



## توانبخشی رباتیک با قابلیت انطباق سختی مفصل آرنج

مهدی بامداد<sup>1\*</sup>، همایون زرشناس<sup>2</sup>

1- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود  
 2- کارشناس ارشد، مهندسی مکترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود  
 \* شاهرود، صندوق پستی 3619995161، bamdad@shahroodut.ac.ir

### اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل  
 دریافت: 16 بهمن 1392  
 پذیرش: 16 فروردین 1393  
 ارائه در سایت: 08 مهر 1393

کلید واژگان:  
 توانبخشی  
 طراحی مکانیزم  
 محرک کابلی  
 سختی  
 مفصل آرنج

### چکیده

افزایش کیفیت تعامل انسان و ربات موجب پیدایش دستگاه‌های جدید در حوزه توانبخشی شده است. تطابق مکانیزم با مشخصه‌های فیزیکی انسان می‌تواند تعامل ایمن و کارآمد بین کاربر و ربات ایجاد کند. توجه به تغییرات سختی مفاصل در طول حرکت در ایجاد احساس راحتی برای بیمار و موفقیت برنامه توانبخشی بسیار مؤثر است. در این مقاله یک ربات محرک کابلی به عنوان ابزاری جدید در زمینه توانبخشی، با هدف ایجاد بیشترین تطابق با عملکرد آرنج انسان، معرفی می‌شود. به علاوه در طراحی ربات توانبخشی آرنج مزایایی چون ارزان و سبک بودن، ایجاد حرکت هموار، کاهش ابعاد موتورهای محرک در نظر گرفته شده است. در این مقاله روابط حاکم بر سیستم با محوریت مسأله سختی بیان شده است. ارتباط میان پارامترهای توصیف کننده رفتار دینامیک مکانیزم با حرکت‌های نوسانی آرنج بررسی شده و در نمونه ساخته شده مورد آزمایش قرار گرفته است. در آزمایش‌های انجام شده، مسیر و دامنه حرکت ربات مطابق با برنامه‌های توانبخشی آرنج طراحی شده است. چنین مکانیزمی به علت شبیه‌سازی رفتار آرنج انسان می‌تواند کاربردهای گسترده‌ای در حوزه پزشکی رباتیک داشته باشد.

## Robotic rehabilitation with the elbow stiffness adjustability

Mahdi Bamdad\*, Homayoon Zarshenas

Department of Mechanical Engineering, Shahrood University, Shahrood, Iran.  
 \* P.O.B. 3619995161, Shahrood, Iran, Bamdad@shahroodut.ac.ir

### ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper  
 Received 05 February 2014  
 Accepted 05 April 2014  
 Available Online 30 September 2014

**Keywords:**  
 Rehabilitation  
 Mechanism Design  
 Cable Actuated  
 Stiffness  
 Elbow Joint

### ABSTRACT

The quality improvement of human and robot interface has led to create a new device in this area. The adaptation of robot with the physical characteristics of body creates a safe and efficient interface between robot and user. Considering the joint stiffness variation during the motion range can make the patient feel better and thus, bring success for the rehabilitation program. In this paper, a cable actuated robot is introduced as a new rehabilitation approach. Cable actuator is used in this project in order to achieve to maximum adaptation with elbow operation. Moreover in the design of rehabilitation device, some advantages are regarded like the low-cost and light weight, smooth joint motion and motor size reduction. In this paper, equations of the system are described with focus on stiffness issue. The dynamic parameters related to the elbow behavior are described and the performance of the elbow rehabilitation device is examined. In tests which are carried out, the trajectory for elbow range of motion is planned according to elbow rehabilitation exercises. As the presented mechanism able to simulate elbow rehabilitation, it can be used more widely in the field of medical robotics.

### 1- مقدمه

تاکنون راه کارهای مختلفی برای ساخت تجهیزات توانبخشی و بازتوانی عضلانی که به بدن بیمار متصل می‌شوند پیشنهاد شده است. به عنوان مثال محرک سری الاستیک<sup>1</sup> متشکل از یک موتور الکتریکی که با یک نوار الاستیک به صورت سری قرار می‌گیرد، در سیستم‌های توانبخشی استفاده می‌شود [2]. مکانیزم‌هایی با محرک سری الاستیک، سختی متغیر در حین حرکت ایجاد می‌کند. این ویژگی، انعطاف‌پذیری سیستم را در برابر نیروهای خارجی افزایش می‌دهد. بنابراین استفاده از محرک‌های سری الاستیک در تجهیزات توانبخشی و ربات‌هایی که ارتباط مستقیم با انسان دارند، خطر آسیب دیدگی ناشی از برخورد ناخواسته بین ربات و انسان را مرتفع می‌سازد.

مفصل آرنج و زانو از اندام‌های مهم حرکتی بدن است که در معرض آسیب‌های مختلفی مانند شکستگی، پارگی تاندون و مشکلات حرکتی ناشی از نقص سیستم عصبی عضلانی است. از این رو دستگاه‌های بازتوانی و فیزیوتراپی کاربرد گسترده‌ای برای بسیاری از بیماران دچار ضایعات نخاعی، سکته مغزی، ضعف عضلات با منشاء آسیب‌های عصبی و عضلانی (ماسل دیستروفی)، سالمندان و افراد مبتلا به ام‌اس دارند. از تجهیزات و روش‌های فیزیوتراپی مختلف با هدف افزایش راندمان و سرعت فرایند توانبخشی بیماران استفاده می‌شود [1].

1- Series Elastic Actuators (SEA)

انسان با دستگاه ساخته شده ارزیابی شده و نتایج حاصل با شبیه‌سازی نرم-افزاری مقایسه می‌شود. در پیوست نیز به آزمایش‌های تجربی مربوط به تغییر پارامترهای دینامیکی آرنج اشاره می‌شود.

## 2- طرح کلی ربات

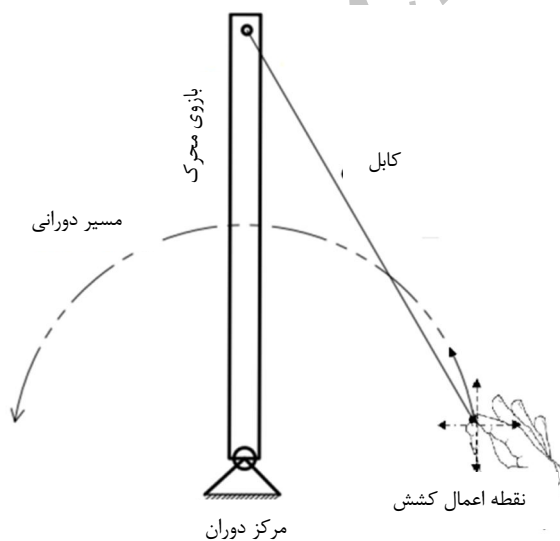
### 2-1- راه‌کار تولید گشتاور

برای تولید گشتاور، به اعمال نیروی خارج از راستای بازوی محرک نیاز است. مطابق شکل 1 با اعمال نیروی کششی از طریق یک کابل به بازوی محرک، گشتاور مورد نیاز تولید شده است.

به‌منظور کنترل میزان گشتاور تولید شده و نحوه حرکت بازوی محرک، می‌توان راستای نیرو در کابل را با هدایت نقطه اعمال نیرو در راستای افقی، عمودی یا در مسیر دورانی، تنظیم کرد. از میان مسیرهای مختلف برای هدایت راستای اعمال نیرو در کابل، مسیر دورانی حول مرکز دوران بازوی محرک، انتخاب شده است. با انتخاب این مسیر، می‌توان در یک فضای کاری محدود، تغییرات گشتاور را کنترل نمود. همچنین امکان کنترل حرکت بازوی محرک به ازای دوران 360 درجه حول مفصل فراهم می‌شود [10]. ویژگی-های بیان شده برای مسیر انتخابی، در بخش‌های پیش‌رو با استناد به معادلات حاکم بر مکانیزم، مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

### 2-2- طراحی مقدماتی ربات

به منظور هدایت راستای نیرو در مسیر دوار پیشنهاد شده، مکانیزم کابلی شامل یک موتور کشنده برای تأمین نیرو کششی در کابل، یک دیسک راهنما به منظور هدایت راستای کابل و یک بازوی محرک خواهد بود. مرکز دوران بازوی محرک و دیسک راهنما بر هم منطبق هستند، در شرایطی که هر یک به صورت مستقل امکان دوران دارند. مطابق شکل 2، کابل خارج شده از موتور کشنده در طی مسیر طراحی شده از پولی نصب شده روی دیسک دوار، عبور می‌کند. به این ترتیب نیروی محرک از طریق این کابل به نقطه انتهای بازوی محرک انتقال می‌یابد. نقاط عبور کابل از موتور کشنده به دیسک راهنما و نهایتاً به بازوی محرک، به ترتیب  $X_T$ ،  $X_G$  و  $X_L$  نام‌گذاری شده است.



شکل 1 مسیر دورانی برای هدایت راستای اعمال نیروی کششی در کابل به منظور کنترل گشتاور بازوی محرک

همچنین فراهم شدن امکان کنترل دقیق نیرو، ذخیره‌سازی انرژی، کاهش اثر ضربه‌های ناشی از تغییر سرعت موتور و حذف اثر لقی چرخنده‌ها از مزایای این نوع محرک است [3].

محرک‌های کابلی با ویژگی‌های منحصربه‌فرد در قالب زنجیره‌های سینماتیکی سری و موازی در ساخت تجهیزات توانبخشی استفاده می‌شوند [4]. کابل در این نوع مکانیزم‌ها امکان انتقال نیرو را فراهم می‌کند. ضمن آنکه با توجه به کارکرد ایمن و بی‌خطر کابل، می‌توان آن را در سیستم‌های توانبخشی، مستقیماً به بدن انسان متصل کرد و از استخوان انسان به عنوان میله رابط بهره گرفت. در چنین شرایطی سیستم محرک کابلی سبک و کم-حجم خواهد شد. اخیراً در دسته‌ای از ربات‌های موازی از عنصر کابل به عنوان جایگزینی سبک برای پاهای ربات بهره گرفته شده است [5]. ربات موازی «استیرینگ‌من»<sup>1</sup> با سیستم انتقال نیروی کابلی، برای انجام تمرین‌های توانبخشی حرکتی پا و کمک به حفظ تعادل در افرادی که دارای اختلال کنترل عضلات هستند و یا عمل جراحی زانو داشته‌اند، طراحی شده است [6]. به علاوه، دست مصنوعی رباتیک با قابلیت شبیه‌سازی عملکرد انگشتان دست و ایجاد حس لامسه در کنترل واقعیت مجازی به کمک محرک‌های کابلی و با ساختار سبک، طراحی شده است [7,8]. همچنین در کاربردهایی نظیر دستگاه‌های توانبخشی آرنج و شانه، برای کنترل حرکت از سیستم شبیه‌سازی حرکت دورانی مفصل با محرک‌های کابلی<sup>2</sup> بهره گرفته شده است [9].

با توجه به تحقیقات گذشته روی دستگاه‌های توانبخشی، همواره تلاش شده بیشترین شباهت از نظر ویژگی‌های ایستایی و حرکتی با اندام طبیعی ایجاد شود. از جمله چالش‌های این نوع طراحی، مکانیزم انتقال نیرو، تولید گشتاور در مفصل، یکنواختی حرکت خم شدن و باز شدن مفصل<sup>3</sup> و مشابهت ویژگی‌های مکانیکی سیستم با مفصل طبیعی است. در تمامی نمونه‌های ذکر شده تغییرات گشتاور بازو ناشی از تغییر نیروی محرک است. اما در برخی تحقیقات انجام شده در زمینه سیستم‌های محرک، تغییر راستای اعمال نیرو یا به عبارت دیگر بازوی گشتاور به منظور کنترل عملکرد مفصل، بررسی شده است.

در این پژوهش تأکید بروی استفاده از اجزای انعطاف‌پذیر در زنجیره قوای محرک برای سبک‌سازی دستگاه توانبخشی و قابل حمل نمودن آن، است. همچنین نشان داده خواهد شد که کنترل سختی مفصل در حین حرکت با یک مکانیزم محرک کابلی امکان‌پذیر است. در ادامه، مزایای مکانیزم در قالب تحلیل سختی دستگاه نشان داده می‌شود. در این مقاله، هدف، طراحی نوآورانه رباتی است که علاوه بر تطابق کامل با ارگونومی بدن، در برنامه توانبخشی، حرکتی هموار را برای مفصل آرنج بیمار تولید کند. سختی تأمین شده توسط دستگاه برای مفصل تطابق مطلوبی با میزان سختی آرنج انسان مطابق با پروتکل‌های توانبخشی آرنج دارد.

در بخش دوم مفاهیم طراحی منجر به طرح شماتیک ربات شده است. در بخش سوم به روابط حاکم بر سیستم و مسأله محوری سختی پرداخته می‌شود. در بخش چهارم اجزای تشکیل‌دهنده نمونه ربات ساخته شده به صورت مختصر شرح داده می‌شود. در انتها در بخش پنجم، با توجه به رویکردهای متنوعی که در چارچوب توانبخشی و تعامل با بدن تدوین شده، کیفیت عملکرد ربات توانبخشی آزموده می‌شود. شبیه‌سازی تغییرات سختی آرنج

1- StringMan  
2- hole Arm Manipulator (WAM)  
3- Flexion/Extension

که با توجه به هندسه مکانیزم و قانون کسینوس‌ها می‌توان روابط (۴.۵) را نوشت:

$$L_{GT} = \sqrt{R_G^2 + R_T^2 - 2R_G R_T \cos(\Phi - \xi)} \quad (4)$$

$$L_{LG} = \sqrt{R_L^2 + R_G^2 - 2R_L R_G \cos(\theta - \Phi)} \quad (5)$$

با توجه به رابطه (2)، گشتاور با محاسبه مشتق انرژی سیستم نسبت به زاویه نقطه اثر نهایی، از رابطه (6) محاسبه می‌شود:

$$\tau_T = T \frac{dx}{d\theta} \quad (6)$$

با جایگذاری مقادیر هندسی (4) و (5) در رابطه (3) و مشتق‌گیری و ساده‌سازی رابطه (6)، گشتاور بازوی رباتیک حاصل می‌شود (رابطه 7):

$$\tau_T = T \frac{R_L R_G}{L_{LG}} \sin \psi \quad (7)$$

$\psi$  زاویه نسبی بین راستای بازوی محرک و دیسک راهنما و برابر با  $(\theta - \Phi)$  است. بر اساس رابطه (7) گشتاور ناشی از کابل تنها تابعی از نیروی کشش و زاویه نسبی  $\psi$  است و به موقعیت قرارگیری بازوی محرک بستگی ندارد. از این روی استفاده از مسیر دایره برای هدایت کابل، مطابق شکل 1، امکان کنترل گشتاور محرک مورد نیاز را در هر موقعیت زاویه‌ای فراهم می‌کند که یک مزیت برای سیستم پیشنهاد شده به شمار می‌آید.

از جمله ویژگی‌های مکانیزم توانبخشی پیشنهاد شده، سختی مکانیکی قابل تنظیم است. محاسبه سختی نیز با مشتق‌گیری از گشتاور پیچشی نسبت به زاویه دوران بازو،  $\theta$ ، با رابطه (8) محاسبه می‌شود:

$$k_T = \frac{d\tau_T}{d\theta} = T \frac{d^2 x}{d\theta^2} \quad (8)$$

با جایگذاری پارامترهای هندسی مکانیزم در رابطه (8)، رابطه (9) بدست می‌آید:

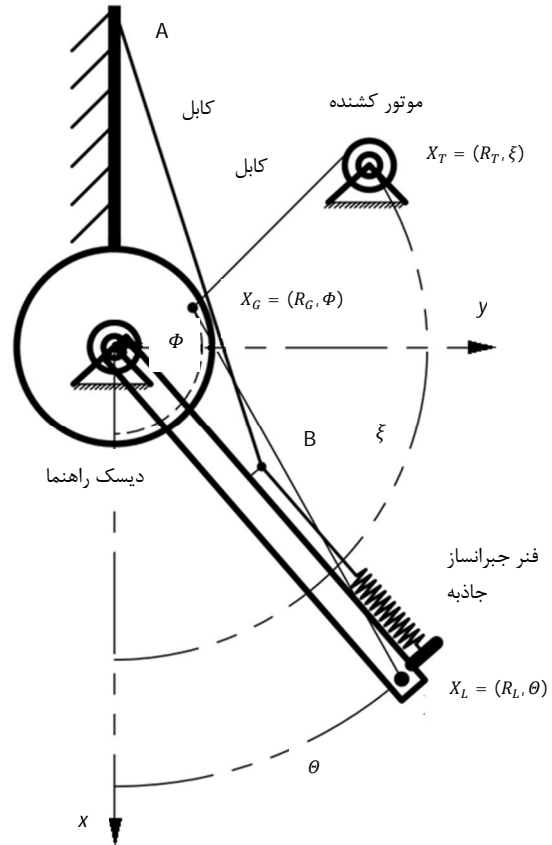
$$k_T = T \left( R_L \frac{R_G}{L_{LG}(\psi)} \cos(\psi) - R_L^2 \frac{R_G^2}{[L_{LG}(\psi)]^3} \sin^2(\psi) \right) \quad (9)$$

بنابراین در هر موقعیت زاویه‌ای با تنظیم میزان کشش کابل یا زاویه قرارگیری دیسک راهنما نسبت به بازوی محرک ( $\psi$ )، می‌توان مقادیر سختی و گشتاور را به صورت مستقل از هم کنترل نمود.

#### 4- نمونه آزمایشگاهی

با توجه به عملکرد ربات در حوزه توانبخشی، ویژگی‌های سینتیکی و سینماتیکی آرنج در طراحی در نظر گرفته شده است. بر اساس قیود مربوط به ارگونومی دست و عملکرد آرنج انسان، پارامترهای هندسی معرفی شده در شکل 2، مطابق جدول 1 انتخاب شده است.

بر اساس مدل طراحی شده، یک نمونه آزمایشگاهی ساخته شده است. نحوه اتصال این ربات به دست کاربر در شکل 3 نشان داده شده است. موتور کشنده به کمک یک فنر پیچشی نیروی ثابت تولید می‌کند. مقدار این نیرو با تنظیم میزان پیچش فنر بین 10 تا 25(N) قابل تغییر است. این نیرو از طریق کابل منتقل می‌شود. کابل مورد نظر از روی پولی تعبیه شده روی دیسک راهنما عبور کرده و به انتهای آزاد بازوی محرک متصل شده است. زاویه چرخش دیسک راهنما به کمک موتور الکتریکی تغییر می‌کند. بنابراین راستای نیروی اعمالی از طریق کابل و در نتیجه گشتاور تولید شده در بازوی محرک تنظیم می‌شود. برای دوران دیسک راهنما از یک موتور جریان مستقیم D.C. با حداکثر سرعت 90(r.p.m)، حداکثر گشتاور  $\tau_s = 5$  (kg.cm) با ولتاژ 5 ولت استفاده شده است.



شکل 2 طرح شماتیک سیستم محرک کابلی

مرکز دستگاه مختصات در این طراحی منطبق بر مرکز دوران دیسک راهنما و بازوی محرک در نظر گرفته شده است و مختصات قطبی مربوط به نقاط  $X_L$  و  $X_G$ ،  $X_T$  در دستگاه مختصات مورد نظر بیان شده است. بنابراین  $R_L$ ،  $R_G$  و  $R_T$  فاصله نقاط  $X_L$ ،  $X_G$ ،  $X_T$  را تا مبدا دستگاه مختصات و  $\Phi$ ،  $\xi$  و  $\theta$  به ترتیب زاویه نقاط مذکور را نسبت به راستای مثبت محور  $x$  نشان می‌دهد.

#### 3- معادلات حاکم بر سیستم

با فرض خم شدن و باز شدن دست، دینامیک بازوی رباتیک با معادله کلی (1) توصیف می‌شود:

$$\tau_T = M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) \quad (1)$$

$M(\theta)$ ،  $C(\theta, \dot{\theta})$  و  $G(\theta)$  به ترتیب ترم‌های اینرسی و میرایی غیرخطی و جاذبه هستند.  $\tau_T$  گشتاور محرک بازوی رباتیک است. برای محاسبه گشتاور حاصل از کشش کابل از معادله انرژی استفاده می‌شود. حرکت بدون بروز اصطکاک در اتصالات، با محرکه کابل صورت گرفته است، بنابراین معادله انرژی مطابق رابطه (2) است:

$$U_T = \int T dx = \int \tau_T d\theta \quad (2)$$

$T$  کشش کابل و  $dx$  تغییر طول کابل است و  $\tau_T$  گشتاور مفصل حاصل از نیروی کابل ( $T$ ) و  $\theta$  تغییر زاویه بازو ناشی از اعمال گشتاور است.

کابل به صورت پیوسته از موتور کشنده تا نقطه انتهایی بازوی متصل شونده به ساعد کشیده شده است و طول کل کابل مطابق شکل 2، از رابطه (3) بدست می‌آید:

$$x = L_{LG} + L_{GT} \quad (3)$$

گرفته است و نتایج حاصل با مقادیر حاصل از محاسبات تئوری و شبیه‌سازی نرم‌افزاری مقایسه شده است.

#### 5-1- محرکه کابلی

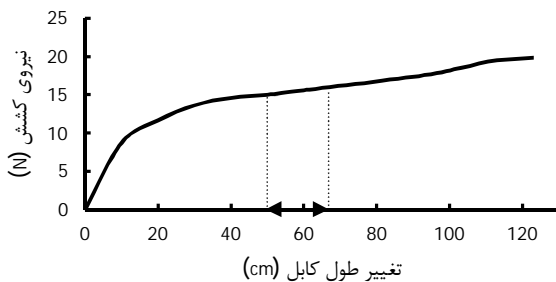
میزان کشش کابل متناسب با وزن دست هر فرد باید تنظیم شود. در شبیه‌سازی انجام شده، با اعمال وزن دست کاربر به بازوی محرک (2kg) برای شخص مذکور بالغ [11]، به ازای اعمال نیروی کشش 11 نیوتن و 140 درجه دوران دیسک راهنما، میله متصل به ساعد با سرعت 1 rad/s به میزان 2/1 رادیان دوران دارد ( $\theta < 120$ ). در آزمایش عملی نیز با توجه به بازه حرکتی دستگاه‌های توانبخشی، لینک متصل به ساعد، بازه 2 رادیان را در دو ثانیه طی می‌کند.

محدوده تغییر طول کابل در آزمایش‌های صورت گرفته بر روی بیمار، روی محور افقی در شکل 4 مشخص شده است. روند تغییر نیرو به ازای تغییر طول کابل در بالانس فیزیکی بررسی شده و بازه مشخص شده، مربوط به تغییر طول کابل به ازای 120 درجه دوران آرنج کاربر است. این محدوده از 52(cm) شروع شده و 14(cm) طول دارد. تغییرات نیرو در این بازه ناچیز است بنابراین می‌توان با تقریب مناسبی نیروی کشش کابل را در آزمایش‌های انجام شده، ثابت و برابر با 15(N) در نظر گرفت. تفاوت نیروی کشش کابل در تئوری و آزمایش ناشی از غیر ایده‌آل بودن عملکرد فنر جبران‌ساز جاذبه و اصطکاک موجود در قرقره‌ها و مفصل بازوی محرک است.

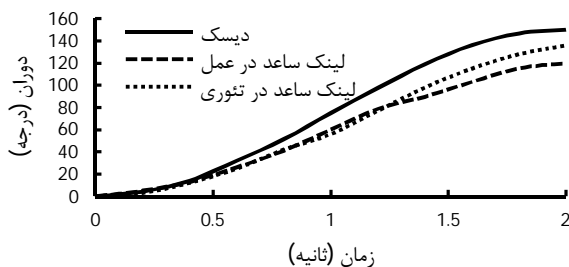
به ازای دوران دیسک راهنما در بازه 140 درجه، بازوی محرک 112 درجه دوران دارد. در شکل 5 جایجایی زاویه‌ای دیسک راهنما و بازوی محرک برای خم کردن مفصل آرنج به ازای نیروی 11(N) در شبیه‌سازی و نیروی کشش 15(N) در آزمایش، نمایش داده شده است.

#### 5-2- سختی ربات توانبخشی

با توجه به رابطه (9) بر اساس پارامترهای هندسی مربوط به طراحی مکانیزم و با داشتن مقدار نیروی کشش کابل ( $T$ ) و زاویه نسبی  $\psi$  حاصل از شبیه‌سازی و آزمایش‌های انجام شده می‌توان تغییرات سختی را در حالت تئوری و



شکل 4 روند تغییر نیروی کشش در بالانس فیزیکی به ازای تغییر طول کابل



شکل 5 مقایسه دوران دیسک راهنما و دوران بازو در حالت تئوری و عملی

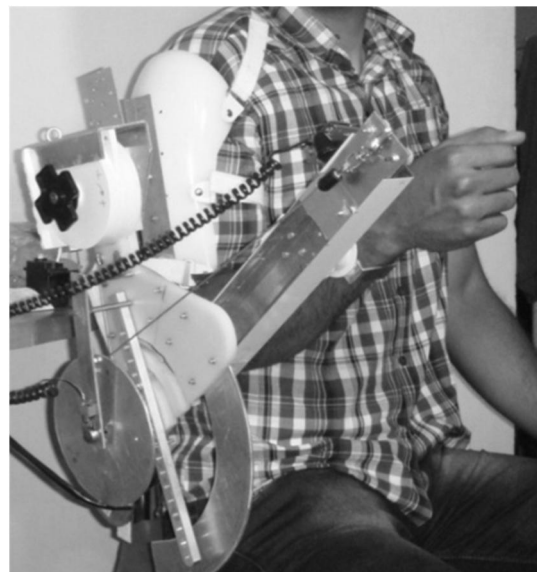
جدول 1 پارامترهای هندسی مربوط به مکانیزم توانبخشی

نام پارمتر	مقدار پارمتر
$R_L$	0/34(m)
$R_G$	0/075(m)
$R_T$	0/16(m)
$\zeta$	120(deg)
$\phi$	0~180(deg)
$\theta$	0~130(deg)
$K$	250(N/m)

تعیین موقعیت بازوی محرک به منظور کنترل زاویه دوران آن اهمیت دارد. به منظور سنجش نحوه حرکت بازوی محرک، از یک سنسور شیب (Zcity) با دقت 0/01 درجه استفاده شده که روی بازوی محرک و در محل اتصال آن به میج کاربر قرار داده شده است. همچنین موقعیت زاویه‌ای دیسک راهنما با استفاده از یک مقاومت متغیر که به مرکز دیسک متصل شده، با دقت 0/5 درجه، اندازه‌گیری می‌شود. اطلاعات دریافتی به میکروکنترلر منتقل می‌شود تا بتواند بازه حرکتی آرنج را مطابق با برنامه توانبخشی در نظر گرفته شده کنترل کند. تنظیم سرعت دوران دیسک راهنما با تغییر سیکل کاری سیگنال‌های PWM مربوط به موتور محرک آن محقق می‌شود. از این طریق می‌توان حرکات توانبخشی را با سرعت مناسب طراحی کرد.

#### 5- بررسی و شبیه‌سازی عملکرد ربات

به منظور بررسی عملکرد ربات ساخته شده، ربات به دست یک داوطلب مرد 25 ساله متصل شده است. برنامه توانبخشی غیرفعال مداوم روی دست بیمار پیاده می‌شود و عملکرد ربات مورد آزمایش قرار می‌گیرد. در آزمایش‌های انجام شده از داوطلب خواسته شده دست خود را بطور کامل رها کند تا کل وزن آن توسط ربات تحمل شود. سپس به موتور محرک دیسک راهنما فرمان داده می‌شود تا با دوران دیسک و تغییر زاویه کابل نسبت به بازوی محرک، حرکت رفت و برگشتی در بازه حرکتی معادل با حداکثر دامنه دوران آرنج انجام شود. طی این آزمایش پارامترهای دینامیک حرکت مورد بررسی قرار



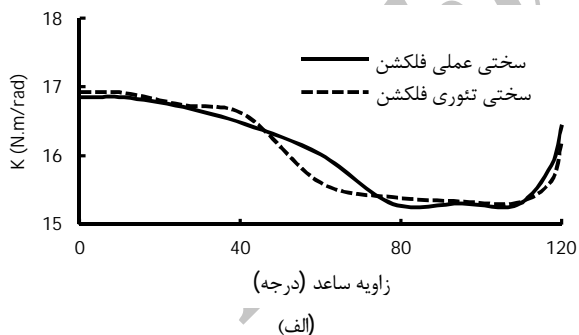
شکل 3 دستگاه توانبخشی آرنج ساخته شده

با توجه به ثابت بودن نیروی کشش کابل (11(N) در شبیه‌سازی و (15(N) در آزمایش) و بر اساس نتایج شکل 8، تغییرات سختی حین دوران مفصل قابل محاسبه است. روند تغییرات سختی در حالت تئوری و عملی برای دو حرکت خم شدن (فلکشن) و باز شدن (اکستنشن) مفصل آرنج در شکل 9 دیده می‌شود.

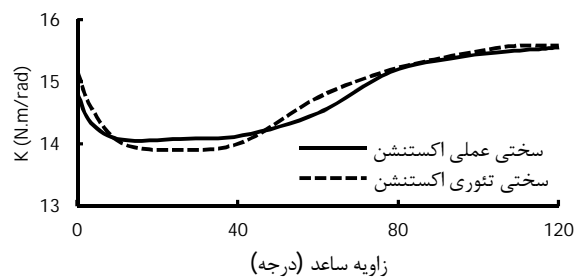
در شکل 9 تغییرات سختی در عمل نسبت به نتایج تئوری اختلاف جزئی دارد. منشاء این اختلاف عواملی نظیر، ایده‌آل نبودن فنر جبران‌ساز، اصطکاک در قرقه‌ها، لقی مفصلی و عدم همراستایی دقیق محور دوران مفصل دستگاه با آرنج انسان است که منجر به ایجاد گشتاورهای خارج محوری و اصطکاک می‌گردد.

تغییرات سختی آرنج، در حین خم کردن دست با نتایج عملکرد ربات توانبخشی مقایسه شد. با توجه به ویژگی‌های فیزیولوژیک دست انسان، عوامل بسیاری بر مقدار سختی آرنج تأثیرگذار است، از جمله ثابت یا در حرکت بودن مفصل، افقی یا عمودی بودن صفحه حرکت، سرعت حرکت، نقطه شروع حرکت دورانی آرنج و میزان درگیر شدن عضلات بازو و ساعد در حرکت [12]. با توجه به تمامی این عوامل، میزان سختی در حین دوران آرنج، حدود 2 تا 40(Nm/rad) است [13]. همچنین آزمایش‌ها نشان می‌دهد روند تغییرات سختی آرنج در هنگام حرکت، دارای تقعر رو به بالا است [14].

بر اساس نتایج حاصل، حدود تغییرات سختی بازوی مکانیکی بین 14 تا 17(Nm/rad) بدست آمده که در محدوده قابل قبول قرار دارد. ضمن آنکه روند تغییرات سختی مفصل در ربات معرفی شده مشابه با عملکرد مفصل آرنج انسان می‌باشد، بنابراین عملکرد ربات با سختی قابل تنظیم از نظر تئوری و عملی صحت‌گذاری می‌شود. در آزمایش‌های انجام شده در مرجع 14، حداکثر میزان سختی متناسب با بیشینه درگیری عضلات و بیشینه مقاومت دست در برابر حرکت، اندازه‌گیری شده است در صورتی که مکانیزم ارائه شده در این مقاله برای انجام حرکات پس‌پوی طراحی شده که در این وضعیت دست



(الف)



(ب)

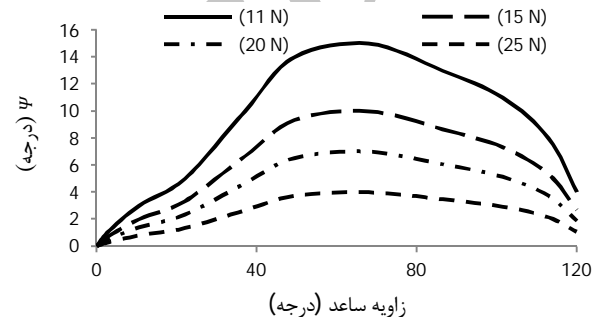
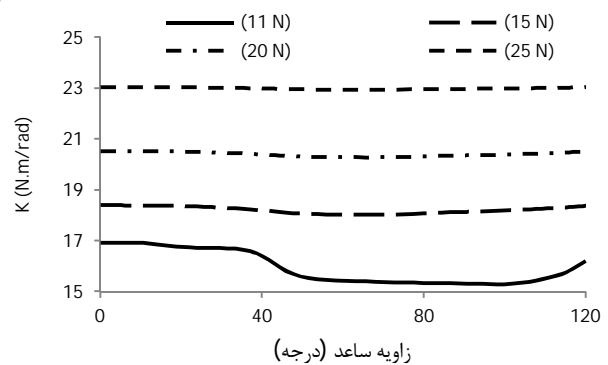
شکل 9 مقایسه تغییرات سختی حاصل از شبیه‌سازی نرم‌افزاری و نمونه ساخته شده برای حرکت؛ الف) فلکشن آرنج و ب) اکستنشن آرنج

عملی محاسبه نمود. در شکل 6 تأثیر تغییر نیروی کشش کابل بر زاویه نسبی  $\psi$  در شبیه‌سازی نرم‌افزاری نشان داده شده است.

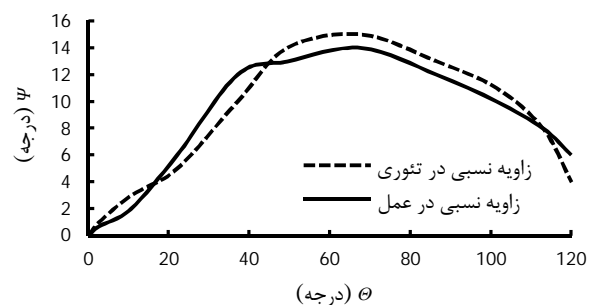
همان‌طور که مشاهده می‌شود، به منظور تولید گشتاور ثابت، با افزایش نیروی کشش کابل، زاویه نسبی  $\psi$  کاهش می‌یابد. همچنین تأثیر میزان کشش کابل بر تغییرات سختی در شکل 7 نشان داده شده است.

شکل 7 نشان‌دهنده قابلیت ایجاد سختی متغیر در مکانیزم معرفی شده است. در نمودارهای 6 و 7، زاویه  $\psi$  و ضریب سختی مربوط به شبیه‌سازی نرم‌افزاری حرکت فلکشن آرنج است.

به منظور تعیین سختی عملی، تغییرات زاویه  $\psi$  در آزمایش مورد نیاز است. بنابراین موقعیت زاویه‌ای دیسک راهنما و بازوی محرک در هر لحظه از حرکت به کمک ثبات‌های تعبیه شده روی مفصل دوران دیسک راهنما و بازوی محرک به طور مجزا ثبت شده است، سپس بر اساس مقادیر حاصل، زاویه نسبی بین دیسک راهنما و ساعد محاسبه شده است. شکل 8 تغییرات زاویه نسبی بین دیسک راهنما و بازوی محرک را در تئوری (شبیه‌سازی) و آزمایش نشان می‌دهد.

شکل 6 تأثیر تغییر نیروی کشش بر زاویه نسبی ( $\psi$ )

شکل 7 تأثیر تغییر نیروی کشش کابل بر ضریب سختی



شکل 8 تغییرات زاویه نسبی  $\psi$  بر اساس زاویه بازوی محرک ( $\theta$ ) برای دو حالت تئوری و عملی

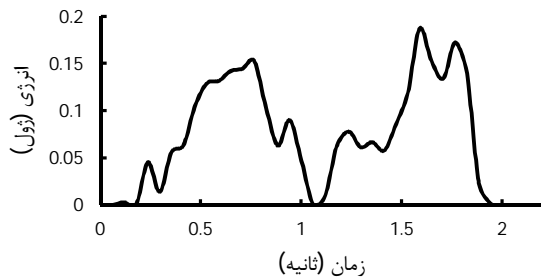
کمترین مقاومت را در برابر حرکت اعمال می‌کند به همین علت مقادیر عددی حاصل از آزمایش‌های انجام شده روی ربات با نتایج ارائه شده در مرجع 14 از نظر کمی تفاوت دارد.

### 3-5- ویژگی‌های دینامیک مکانیزم در حرکت متناوب

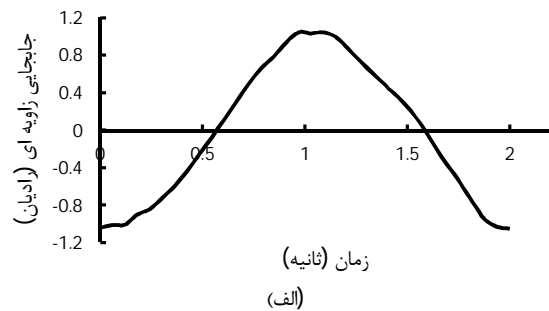
در این بخش ارتباط میان پارامترهای توصیف‌کننده رفتار دینامیک مکانیزم با حرکت‌های نوسانی آرنج بررسی شده است. در شکل 10 تغییرات پارامترهای سینماتیکی از قبیل جابجایی، سرعت و شتاب زاویه‌ای به ازای دوران آرنج در کل بازه حرکتی با سرعت  $2(\text{rad/s})$  مورد بررسی قرار گرفته است. در آزمایش انجام شده مبدا حرکت در زاویه  $1$  رادیان در نظر گرفته شده است بنابراین بازه حرکت نوسانی آرنج در این شرایط از  $-1$  تا  $+1$  رادیان است. در شکل 10-الف، نقطه آغاز حرکت  $1(\text{rad})$  می‌باشد که نشان می‌دهد ابتدا دست به صورت موازی در کنار بدن قرار گرفته و حرکت با فلکشن و سپس اکستنشن آرنج کامل می‌شود. در ادامه میزان انرژی جنبشی سیستم در طول حرکت ارزیابی می‌گردد. انرژی سیستم تابعی از ممان اینرسی ( $I$ ) و سرعت زاویه‌ای بازوی محرک ( $\omega$ ) بوده و طبق رابطه  $E(J) = 1/2 I \omega^2$  محاسبه شده است. ممان اینرسی  $I$ ، مجموع ممان اینرسی بازوی محرک ربات و ممان اینرسی ساعد کاربر است. ممان اینرسی بازوی محرک  $0/015(\text{kg.m}^2)$  و ممان اینرسی ساعد کاربر (فردی مذکر بالغ به وزن  $80$  کیلوگرم)، برابر با

نتایج حاصل از بررسی سینماتیک حرکت ربات در اشکال 10 و 11 را می‌توان با تغییر پارامترهای سینماتیکی در یک سیکل کامل دوران آرنج انسان که در شکل‌های 13 و 14 در پیوست ارائه شده است، مقایسه کرد [15,16]. آزمایش مرجع 15 شامل حرکات فلکشن و اکستنشن در آرنج افراد سالم است که با فرکانس نوسانی بالا (2 تا 6 هرتز) انجام شده است. در حیطه توانبخشی، حرکت آرنج با سرعت پایین انجام می‌شود، بنابراین فرکانس نوسانات پایین است (کمتر از 1 هرتز)، به طور مثال در این مقاله به استناد یک برنامه توانبخشی کاربردی، فرکانس نوسانات  $0/5(\text{Hz})$  در نظر گرفته شده است. این موضوع سبب شده نتایج حاصل در این مقاله با نتایج مربوط به مرجع 15 از نظر کمی مغایرت داشته باشد، ولی روند تغییرات پارامترهای دینامیک حرکت در ربات و آرنج انسان یکسان بوده که گواه بر توانایی ربات در شبیه‌سازی عملکرد آرنج طبق پروتکل توانبخشی است. تغییرات سرعت و شتاب برحسب زاویه دوران در شکل 12 مشاهده می‌شود.

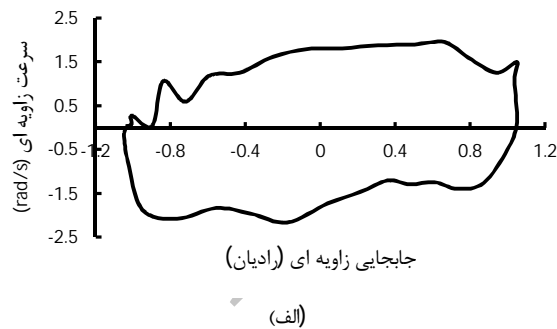
با مقایسه نتایج مربوط به عملکرد آرنج انسان که در شکل 15 در پیوست ارائه شده با روند تغییرات پارامترها در شکل 12، مشابهت با رفتار



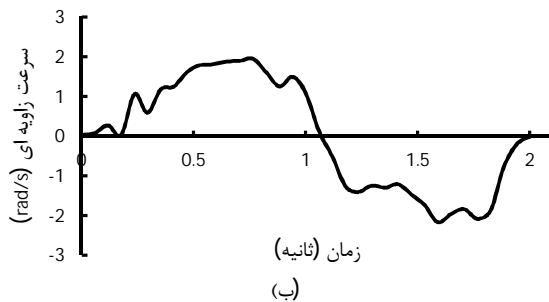
شکل 11 تغییرات انرژی جنبشی به ازاء دوران در بازه  $-1$  تا  $+1$  رادیان



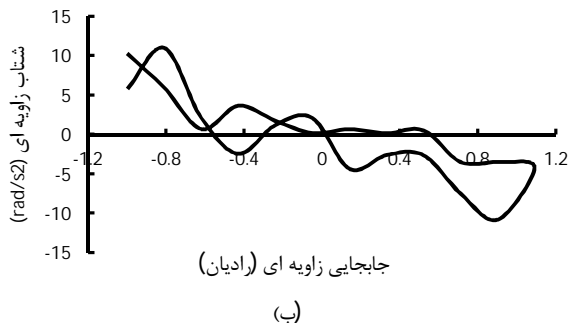
(الف)



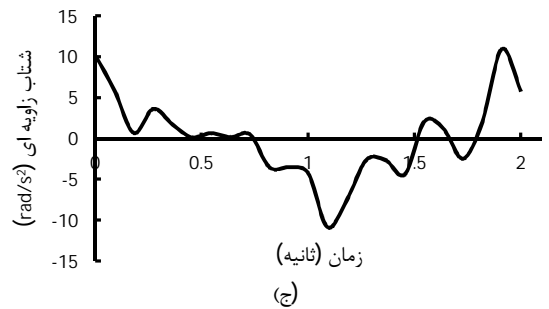
(الف)



(ب)



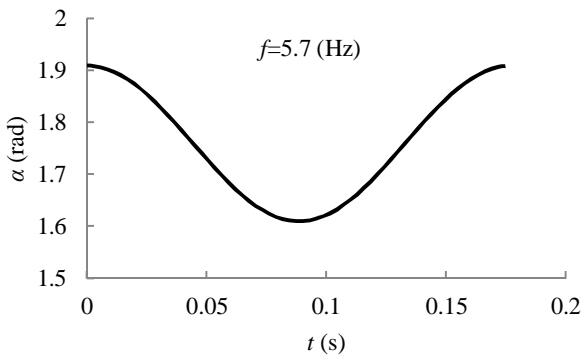
(ب)



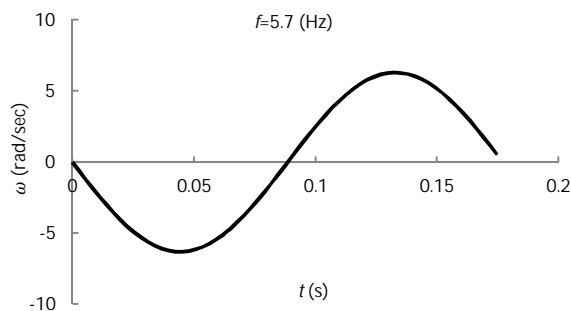
(ج)

شکل 12 تغییرات به ازاء حرکت آرنج در یک سیکل کامل ( $-1$  تا  $+1$  رادیان). (الف) سرعت زاویه‌ای و (ب) شتاب زاویه‌ای

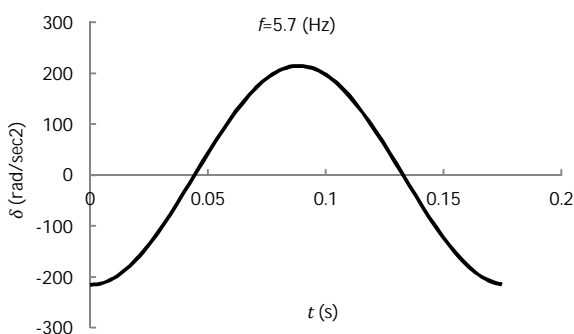
شکل 10 تغییرات پارامترهای سینماتیک حرکت مربوط به بازوی محرک برای دوران در بازه  $-1$  تا  $+1$  رادیان



(الف)

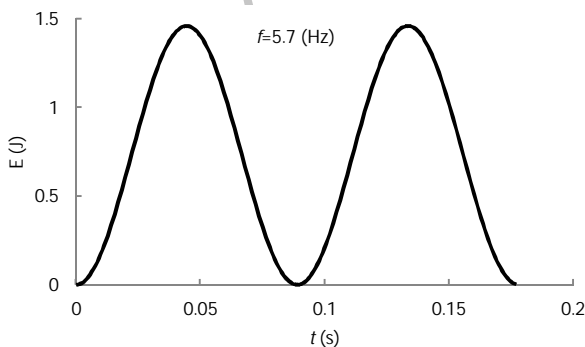


(ب)



(ج)

شکل 13 تغییرات پارامترهای سینماتیک دوران آرنج برای دوران در بازه +1 تا -1 رادیان [15]



شکل 14 تغییرات انرژی جنبشی به ازاء دوران آرنج در یک سیکل کامل [15]

آرنج از نظر تغییر در ویژگی‌های سینماتیکی مشاهده می‌شود [15,17]. با توجه به هارمونیک بودن حرکت بازوی محرک، به طور تقریبی یک رابطه خطی بین زاویه دوران مفصل ربات و شتاب زاویه‌ای مکانیزم، وجود دارد (شکل 12-ب). تغییرات شتاب زاویه‌ای را می‌توان به صورت تابع خطی از جابجایی زاویه‌ای، با رابطه  $\ddot{\theta} = G_{\theta} \Delta\theta$  بیان کرد. در این رابطه پارامتر  $G_{\theta}$  ثابت حرکت هارمونیک بازوی محرک است. ثابت حرکت هارمونیک تابعی از فرکانس حرکت نوسانی است، بنابراین برای هر بازه دوران مشخص مقدار ثابتی دارد. با توجه به شکل 12-ب، ثابت حرکت هارمونیک در ربات ساخته شده برابر با 12/5- است.

## 6- نتیجه‌گیری

در این مقاله، طی یک کار پژوهشی که برای نخستین بار صورت گرفته است، پتانسیل بکارگیری سیستم‌های محرک کابلی در زمینه ساخت ربات توانبخشی، با هدف شبیه‌سازی رفتار مفصل آرنج بررسی شد. نمونه اولیه ربات طراحی و ساخته شد و عملکرد آن مورد آزمایش قرار گرفت. به طور خلاصه مکانیزم محرک کابلی با ویژگی‌های ذیل در این مقاله طراحی و پیاده‌سازی شده است:

- کنترل سختی متناسب با تغییرات سختی آرنج انسان؛

- کاهش وزن میله‌بندی به کمک انتقال حرکت از منبع نیروی تعبیه شده روی پایه؛

- ایمن و بی‌خطر در تعامل انسان؛

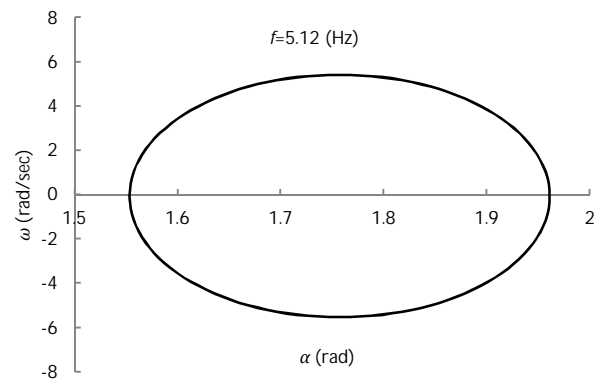
- تطابق پذیری با ارگونومی دست افراد مختلف.

در این ربات با طراحی یک سیستم محرک کابلی، مکانیزمی با سختی قابل تنظیم معرفی شده است. علاوه بر آن، با توجه به ساختار سیستم محرک، امکان کنترل دقیق نیرو فراهم شده است. نتایج حاصل از آزمایش‌های انجام شده گواه بر صحت عملکرد ربات از لحاظ تطابق با ویژگی‌های حرکتی آرنج انسان است. مکانیزم یک درجه آزادی طراحی شده و روابط حاکم، قابلیت توسعه‌پذیری برای حرکات پیچیده‌تر را نیز دارد به نحوی که این سیستم را می‌توان به زنجیره‌های سینماتیکی چند مفصلی تعمیم داد. این مکانیزم به شکل پذیرفتنی رفتار دست انسان را از نظر تولید سختی مفصل مطابق پروتکل‌های توانبخشی شبیه‌سازی می‌کند، به همین دلیل گزینه مناسبی در عرصه ربات‌های انسان‌نما محسوب می‌شود. همچنین در زمینه ساخت اندام‌های مصنوعی، پوشش‌های اندامی رباتیکی و سایر تجهیزات توانبخشی، می‌توانند از ویژگی‌های مکانیزم طراحی شده بهره برد.

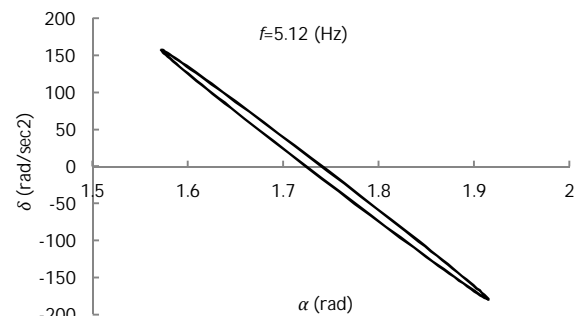
## 7- پیوست

روند تغییر پارامترهای دینامیکی مربوط به دوران آرنج انسان در شکل‌های 13 تا 15 نشان داده شده است [15]. هدف از آزمایش‌های صورت گرفته در مرجع 15، بررسی رفتار آرنج انسان در حرکات نوسانی است. در نمودارهای فوق در ابتدای حرکت آرنج به طور کامل خم بوده بنابراین ابتدا حرکت اکستنشن و سپس فلکشن انجام شده است. در آزمایش انجام شده در این مقاله ابتدا حرکت فلکشن و سپس اکستنشن انجام شده، از همین روی نیم سیکل اختلاف فاز بین نتایج مقاله با نتایج مرجع 15 مشاهده می‌شود.

- International Conference on Intelligent Robotics and Systems*, Pittsburgh, PA, Vol. 1, 1995, pp. 399-406.
- [3] M. H. Raibert, *Legged robots that balance*, first Ed., Cambridge, MIT Press, 1986, pp. 310-340.
- [4] A. Taherifar, H. Salarieh, A. Alasty, Minimum time and minimum switch path planning for a hyper-redundant manipulator with lockable joints, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 12, No. 1, pp. 50-65, 2011. (In Persian)
- [5] M. Bamdad, Cable-Driven Parallel Robots: Time-Energy Optimal Trajectory Planning of Cable-Suspended Manipulators, *Springer Berlin Heidelberg*, 2012, pp. 41-51.
- [6] D. Surdilovic, R. Bernhardt, T. Schmidt, J. Zhang, STRING-MAN: A New Wire Robotic System for Gait Rehabilitation *8<sup>th</sup> International Conference on Rehabilitation Robotics*, Republic of Korea, 2003, pp. 64-66.
- [7] S. C. Jacobsen, E. K. Iversen, R. T. Johnson, D. F. Knutti, K. B. Biggers, The Design of the Utah/MIT Hand, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, San Francisco, CA, Vol. 4, 1996, pp. 3222-3227.
- [8] T. Massie, J. K. Salisbury, The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects, *the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Tele-operator Systems*, Chicago, 1994, pp. 295-300.
- [9] K. Salisbury, B. Eberman, D. DiPietro, W. Townsend, The Design and Control of an Experimental Whole-Arm Manipulator, *Robotics and Automation*, Vol. 1, 1989, pp. 254-260.
- [10] S. Sulzer, A. Peshkin, L. Patton, MARIONET: An Exotendon-Driven Rotary Series Elastic Actuator for Exerting Joint Torque, *Rehabilitation Robotics 9<sup>th</sup> International Conference*, Chicago, 2005, pp. 103-108.
- [11] W. T. Dempster, W. Taylor, G. Gaughran, Properties of body segments based on size and weight. *American Journal of Anatomy*, vol. 120, no. 1, 1967, pp. 33-54.
- [12] F. Guenzkofer, F. Engstler, H. Bubbs, K. Bengler, Isometric elbow flexion and extension joint torque measurements considering biomechanical aspects *first international symposium on digital human modeling*, France, 2011, pp. 14-15.
- [13] M. W. Holmes, P. J. Keir, A muscle contributions to elbow joint rotational impedance in preparation for sudden external arm perturbations, *7<sup>th</sup> Biennial Canadian Society for Biomechanics (CSB) conference*, Vancouver, 2012, pp. 21-28.
- [14] D. J. Bennett, J. M. Hollerbach, Y. Xu, I. W. Hunter, Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement, *Experimental Brain Research*, No. 88, 1992, pp. 433-442.
- [15] V. Zatsiorsky, V. Seluyanov, The mass and inertia characteristics of the main segments of human body, *Human Kinetics*, 1983, pp. 1152-1159.
- [16] D. M. Mirkov, S. Milanovic, D. B. Ilic, S. Jaric, Symmetry of discrete and oscillatory elbow movements: does it depend on torque that the agonist and antagonist muscle can exert? *Motor Control*, vol. 6, 2002, pp. 271-281.
- [17] J. Zawadzki, Frequency effect on selected characteristics of the elbow joint cyclic movements. *Biology of sport*, vol. 23, No. 2, 2006, pp. 195-20



(الف)



(ب)

شکل 15 تغییرات به ازاء حرکت آرنج در یک سیکل کامل (+1 تا -1 رادیان).  
الف) سرعت زاویه‌ای و ب) شتاب زاویه‌ای [15]

## 8- مراجع

- [1] M. Bamdad, H. Zarshenas, H. Grailu, A survey on BCI application in rehabilitation in order to improve communication abilities *journal of research in rehabilitation science*, Vol. 9, No. 6, 2014. (In Persian)
- [2] G. A. Pratt, M. M. Williamson, Series Elastic Actuators, *IEEE/RSJ*