

## بررسی آناتومی انگشت شست همراه طراحی و المان محدود یک نمونه مدل جدید انگشت شست

بهزاد کریم خانی<sup>۱\*</sup>، ندا بهزاد فر<sup>۲</sup>

۱- دانشجوی ارشد مهندسی پزشکی، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

۲- استادیار، گروه مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

\*B.karimkhani@smc.iaun.ac.ir

ارسال: تیر ماه ۹۹ پذیرش: مرداد ماه ۹۹

### چکیده

امروزه یکی از مهم ترین مسایل موجود در حیطه توان بخشی کمک به افراد نیازمند در زمینه قطع انگشت شست دست می باشد، زیرا در صورت عدم اهمیت، می تواند روی زندگی آنها اثر بگذارد و باعث ایجاد ناتوانی در فرد شود و بر توان و فعالیت فرد اثر بگذارد. در این پژوهش ابتدا مروری بر آناتومی انگشت شست دست انسان شده است و قسمت های مختلف انگشت و دست بررسی شده است، ماهیچه ها و رباط واسکلت آنها مورد بررسی قرار گرفته است. سپس با استفاده از نرم افزار تری متیک<sup>۱</sup> انگشت شست انسان جدا سازی شده است و مفاصل آن به صورت مجزا نشان داده شده است. در محیط ارگونومی کتیا<sup>۲</sup> نیز به درجات آزادی و زوایا حرکتی مفاصل انگشت شست انسان اشاره شده است و به صورت جدا گانه روی انگشت شست دست بررسی شده است. این مدل در نرم افزار سالیدورک<sup>۳</sup> طراحی شده و قسمت های آن نشان داده شده است که با توجه به انگشت شست این طراحی صورت گرفته است. در نهایت تحلیل ها با جنس ABS در نرم افزار سالید ورک و اینونتور<sup>۴</sup> انجام شده است و بارگذاری های لازم جهت تست انگشت روی آن انجام شده است.

کلمات کلیدی: انگشت شست دست، درجات آزادی انگشت، نرم افزار سالیدورک، آناتومی انگشت شست.

### ۱- مقدمه

دست انسان یکی از جالب ترین و شگفت انگیز ترین قسمت های بدن انسان است. این عضو در بدن دارای اعمال خاص در هر قسمت بدن در انسان و حرکات دقیق است. دست انسان دارای پنج انگشت می باشد. انگشت دست، نام انگشتان قسمت انتهایی دست می باشد که در انسان شامل ۵ انگشت در هر دست می شود که با توجه به این که انسان دودست دارد در مجموع ده انگشت دارا می

<sup>1</sup> 3-matic Research 12.0

<sup>2</sup> CATIA V5R20

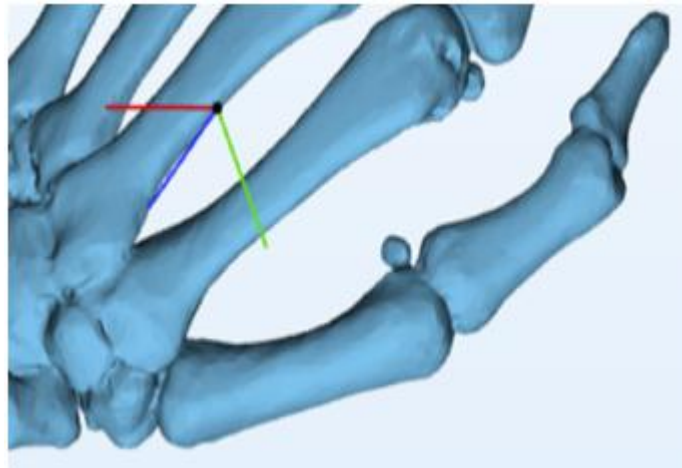
<sup>3</sup> Solid work 2016

<sup>4</sup> Autodesk Inventor 2016

باشد. انگشتان دست به جز انگشت شست که فقط ۲ بند دارد، دارای سه استخوان مجزا هستند که بین آن‌ها مفصل وجود دارد و در انتهای آن‌ها ناخن قرار دارد. انگشتان دست دارای استخوان هستند و در انتهای آن‌ها ناخن وجود دارد. نام انگشتان دست انسان عبارت است از، انگشت شست ۱، انگشت اشاره ۲، انگشت میانی ۳، انگشت انگشتری ۴، انگشت کوچک ۵ می باشد [۱].

### ۱-۱- انگشت

انگشت شست یا انگشت اول نام بیرونی ترین انگشت دست انسان است که شامل یک انگشت در هر دست می باشد. این انگشت حجم عضله بیشتری دارد. این انگشت تنها انگشتی است که بند میان انگشتی ندارد، یعنی تنها از دو بند تشکیل شده است. انگشتان دست به جز شست دارای سه استخوان مجزا هستند که بین آنها مفصل وجود دارد و در انتهای آنها ناخن قرار دارد. انگشت شست به دلیل قرار گرفتن در روبروی سایر انگشتان مهم ترین انگشت در انجام فعالیت های دست می باشد و قطع آن بیش از سایر انگشتان موجب ناتوانی می شود. عصب دهی انگشت شست از عصب رادیال است. مفاصل متاکارپوفالانژیال<sup>۶</sup> که بین استخوان های متاکارپ و استخوان های بند پرگزیمال انگشتان واقع شده اند. مفاصل اینترفالانژیال پرگزیمال<sup>۷</sup> که بین بند های میانی و پرگزیمال انگشتان قرار گرفته اند. مفاصل اینترفالانژیال دیستال<sup>۸</sup> که بین بند های وسطی و انتهایی انگشتان دست هستند (شکل ۱) [۲].



شکل ۱- تصویر استخوانهای انگشت شست طراحی شده در نرم افزار تری متیک

### ۲-۱- عضلات انگشتان و دست

هر انگشت دو تاندون خم کننده یا فلکسور<sup>۹</sup> دارد. یکی تاندون خم کننده عمقی است که به سطح ولاراستخوان بند انتهایی انگشت متصل می شود و وظیفه آن خم کردن بند انتهایی روی بند وسط یا به زبان دیگر خم کردن مفصل اینترفالانژیال دیستال است. عضلاتی که موجب حرکات انگشتان دست می شوند را به دو دسته بیرونی<sup>۱۰</sup> و عضلات درونی<sup>۱۱</sup> تقسیم بندی می کنند. عضلات بیرونی آنهایی هستند که در ساعد قرار گرفته اند ولی تاندون آنها از مچ دست عبور کرده و به انگشتان متصل شده و موجب حرکت آنها می شوند و عضلات درونی آنهایی هستند که در کف دست قرار گرفته اند.

<sup>1</sup> Thumb

<sup>2</sup> Index

<sup>3</sup> Middle

<sup>4</sup> Ring

<sup>5</sup> Little

<sup>6</sup> Metacarpophalangeal joints

<sup>7</sup> Proximal interphalangeal joints

<sup>8</sup> Distal interphalangeal joints

<sup>9</sup> Flexor

<sup>10</sup> Extrensic muscles

<sup>11</sup> Intrinsic muscles

عضلات درونی یا اینترینسیک چهار دسته اند؛ عضلات تنار<sup>۱</sup> این عضلات برجستگی کف دست که نزدیک شست است را می سازند. عضلات هیپوتنار<sup>۲</sup> این عضلات برجستگی کوچک تر کف دست در طرف انگشت کوچک را می سازند. عضلات بین استخوانی یا اینتراسوس<sup>۳</sup> اینها هفت عضله کوچک هستند که در بین استخوان های متاکارپ قرار گرفته اند و وظیفه آنها دور کردن و نزدیک کردن انگشتان نسبت به یکدیگر است. عضلات کرمی یا لومبریکال<sup>۴</sup> چهار عضله هستند که از تاندون های خم کننده یا فلکسور عمقی انگشتان منشا می گیرند و به تاندون اکستنسور یا بازکننده انگشت متصل می شوند. وظیفه آنها راست کردن انگشت در مفاصل اینترفالانژیال است.

عضلات هیپوتنار عبارتند از؛ کفی کوتاه<sup>۵</sup> که درست زیر پوست ناحیه هیپوتنار قرار داشته و پوست را چین می دهد. دور کننده انگشت کوچک<sup>۶</sup> که با انقباض آن انگشت کوچک از انگشت چهارم دور می شود. خم کننده انگشت<sup>۷</sup> که با انقباض آن انگشت کوچک از مفصل متاکارپوفالانژیال خم می شود. عضلات تنار عبارتند از؛ دور کننده کوتاه شست<sup>۸</sup> زیر پوست ناحیه تنار قرار داشته و وظیفه آن اینست که شست را به کف دست عمود می کند. نزدیک کننده شست<sup>۹</sup> شست را به کف دست نزدیک می کند. خم کننده کوتاه شست<sup>۱۰</sup> شست را از محل مفصل متاکارپوفالانژیال خم می کند. مقابل کننده شست<sup>۱۱</sup> شست را بلند کرده و در مقابل انگشت کوچک قرار می دهد[۳].

### ۳-۱- رباط های انگشتان و دست

رباط ها نوار های بافتی محکمی هستند که در اطراف مفاصل وجود دارند و سر آنها به استخوانهای دو طرف مفصل درست نزدیک به سطح مفصلی می چسبند و مانع از حرکت مفصل در جهات خاصی می شود. در دو طرف هر کدام از مفاصل دست دو رباط جانبی یا لیگامان کلترال<sup>۱۲</sup> وجود دارد که مانع از حرکت مفاصل در جهات جانبی می شوند. در سطح ولار یا کف دستی مفصل اینترفالانژیال پرگزیمال دست هم یک رباط قوی به نام ولار پلیت<sup>۱۳</sup> وجود دارد که مانع از باز شدن بیش از حد مفصل می شود[۴]. عصب رادیال این عصب در سمت استخوان رادیوس یا زند زیرین است و موجب حس نیمه پرگزیمال سطح پشتی انگشتان شست، انگشت اشاره و انگشت وسطی و همچنین قسمتی از سطح پشتی دست که در مجاورت این انگشتان قرار دارد می شود.

### ۴-۱- اعصاب انگشتان و دست

اعصاب حسی این عصب در پشت دست به شاخه های کوچکتری تقسیم می شوند که در طرفین انگشت از قاعده آن به طرف انتها حرکت می کنند. کارکرد این عصب در دست حسی است و موجب فعالیت عضلات نمی شود[۵]. عصب اولنار<sup>۱۴</sup> این عصب از سطح ولار مچ دست و از روی رباط عرضی کف دست عبور می کند. عصب اولنار در سطح ولار مچ دست از داخل کانالی به نام گویان<sup>۱۵</sup> عبور کرده و سپس به شاخه های حسی و حرکتی تقسیم می شود. شاخه های حرکتی آن به تمام عضلات هیپوتنار، تعدادی از عضلات تنار، تمامی عضلات بین استخوانی و عضلات لومبریکال<sup>۳</sup> و <sup>۴</sup> می روند. پس مشاهده می شود که

<sup>1</sup> Thenar muscles

<sup>2</sup> Hypothenar muscles

<sup>3</sup> Interosseous muscles

<sup>4</sup> Lumbrical muscles

<sup>5</sup> palmaris brevis

<sup>6</sup> Abductor digit minimal

<sup>7</sup> Flexor digit minimal

<sup>8</sup> Abductor pollicis brevis

<sup>9</sup> Adductor pollicis

<sup>10</sup> Flexor pollicis brevis

<sup>11</sup> Opponents pollicis

<sup>12</sup> Collateral ligament

<sup>13</sup> Volar plate

<sup>14</sup> Ulnar nerve

<sup>15</sup> Guyon canal

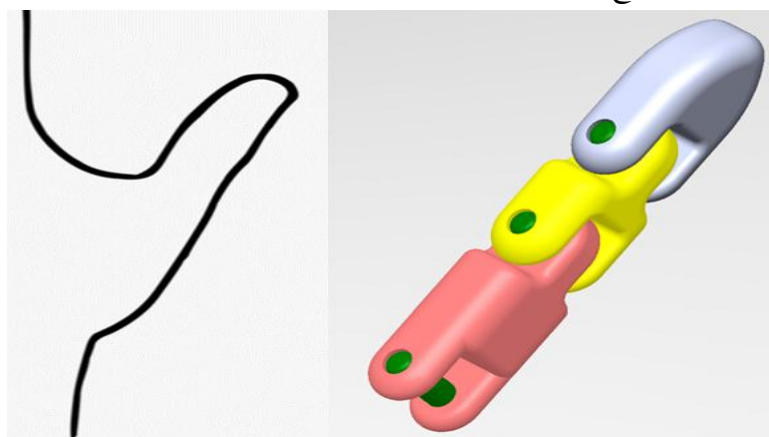
عمده عضلات دست، توسط عصب اولنار عصب دهی می شود. در دست عصب مدیان بیشتر کارکرد حسی داشته و عصب اولنار کارکرد حرکتی دارد. شاخه های حسی عصب اولنار سطح ولار انگشت کوچک و نیمه داخلی انگشت انگشتری و قسمتی از کف دست که در مجاورت این انگشتان قرار دارد را حس می دهد. [۷ و ۶] عصب مدیان<sup>۱</sup> این عصب از داخل کانال میچ دست عبور کرده و به کف دست می رود سپس در آنجا به شاخه های حرکتی و حسی تقسیم می شود. شاخه های حرکتی عصب مدیان به طرف عضلات تنار و لومبریکال رفته و عضلات اول و دوم لومبریکال و تعدادی از عضلات تنار را عصب دهی می کند. شاخه های حسی عصب مدیان هم به شاخه های متعددی تقسیم شده و به طرف انگشتان دست می روند. از قاعده انگشت تا نوک انگشت نام عصب دیجیتال<sup>۲</sup> یا عصب انگشتری را به خود گرفته و موجب حس قسمت کف دستی انگشتان شست و سبابه و وسطی و نیمی از انگشت انگشتری می شود. در هر طرف سطح ولار انگشتان یک عصب دیجیتال عبور می کند [۸]. تاندون ها بافت هایی به شکل طناب هستند که عضله را به استخوان متصل می کنند. با انقباض عضله، تاندون حرکت میکند و با حرکت تاندون استخوان و مفصل هم حرکت می کنند. قسمت اعظم عضلاتی که موجب حرکت انگشتان دست می شوند در ساعد قرار داشته و توسط تاندون های بلندی به انگشتان متصل می شوند [۹]. اعصاب بافت های ظریفی هستند. آنها به راحتی به علت تحت فشار قرار گرفتن، کشیده شدن یا پاره شدن آسیب می بینند. اعصاب حس لمس و درد را از اندام ها به مغز می برد و دستورات لازم برای حرکت اندام ها را از مغز به آنها می رسند. با آسیب دیدن عصب ممکن است حس یا حرکت یا هر دو آنها در دچار اختلال شود [۱۰].

#### ۵-۱- مفاصل انگشتان و دست

دست از مفاصل متعددی تشکیل شده است که حرکت روان و بدون درد آنها مورد نیاز است تا فرد بتواند کارهای روزمره خود را انجام دهد. آسیب هر کدام از این مفاصل می تواند فعالیت روزمره فرد را دچار اختلال کند. هر کدام از مفاصل دست میتوانند با شدت های متفاوت آسیب بینند و به علل مختلف این آسیب عصبی ایجاد شود [۱۱].

#### ۲- سوابق و اهمیت

قطع عضو یک نقص است که می تواند منجر به اختلال در کیفیت زندگی، محدودیت های فعالیتی و همچنین محدودیت مشارکت فرد در اجتماع می شود و زندگی ویا حتی توان فرد را به مخاطره بیندازد [۱۲ - ۱۳]. بنابراین، در روند زندگی فرد دچار قطع عضو استفاده از وسایل کمکی می تواند به آنها کمک کند [۱۴]. ساخت پروتز مشابه عضو قطع می تواند کمک شایانی به فرد دچار قطع عضو نماید [۱۵ - ۱۶] باید پروتز قطع شده مشابهت فراوانی با عملکرد همان عضو داشته باشد (شکل ۲) [۱۷].



شکل ۲- پروتز طراحی شده انگشت شست

<sup>1</sup> Median nerve

<sup>2</sup> Digital nerve

در پژوهش لوتی<sup>۱</sup> و همکاران [۱۸] به جنبه‌هایی نظیر وجود مکانیک خاص و شبیه به انسان بودن کار اشاراتی شده است. انگشت شست رباتیک، باید دارای ساختار انعطاف پذیری مانند دست انسان باشد تا بتواند هنگام استفاده اشیای لازم را بلند نماید انجام دهد [۱۹]. در ساخت پروتز انگشت همچون وزن، ابعاد، ظاهر، راحتی فرد برای اجرای ژست‌های مختلف مانند دست یک انسان بالغ لازم است، در نظر گرفته شوند [۲۰]. همچنین استفاده از عملکرد مناسب برای راندن پروتز و انواع آنها نظیر الکتریکی، پنیوماتیک و غیره همواره یکی از موضوع‌های مهم در طراحی انگشت بوده است [۲۱-۲۲]. یکی دیگر از موثرترین فرآیند کنترل به کاررفته در رباتهای درمانگر، انتقال نیرو و گشتاور از طریق سیستم کابل است. از مزیت‌های مکانیزم فوق می‌توان به دارا بودن مکانیزمی مشابه انگشتان انسان اشاره کرد، به طوری که کابل‌ها در انگشتان رباتیک، نقش تاندون را ایفا می‌کنند [۲۳-۲۵]. کابل‌های گفته شده وظیفه جمع یا باز کردن انگشت را دارا می‌باشند [۲۶]. یکی از رایج‌ترین شکل قطع انگشت یا بخشی از انگشت، آمپوتاسیون<sup>۲</sup> می‌باشد [۲۷].

### ۳- موارد اهمیت پروتز

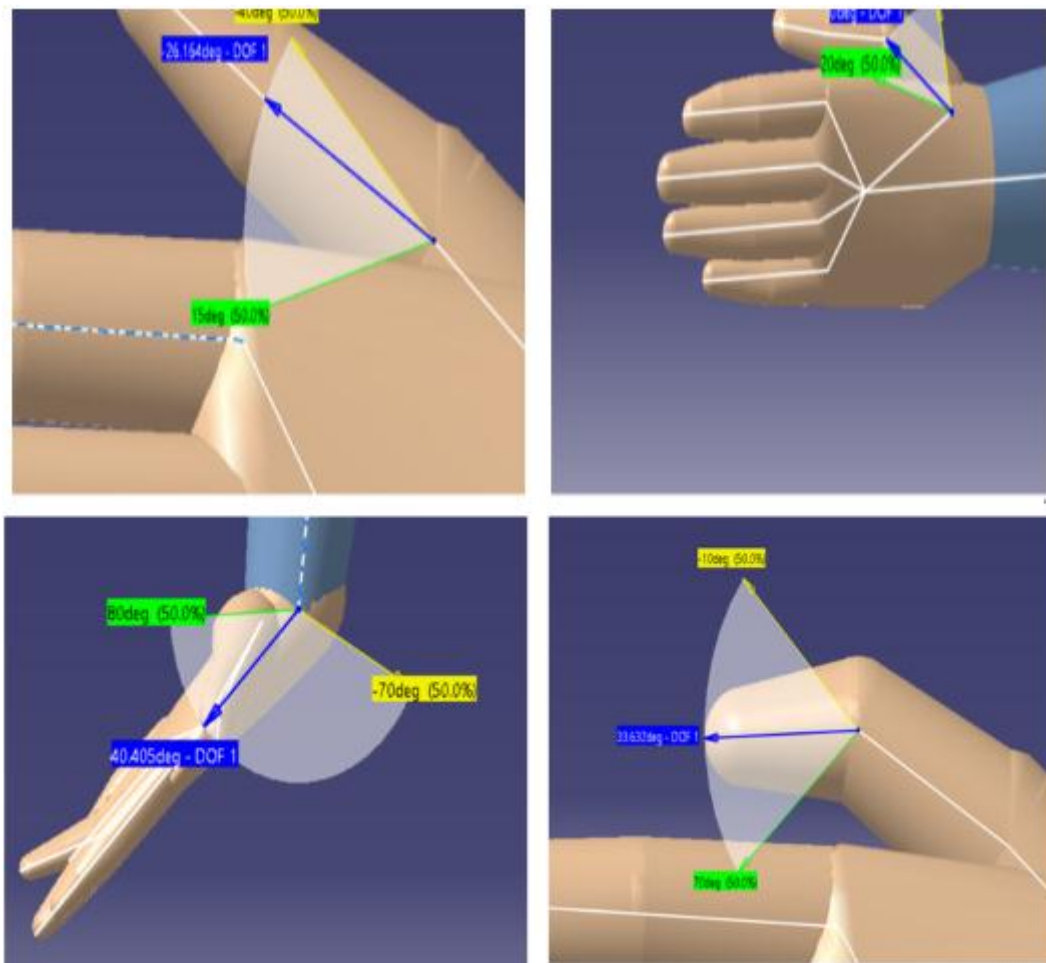
مناسب‌ترین درمان پروتز بستگی به نوع آسیب و درصد قطع انگشتان دارد [۲۸-۳۰]. آسیب فرد نیز می‌تواند بر زندگی فرد از نظر حضور در اجتماع یا از نظر کار یا درآمد بر زندگی فرد اثر بگذارد [۳۱-۳۲]. اگر به نوع آسیب و ساخت انگشت به طور مناسب اهمیت داده نشود می‌تواند باعث ایجاد آسیب‌های روانی بر فرد شود [۳۳-۳۴]. هر چند جراحی می‌تواند در ترمیم مویرگها در ارگان پیوند زده شده به نجات دادن افرادی که در اثر تروما انگشتانشان قطع شده است، کمک می‌کند، اما در اکثر بیماران، بازسازی مویرگ‌ها امکان پذیر نیست و در این بیماران، محیا ساختن یک پروتز می‌تواند کمک زیادی به نقص عضو در فرد پس از قطع عضو کند [۳۵-۳۷].

### ۴- درجات آزادی انگشتان

انگشتان هر کدام دارای درجات آزادی [۳۸-۴۳] و حرکات مخصوص به خود می‌باشند، که دارای درجات آزادی با توجه به مفاصل خود می‌باشند. هنگام ساخت انگشت مصنوعی باید توجه به درجه‌ها نمود و در تمام حرکات نیز آنها را بررسی کرد [۴۴-۴۶]. در شکل ۳ نیز با استفاده از نرم افزار کتیا به دست آمده است در محیط ارگونومی نیز با استفاده از محیط HUMAN BUILDER نیز درجات آزادی در حرکت خاص روی انگشت شست نشان داده شده است (شکل ۳).

<sup>1</sup> Lotti

<sup>2</sup> Amputation

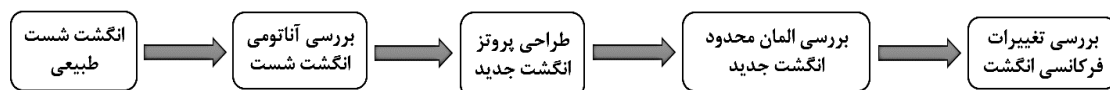


شکل ۳- درجه آزادی انگشت شست دست و مچ دست

با استفاده از آدامک های موجود در این محیط [۶۱] و سایر محیط های ارگونومی، می توان ویژگی های حرکتی شست دست را، در نرم افزار کتیا وارد نموده و بسته به نوع نیاز، با به کارگیری درجه های آزادی هر کدام از مفاصل و همچنین بررسی وضعیت های مختلف آن، می توان ویژگی یک پروتز انگشت شست را ایجاد و بررسی نمود، که با طبیعی خود سازگاری داشته باشد. سپس با استفاده از اطلاعات آناتومی و درجات آزادی و همچنین نتایج به دست آمده، طراحی لازم جهت ایجاد پروتز را انجام داد.

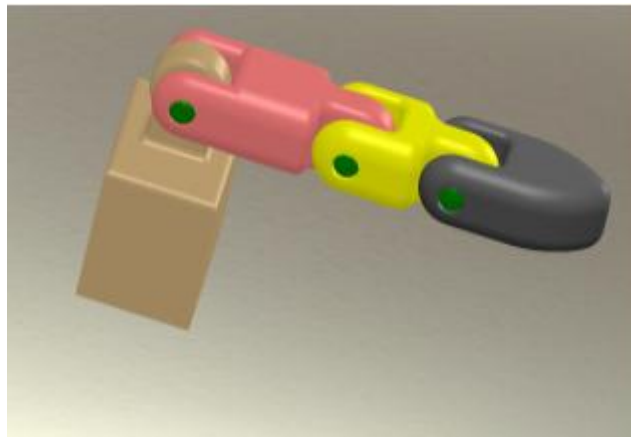
#### ۵- روش کار و نوآوری

در این پژوهش سعی شده که نمونه جدیدی از پروتز انتخاب شود و موارد مطرح شده برای آن با توجه به دیاگرام زیر بیان گردد، شکل ۴.



شکل ۴- دیاگرام طراحی انگشت دست

پروتز مناسب باید از لحاظ ساختاری مشابه با عملکرد قسمتی که جای آن قرار می گیرد باشد و از لحاظ ساختاری مشابه با فرآیند های بدن انسان باشد [۲۹-۳۰ و ۴۷]. پروتز ساخته شده در نرم افزار سالیدورک طراحی شده است. در نهایت شکل پروتز به صورت شکل مقابل می باشد، شکل ۵.



شکل ۵- پروتز طراحی شده در نرم افزار سالیدورک

#### ۵-۱- جنس انگشت مورد بررسی

برای گرفتن تحلیل های لازم جنس در نظر گرفته شده برای تحلیل ها نیز آکریلونیتریل بوتادین استایرن<sup>۱</sup> می باشد. که به دلیل مقاومت و خواص مکانیکی خاص آن برای جنس انگشت در نظر گرفته شده است. این ماده به طور کلی بسیار محکم و بادوام و تا حدی انعطاف پذیر است. به لحاظ تحمل دمایی نیز، ماده ABS قادر است چیزی حدود ۱۰ درجه بیشتر از ماده پر مصرف دیگر در چاپ سه بعدی تحمل دمایی از خود نشان داده و پایداری هندسی خود را حفظ کند. قیمت بسیار پایین فیلامنت های ABS نکته مثبت دیگر این ماده می باشد [۴۸-۴۹]. خواص مکانیکی و گرمایی آکریلونیتریل بوتادین استایرن در جدول ۱ آمده است.

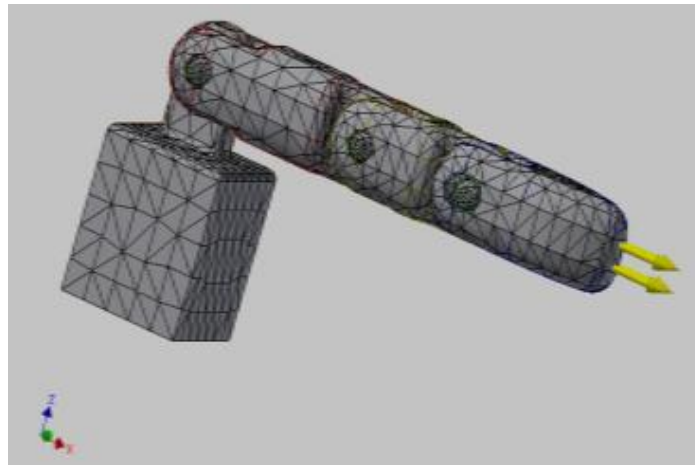
جدول ۱- خواص مکانیکی و گرمایی آکریلونیتریل بوتادین استایرن [۴۸ و ۵۰-۵۲]

ویژگی	مقدار	واحد
مدول الاستیک	$2 \times 10^7$	N/m <sup>2</sup>
ضریب پواسن	۰/۳۹۴	N/m
مدول برشی	۳۱۸۹۰۰۰۰۰	N/m <sup>2</sup>
چگالی جرمی	۱۰۲۰	Kg/m <sup>3</sup>
مقاومت کششی	$3 \times 10^7$	N/m <sup>2</sup>
هدایت حرارتی	۰/۲۲۵۶	W/(m.k)
ضریب گرمایی ویژه	۱۳۸۶	J/(kg .k)

#### ۵-۲- بررسی تحلیل های اعمال شده بر روی انگشت

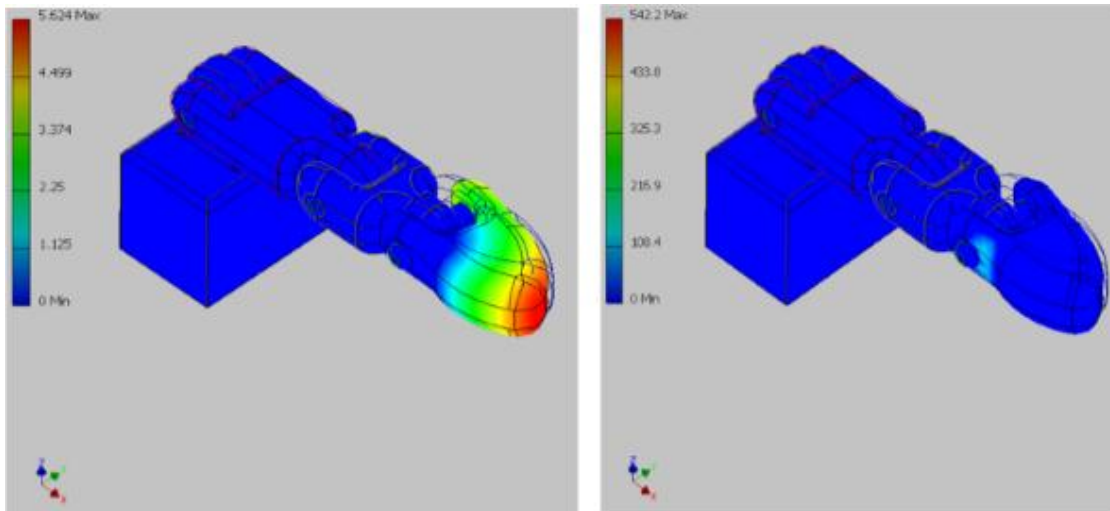
پس از طراحی و مشخص کردن خواص مکانیکی اکنون نوبت به بارگذاری های لازم می رسد و از نظر کشش و فشار نیز انگشت طراحی شده را مورد بررسی قرار می گیرد (شکل ۶).

<sup>۱</sup> ABS (Acrylonitrile butadiene styrene)



شکل ۶- ایجاد نیروی کشش بر روی انگشت

نیروهای لازم بر روی انگشت شست اعمال می شود و هر کدام را متناسب با قسمت های انگشت و مفاصل انگشت بر روی انگشت شست بارگذاری اعمال می شود. با توجه به ماکزیمم و مینیمم فشار نیز نیروی لازم را در حدود ۵۰ نیوتون [۵۳-۵۶] در نظر گرفته می شود (شکل ۷).

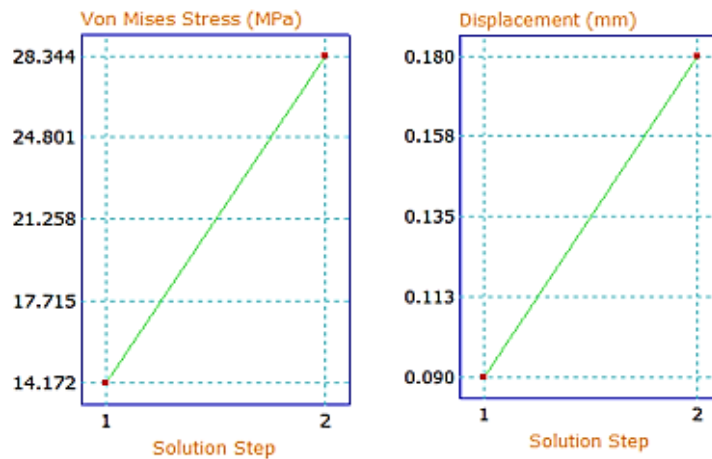


(ب)

(آ)

شکل ۷- (آ) بررسی نیروهای وارد بر انگشت طراحی شده، واحد آن مگا پاسکال می باشد. (ب) جابجایی که واحد آن mm می باشد

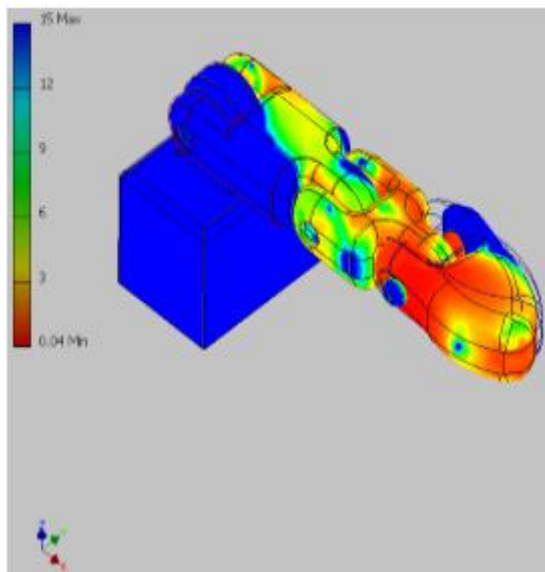
نمودارهای بدست آمده از نیرو و از جابجایی در شکل ۸، ایجاد شده است.



شکل ۸- نمودار حاصل از تنش و کرنش در انگشت شست طراحی شده



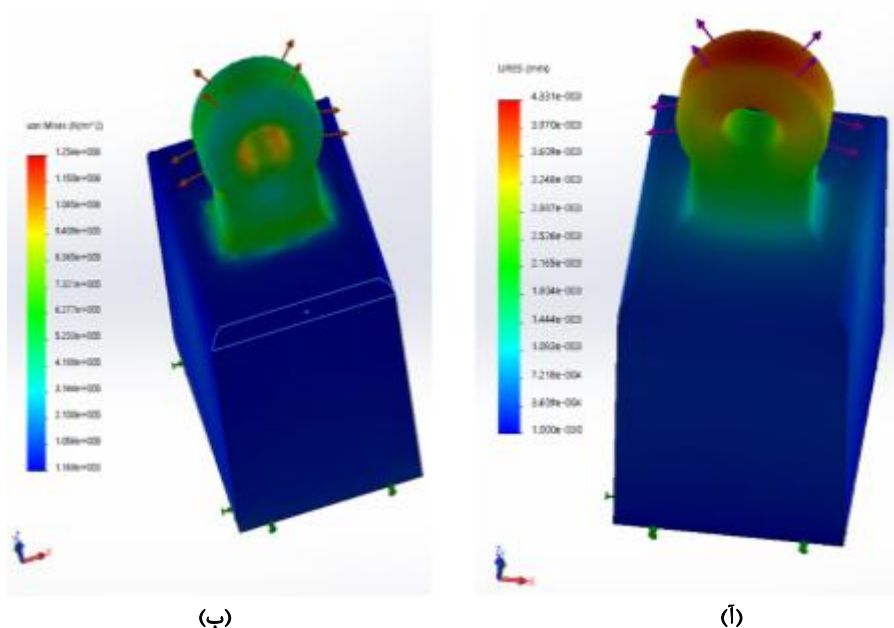
پس از نمودار های فوق فاکتور های اطمینان به صورت شکل مقابل بدست آمده است (شکل ۹).



شکل ۹- شکل حاصل بدست آمده از ضرایب اطمینان

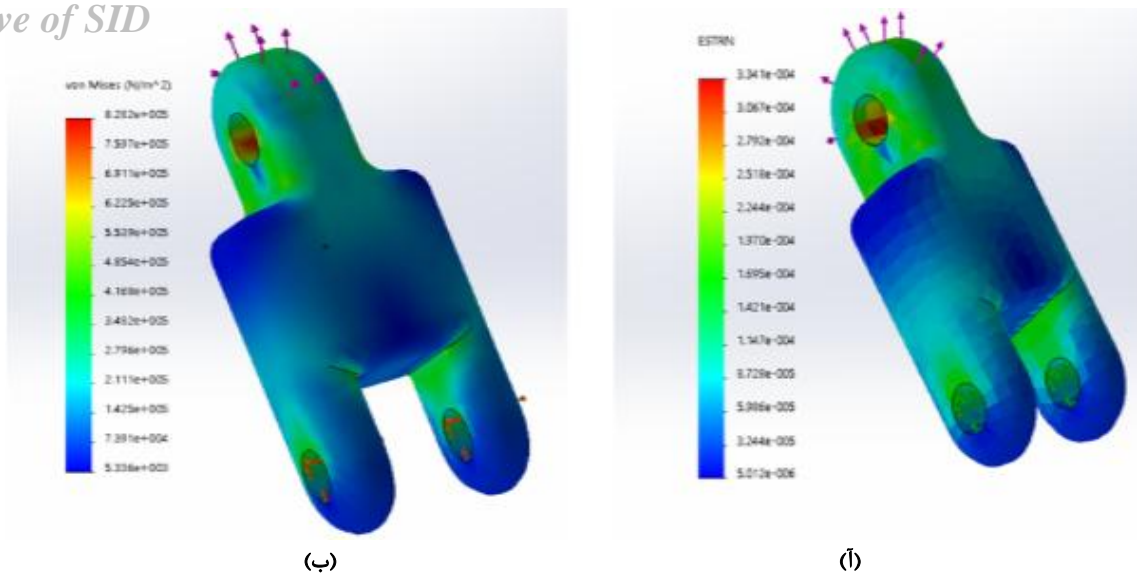
### ۳-۵- بارگذاری روی بندهای شست طراحی شده

پس تحلیل های لازم در نرم افزار ، اکنون نوبت به بررسی هر کدام از مفصل شست می باشد که نیروهای لازم روی آنها اعمال شده است و نتایج زیر بدست آمده است [۵۳-۵۷] (شکل ۱۰).



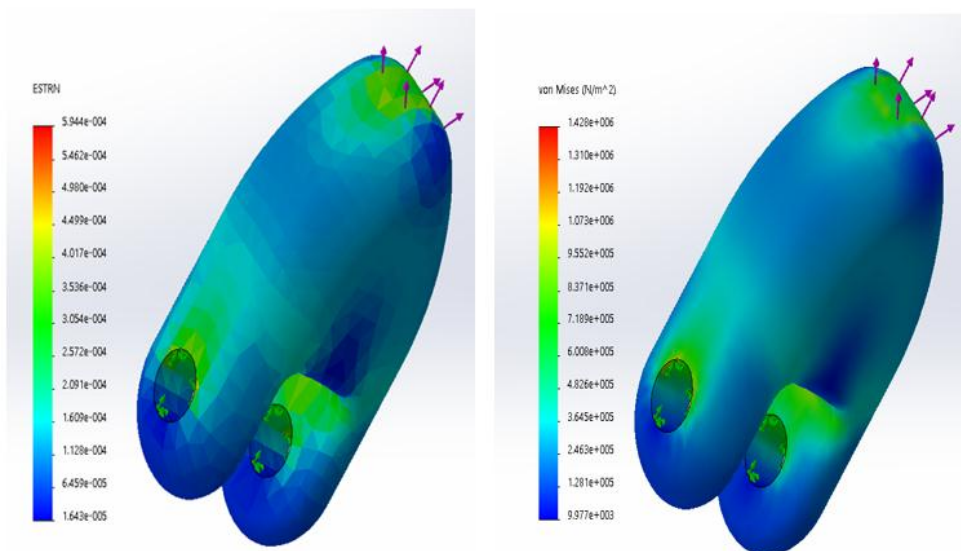
شکل ۱۰- (آ) تغییر طول در قسمت اول درپروتز شست. (ب) تنش وارد شده بر انگشت طراحی شده

با توجه به این که شست انسان از دو بند تشکیل شده است. بررسی نیروی وارد بر بند اول انگشت طراحی شده به صورت شکل زیر بدست خواهد آمد (شکل ۱۱).



شکل ۱۱- (آ) تغییر طول ایجاد شده ، (ب) تنش های ایجاد شده در بند انگشت

در مرحله آخر نوبت به آنالیز بند دوم انگشت می رسد (شکل ۱۲).



شکل ۱۲- (آ) تنش های ایجاد شده در بند انگشت، (ب) تغییر طول ایجاد شده

### ۵-۴- بررسی نتایج حاصل از بارگذاری مکانیکی

با توجه به این که انگشت از یک کار ظریف تا یک کار که نیروی زیادی لازم داشته باشد لذا در یک زمان مشخص نیروی مکانیکی لازم [۵۳-۵۸]، بر روی آن اعمال شده است. با توجه به نیروهای لازم در زمان مشخص و در جهات مشخص و فرکانس مشخص [۵۹-۶۰] نیز در نرم افزار سالیدورک بدست آمده است (جدول ۲).

جدول ۲- اعمال فرکانس بر روی انگشت در جهت های مختلف

تعداد	فرکانس (Hertz)	جهت X	جهت Y	جهت Z
۱	۷۸/۸۱۸	1.6004e-006	0.52279	9.0043e-007
۲	۸۶/۸۱۴	0.0002026	0.0019132	0.35694
۳	۱۰۳	0.20904	0.0001576	0.248
۴	۱۱۴/۵۱	0.00023081	0.406	0.00135
۵	۲۵۴/۳۹	3.6202e-006	0.0039425	8.8165e-006
		Sum X = 0.20948	Sum Y = 0.9348	Sum Z = 0.60629

جدول ۳- بار گذاری دینامیکی روی انگشت در مدت کمتر از یک دقیقه

شماره فرکانس	رادیان/ثانیه <sup>۱</sup>	هرتز	ثانیه
۱	۴۹۵/۲۳	۷۸/۸۱۸	۰/۰۱۲۶۸۷
۲	۵۴۵/۴۷	۸۶/۸۱۴	۰/۰۱۱۵۱۹
۳	۶۴۷/۱۸۵	۱۰۳	۰/۰۰۹۷۰۸۶
۴	۷۱۹/۴۷	۱۱۴/۵۱	۰/۰۰۸۷۳۳
۵	۱۵۴۱/۸	۲۵۴/۳۹	۰/۰۰۴۰۷۵۲

#### ۶- پیشنهاد

پس از گرفتن پرینت سه بعدی، با استفاده از کابل [۲۳-۲۵] و استفاده از دستکش سیلیکونی [۴۷] و استفاده از سیستم کنترل آن را ارتقا داد. یکی از مهمترین موارد اثر گذار در انگشت وجود سنسورهای فشار و گرما می باشد که استفاده از آن می تواند در گسترش کاربرد انگشت در افراد دچار قطع انگشت موثر باشد.

#### ۷- نتیجه گیری

با توجه به نیاز روز افزون به انگشت مصنوعی و همچنین قطع عضو این افراد نیاز به انگشت مصنوعی بیشتر می شود و باید انگشت مصنوعی ایجاد شده مناسب باشد و علاوه بر زیبایی ظاهری بتواند فرد را در کارهای روز مره یاری دهد. استفاده از جنس مناسب می تواند باعث این شود که مددجو از انگشت نیز بهتر استفاده کند. علاوه بر این ارگان طراحی شده باید به صورتی باشد راحتی و سبکی داشته باشد که سبب ایجاد مشکلات بعدی برای فرد نگردد. انسان رورانه با کارهایی زیادی سر و کار دارد که آن را با انگشتان انجام می دهد که انگشت مصنوعی باید علاوه بر ظرافت باید بتواند نیروهایی که روزانه به دست فرد وارد می شود را تحمل کند و دچار تغییر شکل نگردد.

#### ۸- منابع و مراجع

- Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W.M. Mitchell- "Gray's Anatomy for Students 2<sup>th</sup> Edition," (2010).
- Vannini V. Pogliani. G. "The Color Atlas of Human Anatomy" . Beekman House New York. (1979).
- LL, J., Lateral capsular ligament complex: anatomical and surgical considerations. Am J Sports Med 7, 1: 979p.156-160, (1979).
- Sanchez AR 2nd, sugaliski MT, Laprade RF: "Anatomy and biomechanics of the lateral side of the hand". Sports Med Artbrosc 14: 2-11, (2009).
- Benjamin M ,R.J., Shibu M, Irwin M, "Capsular tissues of the proximal interphalangeal joint: normal composition and effects of Dupuytren's disease and rheumatoid arthritis". J Hand surg Br, (1993).
- Keith L. Moor, "Clinically oriented Anatomy" ,Williams & Wilkins 8 th edition, (2006).
- A.W. Rogers," Textbook of Anatomy" , Churchill Livingstone ,( 1992).
- Van De Graaff , "Human Anatomy" , WBC, M. Graw – Hill – 5 th edition, (1998).
- Garret, W., "Muscle strain injuries", Am J Sport Med,24(6 Suppl): S2-8. (1996).
- Thomopoulos S, Parks WC, Rifkin DB, Derwin KA." Mechanisms of tendon injury and repair". J Orthop Res.;33(6):832-839. doi:10.1002/jor.22806, (2015).

<sup>1</sup> Rad/sec

- Winter D, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", New York, John Wiley & Sons, (1990).
12. Hagberg K, Branemark R, Hägg O. "initial validity and reliability of a new outcome measure". Journal of rehabilitation research and development.;41(5):695. (2004).
  13. Vahedian-Azimi A, Ebadi A, Ahmadi F, Saadat S." Delirium in prolonged hospitalized patients in the intensive care unit". Trauma monthly.; 20(2). (2015).
  14. Gallagher P, MacLachlan M. "Development and psychometric evaluation of the Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales". Rehabilitation Psychology.;45(2):130. (2000).
  15. Lusardi MM, Jorge M, Jorge M, Nielsen CC." Orthotics and prosthetics in rehabilitation": Elsevier Health Sciences; (2012).
  16. Murray CD, Fox J. "Body image and prosthesis satisfaction in the lower limb amputee". Disability and rehabilitation.;24(17):925-31, (2002).
  17. Hachisuka K, Nakamura T, Ohmine S, Shitama H, Shinkoda K." Hygiene problems of residual limb and silicone liners in transtibial amputees wearing the total surface bearing socket". Archives of physical medicine and rehabilitation.;82(9):1286-90. (2001).
  18. Lotti F, Tiezzi P, Vassura G, Biagiotti L, Palli G, Mechiorri C. "Development of UB Hand 3: Early Results", Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation 2005:4488 - 4493 -(2005).
  19. Agarwal P, Deshpande AD. "Subject-specific assist-as-needed controllers for a hand exoskeleton for rehabilitation". IEEE Robotics and Automation Letters;3(1):508-515. (2018).
  20. Gilardi G, Haslam E, Bundhoo V, Park EJ." A shape memory alloy based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers", part II: Modelling and control. Robotica.;28(5):675-687. (2010)
  21. Agarwal P, Fox J, Yun Y, O'Malley MK, Deshpande AD." An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and performance characterization". The International Journal of Robotics Research. 34(14):1747-1772. (2015).
  22. Kappasov Z, Corrales JA, Perdereau V." Tactile sensing in dexterous robot hands-review". Robotics and Autonomous Systems.;74(Pt A):195-220. (2015).
  23. Jones CL, Wang F, Morrison R, Sarkar N, Kamper DG. " Design and development of the cable actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke". IEEE/ASME Transactions on Mechatronics.;19(1):131-140(2014).
  24. Kurita Y, Ono Y, Ikeda A, Ogasawara T. "Human-sized anthropomorphic robot hand with detachable mechanism at the wrist". Mechanism and Machine Theory.;46(1):53-66. (2011).
  25. Biggar S, Yao W. "Design and evaluation of a soft and wearable robotic glove for hand rehabilitation". IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.;24(10):1071-1080. (2016).
  26. Heo P, Gu GM, Lee SJ, Rhee K, Kim J. "Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering". International Journal of Precision Engineering and Manufacturing.;13(5):807-824. (2012).
  27. Pillel J. "The aesthetic hand prosthesis". Orthop Clin North Am; 12(4): 961-9. (1981).
  28. Shanmuganathan N, Maheswari MU, Anandkumar V, Padmanabhan TV, Swarup S, Jibrán AH. " Aesthetic finger prosthesis". J Indian Prosthodont Soc 2011; 11(4): 232-7. (2011).
  29. Murdoch G. "Levels of amputation and limiting factors". Ann R Coll Surg Engl; 40(4): 204-16. (1967).
  30. Lifchez SD, Marchant-Hanson J, Matloub HS, Sanger JR, Dzwierzynski WW, Nguyen HH." Functional improvement with digital prosthesis use after multiple digit amputations". J Hand Surg Am; 30(4): 790-4. (2005).
  31. O'Farrell DA, Montella BJ, Bahor JL, Levin LS." Long-term follow-up of 50 Duke silicone prosthetic fingers". J Hand Surg Br; 21(5): 696-700. (1996).
  32. Leow ME, Chong AK, Peng YP, Pho RW." Fitting very short finger stumps with silicone prosthesis: A nonsurgical method". Prosthet Orthot Int ,(2013).
  33. Beasley RW." Hand and finger prostheses". J Hand Surg Am; 12(1): 144-7. (1987).

34. Beasley R.W, de Bese GM." Upper limb amputations and prostheses". Orthop Clin North Am; 17(3): 395-405. (1986).
35. Aydin C, Karakoca S, Yilmaz H." Implant-retained digital prostheses with custom designed attachments: a clinical report". J Prosthet Dent; 97(4): 191-5. (2007).
36. Kumar L, Saloni, Rao J, Mattoo KA, Yadav A. "Finger prosthesis with an alternative approach". J Coll Physicians Surg Pak; 22(1): 58-60. (2012)
37. Kohli S, Bhatia S, Garg N, Jain AK, Ansari K, Singh J." Patient-specific prosthetic rehabilitation of finger and eye". Indian Journal of Dentistry; 2(3): 91-4, (2011).
38. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: "A comprehensive analysis. Philadelphia": F. A. Davis; (2011).
39. MA Z, Ben-Tzvi P. RML , "glove - an exoskeleton glove mechanism with haptics feedback". IEEE/ASME Transactions on Mechatronics.;20(2):641-652. (2015).
40. Jeong U, In HK, Cho KJ." Implementation of various control algorithms for hand rehabilitation exercise using wearable robotic hand". Intelligent Service Robotics.;6(4):181-189. (2013).
41. Hagert, C. G." Advances in hand surgery: nger joint. implants". Surg. Ann., 10, 1978, 253–275. (1978).
42. Nelson, J. E., Treaster, D. E. and Marras, W. C." Finger in others. keyboard angles. Clinical Biomechanics", 15, 489–498. (2000).
43. Beckenbaugh, R. D., Dobyns, J. H., Linscheid, R. L Bryan, R. S." Review and analysis of silicone-rubber metal". J. Bone and Joint Surg., 58A (4), 483–487. (1976).
44. Jensen, C. M., Boeckstyns, M. E. H. and Kristiansen, B. " Silastic arthroplasty in rheumatoid MCP joints". Acta Orthop. Scand., 57, 138–140. (1986).
45. Weightman, B., Simon, S., Rose, R., Paul, I. and Radin, E." Environmental fatigue testing of silastic. nger joint theses". J. Biomed. Mater. Res. Symp, 3, 15–24. (1972).
46. Niebauer, J. J., Shaw, J. L. and Doren, W. W." Silicone Dacron hinge prosthesis: design, evaluation and application". Ann. Rheum. Dis., 28(Suppl.), 56–58. (1969).
47. karimkhani, Behzad & Sayedali mousavi, "Design; Prosthetics of artificial fingers by incremental production with silicone coating and controller", 3rd International Conference on Electrical Engineering, Mechanical Engineering, Computer Science and Engineering , [https://www.civilica.com/Paper-EMECCONF03-EMECCONF03\\_088.html](https://www.civilica.com/Paper-EMECCONF03-EMECCONF03_088.html),(2019).
48. Baraheni, M. Shelesh-Nezhad, K. Miralami, A. Adli, A. R. and Hashemi Soudmand, B., "Experimental studies on morphology and impact behavior of PA6/ABS/CaCO3 nanocomposites", In Persian, Journal of Science and Technology of Composites, Vol. 3, No. 1, pp. 43-50, (2016).
49. Jason Cantrell, Sean Rohde and et .al, "Experimental Characterization of the Mechanical Properties of 3D-Printed ABS and Polycarbonate Parts, Advancement of Optical Methods in Experimental Mechanics", Volume 3 pp 89-105,(2016).
50. M.A. Lacasse and D.J. Vanier. "Durability of Building Materials and Components Institute for Research in Construction", Ottawa ON, K1A 0R6, Canada, pp. 912-922. (1999).
51. Mala Sharma, Sophia Ziemian, "Anisotropic Mechanical Properties of ABS Parts Fabricated by Fused Deposition Modelling", DOI: 10.5772/34233 .pp159-179. (April 2012).
52. Babagowda et al , "Study of Effects on Mechanical Properties of PLA Filament which is blended with Recycled PLA Materials ",IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng. 310 012103, (2018).
53. JJ Cabibihan, D Joshi, YM Srinivasa, MA Chan, and A Muruganatham, "Illusory Sense of Human Touch from a Warm and Soft Artificial Hand", IEEE Trans on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, doi 10.1109/TNSRE..2360533.(2014).
54. Rand, D. T. and Nicol, A. C. "An instrumented glove for, monitoring MCP joint motion". Proc. Instn Mech. Engrs, Part H, Journal of Engineering in Medicine, 207(H4), 207–210. (1993).

55. Mathiowetz, V., Kashman, N., Volland, G., Weber, K., Dowe, M. and Rogers, D. "Grip and pinch strength: normative data for adults". Arch. Phys. Med. Rehabil., 66, 69-74. (1985).
56. Chao, E. Y., Opgrande, J. D. and Axmear, F. E. "3D force analysis finger joints in selected isometric hand functions". J. Biomechanics, 9, 387-396. (1976).
57. Stokoe, S. M., Unsworth, A., Viva, C. and Haslock, I. A. nger, "function simulator and the laboratory testing of joint replacements". Proc. Instn Mech. Engrs, Part H, Journal of Proc Inst Mech Eng H.;204(4):233-40. (1990).
58. Joyce, T. J. and Unsworth, A." The design of wear simulator and preliminary results". Part H, Journal of Engineering in Medicine, (H5), 519-526. (2000).
59. Derkash, R. S., Niebauer, J. J. and Lane, C. S., "Long-term follow up of metacarpal phalangeal arthroplasty with silicone Dacron prostheses". J. Hand Surg., 11A (4). (1986).
60. Serina, E. R., Mote, C. D. and Rempel, D. "Force response of the. ngertip pulp to repeated compression-eVects of loading rate, loading angle and anthropometry". J. Biomechanics, 30(10), 1035-1040. (1997).
61. Reza Tahmasebi, Mehrdad Anbarian and et al , Ergonomic Evaluation of Welders' Posture and Biomechanical Analysis of Loads on the Spine by CATIA Software in Iran Gas Transmission Company , Journal of Occupational Hygiene Engineering, Volume 4, Issue 3, Autumn 2017, Pages: 17-25

### پیوست ۱ (فهرست نمادهای انگلیسی)

m:	متر
L:	ژول
N:	نیوتون
Mpa:	مگا پاسکال
K:	کلوین
W:	وات
Deg:	درجه
Rad:	رادیان
Sec:	ثانیه
Kg:	کیلو گرم
Hertz:	فرکانس