

УЛЬТРАСТРУКТУРА БИОДЕГРАДИРУЕМЫХ ИМПЛАНТАТОВ: ИЗМЕНЕНИЯ ВО ВРЕМЕНИ

Ахпашев А.А., Дзамбинова Е.А., Канаев А.С., Агзамов Д.С.

*Кафедра травматологии и ортопедии, Кафедра травматологии,
ортопедии и артрологии ФПКМР, Российский университет дружбы народов
Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи
и медицинских технологий ФМБА России*

В статье подробно описаны биохимические процессы, происходящие во времени и с распадом полимера в кости. Оригинально применен метод сканирующей электронной микроскопии для оценки состояния фиксаторов, которые провели несколько лет в кости. Полученные данные объективно свидетельствуют о биологической активности имплантатов в костной ткани и еще раз подчеркивают важность выбора материалов, которые будут имплантированы в организм человека.

Ключевые слова: реконструкция передней крестообразной связки, интерферентные винты, биодеградируемые винты.

THE ULTRASTRUCTURE OF BIODEGRADABLE IMPLANTS: CHANGES DURING THE TIME

Akhpashev A.A., Dzhambinova E.A., Kanaev A.S., Agzamov D.S.

The authors describe in detail the biochemical processes that occur over time and with the collapse of the polymer in the bone. Originally used scanning electron microscopy to assess the condition of clamps, which spent several years in the bone. The data obtained is objective evidence that the biological activity of the implant in the bone and again emphasize the importance of the choice of materials to be implanted in the human body.

Keywords: reconstruction of the anterior cruciate ligament, interference screws, biodegradable screws.

Во всем мире роль артроскопических методов лечения и диагностики повреждений коленного сустава значительно выросла [Vigony L. et al 2008]. В тоже же время, существует много разногласий по установлению показаний к оперативному лечению при повреждениях коленного сустава и по выбору хирургической тактики. Выбор трансплантата при реконструкции передней крестообразной связки (ПКС), сроки оперативного лечения – все это зачастую остается предметом предпочте-

ний каждого конкретного хирурга [Böstman O. et al 1992; Franco MG, et al 1994; Andersson C. et al 1992; Bruce D. et al.2005.; Chang SK et al. 2003].

Одним из основных вопросов в технике артроскопической реконструкции ПКС остается выбор метода фиксации трансплантата. В настоящее время существует большое количество типов имплантатов для фиксации трансплантата ПКС, при этом в литературе нет четких данных о преимуществах тех

или иных способах фиксации в зависимости от типа трансплантата [Böstman O. et al. 1998; Daniels A.U. et al. 1990; Hoffmann R. et al. 1989; Barber F.A. et al. 1995; Brown C.H. et al. 1993; Alejandro Espejo-Vaena et al. 2014; Colombet P. et al. 2005].

В то же время, растет доля используемых имплантатов, выполненных из различных полимерных или биополимерных – рассасывающихся материалов («bioabsorbable implants», Pertti T. 2004), которые должны в разные сроки, в зависимости от их состава, замещаться костной тканью [Barber F. 1995; Johnson L. et al. 1995; Achtnich A. et al. 2014]. При этом в мировой литературе нет единого научного мнения об отдаленных результатах использования подобных рассасывающихся имплантатов в травматологии и ортопедии: от мнения о невозможности замещения имплантата костной тканью [Bergsma E. et al. 1995], до выводов о замещении имплантата костной тканью в короткие сроки – до 36 недель [Böstman O. et al. 1992; Bach FD et al. 2002; Bourke HE et al. 2013].

Важнейшим элементом артроскопической техники реконструкции передней крестообразной связки является обеспечение стабильной фиксации трансплантата, которая обеспечивает возможность раннего восстановительного лечения и исключает нестабильность трансплантата в местах фиксации до момента его врастания. Преимущественно используется внутриканальная фиксация при помощи интерферентных титановых винтов [Лазишвили Г.Д. с соавт. 1997]. Производится фиксация костными штифтами [Иванов В.А. с соавт.], методом компрессионной импакции [Никитин В.В. 1985], широко используются различные модификации подвешивающих вариантов фиксации трансплантатов, с этой целью предложены различные виды фиксаторов (Trans-Fix, TightRope ACL, Endobutton CL и др.) [Королев А.В. 2004]. Перспективным является использование для фиксации трансплантата различных рассасывающихся материалов [Лазко Ф.Л. с соавт. 1999; Лазишвили Г.Д. с соавт. 1997].

Целью фиксации трансплантата ПКС является обеспечение хорошего натяжения его до биологического приживления ткани в костных каналах [Ferretti A. et al. 2002; Stener S. et al. 2010; Rhee PC. et al. 2011].

Впервые биодеградирующие имплантаты из полимолочной кислоты для внутренней фиксации были использованы в эксперименте рядом исследователей [Schmitt, E. E. et al. 1967; Cutright DE et al. 1971; Kulkarni RK et al. 1971]. В начале 80-х годов прошлого столетия были применены имплантаты из полигликолевой кислоты, но была отмечена низкая механическая прочность данных имплантатов (40-70 МПа) при хорошей гистологической совместимости [Christel P et al. 1982; Kilpikari J et al. 1983; Vert M et al. 1984]. Некоторое время спустя, в производстве фиксаторов была применена техника усиления механической прочности имплантатов, и стало возможным получать имплантаты для фиксации переломов с прочностью на излом до 250-370 МПа [Rokkanen P et al. 1996; Törmälä P et al. 1987; Vainionpää S et al. 1987].

Впервые имплантаты из смеси полимеров (сплав полигликолевой и полимолочной кислот) были использованы в 1984 году [Rokkanen P et al. 1985].

Материалы, применяемые для изготовления имплантатов, могут быть разделены на разные группы материалов: природные материалы, керамические материалы, различные металлы, композитные материалы, полимеры [Törmälä P. et al. 1998]. Полимеры разделяют на органические и неорганические, синтетические и несинтетические полимеры. Полимеры также разделяют на биостабильные (инертные), биодеградирующие и частично биодеградирующие полимеры. Существует ряд характеристик, которые должны быть присущи биодеградирующим имплантатам, это: высокая первичная жесткость имплантата (имплантат не должен быть слишком жестким или слишком гибким), ожидаемые сроки сохранения показателей жесткости имплантата *in vivo* с течением времени [Törmälä P et al. 1998]. Данным условиям соответствуют 29 типов полимеров, которые потенциально могут быть использованы в клинической практике. В настоящее время наиболее широкое применение нашли имплантаты, выполненные из полигликолевой кислоты (PGA) и полимолочной кислоты (PLA), которые являются частично кристаллизованными с линейной структурой полимерами. Данные полимеры различаются друг от друга, имплантаты из PGA являются гидрофильными, а имплантаты из PLA – гидро-

фобными. PGA – это высоко кристаллизованный полимер линейной структуры, прозрачный при температуре 36° С, с точкой плавления 224-228° С (Frazza and Schmitt 1971). PLA – высоко кристаллизованный линейный полимер с молекулярной массой 180000 – 530000 с L- (PLLA) или D- (PDLA) пространственной конфигурацией [Eling et al. 1982].

Деградация биополимеров в целом происходит следующим образом: полигликолевая кислота расщепляется до гликолевой кислоты, полимолочная кислота – до молочной кислоты, и в конечном итоге – до пировиноградной кислоты с соответствующей формой ацетила коэнзима А, затем продукты деградации проходят через цикл Кребса с образованием H₂O и CO₂ и небольшого количества энергии. Конечные продукты деградации выделяются из организма при помощи внешнего дыхания и в небольшом количестве с мочой [Hollinger JO et al. 1986]. Сроки полного расщепления и замещения имплантата костной тканью сильно отличаются в зависимости от типа полимера. Так, имплантаты из PGA полностью расщепляются в сроки до 36 недель [Böstman O et al. 1992], в тоже время, имплантаты из полимолочной кислоты расщепляются и замещаются костной тканью по данным разных авторов не ранее чем 7 лет после имплантации (Nordström P et al. 2001; Jukkala-Partio K et al. 2002).

Нормальная гистологическая реакция на имплантат из биополимера проявляется неспецифической реакцией активации лимфоцитов – появлением макрофагов, гигантских многоядерных клеток инородного тела,

небольших лимфоцитов и полиморфноядерных нейтрофилов (Santavirta S et al. 1990.).

В нашем исследовании мы попытались выяснить характер изменений биодеградирующих имплантатов, находившихся в костной ткани в течение различного срока, на ультраструктуральном уровне. В исследованной литературе мы не смогли найти информации подобного рода и поэтому трактовку и описание находок произвели без ссылок на литературные данные.

В ходе работы нам удалось изучить несколько имплантатов, которые были извлечены в ходе ревизионной операции по поводу разрыва аутоотрансплантата (см. табл.1).

Имплантаты изучали в лаборатории экспериментальной патологии клетки ГУ НИИ морфологии человека (зав. лабораторией В.П. Черников). Предварительная подготовка образцов осуществлялась методом ионной бомбардировки золотом на напылительной установке «Eiko IB-3» (Япония) в условиях вакуума (0,2 Torr) и ионном токе – 7 mA. Просмотр препаратов производили с помощью сканирующего электронного микроскопа «Hitachi S-500» при ускоряющем напряжении 25 kV на разных увеличениях.

При исследовании контрольного винта (PLLA, Smith&Nephew) при различных увеличениях отчетливо видно, что поверхность винта не является гладкой, а представляет собой абсолютно неровную структуру, причем в разных участках структура винта различная (рис. 1-4), отдаленно напоминающая фотографии лунной поверхности. Очевидно, что подобный характер поверхности винта значительно

Таблица 1

Типы изученных имплантатов

Имплантат	Материал имплантата	Время, проведенное в кости
Рассасывающийся интерферентный винт Arthrex	L-изомер полимолочной кислоты (PLLA)	4 года
Винт BioIntrafix (DePuy Mitek)	L-изомер полимолочной кислоты + трикальцийфосфат	1 год
Гильза BioIntrafix (DePuy Mitek)	L-изомер полимолочной кислоты + трикальцийфосфат	1 год
Рассасывающийся интерферентный винт	L-изомер полимолочной кислоты	2 года
Рассасывающийся интерферентный винт Arthrex	L-изомер полимолочной кислоты	Новый контрольный винт

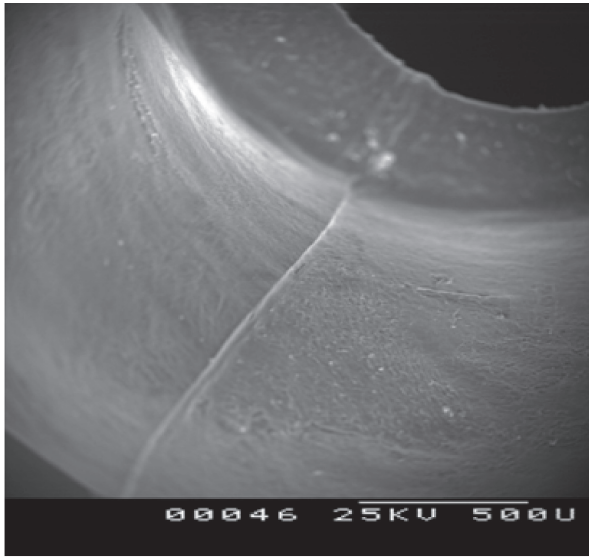


Рис. 1 Винт PLLA при увеличении x100.

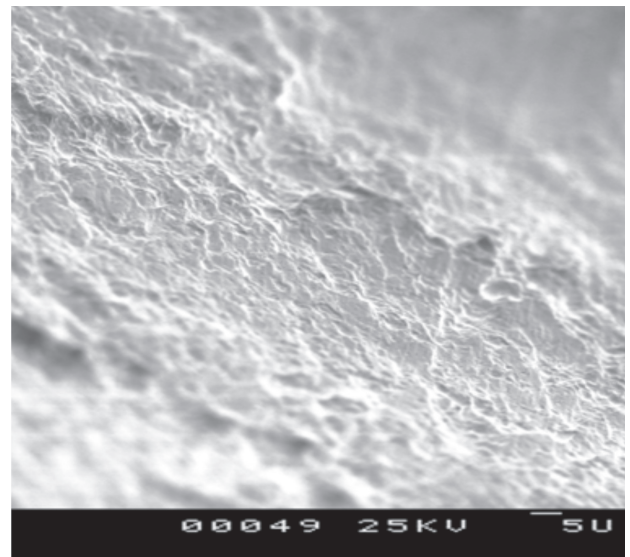


Рис. 4. Винт PLLA при увеличении x5000, различные участки.

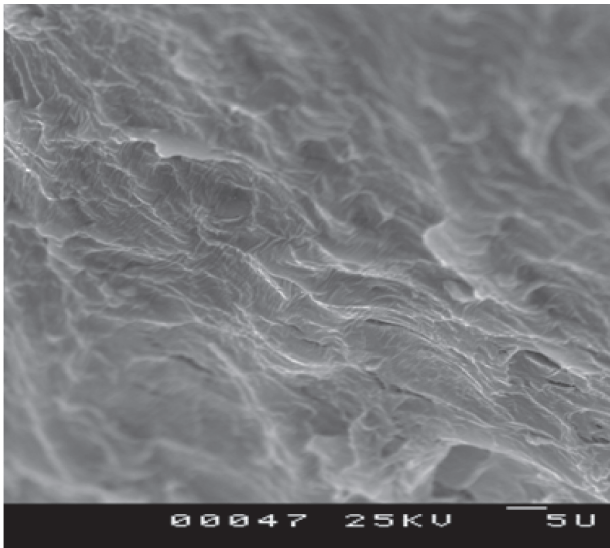


Рис. 2. Винт PLLA при увеличении x5000, различные участки.

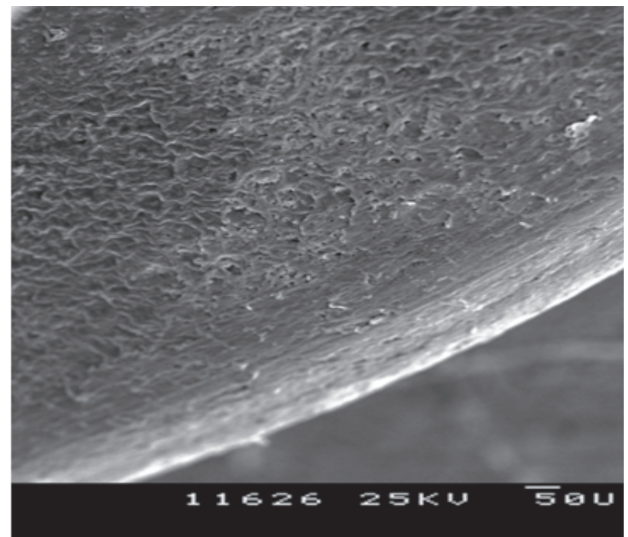


Рис. 5. Винт BioIntrafix через 1 год нахождения в живой кости (увеличение x1000).

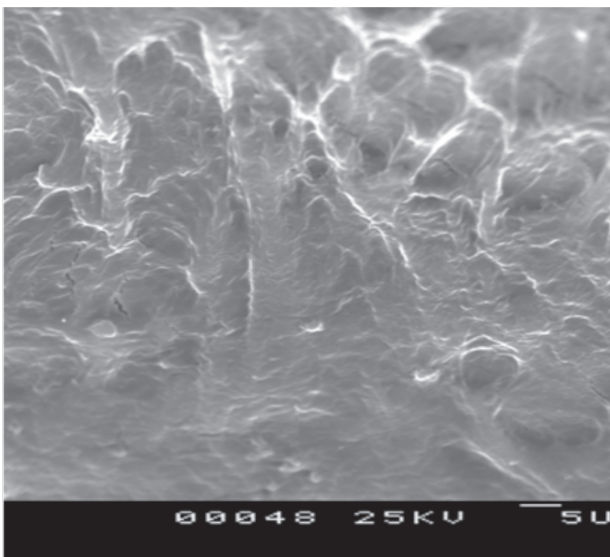


Рис. 3. Винт PLLA при увеличении x5000, различные участки.

увеличивает площадь соприкосновения его с окружающими тканями.

Также следует отметить, что структура материала визуально близка к аморфной.

Следующим имплантатом, который удалось исследовать, был винт BioIntrafix, представляющий собой смесь полимолочной кислоты и трикальцийфосфата. По замыслу разработчиков данного материала, трикальцийфосфат должен стать остеокондуктивным субстратом данного винта, а полимолочная кислота – обеспечить достаточные прочностные свойства имплантата.

На рис. 5 можно разглядеть поверхность винта, которая представляет собой также не-

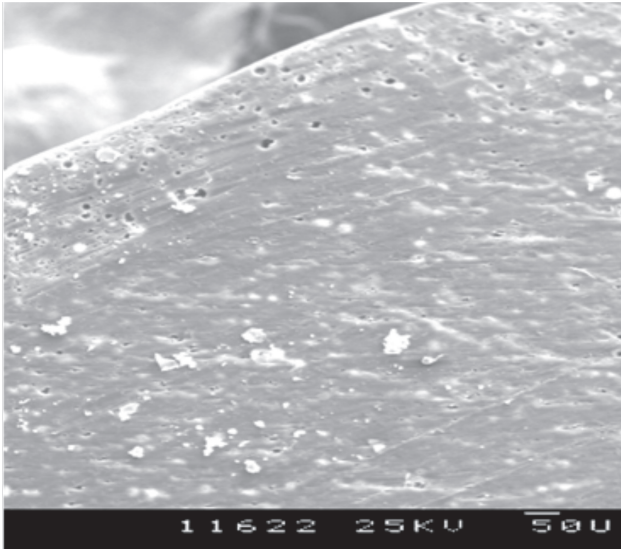


Рис. 6. Гильза Bioltrafix через 1 год после имплантации (увеличение x1000).

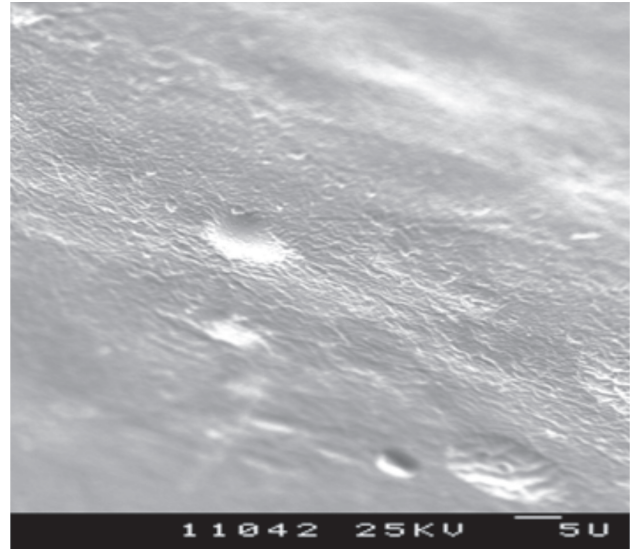


Рис. 9. Биodeградирующий винт Stryker через 2 года после имплантации (увеличение x5000).

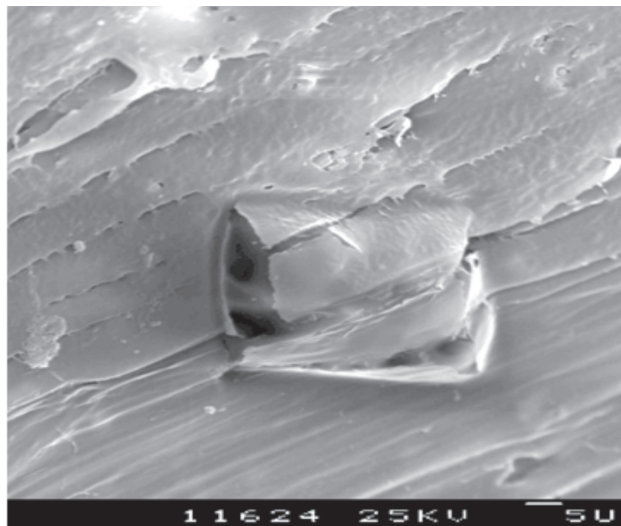


Рис. 7. Гильза Bioltrafix через 1 год после имплантации (увеличение x5000).

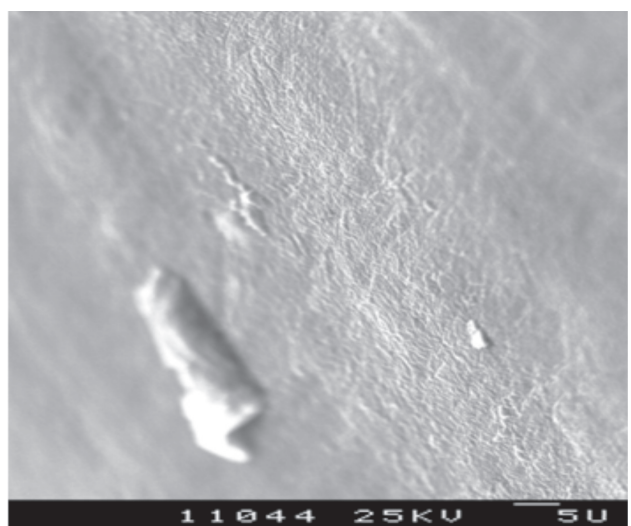


Рис. 10. Биodeградирующий винт Stryker через 2 года после имплантации (увеличение x5000).

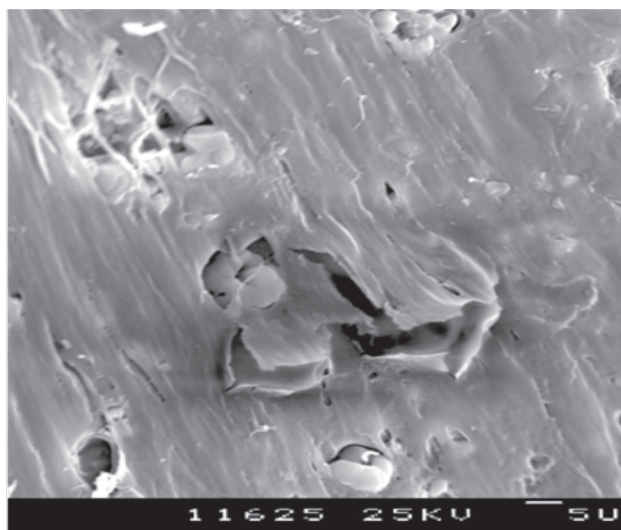


Рис. 8. Гильза Bioltrafix через 1 год после имплантации (увеличение x5000).

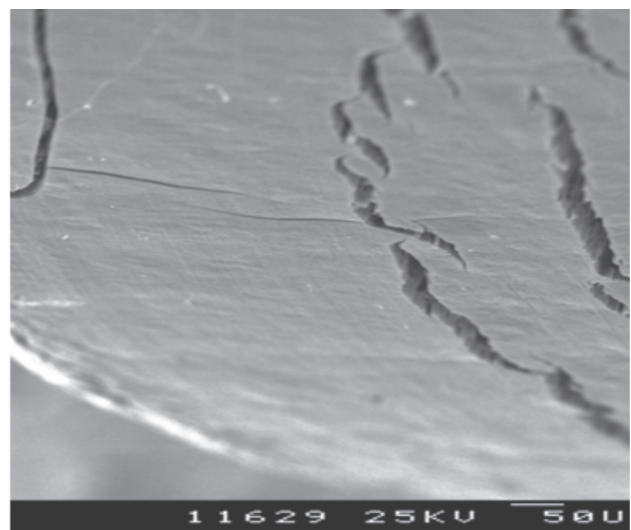


Рис. 11. Биodeградирующий винт Arthrex через 4 года после имплантации (увеличение x1000).

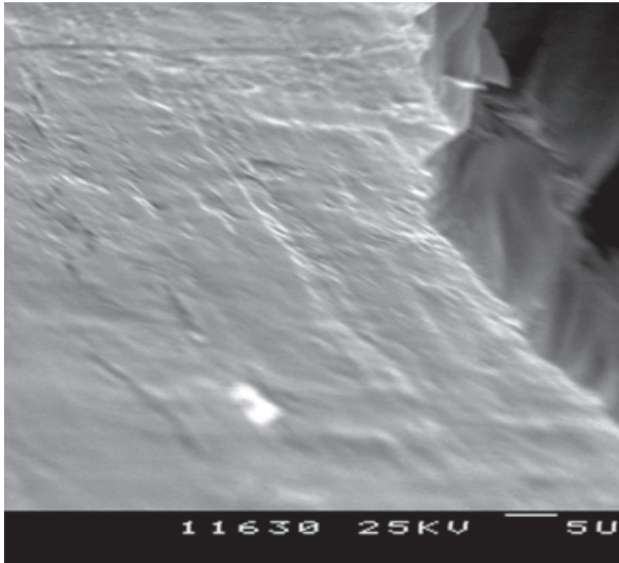


Рис. 12. Биодegradурующий винт Arthrex через 4 года после имплантации (увеличение x5000).

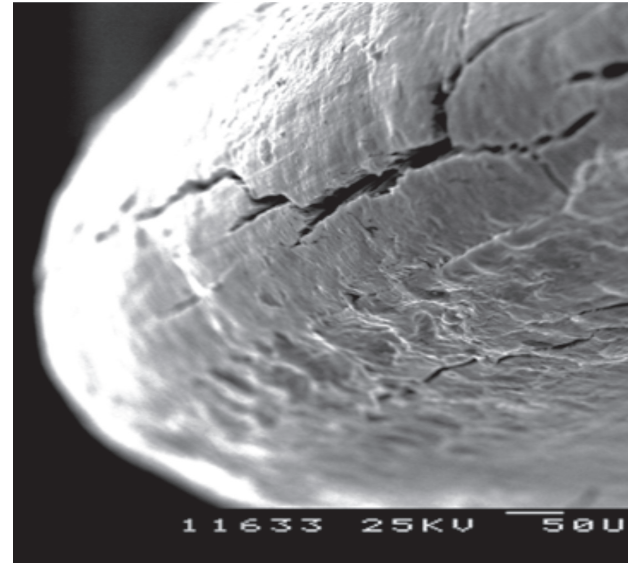


Рис. 14. Биодegradурующий винт Arthrex через 4 года после имплантации (увеличение x1000).

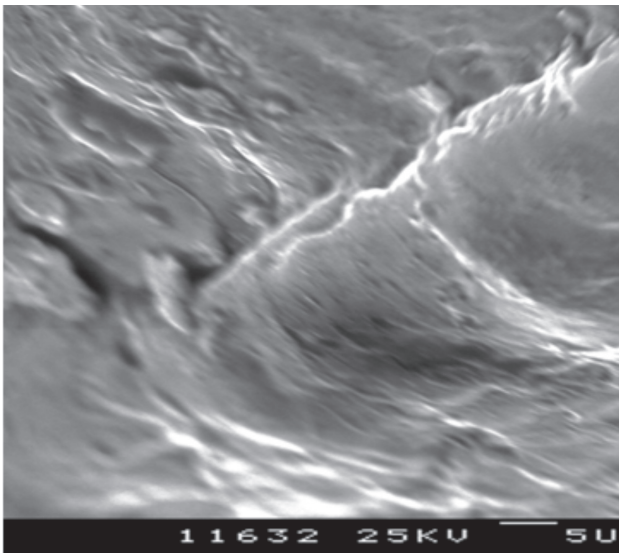


Рис. 13. Биодegradурующий винт Arthrex через 4 года после имплантации (увеличение x5000).

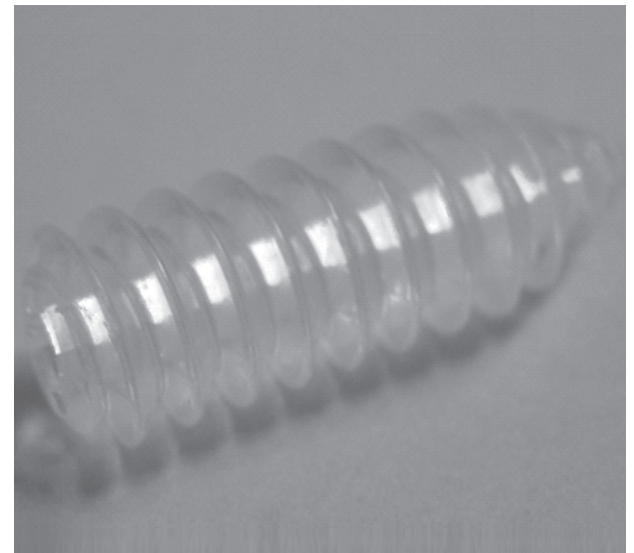


Рис. 15 Биодegradурующий винт Arthrex через 4 года после имплантации (макрофото)

ровную поверхность, но явных признаков разложения материала не отмечено.

Винт BioIntrafix используют вместе с гильзой (Tibial Sheath, TCP/PLA, DePuy Mitek), которую мы также исследовали. Данные имплантаты находились в кости в течение 1 года.

На рисунках 6 - 8 при различных увеличениях можно отметить неоднородность и неровность структуры, при этом, при большем увеличении определяются зоны вспучивания материала, что мы считаем признаками деградации материала.

Следует обратить внимание, что материал, из которого изготовлены данные им-

плантаты, представляет собой слоистую структуру.

Нами был исследован интерферентный винт Stryker (рис. 9, 10), также выполненный из полимолочной кислоты. Данный винт существовал в костной ткани 2 года, прежде чем был исследован. При электронной микроскопии отчетливо видно, что поверхность винта сглажена, как будто оплавлена. Трещин и дефектов поверхности не отмечено.

Еще один исследованный имплантат - интерферентный винт Arthrex, выполненный из полимолочной кислоты и находившийся в костной ткани 4 года. На представ-

ленных слайдах можно отметить выраженное различие материала имплантата с контрольным винтом: более сглаженная поверхность имплантата (рис. 11), трещины в материале (рис. 12-14). Данные изменения можно трактовать как признаки деградации материала имплантата, при этом макроскопически винт выглядит практически без изменений (рис. 15).

Таким образом, в результате нашего небольшого исследования можно сделать определенные выводы. Нам удалось исследовать имплантаты из полимолочной кислоты, которые находились в кости *in vivo* в течение одного, двух и четырех лет. Фиксаторы пре-

терпевают выраженные изменения на ультразвуковом уровне, что выражается в изменении рельефа поверхности материала в ранние сроки и появлении глубоких трещин на поверхности в более поздние. Данные признаки свидетельствуют о биологической активности имплантатов в течение всего времени нахождения в живой костной ткани, при этом макроскопически они не изменились. Данные факты должны убедить хирургов во взвешенном подходе при выборе имплантатов из композитных материалов. Вопрос выбора идеального фиксатора, с точки зрения его материала, остается открытым.

Литература

1. Иванов В.А., Чемирис А.И. Диагностика и лечение свежих повреждений сумочно - связочного аппарата коленного сустава // Комплексное лечение больных с повреждениями и заболеваниями костей, суставов и полостных органов. Алма-Ата, 1987. С.50-53.
2. Никитин В.В. Клиника и хирургическая тактика при повреждениях капсульно-связочного аппарата коленного сустава. Автореф. дисс. ... д-ра мед. наук.- Уфа, 1985.- 32 с.
3. Королев А.В. Комплексное восстановительное лечение пациентов с повреждениями менисков и связок коленного сустава с использованием артроскопических методик: Дисс. ... д-ра мед. наук. М., 2004. 364 с.
4. Лазко Ф.Л., Абдулхабирова М.А., Калашников С.А. Применение рассасывающегося интерферентного винта при пластике передней крестообразной связки коленного сустава. // Сборник материалов Третьего Конгресса Российского Артроскопического Общества. Москва, 1999, с.36.
5. Лазишвили Г.Д., Кузьменко В.В., Гиршин В.Э., Дубров В.Э., Гришин С.М., Новиков О.Е. Артроскопическая реконструкция передней крестообразной связки коленного сустава // Вестник травматологии и ортопедии им. Приорова Н.Н.- 1997. № 1. С. 23-27.
6. Лазишвили Г.Д., Гиршин С.Г., Дубров В.Э., Лишанский А.Д. Анализ ошибок и осложнений при артроскопической реконструкции передней крестообразной связки коленного сустава // Тезисы научно-практической конференции, посвященной 45 летию клиники спортивной и балетной травмы «Современные проблемы спортивной травматологии и ортопедии», 1997, М., С.109-110.

7. Achtnich A, Forkel P, Metzloff S, Zantop T, Petersen W. Degradation of poly-D-L-lactide (PDLLA) interference screws (Megafix ®). Arch Orthop Trauma Surg. 2014 Aug;134(8):1147-53. Doi. 10.1007/s00402-014-2013-9. Epub 2014 Jun 5.
8. Alejandro Espejo-Baena, Alejandro Espejo-Reina, Anatomic Outside-In Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using a Suspension Device for Femoral Fixation. Arthrosc Tech. 2014 Apr; 3(2): e265-e269.
9. Andersson C., Gillquist J. Treatment of acute isolated and combined ruptures of the anterior cruciate ligament: A long term follow-up study. // Am. J. Sports Med. 1992. 20, p.7-12.
10. Bach FD1, Carlier RY, Elis JB, Mompont DM, Feydy A, Judet O, Beaufils P, Vallée C. Anterior cruciate ligament reconstruction with bioabsorbable polyglycolic acid interference screws: MR imaging follow-up. Radiology. 2002 Nov;225(2):541-50.
11. Barber F.A., Elrod B.F., McGuire D.A., Paulos L.E., Preliminary results of an absorbable interference screw. Arthroscopy. 1995 Oct;11(5):537-48.
12. Bergsma E., Bruijn W., Rozema F., Bos R., Boering G. Late degradation tissue response to poly(L-lactide) bone plates and screws. Biomaterials 1995; 16 : 25-31.
13. Bigony L. Arthroscopic surgery: a historical perspective. Orthop Nurs. 2008;27(6):349-54. quiz 355-6.
14. Böstman O, Partio E, Hirvensalo E, Rokkanen P. Foreign-body reactions to polyglycolide screws. Acta Orthop Scand, 63: 173-176, 1992b.
15. Böstman O, Partio E, Vasenius J, Manninen M, Rokkanen P. Degradation and tissue replacement of an absorbable polyglycolide screw in the

fixation of rabbit femoral osteotomies. *J Bone Joint Surg*, 74A: 1021–1031, 1992a.

16. Böstman O., Pihlakamäki H. Late foreign-body reaction to an intraosseous bioabsorbable polylactide acid screw. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80 : 1791-1794.

17. Bourke HE1, Salmon LJ, Waller A, Winalski CS, Williams HA, Linklater JM, Vasanthi A, Roe JP, Pinczewski LA. Randomized controlled trial of osteoconductive fixation screws for anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of the Calaxo and Milagro screws. *Arthroscopy*. 2013 Jan;29(1):74-82. doi: 10.1016/j.arthro.2012.10.021.

18. Brown C.H., Hecker A.T., Hipp J.A., Myers E.R., Hayes W.C. The biomechanics of interference screw fixation of patellar tendon anterior cruciate ligament grafts. *Am J Sports Med*. 1993 Nov-Dec;21(6):880-6.

19. Bruce D. Beynnon, Benjamin S. Uh, Robert J. Johnson, Joseph A. Abate, Claude E. Nichols, Braden C. Fleming, A. Robin Poole, Harald Roos. Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction A Prospective, Randomized, Double-Blind Comparison of Programs Administered Over 2 Different Time Intervals. *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 33, No. 3, 2005.

20. Chang SK, Egami DK, ShaiebMD, Kan DM, Richardson AB. Anterior cruciate ligament reconstruction: allograft versus autograft. *Arthroscopy*. 2003 May-Jun;19(5):453-62. Review.

21. Colombet P., Robinson J., Jambou S., Alard M., Bousquet V., De Lavigne C. Two-bundle, four-tunnel anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005 Dec ;9: 1-8.

22. Christel P, Chabot IF, Leary JC, Morin C, Vert M. Biodegradable composites for internal fixation. *Biomaterials* p. 271, Ed. Winter GD, Gibbon DF, Plenk H, Wiley, New York, 1982.

23. Cutright DE, Hunsuck EE, Beasley JD. Fracture reduction using biodegradable material, polylactic acid. *J Oral Surg*, 29: 393–397, 1971.

24. Daniels A.U., Melissa K. O. Chang, and Kirk P. Andriano Mechanical Properties of Biodegradable Polymers and Composites Proposed for Internal Fixation of Bone. *Journal of Applied Biomaterials*, Vol. 1, 57-78(1990).

25. Eling B, Gogolewski S, Pennings AJ. Biodegradable materials of poly(l-lactic acid): 1. Melt-spun and solution spun fibers. *Polymer*, 23: 1587–1593, 1982.

26. Ferretti A, Conteduca F, Morelli F, Masi V. Regeneration of the semitendinosus tendon after its use in anterior cruciate ligament reconstruction: a histologic study of three cases. *Am J Sports Med*. 2002 Mar-Apr;30(2):204-7.

27. Franco MG1, Bach BR Jr, Bush-Joseph CA. Intraarticular placement of Kurosaka interference screws. *Arthroscopy*. 1994 Aug;10(4):412-7.

28. Hoffmann R, Krettek C, Haas N, Tscheme H. Die distale Radiusfraktur. Frakturstab erung mit biodegradablen Osteosynthese-Stiften. Experimentelle Untersuchungen und erste klinische Erfahrungen. *Unfallchirurg* 1989; 92 (9): 430-4.

29. Hollinger JO, Battistone GC. Biodegradable bone repair materials. Synthetic polymers and ceramics. *Clin Orthop Relat Res*. 1986 Jun;(207):290-305.

30. Johnson L. Comparison of bioabsorbable and metal interference screw in anterior cruciate ligament reconstruction – a clinical trail. *Proc AAOSM* 1995, Orlando, FL.

31. Jukkala-Partio K, Laitinen O, Vasenius J, Partio EK, Toivonen T, Tervahartiala P, Kinnunen J, Rokkanen P. Healing of subcapital femoral osteotomies fixed with self-reinforced poly-L-lactide screws. An experimental long-term study in sheep. *Arch Orthop Trauma Surg*, 122: 360–364, 2002.

32. Kilpikari J, Törmälä P. Biodegradable polymers for orthopaedic surgery. *Trans. 9th Ann. Meeting Soc Biomater*. VI, p.83, Birmingham, USA, 1983.

33. Kulkarni RK, Moore EG, Hegyeli AF, Leonard F. Biodegradable poly (l-lactic acid) polymers. *J Biomed Mater Res*. 1971 May;5(3):169-81.

34. Nordström P, Pihlajamäki H, Toivonen T, Törmälä P, Rokkanen P. Tissue response to polyglycolide and polylevolactide pins in osteotomized cancellous bone. *Clin Orthop*, 382: 247–257, 2001.

35. Pertti T. Bioabsorbable implants in knee surgery. *Academic dissertation*. Helsinki, 2004. p.60.

36. Rhee PC, Dahm DL, Stuart MJ, Thoreson A, An KN, Levy BA Delta screw versus RetroScrew tibial fixation for ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011 Dec; 19 Suppl 1():S94-100.

37. Rokkanen P, Böstman O, Vainionpää S, Vihtonen K, Törmälä P, Laiho J, Kilpikari J, Tamminmäki Biodegradable implants in fracture fixation: early results of treatment of fractures of the ankle. *M. Lancet*. 1985 Jun 22;1(8443):1422-4.

38. Rokkanen P, Böstman O, Vainionpää S, Mäkelä EA, Hirvensalo E, Partio EK, Vihtonen K, Pätälä H, Törmälä P. Absorbable devices in the fixation of fractures. *J Trauma*, 40: 123–127, 1996.

39. Santavirta S, Konttinen YT, Saito T, Grönlund M, Partio E, Kempainen P, Rokkanen P. Immune response to polyglycolic acid implants. *J Bone Joint Surg*, 72B: 597–600, 1990.

40. Schmitt, E. E. and R. A. Polistina. 1967. U.S. Patent 3,297,033.

41. Stener S, Ejerhed L, Sernert N, Laxdal G,

Rostgerd-Christensen L, Kartus J Am J Sports Med. 2010 Aug; 38(8):1598-605.

42. Törmälä P, Pohjonen T, Rokkanen P. Bioabsorbable polymers: materials technology and surgical applications. Proc Instn Mech Engrs, 212: 101–111, 1998.

43. Törmälä P, Vainionpää S, Kilpikari J, Rokkanen P. The effects of fiber reinforcement and gold plating on the flexural and tensile strength of PGA/PLA copolymer materials in vitro. Biomateri-

als, 8: 42, 1987.

44. Vainionpää S, Kilpikari J, Laiho J, Helevirta P, Rokkanen P, Törmälä P. Strength and strength retention in vitro, of absorbable, self-reinforced polyglycolide (PGA) rods for fracture fixation. Biomaterials, 8: 46, 1987.

45. Vert M., Christel P., Chabot F., Leray J. Bioresorbable plastic materials for bone surgery. In: Hastings GW, Ducheyne P, eds. Macromolecular biomaterials. Boca Raton, FL: CRC, 1984; 120-142.

Информация об авторах

Джамбинова Екатерина Александровна – клинический ординатор кафедры травматологии и ортопедии РУДН.

Звездкина Елена Александровна – ассистент кафедры лучевой диагностики Института Последипломного Образования ФМБА России, врач-рентгенолог ФНКЦ ФМБА России, к.м.н.

*Ахпашев Александр Анатольевич - врач травматолог-ортопед отделения травматологии и ортопедии ФНКЦ ФМБА России, доцент кафедры травматологии, ортопедии и артрологии ФПК МР РУДН, к.м.н.
Тел.: +79255448851. E-mail: akhpashev@yandex.ru*

Канаев Алексей Семенович – заведующий кафедрой травматологии, ортопедии и артрологии ФПК МР РУДН, д.м.н.