

АНАЛІЗ ПОКАЗНИКІВ КІЛЬКІСНОЇ ТА ЯКІСНОЇ ОЦІНКИ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ВІДРОСТКА, ОТРИМАНИХ ЗА ДОПОМОГОЮ РІЗНИХ МЕТОДІВ РЕНТГЕНДІАГНОСТИКИ

М.Ю. Солонько

Львівський національний медичний університет
ім. Данила Галицького

Центр стоматологічної імплантації та протезування «ММ»

Резюме. *Визначення співвідношення між стабільністю імплантату, отриманою при його встановленні, та визначеною на дохірургічному етапі щільністю кісткової тканини може оптимізувати план лікування.*

Ключові слова: *рентгендіагностика, імплант, кісткова тканина.*

АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ И КАЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ КОСТНОЙ ТКАНИ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ОТРОСТКА, ПОЛУЧЕННЫХ ПРИ ПОМОЩИ РАЗНЫХ МЕТОДОВ РЕНТГЕНДИАГНОСТИКИ

М. Солонько

Резюме

Определение соотношения между стабильностью имплантата, полученной при его установке, и определенной на дохирургическом этапе плотностью костной ткани может оптимизировать план лечения.

Ключевые слова: рентгендиагностика, имплант, костная ткань.

ANALYSIS OF QUANTITATIVE AND QUALITATIVE CHARACTERISTICS OF ALVEOLAR RIDGE USING VARIOUS DENTAL IMAGING TECHNIQUES

М. Solon'ko

Summary

Establishing relationship between biomechanically determined primary implant stability during its insertion and presurgical measurement of bone density can optimize the treatment plan.

Key words: X-ray diagnostics, implants, bone tissue.

ВСТУП

Довготривалий досвід використання остеоінтегрованих денціальних імплантатів для ортопедичної реабілітації беззубих пацієнтів показав, що високого рівня успішності методики можна досягнути при забезпеченні певних умов (Esposito M. та співавт., 1998). Найважливішою з цих умов є досягнення та утримання стабільності імплантату в кістковій тканині щелепи. Імплантати, що мають різну форму та встановлюються в кістки різної якості, досягають різної первинної фіксації, і власне ступінь цієї фіксації, згідно з результатами клінічних спостережень, визначає їх майбутню клінічну ефективність. Це пов'язано з наявністю взаємозв'язку між щільністю (якістю) кістки, довжиною імплантату та частотою втрати (десінтеграції) імплантатів (Senerby and Roos, 1998). Jaffin і Berman, 1991, а також Hertzmann і співавт., 2005, указували на те, що недостатня кількість і в більшій мірі якість кісткової тканини – це основні фактори ризику втрати денціальних імплантатів. Окрім того, нещодавні клінічні дослідження показали можливість негайного/раннього навантаження із прогнозованим результатом за умови дотримання певних умов, а саме щільності кісткової тканини та достатньої первинної фіксації імплантатів (Branemark і співавт., 1999; Ericsson і співавт., 2000).

Установлення взаємозв'язку між біомеханічно визначеною первинною стабільністю імплантатів на момент їх встановлення та дохірургічне вимірювання щільності кісткової тканини можуть сприяти оптимізації планування лікування (Molly L., 2006). Зокрема, це дозволить адаптувати хірургічну техніку, протоколи навантаження, а також форму й параметри поверхні імплантатів (Molly L., 2006).

Необхідно чітко диференціювати такі показники, як щільність та якість кістки. Поняття якості кісткової тканини включає такі фактори, як кістковий метаболізм, процеси клітинного обміну, мінералізацію, процеси клітинного дозрівання, міжклітинний матрикс, васкуляризацію тощо. При цьому щільність кістки – це лише один з багатьох параметрів якості кістки (Molly L., 2006).

Щільність кістки (bone density) – це кількість мінеральних речовин на одиницю площі (см²) кісткової тканини (PubMed MeSH Terms, 1990).

До основних методів вимірювання щільності кісткової тканини відносять рентгенівську абсорбціометрію, томографію, рентгенівську комп'ютерну та мікрокомп'ютерну томографію.

Золотим стандартом визначення щільності кісткової тканини є гістоморфометрична оцінка біоптатів, забраних під час оперативного втручання. Одним з найбільш поширених методів визначення щільності є її суб'єктивна оцінка хірургом під час формування ложа для імплантату. Trisi & Rao, 1999, співставляли цей показник з гістоморфометричною щільністю і виявили, що хірург здатен диференціювати лише «дуже щільну» та «дуже пористу» кістку, не визначаючи при цьому проміжних типів.

Лауреат Нобелівської премії Hounsfield, 1980, описав методику оцінки щільності кісткової тканини за умовною шкалою Хаунсфілда. Показник щільності Хаунсфілда оцінюється на основі даних комп'ютерної томографії і характеризує відносну

щільність речовини. Кожному вокселю комп'ютерної томограми присвоюється значення від -1000 до +1000. Значення 0 відповідає щільності води, +40 – м'язовій тканині, -1000 – воді, від +50 до +2500 – кістковій тканині.

У сучасній імплантологічній практиці найбільш поширеними методами визначення щільності кісткової тканини є периапікальна та панорамна рентгенографія, спіральна комп'ютерна томографія, конусно-променева комп'ютерна томографія, а також метод суб'єктивної оцінки щільності хірургом при формуванні ложа для імплантату.

Згідно із проведеними дослідженнями визначається висока кореляція між показниками щільності кістки, отриманими за допомогою конусної та спіральної КТ (Arapogachkul et al., 2005). Показники конусної КТ дещо вищі, ніж спіральної, що, безумовно, треба враховувати при плануванні імплантації (Molly, 2006).

Як спіральна, так і конусно-променева комп'ютерна томографія може виконуватись у різних режимах, з використанням різних показників вольтажу та амперажу. У

літературі немає чітких даних про денситометричні показники, визначені при проведенні комп'ютерної томографії в різних режимах.

Тому метою нашого дослідження було встановити в умовах *in vitro* взаємозв'язок між денситометричними показниками кісткової тканини, визначеними при проведенні спіральної комп'ютерної томографії, та конусно-променевої комп'ютерної томографії в різних режимах (різні значення вольтажу та амперажу), а також оцінити достовірність лінійних вимірювань при використанні різних методів рентгендіагностики.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Дослідження проводилось в умовах *in vitro* на телячому ребрі довжиною 16 см і висотою 2 см (рис. 1). За допомогою осцилюючої пили «Nouvag» ребро було розділено на шість фрагментів (рис. 2, 3). З метою створення орієнтирів для подальших вимірювань у кортикальній пластинці кожного фрагменту алмазним турбінним бором створено шість надрізів (рис. 3).

Рентгенологічне дослідження кожного фрагменту проведено з використанням трьох методів рентгендіагностики:

- прицільної рентгенографії (апарат KaVo Gendex) (рис. 4-а);
- спіральної комп'ютерної томографії (двозрізовий спіральний комп'ютерний томограф «General Electric CT/e Dual») (рис. 4-б);
- конусно-променевої комп'ютерної томографії (конусно-променевий комп'ютерний томограф «Morita Accuatom F17») (рис. 4-в).

Комп'ютерно-томографічне дослідження проводилось у різних режимах (табл. 1).

Для прецизійного вимірювання реальних розмірів досліджуваних фрагментів їх мікроскопічне дослідження проводили у світловому мікроскопі МБС-10 (збільшення Ч4–48) з отриманням мікрофотограм, при цьому для вимірювань використовувалась мікрометрична шкала ОМП з точністю поділок 0,01 мм (рис. 5). При вимірюванні оцінювали довжину фрагменту (L), ширину (W1, W2) та товщину кортикальної пластинки.

Таблиця 1

Режими конусно-променевої та спіральної комп'ютерної томографії, в яких проводилось рентгенологічне дослідження фрагментів ребра

Метод дослідження	Напруга, (кВ)	Сила струму, (мА)
Конусно-променева КТ	70	5 мА
Конусно-променева КТ	80	5 мА
Конусно-променева КТ	90	3 мА
Конусно-променева КТ	90	5 мА
Спіральна КТ	120	80 мА
Спіральна КТ	120	60 мА



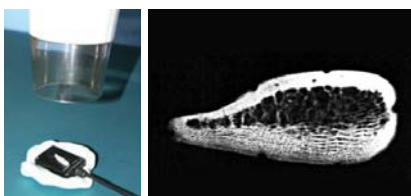
Рис. 1. Теляче ребро довжиною ~16 см і висотою ~2 см.



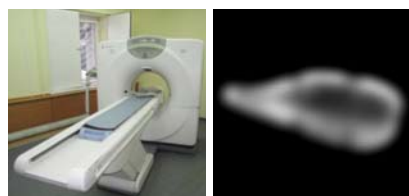
Рис. 2. Використання осцилюючої пили для розділення ребра на фрагменти.



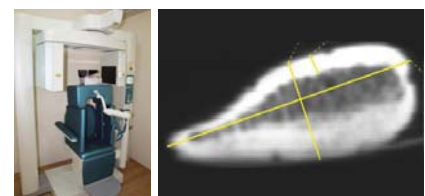
Рис.3. Фрагмент ребра з маркерними надпилами.



а



б



в

Рис. 4. Рентгенологічне дослідження фрагментів ребра:

а) прицільна рентгенографія; б) спіральна комп'ютерна томографія; в) конусно-променева комп'ютерна томографія.

Вимірювання аналогічних лінійних параметрів досліджуваних фрагментів на рентгенологічних зображеннях проводилось у відповідному програмному забезпеченні: VixWin (прицільна рентгенографія); SimPlant 11.0 (спіральна комп'ютерна томографія); iDixel 1.8 (конусно-променева комп'ютерна томографія) (рис. 6). Отримані розміри співставляли з реальними розмірами досліджуваних фрагментів, отриманих за допомогою методу мікроскопії та мікрометричної шкали.

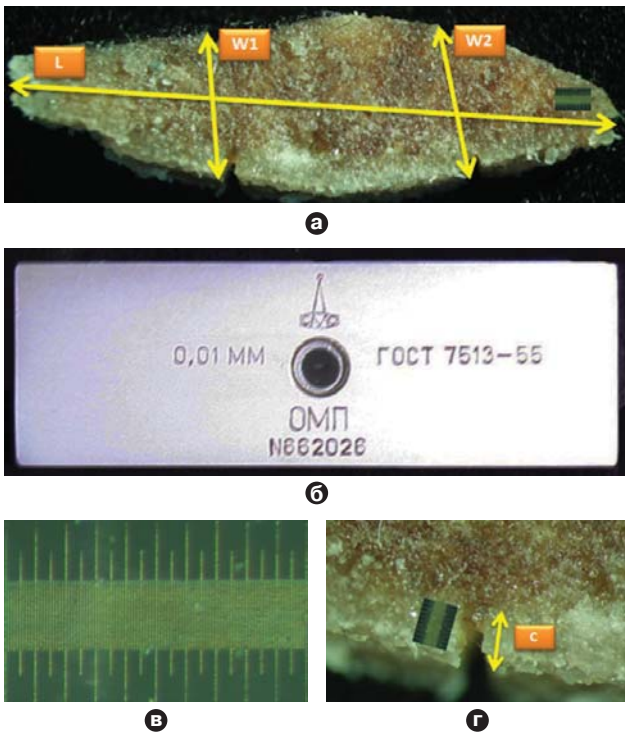


Рис. 5. Мікроскопічне дослідження фрагментів ребра: а) схематичне нанесення вимірюваних параметрів; б) мікрометрична шкала – загальний вигляд; в) мікрометрична шкала – мікроскопічне зображення; г) вимірювання товщини кортикальної пластинки за допомогою мікрометричної шкали у програмному забезпеченні Adobe Photoshop CS3.

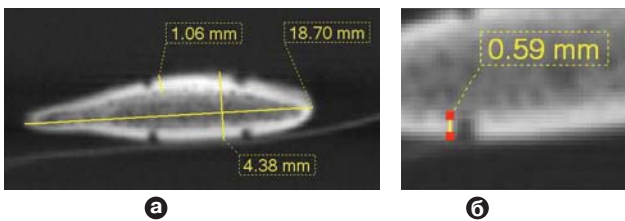


Рис. 6. Вимірювання лінійних розмірів – L, W1, W2 (а) та товщини кортикальної пластинки С (б) на конусно-променевої комп'ютерній томограмі з використанням програмного забезпечення iDixel 2.0.

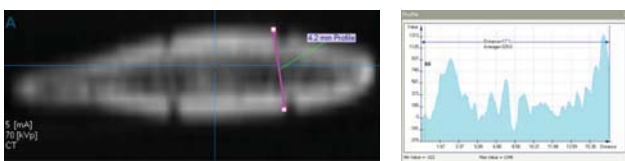


Рис. 7. Оцінка щільності кісткової тканини за допомогою інструменту «Profile Line» у програмному забезпеченні OnDemand.

Кількісну денситометрію (оцінку щільності кісткової тканини) проводили у програмному забезпеченні OnDemand за допомогою інструмента «Profile Line». Прицільна лінія, яка використовувалась для маркування зони вимірювання щільності кісткової тканини, проводилась по маркерних надрізах, тобто в тих ділянках, де проводили лінійні вимірювання (рис. 7).

Співставлялись показники щільності, отримані при комп'ютерно-томографічному обстеженні в різних режимах.

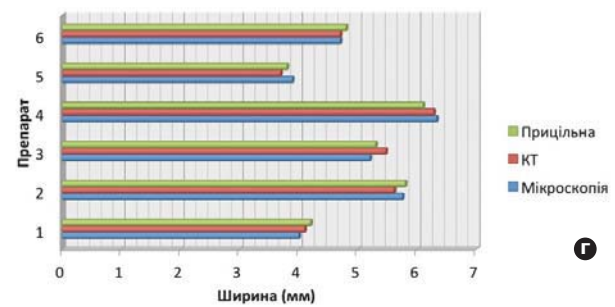
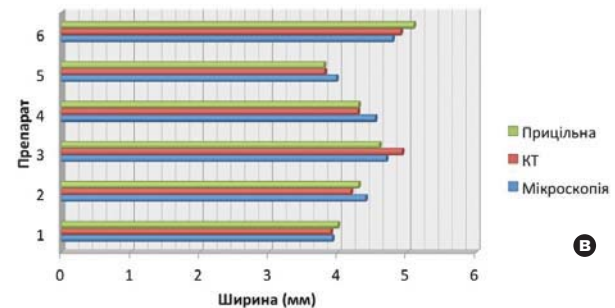
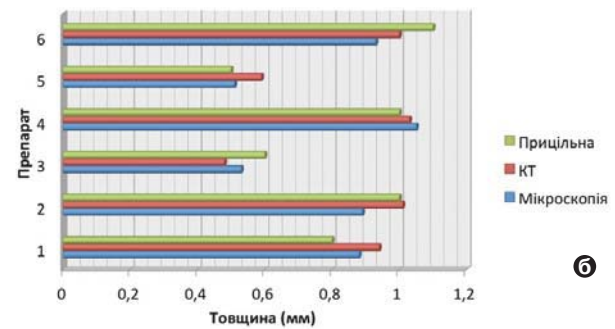
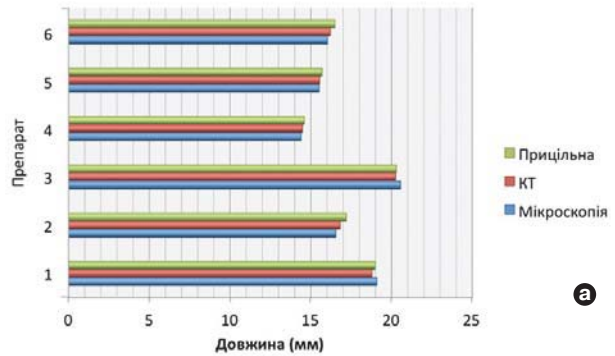


Рис. 8. Показники лінійних вимірювань 6-ти досліджуваних фрагментів (а – довжина L; б – товщина кортикальної пластинки С; в – ширина W1; г – ширина W2).

Показники лінійних вимірювань 6-ти досліджуваних фрагментів

Вид дослідження	L	W1	W2	C
Препарат № 1				
КТ	18,80	3,90	4,10	0,94
Мікроскопія	19,09	3,92	4,00	0,88
Прицільна	19,00	4,00	4,20	0,80
Препарат № 2				
КТ	16,82	4,19	5,61	1,01
Мікроскопія	16,55	4,40	5,75	0,89
Прицільна	17,2	4,3	5,8	1,0
Препарат № 3				
КТ	20,25	4,93	5,47	0,48
Мікроскопія	20,56	4,70	5,20	0,53
Прицільна	20,30	4,60	5,30	0,60
Препарат № 4				
КТ	14,49	4,29	6,28	1,03
Мікроскопія	14,40	4,54	6,33	1,05
Прицільна	14,60	4,30	6,10	1,00
Препарат № 5				
КТ	15,55	3,81	3,69	0,59
Мікроскопія	15,52	3,98	3,89	0,51
Прицільна	15,70	3,80	3,80	0,50
Препарат № 6				
КТ	16,21	4,91	4,70	1,00
Мікроскопія	16,04	4,79	4,70	0,93
Прицільна	16,50	5,10	4,80	1,10

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Показники лінійних вимірювань представлені в табл. 2 та на рис. 8.

При порівнянні показників лінійних вимірювань було виявлено, що середня похибка вимірювань лінійних розмірів на прицільній рентгенографії становила 0,14 мм, а на комп'ютерній томографії – 0,17 мм.

Однак, незважаючи на високу точність лінійних вимірювань на прицільних рентгенограмах, слід зазначити, що така точність можлива лише за умов чітко паралельного розміщення об'єкта дослідження та датчика, а також проходження пучка рентгенівського випромінювання під кутом 90 градусів до датчика, що було відтворено в експерименті, однак практично неможливо у клінічній практиці. Крім того, використання прицільної рентгенографії для оцінки трансвер-

зальних розмірів альвеолярного гребеня, які мають найбільше значення при плануванні дентальної імплантації, неможливе.

Показники кількісної денситометрії представлені в табл. 3 та на рис. 9.

Якщо казати про кількісну денситометрію, не було виявлено відповідності між показниками кількісної денситометрії, визначеними при проведенні конусно-променевої комп'ютерної томографії в різних режимах, і спіральної комп'ютерної томографії, причому найбільша різниця була виявлена при застосуванні різних режимів конусно-променевої томографії.

ВИСНОВКИ

Конусно-променеву та спіральну комп'ютерну томографію можна використовувати для оцінки лінійних розмірів кісткової тканини.

Показники кількісної денситометрії 6-ти досліджуваних фрагментів

Препарат Режим	1	2	3	4	5	6
СВ 70×5	557	784	106	712	420	852
СВ 80×5	605	844	114	731	439	842
СВ 90×3	652	880	147	824	460	878
СВ 90×5	1151	1207	489	1050	959	1253
Spiral 80×120	63	270	-55	216	66	119
Spiral 60×120	13	196	-181	108	-5	81

Точність лінійних вимірювань, проведених за допомогою прицільної рентгенографії, корелює з іншими методами, однак у клінічній практиці ця точність можлива лише за умови мінімальної відстані між об'єктом вимірювання та датчиком, а також перпендикулярного положення рентгеновської трубки відносно об'єкта та датчика; окрім того, виконання прицільної рентгенографії для оцінки поперечних параметрів (вестибуло-оральної ширини, товщини кортикальної пластинки) альвеолярного відростка неможливе.

Використання конусно-променевої комп'ютерної томографії для визначення абсолютних денситометричних показників неможливе; при використанні цього методу можна провести тільки відносну оцінку щільності з використанням об'єктів із заздалегідь відомою рентгенологічною щільністю.

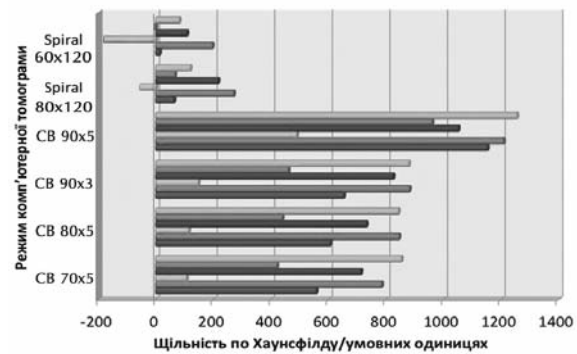
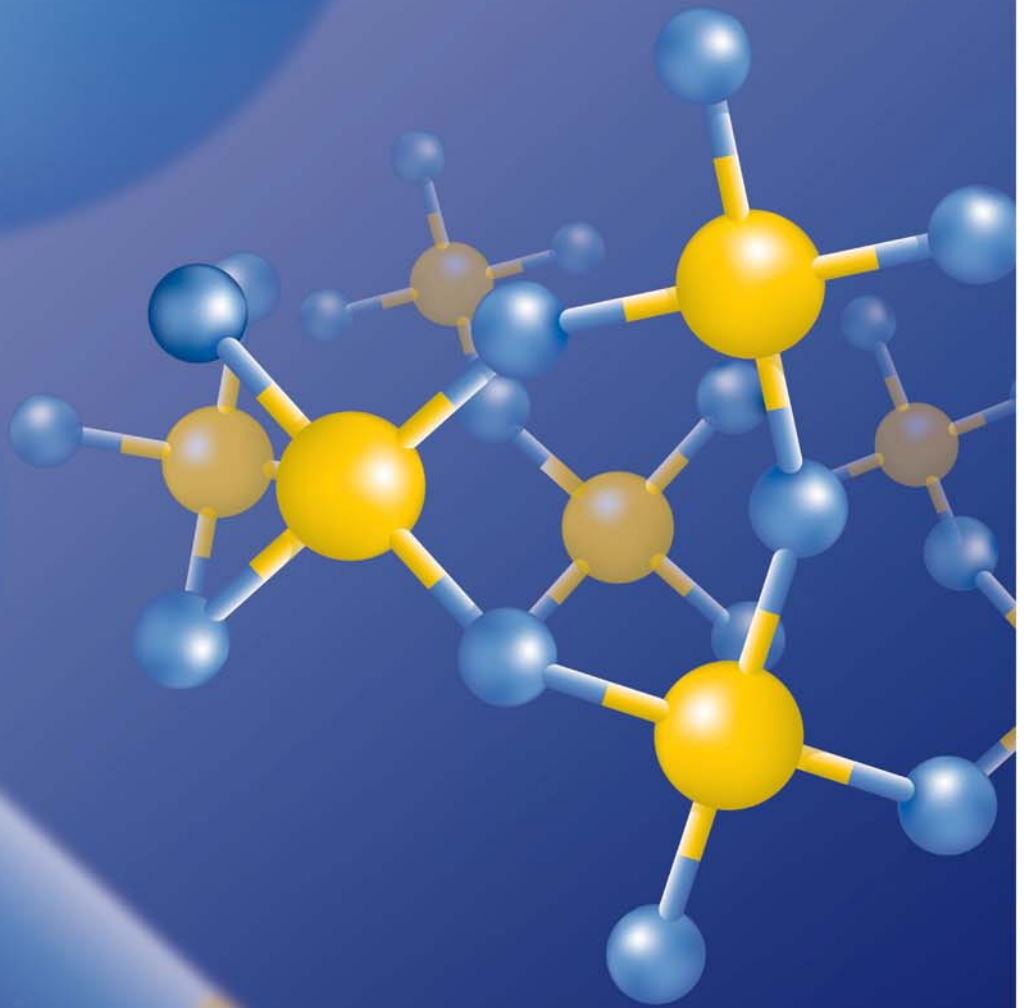


Рис. 9. Діаграма показників кількісної денситометрії 6-ти досліджуваних фрагментів.

ЛИТЕРАТУРА

- Schwarz M.S., Rothman S.L., Rhodes M.L., Chafetz N. Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 1987. – V. 2, № 3. – P. 137–41.
- Schwarz M.S., Rothman S.L., Rhodes M.L., Chafetz N. Computed tomography: Part II. Preoperative assessment of the maxilla for endosseous implant surgery // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 1987. – V. 2, № 3. – P. 143–8.
- Esposito M., Hirsch J.M., Lekholm U., Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. I. Success criteria and epidemiology // Eur. J. Oral Sci. – 1998. – № 106. – P. 721–764.
- Sennerby L., Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants. A review of the literature // Int. J. Prosthodont. – 1998. – № 11. – P. 408–420.
- Brenemark P.I., Engstrand P., Цірнелл L.O., Grøndahl K., Nilsson P., Hagberg K. et al. Brenemark Novum: A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study // Clin. Implant Dent. Relat. Res. – 1999. – № 1. – P. 2–16.
- Ericsson I., Randow K., Nilner C., Pettersson A. Early functional loading of of Brenemark dental implants: A 5-year follow-up study // Clin. Implant Dent. Relat. Res. – 2000. – № 2. – P. 70–77.
- Meredith N., Shagaldi F., Alleyne D., Sennerby L. and Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia // Clin. Oral Implants Res. – 1997. – № 8. – P. 234–243.
- Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy // Clin. Oral Imp. Res., 17 (Suppl. 2), 2006; 124–135.
- Jaffin R.A. & Berman C.L. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis // Journal of Periodontology. – 1991, 62: 2–4.
- Herrmann I., Lekholm U., Holm S. & Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures // Int. J. of Oral & Maxillofacial. Implants. – 2005. – 20: 220–230.
- Misch C.E. Contemporary implant dentistry. 2nd ed. – St. Louis: Mosby, 1999. – 684 p.
- Lekholm U., Zarb G.A. Patient selection and preparation. In: Bronemark P.-S.,

- Zarb G.A., Albrektsson T. (eds). Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence, 1985: 199–209.
- Hutton J.E., Heath M.R., Chai J.Y., Harnett J., Jemt T., Johns R.B. et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 1995. – V. 10, № 1. – P. 33–42.
- Esposito M., Hirsch J.M., Lekholm U., Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis // Eur. J. Oral Sci. – 1998. – V. 106, № 3. – P. 721–64.
- Engquist B., Bergendal T., Kallus T., Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 1988. – V. 3, № 2. – P. 129–34.
- Jaffin R.A., Berman C.L. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis // J. Periodontol. – 1991. – V. 62, № 1. – P. 2–4.
- Jemt T., Book K., Linden B., Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 1992. – V. 7, № 2. – P. 162–7.
- Norton M.R., Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan // Clin. Oral Implants Res. – 2001. – V. 12, № 1. – P. 79–84.
- Misch C.E. (1993) Density of bone: effect on treatment planning, surgical approach and healing. In: Misch C.E., ed. Contemporary Implant Dentistry, 469–485. – St Louis: Mosby Inc.
- Friberg B., Sennerby L., Roos J., Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens // Clin. Oral Implants Res. – 1995. – V. 6, № 4. – P. 213–9.
- Stoppie N., Pattijn V., Van Cleynenbreugel T., Wevers M., Van der Sloten J., Ignace N. Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone // Clin. Oral Implants Res. – 2006. – V. 17, № 2. – P. 124–33.
- St.-Onge M.P., Wang J., Shen W., Wang Z., Allison D.B., Heshka S. et al. Dual-energy x-ray absorptiometry-measured lean soft tissue mass: differing relation to body cell mass across the adult life span // J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci. – 2004. – V. 59, № 8. – P. 796–800.



ДВОЙНОЙ. УНИВЕРСАЛЬНЫЙ. НАДЕЖНЫЙ.

- Затвердевает самостоятельно в участках, куда не проник свет от лампы
- Протравливает эмаль и дентин не хуже геля-протравки
- 100% совместим с любыми композитами и компомерами (свет, химия, двойное отверждение)



Официальные дистрибьюторы в Украине:
Дентал депо Запорожье · Медсервис · Меридиан ·
Оксамат-Дент · Оксия · Стамил · Укрмед · Усмішка

Futurabond DC

Выпускается, в том
числе и в *Унидозах!*

