

УДК 681.3

А.В. Логинов, Д.Г. Ермаков
Луганський національний університет імені Тараса Шевченка
L_A_V@meta.ua**Построение модели распределения нагрузки на головку бедренной кости**

Статья посвящена вопросу распределения нагрузок в области головки тазобедренного сустава. Рассмотрена формализованная математическая модель распределения нагрузки на головку бедренной кости в норме и при патологии. Впервые в литературе описана методика измерения и значения угла нагрузки (L-угла).

Модель, сустав, угол нагрузки (L-угол), рычаг

Тазобедренный сустав является сложной динамической системой [1-4], в которой могут происходить существенные изменения, и в то же время, является элементом более сложной кинематической системы нижней конечности. Из теории управления известно [5], что в системе каждый образующий ее элемент, обладающий самостоятельностью и независимостью, решает определенную задачу и осуществляет конкретную функцию. Рассмотрение тазобедренного сустава в кинематической цепи нижних конечностей как кибернетической системы даст возможность, применяя методы кибернетики и математического моделирования строить прогноз лечения различных его патологий. Прогнозирование тех или иных, как правило, нарастающих со временем изменений представляет собой определенный теоретический и особенно практический интерес. Патологии тазобедренного сустава, которые могут быть обусловлены различными факторами внешней среды (травмой, воспалительными или опухолевыми процессами) можно рассматривать в точки зрения таких кибернетических понятий как надежность и устойчивость (способность сохранять свою структуру и функцию в меняющихся условиях).

Целью работы является описание математической модели распределения нагрузок на головку бедренной кости в норме и при изменении биомеханических взаимоотношений в области тазобедренного сустава. Задачами статьи являются описание влияния изменений в горизонтальном балансе таза на угол нагрузки, значение угла нагрузки при диагностики функциональных анатомо-морфологических изменений в кинематической системе нижних конечностей.

Общеизвестно, что таз балансирует на бедренных костях [6]. При опоре на одну ногу точкой опоры является головка бедренной кости,

а в случае ее отсутствия костный или фиброзно-костный анкилоз.

Горизонтальное положение таза уравнивается во фронтальной плоскости равенством момента силы отводящих мышц ($M \cdot a$) относительно оси вращения тазобедренного сустава и момента силы тяжести тела ($P \cdot b$), относительно этой же оси, согласно формуле [1]:

$$M \cdot a = P \cdot b$$

где M – сила отводящих мышц бедра,
 a – плечо силы отводящих мышц (в норме 5-7 см), т.е. расстояние от центра вращения головки бедра до наружного края большого вертела, т.е. оси сгибания и разгибания бедра,
 P – вес тела (с вычетом веса опорной ноги),

b – плечо силы веса тела, т.е. расстояние от центра тяжести тела до центра головки бедра (в среднем, 6 см).

Сила отводящих мышц равна:

$$M = \frac{P \cdot b}{a}$$

Общая загрузка на головку равна:

$$D = P + M$$

Причем, если D будет равна или больше M , анкилоз окажется не состоятельным. Следовательно, необходимо будет увеличить плечо « a », т.е. воссоздать шейку бедра.

У человека со здоровыми тазобедренными суставами с весом 70 кг, плечо силы веса тела примем 6 см, а плечо силы отводящих мышц – 5 см.

Следовательно,

$$M = \frac{70 \text{ кг} \cdot 6 \text{ см}}{5 \text{ см}} = 84 \text{ кг}$$

Общая нагрузка на головку тазобедренного сустава будет равна

$$D = 70 \text{ кг} + 84 \text{ кг} = 154 \text{ кг}$$

случае анкилоза одного из тазобедренного суставов при условии сохранения головки, плечо силы отводящих мышц уменьшится, к примеру, до 4 см.

Стало быть, сила отводящих мышц будет равна:

$$M = \frac{70 \text{ кг} \cdot 6 \text{ см}}{4 \text{ см}} = 105 \text{ кг}$$

Нагрузка на область анкилоза будет:

$$D = 70 \text{ кг} + 105 \text{ кг} = 175 \text{ кг}$$

В случае анкилоза при отсутствии головки, но с сохранением части шейки, плечо силы отводящих мышц еще уменьшится и будет к примеру равно 2 см. В этом случае:

$$M = \frac{70 \text{ кг} \cdot 6 \text{ кг}}{2 \text{ см}} = 210 \text{ кг}$$

Общая нагрузка в месте анкилоза будет равна:

$$D = 70 \text{ кг} + 210 \text{ кг} = 280 \text{ кг}$$

Если же отсутствует головка и шейка, то плечо силы отводящих мышц еще уменьшится, к примеру до 1 см.

В этом случае:

$$M = \frac{70 \text{ кг} \cdot 6 \text{ кг}}{1 \text{ см}} = 420 \text{ кг}$$

Общая нагрузка на область анкилоза в этом случае будет равна:

$$D = 70 \text{ кг} + 420 \text{ кг} = 490 \text{ кг}$$

Как видно из расчетов, в области анкилоза возникают нагрузки, растущие пропорционально уменьшению рычага, составленного половиной головки, шейкой бедра и трохантерной области, превышающие при определенных условиях в семь раз вес тела.

На рис. 1 видно, как в зависимости от степени деструкции тазобедренного сустава изменяется плечо – «а», а следовательно меняются и нагрузки в области анкилоза. Из этой схемы следует, что здесь мы имеем дело с простым рычагом, а правило равновесия рычага гласит, что он находится в равновесии тогда, когда силы действующие на него обратно пропорциональны плечам:

$$\frac{F_1}{F_2} = \frac{l_2}{l_1}$$

F_1, F_2 – силы действующие на рычаг
 l_1, l_2 – плечи сил

$$F_1 - 70 \text{ кг}$$

$$F_2 - x$$

$$l_1 - 6 \text{ см}$$

$$l_2 - 4 \text{ см}$$

$$F_2 = \frac{F_1 \cdot l_1}{l_2}$$

$$F_2 = \frac{70 \text{ кг} \cdot 6 \text{ см}}{4 \text{ см}} = 105 \text{ кг}$$

По мере уменьшения рычага «а» создаются большие силы напряжения, даже без учета работы мышц. Область анкилоза, особенно при отсутствии угла нагрузки, находится в состоянии устойчивого равновесия. Достаточно малейшего изменения нагрузки или угла под которым она действовала, как в зоне анкилоза появляются участки функциональной перестройки и постепенно изменяются заданные углы сгибания и отведения в тазобедренном суставе.

В настоящее время при повреждениях в области тазобедренного сустава основные лечебные мероприятия сводятся к коррекции положения конечности и, в большинстве случаев, достижения анкилоза [8]. Однако, данный подход не учитывает наступивших изменений в других суставах, влекущих за собой те или иные ортопедические деформации.

В то же время, проведенные авторами работы математические расчеты и анализ рентгеновских изображений тазобедренного и коленного суставов у больных позволяют сделать выводы о существенном влиянии изменений биомеханических взаимоотношений в области тазобедренного сустава на всю кинематическую систему нижних конечностей, прежде всего, коленного сустава, что позволило ввести понятие угла нагрузки (L угла). Угол нагрузки – это угол между механической и анатомической осями бедра. Механическая ось проходит через центр головки бедра и центральную часть межмышечкового пространства бедра (АС на рис. 2). Анатомическая ось проходит от центральной части трохантера до центральной части межмышечкового пространства бедра (ВС на рис. 2). Механическая и анатомическая оси образуют острый угол $\angle ACB$, значения которого в норме составляют 6-8°.

При изменении угла нагрузки в коленном суставе возникают дистрофические изменения, которые возрастают при уменьшении значения угла (подтверждено рентгеновскими изображениями и математическими расчетами).

Возросшая нагрузка в области тазобедренного сустава передается на коленный, который поставлен в невыгодные условия, по отношению к нагрузкам, благодаря нарушению

взаимоотношений между осью нагрузки и анатомической.

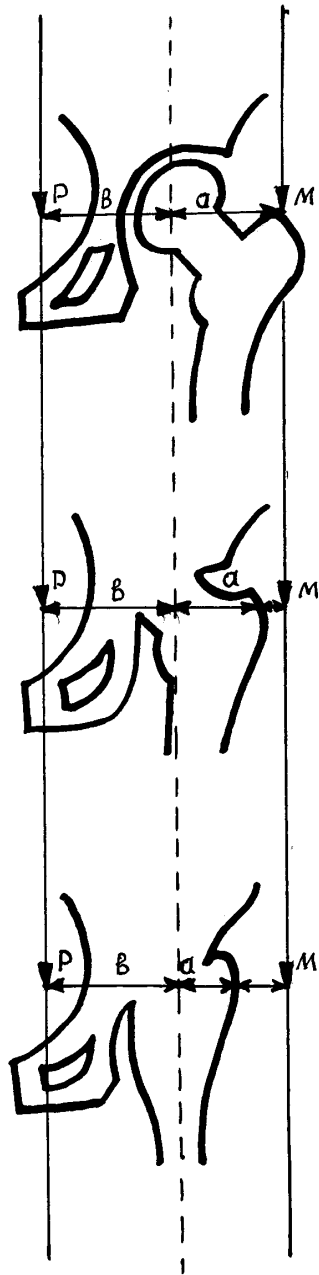


Рисунок 1 – Условия изменения нагрузок при различных степенях деструкции

Отдаленные клинические результаты (анализ изменений происходящих в коленном суставе при изменении биомеханических взаимоотношений в области тазобедренного сустава выполненных в течении нескольких лет), позволяют сделать вывод об уменьшении угла нагрузки и нарушении функции коленных суставов с течением времени, по прошествии нескольких лет. Это особенно актуально при протезировании тазобедренных суставов, получившим широкое распространение в

последние годы, т.к. неподходящих размер шейки бедра протеза может привести в отдаленной перспективе к проблемам в области коленных суставов.

В медицинской практике самое важное значение имеет расстояние между центром головки бедра и местом прикрепления отводящих мышц бедра (AB на Рис. 2), то есть необходимо сохранить длину шейки бедра, диаметр головки для сохранения угла нагрузки. В настоящее время разработана и проходит апробацию экспертная система по прогнозированию анатомо-физиологических изменений при повреждениях в области тазобедренного сустава [9-10].

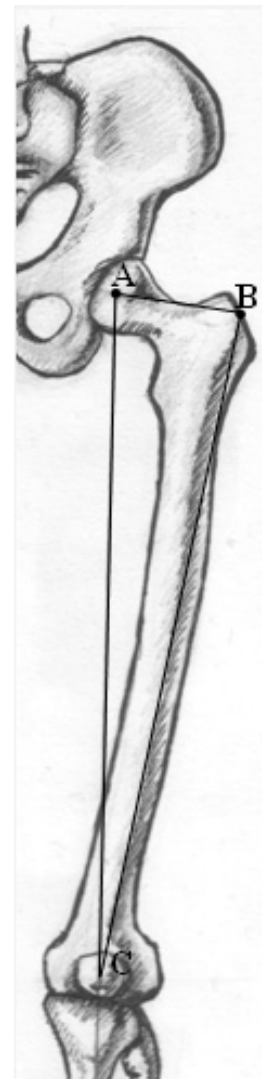


Рисунок 2 – Угол нагрузки

Предложенная модель определения нагрузки на головку бедренной кости, а следовательно, и влияние на возможное изменение угла нагрузки имеет конкретное прикладное значение, может быть использована в практике медицинской кибернетики, современной

травматології і ортопедії при виборі метода лікування більного с поврежденнями в області тазобедренного суглоба, має суттєві відмінності с існуючими способами лікування. Використання передбаченої моделі розрахунку навантаження на голівку бедренної кістки порівнянню с існуючими забезпечує

слідуючі переваги: зберігає функцію кінематическої системи кінцівки від вторинних змін, забезпечує стабільність анкілоза, зберігає задане положення кінцівки.

Список літератури

1. Недригайлова О.В. Основи біомеханіки опорно-двигательного апарату в нормі і при його патології: керівництво по ортопедії і травматології / О.В. Недригайлова. – М., 1967.
2. Логинов А.В. Аналіз кутових величин вертлужної впадини і проксимального кінця бедренної кістки / А.В. Логинов // Інформаційні технології в економічних та технічних системах (ІТЕТС-2009): тези доповідей на III Всеукраїнській науково-технічній конференції молодих учених та студентів: 15-16 квітня 2009 року. – Кременчук, Кременчуцький університет економіки, інформаційних технологій та управління, 2009. – С. 188.
3. Логинов А.В. Аналіз біомеханічних показателів тазобедренного суглоба / А.В. Логинов // Сучасні тенденції розвитку інформаційних технологій в науці, освіті та економіці: матеріали V Всеукраїнської науково-практичної конференції: в 2-х т. (Луганськ, 7-9 квітня 2011 р.). Луганськ – Луганськ: Phoenix, 2011. – Том 1. – С. 78-79.
4. Логинов А.В. Модель розподілу навантажень на голівку бедренної кістки в нормі і при патології / А.В. Логинов, Д.Г. Єрмаков // Моделювання та комп'ютерна графіка: матеріали 4-ї міжнародної науково-технічної конференції, м. Донецьк, 5-8 жовтня 2011 р. – Донецьк, ДонНТУ. Міністерство освіти та науки, молоді та спорту України, 2011. – С. 317-320.
5. Логинов А.В. Тазобедренний суглоб як кібернетическа система / А.В. Логинов // Сучасні тенденції розвитку інформаційних технологій в науці, освіті та економіці: матеріали III Всеукраїнської науково-практичної конференції. 9-11 квітня 2009 р., м. Луганськ. – Луганськ: Альма-матер, 2009. – С. 54.
6. Александер Р. Біомеханіка / Р. Александер. – М.: Мир, 1970. – 340 с.
7. Grelsamer R.P. Men and women have similar Q angles (a clinical and trigonometric evaluation) / Grelsamer R.P., Dubey A., Weinstein C.H. // The Journal of bone and joint surgery. – 2005. – Vol. 87-B, No. 11, November. – P. 1498-1501.
8. Славин М.Б. Практика системного моделювання в медицині / М.Б. Славин. – М.: Медицина. – 2002. – 168 с.
9. Логинов А.В. Використання нових інформаційних технологій в медицині / А.В. Логинов // Наукова молодь: досягнення та перспективи: збірник тез VI міжнародної науково-практичної конференції, 16-17 березня 2010 року. – Луганськ: СПД Резников В.С., 2010. – С. 90-91.
10. Логинов А.В. Використання методів еволюційного моделювання в медицині / А.В. Логинов // Сучасні тенденції розвитку інформаційних технологій в науці, освіті та економіці: Матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції, 15-17 квітня 2010 р., м. Луганськ. – Луганськ: Phoenix, 2010. – С. 58-60

Надійшла до редакції 20.10.2011

А.В. ЛОГІНОВ, Д.Г. ЄРМАКОВ

Луганський національний університет ім. Т.Шевченка
Побудова моделі розподілу навантажень на голівку стегнової кістки

Стаття присвячена питанню розподілу навантажень в області голівки кульшового суглоба. Розглянута формалізована математична модель розподілу навантажень на голівку стегнової кістки у нормі і при патології. Уперше в літературі описана методика вимірювання та значення кута навантаження (L-кута)

Модель, суглоб, кут навантаження (L-кут), важіль

A.V. Loginov, D.G. Ermakov

Luhansk Taras Shevchenko national university
The Development of the Loads Distribution's Model on the Femoral Head

The article deals with the distribution of loads in the femoral head of hip joint. The formalized mathematical model of the distribution of loads in the femoral head is described (in norm and with pathology). Method of Load angle's measuring (L-angle) and its importance is described in the first time.