

اندازه‌گیری اصطکاک مفصل زانوی خرگوش به روش نوسان آزاد

رویا روانید^۱، گیتی ترکمان^{۲*}، علی استکی^۳

۱- دانشجوی دکتری، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲- دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۳- دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

پذیرش مقاله: ۸۸/۱۱/۱۸

دریافت مقاله: ۸۸/۱۰/۰۱

چکیده

هدف: بررسی اصطکاک مفصل زانوی خرگوش به وسیله دستگاه طراحی شده سنجش اصطکاک مفصل به روش نوسان آزاد که در تشخیص و بررسی تغییرات اصطکاک مفصل متعاقب استئوآرتروز، همآرتروز و آسیب‌های مفصلی مؤثر خواهد بود.

مواد و روش‌ها: ضریب اصطکاک ده مفصل زانوی خرگوش نر بالغ آلبینو (۵ زانوی چپ و ۵ زانوی راست) به وزن $1/59 \pm 0/27$ کیلوگرم پس از طراحی و تدوین دستگاه و نرم‌افزار پردازشی آن در گروه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس، اندازه‌گیری شد. حداکثر زاویه انحراف اولیه، تعداد نوسانات تا رسیدن به تعادل، ضریب اصطکاک مفصل به روش خطی براساس فرمول استانتون، برازش منحنی نمایی و خطی و افت متوسط خطی و لگاریتمی منحنی نوسان اندازه‌گیری شد.

نتایج: حداکثر انحراف آونگ پس از رها شدن در مفاصل سمت چپ بیشتر از مفاصل سمت راست بود ($P < 0/001$). تعداد نوسانات تا رسیدن به تعادل نیز در زانوی چپ بیشتر از زانوی راست بود ($P = 0/005$). تمام روش‌های سنجش اصطکاک مفصل با یکدیگر هماهنگ بوده و اصطکاک را در سمت راست بیشتر از سمت چپ نشان داد.

نتیجه‌گیری: الگوی تغییرات دامنه نوسانات مفصل رفتاری غیرخطی دارد. ضریب اصطکاک مفصل به روش نمایی کمتر از خطی است و رفتار اصطکاک زانوهای چپ و راست در خرگوش با هم متفاوت است و نشان می‌دهد که استفاده از یک گروه کنترل مستقل در مطالعات ضروری است و نمی‌توان پای مقابل را به‌عنوان کنترل در نظر گرفت. دستگاه سنجش اصطکاک مفصل، قابلیت ارزیابی تغییرات ضریب اصطکاک، مفصل را پس از کاربرد روش‌های مختلف درمانی دارد. این تغییرات می‌تواند در تشخیص و ارزیابی بیماری‌های مفصلی و یافتن روش‌هایی برای درمان این آسیب‌شناسی‌ها نقش به سزایی داشته باشد.

کلیدواژگان: ضریب اصطکاک مفصل، زانو، خرگوش، شیب افت نوسان

۱- مقدمه

یک مفصل سینوویال (Synovial joint) سالم علاوه بر رسیپروکال (Reciprocal) تحت دامنه وسیعی از بارها و حفظ ثبات باید توانایی قابل ملاحظه‌ای در انجام حرکات سرعت‌های مختلف را داشته باشد. لغزندگی قابل ملاحظه مفاصل

*نشانی مکاتبه: تهران، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده علوم پزشکی، گروه فیزیوتراپی، کدپستی: ۱۴۱۷۱۳۱۱۶

Email: torkamg@modares.ac.ir

بدن، با ضریب اصطکاک مفصل (Coefficient of Friction) COF اندازه‌گیری می‌شود و در بیماری‌های مفصلی حتی قبل از بروز علائم بالینی یا آزمایشگاهی می‌تواند تغییرات قابل ملاحظه‌ای پیدا کند [۱]. تعامل غضروف مفصلی و مایع سینوویال با دو مکانیسم کلی لوبریکاسیون بانداری (Boundary Lubrication) و فلوئید فیلم (Fluid film) موجب ایجاد حرکات نرم و روان در مفاصل بدن می‌شود و فعالیت‌های روزانه مفصل با حداقل اصطکاک و لوبریکاسیون مناسب انجام می‌شود تا از ساییدگی غضروف مفصلی در حین حرکت جلوگیری شود [۲]. لوبریکاسیون ناکارآمد، غضروف مفصل را در معرض صدمات اصطکاکی قرار می‌دهد که خود آغازگر آبشاری از تغییرات متابولیک و ساختاری می‌شود. اختلال در توانایی لوبریکاسیون نمونه‌های مایع مفصلی جمع‌آوری شده از تراوش‌های پس از تروما (Troma)، احتمالاً به دلیل تخریب التهابی مواد لوبریکانت (Lubricant) مفصل مشاهده شده است [۳]. همچنین ممکن است اختلال در لوبریکاسیون به دلیل اختلالات مفصلی نبوده و خود علتی برای ایجاد بیماری استئوآرتریت (Osteoarthritis) باشد. برخلاف روش‌های آزمایشگاهی مرسوم که برای استخراج ویژگی‌های بیومکانیکی غضروف به ناچار باید کپسول مفصل پاره شود و اجزای مفصل جداگانه آزمایش شود، آونگ‌ها ابزاری مؤثر در ارزیابی تغییرات اصطکاک سطح مفاصل دست نخورده و با کپسول مفصلی سالم هستند که می‌تواند با سایر روش‌های شناخته شده برای بررسی بیماری‌های مفصلی مانند بافت‌شناسی، بیوشیمی یا مطالعات تصویری مفاصل توأم شود. تیپل (Teeple) و همکاران تأثیر آنزیم پروتئولیتیک آلفا-کموتریپسین (α -Chymotrypsin) بر اصطکاک سطح مفصل را بررسی کردند [۴]. نتایج نشان داد که افزودن آنزیم آلفا-کموتریپسین موجب افزایش شیب نزولی منحنی و کاهش تعداد نوسان‌های آونگ تا رسیدن به تعادل می‌شود که نشان‌دهنده افزایش اتلاف انرژی در اثر افزایش اصطکاک بود. ضریب اصطکاک ۷۴ درصد افزایش یافته بود. این گروه نیز ذکر کردند که افت تغییرات دامنه نوسان نسبت به

زمان «تقریباً» خطی است. البته این محققین مقدار جزئی انحنای منحنی که به وضوح مشخص بود را نیز گزارش کردند. عامل مسبب این انحنای پرازیت (Artifact) ایجاد شده به‌وسیله لیگامان‌ها و کپسول مفصلی عنوان شد. این آرتیفکت را هم باعث تخمین زیاده‌تر ضریب اصطکاک مفصل به خصوص هنگامی که انحراف اولیه زیاد باشد، دانسته‌اند. مقادیر ضریب اصطکاک این تحقیق بین ۰/۰۶۴-۰/۱۱ بود [۴]. در حالی که در تحقیقات چارنلی (Charenly) روی انگشت جسد یا سایر تحقیقات، ۰/۰۱۸-۰/۰۱۶ نیز گزارش شده است [۵]. به دنبال این تحقیق تیپل و همکارانش تأثیر استئوآرتریت را بر ضریب اصطکاک مفصل خوکچه هندی به همان صورت فوق مطالعه کردند. ضریب اصطکاک به دلیل استئوآرتریت افزایش یافت و این افزایش به دلیل کاهش لوبریسین (Lubricin) بود [۶]. مابوچی (Mabuchi) و همکاران هم تأثیر اضافه کردن سالین و هیالورونیک اسید HA را بر ضریب اصطکاک مفصل به‌وسیله یک بازوی روباتیک بررسی کردند. نتایج نشان داد که افزایش ضریب اصطکاک در اثر شستن سطح مفصلی با سالین پس از اضافه کردن HA به‌صورت معنی‌داری کاهش می‌یابد [۷]. الساید (Elsaid) و همکارانش نیز تأثیر ایجاد و پیشرفت آرتریت را بر تمامیت و عملکرد لوبریسین و ارتباط لوبریسین با تخریب غضروف مفصلی در مدل التهاب مفصلی ایجاد شده به وسیله تزریق آنتی ژن (Antigen-Induced Arthritis) را به‌وسیله آونگ استانتون (Stanton) بررسی کردند. ضریب اصطکاک در مفاصل دچار آرتریت به‌صورت معنی‌داری بالاتر از مفصل کنترل بود و مقدار لوبریسین آن نیز کاهش یافته بود. آن‌ها چنین نتیجه گرفتند که فقدان لوبریکاسیون پدیده زودرسی در آرتروپاتی‌های (Arthropathy) التهابی است [۸].

کریسکو (Crisco) و همکارانش گزارش کردند که هنگام استفاده از آونگ برای اندازه‌گیری ضریب اصطکاک مفصل، افت دامنه نوسان صرفاً به از دست دادن انرژی در اثر اصطکاک سطحی یا لوبریکاسیون بانداری نسبت داده شده است و افت انرژی در اثر سایر منابع افت نوسان (Damping) مانند افت

آنها مزیت آونگ را حفظ الگوی طبیعی تغییر شکل غضروف مفصلی در حرکت عنوان کردند. آرتروتریپسومترها (Arthrotipsometers) که غضروف را در برابر موادی مانند لاتکس حرکت می‌دهد، توانایی بازسازی حرکات رسیپروکال و فشرده شدن غضروف در حالت طبیعی خود را ندارد [۱۰].

اغلب تحقیقات در زمینه اندازه‌گیری اصطکاک مفصل به کمک آونگ، از فرمول استانتون استفاده کرده و به عبارت دیگر افت حداکثر دامنه نوسان نسبت به زمان را خطی در نظر گرفته‌اند. کاوانو (Kawano) و همکارانش تأثیرات مکانیکی کاربرد هیالورونیک اسید HA و فسفولیپید را بر لوبریکاسیون مفاصل سینوویال و جلوگیری از تخریب (Degeneration) غضروف مفصلی با همین روش بررسی کردند. لیگامان‌های صلیبی قدامی و طرفی داخلی خرگوش به‌منظور ایجاد آسیب‌شناسی استئوآرتریت تجربی جدا شد. ۸ تزریق هفته‌ای HA با وزن مولکولی بالا (HA200) و پایین (HA80) و HA200 با لیپوزوم‌های دی‌متیل فسفاتیدیل کولین (Dipalmitoyl Phosphatidylcholine)، انجام شد و حیوانات یک هفته پس از آخرین تزریق کشته شدند. نتایج نشان داد که تنها در گروه فسفاتیدیل کولین اختلافی بین ضریب اصطکاک با گروه کنترل وجود نداشت. بنابراین تزریق داخل مفصلی این ماده می‌تواند مانند یک لوبریکاسیون باندری بر سطح غضروف مفصل عمل کرده و همچنین تأثیر محافظتی در مقابل تخریب غضروف داشته باشد [۱۱].

تاناکا (Tanaka) و همکاران در سال ۲۰۰۴ تأثیر مقدار و مدت زمان اعمال بارگذاری را بر ضریب اصطکاک مفصل تمپورومانندیبولار (Temporomandibular joint) خوک با همین روش ارزیابی کردند و نتیجه گرفتند که ضریب اصطکاک مفصل متناسب با مقدار و زمان بارگذاری مفصل افزایش می‌یابد [۱۲].

در آخرین تحقیق انجام شده در این راستا در سال ۲۰۰۹ چنین بیان شده است که برای تفهیم بهتر اتیولوژی (Etiology) استئوآرتریت، محققین توجه خود را روی

نوسان ویسکوز (Viscous damping) نادیده گرفته شده است [۹]. در این صورت، افت دامنه نوسان آونگ نسبت به زمان و تعداد چرخه به‌صورت خطی است. استانتون (Stanton) و سایر محققین نیز بهره‌برداری از این فرضیه را مغتنم شمرده و از شیب افت دامنه نوسان به‌صورت خطی برای محاسبه ضریب اصطکاک مفصل به‌صورت معادله زیر استفاده کردند:

$$\mu = \Delta\theta \cdot l / 4r \quad (\text{معادله استانتون}) \quad \text{COF}$$

که در آن $\Delta\theta$ متوسط تغییرات حداکثر نوسان آونگ در چرخه‌ها، l فاصله بین مرکز ثقل آونگ از مرکز محور فلکشن و اکستنشن (Flexion-Extension: F-E) و r شعاع کندیل فمور (Femoral condyle) است. اما در واقع افت نوسان نسبت به زمان یا تعداد نوسان کاملاً خطی نیست. هنوز مشخص نشده است که با روش خطی برای محاسبه ضریب اصطکاک مفصل، چه مقدار خطا هنگامی که افت نوسانات آونگ مقداری غیرخطی باشد، روی می‌دهد و این که آیا شرکت مؤلفه غیرخطی تخمین صحیح‌تری از ضریب اصطکاک مفصل را در پی خواهد داشت؟ کریسکو نیز فرمول صریحی برای افت نوسانات در اثر افت نوسان ویسکوز و لوبریکاسیون باندری یا اصطکاکی گزارش نکرد. در مدل‌سازی که توسط این محقق و همکارانش صورت گرفت، مشخص شد که مدل نمایی ضریب اصطکاک را ۴۲ درصد کمتر از مدل خطی پیش‌بینی می‌کند [۹].

جای (Jay) و همکاران نقش لوبریسین را در کاهش اصطکاک و ساییدگی در غضروف مفصل زانوی موش فاقد لوبریسین (Lubricin-mutant) ارزیابی کردند [۱۰]. در این تحقیق نیز از آونگ تغییر یافته استانتون استفاده شد. نتایج نشان داد که در شرایط درون‌بدنی (In vivo)، افزایش اصطکاک با سایش در غضروف مفصلی همراه است. مایع مفاصل فاقد لوبریسین نمی‌تواند اصطکاک را کاهش دهد و مقدار زیاد اصطکاک و سایش زودرس در آنها نسبت به گروه کنترل مشاهده می‌شود [۱۰]. جای و همکاران اشاره کردند که برخلاف نتایج چارنلی که رابطه دامنه نوسان نسبت به زمان را خطی در نظر گرفته بود، دامنه نوسان با زمان یک ارتباط غیرخطی دارد.

تریبولوژی (Tribology) مفصل متمرکز کرده‌اند. آن‌ها دو روش اندازه‌گیری اصطکاک مفصل یعنی روش خطی استانتون و روش نمایی که در آن افت نوسان ویسکوز در نظر گرفته می‌شود را مقایسه کردند و نتیجه‌گیری کردند که روش نمایی برای تخمین اصطکاک مفاصل سالم و دست نخورده، برآورد دقیق‌تری در سیستم‌های پاندولی است [۱۳].

براساس تحقیقات فوق و مزایای سیستم آونگ در بررسی ضریب اصطکاک مفصل، محققان حاضر نیز در صدد طراحی و ساخت دستگاه سنجش اصطکاک مفصل برآمدند تا پس از ارزیابی عملکرد آن، ضریب اصطکاک مفصل زانوی سالم پای چپ و راست خرگوش را به روش خطی و غیرخطی محاسبه نمایند؛ این بررسی در صحت به‌کارگیری مفصل پای مقابل به‌عنوان گروه کنترل در مطالعات مربوط به بررسی تغییرات ضریب اصطکاک در بیماری‌های مختلف مفصلی اهمیت خواهد داشت. علاوه بر این، استفاده از قابلیت‌های این سیستم، امکان بررسی تغییرات اصطکاک و لوبریکاسیون مفاصل مبتلا به استئوآرتریت و همارتروزهای (Hemarthrosis) مفصلی و تأثیر روش‌های درمانی پزشکی و توانبخشی را در بهبود عملکرد بیومکانیکی مفصل فراهم خواهد کرد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- سیستم اندازه‌گیر اصطکاک مفصل

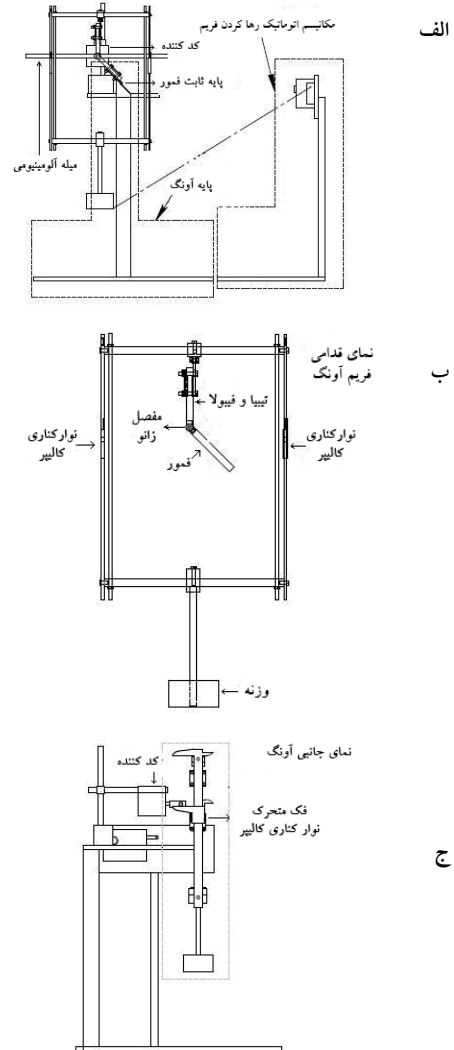
ابتدا دستگاه اندازه‌گیر اصطکاک مفصل به روش نوسان آزاد، طراحی و ساخته شد (شکل ۱). سیستم اندازه‌گیری اصطکاک مفصل شامل بخش مکانیکی، اجزای الکترونیکی و نرم‌افزارهای مربوط است. بخش مکانیکی شامل یک فریم مدرج میلی‌متری است که فک نگهدارنده استخوان تیبیا (Tibia) روی بازوی فوقانی آن به‌صورت قابل تنظیم در راستای داخلی-خارجی قرار گرفته است. در مقابل روی بازوی تحتانی فریم، میله نگهدارنده وزنه متصل شده که آن هم قابل تنظیم در راستای داخلی-خارجی است تا در مجموع

وزنه آونگ در راستای مفصل متصل شده به فریم تنظیم شود. قسمت الکترونیکی شامل یک کد کننده (Encoder) روتاری (E50S8-3600-3-T-24 Atonics, Korea) با دقت ۰/۱ درجه برای ثبت زاویه و دامنه نوسان است که روی پایه آونگ نصب شده است. کد کننده روی یک پایه مگنت با تکه خاموش-روشن قرار گرفت و مگنت قابلیت تنظیم در سه صفحه را داشت. دو میله آلومینیومی به دو طرف شفت کد کننده متصل شد. در ابتدا کد کننده و میله‌های متصل به شفت آن (به کمک پایه مگنت که در سه صفحه قابل تنظیم بود) در مقابل مرکز مفصل قرار گرفت؛ سپس میله‌ها روی زبانه‌های متحرک گونیامترهایی که در دو طرف فریم تعبیه شده بود، قرار داده شد و در عمل کد کننده به آونگ متصل شد. برد الکترونیکی و نرم‌افزار کنترلی و محاسباتی مربوط نیز از دیگر قسمت‌های الکترونیکی دستگاه است. پایه آونگ به‌وسیله مکانیسم اتوماتیک رها کردن فریم (Automated Gated Mechanism) مانند در بازکن‌های منازل با فشار تکه از نقطه ثابت رها شد.

پس از ساخت سیستم و تکمیل برنامه‌های پردازشی آن، باید اعتبار و تکرارپذیری آن آزمون می‌شد. آزمون اعتبار و صحت اندازه‌گیری در صورتی ممکن است که روش دیگری به‌عنوان استاندارد طلایی برای محاسبه ضریب اصطکاک مفصل وجود داشته باشد و مقادیر به‌دست آمده با سیستم طراحی شده با آن مقایسه شود؛ اما چنین روشی در حال حاضر وجود ندارد و تنها راه ممکن مقایسه مقادیر محاسبه شده با مقادیر به‌دست آمده در سایر تحقیقات بود که مقادیر به‌دست آمده در این مطالعه با گزارش‌های دیگران همخوانی داشت [۴]. اما برای اندازه‌گیری تکرارپذیری سیستم از ۶ مفصل (سه پای راست و سه پای چپ) استفاده شد که هریک دو بار آزمایش و ضرایب اصطکاک مفصل محاسبه شد. به دلیل اعمال وزن به مفصل، تکرار هر آزمایش بیش از ۲-۳ بار ممکن نیست زیرا بافت‌های نرم اطراف مفصل از هم گسیخته می‌شدند. نتایج به‌دست آمده اختلاف معنی‌داری را نشان نداد (سمت راست $P=0/636$ و سمت چپ $P=0/869$).

فک پایین سیستم قرار داده شد و به وسیله پیچ‌های ثابت‌کننده محکم شد و بعد استخوان‌های ساق در زاویه ۱۳۵ درجه که زاویه آزاد مفصل حیوان است، به فک بالای آونگ متصل شد. پس از اطمینان از ثبات آونگ میله و وزنه آونگ به مکانیسم اتوماتیک رها کردن فریم که در زاویه ۱۷ درجه پایه آونگ، روی زمین ثابت شده بود، متصل شد. وزن آونگ، یک کیلوگرم، تقریباً نصف وزن بدن حیوان انتخاب شد [۴]. پس از رها شدن آونگ، نوسانات ایجاد شده به وسیله آونگ، نسبت به زمان به وسیله نرم‌افزار طراحی شده در LabView در کامپیوتر ثبت و ذخیره شد. فرکانس نمونه‌برداری ۳۰ هرتز بود. با فرض خطی بودن رفتار نوسانی اصطکاک مفصل نسبت به زمان، ضریب اصطکاک از طریق معادله استانتون محاسبه شد [۴-۶، ۱۱]. برای اندازه‌گیری شعاع مفصل، ۶ نمونه از مفاصل به صورت تصادفی انتخاب و قطر قدامی - خلفی و داخلی - خارجی پلتوهای تیبیا (Tibial plateau) و کندیل فمور با کالیپر (Caliper) اندازه‌گیری شد. سپس، میانگین این مقادیر به عنوان قطر مفصل انتخاب شد تا در معادله استانتون از آن استفاده شود. تیل و همکارانش از شعاع کندیل فمور به تنهایی به عنوان شعاع مفصل استفاده کردند [۴، ۶] و کاوانو و همکارانش توضیحی در مورد نحوه اندازه‌گیری یا محل اندازه‌گیری شعاع مفصل بیان نکردند [۱۱]. در نهایت میانگین شعاع مفصل خرگوش، ۳/۹ میلی‌متر به دست آمد.

اما با توجه به این‌که آزمایش‌ها نشان داد افت انرژی یا دامنه نوسانات آونگ کاملاً خطی نیست، بنابراین با استفاده از ابزار برازش منحنی (Curve Fitting Tool kit) در نرم‌افزار LabView نسخه ۷/۱، پس از رسم نمودار دامنه-زمان نوسانات مفصل، شیب این منحنی به دو صورت خطی و نمایی محاسبه شد. یک راه منطقی دیگر برای تعیین میزان افت نوسان در یک سیستم اندازه‌گیری نرخ افت نوسان (Rate of Decay) در نوسان‌های آزاد است. هر اندازه افت نوسان بزرگ‌تر باشد Rate of Decay هم بیشتر خواهد بود. افت متوسط لگاریتمی (Average Logarithmic Decrement) و افت متوسط خطی (Average Linear Decrement) که نوع خطی میانگین حداکثر نوسانات است [۱۴] نیز محاسبه شد.

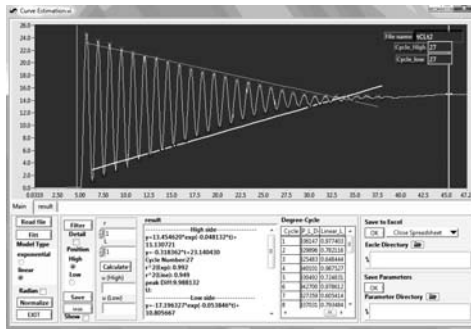


شکل ۱ الف) شکل کلی آونگ یا دستگاه نوسان آزاد، ب) نمای قدامی فریم آونگ، ج) نمای جانبی آونگ

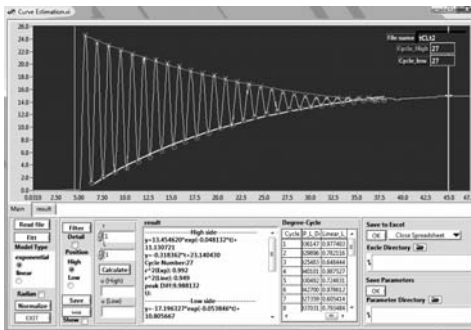
۲-۲- اندازه‌گیری ضریب اصطکاک مفاصل

در این بررسی ده مفصل زانوی خرگوش نر بالغ آیینو از نژاد داج بین ۳ تا ۶ ماهه با میانگین وزنی $1/59 \pm 0/27$ استفاده شد.

بلافاصله پس از قربانی کردن حیوانات با استنشاق کلروفرم، پوست، فاسیا (Fascia)، بافت‌های نرم اطراف مفصل و کلیه اتصالات عضلانی تا جایی که به کپسول مفصل صدمه‌ای نمی‌زد، به دقت جدا شد. سپس ابتدا استخوان فمور (Femur Bone) در

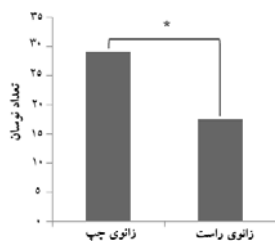


شکل ۳ نمونه‌ای از برازش خطی بر حداکثر دامنه‌های نوسان ثبت شده از مفصل زانوی خرگوش



شکل ۴ نمونه‌ای از برازش نمایی بر حداکثر دامنه‌های نوسان ثبت شده از مفصل زانوی خرگوش

میانگین حداکثر انحراف آونگ پس از رها شدن از نقطه ثابت در مفاصل سمت چپ، $24/89 \pm 0/46$ درجه و در مفاصل سمت راست، $21/43 \pm 0/84$ بود ($P < 0/001$). تعداد نوسانات تا رسیدن به نقطه تعادل آونگ در شکل ۵ آمده است. تعداد نوسانات آونگ تا رسیدن به تعادل در زانوی چپ حیوان سالم به صورت معنی‌داری بیشتر از زانوی راست است و بین سمت چپ و راست اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($P = 0/005$).



شکل ۵ میانگین تعداد نوسانات آونگ تا رسیدن به تعادل؛ * نشان‌دهنده معنی‌داری اختلاف میانگین‌ها است.

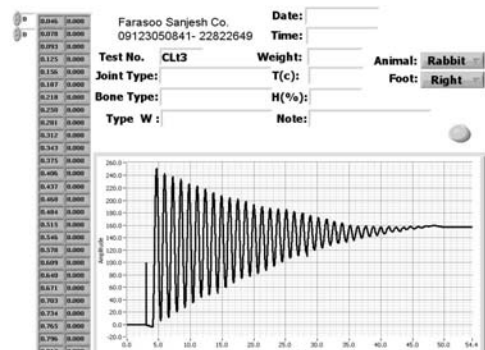
در برنامه LabView برای اندازه‌گیری ضریب اصطکاک مفصل، ابتدا منحنی نوسان براساس اطلاعات خام از فایل ذخیره شده Notepad فراخوانده شد. سپس با استفاده از دو نشانگر (Cursor) که امکان ارزیابی هر قسمت از منحنی را داشت، دو طرف محدوده مورد نظر مشخص شد. در طراحی نرم‌افزار، امکان محدود کردن منحنی نوسان در هر قسمت وجود داشت ولی از آنجایی که با در نظر گرفتن تمام داده‌ها، برازش (Fitting) بهتری به دست می‌آمد، در کلیه فایل‌های تحقیق تمام دامنه نوسان در محاسبات گنجانده شد.

۲-۳- تجزیه و تحلیل آماری

با استفاده از آزمون کولمگوروف اسمیرنوف (Kolmogorov Smirnov) مشخص شد که پارامترهای اندازه‌گیری شده از توزیع طبیعی برخوردارند ($P > 0/05$) بنابراین برای مقایسه نتایج مربوط به مفاصل سمت راست و چپ از آزمون تی مستقل (Independent T Test) استفاده شد. سطح معنی‌داری در آزمون‌ها ۹۵ درصد در نظر گرفته شد.

۳- نتایج

نمونه‌ای از منحنی‌های نوسان آونگ در مفصل زانوی چپ خرگوش در شکل ۲ نشان داده شده است. در شکل‌های ۳ و ۴ به ترتیب نمونه‌هایی از منطبق کردن خطی و نمایی بر حداکثر دامنه‌های نوسان آزاد مفصل خرگوش مشاهده می‌شود.

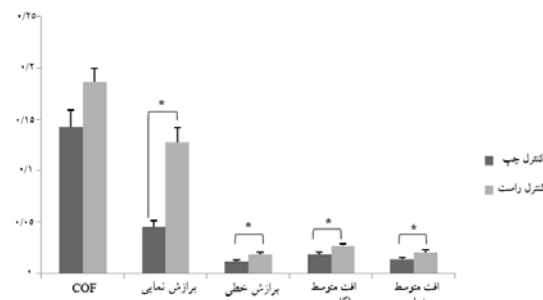


شکل ۲ نوسان ثبت شده از مفصل زانوی سالم خرگوش

شده برای دستگاه که توانایی محاسبه همزمان چندین روش سنجش اصطکاک را به صورت خطی و نمایی دارد از مزیت‌های دستگاه سنجش اصطکاک مفصل طراحی شده در گروه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس است.

پیش‌نیاز اساسی اولیه برای انجام تحقیقات بیوتریبولوجی (Biotribological) روی مفاصل انسان یا نمونه‌های حیوانی، تعیین اختلاف احتمالی اصطکاک مفصل بین سمت چپ و راست است. اولویت استفاده از اندام حیوانات (Paw Preference) مبحثی است که تحقیق در زمینه آن زیاد نبوده و ویاژوسکی (Vyazovskiy) و توبلر (Tobler) در بررسی خود گزارش کردند که غیرقرینگی محیطی می‌تواند در نتیجه غیرقرینگی بین نیم‌کره‌ای مغز یا علت آن باشد [۱۵]. تعداد نوسان زیادتر در سمت چپ نشان‌دهنده اصطکاک کمتر سمت چپ مفصل زانوی خرگوش نسبت به سمت راست آن است که در تمام روش‌های مختلف سنجش اصطکاک نیز، این یافته به صورت هماهنگ تأیید شد. این نتیجه نشان می‌دهد محققینی که مفصل مقابل حیوان را به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته‌اند، احتمالاً در محاسبات دچار مقداری خطا شده‌اند. در نتیجه، اتخاذ گروه کنترل مستقل از ضروریات این نوع بررسی‌ها است [۶، ۱۶]. هنگامی که دو سطح در برابر یکدیگر حرکت می‌کنند، اصطکاک در برابر این حرکت ایجاد می‌شود که می‌تواند منجر به از دست رفتن انرژی و سایش سطوح شود. عملکرد ماده لوبریکانت، تأمین یک لایه واسط برای کاهش اصطکاک به خصوص در حرکت رسپیروکال مفصل است [۱۷]. از آنجایی که مقدار ضریب اصطکاک سمت چپ با راست متفاوت است، احتمال متفاوت بودن توزیع مواد لوبریکانت یا مکانیسم بارگذاری در سمت چپ و راست حیوان وجود دارد. الگوی بارگذاری مختلف در سمت چپ و راست و احتمال به کارگیری متفاوت دو اندام در فعالیت‌های روزانه می‌تواند از دیگر علل اختلاف اصطکاک بین دو طرف حیوان باشد. تیپل و همکاران نیز نشان دادند که در خوکچه‌های بالغ سالم، میزان لوبریسین در مفصل زانوی راست نسبت به زانوی چپ به میزان معنی‌داری کمتر است و اصطکاک مفصل سمت راست نیز بیشتر بود، هر چند در

ضریب اصطکاک مفصل با معادله استانتون و سایر محاسبات شیب افت نوسان آمپلی‌تود (Amplitude) نوسان آونگ، در زانوی سمت چپ و راست حیوانات در شکل ۶ آمده است.



شکل ۶ محاسبات اصطکاک مفصل خرگوش بین زانوی سمت چپ و راست. * نشان‌دهنده معنی‌داری اختلاف میانگین داده‌ها است.

در تأیید افزایش نوسان در سمت چپ، همه روش‌های محاسبه ضریب اصطکاک، به جز ضریب اصطکاک (COF) محاسبه شده با معادله استانتون که نتیجه آن نیز بسیار نزدیک به معنی‌داری بود ($P=0.073$)، بالاتر بودن اصطکاک زانوی سمت راست نسبت به سمت چپ را به صورت معنی‌داری نشان داد. نکته بسیار با اهمیت این بود که تمامی روش‌های سنجش اصطکاک با وجود یکسان نبودن مقادیر، الگوی کاملاً مشابهی داشتند، یعنی اصطکاک سمت چپ از راست کمتر بود.

۴- بحث

در دستگاه طراحی شده در تحقیق حاضر، نحوه قرارگیری مفصل به حالت بارگذاری طبیعی نزدیک‌تر است؛ در حالی که در مدل‌های قبلی بیشترین فشار بر قسمت قدامی کپسول مفصل زانو وارد می‌شود و در نتیجه درگیری کپسول مفصل و لیگامان‌ها بیشتر شده، حرکت اسلایدینگ (Sliding) بیشتر و رولینگ (Rolling) کمتری صورت می‌پذیرد که خود مانند یک حالت آسیب‌شناختی عمل می‌کند [۴، ۶، ۱۳]. سطوح غضروفی بیشترین تماس را داشته و در نتیجه اصطکاک طبیعی‌تری در این حالت ثبت خواهد شد. همچنین قابلیت نرم‌افزار طراحی

این مورد اختلاف معنی‌دار نبود [۶]. لوبریسین گلیکوپروتئینی است که در لوبریکاسیون مفصل عملکرد مؤثری دارد و در سطحی‌ترین قسمت غضروف مفصلی و در مایع سینوویال وجود دارد [۱۰]. مطالعات متعددی نشان داده‌اند که حذف یا کاهش لوبریسین با استفاده از آنزیم‌هایی مانند تریپسین، کیموتریپسین، پاپاین (Papain) و گالاتوسیداز سبب افزایش اصطکاک مفصل می‌شود [۱۸]. با توجه به این‌که لوبریسین در لوبریکاسیون باندردی و فلوئید فیلم دخیل است؛ بنابراین هر تغییری در مقدار آن می‌تواند در تغییر اصطکاک مفصل مؤثر باشد. البته در مطالعه حاضر مقدار لوبریسین مفصل مستقیماً اندازه‌گیری نشد، اما با توجه به همسویی با نتایج تیپل می‌توان افزایش ضریب اصطکاک خطی و نمای مفصل زانوی راست خرگوش‌های سالم را با کاهش لوبریسین مفصل مرتبط دانست. آنچه اهمیت دارد این است که با توجه به نتایج گزارش شده قبل و نتایج به‌دست آمده در این مطالعه، استفاده از پای مقابل به‌عنوان کنترل مورد تردید است؛ به‌ویژه در مواردی که تداخل‌های درمانی نیز انجام می‌شود؛ زیرا ممکن است آثار هم‌افزایی به‌وجود آمده غیرقابل شناسایی و کنترل باشند.

بیشتر تحقیقات اخیر، اصطکاک یا افت آمپلی‌تود نوسان آونگ را صرفاً در اثر لوبریکاسیون باندردی در نظر گرفته، و به‌عبارت دیگر افت انرژی در اثر سایر منابع افت نوسان مانند افت نوسان ویسکوز را قابل چشم‌پوشی در نظر گرفته‌اند. در این صورت آمپلی‌تود نوسان آونگ نسبت به زمان یا تعداد نوسان به‌صورت خطی افت می‌کند. در حالی که افت دامنه نوسان کاملاً خطی نبوده و مشخص نیست چه مقدار خطا هنگام محاسبه ضریب اصطکاک وقتی که افت نوسان مقداری رفتار غیرخطی دارد، روی می‌دهد. کریسکو مقدار این خطا را پس از مدل‌سازی هر دو روش ۴۲ درصد گزارش کرد، یعنی مقدار ضریب اصطکاک با استفاده از مدل نمایی ۴۲ درصد کمتر از مقدار اصطکاک در مدل خطی است [۹]. مقادیر به‌دست آمده در تحقیق حاضر هم با این بررسی هماهنگی دارد. هنگامی که میانگین ضریب اصطکاک هر دو مفصل چپ و راست محاسبه شد، ضریب اصطکاک به‌دست آمده توسط

معادله استانتون، $0/164665$ و شیب افت نوسان با روش نمایی $0/08668$ بود که حدود ۵۲ درصد با هم اختلاف دارند. این مقدار خطا در حالی توسط کریسکو محاسبه شده که مقدار افت نوسان ویسکوز یا شیب نمایی نیز ثابت در نظر گرفته شده است در صورتی که مقدار اختلاف حداکثر زاویه نوسان در هر چرخه با چرخه بعدی چه در قسمت بالا رو یا پایین رو منحنی ثابت نیست و متغیر است و نشان می‌دهد که روش نمایی و یا محاسبه لگاریتمی افت دامنه نوسان، احتمالاً روش‌های دقیق‌تری هستند. البته این گروه در سال ۲۰۰۹ تحقیق تکمیلی را منتشر کردند که مدل خطی استانتون را تنها با منطبق کردن مدلی نمایی بر قله نوسانات بررسی کردند و با توجه به ریشه دوم متوسط مربع خطاها و خطای انحراف از معیار مدل نمایی برازش بهتری را تأمین می‌کرد. در این بررسی نیز در مدل نمایی ضریب اصطکاک به‌صورت معنی‌داری کمتر از مدل خطی بود ($P=0/001$) [۱۳].

مقدار محاسبه شده ضریب اصطکاک مفصل خرگوش با معادله استانتون در تحقیق حاضر مقداری زیاده‌تر از نتایج کاوانو و همکارانش است [۱۱]. ضریب اصطکاک مفصل سالم خرگوش توسط کاوانو و همکارانش $0/01$ گزارش شده است [۱۱]. آن‌ها نتیجه ضریب اصطکاک خرگوش را با ضریب اصطکاک گزارش شده به‌وسیله چارنلی که روی زانوی جسد انسان انجام شده بود، مقایسه کرده‌اند. چارنلی این ضریب را بین $0/005 - 0/023$ با میانگین $0/013$ بیان کرده است [۵]. البته ضریب اصطکاک مفاصلی که لیگامان صلیبی آن‌ها قطع شده است (ACL-Transected) در بررسی کاوانو روی خرگوش $0/0206$ است یعنی با ایجاد ضایعه، اصطکاک مفصل افزایش یافته است [۱۱]. نتایج اعلام شده به‌وسیله تیپل و همکارانش روی زانوی خوکچه هندی که تحت تخریب پروتئولیتیک به‌وسیله آلفا-کموتریپسین قرار گرفته بودند، بالاتر از نتایج چارنلی و سایرین گزارش شد [۴]. آن‌ها مقادیر ضریب اصطکاک زانوی خوکچه هندی را $0/064 - 0/11$ (بدون ذکر این‌که این مقادیر مربوط به خوکچه سالم یا خوکچه دچار

تخریب پروتئولیتیک است) بیان کردند که دقیقاً مشابه تحقیق حاضر است. توجیه آن‌ها چه در ارتباط با بالا بودن مقدار ضریب اصطکاک و زیادتیر برآورد شدن (Overestimate) آن در مقابل تحقیقات دیگر و چه غیرخطی بودن منحنی نوسان، پارازیت ناشی از متصل بودن کپسول مفصل زانو و لیگامان‌های آن است. اما باید توجه کرد که اولاً در صورتی که با جدا کردن سطوح مفصلی (Disarticulate) مقدار ضریب اصطکاک آن کمتر به دست آید، این امر دلیلی بر زیادتیر برآورد کردن ضریب اصطکاک مفصل نیست؛ بلکه با سالم بودن کپسول مفصل یک ضریب اصطکاک واقعی و عملکردی که حیوان یا انسان عملاً و در واقع با آن سرو کار دارد، به دست می‌آید نه ضریب اصطکاک تنهای بافت غضروف روی غضروف که موردی آزمایشگاهی است. ثانیاً در مطالعه آن‌ها سعی شد با انتخاب زاویه ۱۳۵ درجه و انحراف حدود ۲۰ درجه، از رسیدن به حدود انتهایی حرکت مفصل و افزایش نقش لیگامان‌ها و کپسول جلوگیری شود [۴]. بنابراین شاید اصولاً حیوانات مقادیر ضریب اصطکاک بالاتری نسبت به سطوح جدا شده مفصل جسد انسان داشته باشند. موو (Mow) نیز مقادیر مختلفی از ضریب اصطکاک مفصل را در چند نمونه حیوانی و انسانی گزارش کرده است [۱۹].

مقادیر ضریب اصطکاک در حیوانات مختلف متفاوت است. برای موش‌ها ضریب اصطکاک بسیار پایین‌تری (۰/۰۱۳) در موش دو ماهه) گزارش شده است. البته این ضریب با استفاده از معادله استانتون نبوده و با تصویربرداری از حرکت آونگ با سرعت ۳۰ فریم در ثانیه و محاسبه شتاب منفی حرکت محاسبه شده است. شاید این روش نسبت به معادله استانتون دقت بالاتری در محاسبه ضریب اصطکاک مفصل داشته باشد [۱۰]. مطالعات مقایسه‌ای درستی و نادرستی این فرضیات را مشخص خواهند کرد.

سنجش اصطکاک مفصل با نوسان آزاد روش بسیار ارزشمندی برای تحقیقات بیوتریبولوژیک است؛ زیرا اصطکاک مفصل در وضعیت عملکردی طبیعی شامل غضروف، مایع

سینوویال، غشای سینوویال و لیگامان‌ها تعیین می‌شود. در این روش سطوح مفصلی جدا نشده، غضروف در برابر غضروف و نه سطوح غیرطبیعی مانند شیشه حرکت می‌کند، جلوی حرکات کمپلکس مفصلی گرفته نمی‌شود، تمام نقاط سطوح مفصلی مانند حالت طبیعی راه رفتن موجود زنده بارگذاری می‌شود که چنین شرایطی نماینده بسیار مناسبی از شرایط بارگذاری درون‌بدنی بوده و در عین حال مقرون به صرفه است. پاسخ نوسانی مفصل زانوی خرگوش رفتاری غیرخطی دارد که نشان‌دهنده اهمیت جزء ویسکوز مایع سینوویال، غضروف مفصلی و در مجموع کمپلکس مفصل در فعالیت‌های روزانه است. با توجه به تفاوت ویژگی‌های اصطکاکی مفاصل زانوی چپ و راست خرگوش، به نظر می‌رسد که در مطالعات آینده به‌خصوص در بررسی تغییرات ضریب اصطکاک مفاصل مبتلا به استئوآرتروز، همآرتروز و سایر صدمات مفصلی باید از مقایسه مفاصل با سمت مقابل پرهیز نمود. بهترین روش، استفاده از یک گروه سالم حیوانی به‌عنوان گروه کنترل خواهد بود. این یافته‌ها به محققین در یافتن و ارزیابی آسیب‌شناسی‌ها در بیماری‌های مختلف مفصلی و یافتن روش‌های نوین یا صحیح‌تر درمانی کمک به‌سزایی خواهد کرد. به دلیل محدودیت‌هایی که در مطالعات انسانی وجود دارد، در بسیاری از موارد، نتایج بررسی‌های انجام شده در شرایط آزمایشگاهی و در محیط کشت به درمان‌های پزشکی و توانبخشی در انسان و حیوان تعمیم داده می‌شود؛ این چالش در شناخت ویژگی‌ها و عملکرد لوبریکاسیون مفصل در شرایط طبیعی و آسیب‌شناختی نیز دیده می‌شود. محاسبه اصطکاک مفصل بدون آسیب رساندن به مجموعه کپسول مفصلی، غضروف و سایر عناصر مربوط در شناخت آسیب‌های مفصلی و نقش درمان‌های توانبخشی در درمان این آسیب‌ها بسیار اهمیت دارد و بدیهی است که در افزایش کیفیت زندگی افراد سالم و بیمار نقش به‌سزایی خواهد داشت.

۵- تشکر و قدردانی

این مقاله بخشی از نتایج رساله دکتری دانشگاه تربیت مدرس است که بدین‌وسیله نویسندگان مراتب سپاس و

قدردانی خود را از حوزه معاونت پژوهشی دانشگاه و دانشکده

علوم پزشکی اعلام می‌نماید.

۶- منابع

- [1] Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS. Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation. Saunders, 2007; p: 144-174.
- [2] Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 2001; p: 60-100.
- [3] Elsaid KA, Jay GD, Warman ML, Rhee DK, Chichester CO. Association of articular cartilage degradation and loss of boundary-lubricating ability of synovial fluid following injury and inflammatory arthritis. *Arthritis Rheum* 2005; 52(6): 1746-55.
- [4] Teeple E, Fleming BC, Mechrefe AP, Crisco JJ, Brady MF, Jay GD. Frictional properties of Hartley guinea pig knees with and without proteolytic disruption of the articular surfaces. *Osteoarthritis Cartilage* 2007; 15(3): 309-15.
- [5] Charnley J. The lubrication of animal joints in relation to surgical reconstruction by arthroplasty. *Ann Rheum Dis* 1960; 19: 10-9.
- [6] Teeple E, Elsaid KA, Fleming BC, Jay GD, Aslani K, Crisco JJ, Mechrefe AP. Coefficients of friction, lubricin, and cartilage damage in the anterior cruciate ligament-deficient guinea pig knee. *J Orthop Res* 2008; 26(2): 231-7.
- [7] Mabuchi K, Obara T, Ikegami K, Yamaguchi T, Kanayama T. Molecular weight in-dependence of the effect of additive hyaluronic acid on the lubricating characteristics in synovial joints with experimental deterioration. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999; 14(5): 352-6.
- [8] Elsaid KA, Jay GD, Chichester CO. Reduced expression and proteolytic susceptibility of lubricin/superficial zone protein may explain early elevation in the coefficient of friction in the joints of rats with antigen-induced arthritis. *Arthritis Rheum* 2007; 56(1): 108-16.
- [9] Crisco JJ, Blume J, Teeple E, Fleming BC, Jay GD. Assuming exponential decay by incorporating viscous damping improves the prediction of the coefficient of friction in pendulum tests of whole articular joints. *Proc Inst Mech Eng H* 2007; 221(3): 325-33.
- [10] Jay GD, Torres JR, Rhee DK, Helminen HJ, Hytinen MM, Cha CJ, Elsaid K, Kim KS, Cui Y, Warman ML. Association between friction and wear in diarthrodial joints lacking lubricin. *Arthritis Rheum* 2007; 56(11): 3662-9.
- [11] Kawano T, Miura H, Mawatari T, Moro-Oka T, Nakanishi Y, Higaki H, Iwamoto Y. Mechanical effects of the intraarticular administration of high molecular weight hyaluronic acid plus phospholipid on synovial joint lubrication and prevention of articular cartilage degeneration in experimental osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 2003; 48(7): 1923-9.
- [12] Tanaka E, Kawai N, Tanaka M, Todoh M, van Eijden T, Hanaoka K, Dalla-Bona DA, Takata T, Tanne K. The frictional coefficient of the temporomandibular joint and its dependency on the magnitude and duration of joint loading. *J Dent Res* 2004; 83(5): 404-7.

- [13] Drewniak EI, Jay GD, Fleming BC, Crisco JJ. Comparison of two methods for calculating the frictional properties of articular cartilage using a simple pendulum and intact mouse knee joints. *J Biomech* 2009; 42(12): 1996-9.
- [14] Thomson W.T: *Theory of Vibration with Applications*. 2nd Edition, 1981; p: 38-43.
- [15] Vyazovskiy VV, Tobler I. Handedness leads to interhemispheric EEG asymmetry during sleep in the rat. *J Neurophysiol* 2008; 99(2): 969-75.
- [16] Safran MR, Johnston-Jones K, Kabo JM, Meals RA. The effect of experimental hemarthrosis on joint stiffness and synovial histology in a rabbit model. *Clin Orthop Relat Res* 1994; (303): 280-8.
- [17] Panjabi M, White A. *Biomechanics in the Musculoskeletal System*. Churchill Livingstone, 2001; 89-97.
- [18] Jay GD, Cha CJ. The effect of phospholipase digestion upon the boundary lubricating ability of synovial fluid. *J Rheumatol* 1999; 26(11): 2454-7.
- [19] Mow V.C, Huiskes R. *Basic Orthopaedic Biomechanics & Mechano-Biology*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005; 174-182.