

**ПРИМЕНЕНИЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ
ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ НЕСТАБИЛЬНОСТИ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА
ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА
У ПАЦИЕНТОВ СТАРШИХ ВОЗРАСТНЫХ ГРУПП**

Н.В. Загородний, А.С. Канаев, М.Дж. Абакиров, В.В. Левин

Рассматриваются возможности компьютерной томографии с целью выявления нестабильности бедренного компонента цементных и бесцементных конструкций у пациентов.

Ключевые слова: тазобедренный сустав; эндопротезирование; нестабильность; компьютерная томография.

Введение. Артрография, с применением либо рентгеноконтрастного вещества, либо радионуклеидов (technetium – 99 m) является широко применяемой методикой для оценки пациентов с болезненной нестабильностью эндопротеза тазобедренного сустава [1–3]. Несмотря на то, что данная методика имеет ряд таких преимуществ, как одновременная оценка болезненной нестабильности и наличия инфекции, этот метод является инвазивным и весьма болезненным. Известно, что инфекция может возникнуть как в раннем, так и в отдаленном послеоперационном периоде после эндопротезирования, однако частота проявления инфекционных

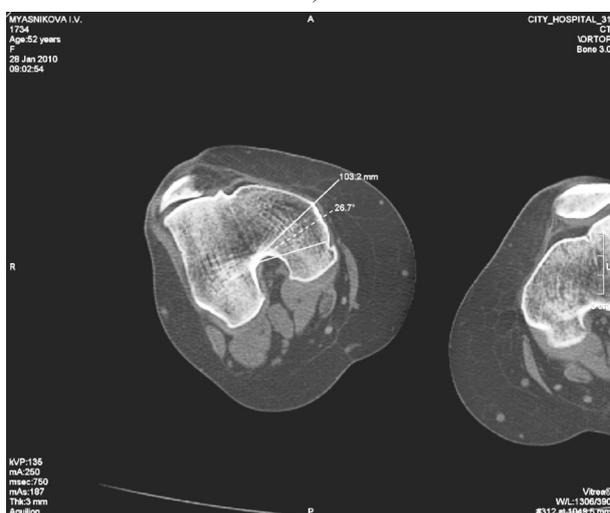
осложнений довольно низкая. Эти осложнения возникают преимущественно у пациентов с выраженной сопутствующей патологией и сниженным иммунным статусом [4–8]. Таким образом, неинвазивный метод исследования для оценки нестабильности особенно показан тем пациентам, у которых нестабильность развивается в отдаленном периоде после эндопротезирования тазобедренного сустава при отсутствии свища. Данный метод можно применять для оценки нестабильности как бесцементных, так и цементных протезов с учетом дизайна бедренных компонентов при которых артрография менее информативна [9].



а)



б)



в)

Аксиальные срезы: а) на уровне шейки бедренного компонента; б) надмышелков бедра с определением угла относительно горизонтали; в) выполнено совмещение двух линий из а и б, вычислена величина антеторсии бедренного компонента

Fletcher et al. [10] и Reinus et al. [11] предложили использовать КТ-исследование для оценки нестабильности бесцементного бедренного компонента. Мы не встречали в отечественной литературе подобные публикации, описывающие использование КТ для этой цели, в том числе и для цементных бедренных компонентов. В нашем исследовании мы оценивали возможности КТ-визуализации для выявления нестабильности бедренного компонента, применяя торсионное напряжение (кручение), а затем измерение ротационного смещения бедренного компонента в бедренном канале цементных и бесцементных конструкций.

Материалы и методы. Мы провели проспективный анализ 11 пациентов с жалобами на

боль в области верхней трети бедра, четверо мужчин и семь женщин (средний возраст 62 года), которым в дальнейшем была выполнена ревизионная операция. У семи пациентов при первичной операции был имплантирован тотальный эндопротез с бедренным компонентом бесцементной фиксации, у четверых – тотальный эндопротез с бедренным компонентом цементной фиксации.

Каждому пациенту перед выполнением ревизионного вмешательства, было проведено КТ-исследование пораженного сустава и мышелков ипсилатерального бедра (см. рисунок).

Все исследования были выполнены на аппарате TOSHIBA Aquilion 64 на базе ГКБ 31

г. Москвы. Изображения были получены с использованием режима Helical 0.5/64 с последующей реконструкцией 2/2 и толщиной среза 3 мм. Алгоритм реконструкции кости был использован для сведения к минимуму артефактов металлических протезов. Больные проходили исследование в положении лежа на спине. Сканирование повторяли при положении исследуемой нижней конечности пациентов в форсированной внутренней и внешней ротации, а также в нейтральном положении, с учетом болевого синдрома. Фиксация нижней конечности выполнялась при помощи фиксационных лент в исследуемом положении.

Рассматривали КТ-срезы в области шейки протеза и надмышелков бедра в положении нейтральной, внешней и внутренней ротации и выбирали оптимальные, в зависимости выраженности анатомических ориентиров (см. рисунок 1а, б). При помощи программного обеспечения рабочей станции в области шейки эндопротеза проводили линию, проходящую строго вдоль длинной оси сечения. Также проводили межнадмышелковую линию. Затем совмещали две линии без нарушения угловых взаимоотношений и измеряли образовавшийся угол (см. рисунок 1в). Измерения производились на полученных срезах при всех трех вариантах положения нижней конечности. Угловые значения, полученные в каждой позиции высчитывались, чтобы получить угол ротации (УР), с учетом антеторсии бедренного компонента в норме. Мы оценили точность (воспроизводимость) измерения УР путем усреднения результатов между двумя повторными измерениями для каждого из 11 пациентов.

Во время операции использовался динамометрический ключ (Zimmer; Zimmer, Warsaw, In) с прилагаемым зажимом для бедренного компонента эндопротеза. В то время, как бедро удерживалось в фиксированном положении, прилагалась физическая сила, чтобы достичь либо движения бедренного компонента, либо максимально измеряемого крутящего момента (22.6 N·m). Динамометрический ключ был применен у всех пациентов. Перед каждым применением проводилась калибровка ключа. Все операции выполнялись двумя опытными хирургами, которые не были осведомлены о результатах КТ-исследования, чтобы обеспечить независимость измерения крутящего момента.

В первичном исследовании Jasty et al. [12] бедренный компонент считали стабильным, если максимальный крутящий момент при измерении составлял больше или был равен 17.0 Н·м. Те

протезы, которые требовали приложения меньшего крутящего момента для удаления бедренного компонента, мы считали нестабильными.

Артрограммы были произведены непосредственно перед КТ-исследованием для 6 пациентов, используя стандартную стерильную технику и контроль под КТ. Спинальная игла 18–20 G длиной 8,9 см вводилась в полость капсулы тазобедренного сустава в области перехода шейки в головку бедренной кости, как описано Hardy et al [13]. 60%-ное йодированное контрастное вещество вручную вводилось в суставную щель, пока пациент не начинал жаловаться на умеренный дискомфорт. Рентгенограммы в передне-задней, боковой проекции и в проекции по Лаунштейну выполнялись перед манипуляцией, после инъекции, после инъекции и ходьбы. Для цементного протеза нестабильность бедренного компонента диагностировалась в случае, когда контраст распространялся вдоль границы имплант–цемент или цемент–кость, как минимум на 1 см от места перехода шейки протеза в ножку [11]. Несмотря на то, что по данным Verquist et al. [9] артрография при наличии бесцементного бедренного компонента менее информативна, чем при цементном компоненте, мы ее применяли и диагностировали нестабильность бедренного компонента в случае, когда контрастное вещество распространялось между имплантом и окружающей костной тканью. Результаты артрографии сравнивали с результатами хирургического вмешательства и КТ-исследования.

Мы определили чувствительность, специфичность, особенность КТ-исследования и артрографии по сравнению с интраоперационным измерением крутящего момента. Для пациентов с нестабильными бедренными компонентами, выявленными во время хирургического вмешательства, мы использовали McNemar test для сравнения результатов артрографии и КТ-сканирования.

Результаты и обсуждения

Определение верхней границы нормы для угла ротационного смещения. Данные приведены в таблице. Пятерым пациентам во время ревизионного вмешательства констатировано, что бедренные компоненты оставались стабильными. На предварительных КТ-исследованиях у этих же больных было определено среднее значение угла ротации 2°. Измерение среднего значения угла ротации для стабильного бедренного компонента, полученного при КТ-исследовании сопоставлялся с данными, полученными интраоперационно, чтобы определить диапазон

Ротационное смещение в сравнении с интраоперационными результатами

Возраст	Пол	Цемент	Ротационное смещение на КТ, градусы	Сила ротационного смещения (Н*м)	Интраоперационный результат
52	Ж	Да	12	0	Н
85	Ж	Да	2	18	С
56	М	Нет	5	13	Н
63	Ж	Нет	2	17	С
45	М	Нет	7	8	Н
55	Ж	Нет	4	20	С
62	Ж	Да	8	7	Н
73	М	Да	14	1,5	Н
80	Ж	Нет	15	1	Н
44	М	Нет	0	20	С
71	Ж	Нет	3	19	С

Примечание: Н – нестабильный, С – стабильный.

измерений полученных при КТ-исследовании соответствующим стабильным и нестабильным компонентам. Угол ротации меньше или равный 4° был принят за верхнюю границу нормы [11].

Оценка эффективности КТ-визуализации для выявления нестабильности бедренного компонента.

Во время хирургического вмешательства у 6 пациентов была выявлена нестабильность бедренных компонентов. Компьютерная томография показала 67 % чувствительности (95 %, доверительный интервал 35–90), 100 % специфичности (95 %, доверительный интервал 40–100) и 75 % точности (95 %, доверительный интервал 48–93) на обнаружение нестабильности бедренных компонентов.

Результаты артрографии. Шести пациентам была сделана артрография перед КТ-исследованием, у троих из которых были поставлены бесцементные протезы, а у остальных троих – цементные бедренные компоненты. Сравнение результатов артрографии с результатами, полученными во время хирургического вмешательства показало: в 88 % – чувствительной (95 %, доверительный интервал 47–100), 100 % – специфичной (95 %, доверительный интервал 40–100), а в 91 % – точной (95 %, доверительный интервал 59–100) нестабильности. Поскольку артрографические критерии нестабильности для бесцементных компонентов не так хорошо задокументированы, мы отдельно сравнили результаты артрографии с результатами хирургического вмешательства. Для этой группы из трех пациентов артрография была в 80 % чувствительной (95 %, доверительный

интервал 28–100), 100 % – специфичной (95 % доверительный интервал 16–100) и 86 % точной (95 %, доверительный интервал 42–100) для нестабильности бедренного компонента.

Шести пациентам для оценки нестабильности были произведены КТ-исследование и артрография. Тест McNemar не показал существенной разницы между оценочным КТ-сканированием и артрографией для обнаружения нестабильности ($P = 0,8825$).

Выводы. Несмотря на то, что компьютерная томография является неинвазивным методом исследования, она пока не находит широкого применения для выявления нестабильности протезов, поскольку металлические сплавы эндопротезов создают много артефактов на реконструированных изображениях. Тем не менее, новые томографы с улучшенными алгоритмами сканирования позволяют сократить количество артефактов.

Два других факта также позволяют применение КТ-исследования для измерения ротационного смещения бедренного компонента внутри бедренного канала. Во-первых, наибольшее количество бедренных компонентов имеют шейки эллиптической формы в сечении (см. рисунок 1а). Во-вторых, бедренные надмышечки являются воспроизводимыми и легко идентифицируемыми анатомическими ориентирами (см. рисунок 1б).

Наши данные показывают, что когда во время оперативного вмешательства констатируется тотальная нестабильность бедренного компонента, КТ-сканирование высоко информативно в большинстве случаев.

Мы предполагаем, что только при тотальной нестабильности возможно вращение бедренного компонента в костно-мозговом канале бедренной кости. При такой ротации возможно применение КТ-сканирования для распознавания нестабильности бедренного компонента.

Ряд зарубежных авторов [10, 11] отмечают наличие промежуточного варианта, так называемой частичной нестабильности, которая выявлялась во время артрографии при отрицательном результате КТ-исследования. В нашей работе, однако, таких случаев не отмечалось.

Дальнейший анализ пациентов необходим, чтобы оценить справедливость такой позиции и, следовательно, оценить относительную чувствительность артрографии и КТ-сканирования для выявления частичной нестабильности.

Возможные слабости нашей работы – это, в основном, небольшое количество наблюдений. Поскольку средняя погрешность составила 2°, измерение пограничных пациентов может показать сдвиги между нормальными и ненормальными значениями. Исходя из неэтичности подвергать пациентов необоснованному облучению, повторив экспертизу, возможные погрешности можно оценивать при дальнейшем тестировании нашего метода на других пациентах.

В заключение мы хотели бы отметить: наши данные показывают, что компьютерная томография способна обнаружить тотальную нестабильность бедренного компонента у большинства пациентов и что общая производительность КТ-сканирования и артрографии не отличается статистически. Кроме того, артрография, как уже было показано, лучше, чем компьютерная томография, для оценки инфекции и нестабильности вертлужного компонента протеза. Тем не менее, компьютерная томография может быть особенно ценным методом, когда имеется подозрение на тотальную нестабильность, при низкой вероятности наличия внутрисуставной инфекции, и тогда, когда имеется наличие аллергии на контрастное вещество или раневая инфекция, в связи с чем исключается асептический доступ к тазобедренному суставу.

Литература

1. *Kosten G. Munz D.L., Kohler H.R.* Clinical value of combined contrast and nadiouclide arthrography in suspected loosening of hip prostheses // *Arch Orthop. Trauma Surg.* 1993;112:247–254.
2. *Swan J.S., Braunstein E.M., Wellman H.N., Capello W.* Contrast and nuclear anthrography in loosening of the uncemented hip prosthesis // *Skeletal Radiol.* 1991; 20:15–19.
3. *Wellman H.N., Schauwecker D.S., Capello W.N.* Evaluation of metallic osseousimplants with nuclear medicine // *Semin NuclMedb*988;18:i26–i36.
4. *Schmalznied T.P., Amstutz H.C., Au M.K., Dorey F.J.* Incidence of deep sepsis in total hip arthroplasty: survivorship analysis over 17 years from one hospital // *J Arthroplasty* 1991;6[suppl]:47–51.
5. *Wymenga A.B., van Horn J.R., Theeuwes A., Muyltjens H.L., Slooff T.* // *J. Perioperative factors associated with septic arthritis after arthroplasty: prospective multicenter study of 362 knee and 2,651 hip operations* // *Acta Orthop. Scand.* 1992;63:665–671.
6. *Brady L.P., McCutchen J.W.* A ten-yearfollow-up study of 170 Charnley total hip arthroplasties // *Clin. Orthop.* 1986; 21 1:51–54.
7. *Poss R., Thornhill T.S., Ewald F.C., Thomas W.H., Bale N.J., Sledge C.B.* Factors influencing the incidence and outcome of infection following total joint arthroplasty // *Clin. Orthop.* 1984;182: 117–126.
8. *Mollan R.A., Haddock M., Webb C.H.* Teicoplanin vs cephamandole for antimicrobial prophylaxis in prosthetic joint implant surgery: preliminary results // *Eur. J Surg.* 1992;567[suppl]: 19–21.
9. *Benquist T.H., Lewallen D.G., McComb B.L.* The pelvis and hips. In: Berquist TH, ed. *Imaging atlas of orthopedic appliances and prostheses.* New York: Raven, 1995:217–352.
10. *Fletcher F. Donaldson T., Wasielewski M., Peterson M., Rubash H.* A dynamic test for the diagnosis of loosened uncemented femoral components in total hip arthroplasty. 23rd Annual Hip Course. Boston, MA, 1993.
11. *Reinus W.R., Merkel K.C., Gilden J.J., Berger K.L.* Evaluation of Femoral Prosthetic Loosening Using CT Imaging // *AJR Am J Roentgenol.* 1996. Jun;166(6):1439–42.
12. *Jasty J., Maloney W.J., Bragdon C.R., O'Connor D.O., Haire T., Harris W.H.* The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties // *J Bone Joint Surg. Br.* 1991. 73:551–558.
13. *Handy D.C., Remus W.R., Totty W.G., Keyser K.* Arthrography after total hip arthrography: utility of postambulation radiographs // *Skeletal Radiol.* 1988; 17:20–23.