

بررسی ناپایداری مفصل کشکی - رانی با استفاده از یک مدل ریاضی دوبعدی

فرزام فرهمند

استادیار دانشکده مهندسی مکانیک - دانشگاه صنعتی شریف

علیرضا آرایبی

مربی گروه مهندسی مکانیک - دانشکده فنی - دانشگاه تهران

(تاریخ دریافت ۷۹/۶/۲۶، تاریخ تصویب ۸۰/۸/۵)

چکیده

ناپایداری مفصل کشکی رانی در صفحه عرضی با استفاده از یک مدل ریاضی دو بعدی با سطوح تماسی انعطاف پذیر مورد بررسی قرار گرفت. سطوح مفصلی بصورت چند جمله ای، عضلات بصورت رشته هایی با نیروی معلوم، رتیناکولوم و تاندون کشکک بصورت فنرهای کششی، و غضروف مفصلی بصورت مجموعه ای از فنرهای فشاری مدل شدند. دستگاه معادلات غیر خطی حاصل، شامل سه معادله تعادل و یک معادله قید به ازای هر فنر غضروف، با استفاده از روش نیوتون رافسون حل گردید. نتایج نشان می دهند که در رفتگی کامل کشکک تنها در صورت ناهنجاری توام بافتهای نرم و سخت روی می دهد و جابجایی خارجی محل اتصال عضلات داخلی به کشکک مؤثرترین درمان برای بیماریهای ناپایداری مفصل محسوب می شود.

واژه های کلیدی: مفصل کشکی رانی، ناپایداری، مدلسازی، سطوح تماسی انعطاف پذیر

مقدمه

داخل^۷ و انتقال ناحیه اتصال عضلات پهن داخلی به کشکک به سمت خارج^۸ اشاره نمود. اما در مورد مؤثر بودن این گونه روشهای جراحی اختلاف نظر وجود دارد [۲]. مهمترین دلیل این امر را می توان مشخص نبودن میزان مشارکت هر یک از عوامل یاد شده بر پایداری مفصل کشکی رانی و لذا میزان تأثیر روشهای جراحی مبتنی بر تصحیح آنها دانست.

هر چند مدل‌های ریاضی متعددی از مفصل کشکی - رانی ارائه شده اند [۳-۸]، اغلب آنها برای بررسی رفتار مفصل در صفحه ساجیتال^۹ طراحی شده اند و فاقد قابلیت‌های لازم برای بررسی ناپایداری مفصل در صفحه عرضی^{۱۰} و روشهای درمانی مربوطه می باشند. مهمترین مدل ریاضی در این زمینه مدل آقای هیروکاوا^{۱۱} است که این مدل نیز

دردهای قدامی زانو عمدتاً از ناپایداری مفصل کشکی - رانی به صورت نابعایی کشکک^۱، دررفتگی کشکک^۲، و سندروم فشاری در قسمتهای خارجی کشکک^۳، ناشی می شوند و گزارشات متعددی در مورد فراوانی این بیماریها منتشر شده است [۱]. مهمترین عواملی که در ناپایداری مفصل کشکی رانی مؤثرند عبارتند از: ناهنجاری در فعالیت عضلات چهار سررانی^۴ و رتیناکولوم^۵، هندسه سطوح تماسی کشکک و شیار استخوان ران، و سرانجام انحراف تاندون کشکک در اثر چرخش استخوان ساق. روشهای جراحی متنوعی برای درمان ناپایداری کشکک ارائه شده اند که از جمله مهمترین آنها می توان به رهائش بافتها در قسمت خارجی مفصل^۶، انتقال برجستگی خشن درشت نی به سمت

همین خط و جهت مثبت آن به سمت داخل است و محور v عمود بر راستای u و جهت مثبت آن به سمت قدامی کشکک می باشد. پروفیل‌های ران و کشکک در تصویر MRI دیجیتایز شده و معادلات آنها با استفاده از برنامه های برازش منحنی در نرم افزار MATLAB به صورت چند جمله ای های ریاضی استخراج گردیدند:

$$y(x) = \sum_{n=0}^4 a_n x^n \quad (1)$$

$$v(u) = \sum_{n=0}^4 b_n u^n \quad (2)$$

ضرایب این چند جمله ای ها برای پروفیل ران در دستگاه مختصات ثابت متصل به ران و برای پروفیل کشکک در دستگاه مختصات متحرک متصل به کشکک در جدول (۱) مشاهده می شوند.



شکل ۱: تصویر MRI مقطع اصلی تماس کشکک و ران در صفحه عرضی.

نیروی عضلات چهار سر رانی در راه رفتن طبیعی در زاویه خمش ۳۰ درجه زانو تقریباً برابر وزن بدن (۸۰۰ نیوتن) است که مؤلفه آن در صفحه عرضی معادل ۱۲۰ نیوتن برآورد می شود [۹]. این نیرو براساس نسبت سطح مقطع فیزیولوژیک هر یک از عضلات چهار سر [۱۰]، مابین آنها توزیع گردید (جدول ۲).

به دلیل استفاده از سطوح مفصلی صلب، نهایتاً به نتیجه غیر واقعی تماس کشکک و ران در کندیل‌های ران در زاویه خمش ۳۰ درجه زانو منجر شده است [۶]. مطالعات آزمایشگاهی بوضوح نشان داده اند که در زوایای اولیه خمش زانو، کشکک با شیار ران در تماس است و تماس با کندیل‌ها در زوایای خمش بزرگتر از ۹۰ درجه اتفاق می افتد [۹].

این مطالعه بمنظور بررسی پایداری مفصل کشکی - رانی در صفحه عرضی با استفاده از یک مدل ریاضی دو بعدی با سطوح مفصلی انعطاف پذیر طراحی شده است. مدل قادر است میزان مشارکت عوامل مؤثر بر ناپایداری کشکک و نیز تأثیر روشهای جراحی را بر درمان ناپایداری با محاسبه جابجایی کشکک در راستای داخلی - خارجی^{۱۲} و چرخش کشکک در صفحه عرضی^{۱۳} مورد ارزیابی قرار دهد.

داده ها

به منظور استخراج پروفیل‌های سطوح مفصلی ران و کشکک از پای یک فرد سالم ۲۵ ساله تصویر برداری MRI بعمل آمد. با قرار دادن پا بر روی یک نگهدارنده چوبی، زانو در وضعیت خمش ۳۰ درجه قرار گرفت و تصاویر متعددی بصورت برشهای عرضی با فواصل ۱ میلی متر از مفصل کشکی - رانی تهیه گردید. تدوین تصاویر با استفاده از پروتکل اکوگرادیان صورت پذیرفت که در آن بافتهای نرم مانند غضروف از وضوح بیشتری برخوردار هستند. از میان تصاویر، مقاطع تماس کشکک و ران شناسایی شده و مقطع میانی آنها به عنوان مقطع اصلی تماس کشکک و ران در صفحه عرضی انتخاب گردید (شکل ۱).

دستگاههای مختصات ثابت x, y و متحرک u, v بصورت نشان داده شده در شکل (۱) تعریف شده اند. مرکز دستگاه ثابت در عمیق ترین نقطه شیار ران قرار گرفته است. محور x در راستای خارجی - داخلی و جهت مثبت آن به سمت داخل است و محور y نیز در راستای قدامی - خلفی و جهت مثبت آن به سمت قدامی است. مرکز دستگاه متحرک، نقطه میانی خط اتصال دو لبه داخلی و خارجی کشکک می باشد. امتداد محور u در راستای

جدول ۴: خواص مکانیکی غضروف و تاندون کشکک.

بافت	مدول یانگ (MPa)	نسبت پواسون
غضروف	۲/۰	۰/۴۷
تاندون کشکک	۱۰۰	-

جدول ۱: ضرائب چند جمله ایهای پروفیلهای ران و کشکک

ران: a_n	n=0	n=1	n=2	n=3	n=4
	۰/۲۸۹۹	۰/۱۳۹۷	۰/۰۴۱۱	۰/۰۰۰۵	-۰/۰۰۰۱
کشکک: b_n		۰/۴۵۷۸	۰/۰۴۶۳	۰/۰۰۰۲	-۰/۰۰۰۲

جدول ۲: نیروی هر یک از عضلات چهار سر رانی.

عضله	Vastus Lateralis Longus (VLL)	Vastus Lateralis Obliquus (VLO)	Vastus Medialis Longus (VML)	Vastus Medialis Obliquus (VMO)	Vastus Intermedius (VI)	Rectus Femoris (RF)
نیرو (N)	۳۰	۱۰	۱۵	۱۰	۲۰	۱۵

جدول ۳: نقاط اتصال بافتهای نرم.

بافت نرم	محل اتصال به کشکک		محل اتصال به ران	
	u(mm)	v(mm)	x(mm)	y(mm)
VLL	-۱۰/۵	۳	-۱۶/۵	-۱/۵
VLO	-۱۷	۴/۵	-۲۷	-۳
VML	۱۷	۳	۱۵	-۷/۵
VMO	۲۱	۱/۵	۲۲/۵	-۷/۵
VI	۸	۵	-۷/۵	-۱۵
RF	۸	۳	-۷/۵	-۱۵
Lateral Retinaculum	-۲۲/۵	۰	-۲۷	۴/۵
Medial Retinaculum	۲۴	۰	۲۴	-۷/۵
Patellar Tendon	۲	۰	۴/۵	-۷/۵

روش

برای هر نقطه بر روی کشکک، رابطه بین بردارهای موقعیت در دستگاههای ثابت و متحرک به صورت زیر بیان می شود:

$$\bar{C} = \bar{a} + T\bar{\rho}$$

(۳)

که $\bar{\rho}$ بردار موقعیت نقطه در دستگاه متحرک، \bar{C} بردار موقعیت نقطه در دستگاه ثابت، \bar{a} بردار موقعیت مبدأ دستگاه مختصات متحرک نسبت به دستگاه مختصات ثابت، و T ماتریس دوران می باشند. با فرض اینکه \bar{e}_x , \bar{e}_y , \bar{e}_u و \bar{e}_v به ترتیب بردارهای یکه امتدادهای x , y , u و v ، و θ زاویه دستگاه متحرک نسبت به ثابت باشند:

$$\bar{a} = a_x \bar{e}_x + a_y \bar{e}_y$$

(۴)

$$\bar{\rho} = u\bar{e}_u + v\bar{e}_v$$

(۵)

$$T = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix}$$

(۶)

روابط فوق را میتوان بصورت زیر نوشت:

$$u = \cos\theta.(x - a_x) - \sin\theta.(y - a_y)$$

(۷-الف)

$$v = \sin\theta.(x - a_x) + \cos\theta.(y - a_y)$$

(۷-ب)

که در نتیجه، با جایگذاری معادله پروفیل کشکک در دستگاه مختصات متحرک در معادله (۸)، معادله پروفیل کشکک در دستگاه مختصات ثابت بصورت زیر بدست می آید:

$$\sin\theta.(x - a_x) + \cos\theta.(y - a_y) =$$

$$\sum_{n=0}^4 b_n [\cos\theta.(x - a_x) - \sin\theta.(y - a_y)]^n$$

(۸)

نقاط اتصال عضلات و تاندون کشکک به ران (در دستگاه ثابت) و کشکک (در دستگاه متحرک) با توجه به داده های گزارش شده توسط مراجع [۱۰] و [۱۱] تعیین شدند (جدول ۳). نقاط اتصال رتیناکولوم داخلی و خارجی به کشکک و ران نیز با رسم مماس مشترک منحنیهای ران و کشکک در قسمتهای داخلی و خارجی بدست آمدند.

خواص مکانیکی بافتها شامل مدول یانگ و ضریب پواسون برای غضروف و تاندون کشکک از داده های گزارش شده توسط مرجع [۸] اقتباس گردیدند (جدول ۴). ضریب فنری رتیناکولوم داخلی و خارجی نیز براساس تحقیق انجام شده توسط مرجع [۱۲] برابر ۷/۵ نیوتن بر میلی متر انتخاب گردید.

تانسورهای تنش (σ_{ij}) و کرنش (ϵ_{ij}) به صورت زیر بیان می شود:

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \cdot (\epsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu} \cdot \delta_{ij} \epsilon_{kk}) \quad (16)$$

که با در نظر گرفتن $\epsilon_{22} = \epsilon_{33} = 0$ نتیجه میشود:

$$\sigma_{11} = \sigma_n = \frac{F_n}{A} = \frac{E}{1+\nu} \cdot \frac{1-\nu}{1-2\nu} \cdot \epsilon_{11} \quad (17)$$

لذا با توجه به:

$$\epsilon_{11} = \epsilon_n = \frac{\delta_n}{h} \quad (18)$$

سختی فنرهای فشاری متناظر با غضروف از رابطه زیر بدست می آید:

$$K_c = \frac{E_c \cdot A_c}{h_c} \cdot \frac{1-\nu_c}{(1+\nu_c) \cdot (1-2\nu_c)} \quad (19)$$

که E_c مدول یانگ، ν_c ضریب پواسون، h_c ضخامت غضروف و A_c سطح مقطع در نظر گرفته شده برای هر فنر فشاری متناظر با غضروف می باشند.

بردار یکه امتداد فنرهای فشاری غضروف، در راستای عمود بر سطح مفصلی ران قرار دارد و برابر است با:

$$\bar{n}_c = \frac{-dy(x)/dx}{\sqrt{1+(dy(x)/dx)^2}} \bar{e}_x + \frac{1}{\sqrt{1+(dy(x)/dx)^2}} \bar{e}_y = n_{cx} \bar{e}_x + n_{cy} \bar{e}_y \quad (20)$$

که $y(x)$ معادله پروفیل ران در دستگاه مختصات ثابت است. همچنین اگر مختصات نقطه اتصال فنر به کشک و (x_{c2}, y_{c2}) مختصات نقطه اتصال فنر به ران در دستگاه ثابت باشند:

$$l_c = \sqrt{(x_{c1} - x_{c2})^2 + (y_{c1} - y_{c2})^2} \quad (21)$$

معادله خطی که از نقطه (x_{c2}, y_{c2}) گذشته و در این نقطه عمود بر پروفیل ران است، عبارتست از:

$$\frac{x - x_{c2}}{n_x} = \frac{y - y_{c2}}{n_y} \quad (22)$$

نیروی فنر ۱ بعنوان یک فنر کششی در مدل برابر است با:

$$\bar{F}_1 = F_1 \cdot \bar{n}_1 \quad (9)$$

$$F_1 = K_1 (l_1 - l_{01}) \quad \text{if } l_1 > l_{01} \quad (10\text{-الف})$$

$$F_1 = 0 \quad \text{if } l_1 \leq l_{01} \quad (10\text{-ب})$$

$$\bar{n}_1 = \frac{\bar{r}_1 - \bar{a} - T\bar{\rho}}{l_1} \quad (11)$$

$$l_1 = |\bar{r}_1 - \bar{a} - T\bar{\rho}| \quad (12)$$

که K_1 سختی فنر، l_1 و l_{01} به ترتیب طول جاری و اولیه فنر، \bar{n}_1 بردار یکه امتداد فنر، \bar{r}_1 بردار موقعیت نقطه اتصال فنر به ران در دستگاه ثابت و $\bar{\rho}$ بردار موقعیت نقطه اتصال فنر به کشک در دستگاه متحرک می باشند. سختی فنر کششی متناظر با تاندون کشک از رابطه زیر محاسبه گردید:

$$K_t = \frac{E_t \cdot A_t}{l_{0t}} \quad (13)$$

که E_t مدول یانگ، A_t سطح مقطع، و l_{0t} طول اولیه تاندون کشک هستند.

نیروی فنر C بعنوان یک فنر فشاری در مدل برابر است با:

$$\bar{F}_c = F_c \cdot \bar{n}_c \quad (14)$$

$$F_c = K_c (l_c - l_{0c}) \quad \text{if } l_c < l_{0c} \quad (15\text{-الف})$$

$$F_c = 0 \quad \text{if } l_c \geq l_{0c} \quad (15\text{-ب})$$

که K_c سختی فنر، \bar{n}_c بردار یکه امتداد فنر، و l_{0c} و l_c به ترتیب طول اولیه و جاری فنر می باشند. برای محاسبه سختی فنرهای فشاری متناظر با غضروف، فرض شد که در ناحیه میانی سطح تماس، غضروف تنها در راستای عمود بر سطح کرنش می پذیرد و نواحی غضروفی اطراف مانع از تغییر شکل آن در امتداد مماسی می گردد. برای یک ماده الاستیک خطی در شرایط سه بعدی رابطه

کششی و فنرهای کششی متحمل نیروی فشاری را از مجموعه حذف نموده و معادلات را مجدداً حل می‌کند تا به حل نهایی که در آن کلیه فنرها متحمل نیروهای متناظر صحیح می‌شوند دست یابد.

عوامل مختلف مؤثر بر ناپایداری مفصل کشکی - رانی و تأثیر روشهای جراحی متداول با استفاده از مدل مورد بررسی و تحلیل قرار گرفتند. برای تحلیل اثر شرایط توزیع نیرو در عضلات چهار سر، در حالیکه نیروی کل عضلات چهار سر ثابت نگاه داشته شده بود، سهم نیروی عضلات چهارسر داخلی بتدریج کاهش یافت و تغییرات ایجاد شده در موقعیت کشکک مورد بررسی قرار گرفت. بهمین ترتیب، برای بررسی تأثیر شرایط بافتهای رتیناکولوم بر پایداری مفصل، سختی فنرهای کششی متناظر با رتیناکولوم داخلی و خارجی تغییر داده شد و حرکات ناشی از آن در کشکک مورد بررسی قرار گرفت.

به منظور ارزیابی روشهای جراحی که برای اصلاح ناپایداری مفصل کشکی - رانی مورد استفاده قرار می‌گیرند، نخست نیروی عضلات چهار سر داخلی به میزان ۵۰٪ کاهش داده شد تا کشکک به سمت خارج جابجا شده و در موقعیت غیر طبیعی قرار گیرد و آنگاه با شبیه سازی عمل جراحی بر روی مدل، تأثیر آن بر بازگشت کشکک به موقعیت طبیعی مورد بررسی قرار گرفت. عمل جراحی انتقال برجستگی خشن درشت نی به سمت داخل با جابجایی تدریجی محل اتصال تاندون کشکک به درشت نی به سمت داخل شبیه سازی گردید. عمل جراحی رهائش خارجی نیز با کاهش تدریجی سختی فنر کششی متناظر با رتیناکولوم خارجی شبیه سازی شد. سرانجام، برای شبیه سازی عمل جراحی انتقال خارجی ناحیه اتصال عضلات پهن داخلی به کشکک، مختصات نقطه اتصال عضلات مزبور به کشکک در مدل بتدریج به سمت خارج انتقال داده شد.

نتایج

با تغییر شرایط توزیع نیرو در عضلات چهار سر، تغییرات قابل توجهی در موقعیت کشکک نسبت به شیار ران مشاهده گردید. با ۵۰٪ کاهش در نیروی عضلات

تقاطع این خط با پروفیل کشکک در مختصات ثابت (معادله ۸)، نقطه اتصال فنر به کشکک (x_{el}, y_{el}) را در هر موقعیت از کشکک بدست خواهد داد. نیروی هر یک از عضلات برابر است با:

$$\bar{F}_m = F_m \cdot \bar{n}_m \quad (23)$$

که F_m اندازه نیروی عضله و \bar{n}_m برداریکه امتداد اعمال نیروی عضله می‌باشد. اگر \bar{r}_m بردار موقعیت نقطه اتصال عضله به ران در دستگاه ثابت، و \bar{p} بردار موقعیت نقطه اتصال عضله به کشکک در دستگاه متحرک باشند:

$$\bar{n}_m = \frac{\bar{r}_m - \bar{a} - T\bar{p}_m}{|\bar{r}_m - \bar{a} - T\bar{p}_m|} \quad (24)$$

معادلات تعادل نیرو و گشتاور برای کشکک به صورت زیر بیان می‌شوند:

$$\sum F_m \cdot \bar{n}_m + \sum F_c \cdot \bar{n}_c + \sum F_l \cdot \bar{n}_l = 0 \quad (25)$$

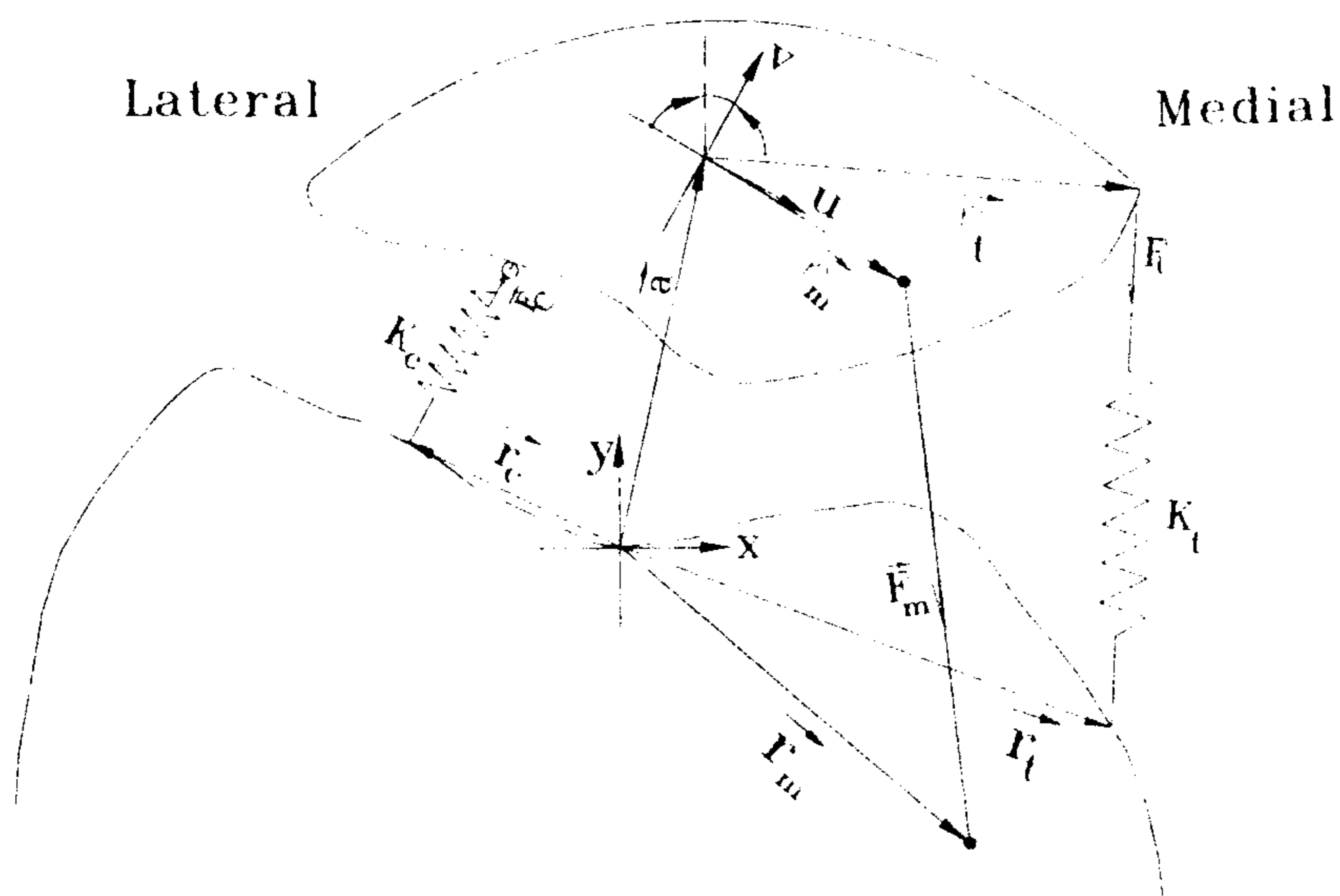
$$\sum F_m (T\bar{p}_m) \times \bar{n}_m + \sum F_c (T\bar{p}_c) \times \bar{n}_c + \sum F_l (T\bar{p}_l) \times \bar{n}_l = 0 \quad (26)$$

از مجموعه معادلات تعادل و ترکیب معادلات (۸)، (۲۱) و (۲۲) برای هر یک از فنرهای فشاری، یک دستگاه معادلات غیر خطی با $n+3$ مجهول و همین تعداد معادله به دست می‌آید که n تعداد فنرهای فشاری است. مجهولات عبارتند از:

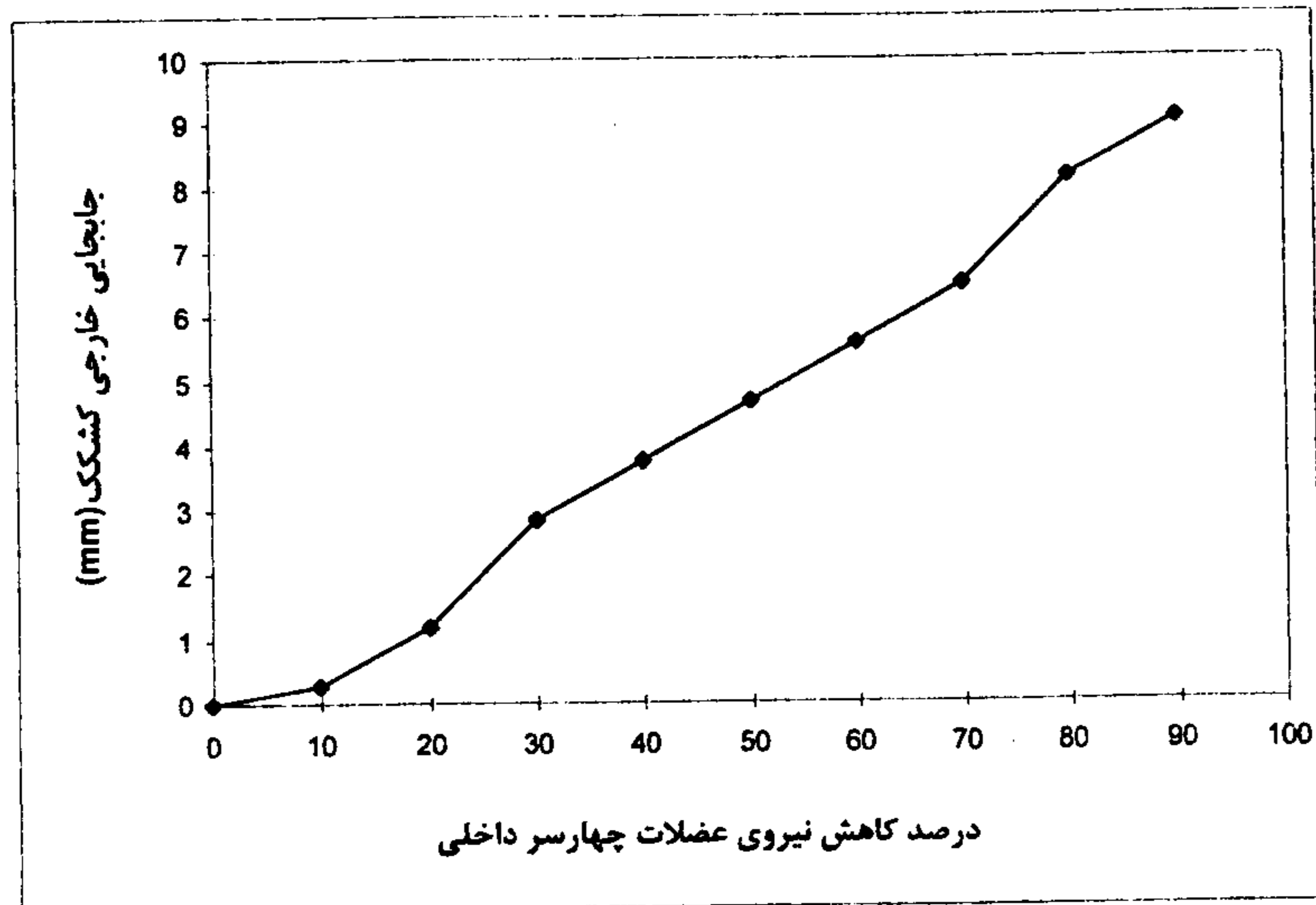
- ۱- مختصات مبدأ دستگاه متحرک نسبت به دستگاه ثابت: a_x, a_y
- ۲- زاویه دستگاه متحرک نسبت به دستگاه ثابت یا زاویه دوران کشکک: θ
- ۳- مختصات نقاط اتصال فنرهای فشاری به کشکک به ازاء هر یک از آنها: x_{el}, y_{el}

برای حل دستگاه معادلات غیر خطی فوق یک برنامه کامپیوتری به زبان ++C براساس روش تکرار نیوتن-رافسون نوشته شد. برنامه پس از حل مدل و محاسبه نیروی هر یک از فنرها، فنرهای فشاری متحمل نیروی

شود. جابجایی نقطه اتصال عضلات VML و VMO بر روی کشکک به میزان ۷ میلی متر به سمت خارج، سبب گردید که کشکک بطور کامل به موقعیت اولیه خود بازگردد (شکل ۹).



شکل ۲: مدل دو بعدی مفصل کشکی -رانی. کلیه پارامترها در متن معرفی شده اند.



شکل ۳: اثر کاهش نیروی عضلات پهن داخلی بر جابجایی خارجی کشکک.

بحث

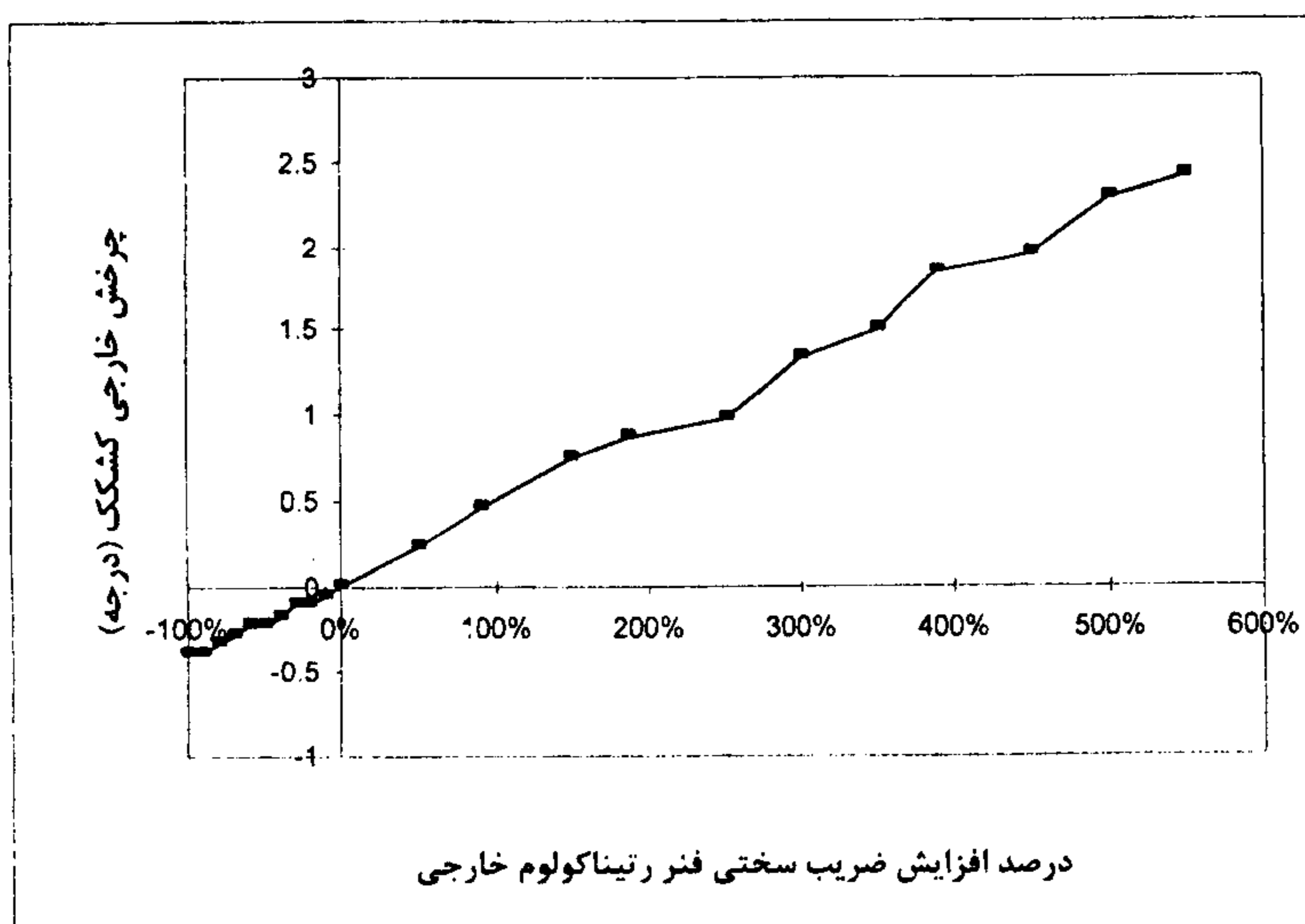
در این مطالعه عوامل مختلف مؤثر بر پایداری مفصل کشکی رانی با استفاده از یک مدل ریاضی مورد بررسی قرار گرفت. مهمترین ویژگی مدل در مقایسه با مطالعات پیشین، بکارگیری سطوح تماسی انعطاف پذیر با شبیه سازی غضروف مفصلی توسط فنرهای فشاری بوده

چهارسر داخلی (در حالیکه نیروی کل عضلات چهار سر ثابت نگاه داشته شده بود)، جابجایی به میزان ۴/۷ میلیمتر به سمت خارج و چرخش بمیزان ۰/۷ درجه به سمت خارج برای کشکک مشاهده گردید (شکل‌های ۳ و ۴). کاهش مشارکت عضلات چهارسر داخلی بمیزان ۹۰٪، سبب افزایش جابجایی به سمت خارج به بیش از ۹ میلیمتر شده و کشکک را در معرض دررفتگی قرار داد. با افزایش سختی فنر رتیناکولوم خارجی تا ۵ برابر، جابجایی بمیزان ۵ میلیمتر به سمت خارج و چرخش بمیزان ۲/۵ درجه به سمت خارج برای کشکک مشاهده گردید (شکل‌های ۵ و ۶). کاهش سختی فنر رتیناکولوم داخلی نیز تأثیرات مشابهی بر موقعیت کشکک در شیار ران بر جای گذاشت. با قطع کامل رتیناکولوم داخلی، کشکک بمیزان ۵ میلی متر به سمت خارج جابجا گردید. شبیه سازی عمل جراحی انتقال برجستگی خشن درشت نی به سمت داخل بر روی مدل، پس از کاهش نیروی عضلات چهار سر داخلی (VMO و VML) به میزان ۵۰٪، نشان داد که این عمل جراحی تأثیر قابل ملاحظه ای بر اصلاح نایجایی کشکک و بازگشت آن به موقعیت طبیعی دارد (شکل ۷). به ازاء ۷ میلیمتر انتقال داخلی نقطه اتصال تاندون کشکک به درشت نی، کشکک بمیزان ۲/۵ میلی متر به سمت داخل بازگشت.

شبیه سازی عمل جراحی رهائش خارجی نشان داد که برش رتیناکولوم خارجی به تنهایی در درمان نایجایی کشکک مؤثر نمی باشد. حذف کامل فنر کششی متناظر با رتیناکولوم خارجی، کشکک را تنها کمتر از یک میلی متر به سمت داخل بازگرداند (شکل ۸). نتایج نشان میدهد که در حالتیکه رهائش خارجی شامل برش بخشی از فیبرهای عضله مایل پهن خارجی (VLO) نیز گردد، این عمل می تواند بر نایجاییهای ملایم کشکک مؤثر واقع شود. اما بازگشت کشکک به موقعیت طبیعی خود نیازمند برش کامل رتیناکولوم خارجی و ۵۰٪ کاهش در نیروی عضله مزبور است.

نتایج حاصل از مدل نشان می دهد که عمل جراحی انتقال خارجی ناحیه اتصال عضلات پهن داخلی به کشکک مؤثرترین روش برای درمان نایجایی کشکک محسوب می

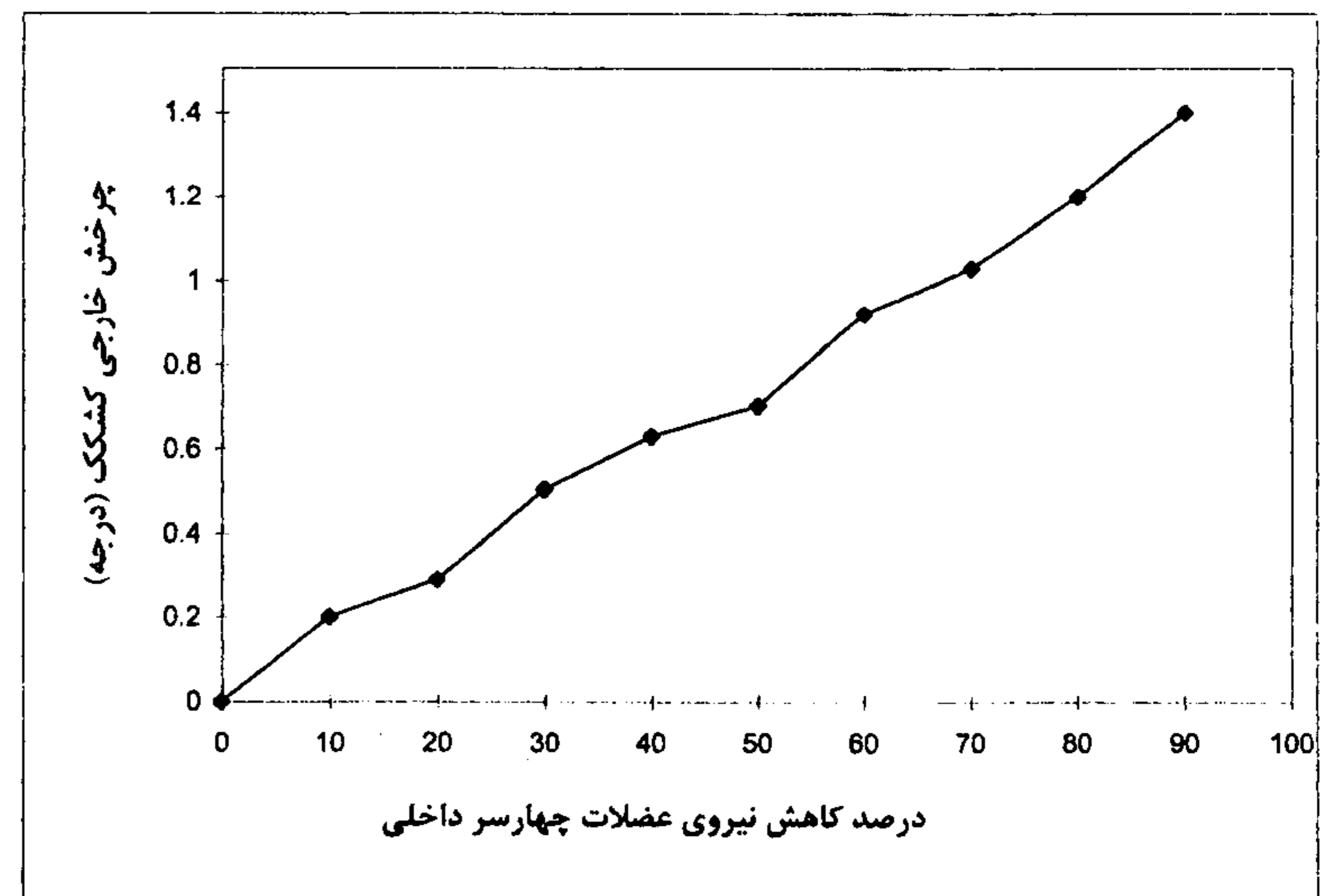
خزش آهسته (پاسخ ویسکوز در یک بازه زمانی طولانی) می باشد [۱۳]. مدلهایی که برای بررسی پاسخ ویسکوز ارائه شده اند به دو دسته کلی مدل‌های تک فازی و مدل‌های دو فازی تقسیم می شوند. در مدل‌های تک فازی (مدلهای ویسکوالاستیک شبه خطی) خواص خزش و آسودگی تنش در غضروف شبیه سازی می شوند. در مقابل در مدل‌های دو فازی، غضروف به صورت ماده ای متخلخل و نفوذپذیر، شامل ماتریسی از فیبرهای تقویت کننده و سیال بینابینی در نظر گرفته می شود که خواص مکانیکی آن ترکیبی از خصوصیات مکانیکی ماتریس جامد و اثرات روانکاری سیال بینابینی می باشد. چنانکه آزمایشات خزش و آسودگی تنش نشان داده اند، جریان سیال بینابینی به دلیل نفوذ پذیری کم سیال، تنها در برهه های زمانی در حد دقیقه در تغییر شکل غضروف مشارکت می کند [۱۳]. از سوی دیگر، مایع زلالی در فرکانسهای بالا خصوصیات ویسکوز خود را از دست داده و بیشتر بصورت الاستیک عمل می نماید [۱۴]. از این رو در حین سیکل گام طبیعی که کل مرحله بارگذاری و باربرداری بر روی مفاصل در یک ثانیه اتفاق می افتد، می توان غضروف را بصورت یک ماده الاستیک در نظر گرفت و از خصوصیات ویسکوز آن صرف نظر نمود.



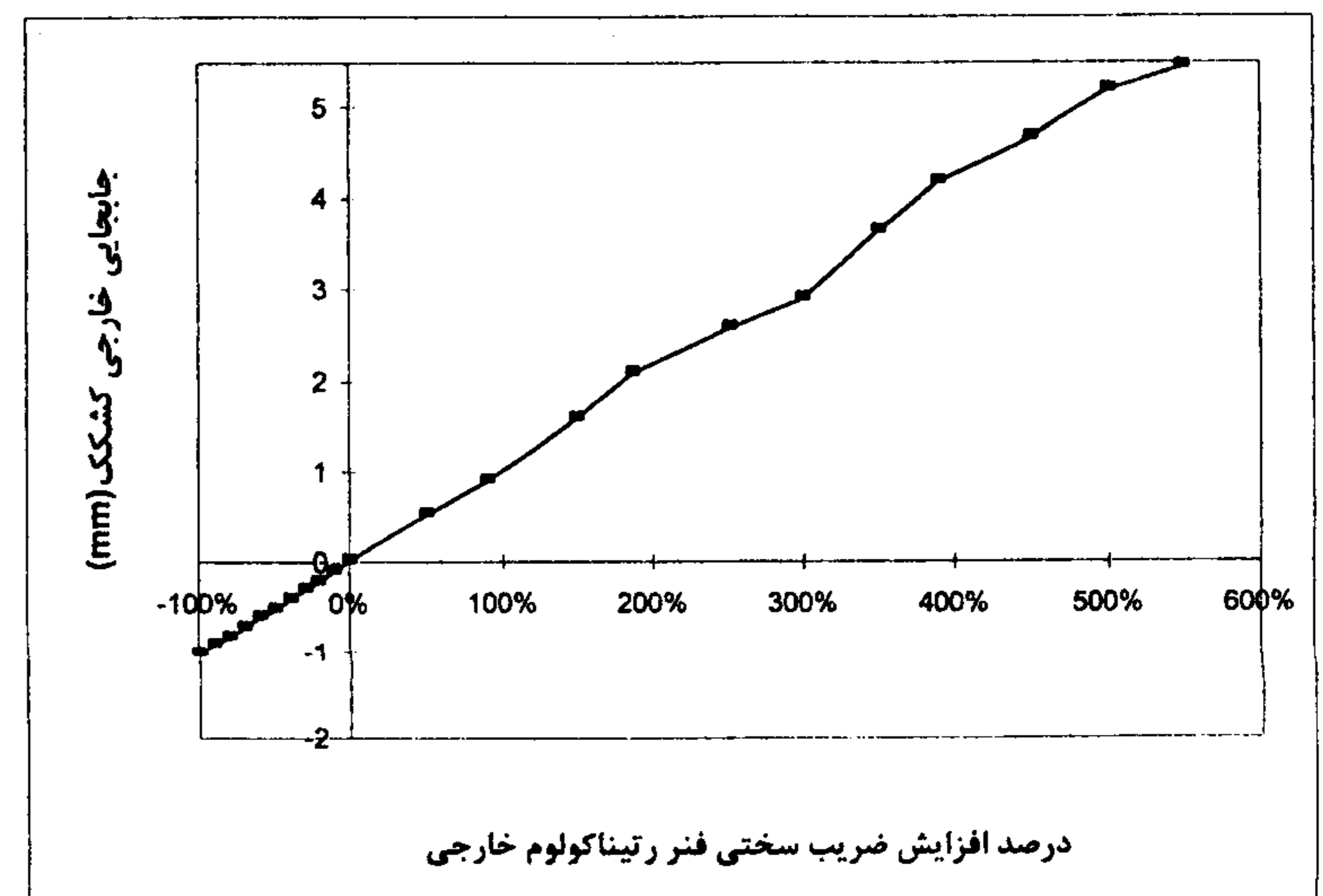
شکل ۶: اثر افزایش سختی بافت رتیناکولوم خارجی بر چرخش خارجی کشکک.

به منظور ارزیابی اعتبار مدل، نتایج آن به ازاء شرایط

است. این امر در مدلسازی مفاصل همدیس با نواحی تماس بزرگ (مانند مفصل کشکی - رانی) از اهمیت بسیاری برخوردار است و عدم توجه به آن (فرض صلبیت سطوح تماسی) می تواند به نتایج غیر واقعی منجر گردد [۶].

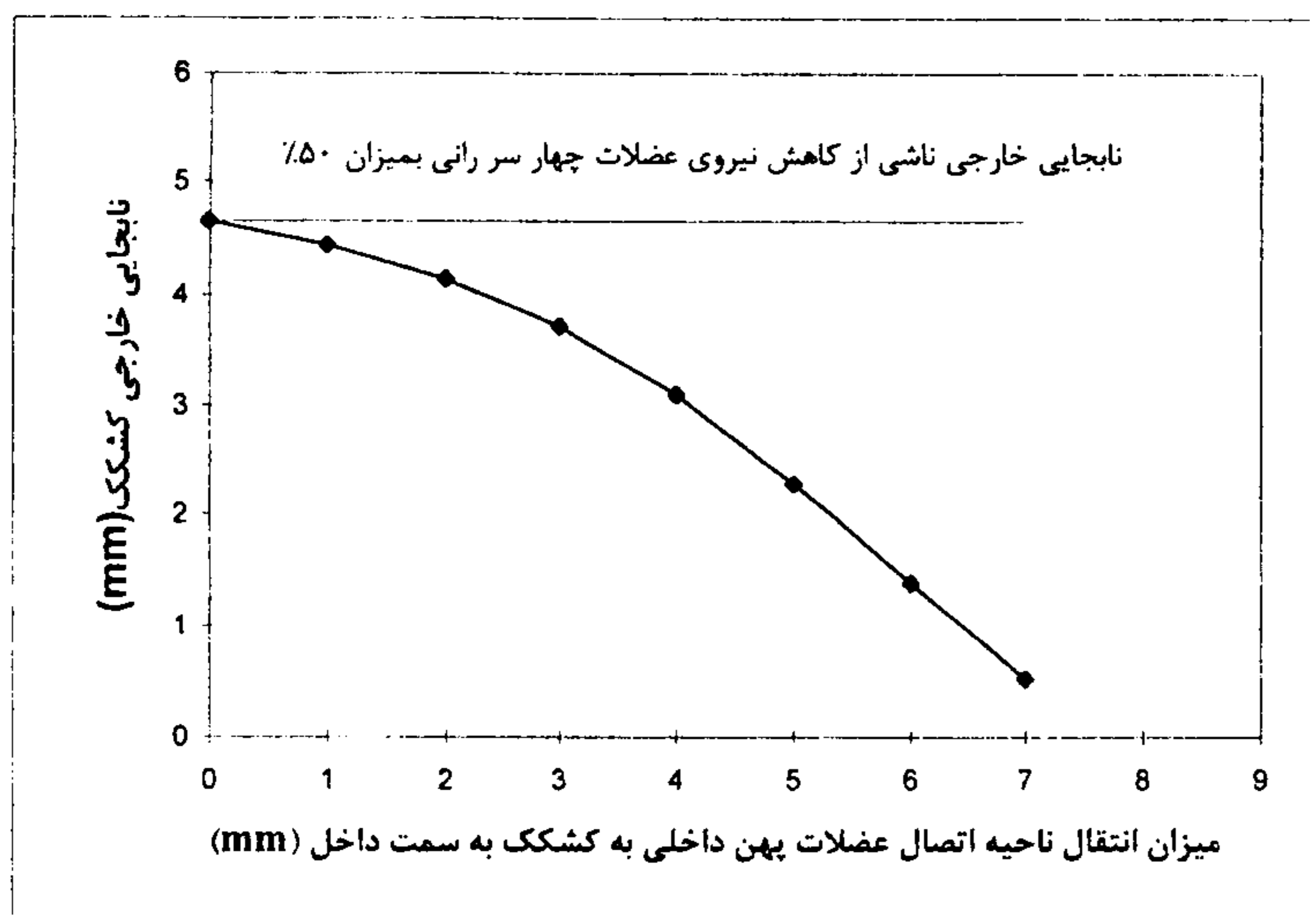


شکل ۴: اثر کاهش نیروی عضلات پهن بر چرخش خارجی کشکک.



شکل ۵: اثر افزایش سختی بافت رتیناکولوم خارجی بر جابجایی خارجی کشکک.

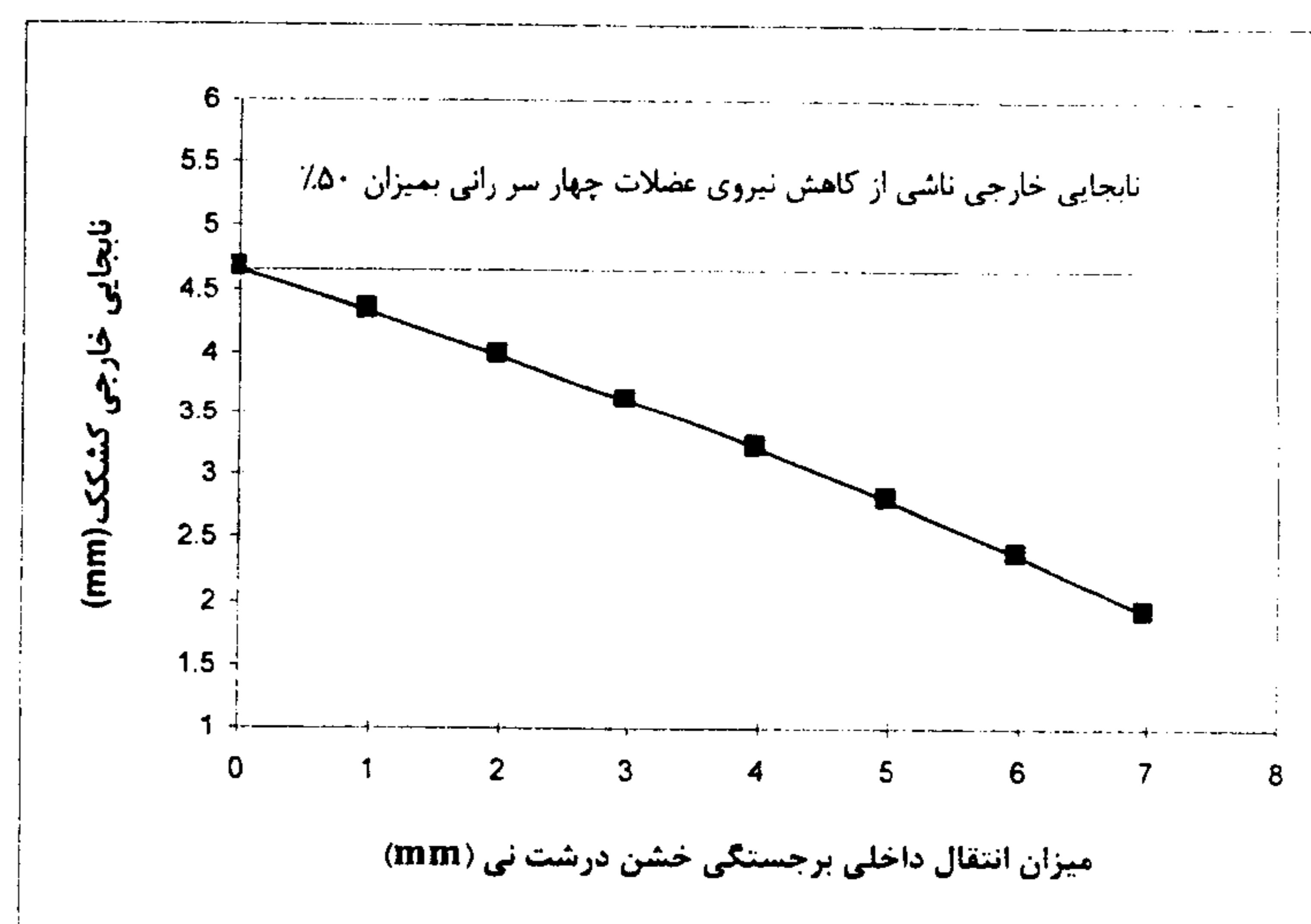
شبه سازی عملکرد غضروف مفصلی توسط فنرهای الاستیک خطی نیازمند توجه است. غضروف بطور کلی یک ماده ویسکوالاستیک است که پاسخ آن به اعمال ناگهانی یک نیروی استاتیک شامل یک مرحله فشرده شدن سریع (پاسخ الاستیک آنی) و سپس یک مرحله



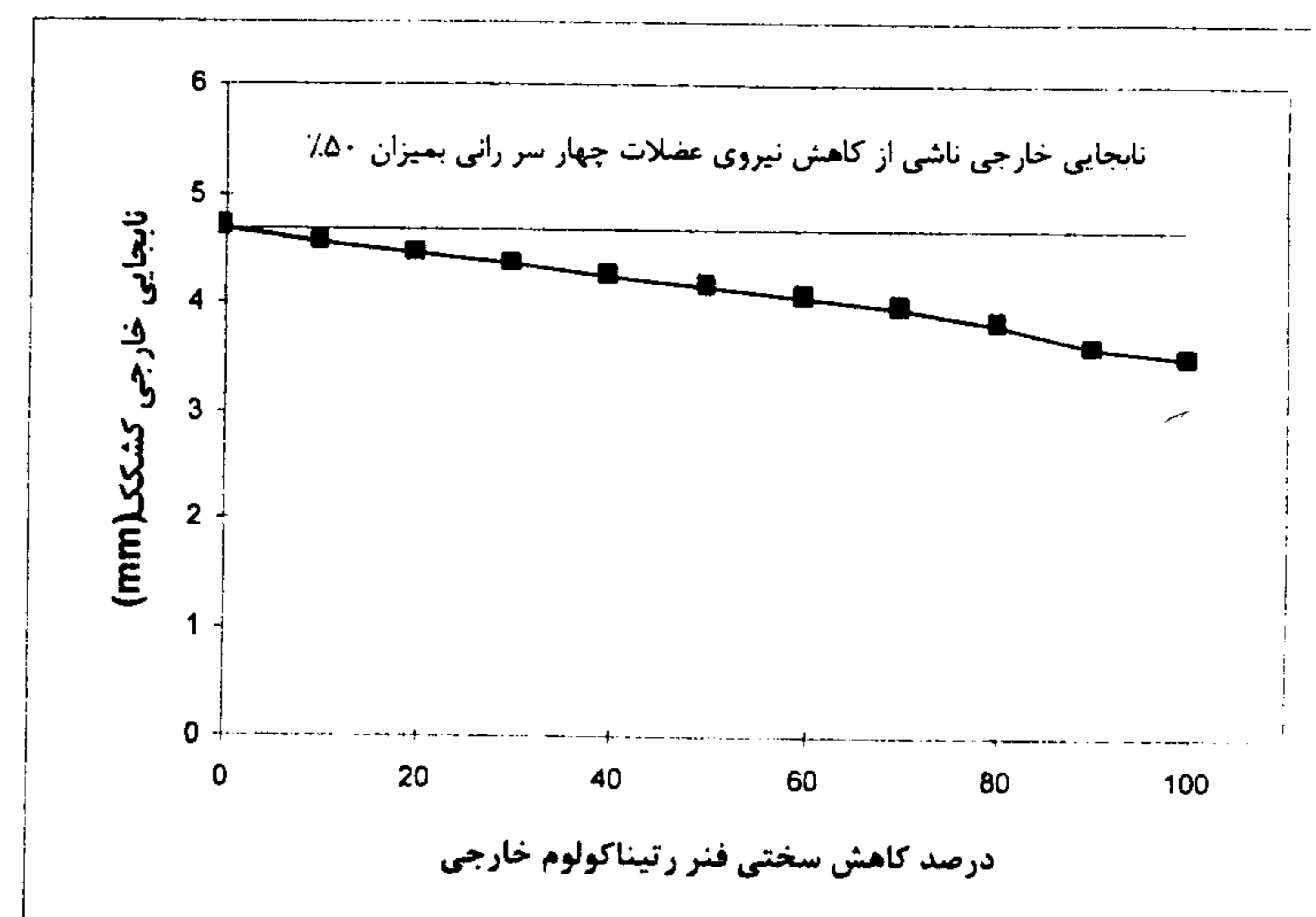
شکل ۹: تأثیر عمل جراحی انتقال خارجی ناحیه اتصال عضلات پهن داخلی به کشکک بر بازگشت کشکک به سمت داخل و اصلاح ناجایی ناشی از تضعیف عضلات پهن داخلی.

موضوعات متنوعی نظیر ناهنجاری در توزیع نیروی عضلات چهار سر، تقویت رتیناکولوم خارجی و تضعیف رتیناکولوم داخلی و نیز روشهای درمانی جراحی شامل جابجایی داخلی محل اتصال تاندون کشکک به درشت نی، رهائش بافتهای خارجی و جابجایی خارجی محل اتصال عضلات داخلی به کشکک، با استفاده از مدل مورد بررسی قرار گرفتند. حرکات جابجایی کشکک در راستای داخلی - خارجی و چرخش آن در صفحه عرضی، که بیشترین تأثیر را بر چگونگی تماس سطوح غضروفی کشکک و ران دارا می باشند [۹]، بعنوان شاخصهای پایداری مفصل کشکی-رانی ارزیابی شدند. نتایج حاصل از مدل نشان می دهند که توزیع نیرو در عضلات چهارسر تأثیر قابل ملاحظه ای بر جابجایی کشکک در راستای داخلی - خارجی دارد ولی اثر آن بر روی چرخش کشکک ناچیز است. بنظر میرسد تضعیف عضلات چهار سر داخلی را می توان از عوامل اصلی بیماری ناجایی کشکک در نظر گرفت. از آنسوی حتی با کاهش نیروی عضلات داخلی بمیزان ۹۰٪ نیز جابجایی کشکک سبب در رفتگی کامل آن نگردید. لذا می توان نتیجه گرفت که بیماری در رفتگی کشکک نمی تواند صرفاً از تضعیف عضلات چهار سر داخلی ناشی شود و عوامل دیگری، مانند ناهنجاری

مشابه، با داده های آزمایشگاهی گزارش شده در مقالات مقایسه گردید. نتایج مقایسه حاکی از دقت قابل قبول مدل در پیش بینی حرکات مفصل می باشد. در شرایط مشابه با آزمایشات مرجع [۱۵]، کاهش نیروی عضلات چهارسر داخلی بمیزان ۵۰٪ سبب جابجایی خارجی کشکک بمیزان ۳/۴ میلیمتر نسبت به حالت طبیعی گردید که مرجع مزبور این جابجایی را معادل ۴ میلیمتر گزارش کرده است. همچنین در شرایط مشابه با آزمایشات مرجع [۱۶]، قطع عضله سبب جابجایی خارجی کشکک بمیزان ۴/۱ میلیمتر نسبت به حالت طبیعی گردید که مرجع مزبور این جابجایی را معادل ۴/۵-۵ میلیمتر گزارش کرده است.



شکل ۷: تأثیر عمل جراحی انتقال داخلی برجستگی خشن درشت نی بر بازگشت کشکک به سمت داخل و اصلاح ناجایی ناشی از تضعیف عضلات پهن داخلی.



شکل ۸: تأثیر عمل جراحی رهائش خارجی، بر بازگشت کشکک به سمت داخل و اصلاح ناجایی ناشی از تضعیف عضلات پهن داخلی.

در میان روشهای جراحی متداول برای درمان ناپایداری مفصل کشکی - رانی، کمترین تأثیر برای عمل جراحی رهایش بافتهای رتیناکولوم خارجی و بیشترین تأثیر برای عمل جراحی انتقال ناحیه اتصال عضلات پهن داخلی به کشکک به سمت خارج مشاهده گردید. این نتایج با داده های حاصل از مطالعات آزمایشگاهی و کلینیکی انطباق کامل دارد [۱۷،۲].

هندسده سطوح مفصلی، نیز در آن مشارکت می کنند. تغییر خواص بافتهای رتیناکولوم داخلی و خارجی نیز تأثیر قابل ملاحظه ای بر جابجایی خارجی و افزایش زاویه چرخش کشکک دارد. اما مقایسه این تأثیر و اثرات حاصل از توزیع نیرو در عضلات چهار سر نشان میدهد که بیشترین تأثیر تضعیف یا تقویت بافتهای رتیناکولوم در چرخش کشکک، و نه جابجایی آن، ظاهر می شود.

مراجع

- 1 - Fox, J. M. and Del Pizzo, W. (1993). *The patellofemoral joint*, 2nd ed., McGraw-Hill, New York.
- 2 - Fulkerson J. P. and Hungerford D. S. (1990). *Disorders of the patellofemoral joint*, 2nd ed., Williams & Wilkins, Baltimore.
- 3 - Van Eijden, T. M. G., Kouwenhoven, E., Verburg, J. and Weijs, W. A. (1986). "A mathematical model of patellofemoral joint." *J. Biomech.*, Vol. 19, No. 3, PP. 219-229.
- 4 - Yamaguchi, G.T. and Zajac, F. E. (1989). "A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism." *J. Biomech.*, Vol. 22, No. 1, PP. 1-10.
- 5 - Hirokawa, S. (1991). "Three dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint." *J. Biomech.*, Vol. 24, No. 8, PP. 659-671.
- 6 - Hirokawa, S. (1992). "Effects of variation on extensor elements and operative procedures in patellofemoral disorders." *J. Biomech.*, Vol. 25, No. 12, PP. 1393-1401.
- 7 - Hefzy, M. S. and Yang, H. (1993). "A three-dimensional anatomical model of the human patellofemoral joint for determination of the patellofemoral motions and contact characteristics." *J. Biomed. Eng.*, Vol. 15, PP. 289-302.
- 8 - Heegaard, J., Leyvraz, P. F., Curnier, A., Rakotomanana, L. and Huiskes, R. (1995). "Biomechanics of the human patella during passive knee flexion." *J. Biomech.*, Vol. 28, No. 11, PP. 1265-1279.
- 9 - Amis, A. A. and Farahmand, F. (1996). "Extensor mechanism of the knee." *Cur. Orthop.*, Vol. 10, PP. 102-109.
- 10 - Farahmand, F., Senavongse, W. and Amis, A. A. (1998). "Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to the instability of the patellofemoral joint." *J. Orthop. Res.*, Vol. 16, PP. 136-143.
- 11 - Glitsch, U. and Baumann, W. (1997). "The three-dimensional determination of internal loads in lower extremity." *J. Biomech.*, Vol. 30, No. 11, PP. 1123-1131.
- 12 - Conlan, T., Garth, W. P. and Lemons, J. E. (1993). "Evaluation of the medial soft-tissue restrains of the extensor mechanism of the knee." *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 75A, No. 5, PP. 682-693.
- 13 - Eberhart, A. W., Keer, L. M., Lewis, J. L. and Vithoontien, V. (1990). "An analytical model of joint contact." *J. Biomed. Eng.*, Vol. 12, PP. 407-413.
- 14 - Fung, Y. C. (1981). *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. Springer-Verlag, New York.

- 15 - Ahmed, A. M., Shi, S., Hyder, A. and Chan, K.H. (1988). "The effect of quadriceps tension characteristics on the patellar tracking pattern." *Trans. Orthop. Res. Soc.*, Vol. 34, P. 238.
- 16 - Goh, J. C. H., Lee, P. Y. C. and Bose, K. (1995). "A cadaver study of the function of the oblique part of vastus medialis." *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 77B, No. 2, PP. 682-693.
- 17 - Farahmand, F. and Tahmasbi M. N. (1999). "A biomechanical study of lateral release and Elmslie-Trillat procedures to restabilise the maltracking patella." *Acta Medica Iranica*, Vol. 37, No. 4, PP. 227-231.

واژه های انگلیسی به ترتیب استفاده در متن

- 1 – Subluxation
- 2 – Dislocation
- 3 – Lateral Patellar Compression Syndrome
- 4 – Quadriceps
- 5 – Retinaculum
- 6 – Lateral release
- 7 – Tibial Tubercle Medialization
- 8 – Vastus Medialis Plasty
- 9 – Sagittal
- 10 – Transverse Plane
- 11 – Hirokawa
- 12 – Patellar Shift
- 13 – Patellar Tilt