

## طراحی دستگاه توانبخشی آرنج بر پایه محرک کابل

مهدی بامداد<sup>۱\*</sup> و همایون زرشناس<sup>۲</sup>

اطلاعات مقاله	چکیده
<p><b>واژگان کلیدی:</b> طراحی مکانیزم، توانبخشی آرنج، محرک کابلی، سختی مفصلی.</p>	<p>افراد جامعه به سبب کهولت سن و یا بروز حوادث رانندگی در معرض مشکلات حرکتی و ناتوانی جسمانی هستند. در این مقاله یک مکانیزم محرک کابلی به عنوان ابزاری نوین در زمینه توانبخشی رباتیک معرفی می‌شود. توجه به مشخصه‌های بدن انسان و شبیه‌سازی پارامترهای دینامیکی اندام در طول حرکت، می‌تواند در ایجاد احساس بهتر برای بیمار و موفقیت برنامه توانبخشی بسیار موثر باشد. از جمله مزایای مکانیزم پیشنهادی می‌توان به ایجاد حرکت هموار برای مفصل با سختی قابل تنظیم، جبران اثرات گرانش، کاهش ابعاد موتورهای محرک و قابل حمل بودن اشاره کرد. در موارد توسعه یافته می‌توان از مکانیزم پیشنهادی برای انتقال گشتاور از یک منبع قدرت به چند مفصل استفاده نمود. در این مقاله کارایی دستگاه توانبخشی آرنج از نظر تولید گشتاور و سختی مفصلی بررسی شده که تطابق موثر و مطلوبی با عملکرد آرنج داشته است. مکانیزم حاضر به علت شبیه‌سازی رفتار دست انسان می‌تواند کاربردهای گسترده‌تری در حوزه توانبخشی رباتیک و پزشکی داشته باشد.</p>

### ۱- مقدمه

کاهش دامنه حرکتی و کاهش عملکرد اعضای بدن است که طی یک برنامه توانبخشی مشخص قابل درمان می‌باشد [۱].

طی چهل سال گذشته استفاده از فناوری‌های نوین نظیر پروتزهای هوشمند، ربات‌های توانبخشی و خدمات از راه دور توانبخشی توسعه روزافزونی یافته و فراگیر شدن استفاده از آنها در عرصه پزشکی در دهه‌های آینده پیش‌بینی می‌گردد [۲، ۳]. در این مقاله، بر روی دستگاه‌های توانبخشی اندام‌های فوقانی تمرکز شده است. درمان توسط ربات‌های قابل برنامه‌ریزی با قابلیت کنترل نیرو، مانند بیودکس (BioDex)، در اواسط دهه ۱۹۸۰ آغاز شد [۴]. این دستگاه تک محوره بعد از مدتی جای خود را در تحقیقات به سیستم‌های چند محوره نظیر RTX داد [۵].

بسیاری از افراد جامعه در معرض خطر ناتوانی‌های جسمی ناشی از کهولت سن و یا بروز تصادف هستند، به همین علت نهادینه کردن خدمات توانبخشی امری ضروری می‌باشد. علاوه بر آن سخته، ضربات مغزی، ضایعات نخاعی، جراحی‌های ارتوپدی مشکلاتی ایجاد می‌کنند که قسمتی از عوارض بوجود آمده از آنها با توانبخشی رفع می‌شود. از این‌رو دستگاه‌های بازتوانی و فیزیوتراپی کاربرد گسترده‌ای در گروه بزرگی از بیماران دارند.

به عنوان نمونه از جمله مشکلاتی که به دنبال سخته مغزی ایجاد می‌شود، ایجاد انقباض ناگهانی در عضلات

\* پست الکترونیک نویسنده مسئول: bamdad@shahroodut.ac.ir

۱. استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شاهرود

۲. دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکترونیک، دانشگاه شاهرود

اخیراً دست مصنوعی رباتیکی 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 [۱۱، ۱۲]. همچنین در کاربردهایی نظیر دستگاه‌های توانبخشی آرنج و شانه، برای کنترل حرکت از سیستم شبیه‌سازی حرکت دورانی مفصل با محرک‌های کابلی (Whole Arm Manipulator- WAM) بهره گرفته شده است [۱۳].

در تمامی نمونه‌های ذکر شده تغییرات گشتاور بازو ناشی از تغییر نیروی محرکه می‌باشد. اما در زمینه تجهیزات توانبخشی تغییر راستای اعمال نیرو یا به عبارت دیگر بازوی گشتاور، با هدف شبیه‌سازی عملکرد عضلات و تاندون‌ها نیز بررسی شده است [۱۴].

در راستای توسعه استفاده از محرک کابلی در تجهیزات توانبخشی، هدف اصلی در این مقاله، طراحی مکانیزمی است که حرکتی هموار برای مفصل آرنج بیمار تولید کند. همچنین امکان کنترل سختی مفصل در حین حرکت فراهم شود، به نحوی که سختی ایجاد شده توسط دستگاه برای مفاصل تطابق مطلوبی با میزان سختی مفاصل بیمار داشته باشد. از این رو یک مکانیزم محرک کابلی معرفی شده است که به کمک آن می‌توان راستای نیروی محرک را تغییر داد و از این طریق تغییرات گشتاور و سختی را کنترل نمود.

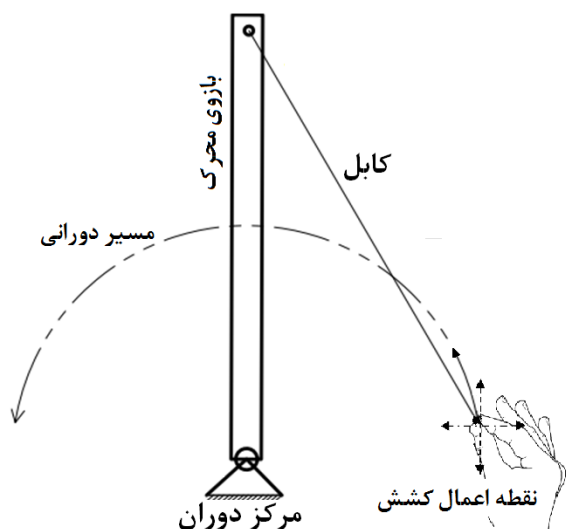
سبکی، کاهش ابعاد و طراحی ارگونومیک مبتنی بر آناتومی بازوی انسانی امکان جابجایی دستگاه را برای بیمار فراهم کند. این امر بیمار را از مراجعه‌های مستمر به پزشک بی‌نیاز کرده و باعث کاهش محسوس هزینه عملیات توانبخشی می‌شود. از جمله مزایای مکانیزم کابلی مورد بررسی در این مقاله، تعامل ایمن با انسان و امکان کنترل موقعیت و سختی به صورت مجزا است. در این مقاله اصول طراحی یک دستگاه توانبخشی آرنج بر پایه تشابه بین مکانیزم و آرنج انسان بیان شده است. در انتها کیفیت عملکرد مکانیزم توانبخشی بر اساس نتایج حاصل

یک دست مصنوعی برای اولین بار توسط مایک تاپینگ با هدف توانبخشی رباتیک در سال ۱۹۹۰ برای کمک به افراد مبتلا به فلج مغزی طراحی و تجاری‌سازی شد.

ام‌آی‌تی-مانوس (MIT-MANUS) یک ربات صفحه‌ای دو بازویی است که پیکربندی اسکارا (SCARA) به آن اجازه می‌دهد که با دو موتور بزرگ مکانیکی روی پایه، یک زنجیره حرکتی بسیار سبک وزن ایجاد کند. این ربات با یک طراحی مکانیکی ساده طیف وسیعی از نیروها را، بدون نیاز به دریافت بازخورد نیروی وارد شده به بازوی بیمار، اعمال و کنترل می‌کند [۶]. در مقایسه با ربات مذکور، ربات‌هایی که درجات آزادی بیشتری را فراهم می‌کنند حرکت طبیعی‌تر برای بازو فراهم می‌کنند. برای مثال در مرجع [۷] از یک بازوی ربات پوما-۵۶۰ برای کمک به حرکت استفاده شده است. از طرف دیگر در مقابل این مزیت، ربات مجبور به گرفتن بازوهای بیشتری از بیمار با حسگرها است. استفاده از باند الاستیک در ربات‌های پوششی توانبخشی ایده نوینی است که حتی بصورت غیر فعال، طیف وسیعی از حرکت را به بازو می‌دهد [۸]. فراهم شدن امکان کنترل دقیق نیرو، ذخیره‌سازی انرژی، کاهش اثر ضربه‌های ناشی از تغییر سرعت موتور و حذف اثر لقی چرخنده‌ها از مزایای محرکه الاستیک است. این ویژگی‌ها باعث شده تا استفاده آن در ربات‌هایی که در ارتباط مستقیم با انسان هستند، مورد توجه قرارگیرد [۹].

علاوه بر محرک‌های الاستیک، محرک‌های کابلی با ویژگی‌های منحصربفرد خود می‌توانند در قالب زنجیره‌های سینماتیکی سری و موازی در ربات‌های توانبخشی کاربرد داشته باشند [۱۰]. کابل در این نوع مکانیزم‌ها امکان انتقال نیرو را فراهم می‌کند، ضمن آنکه با توجه به کارکرد ایمن و بی‌خطر آن، می‌توان کابل را مستقیماً به بدن انسان متصل کرد و از استخوان انسان به عنوان میله رابط بهره گرفت. در چنین شرایطی سیستم محرک کابلی سبک و کم‌حجم خواهد شد.

محرك، انتخاب شده است. با انتخاب این مسیر، می‌توان در یک فضای کاری محدود تغییرات گشتاور را کنترل نمود همچنین امکان کنترل حرکت بازوی محرك به ازا در دوران ۳۶۰ درجه حول مفصل فراهم می‌شود. ضمن آنکه با حذف پارامترهای غیرخطی امکان کنترل سختی مکانیکی نیز در کل بازه حرکت فراهم می‌شود.



شکل ۱- مسیر دورانی برای هدایت راستای اعمال نیروی کششی در کابل به منظور کنترل گشتاور بازوی محرك

در این مقاله براساس طرح اولیه ارائه شده در شکل ۱، یک مکانیزم محرك کابلی برای شبیه‌سازی عملکرد آرنج انسان معرفی شده است که در شکل ۲ بصورت شماتیک نمایش داده شده است. به منظور هدایت راستای نیرو در مسیر دوار، مکانیزم کابلی معرفی شده شامل یک موتور کشنده جهت تأمین نیروی کششی در کابل، یک دیسک راهنما به منظور هدایت راستای کابل، یک موتور محرك برای دوران دیسک راهنما و یک بازوی محرك خواهد بود. مرکز دوران بازوی محرك و دیسک راهنما منطبق بر هم می‌باشد، در شرایطی که هر یک به صورت مستقل امکان دوران دارند. نقاط عبور کابل از موتور کشنده به دیسک راهنما و نهایتاً به میله، به ترتیب  $X_T$ ،  $X_G$  و  $X_L$  نام‌گذاری شده است. مرکز دستگاه مختصات در این طراحی منطبق بر مرکز دوران دیسک راهنما و بازوی محرك در نظر گرفته شده است و مختصات قطبی مربوط به نقاط  $X_T$

از شبیه‌سازی کامپیوتری بررسی شده و با نتایج آزمایشگاهی عملکرد آرنج انسان، مقایسه شده است.

## ۲- مفاهیم طراحی

در زمینه ساخت تجهیزات توانبخشی پارامترهایی نظیر درجات آزادی، بازه حرکتی، سرعت و شتاب حرکت و فرکانس نوسانات مورد توجه قرار می‌گیرد. بر اساس این پارامترها ویژگی‌های طراحی مشخص می‌گردد تا با رعایت آنها در طرح نهایی راندمان عملکرد افزایش یافته و ارتباطی ایمن بین ربات و کاربر ایجاد شود [۱۵]. در این پژوهش برای ایجاد شرایط کارکرد مطابق ویژگی‌های آرنج انسان قیودی در طراحی مکانیزم در نظر گرفته شده است تا با اعمال این چهارچوب‌ها شرایط کارکرد ایمن و راحت برای کاربر فراهم شود و با تنظیم پارامترهای تاثیرگذار، عملکرد دستگاه به شرایط ایده‌آل طراحی نزدیک گردد. از جمله قیود مهم در طراحی عبارتند از: گشتاور مفصل آرنج، سرعت دوران ساعد و سختی مکانیکی مفصل آرنج. در ادامه راهکارهای در نظر گرفته شده برای اعمال قیودهای طراحی مورد بررسی قرار می‌گیرد.

### ۲-۱- راهکار تولید گشتاور

برای تولید گشتاور، نیاز به اعمال نیروی خارج از راستای بازوی محرك می‌باشد. مطابق شکل ۱ با اعمال نیروی کششی از طریق یک کابل به بازوی محرك، گشتاور مورد نیاز تولید شده است. به منظور کنترل حرکت بازوی محرك و میزان گشتاور تولید شده، می‌توان راستای نیرو در کابل را با هدایت نقطه اعمال نیرو در راستای افقی، عمودی یا در مسیر دورانی، تنظیم نمود. از میان مسیرهای مختلف موردنظر برای هدایت راستای اعمال نیرو در کابل، مسیر دورانی حول مرکز دوران بازوی

کمک قرقه تعبیه شده در نقطه B و از طریق کابل به تکیه‌گاه A منتقل می‌شود. معادلات عملکرد جبران‌ساز جاذبه در بخش بعد توضیح داده خواهد شد.

### ۳- بررسی معادلات حاکم بر سیستم

#### ۳-۱- معادلات مربوط به مکانیزم محرک کابلی

از مکانیزم محرک کابلی معرفی شده در این پژوهش می‌توان برای کنترل حرکت چند مفصل به صورت مستقل از هم و تنها با استفاده از یک منبع نیرو استفاده کرد. با فرض حرکت دست به صورت خم شدن و باز شدن، دینامیک بازوی رباتیک با معادله کلی ذیل قابل توصیف است:

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

که  $M(\theta)$ ،  $C(\theta, \dot{\theta})$  و  $G(\theta)$  ترم‌های اینرسی و میرایی غیرخطی و جاذبه هستند.  $\tau_T$  گشتاور محرک بازوی رباتیک است. ضرایب معادله (۱) را می‌توان به کمک رابطه لاگرانژ محاسبه نمود. بنابراین خواهیم داشت:

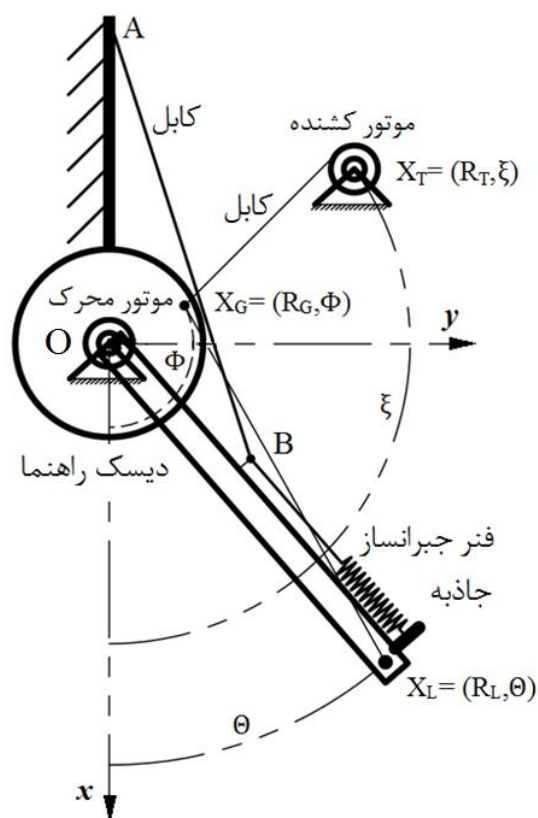
$$\tau = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} \quad (2)$$

در این رابطه  $L = T_{tot} - V_{tot}$  که در آن انرژی جنبشی مکانیزم و  $V_{tot}$  مجموع انرژی پتانسیل گرانش و فنر می‌باشد. پارامتر  $q_i$  نشان‌دهنده متغیرهای سیستم است که در مکانیزم مورد نظر شامل زاویه بازوی محرک ( $\theta$ ) و زاویه دوران دیسک راهنما ( $\Phi$ ) است. بنابراین براساس شکل ۲ رابطه (۲) به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$\begin{bmatrix} \tau_\theta \\ \tau_\Phi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_2 + m_2 l^2 & 0 \\ 0 & I_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta} \\ \ddot{\Phi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} absin(\pi - \theta) \\ 0 \end{bmatrix} k + \begin{bmatrix} -\frac{1}{2} m_2 l sin(\theta) \\ 0 \end{bmatrix} g \quad (3)$$

که در آن  $I_1$  ممان اینرسی دیسک راهنما،  $I_2$  ممان اینرسی بازوی محرک به همراه ساعد کاربر و  $m_2$  جرم

$X_L$  و  $X_G$  در دستگاه مختصات مورد نظر بیان شده است. بنابراین  $R_L$  و  $R_G$ ،  $R_T$  فاصله نقاط  $X_L$  و  $X_G$ ،  $X_T$  را تا مبدا دستگاه مختصات و  $\xi$ ،  $\Phi$  و  $\theta$  به ترتیب زوایه نقاط مذکور را نسبت به راستای مثبت محور x نشان می‌دهد. مطابق شکل ۲ در این مکانیزم، کابل خروجی از موتور کشنده از پولی نصب شده روی دیسک دوار، عبور کرده تا نیروی محرک از طریق این کابل به نقطه انتهایی میله انتقال یابد.



شکل ۲- طرح شماتیک سیستم محرک کابلی

#### ۲-۲- راهکار حذف اثر وزن

به منظور حذف اثر گرانش در مکانیزم مورد بررسی یک سیستم جبران‌ساز جاذبه بر اساس فنرخطی طراحی شده که در شکل ۲ نشان داده شده است. با حذف اثر گرانش در هنگام حرکت بازوی محرک نیاز به نیروی محرک زیاد برای شروع حرکت در راستای قائم نیست و در نتیجه حرکت با سطح انرژی پایین انجام می‌شود. همانطور که در شکل ۲ نشان داده شده است، در سیستم جبران‌ساز جاذبه، فنر در راستای بازوی محرک قرار گرفته و نیروی آن به

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 دوار برای هدایت کابل، مطابق شکل ۱، یک مزیت 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،  $\theta$ ، محاسبه می‌شود:

$$k_T = \frac{d\tau_T}{d\theta} = T \frac{d^2x}{d\theta^2} \quad (10)$$

با جایگذاری پارامترهای هندسی مکانیزم در رابطه (۱۰) داریم:

$$k_T = T(L \frac{R_G}{L_{LG}(\Psi)} \cos(\Psi) - R_L^2 \frac{R_G^2}{[L_{LG}(\Psi)]^3} \sin^2(\Psi)) \quad (11)$$

بنابراین با تنظیم میزان کشش کابل یا زاویه قرارگیری دیسک راهنما نسبت به میله ( $\Psi$ )، می‌توان مقادیر سختی و گشتاور را به صورت مستقل از هم کنترل نمود.

### ۳-۲- معادلات مربوط به سیستم جبران‌ساز جاذبه

استفاده از یک جبران‌کننده اثر جاذبه، حرکت متعادل‌تری را با سطح انرژی کمتر فراهم می‌کند. به نحوی که در ربات‌های صنعتی امکان استفاده از موتورهای کوچکتر فراهم شده، ابعاد ترمز کاسته شده و ایمنی سیستم افزایش داده می‌شود [۱۶]. در تجهیزات توانبخشی زانو و آرنج با هدف بهبود عملکرد دستگاه، برای متعادل‌سازی وزن اعضای بدن از جبران‌ساز جاذبه استفاده می‌شود [۱۷، ۱۸].

بکارگیری جبران‌سازهای فعال در بازوهای رباتیک با اعمال گشتاور متعادل‌کننده لحظه‌ای به مفصل، روشی برای حفظ تعادل دینامیکی است اما استفاده از آن نیازمند اعمال انرژی اضافی به سیستم است. راهکار دیگر استفاده از جبران‌ساز غیرفعال است. این روش تنها تعادل

بازوی محرک و ساعد کاربر و  $l$  طول بازوی محرک می‌باشد.  $k$  سختی فنر و پارامتر  $a$  نشان دهنده فاصله مرکز دوران (O) از نقطه اتصال کابل فنر به تکیه‌گاه (A) و پارامتر  $b$  نشان‌دهنده فاصله قرقره B از مرکز دوران می‌باشد.

برای محاسبه گشتاور حاصل از کشش کابل می‌توان از معادله انرژی استفاده کرد. حرکت بدون بروز اصطکاک در اتصالات، با محرکه کابلی صورت گرفته است، بنابراین معادله انرژی برابر است با:

$$U_T = \int T dx = \int \tau_T d\theta \quad (4)$$

که  $T$  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 ۲ برابر است با:

$$x = L_{LG} + L_{GT} \quad (5)$$

که با توجه به هندسه مکانیزم و قانون کسینوس‌ها:

$$L_{GT} = \sqrt{R_G^2 + R_T^2 - 2R_G R_T \cos(\Phi - \xi)} \quad (6)$$

و

$$L_{LG} = \sqrt{R_L^2 + R_G^2 - 2R_L R_G \cos(\theta - \Phi)} \quad (7)$$

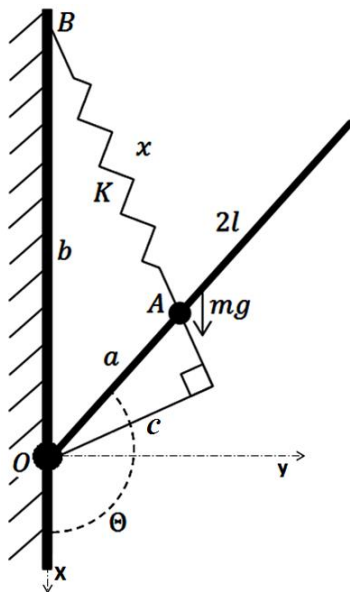
با توجه به رابطه (۴) گشتاور با محاسبه مشتق انرژی سیستم نسبت به زاویه نقطه اثر نهایی محاسبه می‌شود:

$$\tau_T = T \frac{dx}{d\theta} \quad (8)$$

با جایگذاری مقادیر هندسی (۶) و (۷) در رابطه (۵) و مشتق‌گیری و ساده‌سازی، گشتاور بازوی رباتیک حاصل می‌گردد:

$$\tau_T = T \frac{R_L R_G}{L_{LG}} \sin \Psi \quad (9)$$

که  $\Psi$  زاویه نسبی بین راستای میله و دیسک راهنما و برابر با  $(\theta - \Phi)$  است. براساس رابطه (۹) گشتاور ناشی



شکل ۳- وضعیت قرارگیری فنر خطی به منظور جبران اثر گرانش و پارامترهای هندسی مربوط به آن

برای  $\theta \neq 0$  رابطه (۱۲) به صورت زیر ساده می‌شود:

$$mgl = \frac{K}{x}(x - x_0)ab \quad (13)$$

که در آن  $a$  فاصله نقطه اتصال فنر به بازو تا مرکز دوران و  $b$  فاصله نقطه اتصال فنر به تکیه‌گاه تا نقطه دوران می‌باشد. در شرایط فنر با طول آزاد صفر ( $x_0 = 0$ ) داریم:

$$K = mgl/ab \quad (14)$$

در نتیجه مقدار سختی فنر ثابت بوده و تابعی از زاویه قرارگیری بازو نیست. بنابر مطالب گفته شده در شرایطی که طول اولیه فنر صفر باشد، می‌توان با استفاده از یک فنر خطی تعادل سیستم را در سرتاسر بازه حرکت حفظ نمود. به منظور تحقق این شرط در مکانیزم معرفی شده در این مقاله، همانطور که در شکل ۲ نشان داده شده است، یک فنر خطی با طول آزاد غیر صفر در امتداد بازوی محرک قرار داده شده است و نیروی آن به کمک یک کابل از قرقره‌های تعبیه شده در نقاط A و B عبور داده می‌شود. با انجام این کار می‌توان کشش ایجاد شده در راستای AB را معادل با کشش حاصل از یک فنر خطی با طول آزاد صفر در نظر گرفت که بین نقاط A و B قرار داده شده باشد. از همین روی رابطه (۱۴) در مورد سیستم جبران‌ساز جاذبه به کار گرفته شده در مکانیزم

استاتیکی را برای سیستم فراهم می‌کند و مزیت آن عدم نیاز به انرژی ورودی اضافی است [۱۹]. دو راهکار عمومی برای متعادل‌سازی میله‌بندی وجود دارد که عبارتند از اضافه‌کردن وزنه تعادل به منظور انتقال مرکز جرم سیستم به نقطه دوران در مفصل و استفاده از انرژی ذخیره شده در فنرها به منظور خنثی‌سازی اثر جاذبه. راهکار اول تعادل را در تمامی شرایط حفظ می‌نماید اما افزایش وزن و ممان اینرسی را به همراه دارد که در مکانیزم پیشنهادی این مقاله مطلوب نیست. با توجه به این نکته که اثر گرانش متناسب با شرایط قرارگیری ساعد تغییر می‌کند، به عنوان یک راهکار جایگزین استفاده از فنرهای غیرخطی مطرح می‌گردد اما پیچیدگی‌های طراحی و همچنین عدم اطمینان نسبت به عملکرد مطلوب از جمله مشکلات استفاده از این فنرها می‌باشد [۲۰].

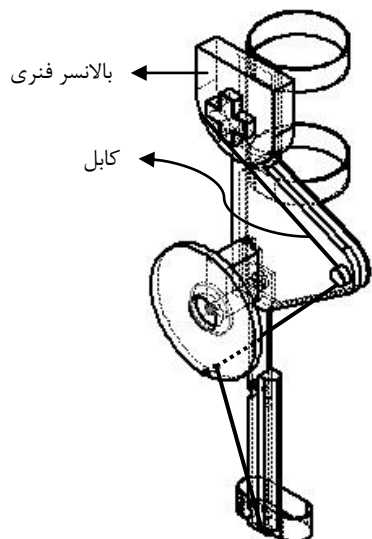
در این مقاله استفاده از جبران‌ساز جاذبه که بر اساس فنرهای خطی طراحی شده‌است و عملکرد غیرخطی از خود نشان می‌دهند بجای استفاده از فنر غیرخطی پیشنهاد شده است [۲۱]. از این مکانیزم با طراحی‌های مختلف به منظور حذف اثر وزن بازوی ربات هنگام دوران استفاده می‌شود [۲۲].

در این روش برای حفظ تعادل استاتیکی مکانیزم لازم است گشتاور حاصل از نیروی وزن بازو با گشتاور حاصل از نیروی فنر برابر باشد. بنابراین طبق شکل ۳ خواهیم داشت:

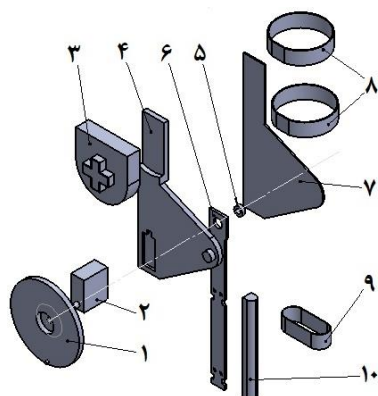
$$\sum M = mgl \sin \theta - K(x - x_0)c = 0 \quad (12)$$

که  $l$  فاصله مرکز جرم بازو از مرکز دوران،  $m$  جرم بازو،  $\theta$  زاویه دوران بازو نسبت به محور  $x$ ،  $c$  بازوی موثر گشتاور فنر،  $K$  ضریب سختی فنر و  $g$  شتاب گرانش می‌باشد که در شکل ۳ نشان داده شده است. عبارت  $x - x_0$  نشان‌دهنده تفاضل طول فنر در هر لحظه از حرکت نسبت به طول اولیه آن ( $x_0$ ) می‌باشد.

پس از مشخص شدن پارامترهای هندسی، شبیه‌سازی دستگاه به کمک نرم‌افزار کامپیوتری صورت گرفته است. شکل ۴ مکانیزم نهایی و شکل ۵ اجزای تشکیل دهنده آن را نشان می‌دهد.



شکل ۴- دستگاه توانبخشی آرنج



شماره قطعه	نام قطعه
۱	دیسک راهنما
۲	سرو موتور
۳	موتور کشنده (بالانس فنری- فنر ساعت)
۴	شاسی متصل شونده به بازو
۵	بلبرینگ
۶	میله متصل شونده به ساعد
۷	محافظ پشت
۸	نگهدارنده بازو
۹	نگدارنده ساعد
۱۰	محفظه فنر جبران‌ساز جاذبه

شکل ۵- نمای انفجاری از اجزاء تشکیل دهنده دستگاه توانبخشی آرنج

شکل ۲ صادق می‌باشد. با استفاده از این مکانیزم وزن بازوی محرک و سایر تجهیزات که به همراه ساعد کاربر حرکت می‌کنند توسط سیستم جبران‌ساز جاذبه خنثی شده و از اعمال بار اضافی به موتور محرک جلوگیری می‌شود. ضمن آنکه می‌توان از موتورهای کوچکتر در سیستم محرک استفاده نمود که این امر کاهش وزن مکانیزم و افزایش قابلیت حمل آن را به همراه دارد. بنابراین در رابطه ۳ ترم  $m_2$  کوچکتر شده و تنها نشان دهنده وزن دست کاربر می‌باشد.

#### ۴- طراحی و بررسی عملکرد

##### ۴-۱- طراحی مکانیزم

براساس کاربرد توانبخشی، ویژگی‌های سینماتیکی و سینماتیکی آرنج در طراحی در نظر گرفته شده است. دامنه حرکتی مفاصل (Range of Motion- ROM) یکی از مهمترین پارامترهای سینماتیکی رباتهای توانبخشی محسوب می‌گردد که بر اساس اصول فیزیوتراپی دست اتخاذ شده است. ابعاد و زاویه حرکت برای این سیستم براساس داده‌های تجربی مربوط به تجهیزات توانبخشی آرنج تعیین شده و با توجه به قیود، لیست پارامترها و مقادیر آن در طراحی مطابق جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱- پارامترهای هندسی مربوط به مکانیزم توانبخشی

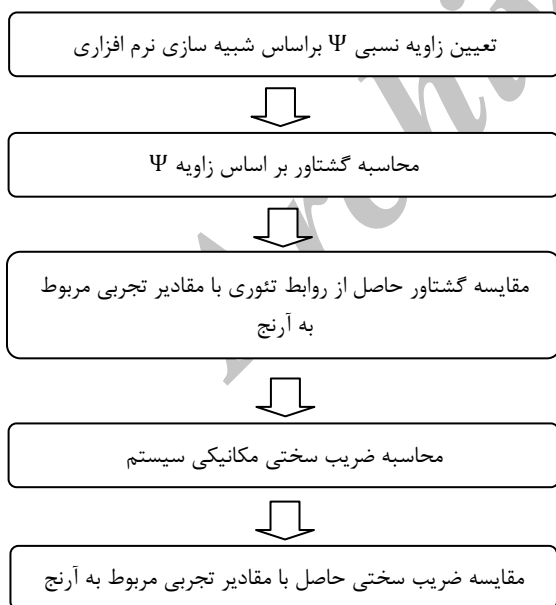
مقدار پارامتر	نماد پارامتر
۰٫۳۴(m)	$R_L$
۰٫۰۷۵(m)	$R_P$
۰٫۱۶(m)	$R_T$
۱۲۰(deg)	$\zeta$
$[0 \ 180](deg)$	$\Phi$
$[0 \ 130](deg)$	$\Theta$
۲۵۰(N/m)	$K$

شده و حرکات مورد نظر به تعداد دفعات تعیین شده تکرار می‌شود.

## ۵- شبیه‌سازی

فرآیند پیشنهادی برای بررسی عملکرد مکانیزم و هماهنگی با پارامترهای سینتیکی و سینماتیکی آرنج، مطابق دیاگرام شکل ۶ طراحی شده است. براساس معادلات حاکم بر سیستم دو پارامتر  $T$  و  $\Psi$  در تعیین ویژگی‌های مکانیکی مکانیزم اثرگذار هستند. با توجه به فرض ثابت بودن نیروی کشش  $T$ ، تغییرات زاویه  $\Psi$  در حین حرکت تعیین‌کننده تغییرات ویژگی‌های سیستم می‌باشد.

آرنج انسان به طور متوسط تا ۱۳۵ درجه دوران دارد به منظور ایجاد امکان دوران مشابه آرنج برای مکانیزم، دوران دیسک راهنما در بازه صفر تا ۱۴۰ درجه در نظر گرفته شده است. سرعت دوران براساس استانداردهای دستگاه-های توانبخشی آرنج (deg/sec) ۷۰ در نظر گرفته شده است [۲۳].



شکل ۶- فرآیند بررسی مکانیزم مورد استفاده در این مقاله با هدف شبیه سازی عملکرد آرنج

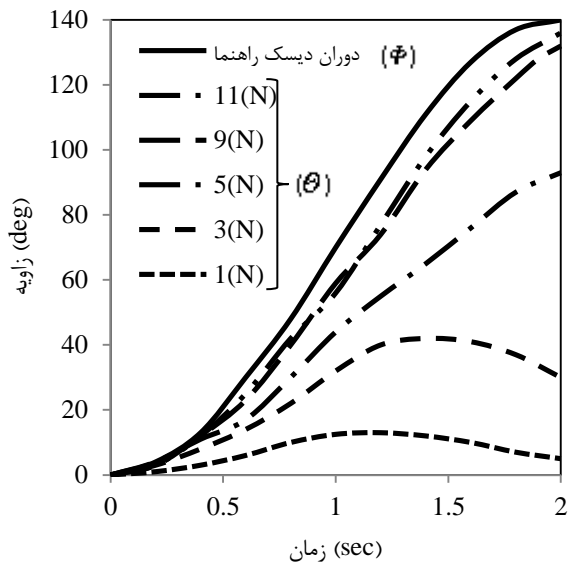
با هدف سبک‌سازی و قابل حمل نمودن ربات، تأمین نیروی کشش در کابل، با استفاده از فنر نیرو ثابت (فنر ساعت) صورت می‌گیرد. عملکرد این فنرها به گونه‌ای هست که ضریب سختی آن‌ها با افزایش تغییر طول کاهش می‌یابد بنابراین برخلاف فنرهای معمول، نیروی مقاوم آن‌ها تا حد زیادی مستقل از تغییر طول است. در نتیجه در طول حرکت، نیروی کششی کابل ثابت می‌ماند و بنابراین انرژی سیستم تابعی از موقعیت قرارگیری ساعد و تغییر طول کابل خواهد بود. این فرض با انتخاب مناسب موتور کشنده در طراحی دیده شده است.

در موارد توسعه یافته می‌توان از این سیستم برای کنترل همزمان چند مفصل و انتقال نیرو به میله‌های متصل به آن‌ها تنها با استفاده از یک منبع قدرت استفاده کرد.

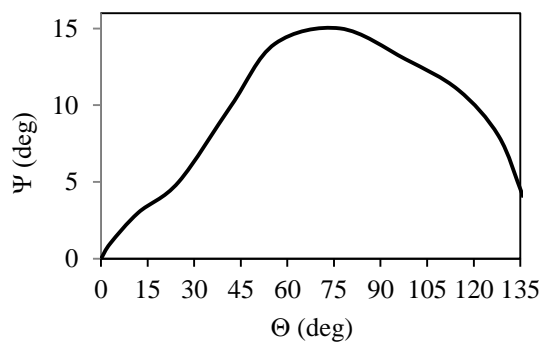
## ۴-۲- نحوه عملکرد مکانیزم

به منظور استفاده از این دستگاه توانبخشی، شاسی دستگاه به کمک تعدادی بست مخصوص به بازوی کاربر متصل می‌شود، به صورتی که محور دوران بازوی محرک در راستای آرنج شخص قرار گیرد. سپس بازوی راهنمای ساعد نیز به کمک نگهدارنده‌های تعبیه شده به ساعد بیمار متصل می‌گردد. با توجه به آنکه موتور کشنده (فنر نیرو ثابت) در کابل، نیروی یکنواخت ایجاد می‌کند؛ به منظور هدایت حرکت بازوی محرک، تنها بایستی راستای اعمال نیروی کابل به نقطه انتهایی بازو که تعیین‌کننده میزان گشتاور اعمالی به ساعد است را کنترل نمود. براین اساس کافی است که موقعیت قرارگیری دیسک راهنما به کمک موتور محرک تنظیم شود. بنابراین با کنترل وضعیت قرارگیری پولی دیسک راهنما که کابل از آن عبور می‌کند می‌توان زاویه قرارگیری دست کاربر را تنظیم نمود. در این شرایط پزشک معالج می‌تواند حرکات مورد نظر برای بیمار را با تعیین بازه دوران و سرعت دوران موتور محرک دیسک راهنما، پیاده‌سازی نماید. این دستورات از طریق یک برد کنترلی به موتور محرک منتقل





شکل ۷- تغییرات زاویه دیسک راهنما و ساعد در حین حرکت برای نیروی کشش متفاوت در کابل



شکل ۸- تغییرات زاویه  $\Psi$  بر اساس زاویه بازوی محرک  $(\Theta)$

#### ۵-۱- بررسی گشتاور مفصل

همسانی گشتاور ایجاد شده توسط مکانیزم توانبخشی با مقادیر مربوط به آرنج در حین حرکت در این قسمت بررسی شده است. در ادامه به منظور بررسی عملکرد مکانیزم، نیروی کشش ۱۱ نیوتن در کابل و شرایط مشخص شده برای دیسک راهنما به عنوان ورودی در نظر گرفته شده است. روند تغییرات گشتاور در مکانیزم مورد نظر به کمک کدنویسی در نرم افزار متلب و براساس روند تغییرات زاویه نسبی  $\Psi$  محاسبه شده و نتایج حاصل در شکل ۹ نشان داده شده است.

معادلات دینامیک مکانیزم به کمک کدنویسی در محیط نرم افزار متلب بررسی شده و نمودارهای حاصل از تحلیل عملکرد ربات، در ادامه نمایش داده شده است. مقادیر ورودی در کدنویسی ها، سرعت و زاویه دوران دیسک راهنما و مقدار نیروی کشش کابل هستند. مقدار نیروی کشش کابل باید به حدی باشد که گشتاور مورد نیاز برای حرکت ساعد را ایجاد کند. با توجه به رابطه (۹) هرچه میزان کشش کابل بیشتر باشد مقدار زاویه نسبی  $\Psi$  برای تولید میزان مشخصی گشتاور کاهش می یابد. در مدلسازی انجام شده، سرعت متوسط دوران دیسک راهنما  $1 \text{ (rad/sec)}$  و بازه دوران آن  $140^\circ$  در نظر گرفته شده است. مقدار نیروی کشش کابل یکی دیگر از ورودی-های مدلسازی می باشد که مقدار آن از ۱ تا ۱۱ نیوتن تغییر داده شده و تاثیر تغییرات این نیرو بر دوران بازوی محرک در شکل ۷ نشان داده شده است.

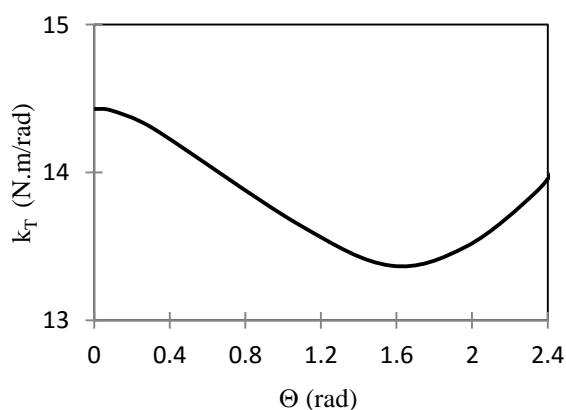
حداکثر بازه دوران آرنج انسان  $135^\circ$  درجه می باشد. براساس نتایج ارائه شده در شکل ۷ به ازاء ایجاد نیروی کشش ۱۱ نیوتن در کابل و دوران دیسک راهنما به اندازه  $140^\circ$  درجه، بازوی محرک  $135^\circ$  درجه دوران خواهد داشت که مطابق با عملکرد آرنج انسان می باشد. انتخاب محرکه در طراحی مکاترونیکی بر اساس متوسط وزن بازوی انسان و سرعت های حرکت دست بر اساس پروتکل توانبخشی آرنج است [۲۴].

تغییرات زاویه بین دیسک راهنما و ساعد،  $(\Psi)$  برحسب زاویه دوران ساعد در شکل ۸ نشان داده شده است. با استفاده از نیروی ۱۱ نیوتن به ازاء  $140^\circ$  درجه دوران دیسک راهنما، میله متصل به ساعد تا  $135^\circ$  درجه دوران خواهد داشت ( $\Theta < 135^\circ$ ).

وضعیت مچ دست بر مقدار گشتاور آرنج تاثیرگذار است. روند تغییرات در حین حرکت همواره دارای تقعر منفی بوده و حداکثر مقدار گشتاور برای خمیدگی آرنج در بازه زاویه ۹۰ تا ۹۵ درجه رخ می‌دهد [۲۵]. با بررسی نمودار گشتاور مکانیزم مشاهده می‌شود، روند تغییرات گشتاور ایجاد شده توسط دستگاه با گشتاور مفصل آرنج دست انسان مطابقت دارد.

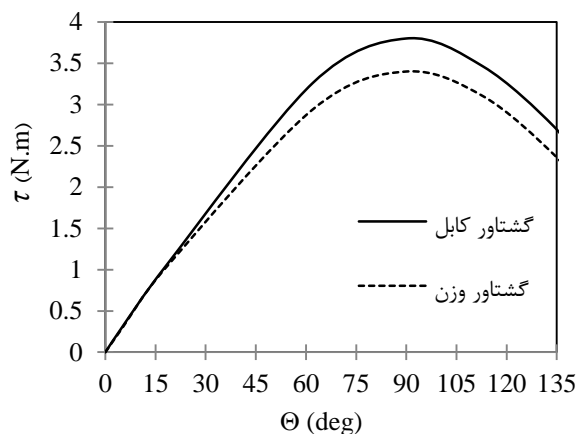
#### ۵-۲- بررسی سختی

در این قسمت روند تغییرات سختی مکانیزم از نظر تشابه با تغییرات این پارامتر در آرنج، مورد مطالعه قرار گرفته است. شکل ۱۱ تغییرات سختی مکانیزم در حین حرکت را نشان می‌دهد.



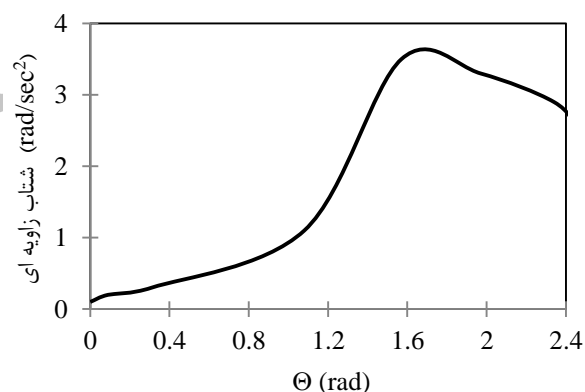
شکل ۱۱- تغییرات ضریب سختی  $k_T$  در بازه حرکتی بازوی محرک

براساس تحقیقات آزمایشگاهی انجام شده در زمینه تغییرات سختی آرنج، با توجه به ویژگی‌های فیزیولوژیک دست انسان، عوامل زیادی بر مقدار سختی آرنج تاثیرگذار است از جمله ثابت یا در حرکت بودن، افقی یا عمودی بودن صفحه حرکت، سرعت حرکت، نقطه شروع حرکت دورانی آرنج و میزان درگیر شدن عضلات بازو و ساعد در حرکت [۲۶]. با توجه به تمامی این عوامل میزان سختی در حین دوران آرنج در محدوده ۲ تا  $40 \text{ (Nm/rad)}$  قرار دارد [۲۷]. همچنین آزمایشات نشان می‌دهد روند



شکل ۹- تغییرات گشتاور نیروی محرک و نیروی وزن به ازاء دوران بازوی محرک

براساس نتایج، بخش عمده گشتاور محرک کابل صرف غلبه بر اثر وزن ساعد می‌شود و بخش کوچکی از این گشتاور متأثر از  $\dot{\Theta}$  در حین حرکت است. تغییرات شتاب زاویه‌ای میله متصل شونده به ساعد در شکل ۱۰ نشان داده شده است.



شکل ۱۰- تغییرات شتاب زاویه‌ای میله متصل شونده به ساعد به ازاء دوران بازوی محرک

با بکارگیری دستگاه در زمینه توانبخشی آرنج و یا به عنوان یک آرنج مصنوعی، استفاده از مکانیزم جبران‌ساز جاذبه، میزان گشتاور مصرفی را کاهش می‌دهد تا کشش مورد نیاز در کابل و نیروی اعمالی به پولی‌های رابط، اتصالات و موتور محرک دیسک راهنما کمتر شود.

به منظور مقایسه عملکرد سیستم از نظر گشتاور با دست انسان، بایستی تغییرات گشتاور آرنج تعیین شود. عوامل مختلفی از قبیل سن، جنسیت، زاویه قرارگیری شانه و

- کاهش انرژی مصرف شده با استفاده از جبران‌ساز جاذبه.

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

ویژگی‌های سینتیک و سینماتیکی حرکت بازوی محرک ربات به ازاء شرایط استاندارد توانبخشی مورد بررسی قرار گرفته است. با استناد به تطابق روند تغییرات سختی مکانیزم با عملکرد آرنج انسان، می‌توان از این مکانیزم در زمینه ساخت تجهیزات توانبخشی با سختی متغیر استفاده نمود.

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. در این مکانیزم، توانبخشی آرنج و زانو در اولویت قرار گرفته و به دلیل امکان اجرای حرکت در سرعت مشخص با حداقل نوسان در شتاب، انتظار می‌رود در تعاملی ایمن با انسان قرار گیرد. این مکانیزم به شکل قابل قبولی رفتار دست انسان را از نظر تولید گشتاور و سختی مفصل شبیه‌سازی می‌کند، به همین دلیل گزینه مناسبی در عرصه ربات‌های انسان‌نما محسوب می‌شود. به علاوه اندام‌های مصنوعی، پوشش‌های اندامی رباتیکی و کاربردهای توانبخشی، می‌توانند از ویژگی‌های مکانیزم طراحی شده بهره ببرند.

تغییرات سختی آرنج در هنگام حرکت دارای تععر رو به بالا است [۲۸].

بر اساس نتایج شبیه‌سازی در نرم‌افزار متلب مشاهده می‌شود که حدود تغییرات سختی بازوی مکانیکی بین ۱۳.۵ تا ۱۴.۵ (Nm/rad) بدست آمده که در محدوده قابل قبول قرار دارد. در مرجع ۲۷ تأثیر سرعت دوران آرنج بر تغییرات سختی طی چند آزمایش بررسی شده است. در آزمایشات صورت گرفته، دست در صفحه قائم قرار داشته است. با مقایسه روند تغییرات سختی مکانیزم با الگوی تغییرات سختی آرنج، عملکرد مکانیزم توانبخشی با سختی قابل تنظیم صحه‌گذاری می‌شود. بنابراین می‌توان گفت که مکانیزم کابلی معرفی شده عملکرد مناسبی از لحاظ شبیه‌سازی رفتار آرنج انسان دارد.

## ۶- نتیجه گیری

در این مقاله استفاده از محرک کابلی در زمینه توانبخشی آرنج به عنوان یک ابزار نوین و برای نخستین بار مورد ارزیابی قرار گرفته است. از جمله ویژگی‌های مکانیزم معرفی شده می‌توان به موارد زیر اشاره نمود:

- کنترل گشتاور و سختی، به صورت مستقل از هم در حین حرکت.
- شبیه‌سازی رفتار آرنج انسان از نظر تغییر سختی و گشتاور در حین حرکت

## ۷- مراجع

- [1] Van der Loos H.F.M. (1995). "VA/Stanford rehabilitation robotics research and development program: lessons learned in the application of robotics technology to the field of rehabilitation". IEEE Trans. Rehab. Eng. Vol. 3, pp. 46-55
- [2] Leifer L. (1981). "Rehabilitative robots". Robotics Age: In the Beginning selected from Robotics Age Magazine, pp. 227-241
- [3] Kassler M., (1993). "Introduction to the special issue on robotics for health care". Robotica Vol. 11, pp. 493-494
- [4] Krukowski R., (1986). BioDex Muscle exercise and rehabilitation apparatus. US Patent No. 4765315 (Int. A63B 2300)

- [5] Khalili D., Zomlefer M., (1988). "An intelligent robotic system for rehabilitation of joints and estimation of body segment parameters". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. 35, pp. 138–146
- [6] Krebs H.I., Hogan N., Aisen M.L., Volpe B.T. (1998). "Robot aided neurorehabilitation". *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* Vol. 6, pp. 75–87.
- [7] Lum P.S., Burgar C.G., Shor P.C., Majmundar M., Van der Loos H.F.M. (2002). "Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper limb motor function following stroke". *Arch. Phys. Med. Rehabil.* Vol. 83, pp. 952–959
- [8] Sanchez R.J., Liu J., Rao S., Shah P., Smith R., Cramer S.C., Bobrow J.E., Reinkensmeyer D.J. (2006). "Automating arm movement training following severe stroke: functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment". *IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Eng.* Vol. 14, pp. 378–389
- [9] Raibert M. H., (1986). "Legged robots that balance". first Ed., Cambridge, MIT Press, pp. 310-340.
- [10] Pham C. B., Yeo S. H., Yang G., Kurbanhusen M. S. (2006). "Force-closure workspace analysis of cable-driven parallel mechanisms". *Mechanism and Machine Theory*, Vol.41, No. 1, pp. 53-69.
- [11] Jacobsen, S.C., Iversen E.K., Johnson R.T., Knutti D.F., Biggers K.B. (1996). "The Design of the Utah/MIT Hand". *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, San Francisco, CA, Vol. 4, pp. 3222-3227.
- [12] Massie T., Salisbury J.K. (1994). "The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects". the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Chicago, pp. 295-300.
- [13] Salisbury K., Eberman B., Di Pietro D., Townsend W. (1989). "The Design and Control of an Experimental Whole-Arm Manipulator". *Robotics and Automation*, Vol. 1, pp. 254-260.
- [14] Audu M. L., Davy D. T. (1985). "Influence of Muscle Model Complexity in Musculoskeletal Motion Modeling". *Biomechanical Engineering*, Vol. 107, pp. 147-157.
- [15] Sulzer S., Peshkin A., Patton L. (2005). "MARIONET: An Exotendon-Driven Rotary Series Elastic Actuator for Exerting Joint Torque". *Rehabilitation Robotics 9th International Conference*, Chicago, pp. 103-108.
- [16] Gopalswamy A., Gupta P., Vidyasagar M. (1992). "A new parallelogram linkage configuration for gravity compensation using torsional springs In *Robotics and Automation*". *IEEE International Conference*, Nice, Vol.1, pp.664-669.
- [17] Stienen A., Edsko E., Hekman E., Van der Helm F., Prange G., Jannink M., Aalsma M., Van der Kooij H. (2007). "Freebal: dedicated gravity compensation for the upper extremities article". *Rehabilitation Robotics*, pp. 804-808.
- [18] Arakelian V., Ghazaryan S. (2008). "Improvements of balancing accuracy of robotic system: Application to leg orthosis for rehabilitation devices". *Mechanism and Machine Theory* Vol. 43, pp. 565-575.
- [19] Huisson J. P., Wang D. (1991). "On the design of a direct drive 5-bar-linkage manipulator". *Robotica*, Vol. 9, pp. 441-446.
- [20] Ulrich N., Kumar V. (1991). "Passive Mechanical Gravity Compensation for Robot Manipulators". *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Sacramento, California, Vol. 2, pp. 1536-1541.
- [21] Herve J. M. (1986). "Design of Spring Mechanisms for Balancing the Weight of Robots". 6th symposium on Theory and Practice of Robots and Manipulators, Poland, pp. 564-567.
- [22] Rahman T., Ramanathan R., Seliktar R., Harwin W. (1995). "A Simple Technique to Passively Gravity-Balance Articulated Mechanisms". *ASME Design Engineering Technical Conferences*, Vol. 28, pp. 655-658.
- [23] Wilk K., Arrigo C., Andrews JR. (1993). "Rehabilitation of the elbow in the throwing athlete". *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol. 17 No. 6, pp. 305-317.

- [24] Kuhn, J. E. (2009). "Exercise in the treatment of rotator cuff impingement: a systematic review and a synthesized evidence-based rehabilitation protocol". *Journal of shoulder and elbow surgery*, Vol. 18, No. 1, pp. 138-160.
- [25] Flash T., Hogan N. (1985). "The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model". *Neuroscience* No. 5, pp. 1688-1703.
- [26] Guenzkofer F., Engstler F., Bubb H., Bengler K.. (2011). "Isometric elbow flexion and extension joint torque measurements considering biomechanical aspects". *first international symposium on digital human modeling, France*, pp. 14-15.
- [27] Holmes M.W., Keir P.J. (2012). "Muscle contributions to elbow joint rotational impedance in preparation for sudden external arm perturbations". *7th Biennial Canadian Society for Biomechanics (CSB) conference, Vancouver*, pp. 21-28.
- [28] Bennett D.J., Hollerbach J.M., Xu Y. Hunter I.W. (1992). "Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement". *Experimental Brain Research*, No. 88, pp. 433-442.

Archive of SID