

بهینه سازی محل استقرار مفصل مصنوعی ران بر اساس کاهش ماکزیمم تنش ون میزر

سیامک نجاریان
دانشیار

حامد هادی پور جمالی
کارشناسی ارشد

دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

حمید رضا کاتوزیان
استادیار

دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه شهید بهشتی

چکیده

عمل جایگزینی مفصل مصنوعی ران برای آسیب دیدگی های غیر قابل درمان سر فمور و شکستگی های فمور که در آن ها استفاده از تثبیت کننده های داخلی جوابگو نبوده و یا ممکن نیست به کار می رود. این عمل از عملهای شایع در ارتوپدی می باشد که تاکنون تحقیقات زیادی بر روی آن صورت گرفته است. از جمله این تحقیقات می توان به بهبود شرایط عمل، تحقیق در نوع جایگذاری (سیمانی و غیر سیمانی)، بهینه سازی مواد به کار رفته در مفصل مصنوعی و سیمان، و بالاخره بهینه سازی شکل هندسی ایمپلنت اشاره کرد. در ادامه این تحقیقات، این مطالعه به منظور بهینه سازی محل قرار گیری مفصل مصنوعی ران به منظور کاهش تنشهای ناشی از نیرو تعریف گردید. در این تحقیق، ابتدا برنامه ای نوشته شده است که استخوان ران و ایمپلنت قرار گرفته در آن را با المان محدود مدل می کند. این عمل برای موقعیتهای مختلف قرار گیری مفصل مصنوعی در داخل استخوان ران تکرار می شود. در هر مدل نیروهای وارد بر مفصل ران، داخلی (ماهیجه ای) و خارجی (وزن)، در نظر گرفته شده و در آخر مدلهای به دست آمده توسط نرم افزار NISA تحلیل شده است.

کلمات کلیدی

استخوان ران، مفصل ران، مفصل مصنوعی ران (ایمپلنت)، المان محدود، بهینه سازی، معیار تنش ون میزر.

Optimization of Hip Joint Replacement Location to Decrease Maximum Von Mises Stress

H. Pourjamali

Biomedical Engineer

Faculty of Medical Engineering
Amirkabir University

S. Najarian

Associate Professor

Faculty of Medical Engineering
Amirkabir University

H.R. Katoozian

Assistant Professor

Faculty of Medical Engineering, Shahid Beheshti University

Abstract

Hip replacement is used for inoperable femur head injuries and femur fractures where internal fixation can not be used. This operation is one of the most common orthopedic operations that many research have been done about it. Among these we can mention implant and cement materias and composites optimization and also implant shape optimization.

This study was designed to optimize artificial hip joint position (placement) to decrease maximal von miseses stress. First, a model of femur and implant were made and then a computer program was written with the ability to change the position of implant through an acceptable range in the femur. In each of these positions, the program simulated femur and implant according to finite element method and made, applied forces were weight and muscle traction.

Our finidings show that a small deviation of the implant from femur bone center causes a considerable decrease in von miseses stress that consequently results in longer maintainance of the implant.

Keyword

Femur, Hip Joint, Implant, Finite Element, Optimization, Von Mises Stress,

آن یا متمرکز در نظر گرفتن آن به صورت گسسته در می آورند و قیود حرکتی را هم در نقاط گسسته شده مرزها اعمال می کنند. در این مطالعه از المانهای شش وجهی هشت گره ای و المان های پنج وجهی شش گره ای درجه یک (Norder 1) و نرم افزار NISA (ویرایش ۱۹۹۱ NISA II) استفاده شده است.

روش کار

مدلسازی ساختار هندسی: برای نوشتن برنامه ای که بتواند مکانهای مختلف قرار گیری ایمپلنت را در استخوان ران برای استفاده از نرم افزار NISA II بسازد، نیازمند به یک شکل همگن و ساده شده از استخوان و ایمپلنت هستیم.

مشخصات مدل طراحی شده به صورت زیر می باشد:

ایمپلنت مصنوعی: ایمپلنت مصنوعی به استوانه توپر به ارتفاع ۱۴/۲۵ سانتیمتر و قطر ۲ سانتیمتر مدل شده است و در بالاترین سطح آن، نیروها اعمال می شود (شکل ۱).

سیمان: سیمان به صورت یک لایه با ضخامت یک سانتی متر در اطراف ایمپلنت مصنوعی و یک لایه به ضخامت ۱/۵ سانتیمتر در زیر ایمپلنت می باشد که در مدل به صورت یک استوانه تو خالی ته بسته به ضخامت یک سانتیمتر می باشد که ایمپلنت در درون آن قرار می گیرد و ۲/۲۵ سانتیمتر از بالای ایمپلنت در خارج از سیمان می باشد. در نتیجه ارتفاع سیمان از کف برابر ۱۳/۵ سانتیمتر است (شکل ۲).

استخوان ران: استخوان ران نیز به صورت یک استوانه تو خالی که اطراف سیمان را فراگرفته، مدل شده است. ضخامت آن ۰/۷۵ سانتیمتر می باشد. از آنجا که پایین ترین سطح استخوان باید ثابت شود (اعمال شرایط مرزی سینماتیک) برای جلوگیری از تمرکز تنش، استخوان ران از ۴/۵ سانتیمتر پایین تر از سطح شروع سیمان مدل شده و از آنجا تا ارتفاع ۱۸ سانتیمتر به بالا ادامه داده شده است تا جایی که با سیمان هم سطح شود. در حقیقت از این ارتفاع به میزان $۱۳/۵ = ۱۸ - ۴/۵$ سانتیمتر توسط سیمان و ایمپلنت پر شده است (در داخل استخوان) (شکل ۳).



شکل (۱) نمای ایزو متریک ایمپلنت مصنوعی مدل شده.

استخوان ران بدلیل تحمل وزن، قویترین و محکمترین استخوان بدن است. وزن اندام فوقانی از طریق مفصل ران به این استخوان منتقل می شود. این مفصل از لحاظ مکانیکی یک مفصل کاسه ساچمه ای می باشد. همانند دیگر اجزای بدن این عضو نیز در طول زندگی ممکن است دچار آسیب ها و یا شکستگی های مختلفی گردد. برای درمان از روشهای مختلفی استفاده می شود. از آنجمله می توان به استفاده از تثبیت کننده های داخلی و خارجی و عمل جایگزینی مفصل مصنوعی ران اشاره کرد. عمل جایگزینی مفصل مصنوعی ران برای آسیب دیدگی های غیر قابل درمان سر فمور و شکستگی های فمور شامل شکستگی گردن فمور یا شکستگی تروکانتریک که در درمان آنها استفاده از تثبیت کننده های داخلی جوابگو نبوده و یا به علت گستردگی شکستگی غیر ممکن است، به کار می رود. این عمل از جمله عملهای معمول در جراحی های ارتوپدی می باشد که از سال ها پیش آغاز گردیده و هم اکنون پیشرفتهای قابل توجهی پیدا کرده است. در موفقیت آمیز بودن این عمل شاخص های بسیاری موثر هستند که تاکنون به بسیاری از آنها پرداخته شده و تحقیقات در این زمینه ها همچنان ادامه دارد. بهینه سازی شکل هندسی مفصل مصنوعی، بهینه سازی مواد به کار برده شده در آن و تحقیق در مورد نوع عمل (سیمانی و غیر سیمانی) از جمله تلاشهایی است که انجام شده و یا در حال بررسی است. یکی دیگر از این شاخص ها، محل قرار گیری تنه مفصل مصنوعی در داخل استخوان ران می باشد [۲ و ۱]. جراح می تواند در یک محدوده مشخص تنه مفصل را در داخل استخوان ران جای دهد. در نتیجه می توان محل جایگذاری را برای اهداف مختلف بهینه کرد.

تمام مطالعاتی که به نوعی با تحلیل نقش سیستم جایگذاری کامل مفصل هیپ در ارتباط بوده اند، از روش المان محدود نرم افزار های کامپیوتری استفاده کرده اند [۳]. قابلیت اعتماد به جوابهای به دست آمده از این طریق برای سیستم فمور و پروتز آن توسط Aslan و Akay اثبات شده است [۴]. در روش المان محدود چنین فرض می شود که ناحیه حل از تجمع بسیاری از زیر ناحیه های ریز و به هم پیوسته تشکیل شده باشد که آنها را المان های محدود می نامند. در هر قطعه یا المان، یک حل راحت و ساده فرض شده و شرایط تعادل کلی ساختار به دست می آید. برقراری این شرایط منجر به یک حل تقریبی برای تغییر مکانها و تنش ها خواهد شد. براساس روش عددی المان محدود برای تحلیل تنش یک سیستم مکانیکی باید هندسه، بارها و قیود را داشته باشیم که بار را معمولاً با تقریب زدن یک توزیع مناسب در نقاط مختلف برای

در جهت محیطی، المانها با زاویه ۱۸ درجه از هم جدا شده اند. نحوه تغییر مکان ایمپلنت در استخوان: در جسم اول محور ایمپلنت و محور استخوان ران یکی می باشند (هم مرکز) و برنامه فرترن نوشته شده ابتدا از پایین ترین سطح (انتهای ثابت استخوان) تا سر ایمپلنت شروع به ساخت گره می کند. سپس دوباره از پایین به بالا المانها را تشکیل می دهد و در حین تشکیل دادن المانها نوع المان (شش وجهی یا پنج وجهی بودن آن) و ماده آن (ایمپلنت، سیمان و استخوان) را مشخص می کند. سپس برای جسم بعد برنامه محور ایمپلنت را نسبت به محور استخوان ران در راستای شعاع به میزان یک میلی متر جابجا می کند. در این حالت زاویه بین محور X و خط واصل بین مراکز محورهای ایمپلنت و استخوان ران صفر می باشد. در جسم سوم برنامه با حفظ فاصله یک میلی متری میان محورهای ایمپلنت و استخوان ران، ایمپلنت را حول محور ران به اندازه ۳۰ درجه چرخانده و دوباره به ساخت گره و المان می پردازد. چرخش ایمپلنت حول محور استخوان ران تا ایجاد زاویه ۳۳۰ درجه ادامه دارد و پس از هر ۳۰ درجه یک جسم نوساخته می شود. پس از رسیدن به زاویه ۳۳۰ درجه فاصله میان دو محور را به ۲ میلی متر افزایش داده و مانند بالا عمل چرخش را دوباره انجام می دهد. مراحل فوق تا رسیدن فاصله میان دو محور به ۸ میلی متر ادامه دارد. در تمام اجسام بالا، المانهای استخوان و ایمپلنت از لحاظ ابعاد هندسی ثابت باقی می مانند، ولی المانهای سیمانی در راستای شعاع، کاهش و یا افزایش می یابد. در حقیقت با حرکت ایمپلنت در داخل استخوان ران، ضخامت لایه سیمانی اطراف ایمپلنت در یک سمت کاهش و در سمت مخالف افزایش می یابد (شکل ۵). هر جسم ساخته شده توسط برنامه دارای ۴۹۲۲ گره و ۴۵۶۰ المان می باشد. کل اجسام ساخته شده ۹۷ عدد است. ارقام ذکر شده با توجه به ابعاد هندسی هر جسم و ابعاد داده شده برای هر المان قابل محاسبه است.

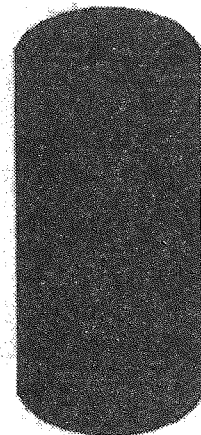
بارگذاری و شرایط مرزی سینماتیک: در این مطالعه ما نیروهای وارد بر هیپ را از مرجع [۵] گرفته ایم (شکل ۴). این بارگذاری را کوتزار (Kotzar) و همکارانش پیدا کرده اند و به صورت نسبت سه مؤلفه به نیروی عمل کننده از جلو به عقب گزارش شده است. این نسبت ها به صورت زیر می باشد:

$$F_x = -1.4 \text{ مدیولترال}$$

$$F_y = 1.0 \text{ نیروی آنتروپوستریور}$$

$$F_z = -4.8 \text{ نیروی محوری}$$

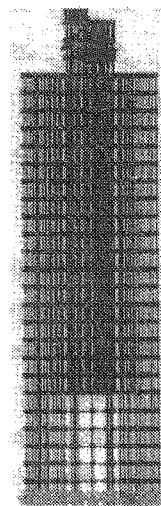
در مطالعات نیروی $F_y = 1000 \text{ N}$ در نظر گرفته شده و بقیه را بر اساس آن حساب می کنند [۵]. اما از آنجا که در مدل، گردن ایمپلنت نسبت به تنه آن دارای



شکل (۲) نمای ایزومتریک سیمان.



شکل (۳) نمای ایزومتریک استخوان ران.



شکل (۴) نمای جانبی ایمپلنت و استخوان ران همراه با شرایط مرزی.

خصوصیات کلی: در تمام جسم مدل شده المانها به دو صورت شش وجهی (مکعب مستطیل) و پنج وجهی (گوه) می باشند. اندازه تقسیمات از این قرار است: در راستای شعاع هر المان ۲/۵ میلی متر طول دارد، در راستای محور عمودی تقسیمات ۷/۵ میلیمتری می باشد و

استفاده از جنس آلیاژهای کروم - کبالت و آلیاژهای تیتانیوم می باشد. [۷، ۶ و ۵]. این مواد از خواص زیست سازگی بسیار مطلوبی برخوردار بوده و پایداری خوبی در محیط کارشان دارند [۵]. با دقت کاملاً مناسبی می توان آنها را مواد همگن، الاستیک خطی و ایزوتروپیک در نظر گرفت. در این مطالعه از آلیاژ کروم - کبالت که سفتی بیشتری دارد، به عنوان پروتز فلزی استفاده شده است. ضریب الاستیک E و ضریب پواسون ν برای آلیاژهای کروم - کبالت را می توان بر اساس میانگین داده های موجود در مقالات به صورت زیر در نظر گرفت [۵]:

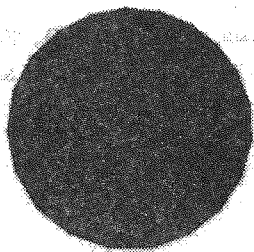
$$E=200,000 \text{ MPa} \quad \nu=0.3 \text{ کبالت - کروم آلیاژ}$$

سیمان اکریلیک: خواص سیمان پلی متیل متاکریلات (PMMA) تا حدودی در بین تولید کننده های مختلف تغییر می کند. با وجود آنکه سیمان اکریلیک تا حدودی خواص ویسکوالاستیک دارد، با دقت خوبی می توان آن را یک ماده ایزوتروپیک، همگن و الاستیک خطی فرض کرد. مقادیر خواص الاستیک مورد استفاده در این مطالعه عبارتند از

$$E=2,000 \text{ MPa} \quad \nu=0.3: [۷]$$

استخوان: به طور کلی استخوان فشرده یک ماده غیر ایزوتروپیک، غیر همگن و بسیار پیچیده و چند فازي است، بدین معنی که خواص مکانیکی آن در جهت ها و مکانهای مختلف، متفاوت است. [۵ و ۸].

در سال ۱۹۸۴ کوین (Cowin) نشان داد که تغییرات ضرایب الاستیک استخوان فشرده در مناطق مختلف فمور بسیار خفیف است [۸]. پس به راحتی می توان آن را همگن فرض کرد. استخوان فشرده خواص ویسکوالاستیک هم دارد اما در سال ۱۹۷۳ پاو (Pugh) آزمایشاتی را در این باره انجام داد و نشان داد که برای ارزیابی عملی پاسخ استخوان می توان آن را یک ماده الاستیک محض در نظر گرفت [۸]. با توجه به توضیحات بالا و بررسی نتایج ارائه شده در مورد این خواص به این نتیجه می رسیم که نمی توان با اطمینان عدد خاصی را به این خواص نسبت داد، ولی اعداد زیر میانگین نتایج بسیاری از محققین است [۵ و ۸]: $\nu=0.3$ و $E=20,000 \text{ MPa}$



شکل (۵) نمای فوقانی ایمپلنت مدل شده در استخوان با موقعیت $d=3 \text{ mm}$ و $\theta=60^\circ$.

انحراف نیست و راستای گردن و تنه با هم یکی هستند (محور عمودی)، با انتقال نیروها از گردن در حالت زاویه دار به سر ایمپلنت مدل شده (یا گردن در حالت بدون زاویه با راستای تنه ایمپلنت) مجبور به اعمال ممان حاصل از این انتقال هستیم. داریم:

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} = \vec{r} \times (F_x \vec{i} + F_y \vec{j} + F_z \vec{k})$$

$$\vec{F} = -1400\vec{i} + 1000\vec{j} - 4800\vec{k}$$

بردار \vec{r} نیز با توجه به شکل ۶ قابل محاسبه است.

نقطه نوک ایمپلنت مدل شده (با استفاده از مختصات

$$\text{محلی}) A=(0,0,z)$$

$$B=(R \sin\phi \cos\theta, R \sin\phi \sin\theta, R \cos\phi)$$

بردار مکان \vec{r} از نقطه A به B

$$\vec{r} = B - A = R \sin\phi \cos\theta \vec{i} + R \sin\phi \sin\theta \vec{j} + (R \cos\phi - z) \vec{k}$$

در روابط فوق

$$\theta = \text{میزان گردش سر فمور حول محور راستای استخوان ران،}$$

۱۵ درجه

$$\phi = \text{زاویه میان امتداد گردن فمور و امتداد استخوان ران،}$$

۶۰ درجه

$$R = \text{طول گردن فمور، } ۲۲ \text{ میلی متر}$$

$$Z = \text{ارتفاع ایمپلنت خارج از سیمان در مدل، } ۲۲ \text{ میلی متری باشد.}$$

در نتیجه ممان به صورت زیر محاسبه می شود:

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} = [0.22 \sin 60 \cos 15 \vec{i} + 0.22 \sin 60 \sin 15 \vec{j}$$

$$+ 0.22(\cos 60 - 1)\vec{k}] \times (-1400\vec{i} + 1000\vec{j} - 4800\vec{k})$$

$$\Rightarrow \vec{M} = -126.70\vec{i} + 1037.36\vec{j} + 253.07\vec{k}$$

برای اعمال شرایط مرزی سینماتیک فقط لازم است تا گره های واقع در انتهایی ترین مقطع استخوان ران را ثابت کنیم تا تغییر مکان نداشته باشند. برای اینکه تمرکز تنش ناشی از آن به ناحیه حضور ایمپلنت سرایت نکند، این مقطع کمی دورتر از انتهای ایمپلنت در نظر گرفته شد.

مواد

ایمپلنت فلزی: عمده ترین ایمپلنت های فلزی مورد

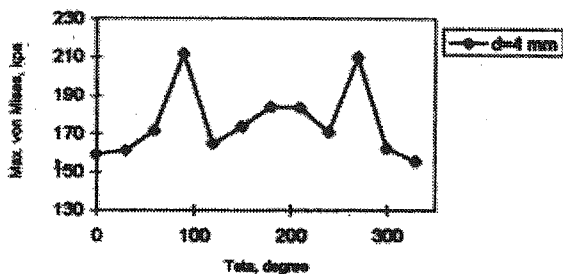
-درمیان موقعیتهای فوق

$$d=2 \text{ mm}, \theta = 30^\circ$$

$$d=5 \text{ mm}, \theta = 30^\circ$$

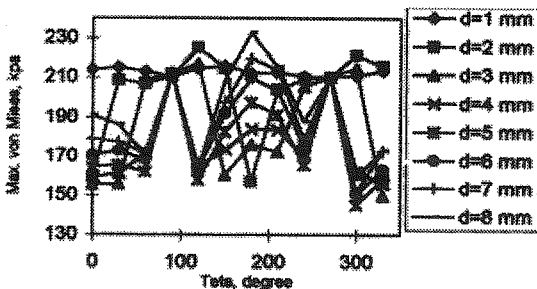
$$d=6 \text{ mm}, \theta = 30^\circ$$

و
و
دارای مینیمم تنش در معیار ون میزز در ناحیه گردنی خود می باشند.



نمودار (۱) ماکزیمم تنش ون میزز در ایمپلنت های

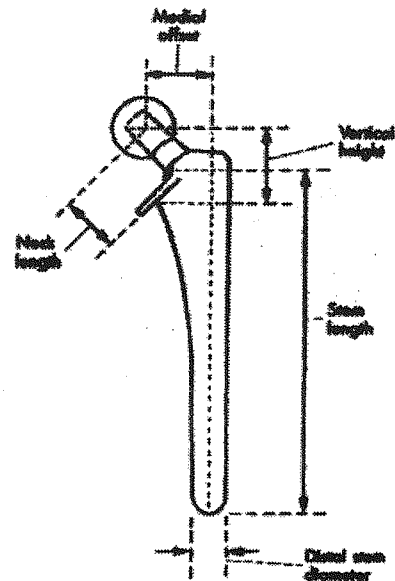
با موقعیت $d=4 \text{ mm}$



نمودار (۲) ماکزیمم تنش ون میزز در تمام موقعیت های مدل شده.

نتیجه گیری

در نمودارهای ۱ و ۲ می توان مشاهده کرد که با جابجایی اندک محل ایمپلنت، تنش های حاصل از خمش، میزان قابل توجهی (بیش از ۳۰ درصد) کاهش می یابد. در نتیجه با بهینه سازی محل استقرار مفصل مصنوعی ران به منظور کاهش تنش های وارد بر آن، می توان سبب کاهش شکستگی ها و در نتیجه باعث افزایش عمر مفید مفصل مصنوعی شد. همچنین بهینه سازی را می توان بر اساس اهداف دیگری مانند کاهش تنش های برشی و یا کاهش جابجایی های ناشی از بار انجام داد. اما بهینه سازی نهایی باید با در نظر گرفتن تمام اهداف مورد نظر و امکانات موجود از قبیل مواد مورد استفاده و شرایط عمل، صورت گیرد.



شکل (۶) ایمپلنت مصنوعی.

نتیجه

یکی از شکستهای معمول در ایمپلنتها، شکست در ناحیه گردنی آنها می باشد. این شکست ناشی از زیادی تنشهای حاصل از خمش بر روی گردن است. در این حالت از معیار تنش ون میزز استفاده شده است. بدین طریق که در هر مدل ماکزیمم تنش ون میزز را که در ناحیه گردنی رخ می دهد، خوانده و از میان مقادیر به دست آمده مقدار مینیمم که بیانگر حالت بهینه می باشد، انتخاب گردیده است.

انرژی واپیچش مبنای معیار تسلیم ون میزز است. در این معیار، فرض می شود که تسلیم وقتی روی بدهد که انرژی واپیچش با انرژی واپیچش در لحظه تسلیم ماده تحت کشش تک محوری ساده برابر شود. بر اساس معیار تسلیم ون میزز جاری شدن و تغییر شکل بر گشت ناپذیر وقتی در ماده اتفاق می افتد که تنش معادل ون میزز σ_v به بعضی مشخصات آستانه ای ماده برسد. اندازه این تنش معادل به صورت زیر تعریف می شود که در آن σ_1 ، σ_2 و σ_3 تنش های اصلی می باشند.

$$\sigma_v^2 = \frac{1}{2} \left[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \right]$$

نتایج حاصل در نمودارهای ۱ و ۲ نشان داده شده است. حالات بهینه نیز با توجه به نمودار ۲ در جدول زیر آورده شده است.

d (mm)	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸
Teta (degree)	۹۰	۱۸۰ و ۰	۳۰ و ۳۰ و ۰	۳۰ و ۰	۳۰ و ۱۲۰	۳۰ و ۱۲۰	۳۰ و ۱۲۰	۳۰ و ۱۲۰

- [1] John T. Dearborn, M.D. and William H. Harris, M.D., "High placement of an Acetabular Component Inserted without Cement in a Revision Total Hip Arthroplasty", Copyright by The J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 81-A, No. April 1999.
- [2] Fares S. Haddad, B. Sc. M. Ch. (ortho), Bassam A. Masri, M.D., "Primary Total Replacement of the Dysplastic Hip", Copyright by The J. of Bone and Joint Surgery, Vol 81-A, No. 10, October 1999.
- [3] Huiskes, R., Chao, E.Y.S., "A Survey of Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics: The First Decade", J. Biomechanics, Vol. 16, pp. 385-409, 1983.
- [4] Akey, M. and Aslan, N., "Numerical and Experimental Stress Analysis of Polymeric Composite Hip Joint Prostheses", J. Biomed. Mater. Res., Vol. 31, 1996, pp. 167.
- [5] Katoozian, H.R., "Three Dimensional Design Optimization of Femoral Components of Total Hip Endoprotheses", PhD. Thesis Case. Western Reserve University,
- [6] Hugh U. Cameron, "The Technique of Total hip Arthroplasty", 1992.
- [7] A.H. Crenshaw, "Campbell's Operative Orthopaedics" Vol. 1, Chapter 16, 1998.
- [8] Natali, A.N., Meroi, E.A., "A Review of the Biomechanical Properties of Bone As a Material, J. Biomed Eng., Vol. 11, 1989, pp. 266.
- [9] Fares S. Haddad, M.D., Bassam A. Masri, M.D., "Femoral Bone Loss in Total Hip Arthroplasty Classification and Preoperative Planning", Copyright by The J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 81-A, No. 10 October 1999.