



Імплантологія Пародонтологія Остеологія

НАУКОВО-ПРАКТИЧНИЙ ЖУРНАЛ

№2 (10) 2008

Фізіодиспенсери Огляд ринку України

ТРЕТІЙ УКРАЇНСЬКИЙ
МІЖНАРОДНИЙ КОНГРЕС



15-17 ТРАВНЯ 2008 РОКУ, КИЇВ

ISSN 1992-4488





Ісарик Сергій¹, Славомір Меховіч²

¹Клініка стоматологічної імплантології, лікар-стоматолог, м. Бидгощ, Польща

²Політехнічний інститут, каф. конструкцій машин, к.техн.н., м. Жешув, Польща

S. Isaryk, S. Mechovich

Нові технології прискореного прототипування для створення медичних моделей в імплантологічній стоматології

Applying of New Rapid Prototyping Techniques for Creating Dental Casts Being Used in Implantology Preliminary Report

У статті розглядаються нові можливості створення тривимірних медичних моделей за допомогою вибраних технологій прискореного прототипування (RP). Одним з методів аквізиції даних, який дозволяє створювати тривимірне зображення досліджуваного об'єкта з відповідною точністю є комп'ютерна томографія (КТ). Представлені можливості застосування різних технологій RP у створенні медичних моделей для імплантологічної стоматології. Для проведення аналізу застосовувались технології SL, FDM, 3DP, POLYJET. Описані також обмеження певних технологій. За критеріями точності зображення стереолітографія (SL) найбільш відповідна технологія для медичного моделювання, але з досить високою вартістю. Щодо вартості оптимальним є метод 3DP, однак недоліком методу – неможливість відтворення та візуалізації внутрішніх структур досліджуваного об'єкта. За типом матеріалу, його фізичними властивостями та біосумісністю найкращою віднісною є технологія FDM. Недоліком цього методу є висока вартість виготовлення моделі. З точки зору вартості продукції та функціональності моделі, POLYJET є одним з найкращих методів для медичного моделювання. При підготовці та аналізі цифрових моделей використовували програму 3D-DOCTOR фірми «Able Software Corp» (США).

Резюме

Summary

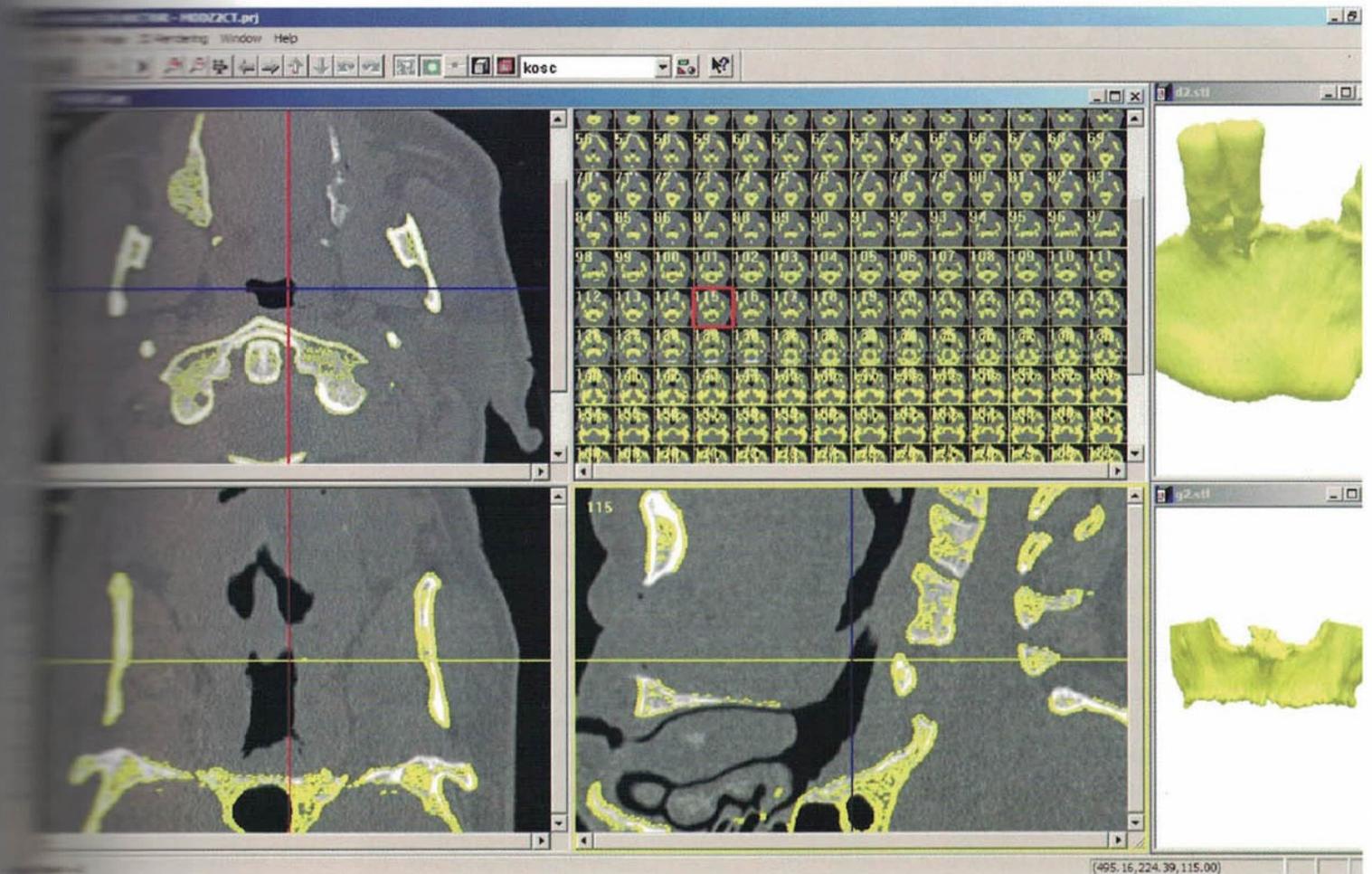
The article presents new possibilities of creating three-dimensional medical casts by applying specific rapid prototyping techniques (RP). One of the methods which allows to produce three-dimensional, precise picture of analysed object is computer tomography (CT). In the following article possibilities of creating dental casts for implantological purposes by applying different RP techniques are described taking into consideration sophistication of the casted material which has been used. For the research following techniques: SL, FDM, 3DP, POLYJET. On account of analyzed criteria restriction of each method are described. Taking into consideration precision of the cast, stereolithography seems to be the best method. 3DP method is the most cost-effective method. For the sake of material the best method is FDM. Because of cost and functionality of the model POLYJET could be right method in medical procedures (oral implantology). To prepare and analyze models was used 3D Doctor program Able Software Corp.

Ключові слова

тривимірні медичні моделі, швидке прототипування, стоматологічна імплантологія, методи SL, FDM, 3DP, POLYJET

Key words

three-dimensional medical casts, rapid prototyping techniques, oral implantology, SL, FDM, 3DP, POLYJET methods



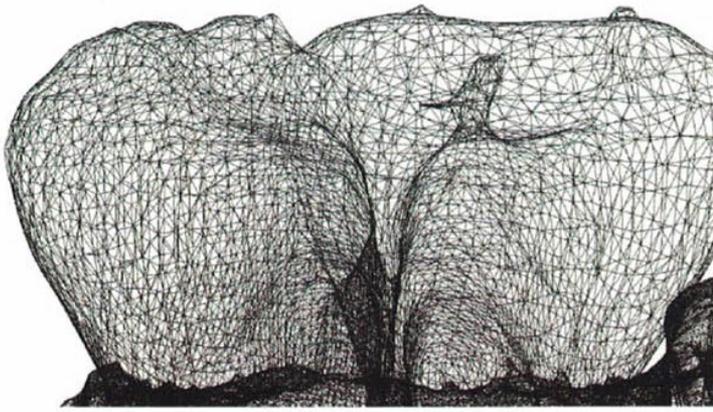
Збірник зображень «КТ» у форматі «DICOM» з виділеними контурами об'єктів (кісток) – («Able Soft. Corp» «3D-DOCTOR»).

Вступ

Прискорений прогрес в конструюванні приладів медичної діагностики, розвитку методів цифрового збирання даних та методів створення зразків, відкривають нові можливості застосування медичних моделей. Стало можливим виготовлення складної фізичної тривимірної моделі на основі даних, отриманих під час проведення радіографічних досліджень [1,2,4,5]. Отриманий об'єкт називають медичною моделлю. В імплантології стоматології, або іншими словами в імплантопротезуванні, поняття «медичної моделі» охоплює модель верхньої або нижньої щелепи пацієнта, або її фрагментів, вибраних лікарем-стоматологом відповідно до запланованої процедури виготовлення хірургічного шаблону або шаблону для протезування, а також симуляції процедури імплантації. Слід звернути увагу на відмінність вимог, що висуваються до медичних моделей, які зумовлені специфікою застосування та потреб споживачів. Медичні моделі застосовуються в діагностиці та лікуванні конкретних пацієнтів, а не в серійному виробництві, для виготовлення яких призначені промислові моделі. Тому в кожному конкретному випадку створюється окрема медична модель [5, 7, 8].

Технологія, яка уможливує точне відтворення відповідного об'єкта у вигляді фізичної моделі, назива-

ється Rapid Prototyping (RP) – прискорене прототипування. Завдяки технології RP можливе виготовлення реальних фізичних моделей в масштабі 1:1 та їх вибраних фрагментів у довільному масштабі та формі (цифрове перетворення). Час, необхідний для виготовлення моделі методом RP, порівняно не тривалий (від кількох годин – до декількох десятків годин) та залежить від рівня складності моделі та вибраної технології, водночас точність методу RP визначається застосованою технологією [5]. У випадку промислових елементів вихідними даними для виготовлення прототипу методом RP слугують зразки CAD. Порівняно з промисловим проектом CAD, процес підготовки даних, які визначають медичну модель, – складніший, він охоплює аквізицію даних в обладнанні, яке дає зображення, його початкову реконструкцію з метою отримання збірника зображення типу 2D, реконструкцію об'єкта типу 3D та, врешті, створення на такій основі векторного зразка [9]. Підбір відповідного методу аквізиції даних особливо істотний в об'єктах зі складними формами, якими є людські органи. Для медичного застосування найефективніша – комп'ютерна томографія (КТ). Основною перевагою цього методу є можливість отримання зовнішньої та внутрішньої геометрії досліджуваного об'єкта із високою точністю [6]. Обробка даних, отриманих з томографа завдяки спеціалізованому програмуванню, дозволяє от-



Мал. 2. Збільшений фрагмент створеної моделі «STL» зубної поверхні



Мал. 3. Затемнена поверхнева модель кісткових структур черепа, генерована на основі дослідження «КТ»

римати зразок у форматі STL. Це вихідний формат для обладнання RP. STL – стандартний, найпоширеніший формат запису даних для технологій RP. У Польщі вже існує декілька фірм, які займаються прискореним прототипуванням. Однак, беручи до уваги порівняно невисокий інтерес медичного середовища, ці фірми не мають надто великого досвіду роботи з виготовлення медичних моделей. Відсутність замовлень від медиків спричинена недостатнім ознайомленням з можливостями застосування методів RP в різних ділянках медицини.

Мета роботи – представити вибрані методи прискореного прототипування для медичного застосування, зокрема в стоматологічній імплантології, його можливостей та визначення обмежень, які виникають. Описано власний, початковий досвід роботи у створенні медичних моделей для стоматологічної імплантології.

► **Аквізиція даних для потреб імплантології – підготовка поверхневої моделі**

Процес аквізиції даних базується на зборі геометричних даних вибраних анатомічних структур. Точні дані можна отримати за допомогою комп'ютерної томографії (КТ) або магнітного резонансу (МР). Суттєвим є те, щоби протокол даних був проведений при максимально високій якості та контрасті. Найбільшою проблемою аквізиції даних для стоматологічної імплантології є поява артефактів – деформацій зображення, які виникають при значній різниці щільності досліджуваного об'єкта (особливо при наявності в порожнині рота металевих елементів: коронок, мостоподібних протезів та амальгамних пломб) [2, 3, 4, 8] і так званого «ефекту часткового об'єму».

Отримані зображення типу 2D (переріз) піддають подальшій сегментації, тобто виділенню лише тих елементів, які стануть основою розробки медичної моделі (наприклад, тільки кісткових структур) (мал. 1). Генеровані контурні зображення включають дані про зовнішні та внутрішні межі виділених елементів. Збірник контурних перерізів – основа створення три-

вимірного зображення поверхні моделі (мал. 2). Конверсія даних поверхневої моделі [9, 11] дозволяє повністю маніпулювати моделлю у довільному положенні координат і точно визначати ділянку кістково-лантологічного втручання та здійснювати його візуалізацію (мал. 3). Модель можна обмежити довільно вибраними фрагментами. Беручи до уваги значні розміри файлів, переважно понад 200МБ, таке звуження об'єму моделі – особливо доцільне.

Вибір фрагменту кістки, визначення ділянки втручання – англ. «Region of Interest») здійснюється зазвичай стоматологом на основі генерованої поверхневої моделі всього черепа (мал. 3) з урахуванням форми та структури кістки (дані КТ та Rtg), а також специфіки запланованої процедури (віртуальна симуляція процедури). Виготовлена на такій основі поверхнева модель фрагменту щелепи невеликого розміру, з дотриманням належної точності представлена на мал. 4. Завдяки не тільки меншій вазі та економічній стороні: від розміру фрагменту залежить і вартість виготовлення фізичної моделі. Віртуальна модель у такому вигляді є дуже тонкою копією тривимірного зображення природних кісткових тканин. Ці поверхні кісткових структур представлені у вигляді елементарних площин, сформованих з окремих трикутників (мал. 2). Число трикутників відображає площу моделі, тим більше трикутників, тим ближше до природного, що спричиняє значне збільшення об'єму файлів з інформацією. Найважливішим етапом комп'ютерної обробки даних, який частіше здійснюють спеціалісти-програмісти, є налаштування пристрій RP, є заміна зображення з рядів ізогіпсів (горизонталей) у форматі, який розуміється машинним обладнанням [11, 12] з рядів (горизонталі), після підбору відповідних параметрів машинного обладнання, перетворення в набір команд (наказів), які керують роботами обладнання. На такій основі обладнання створює за допомогою шаром, фізичну модель.

► **З власного досвіду роботи**

Для дослідження використали дані, отримані в процесі аквізиції, з застосуванням 64-рядного



Фрагменти «STL» фрагментів щелеп, вибраних лікарем-стоматологом

...стоматографа фірми «Siemens Cardiac 64», ... 10-го Військового клінічного шп... та «Siemens Emotion 16» (Обласна ...). У більшості випадків застосо... реконструкції: Н60s, Н70s з товщи... 0,5-0,75мм. Дослідження проводились... таких основних рекомендацій:

...верхівки зубів повинна відповідати по... «КТ»;

...декількаміліметровий проміжок... верхньої та нижньої щелепи.

...зменшити величину завад (артефактів),... зубними пломбами, протезами тощо, ... подальшу цифрову обробку... артефактів). Цифрові зразки підготова... з використанням програми «3D-...» фірми «Able Software Corp».

...від 03.2007 до 11.2007 р. з використан... RP (3DP, SL, FDM, POLYJET) виготовлено... медичних моделей. Вони слугу... аналізу та початкової оцінки... відповідних методів. Оцінку придат... моделей здійснювали за такими

...критеріями:

- функціональність моделі;
- вартість виготовлення;
- точність розмірів.

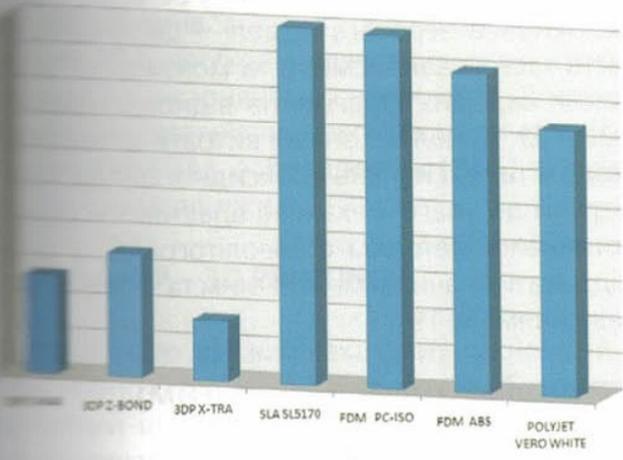
Оцінку функціональності та точності розмірів здійснювали методом порівняння, базуючись на 14 моделях, виготовлених нижчезказаними методами:

1. SL – (стереолітографією) – модель фрагмента нижньої щелепи;
2. FDM – три моделі: фрагмент нижньої щелепи (поліпропілен) та два фрагменти верхньої та нижньої щелеп (ABS);
3. 3DP – дві моделі: модель нижньої щелепи, інфільтрована смолою та фрагмент цієї ж нижньої щелепи, інфільтрований воском;
4. POLYJET – чотири фрагменти верхньої та чотири фрагменти нижньої щелепи.

Оцінка вартості здійснювали на основі запиту до вибраних фірм у Польщі на всі 14 моделей, з додаванням файлів у STL. Елементом, який впливає на вартість виготовлення моделі, є тип використаного матеріалу та розмір моделі. З метою обмеження витрат на виготовлення, були замовлені лише найважливіші фрагменти нижньої або верхньої щелеп. Крім витрат на виготовлення, слід також враховувати постійні витрати на підготовку моделі: вартість дослідження «КТ» (витрати пацієнта), обробки даних в DICOM, а також підготовка моделі в STL. Повна вартість виготовлення моделі найдорожчим методом (SL) не перевищує суми 1500 злотих (приблизно 400 євро). Цю суму прийнято як 100% витрати в критеріях витрат на виготовлення моделі (мал. 5). Елементом, який впливає на витрати, пов'язані з виготовленням моделі, є тип використаного матеріалу. Для порівняння вибрано доступні матеріали окремих методик:

- SL – SL5170 – епоксидна смола;
- 3DP – ZP130 – матеріал (порошок) для застосування з інфільтратами:
- віск «парапласт екстра» – восковий інфільтрат;
- Z-Bond™ 11 ціаноакрилан – смоляний інфільтрат;
- Z-Макс™ епокси – епоксидний інфільтрат;
- FDM – PC-ISO – поліпропілен медичного застосування (FDA);
- ABS.

Порівняння вартості виготовлення моделі вибраними методами



Вибрані методи RP та матеріали

Мал. 5. Порівняння витрат на виготовлення моделі фрагменту щелепи різними методами RP відносно стереолітографії (100% витрат)



Мал. 6. Модель фрагмента нижньої щелепи, виготовленої методом SL (Дуже добра видимість внутрішніх анатомічних структур щелепи уможливорює симуляцію процедури імплантації, але температура механічної обробки не повинна перевищувати 45°C)



Мал. 7. Фрагмент моделі нижньої щелепи цього ж пацієнта, виготовленої за технологією типу FDM (PC-ISO). Незважаючи на меншу прозорість моделі, порівняно з моделлю SL, локалізація нижньощелепового каналу добре помітна. Модель менш сприйнятлива до термічних деформацій (можливість стерилізації при температурі до 130°C), а також механічної обробки. На знімку видно процесу симуляції процедури імплантації та встановлення направляючих стрижнів.

- POLYJET – смола Vero White.

У методі FDM, беручи до уваги витрати, прийнята товщина шару 0,254 мм. Однак, можливе виготовлення моделі з товщиною шару 0,128 мм.

Вибрані методи

Стандартні фактори, які впливають на вибір методу RP – це час і витрати виготовлення фізичної моделі. Важливим критерієм є також точність виготовлення, властивості застосовуваних матеріалів, їх біосумісність та тип стерилізації.

Стереолітографія

Найвідомішим і віддавна застосовуваним методом RP є стереолітографія (Stereolithography – SL). Це найпоширеніший метод також і в медицині. Він розроблений і впроваджений на ринок у 1987 р. фірмою 3D Systems Inc. Застосовувана технологія базується на фотополімеризації лазерним променем світлочутливої смоли. Ділянка випромінювання визначається поперечним розрізом об'єкта, наприклад, кісткової структури пацієнта, отриманої з комп'ютерного томографа. Одночасно із самою моделлю з'являється конструкція, яка підтримує його в процесі створення (опера). Готовий об'єкт після

виймання з рідкої смоли, очищують ацетоном. На цьому етапі усувають зайві конструкційні опори та залишки неполімеризованої смоли. На наступному етапі відбувається опромінення в ультрафіолетовій печі для гарантованого остаточного формування матеріалу. Залежно від призначення моделі, наступний етап може бути різним. Деякі моделі можуть потребувати полірування (шліфування) та спеціальної обробки, обумовленої її призначенням. Завершальним етапом процесу є стерилізація моделі. Основна перевага моделі – це точність, прозорість застосованої смоли та можливість забарвлення окремих фрагментів відновлюваних тканин (мал. 6). Недолік – значні витрати на виготовлення моделі та токсичність епоксидної смоли. Крім того, беручи до уваги механічні властивості моделі, виготовленої методом стереолітографії, її не можна піддавати значним механічним та термічним навантаженням [5, 19].

Пошарове моделювання (FDM)

Метод FDM (Fused Deposition Modeling) поступаєтья стереолітографії щодо точності та гладкості поверхні. Однак, беручи до уваги можливість застосування сертифікованих FDA біосумісних матеріалів (ABS, PC-ISO), [8], які можна стерилізувати



Мал. 8. Фрагмент моделі нижньої щелепи того ж пацієнта, виготовленої методом 3DP (порошок ZP130, модель оброблена восковим інфільтратом).



Мал. 9. Модель нижньої щелепи того ж пацієнта, виготовлена методом 3DP (порошок ZP130, модель оброблена смоляним інфільтратом, який створює фактуру поверхні, дуже подібну до природної кістки).

традиційними методами – значно перевищує SL. Моделі за такою технологією виготовляються шляхом нанесення чергових шарів з напіврідкого, термопластичного матеріалу, який подається термічними головками, оснащеними змінними соплами [5]. Матеріал подається у вигляді волокна, яке розмотується з котушки. Прошарок швидко остигає, створюючи основу для чергових шарів. Підбір матеріалу залежить від методики стерилізації та призначення виготовленої моделі.

Технологія FDM відома протягом багатьох років і застосовується у великих клінічних шпиталях у всьому світі. Обладнання Stratasys FDM Medmodeler має сертифікати FDA, необхідні для медичного застосування також і в лікарняному середовищі. Доступні термопластичні матеріали, зокрема медичні – PC-30 (сертифікат FDA), забарвлені (ABS) та фармацевтичні воски (відливки).

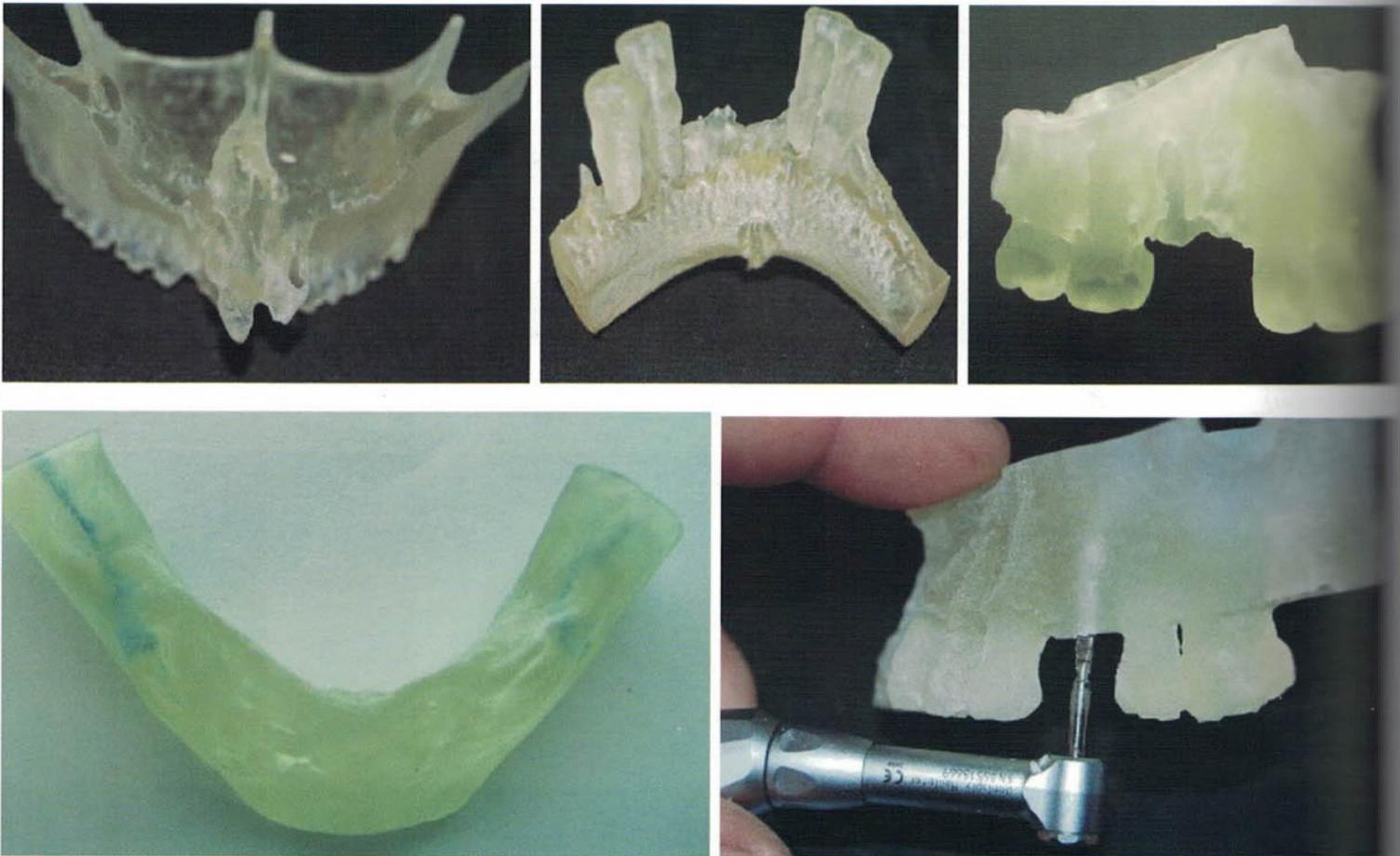
Технологія 3DP – 3D PRINTING

Значно дешевшою від вищевказаних технологій є 3DP 3D Printing – це технологія, при якій головка друкує тонкий шар матеріалу – один за другим, наносючи прошарок в'язучої речовини на широкий шар порошку [4]. Краплі в'язучої речовини зв'язують зерна порошку. Метод нанесення в'язучої речовини подібний до методу нанесення туші в чорнильному принтері. Незв'язаний порошок одночасно за-

повнює порожній простір та виконує функцію опори. Після завершення процесу його усувають за допомогою стиснутого повітря. Незв'язаний порошок може використовуватися повторно. Тобто немає необхідності мануального відривання опор, як у випадку стереолітографії. Після роздрукування модель додатково просочують вибраним інфільтратом – воском (мал. 8) або спеціальною смолою (мал. 9) з метою отримання потрібних властивостей. Після нанесення всіх шарів модель поміщують для кінцевої обробки в спеціальну піч. Основна перевага цієї технології – невисока вартість виготовлення моделі, достатня точність розмірів та гладкість поверхні. Мінімальна товщина стінки становить 0,1 мм. Незважаючи на найнижчу вартість виготовлення моделі, цьому методу властиві значні обмеження функціональності – непрозорість моделей. Для зовнішньої візуалізації досліджуваного об'єкта модель підходить досконало, але, водночас, у випадку необхідності відображення внутрішніх анатомічних структур об'єкта ми повинні застосувати інші технології RP, такі, як SL, FDM, POLIJET.

Технологія POLYJET

Найсучасніша з представлених – технологія POLYJET фірми «OBJET» [20]. Ця технологія подібна до стереолітографії, однак немає потреби додатково фотополімеризувати модель. На відміну від стерео-



Мал. 10. Моделі, виготовлені методом POLYJET, їх переваги: достатня прозорість матеріалу, яка уможливорює візуалізацію зовнішніх та внутрішніх структур, що забезпечує належну видимість формування отворів при симуляції імплантації

літографії, рідкий фотополімер наносять, а потім полімеризують за допомогою ультрафіолетового світла. Такий спосіб подачі матеріалу дозволяє отримати тонкий (0,016 мм) прошарок, що значно впливає на гладкість поверхні моделі. Після завершення процесу допоміжний матеріал повністю усувають за допомогою обладнання WaterJet (води під високим тиском). Переваги методу: по-перше – це короткий час виготовлення моделі, а також прозорість матеріалу, що дозволяє відображати як зовнішні, так і внутрішні анатомічні структури досліджуваного об'єкта; по-друге – функціональність цього методу дає можливість, без особливих зусиль, при симуляції імплантації робити отвори (мал. 10), а у випадку помилки – модель легко заповнити двокомпонентним клеєм або епоксидною смолою; по-третє – це невисока вартість моделі (порівняно з SL та FDM). Можливо, ця технологія, беручи до уваги точність (0,1-0,3 мм) та мінімальну товщину стінки (понад 0,6 мм) [20], дещо поступається за точністю технологіям SL та FDM. Однак, вибір цього методу дає оптимальну перевагу у тому випадку, коли основним критерієм є функціональність та вартість моделі, а точність методу – достатня у більшості випадків медичних моделей (мал. 10).

Обговорення

Застосування медичних моделей при плануванні

процедури імплантопротезування дає лікарю набагато більше користі, ніж пасивне спостереження за об'єктом дослідження на моніторі комп'ютера або на рентгенівському знімку. Медичне моделювання дає набагато більше даних, особливо цінних у складних клінічних випадках. Перша важлива перевага медичного моделювання – це візуалізація досліджуваного об'єкта безпосередньому контакту з моделлю. Кожен лікар пам'ятає, як під час вивчення анатомії, атлас Синельникова був і залишається хорошим дидактичним засобом, однак, ніщо не замінить контакту фізичною моделлю, черепом або іншим анатомічним об'єктом, що вивчається. Це дає кращий діагностичний та навчальний ефект. Такий спосіб візуалізації об'єкта у важких клінічних випадках є незамінним. Точність моделі, виготовленої вибраним методом прискореного прототипування, звичайно дає можливість вимірювання глибини та ширини кісткових структур, планування кількості, розміщення та позиювання імплантатів, а також допомагає приймати рішення про необхідність застосування додаткових хірургічних процедур, наприклад, направленої регенерації кістки (GBR). Крім оптимального використання існуючої кістки в місці встановлення імплантату, іноді можна покращити його фіксацію внаслідок зміни кута встановлення імплантату [22]. Використання медичних моделей дозволяє відмовитися від інших, менш

ендоосвальних методів, застосовуваних у діагностичній діагностиці, наприклад, рентгенівських методів з металевими кульками.

Одним з факторів є також створення шаблону для протезування, що дозволяє запланувати імплантат або імплантати в правильній ортодонтичній локалізації. Планування протезування – це важлива частина імплантопротезування, осередкованим етапом кожної імплантації є протезування. Трапляються випадки, коли при протезуванні до уваги протезування як завершальний етап імплантопротезування і встановлює імплантат, оптимальному щодо кісткових умов. У деяких випадках, незважаючи на належну фіксацію імплантата, може виникнути проблема, пов'язана з відповідним розташуванням для планованої ортодонтичної конструкції. Тому виготовлення ортодонтичного шаблону є одним з необхідних етапів протезування та планування в імплантологічній стоматології.

Одним з важливих прикладом застосування медичних моделей є симуляція процедури встановлення імплантатів. Її можна проводити за допомогою комп'ютерного свердла, імплантологічних систем, використовуючи в запланованому напрямку отвори та вказівники в ці отвори вказівники напрямку. Показано, що допущені під час симуляції, можна виправити отвори поряд або заклеюючи непрацюючі отвори зроблені смолою. У такому випадку можна використати вказівники встановлення імплантата у формі короткого та довгого прапора. Ці методи, а саме візуалізація та стимуляція імплантації, дають лікарю набагато більшу впевненість під час безпосереднього проведення цієї процедури та подальшого протезування на встановлених імплантатах.

Одним з важливих є використання медичних моделей при створенні хірургічних шаблонів. Виготовлення хірургічних шаблонів завжди було і залишається складним завданням в імплантології, яке вимагає високої точності. Існує багато способів виготовлення вищевказаних шаблонів. Одна з відомих компаній фірм виготовляє хірургічні шаблони, використовуючи дані КТ, а також один з методів виготовлення прототипування – SL [21]. Ця технологія характеризується високою точністю і є популярною в середовищі імплантологів. Одним з найкращих методів створення хірургічних шаблонів є використання гіпсових діагностичних моделей. Зважаючи на увагу на низькі витрати, цей метод надалі популярний, але шаблони, виготовлені таким чином, як правило, неточні, а отже не завжди корисні. Використання моделей, виготовлених на основі точних медичних моделей – це суттєвий крок у напрямку покращення ефективності хірургічної процедури. Застосування медичних моделей під час імплантації підвищує точність її успіху до 75%, а використання додатково виготовленого хірургічного шаблону – до 90-95% [21].

Цікавою та альтернативною ділянкою стоматологічної імплантології є також планування та встановлення суперостальних та бікортикальних імплантатів, а також «імплантатів Гарбаччі». Незважаючи на незначну дотепер популярність такого типу імплантатів у Польщі, є приклади їх успішного застосування [22]. Це клінічні випадки, в яких неможливо було застосувати ендосальні імплантати [17, 18]. У таких складних ситуаціях застосування медичних моделей є дуже корисним. На жаль, у Польщі немає школи субперіостальної імплантації. Можливо, після виступу на V конгресі Польського імплантологічного товариства шановного О.М. Сурова – корифея імплантології СНД, про субперіостальні імплантати, у Польщі з'являться напрацювання на цю тему.

Застосування медичних моделей має важливий дидактичний аспект. Медичні моделі складних клінічних випадків можуть використовуватися з навчальною метою, на практичних заняттях студентів медичних вищих навчальних закладів та під час навчання початкуючих та досвідчених лікарів-імплантологів. Дуже важливою перевагою застосування медичних моделей в імплантології є краще порозуміння між лікарем та пацієнтом, яке дозволяє представити суть імплантологічної процедури, а також проведення додаткових хірургічних процедур, необхідних у даному клінічному випадку. Застосування методів RP в медицині корисне як для лікарів, так і для пацієнтів, перш за все завдяки зменшенню тривалості процедури, зниженню її ризику та скороченню тривалості лікування [15, 16].

Суттєвим елементом процесу моделювання є перетворення даних. Це багатоетапний процес. Кожний етап, від аквізиції даних КТ, через перетворення, проектування моделі та її виготовлення – ускладнюється певною похибкою [2, 3, 4, 6, 12]. Сума цих окремих похибок може призвести до випадку, коли точність розмірів моделі буде невідповідною, а модель – неправильною. З метою виготовлення точної медичної моделі необхідні знання та досвід роботи лікарів декількох галузей, а також програмістів. Це дуже важливий та відповідальний етап створення медичної моделі.

Слід зазначити, що вказана точність деяких методів стосується тільки етапу створення моделі на основі ідеальних даних (наприклад, проекту CAD). Дана модель додатково ускладнена похибками попередніх процесів обробки даних, а також самої аквізиції. Максимальна похибка залежить від багатьох факторів, і в таких складних об'єктах, як кісткові тканини, неодноразово перевищує 1 мм [4]. Виготовлення медичної моделі методом RP набагато складніше, ніж виготовлення промислової моделі. Медична модель, переважно, описується довільними площами. Складним є також метод опори та розміщення такої моделі на робочій платформі. Велике значення має при цьому досвід персоналу, який обслуговує дане обладнання. Завдяки відповідному розташу-

ванню на платформі можна мінімізувати кількість допоміжного опорного матеріалу, таким чином обмежуючи витрати. У крайніх випадках виготовлення моделі є неможливим. Модель може ушкодитися при усуванні опор або вийманні з машинного обладнання, або втратити свою функціональність. Ускладнювати створення опори можуть такі внутрішні анатомічні елементи, як гайморові пазухи, канали, кісткові дефекти, артефакти. Внутрішні анатомічні простори можуть бути вловлювачами для матеріалу опор.

На сьогодні, після періоду початкових проб, ведуться роботи над розробкою нових, продуктивніших методів RP, а також їх оптимального застосування в медичному моделюванні. Дане дослідження зосереджується на поширенні методів RP, а також на зниженні витрат виробництва. Враховуючи найбільшу доступність обладнання та ряд його переваг, найчастіше застосовуваний метод RP – це стереолітографія [5]. Методика RP на технологічному ринку з'явилась однією з перших і тепер становить 70%. Для SL характерні висока точність та можливість виготовлення порожнистих закритих структур. Додаткові переваги цієї технології – це забезпечення прозорості та можливість забарвлювання смоли різними кольорами. Технологія SL досить дорога, а застосовуваний матеріал не може піддаватися значним механічним та термічним навантаженням [5, 12]. Досить функціональною є технологія POLYJET, крім того, моделі, виготовлені за цією технологією, значно дешевші від SL-моделей.

Проведені дослідження технологій прискореного прототипування перебувають на етапі перевірки можливості їх застосування в польських умовах. Моделі виготовлені з метою тестування методів на основі даних, отриманих під час стандартних досліджень КТ.

Висновки

1. Не існує єдиного і найкращого методу RP виготовлення медичних моделей для стоматологічної імплантології. Кожний метод SL, FDM, 3DP або POLYJET може менше або більше відповідати певним критеріям у певному клінічному випадку. Про вибір методу, найбільш відповідного даному завданню, повинен приймати рішення лікар-імплантолог. Для цього необхідне знання конкретних методів – їх можливостей та обмежень. При виборі методу можна керуватися основними критеріями, вказаними у цій публікації.

2. Враховуючи критерій точності моделей, стереолітографія (SL) є найвідповіднішим методом для медичного моделювання. Однак, вартість виготов-

лення моделі за цією технологією є найвищою.

3. Щодо вартості виготовлення моделі, технологія 3DP є найвідповіднішою. Недолік цієї методики – це неможливість відтворення внутрішніх та дуже складних зовнішніх структур.

4. З точки зору типу матеріалу найвідповіднішою для застосування в медицині є технологія FDM. Недолік – це висока вартість виготовлення моделі, однак, ця вартість є значно нижчою, ніж у випадку SL.

5. Щодо вартості продукції та функціональності моделі, POLYJET може стати найбільш універсальною та відповідною технологією для медичного застосування, зокрема в стоматологічній імплантології. Однак, слід звернути увагу на вимоги до точності розмірів моделі та параметрів її виготовлення.

6. На кожному етапі – від аквізиції даних КТ до комп'ютерної обробки цих даних – до виготовлення готової медичної моделі виникають похибки. Слід враховувати під час планування імплантологічної процедури та усвідомлювати їх наявність.

Література

1. Бендзински Р.: Инженерная биомеханика. Изд-во Wrocławski политехн. ин-та, Wrocław, 1997.
2. Eppley BL: Re: The accuracy of stereolithography in planning maxillofacial bone replacement. *J Craniofac Surg*, 2003; 14(5): 514-515.
3. Kraut RA: Interactive CT Diagnostics, Planning and Preparation of Dental Implants. *Implant Dent*, 1998; 7(1): 19-25.
4. Miechowicz S., Jabłoński W.: Medical CT Data Preparation and Accuracy Verification with Mimics 8.11, Structures-Waves-Human Health, Volume XIV, No. 2 (Waves-Human-Biomedical Engineering), Kraków 2005, s. 101-108.
5. Miechowicz S., Marciniak A.: – Stereolithography – the chosen method for medical modeling – *Acta of Bioengineering and Biomedical Engineering*, Wrocław, 2004, nr 6/1,
6. Miechowicz S., Urbanik A.: Spatial analysis of CT accuracy. *Polish Congress of Radiology, Miłkołajki 2004, Polish Journal of Radiology*, Vol. 69, suppl. 1, 372(319)
7. techniques in cranial reconstruction and preoperative planning in neurosurgery. *J Craniofac Surg*, 2003; 14(6): 899-914.
8. Petzold R., Zeilhofer H.F., Kalender W.A.: Rapid prototyping technology in medicine – basic and applications, *Comput. Med. Imag. Graphics*, 1999, nr 23, (277–284),
9. Raic K, Jansen T, von Rymon-Lipinski B et al: Fast generation of stereolithographic models. *Biomed Tech*, 2002; 47 Suppl: 616.
10. Reitemeier B, Notni G, Heinze M et al: Optical modeling of dental defects. *J Prosthet Dent*, 2004; 91(1): 80-84.
11. Stereolithography Buildstation - 3D Systems Publications, 2002.
12. Sobolak M., Miechowicz S.: The adjustment and calibration of the 250 Rapid Prototyping machine, *Prace Naukowe Instytutu Technologii Maszyn i Automatykacji Politechniki Wrocławskiej - nr 8(2007)*
13. Stockham C.D.: Using CT and SIM/Plant to Plan Implant. *Neurology Alpha Omega*, 1996; 89: 35-38.
14. Tanikawa Y, Imai D, Tanaka K et al: Fabrication of Realistic Dynamic Human Head Phantoms. *JSME International Journal*, 1999; 42(3): 487-491.
15. Taylor T.D., Agar J.R., Vogiatzi.: Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, 2000, nr 15, (66–75).
16. Wurm G, Tomancok B, Pogady P et al: Cerebrovascular aneurysm lithographic biomodeling for aneurysm surgery. *Techniques in Neurosurg*, 2004; 100(1): 139-145.
17. Palacci P., Ericsson I.: Esthetic implant dentistry, *Quintessence Int*, 2004; 35(1): 47-66), (101-134)
18. *Magazyn Stomatologiczny*, - październik, 2006, (7-85)
19. <http://www.3dsystems.com/> (accessed 10.10.2007).
20. <http://www.2objet.com/> (accessed 10.10.2007).
21. <http://www.materialise.com/> (accessed 10.10.2007).
22. <http://www.imlamed.it/> (accessed 10.10.2007).