

Біомеханіка екзоскелетона і його застосування в процесі реабілітації

Вступ

Не дивлячись на досягнення сучасної біомеханіки, ортопедії та травматології в лікуванні травм та ушкоджень скелету - металоостеосинтез переломів, ендопротезування суглобів, мають місце також актуальні та перспективні напрямки розвитку заміщення скелету зовнішніми пристроями.

Розробками по заміщенню функції опорно-рухового апарату цікавляться військові та фізіологи з метою відновлення втраченої функції або посилення наявної нормальної. Екзоскелетон (ЕКС) або зовнішній скелет – тобто роботизований каркас, який переносить вагу тіла з ушкоджених опорних тканин на зовнішній каркас і відновлює рухові функції. Це дозволяє відновити опорну функцію і дозволяє пересуватись та тренувати кінцівки. Він є ефективним у випадку лікування ряду захворювань, травм при яких порушена рухова функція людини. А саме - при парезах та паралічах, несправжніх суглобах кісток, гнійних артритих та остеомієлітах. Його доцільно використовувати не тільки коли вичерпано усі можливості сучасної медицини а ще і на етапі реабілітації хворих з вищезгаданими симптомами. Так він може ефективно доповнювати силу пацієнта у випадку її недостатності наприклад при присіданні він має можливість плавного спуску вниз в режимі фрикційного гальмування завдяки доповненню зусиль ніг зовнішніми силами екзоскелета, крім того наявна можливість протидії в напрямку руху ноги для тренування м'язів у лежачому положенні пацієнта. Отже збільшує силу м'язів і точно повторює рухи. Він також може виконувати реабілітаційні та тренувальні функції. Для хворих з ендорпротезом у випадку його нагноєння екзоскелетон виконує функцію стабілізації суглоба. Наприклад для ендопротезування колінного суглоба класична методика лікування цього захворювання передбачала встановлення спейспера, який жорстко фіксував колінний суглоб, тобто не було ніякого згинання коліна навіть у сагітальній площині. ЕКС же дозволяє розвантажити суглоб зі збереження функції руху у сагітальній площині. ЕКС для кульшового суглоба зберігає функцію руху у всіх площинах. Також ЕКС дуже зручний в стані вилучення ендопротеза під час лікування чи ревізійного ендопротезування.

Також в період після операції по відновленні ПХЗ тобто в період післяопераційної реабілітації, колінний суглоб повинен певний час бути без навантаження, але пацієнту треба пересуватись і з часом починати курс тренувальних вправ. Саме в цей час буде доцільно використовувати екзоскелетон. Апарат **екзоскелетон** може бути використаний як **реабілітаційний тренажер** та як силовий компенсатор при зниженні функції м'яза. ЛІТЕРАТУРА

Вартість такого апарата Ізраїльської фірми Рі-Волк складає 200 тис. доларів, наш же апарат в індивідуальному виконанні коштує лише 14 тис доларів. В ізраїльському аналогу управління колінним суглобом робить комп'ютер але функціональність обмежена наприклад відсутній режим фрикційної та жорсткої підтримки на всіх фазах покрокового переміщення. Біомеханічне функціонування суглобів є значно спрощеним порівняно з тою якою володіє наш апарат також вона є недостатньою по відношенню до природної біомеханіки людини. Японська фірма HAL має не надійну роботу датчиків та знову таки спрощену і обмежену функціональність біомеханіки роботи суглобів. Вітчизняні екзоскелетони перші в світовій практиці отримали дозвіл на застосування в Україні та Росії в 1999 р. На даний час існують методичні рекомендації з використання та моніторингу застосування апаратів.

ЕКС може замінити будь який ортез. Ортези відомої шведської фірми Media поступаються по кількості режимів, як клінічний варіант. Шарнір для дитини з магнієво-титанового сплаву важить усього 50 грам. Більшість режимів, наприклад фрикційна підтримка вигину шарніра, яке дає можливість регулювання зусиль м'язів пацієнта, наявна далеко не у всіх ортезів фірми Media. Але у нашій розробці одночасно є всі режими завдяки додатковому шарніру. А режиму – жорстка багатоступенева автоматизована фіксація вигину-розгину, автоматичної фіксації суглоба в 0 градусів у швейцарського аналога взагалі немає.

Для реабілітації у ньому передбачений цілий набір режимів.

Режим **сидячої фіксації** передбачає фіксацію зі сторони бігунка або зі сторони корпусу. Можливе застосування під час підвигів суглобів чи відразу після операції.

Режим регульованого обертання храпового колеса шарніру. Він забезпечує повільне обертання вісі шарніру. Це дозволяє пацієнту прикладати більше зусиль, це потрібно наприклад при навантаженнях малими дозами після травми.

Можливості реабілітаційного тренажера – екзоскелетон включають режим з фрикційним опором, тобто гальмуванням при обертанні храпового колеса. Там присутні 6 ступенів вільності для обмеженого руху. лікувальний ефект при витягуванні суглобів (тобто не обов'язково відвідувати басейн, достатньо буде звичайного пересування). Також розвантаження суглобів під час руху. Таким чином можливе застосування під час лікування. Рухові функції можливо стримувати під час використання режиму обмеженої (часткової) функціональності. Наприклад, обмежити кутове переміщення. Також можливе обмеження лінійного переміщення вздовж базисних векторів системи координат обраної площини.

З метою забезпечення примусового випрямлення шарнірного **зчленування** використовується зусилля спіральної пружини (до 70 кг сили). Жорстка фіксація храпового колеса в існуючій конструкції є через кожні 17 градусів. В цей момент м'язи пацієнта відпочивають. Коли виникає потреба

переходу в сидяче положення і пацієнт сідає на цьому апараті, при цьому шарнір переходить в так званий фрикційний режим. Тобто, тут є гальма, які для забезпечення плавного присідання гальмують кутове переміщення храпового колеса.

Основна частина

Ендопротезування є сучасним, хоча і травмуючим, відносно мобільним засобом вирішення основних проблем суглобів, що не підлягають консервативним методам лікування. Але на етапі реабілітації пацієнта для унеможливлення післяопераційного ускладнення, виникає потреба в зовнішньому м'якому біомеханічному впливу на ендопротез та оточуючі тканини. Це, наприклад, захист від можливих підвивихів, необхідність дозованого навантаження м'язово-зв'язкового апарату, що був травмований операційним втручанням, то що. Існуючі засоби мобільної ортопедії (костилі, ходунки та інші) частково вирішують проблеми дозованого навантаження але відсутньою є можливість обмеження кутового переміщення сполучних тканин в усіх площинах руху штучного суглоба, то що. Відомі складніші ортопедичні пристрої (ортези, татори та інші) є індивідуально зорієнтованими, потребують особливих умов та значного часу на виготовлення. Ці задачі успішно вирішує клінічний варіант вітчизняного роботизованого пристрою «Екзоскелетон» (в подальшому ЕКС). Він має можливість на протязі години налаштуватись на антропометричні та біомеханічні проблеми пацієнта та програмовано вирішувати поставлені завдання з прискорення реабілітаційного процесу. Елементи кріплення і каркасу відповідають за зручність та надійність підтримки тіла користувача ЕКС, а його шарнірні зчленування забезпечують повноту зовнішнього програмованого впливу на травмовану ділянку суглоба. В зв'язку з обмеженими обсягами статті, обмежимось розглядом основних корисних властивостей шарнірних зчленувань ЕКС для всіх великих суглобів. Вони наведені в таблиці 1.

Таблиця 1

Властивості	Шарнірні зчленування (назва, кількість в модулі)				
	Коліна	Гомілкоступа	Кульші	Хребта	Ший

	Осьовне	Додаткове	Відсутні	Один	Два	Три	Один	Два	Три-шість	Відсутні	Один	Два	Три-п'ять	Один	Два	Три
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17

Продовження табл. 1

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Дозований фракцій-ний опір кутовому переміщенню важелів при їх згині та/чи розгині в інтервалі від 0° до 120° в сагітальній площині руху тіла	+	+		+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Дозований фрикцій-ний опір кутовому переміщенню важелів при їх згині та розгині в інтервалі від 0° до 120° в сагітальній площині руху тіла	+	+		+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Вільне кутове переміщення важелів при їх згині (розгинанні) в інтервалі від 0° до 24° з дискретністю 8°(16°) в сагітальній площині руху тіла	+			+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Обмеження кутового переміщення важелів при їх згині (розгинанні) в інтервалі від 0° до 120° з точністю в 5° в сагітальній площині руху тіла	+	+		+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Дозований фрикцій-ний опір односторонньому кутовому переміщенню важелів з дискретністю в 8°(16°) при згині (розгині) в інтервалі від 8°(24°) до 120° в сагітальній площині руху тіла	+			+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Жорсткий ступін-чатий опір односторонньому кутовому переміщенню важелів з дискретністю в 8°(16°) при згині (розгині) в інтервалі від 8°(24°) до 120° в сагітальній площині руху тіла	+			+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+


Продовження табл. 1

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Жорстка фіксація кутового переміщення важелів з дискретністю $8^{\circ}(16^{\circ})^{\circ}$ в інтервалі від 0° до 120° в сагітальній площині руху тіла	+			+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Зовнішній постійний привід кутового переміщення важелів (резиновий бинт) з зусиллям до 100 кг в одній із площин руху тіла	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Обмеження вільного кутового переміщення важелів при їх згині (розгині) в інтервалі від 0° до 120° з точністю в 5°	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Ручне блокування (розблокування) з дискретністю в $8^{\circ}(16^{\circ})$ фрикційного (жорсткого) одностороннього кутового переміщення важелів при згині (розгині) з дозованим зусиллям фіксації, в інтервалі від $8^{\circ}(24^{\circ})$ до 120° в сагітальній площині руху тіла	+				+	+	+	+	+			+	+	+	+	+
Автоматизоване, в опорний момент ло-комоції, під дією дозованого зусилля м'язів (маси тіла), блокування (розблокування) з дискретністю в $8^{\circ}(16^{\circ})$ фрикційного (жорсткого) одностороннього кутового переміщення важелів при згині (розгині) з дозованим зусиллям утримання фіксації, в інтервалі від $8^{\circ}(24^{\circ})$ до 120° в сагітальній площині руху тіла	+				+	+	+	+	+			+	+	+	+	+
Ручне блокування (розблокування) з дискретністю в $8^{\circ}(16^{\circ})$ фрикційного (жорсткого) кутового переміщення важелів при згині (розгині) в інтервалі від $8^{\circ}(24^{\circ})$ до 120° в сагітальній площині руху тіла	+				+	+	+	+	+			+	+	+	+	+
Дозований односторонній (двосторонній) тиск на суглоб уздовж вісі його обертання	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Дозоване розвантаження (навантаження) тиску на суглоб(суглоби) впоперек вісі його(їх) обертання	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Одностороннє (дво-стороннє) розміщення шарнірних вузлів ззовні суглоба уздовж вісі його обертання	+	+		+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Вільне кутове переміщення важеля та стопи при їх згині (розгині) в інтервалі від 0° до 40° в сагітальній площині руху тіла				+	+	+	+									
Дозований фрикцій-ний опір кутовому переміщенню важелів при їх згині та розгині в інтервалі від 0° до 120° в сагітальній та/чи трансвертальній площинах руху тіла	+	+		+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Обмеження кутового переміщення важелів при їх згині (розгині) в інтервалі від 0° до 120° з точністю в 5° в фронтальній та/чи трансвертальній площинах руху тіла	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Дозований тиск на суглоб (суглоби), уздовж вісі його (їх) обертання, з сторони розміщення зчленування	+	+		+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+
Дозований фрикційний опір кутовому переміщенню важелів при їх згині та розгині в інтервалі від 0° до 120° в фронтальній та/чи трансвертальній площинах руху тіла	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Зовнішнє розміщення шарнірних вузлів суглоба уздовж вісей його обертання	+	+		+	+	+	+	+	+		+	+	+	+	+	+

Примітка:

+ це відмітка про можливість введення в шарнірне зчленування даної властивості;

 - кольором відмічено шарнірні зчленування додаткових модулів, що можуть постачатися для проведення медичних випробовувань та напрацювання відповідних методик (навчання, експлуатації та інших).

В зв'язку з існуючим обмеженням в викладенні матеріалу нами не розглядались комбінаторні властивості складових ЕКС.

Обґрунтування надійності багатофункціонального шарнірного зчленування

Основною функціональною ланкою такого шарнірного зчленування є храповий механізм. В зв'язку з специфічними умовами його застосування до нього висунуто підвищені вимоги надійності. Технічні рішення такого зчленування захищені рядом винаходів. Обґрунтуємо їх доцільність по мірі покращення характеристик.

Надмірні навантаження, що виникають при неповному зачепленні зубів храпового колеса та собачки, як правило приводять до порушення надзвичайно важливої функції одностороннього кутового переміщення шарнірного зчленування.

Приведемо розрахунки, що були виконані для визначення оптимальної конструкції храпового механізму.

При проведенні розрахунку на міцність будемо виходити з наступних припущень, що обумовлюють максимальні навантаження на деталі храпового механізму екзоскелетона:

1) вага тіла людини сприймається тільки однією ногою екзоскелетона;
2), виходячи з умов стійкості, лінія дії сили ваги T проходить через вісь гомілковостопного шарніра (Рис. 1);

3) унаслідок неточностей виготовлення деталей механізму, під навантаженням знаходиться тільки пара зубів колеса й собачки. Інші зачеплення вносять повторювані (пасивні) зв'язку й не враховуються.

Методика розрахунку викладена у відповідності з довідником конструктора – машинобудівника [15]. Нижче наводяться необхідні аналітичні залежності та значення нормативних параметрів.

Розмірність усіх величин дана в системі СІ.

Визначаємо момент, що діє на храпове колесо.

$$M_{кр} = T \frac{l_1 l_2}{l} \sin \alpha_{max}, \quad (7)$$

де плече T визначається через довжини l_1 та l_2 Рис. 3 стегна та гомілки та кут α_{max} між ними (Рис.20) :

$$l = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 + 2l_1 l_2 \cos \alpha_{max}}$$

1. Задамо коефіцієнт ширини зуба $\Psi = 1...2$ для сталевих собачки та храпового колеса (Рис. 1).

2. Визначимо модуль колеса з умов міцності зуба при вигині.

$$m_u = 1,753 \sqrt{\frac{M_{кр}}{Z\Psi[G]_u}}, \quad (8)$$

де $z = \frac{360^\circ}{\tau}$ - число зубів колеса; τ - кутовий крок зубів; $[\delta]_u$ - допустиме напруження при вигині.

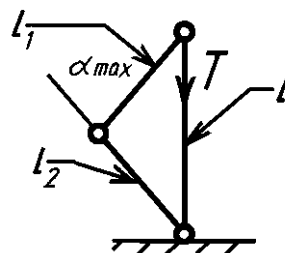


Рис 1. Схема навантаження ноги екзоскелетона

3. Визначаємо модуль колеса з умови обмеження лінійного тиску в зачепленні:

$$mg = \sqrt{\frac{2M}{z\psi[q]_u}}, \quad (9)$$

де $[q] \approx 4 \cdot 10^3 \frac{H}{M}$ - допустимий лінійний тиск для сталевих деталей.

Більше зі знайдених за пп. 2,3 значень модуля переводимо в міліметри й округляємо до найближчої величини з наступного нормалізованого ряду: 1; 1,25; 1,5; 2; 2,5; 3; 4; 5; 6; 8; (ММ).

4. Визначаємо ефективну товщину колеса й собачки.

Як приклад розрахунку храпового механізму виконаємо контрольний розрахунок максимального навантаження, переданий однією ногою екзоскелетона.

Нехай вихідними даними є:

$l_1 = 0,4\text{м}$; $l_2 = 0,5\text{м}$ (Рис. 2); $\alpha_{\max} = 45^\circ$; $t = 15^\circ$; (тобто $Z = 24$); $b = 6\text{ мм}$ (товщина храпового колеса); $d = 40\text{ мм}$ – діаметр колеса;

$[\delta]_u = 4,1 \cdot 10^6 \frac{H}{m^2}$ (сталь 40 ХН, НРС 50...55); умови зачеплення зубів - одна пара, вершинами зубів.

Визначаємо $m = \frac{d}{z} \gg 1,67\text{мм}$; $\psi = \frac{b}{m} \gg 3,6$, тобто колесо непропорційно товсте.

З відомої формули [9] знайдемо:

$$\frac{M_{кр}}{l} \frac{\psi}{k_p} J \frac{z}{1,75} \frac{m^3}{H}; z\psi [\delta]_u \gg 31 \text{ нм.}$$

Аналогічно знайдемо: $\frac{M_{кр}}{l} \frac{\psi}{k_p} J \frac{1}{2} m^2$; $z\psi [q] \gg 48 \text{ Нм.}$

У такий спосіб $(M_{кр})_{\max} = 31 \text{ нм.}$

З формули (12) визначаємо: $T_{\max} = \frac{(M_{кр})_{\max} l}{l_1 l_2 \sin \alpha_{\max}} \gg 182 \text{ Нм.}$

Отримане значення T_{\max} свідчить про те, що при несприятливих умовах зачеплення колеса й собачки (вершинами однієї пари зубів) опорний важіль ноги екзоскелетона може витримувати вертикальне навантаження не більше 18,2 кг при $\alpha_{\max} = 45^\circ$.

Наведемо проектувальний розрахунок. Вихідні дані: $l_1 = 0,4$ м; $l_2 = 0,5$ м; $\alpha_{\max} = 45^\circ$; $Z = 24$; $[\delta]_u = 4,1 \cdot 10^5 \frac{H}{M^2}$;

$[q] = 4,1 \cdot 10^5 \frac{H}{M^2}$; $T_{\max} = 800$ Н (без урахування динамічної складової загального навантаження).

Визначаємо розміри храпового колеса:

$$[M_{kp}] \approx \frac{0,4 \cdot 0,5 \cdot \sin 45^\circ \cdot 800}{\sqrt{0,4^2 + 0,5^2 + 2 \cdot 0,4 \cdot 0,5 \cdot \cos 45^\circ}} \approx 136 \text{ Нм.}$$

Приймаємо $\Psi = 2$:

$$m_u = 1,753 \sqrt{\frac{136}{24 \cdot 2 \cdot 4,1 \cdot 10^6}} \approx 3,3 \cdot 10^{-3} \quad (\text{м}) = 3,3 \text{ мм.}$$

$$m_\delta = 1,753 \sqrt{\frac{136}{24 \cdot 2 \cdot 4,1 \cdot 10^6}} \approx 3,8 \cdot 10^{-3} \quad (\text{м}) = 3,8 \text{ мм.}$$

Приймаємо $m = 4$ мм. Таким чином, діаметр, товщина колеса й собачки екзоскелетона повинна мати наступні розміри: $d = mz = 96$ мм, $b = 8$ мм.

Розглянемо розрахункову схему храпового механізму (рис. 2), собачка якого має вид повзуна, що знаходиться в направляючих тертя-ковзання.

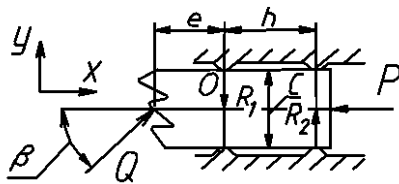


Рис 2. Розрахункова схема собачки храпового механізму

При розгинанні шарніра екзоскелетона під навантаженням під собачкою діють наступні сили: Ω - реакція храпового колеса (умовно прикладена до середини середнього зуба), P - зусилля замикаючої пружини і $F_{\text{тр}}$ - сили тертя напрямних. Собачка не буде заклинюватися під дією сили Ω ,

$$U = \frac{P}{\Omega},$$

якщо її силове передатне відношення $\frac{P}{\Omega}$ де P має бути визначене як приведена сила з урахуванням тертя в опорах повзуна. Для надійної роботи механізму бажано підбирати параметри конструкції так, щоб величина U була можливо ближче до $U_{\max} = 1$.

Для визначення U складемо рівняння рівноваги повзуна (собачки):

$$\sum X_i = \Omega \cos \beta - P - (R_1 + R_2) k_{TP} = 0,$$

$$\sum Y_i = \Omega \sin \beta + R_2 - R_1 = 0,$$

$$\sum M_i(0) = \Omega \cos \beta \frac{C}{2} + R_2 h - \Omega \sin \beta \cdot e - P \frac{C}{2} = 0. \quad (10)$$

де k_{TP} - коефіцієнт тертя-ковзання спокою в напрямних. Визначивши з наведених вище рівнянь (10) реакції опор R_1 і R_2 , можна одержати наступну

формулу для $U = \frac{P}{\Omega}$:

$$U = A \sin(\rho - \beta)$$

$$U = A \sin(\rho - \beta) \quad (11)$$

$$A = \sqrt{1 + \left(f_{mp} \frac{1+2p}{1+f_{mp}q} \right)^2},$$

$$P = \frac{e}{h}; \quad q = \frac{C}{h}.$$

$$\rho = \arctg \frac{1 + k_{TP}}{k_{TP}(1 + 2P)}. \quad (12)$$

З формули (11) видно, що для переміщення собачки під дією сили Ω необхідне виконання умови $\rho > \beta$. При цьому великі значення i будуть обумовлювати більш надійну роботу механізму.

Аналіз формули (12) показує, що функція $U=U(x)$, де $x=k_{TP}(1+2p)/(1+k_{TP}q)$, близька до лінійного і не має екстремумів. Звідси випливає, що для поліпшення працездатності механізму необхідно вибирати його параметри так, щоб вираження $k_{TP}(1+2p)/(1+k_{TP}q)$ приймало мінімально можливе значення.

У розглянутому храповому механізмі $\beta = 45^\circ$; $C = 14$ мм; $e = 5$ мм; $h=15$ мм; звідси $P=67$; $g \approx 1$; $k_{TP} = 0,15$ мм (сталь по сталі в стані відносного спокою).

Отримане значення U свідчить про те, що спроектований механізм працездатний, однак при підвищенні коефіцієнта тертя-ковзання внаслідок різних випадкових факторів, а також забруднення механізм може виявитися близьким до самогальмуючого, тобто не придатним для використання. Проте, цей механізм розглянутого класу шарнірних зчленувань із програмованими властивостями задовольняє більшість практичних вимог до конструкцій екзоскелетонів, бо володіє незначними вагою й габаритом.

Мінімізація напруження на кінчику зубчика

Згідно з довідником вага тіла діючий на тазостегнові суглоби дорівнює 60% від ваги всього тіла, виходячи з цього визначимо момент M_1 в точці

розташування колінних суглобів. Позначимо $F = 0,6 \cdot g \cdot m_0$, де m_0 - маса тіла. Позначимо довжину стегнової кістки - l_1 , колінної кістки як l_2 . Тоді площа трикутника утвореного зі сторонами мають довжини l_1 и l_2 а також стороною з'єднує кінці цих двох відрізків, довжина якої по теоремі косинусів дорівнює $l = \sqrt{l_1^2 + l_2^2 - 2l_1 l_2 \cos \alpha}$ буде рівна $S = \frac{1}{2} l_1 l_2 \sin(\pi - \alpha) = \frac{1}{2} l_1 l_2 \sin \alpha$, .

Знайдемо плече сили прикладеної до тазокульшового суглобу (точка В), воно дорівнює висоті АН. На схематичному малюнку 20 вказано зовнішній кут, кут ж між АВ і АС дорівнює. Для знаходження АН скористаємося методом площ $S = \frac{1}{2} l_1 l_2 \sin(\pi - \alpha) = \frac{1}{2} l_1 l_2 \sin \alpha$, .

с другої сторони $S = \frac{1}{2} h l$.

Прирівнявши праві частини цих рівнянь виразимо шукану висоту h рівну плечу моменту.

$$h = \frac{l_1 l_2 \sin \alpha}{2}$$

Тепер можна обчислити момент в точці А - точка розташування колінного суглоба $M = 0,6 m g h$. Проаналізуємо робочі положення коліна на екстремальність навантажень. Виходячи зі сталості ваги і того що синус функція зростаюча, що має максимальне значення в $\alpha = \pi$, зробимо висновок про те, що критичний кут дорівнює 90° . Саме при цьому куті функція $h(\alpha)$ приймає максимальне значення $\frac{l_1 l_2}{2}$.

Завдяки тому, що контактуючою поверхнею фіксатора є ролик тертя майже відсутня. Тому і тангенціальна складова реакції опори і тангенціальна напруга $\sigma_{0,0}$ теж майже відсутня, таким чином маємо лише нормальну складову напруги, тобто $\sigma_{1,1}$.

Досліджуємо залежність між формою контактної поверхні собачки-фіксатора з роликом, має круглу контактну поверхню (ролика), яка фіксує храпове колесо, і величиною напруженості на граничній точці храпового

колеса. Також доведено [Джонс К.], що мінімально можлива напруженість досягається за умови того, що поверхні контактної пари належать одному алгебраїчному сімейству. Наприклад $\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1$ еліпсоїдна форма перетину поверхні зуба, $(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = R^2$ – кругла форма перетину поверхні зуба в цьому випадку площа поверхні зуба $S = \pi R \phi l$, де l – ширина зубця, ϕ – кут, що відповідає дузі сектора контакту.

Як відомо напруга - σ_{ij} пропорційно площі контакту. Але площа контакту в свою чергу знаходиться в обернено пропорційній залежності з кривизною поверхні контакту. Потрібне нам нормальне напруження $\sigma_{1,1}$ розраховується за формулою

$$\sigma_{1,1} = \frac{F}{S} = \frac{F}{r \cdot \phi \cdot l_p}$$

де l_p – довжина ролика, яка контактує з поверхнею зубця храпового колеса (у нашому випадку $l_p = 3,5$ мм),

ϕ – кут, що рівний дузі контактування ролика з зубцем,

r – радіус ролика.

Таким чином напруження обернено пропорційно радіусу контактної поверхні, а як відомо кривизна поверхні $\kappa = \frac{1}{r}$. Крім того, з диференціальної геометрії [Кованцов] відома, що найменшу кривизну κ при рівних довжинах січної поверхні тіла, має коло. Аналогічно при рівних площах поперечного перетину найменшу кривизну κ має тіло з круглою формою перетину площиною. Тому заокруглена форма для граничної частини кромки фіксатора собачки є оптимальною. Також важливо, що вона реалізована у виді ролика так як згідно теорії твердих тіл має місце взаємозв'язок напруг $\sigma_{1,1}$ і $\tau_{1,2}$: $\sigma_{1,1} = \mu \tau_{1,2}$, де μ – коефіцієнт тертя, який у випадку котіння менше ніж відповідний коефіцієнт тертя ковзання.

Висновок. Таким чином, нами показано, що конструкція храпового механізму з використанням храпового зубчатого колеса з оптимізованим профілем зуба собачки у вигляді ролика, та адекватної до неї форми зубців

храпового колеса з заокругленим кінцем забезпечує надійне храпове зачеплення. Тобто, унеможлиблюється зріз кінчиків зубів колеса та собачки в моменти критичного навантаження, особливо при жорстко зафіксованому храповому колесі відносно фіксатора **стегна**.

Список литературы

1. Аболин А. Б. Костная пластика при эндопротезировании тазобедренного сустава. Вертлужный компонент / [Аболин А. Б., Иванкин Д. Е., Гончаров М. Ю., Рыков А. Ю.] // Человек и его здоровье: материалы X-го Рос. нац. конгресса. – СПб., 2005. – С. 4.
2. Алок Бансал. Асептическая нестабильность эндопротеза тазобедренного сустава / Алок Бансал // Ортопед., травматол. и протезир. – 1998. – № 3. – С. 123–125.
3. Кільчевський Н. А. Курс теоретичної механіки, т. 1 (кінематика, статика, динаміка точки), Изд.2, М.: Наука 1977, 480 стор.
4. Лоскутов А. Е. Ревизионная хирургия вертлужного компонента при реэндопротезировании тазобедренного сустава / А. Е. Лоскутов, И. А. Никифоров // Труды Крымского гос. мед. ун-та им. С. И. Георгиевского. – 1999. – Т. 135, Ч. 2. – С. 81–83.
5. Концепция построения и опыт медицинского применения аппарата "Экзоскелетон"; А.Т.Сташкевич, Е.А. Осадчий, Н.Н.Вовк, О.А.Горбунов; Літопис травматології та ортопедії, 2011. -(21-22)№1-2. - С. 306; Видавництво МОЗ України; 4, - 1.
6. Осадчий Є.О. Інформаційні трансформерні технології побудови машин та механізмів: Монографія.- К.: Наук. світ. – 2004. – 167с.
7. Тимошенко Н. А. Курс теоретичної механіки, т. 1 (кінематика, статика, динаміка точки), вид.2, М.: Наука 1977, 480 стор.
8. В. Г. Дубинець, О. В. Савченко, А. С. Ігнатенко Метод визначення реакції пружних стержнів на дію ударних навантажень // Проблеми обчислювальної механіки і міцності конструкцій, 2008, вип. 12.

Сулима Алексей Николаевич – научный сотрудник ИТО НАНУ Украины, практикующий хирург. Защитил диссертацию по эндопротезированию. Идейный автор статьи.

Скуртовский Р. В. сотрудник НТУ КПИ, сотрудник лаборатории биомеханики... Публиковался почти во всех математических журналах Украины например в Кибернетика и системный анализ 2009г. №1. Также публиковался в УМЖ.

Тел. 099-327-06-61.