; ASM Series in Metal Processing. Gegel HL, editor, 1984; American Society for Metals, Cleveland, Metals Park, OH, USA.
- [50] Kevin L., Ong, Day J.S., Kurtz S.M., Field R.E., Manley M.T., Role of Surgical Position on Interface Stress and Initial Bone Remodeling Stimulus around Hip Resurfacing Arthroplasty; *The Journal of Arthroplasty*, 2009; 24 (7): 1137-1341.
- [51] Duncan R.M., Hanson B.H., The Selection and Use of Titanium; British Standards Institution, Council of Engineering Institutions, Design Council. Oxford University Press for the Design Council, 1980; the British Standards Institution and the Council of Engineering Institutions, 42 pages.
- [52] Katoozian H., Davy D.T., Arshi A., Saadati U., Material Optimization of Femoral Component of Total Hip Prosthesis Using Fiber Reinforced Polymeric Composites; *Medical Engineering & Physics*, 2001; 23(7): 505-511.
- [53] Lakes R., Composite Biomaterials; The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: 2000; CRC Press LLC.
- [54] Chenglin C., Jingchuan Z., Zhongda Y., Shidong W., Hydroxyapatite-Ti Functionally Graded Biomaterial Fabricated by Powder Metallurgy; *Materials Science and Engineering*, 1999; A271: 95-100
- [55] Eraslan O., Inanand O., The Effect of Thread Design on Stress Distribution in a Solid Screw Implant: A 3D Finite Element Analysis; *Clinical Oral Investigation*, 2010; 14: 411-416.
- [56] Misch C.E., Dietsch-Misch F., Hoar J., Beck D.G., Hazen R., Misch C.M., A Bone Quality-Based Implant System: First Year Of Prosthetic Loading; *Journal of Oral Implantology*, 1999; 15(3): 185-197.
- [57] Shelton J.C., Loukota R.A., Pull-out strength of screw from cortical bone in maxilla-facial region; *Journal of material science: material medicine*, 1996; 7: 231-235.
- [58] Chu C., Zhu J., Yin Z., Lin P., Structure Optimization and Properties of Hydroxyapatite-Ti Symmetrical Functionally Graded Biomaterial; *Materials Science and Engineering*, 2001; A316: 205-210.
- Relation to Bone Density; *The Open Medical Informatics Journal*, 2009; 3:19-26.
- [33] Haase K., Rouhi G., FE analysis of Mechanical Stimuli Transfer Between Orthopaedic Screws and Surrounding Bone: a Possible Method for Predicting Stress Shielding in Relation to Implant Geometry and Material Properties; 16th Biennial Conference for the Canadian Society of Biomechanics, 2010; Kingston.
- [34] Lin C.L., Lin Y.H., Chen A.C.Y., Buttressing angle of the double-plating fixation of a distal radius fracture: a finite element study; *Med Bio Eng Comput*, 2006; 44: 665-673.
- [35] Lin C.L., Lin Y.H., Chang S.H., Multi-Factorial Analysis of Variables Influencing the Bone Loss of an Implant Placed in the Maxilla: Prediction Using FEA and SED Bone Remodeling Algorithm; *Journal of Biomechanics*, 2010; 43: 644-651.
- [36] Huiskes R., Weinans H., Van Rietbergen B., The Relationship Between Stress Shielding and Bone Resorption Around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials; *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992; 274: 124-134.
- [37] Huiskes R., Ruinerman R., van Lenthe G.H., Janssen J.D., Effects of Mechanical Forces on Maintenance and Adaptation of Form in Trabecular Bone; *Nature*, 2000; 405: 704-706.
- [38] Vahdati A., Rouhi G., Ghalichi F., Tahani M., Mechanically Induced Trabecular Bone Remodeling Including Cellular Accommodation Effect: a Computer Simulation; *Canadian Society for Mechanical Engineering Transactions*, 2008; 32 (3-4): 371- 382.
- [39] Weinans H., Huiskes R., Grootenboer H.J., The Behavior of Adaptive Bone- Remodeling Simulation-Models; *Journal of Biomechanics*, 1992; 25 (12): 1425- 1441.
- [40] Lin D., Li W., Li Q., Swain M.V., Dental Implant Induced Bone Remodelling and Associated Algorithms; *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, 2008; 2: 410-432.
- [41] Lin D., Li W., Li Q., Duckmanton N., Swain M., Mandibular Bone Remodeling Induced By Dental Implant; *Journal of Biomechanics*, 2010; 43(2): 287-293.
- [42] Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R., Critical Evaluation of Known Bone Material Properties to Realize Anisotropic Fe-Simulation of the Proximal Femur; *Journal of Biomechanics*, 2000; 33: 1325-1330.
- [43] Troy K.L., Grabiner M.D., Off-Axis Loads Cause Failure Of The Distal Radius At Lower Magnitudes Than Axial Loads: A Finite Element Analysis; *Journal of Biomechanics*, 2007; 40(8): 1670-1675.
- [44] Miller Z., Fuchs M.B., Arcan M., Trabecular Bone Adaptation With an Orthotropic Material Model; *Journal of Biomechanics*, 2002; 35: 247-256
- [45] Malmqvist J.P., Sennerby L., Clinical Report on the Success of 47 Consecutively Placed Core-Vent Implants Followed from 3 Months to 4 Years; *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1990; 5: 53-60.