

Скороглядов А.В., Бут-Гусаим А.Б., Сиротин И.В., Мкртчян В.А.

СРАВНЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ ЛЕЧЕНИЯ У БОЛЬНЫХ ПОСЛЕ АРТРОПЛАСТИКИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА С ПРИМЕНЕНИЕМ ТВЕРДЫХ ПАР ТРЕНИЯ

Кафедра травматологии, ортопедии и ВПХ педиатрического факультета ГБОУ ВПО «РНИМУ им. Н.И. Пирогова» Минздрава России, г. Москва, Городская клиническая больница № 64, г. Москва, Россия

Для корреспонденции: Мкртчян Владимир Артурович, аспирант кафедры. E-mail: volodia89.89@mail.ru

♦ В данной работе проведено сравнение функций установленных эндопротезов тазобедренного сустава с твердыми парами трения у двух групп пациентов молодого и среднего возраста. В первой группе была использована пара трения керамика—керамика с диаметром головки 36 мм, во второй — пара трения нитрид титана—нитрид титана с диаметрами головок от 44 до 52 мм. Цель работы — сравнение функциональных результатов в зависимости от размера головки эндопротеза и определение показаний для использования больших головок. Результаты оценивали по шкале Харриса; статистический анализ полученных данных не выявил достоверной разницы между группами. Однако при оценке объема движений в суставах получены результаты, согласно которым амплитуда движений существенно выше у пациентов, которым установлены головки большого диаметра. Данное преимущество может быть актуально для спортсменов и тех людей, профессия и образ жизни которых требуют большей физической активности.

Ключевые слова: керамика—керамика; титан—нитрид; артропластика тазобедренного сустава; твердые пары трения; головки эндопротезов большого диаметра.

Для цитирования: Российский медицинский журнал. 2015; 21 (5): 31—34.

Skoroglyadov A.V., But-Gusaim A.B., Sirotin I.V., Mkrтчyan V.A.

THE COMPARISON OF FUNCTIONAL RESULT OF TREATMENT OF PATIENTS AFTER ARTHROPLASTY OF COXOFEMORAL JOINT USING HARD FRICTION PAIRS

The N.I. Pirogov Russian national research medical university Minzdrav of Russia, 117997 Moscow, Russia
The municipal clinical hospital № 64, Moscow, Russia

♦ The article presents comparison of functions of mounted femoral endoprosthesis with hard friction pairs in two groups of patients of younger and middle age. In the first group the hard friction pair “ceramics-ceramics” with diameter of head 36 mm was used. In the second group hard friction pair “titanium nitride-titanium nitride” with diameters of heads from 44 to 52 mm were used. The purpose of study was to compare functional results depending on size of head of endoprosthesis and to determine indications for application of big heads. The results were evaluated according Harris hip score. The statistical analysis of obtained data established no reliable difference between the groups. However, evaluation of range of motions of joints established significant higher range of motions in patients with mounted heads of big diameter. The given advantage can be actual for patients sportsmen and those individuals whose profession and style of life require greater physical activity.

Keywords: titanium nitride-titanium nitride; ceramics-ceramics; arthroplasty; coxofemoral joint; hard friction pairs; heads of big diameter; endoprosthesis.

Citation: Rossiiskii meditsinskii zhurnal. 2015; 21 (5): 31—34. (In Russ.)

For correspondence: Vladimir Mkrтчyan, doctor. E-mail: Volodia89.89@mail.ru

Received 19.01.15

Эндопротезирование суставов в его современном виде успешно применяется в развитых странах с 70-х годов XX столетия. Ортопедическая хирургия накопила с тех пор колоссальный практический опыт эндопротезирования. Конструкции эндопротезов многократно совершенствовались; протезы суставов превратились в сложные высокотехнологические устройства. Сегодня эндопротезы производятся из высокопрочных, не вызывающих биологического отторжения материалов — металлических сплавов, керамики, поперечно-сшитого полиэтилена.

В последние годы особую актуальность приобретает эндопротезирование у пациентов молодого возраста в связи с различными заболеваниями и повреждениями тазобедренного сустава [1].

Применение современных технологий для создания современных имплантатов позволило добиться значительных успехов в эндопротезировании суставов. При использовании современных так называемых твердых пар трения (не содержащих в своем составе полиэтилена), как отмечают многие авторы, значительно увеличивается срок “выживаемости” искусственных суставов, что особенно актуально для пациентов молодого и среднего возраста, так как отдалает необходимость проведения ревизионного вмешательства [2—4].

Еще одна проблема эндопротезирования у молодых пациентов связана с их активным образом жизни, с профессией и большой физической активностью (занятие профессиональным или любительским спортом), поэтому устанавливаемый имплантат должен обладать не только износостойкостью, но и большим диапазоном функциональной активности [5].

С появлением современных твердых узлов трения в ортопедии стало возможным использование головок эндопротезов с большим диаметром для увеличения объема движений в суставе [6].

Кроме увеличения объема движений в эндопротезе, большой диаметр головки обеспечивает большую площадь смачивания, стабильность установленного сустава, что приводит к многократному уменьшению риска вывиха [7—9].

Однако из ряда исследований известно, что большой диаметр головки эндопротеза приводит к большому трению в узле и соответственно увеличивает риски, связанные с износом компонентов эндопротеза или повышенной нагрузкой на них. Именно по этой причине невозможно использование головок большого диаметра в паре трения керамика—керамика, поскольку повышается риск перелома компонентов [5, 10]. Также многие

ортопеды считают, что с увеличением диаметра головки возрастает площадь трения, а значит, и риск быстрого износа поверхностей, что напрямую связано с побочными явлениями в металл-металлическом узле. В результате выделяются токсичные для организма ионы кобальта и хрома, которые вызывают местные и системные побочные явления [11].

В середине 90-х годов ортопеды начали применять титан-нитритное керамическое покрытие (TiN) на поверхности металлических компонентов искусственных суставов [12].

Данный способ позволяет решить две проблемы: 1) уменьшить износ металлических компонентов, соответственно увеличить срок службы искусственного сустава; 2) предотвратить коррозию, а с ней и местные и системные побочные явления, связанные с выделением продуктов износа металлов [13]. При этом данное покрытие позволяет применять головки больших диаметров. Однако покрытие TiN не является абсолютной гарантией защиты от побочных явлений металлического сплава, из которого выполнена головка эндопротеза, поскольку в ряде исследований установлено, что при неоптимальном расположении компонентов эндопротеза появляются царапины и происходит отслойка участков TiN с обнажением металлической головки [14].

На сегодняшний день остается актуальным вопрос выбора имплантата при эндопротезировании тазобедренного сустава у физически активных пациентов молодого и среднего возраста, потому что необходимо добиться максимального сочетания надежности и долговечности пары трения с большими функциональными возможностями эндопротеза.

Материал и методы

В 2012—2014 гг. нами выполнено 74 тотальных замещения тазобедренного сустава с использованием эндопротезов, имеющих в своей основе твердые пары трения керамика—керамика (Ce—Ce) и нитриттитана—нитриттитана (NiN—TiN) (по статье TiN—NiN)!

Оперативные вмешательства проводились по поводу дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава, также переломов шейки бедра в результате высокоэнергетической травмы.

В предоперационном периоде при функциональной оценке пораженных суставов пациентов по шкале Харриса (Harris Hip Score) получены результаты 78 баллов и меньше, причем только у 8 пациентов из 74 результат был выше 70 баллов, что соответствует удовлетворительной функции сустава. У остальных больных количество баллов оказалось ниже 70, что соответствует неудовлетворительной функции сустава.

В зависимости от используемой пары трения пациенты были разделены на две группы: 34 пациента с парой трения Ce—Ce и 40 пациентов с парой трения TiN—TiN.

Средний возраст группы больных в целом составил 44,73 года (от 28 до 56 лет), пациентов с парой трения Ce—Ce и TiN—TiN — соответственно 44,825 года (от 28 до 56 лет) и 44,62 года (от 31 года до 56 лет).

В группе с Ce—Ce средний индекс массы тела был 24,68 (от 17,9 до 33,1) кг/м², в группе с TiN—TiN — 24,84 (от 18,1 до 36,7) кг/м².

Средний срок наблюдения всей группы пациентов составил около 17,8 (от 14 до 22) мес, пациентов с Ce—Ce — 17,8 (от 15 до 21) мес, с TiN—TiN — 17,6 (от 14 до 22) мес.

Оперативные вмешательства выполнялись одним ортопедом с постоянной командой ассистентов передне-наружным доступом к тазобедренному суставу. Капсула

сустава иссекалась. В обеих группах были использованы имплантаты бесцементной фиксации: вертлужный компонент был установлен методом pressfit без дополнительного использования винтов, а ножка с покрытием из композитного материала — методом тугой посадки. В группе пациентов с парой трения Ce—Ce использовались вкладыш и головка BIOLOX DELTA. Диаметр головки составлял 36 мм. В группе с парой трения TiN—TiN использовались титановый вертлужный компонент с внутренним покрытием из нитрита титана и головка из кобальт-хром-молибденового сплава, также покрытая нитритом титана. При этом диаметр головки варьировал от 44 мм (для размера вертлужного компонента 48 мм) до 52 мм (для чашки 56 мм).

В послеоперационном периоде в течение двух дней проводилось дренирование раны, все пациенты получали антибиотики внутримышечно для предотвращения инфекционных осложнений. Также проводилась профилактика тромбоэмболических осложнений антикоагулянтом эноксапарином натрия в дозировке 4000 МЕ/0,4 мл 1 раз в день до выписки из стационара. Через 5 дней после оперативного вмешательства проводилось УЗИ мягких тканей в области послеоперационной раны с целью выявления и эвакуации гематом.

Стационарный этап реабилитации после проведенного вмешательства составлял 10—14 дней. В послеоперационном периоде всем больным была выдана на руки программа реабилитации, в которой подробно изложен весь комплекс физических занятий и конкретных упражнений на последующие периоды восстановительного лечения.

К 10—12-му дню практически все больные самостоятельно себя обслуживали, передвигались на костылях или с помощью ходунков, ходили на перевязки и физиопроцедуры, удерживали поднятую ногу до 2—3 мин. Объем движений в тазобедренном суставе к моменту выписки составлял: сгибание 110—120°, отведение 20—25°.

К моменту выписки из стационара все пациенты были введены в базу данных и дали согласие на посещение контрольных осмотров у оперирующего хирурга через 3, 6 и 12 мес, далее каждый год при отсутствии проблем со стороны установленного сустава. Ранний и поздний послеоперационный периоды больные проводили дома, без участия врачей. При выписке пациенты были переведены на пероральные антикоагулянты. Дана подробная программа реабилитации со всем необходимым комплексом упражнений для активизации и увеличения функциональных возможностей установленного эндопротеза.

На контрольных осмотрах все больные совместно с врачом заполняли бланки с оценкой функции тазобедренного сустава после эндопротезирования по шкале Харриса. Выполнялись стандартные рентгенограммы тазобедренного сустава в переднезадней и боковых проекциях с целью оценки расположения имплантата, его центрации и симметричности компонентов, отношения между имплантатом и костью; контролировался процесс остеоинтеграции на границах соприкосновения вертлужного и бедренного компонентов с костью.

Через 6 мес большинство пациентов, как правило, возвращались к труду.

Результаты и обсуждение

В раннем послеоперационном периоде у всех пациентов раны зажили первичным натяжением. У пяти пациентов (1 из группы с парой трения Ce—Ce и 4 из группы с парой трения TiN—TiN) при УЗИ были выявлены и эвакуированы послеоперационные гематомы объемом

Диаметр головки, мм	Сгибание	Разгибание	Отведение	Приведение	Наружная ротация	Внутренняя ротация
36	110—125	20—25	30—40	20—25	25—35	15—25
44—52	125—155	20—35	35—55	25—35	35—50	30—40

от 20 до 40 мл. Повторных скоплений жидкости в мягких тканях не наблюдалось.

Рентгенографических признаков расшатывания компонентов и их миграции не выявлено ни в одной группе; не наблюдалось и явлений остеолиза.

За время наблюдения осложнений или проблем, требующих повторного оперативного вмешательства, у пациентов не было.

Проведена комплексная оценка функции имплантированного сустава по шкале Харриса. В группе с Се—Се среднее количество набранных пациентами баллов составило 90,17 (от 86 до 97). У 23 (57,5%) пациентов было набрано более 90 баллов, что соответствует отличным результатам, а у 17 (42,5%) пациентов — от 86 до 89 баллов, что соответствует хорошим результатам. В группе с парой трения TiN—TiN среднее количество набранных баллов 90,4. Из них у 21 (61,7%) пациента были отличные результаты (более 90 баллов), у 12 (35,4%) — хорошие (от 85 до 89), у 1 (2,9%) пациента был удовлетворительный результат (75 баллов). У данного пациента были умеренные боли, которые иногда вынуждали ограничивать нагрузку и принимать анальгетики, однако он мог постоянно работать.

Согласно полученным данным, существенного различия при оценке функционального состояния установленных имплантатов в обеих группах не наблюдалось. При статистической оценке достоверности различий этих результатов получено значение $p < 0,05$ и в группе пациентов с отличными результатами, и в группе с хорошими результатами, что говорит о недостоверности различий.

В данном исследовании особое внимание было уделено объему движений в имплантированных суставах. Проводилась оценка следующих движений: сгибание, разгибание, приведение, отведение, наружная и внутренняя ротации. Результаты приведены в таблице.

Таким образом, как видно из проведенного исследования, общие функциональные результаты у пациентов в обеих группах при оценке по шкале Харриса различаются незначительно, несмотря на разницу в диаметрах установленных головок. Однако при оценке конкретных показателей, касающихся объема движений в установленных эндопротезах в обеих группах, получены данные, свидетельствующие об увеличении амплитуды движений в суставе при установке головок большого диаметра.

Данная разница может быть существенна для спортсменов и людей, профессия и образ жизни которых требуют большей физической активности по сравнению с среднестатистическим человеком. И именно потребность пациента в повышенной функциональной активности становится показанием к использованию головок больших диаметров. Поэтому, несмотря на надежность современной керамики, имплантаты с металлической головкой большого диаметра с покрытием из нитрида титана имеют свою нишу для использования в современной ортопедии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Kamath A.F., Sheth N.P., Hosalkar H.H., Babatunde O.M., Lee G.C., Nelson C.L. Modern total hip arthroplasty in patients younger than 21 years. *J. Arthroplasty*. 2012; 27(3): 402—8.

2. Москалев В.П., Конилов Н.В., Шапиро К.И. и др. *Медицинские и социальные проблемы эндопротезирования суставов конечностей*. СПб.: Морсар АВ; 2001.
3. Неверов В.А., Закари С.М. *Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава*. СПб.: Образование; 1997.
4. Сидоренко О.А. *Социально-гигиенические особенности заболеваемости и оценка эффективности лечения больных с патологией крупных суставов*: Автореф. дисс. ... канд. мед. наук. Новосибирск; 2002.
5. Cai P., Hu Y., Xie J. Large-diameter Delta ceramic-on-ceramic versus common-sized ceramic-in-polyethylene bearings in THA. *Orthopedics*. 2012; 35(9): 1307-13.
6. Rathi P., Pereira G.C., Giordani M., Di Cesare P.E. The pros and cons of using larger femoral heads in total hip arthroplasty. *Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ)*. 2013; 42(8): E53—9.
7. Rodriguez J.A., Rathod P.A. Large diameter heads: is bigger always better? *J. Bone Joint Surg. Br.* 2012; 94(11 Suppl A): 52—4.
8. McMinn D.J. Development of metal/metal hip resurfacing. *Hip Int*. 2003; 13(1): 41—53.
9. Migaud H., Putman S., Combes A., Berton C., Bocquet D., Vasseur L. et al. Metal-on-Metal Bearing: Is This the End of the Line? We Do Not Think So. *HSS J.* 2012; 8(3): 262—9.
10. Mazen Al Hajjar. *Wear of Hard-on-Hard Hip Prostheses: Influence of Head Size, Surgical Position, Material and Function*: Submitted in accordance with the requirements for the degree of Doctor of Philosophy The University of Leeds School of Mechanical Engineering Leeds. UK; 2012.
11. Bozic K.J., Browne J., Dangles C.J., Manner P.A., Yates A.J.Jr., Weber K.L. Modern metal-on-metal hip implants. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2012; 20(6): 402-6.
12. Van Raay J.J.A.M., Rozing P.M., Van Blitterswijk C.A., Van Haastert R.M., Koerten H.K. Biocompatibility of wear-resistant coatings in orthopaedic surgery in vitro testing with human fibroblast cell cultures. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 1995; 6(2): 80—4.
13. Karel J. Hamelnyck, Ron G. Woering. Ceramic Surface Engineered Metal-on-Metal Hips system for Total Hip Arthroplasty and Resurfacing Hip Arthroplasty. *White Paper Published*. 2009; August: 1—8.
14. Harman M.K., Banks S.A., Hodge W.A. Wear analysis of a retrieved hip implant with titanium nitride coating. *J. Arthroplasty*. 1997; 12(8): 938—45.

REFERENCES

1. Kamath A.F., Sheth N.P., Hosalkar H.H., Babatunde O.M., Lee G.C., Nelson C.L. Modern total hip arthroplasty in patients younger than 21 years. *J. Arthroplasty*. 2012; 27(3): 402—8.
2. Moskalev V.P., Konilov N.V., Shapiro K.I. et al. *Medical and Social Problems of the Extremities Arthroplasty [Meditsinskie i sotsial'nye problemy endoprotezirovaniya sustavov konechnostey]*. St. Petersburg: Morsar AV; 2001. (in Russian)
3. Neverov V.A., Zakari S.M. *Revision Hip Replacement [Revizionnoe endoprotezirovanie tazobedrennogo sustava]*. St. Petersburg: Obrazovanie; 1997. (in Russian)
4. Sidorenko O.A. *Social and Hygienic Characteristics of Morbidity and Evaluation of the Effectiveness of Treatment of Patients with Pathology of Large Joints*: Diss. Novosibirsk; 2002. (in Russian)
5. Cai P., Hu Y., Xie J. Large-diameter Delta ceramic-on-ceramic versus common-sized ceramic-in-polyethylene bearings in THA. *Orthopedics*. 2012; 35(9): 1307-13.
6. Rathi P., Pereira G.C., Giordani M., Di Cesare P.E. The pros and cons of using larger femoral heads in total hip arthroplasty. *Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ)*. 2013; 42(8): E53—9.
7. Rodriguez J.A., Rathod P.A. Large diameter heads: is bigger always better? *J. Bone Joint Surg. Br.* 2012; 94(11 Suppl A): 52—4.
8. McMinn D.J. Development of metal/metal hip resurfacing. *Hip Int*. 2003; 13(1): 41—53.
9. Migaud H., Putman S., Combes A., Berton C., Bocquet D., Vasseur L. et al. Metal-on-Metal Bearing: Is This the End of the Line? We Do Not Think So. *HSS J.* 2012; 8(3): 262—9.

10. Mazen Al Hajjar. *Wear of Hard-on-Hard Hip Prostheses: Influence of Head Size, Surgical Position, Material and Function*: Submitted in accordance with the requirements for the degree of Doctor of Philosophy The University of Leeds School of Mechanical Engineering Leeds. UK; 2012.
11. Bozic K.J., Browne J., Dangles C.J., Manner P.A., Yates A.J.Jr., Weber K.L. Modern metal-on-metal hip implants. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2012; 20(6): 402—6.
12. Van Raay J.J.A.M., Rozing P.M., Van Blitterswijk C.A., Van Haaster R.M., Koerten H.K. Biocompatibility of wear-resistant coatings in orthopaedic surgery in vitro testing with human fibroblast cell cultures. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* 1995; 6(2): 80—4.
13. Karel J. Hamelynck, Ron G. Woering. Ceramic Surface Engineered Metal-on-Metal Hips system for Total Hip Arthroplasty and Resurfacing Hip Arthroplasty. *White Paper Published.* 2009; August: 1—8.
14. Harman M.K., Banks S.A., Hodge W.A. Wear analysis of a retrieved hip implant with titanium nitride coating. *J. Arthroplasty.* 1997; 12(8): 938—45.

Поступила 19.01.15

© МАКАРОВ М.С., 2015

УДК 612.112.7:612.117

Макаров М.С.

ПОЛОЖИТЕЛЬНЫЕ И ОТРИЦАТЕЛЬНЫЕ СТОРОНЫ АДГЕЗИВНОЙ АКТИВНОСТИ ТРОМБОЦИТОВ ЧЕЛОВЕКА

ГБУЗ «НИИ СП им. Н.В. Склифосовского» ДЗ г. Москвы РФ, 129090, Москва, Россия

Для корреспонденции: Макаров Максим Сергеевич, кандидат биологических наук, научный сотрудник лаборатории трансплантации клеток и иммунотипирования. E-mail: mcsimmc@yandex.ru

♦ В статье приводится обзор данных о значении адгезии тромбоцитов человека в норме и при патологии, описаны методы изучения, регуляции и применения адгезивной активности тромбоцитов в области медицины, биологии и бионинженерии.

Ключевые слова: тромбоциты; адгезия; гранулы; дегрануляция.

Для цитирования: Российский медицинский журнал. 2015; 21 (5): 34—40.

Makarov M.S.

THE POSITIVE AND NEGATIVE ASPECTS OF ADHESIVE ACTIVITY OF HUMAN THROMBOCYTES

The N.V. Sklifosofskii research institute of emergency care of the Moscow health department, 129090 Moscow, Russia

♦ The article presents review of data concerning significance of adhesion of human thrombocytes in norm and pathology. The methods of investigation, regulation and application of adhesive activity of human thrombocytes in medicine, biology and bioengineering.

Keywords: thrombocytes; adhesion; granules; degranulation.

Citation: Rossiiskii meditsinskii zhurnal. 2015; 21 (5): 34—40. (In Russ.)

For correspondence: Maksim Makarov, MD, PhD. E-mail: mcsimmc@yandex.ru

Received 22.01.15

Одной из отличительных черт биологически полноценных тромбоцитов человека является наличие у них адгезивной активности. Способность к адгезии характерна практически для всех типов эукариотических клеток, однако в случае тромбоцитов она играет ключевую роль в выполнении этими клетками их биологического предназначения. Показано, что процесс формирования тромба начинается с адгезии тромбоцитов в области повреждения сосуда, их активации и вовлечения в этот процесс других тромбоцитов, которые в результате приводят к формированию тромбоцитарного агрегата [1—3]. Адгезия тромбоцитов неразрывно связана с выбросом за пределы клеток содержимого секреторных везикул (гранул), содержащих, с одной стороны, факторы гемостаза (Ca²⁺, АДФ, тромбоспондин, фактор Виллебранда и т.д.), с другой — вещества, способствующие дальнейшим процессам репарации и регенерации поврежденных тканей [1—4]. Нарушения адгезии тромбоцитов (ее отсутствие или, наоборот, гиперактивность) часто приводят к нарушениям гемостаза (кровоточивость, тромбоз), способствуют развитию других патологий, таких как атеросклеротические осложнения, трофические язвы, злокачественные новообразования и т.д. [2—4]. Поэтому изучение адгезивной активности тромбоцитов человека имеет большое значение в медицине, биологии и биотехнологии.

Методы изучения адгезии тромбоцитов

Для оценки адгезивной активности тромбоцитов существуют различные подходы. Наиболее простым является метод пропускания крови или плазмы через колонку, заполненную стеклянными бусинами диаметром 1—2 мм, с дальнейшим подсчетом числа оставшихся клеток в пробе [5]. Однако такой метод адекватен лишь при очень узком диапазоне концентрации клеток в пробе, не отражает динамических изменений морфологии исследуемых тромбоцитов. Более эффективной является оценка содержания адгезировавших тромбоцитов в пробе с помощью методов спектроскопии, основанных на окрашивании тромбоцитов флуоресцентными [6, 7] или гистохимическими красителями [8], при этом часто используются наборы с адгезивными субстратами (коллаген, фибрин и др.). Вместе с тем спектроскопический анализ фиксированных тромбоцитов или их компонентов не позволяет достоверно оценить исходную структурную и функциональную полноценность исследуемых клеток. Поэтому наиболее адекватной представляется оценка адгезивности тромбоцитов на основе морфометрического и морфофункционального анализа. В настоящее время эта задача может быть решена с помощью флуоресцентной микроскопии (анализ клеток, окрашенных витальными и суправитальными флуорохромными