

Спешна медицина

**Национално списание по спешна медицина,
орган на Българското дружество по спешна медицина**

Основано през 1993 г.

Главни редактори: Г. Златарски (1993-2002), М. Миланов (2003-2008),
Д. Раденовски (2009-2012)

Редактор на броя – чл. кор. проф. д-р Николай Габровски



Българско дружество
по спешна медицина



УМБАЛСМ "Н. И. Пирогов"

Главни редактори

Иван Поромански
Стоян Миланов

Зам. главни редактори

Николай Габровски
Христо Шивачев

Секретар

Диана Рангелова

Редакционна колегия

Диян Енчев
Николай Велинов
Михаил Рашков
Петър Атанасов
Теодор Атанасов
Мая Аргирова
Мария Миланова
Магдалена Лесева
Маргарита Гешева
Венцислав Мутафчийски
Фани Мартинова
Пенка Переновска
Крум Кацаров
Георги Георгиев
Атанас Темелков
Николай Владов
Борис Младенов
Антония Янакиева

ИЗИСКВАНИЯ КЪМ АВТОРИТЕ

Приемат се за публикуване: оригинални статии, обзори, клинични случаи, реферати, рецензии, кратки научни съобщения (писма до редактора и др.). Първите три жанра са обект на **рецензиране** (със стандартизирани формуляри), а останалите подлежат на експертна преценка от страна на редколегиата.

Кореспондиращият автор посочва свои данни за контакт (електронен адрес, по желание – пощенски адрес и телефон) и **декларира, че материалът не е публикуван досега**, освен като резюме на съобщение, изнесено на научна проява, и не е предложен за публикация другаде. Авторите носят отговорност за съдържанието на публикациите. Представените материали и описанията в тях изследвания следва да съответстват на утвърдените **етични стандарти** относно провеждането на клинични и/или експериментални проучвания с хора (декларация от Хелзинки) и опитни животни. Не трябва да се споменават пациенти с техните имена, инициали или да се предоставя снимков материал, на който те могат да бъдат разпознати. Съблюдава се стриктното спазване на авторското право – текстове с над 10% дословно повторение на чужда публикация се връщат за преработка.

Обем (приблизителен) на предлаганите публикации:

Вид публикация	Брой думи в основния текст	Брой думи в резюмето	Брой референции
Оригинална статия	2500-5000	200-300	30
Обзор	3000-6000	100-200	50
Клиничен случай	1000-3000	100-200	20
Кратко научно съобщение, реферат, рецензия	500-1000	–	10

Приемат се файлове на програма **MS Word**. Няма специфични изисквания за размер и вид на шрифта, разстояние между редовете, полета и друго оформление.

Всяка статия започва със заглавие (без съкращения), имена на авторите (без посочване на академични и други титли), тяхната месторабота, обозначена с цифров индекс, резюме в посочения обем, ключови думи. На **английски език** се превеждат заглавието, резюмето, ключовите думи, местоработата, а имената на авторите се транскрибират.

В **резюмето** на всяка оригинална статия се посочват: цел и обект на изследването, основни данни за методиката, резултати и изводи. Резюметата към другите видове статии включват кратка информация без обособена структура. **Ключовите думи** за всеки вид публикация са между 3 и 8 на брой, като могат да бъдат единични думи или кратки словосъчетания, общоприети в конкретната област на познание.

Оригиналните научни статии имат задължително обособени раздели: „Въведение“, което включва цел на изследването, „Материал и методи“, „Резултати“, „Обсъждане“ и „Изводи/Заключение“. Могат да бъдат добавени „Благодарности“ (към лица или институции, които са допринесли интелектуално или са оказали техническа, материална или финансова помощ и др.). **Обзорите** обикновено включват „Въведение“, тематични подраздели и „Заключение/Изводи“. **Клиничните случаи** съдържат „Въведение“, „Описание на клиничния случай“, „Обсъждане“ и „Изводи“. **Кратките научни жанрове** следват приблизително структурата на оригиналната статия. **Писмата до редактора** обсъждат критично научен проблем, нерешен към момента, или дискутират друга публикация.

Цитиранията на **библиографските източници** в текста се обозначават с цифри в квадратни скоби по реда на появата им. **Библиографията** се подрежда по реда на поява на източниците в текста. Изписването на всеки източник е на нов ред с арабска номерация. Данните се оформят по следния начин (Ванкувър стил):

– *Статии*: Автор(и). Заглавие на статията. Заглавие на списанието (съкратено по Index Medicus), година, том (volumen), номер на книгата (брой) в скоби, страници (от-до). *Пример: Yakub YN, Freedman RB, Pabico RC. Renal transplantation in systemic lupus erythematosus. Nephron, 2019, 27(1):197-201.*

– *Публикации* от сборник: Автор(и). Заглавие. В: (за латиница In:) Заглавие на сборника. Поредност на изданието, редактори. Местоиздаване (град), издателство, година на издаването, страници (от-до). *Пример: Wilkinson AH. Evaluation of the transplant recipient. In: Handbook of Kidney Transplantation. 6th ed. G. M. Danovitch (Ed.). Boston, Little, Brown and Co., 2019, 109-122.*

– *Книги*: Автор(и). Заглавие. Местоиздаване (град), издателство, година на издаването, страници (от-до). *Пример: Шейтанов Й. Системни васкулити. С., Мед. и физк., 2019, 8-11.*

– При цитиране на *електронни публикации*, ползвани от интернет, към авторите и заглавието се добавя и линк към публикацията заедно с датата, на която тя е била достъпна.

Ако авторите са до трима, се изписват фамилията, последвани от инициалите им (без точки). Когато авторите са повече от трима, след името на третия се пише "и др." (за латиница – "et al."). *Настойчиво се препоръчва цитирането (познаването) и на български източници.*

Илюстративният материал (таблицы, фигури, снимки) се поставя на съответните места в текста със заглавия и легенди на български език. Заглавията на фигурите не трябва да са включени в изображението. Необходимо е снимките да бъдат с добро качество (поне 300 dpi) и подходящ формат (.jpg, .tif, .png). Таблиците трябва да бъдат предоставени във формат, който може да се редактира, а не като изображения.

Използваните в текста специфични **съкращения** се въвеждат в скоби при първата поява на цялото наименование.

Мерните единици следва да са по системата SI.

Материалите се изпращат на e-mail на организационния секретар – ndsk@pirogov.bg

СЪДЪРЖАНИЕ

ТЕМАТИЧЕН БРОЙ – НЕВРОХИРУРГИЯ

Индустриални технологии за бързо изграждане на медицински импланти.....	123
<i>Г. Тодоров, Я. Софронов, Т. Гаврилов, Н. Габровски</i>	
Методика за 3D биомоделиране на базата на томографски данни за създаване на персонализирани импланти чрез използване на CAD/CAM технологии с виртуални и 3D принтирани прототипи.....	135
<i>Г. Тодоров, Я. Софронов, Н. Габровски, Т. Гаврилов, М. Лалева</i>	
Навигирана, робот-асистирана, минимално инвазивна транспедикулярна стабилизация при нестабилни фрактури в торакалния и лумбалния гръбнак – първоначален опит	142
<i>Н. Габровски, П. Илков</i>	
Мониторинг на интракраниално налягане при черепномозъчни травми (литературен обзор)	148
<i>Н. Габровски, М. Лалева, Ст. Габровски, Д. Масларов</i>	
Усложнения на декомпресивните краниектомии при черепномозъчни травми (литературен обзор)	153
<i>М. Лалева, Н. Габровски, Ст. Габровски, Д. Масларов</i>	

CONTENTS

THEMATIC ISSUE – NEUROSURGERY

Industrial technologies for rapid medical implant manufacturing.....	123
<i>G. Todorov, Ya. Sofronov, T. Gavrilov, N. Gabrovsky</i>	
Methodology for 3D bio-modeling based on tomographic data for creation of personalized implants, using CAD/CAM Technologies with virtual and 3D printed prototypes	135
<i>G. Todorov, Y. Sofronov, N. Gabrovsky, T. Gavrilov, M. Laleva</i>	
Minimally invasive, navigated, robotic-assisted pedicle screw placement for unstable fracture of the thoracic and lumbar spine – Initial experience	142
<i>N. Gabrovsky, P. Ilkov</i>	
Intracranial pressure monitoring in traumatic brain injury (Literature review).....	148
<i>N. Gabrovsky, M. Laleva, St. Gabrovsky, D. Maslarov</i>	
Complications following decompressive craniectomy for traumatic brain injury (Literature review).....	153
<i>M. Laleva, N. Gabrovsky, St. Gabrovsky, D. Maslarov</i>	

СПЕШНА МЕДИЦИНА 3/2021

ISSN 0861-9964

Езикова редакция *И. Митева*
Корекция *В. Цъклева*
Редакция на английски *В. Колев*
Форматиране *О. Маркова*

Печатни коли 5

Централна медицинска библиотека
1431 София, ул. "Св. Г. Софийски" № 1

тел. 02 952 31 71, 02 952 23 93

e-mail: library@cml.mu-sofia.bg

<http://cml.mu-sofia.bg/>

Печат: Таурус Адвертайзинг

Уважаеми колеги,

За мен е голямо удоволствие да бъда редактор на настоящия брой на списание „Спешна медицина“, на първо място, поради факта, че запазваме традицията да издаваме периодично тематичен брой, посветен на неврохирургията.

Но втората, съвсем не по-маловажна причина е, че фокусът е върху последните технологични достижения в нашата специалност. Представените материали включват темата за адитивното производство, известно като бързо прототипиране или 3D принтиране, и ролята му за неврохирургичната практика. Тези статии са продукт на дългогодишното и изключително успешно сътрудничество на болница "Пирогов" с ТУ – София, и екипа на проф. Тодоров от Лаборатория "CAD/CAM/CAE в индустрията", Машинно-технологичен факултет. Представените материали отразяват напредъка в тази иновативна и многообещаваща интердисциплинарна област.

Друг акцент е роботизираната гръбначна хирургия и приложението ѝ за минимално инвазивно лечение на фрактури на торакалния и лумбалния гръбнак. Описаните методи са авангардни в световен мащаб и внедряването им в Клиниката по неврохирургия на болница „Пирогов“ е сред първите в Европа. Безспорно е, че бъдещето принадлежи именно на тази комбинация от висока прецизност, гарантирана от навигационните и роботизирани системи, от една страна, и хирургичните техники, които щадят меките тъкани и позволяват много бързо възстановяване, от друга.

Засегнати са и по-традиционни, важни за спешната медицина и неврохирургията теми като мониторирането на интракраниалното налягане и усложненията при декомпресивни краниотомии.

Радостен съм също, че тези важни материали се представят в един период, когато основната медицинска тема е COVID-19 пандемията. Това показва, че и при най-тежки, необичайни и предизвикателни условия, научното търсене намира своя път и реализация. А именно това е духът, който ще ни върне към нормалността, след като наближи неизбежният край на тази криза.

Чл. кор. проф. д-р Н. Габровски

ИНДУСТРИАЛНИ ТЕХНОЛОГИИ ЗА БЪРЗО ИЗГРАЖДАНЕ НА МЕДИЦИНСКИ ИМПЛАНТИ

Г. Тодоров¹, Я. Софронов¹, Т. Гаврилов¹, Н. Габровски²

¹Лаб. "CAD/CAM/CAE в индустрията", Машинно-технологичен факултет,
Технически университет – София

²Клиника по неврохирургия, УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов“ – София

INDUSTRIAL TECHNOLOGIES FOR RAPID MEDICAL IMPLANT MANUFACTURING

G. Todorov¹, Ya. Sofronov¹, T. Gavrilov¹, N. Gabrovsky²

¹Lab. "CAD/CAM/CAE in industry", Faculty of industrial engineering, Technical University of Sofia

²Department of Neurosurgery, University Hospital Pirogov – Sofia

Резюме

В тази статия са описани технологии, използвани в машиностроенето, които са подходящи за изработка на персонализирани импланти. Направен е сравнителен анализ на методите и материалите за изработване на импланти, като са посочени съответните им предимства и недостатъци.

Ключови думи: CAD/CAM хирургия, 3D печат, технологии за бързо производство, импланти по поръчка

Abstract

This article describes technologies used in mechanical engineering that are suitable for manufacturing personalized implants. A comparative analysis of the methods and materials for producing implants is made, highlighting their respective advantages and disadvantages.

Key words: CAD/CAM surgery, 3D print, rapid manufacturing technologies, custom implants

ВЪВЕДЕНИЕ

Методите, техниките и материалите, използвани при изграждане на импланти, претърпяха сериозно развитие през последните години. Все по-актуални стават персонализираните импланти. Към тях съществуват редица специални изисквания – те трябва да бъдат изградени от безопасни за здравето на човека материали, в т.ч. да не предизвикват алергии; да се изработват от инертни или химически неутрални материали и много други [13].

Технологиите търпят развитие и често се сретват навлизането на нови, силно превъзхождащи стандартните методи и техники, идващи от други сфери на науката и индустрията. Така и в сфера-

та на денталните и костните импланти в последните години се чувства все по-силното влияние на системи, идващи и/или взаимствани от високотехнологичния сегмент на машиностроенето.

Още през 80-те години на миналия век на Запад, основно в САЩ, Канада и Франция, започва работа с цел проучване на възможността за използване на наложилите се в индустрията CAD/CAM системи и сканиращи устройства за целите на стоматологията и имплантологията [10]. Пионери в тази област са J. Duncan, Emeritus, F. Duret, D. Rekow, J. Nasedkin, R. Caudil. Техните постижения стават основополагаща линия за навлизането на машиностроенето в зъботехниката и имплантологията – сканиращи технологии, CAD/CAM

софтуерни пакети, системи за бързо прототипиране, CNC машини и разбира се, приспособяването на всички тези технологични процеси за целите, нуждите и спецификите на имплантите [6, 7].

CAD/CAM системите дават възможност да се проектират и произвеждат персонални импланти на приемлива цена в разумен срок. Технологии с добавяне на материал като стереолитография (SLA), polyjet, FDM; 3D печат, селективно лазерно топене (SLM), селективно лазерно синтерование (SLS) и топене с електронен лъч (EBM) се използват за производството на сложни анатомични части, без никакви ограничения на формата, дори и с решетъчни структури за запълване на обема. SLS, SLM и EBM имат опция за работа с биосъвместими материали за изготвяне на импланти от титан, Ti6Al4V, хром кобалт и полиетеретеркетон (PEEK) и улесняване процеса, като пряко произвеждат импланти със свойства, съответстващи на свойствата на тъканите в областта на имплантиране [4]. Хирургите вече имат достъп до доставчиците на съоръжения, предоставящи тези услуги.

Така, новите технологии, силно повлияни от света на машиностроенето, навлизат все повече в производство на импланти, довеждайки до качество на по-високо ниво, спестено време и доволни пациенти.

ТЕХНОЛОГИЧНИ МЕТОДИ ЗА ПРОИЗВОДСТВО

Известни са следните три методологии на производство:

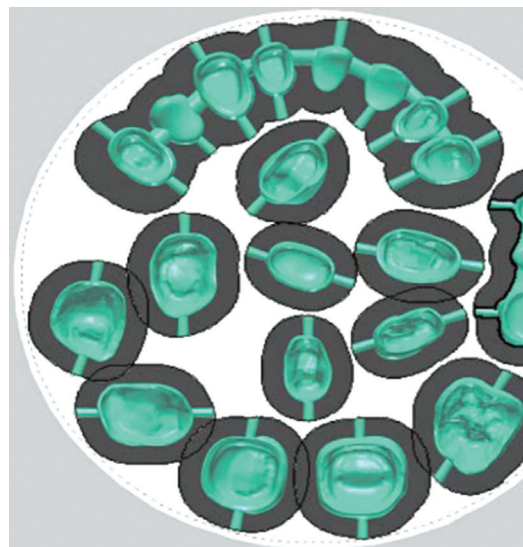
- чрез отнемане на материал – NC CAM производство;
- чрез 3D Printing (3DP) технологии и/или директно метално изграждане;
- чрез репликиране с последващо леене по стопяеми модели или във форма.

NC CAM производство

Полученият от CAD система краен, напълно завършен вариант на детайла, който е във виртуален тримерен вид (коронка, мост, челюст, фасет...), трябва да се произведе реално, така че да има готово изделие, което да се постави на пациента.

CAM софтуерът, стъпвайки на геометрията на 3D модела, създава на негова база изходна заготовка (автоматично или ръчно), след което се дават:

- типът на използвания материал;



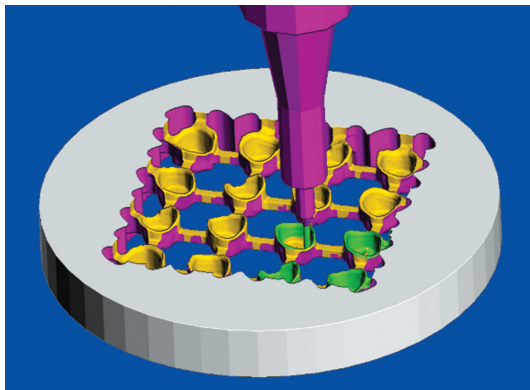
Фиг. 1. Коронки, минали пълна обработка в CAM среда. Източник <http://www.3shape.com/>



Фиг. 2. CNC фрезови център за дентални нужди. Източник <http://www.dmg.com/de>

- инструментът/инструментите, параметрите и режимите на рязане;
- захващащите заготовката елементи;
- типът на обработка в зависимост от технологичните възможности на софтуера и CNC обработващия център (фиг. 1) от 3 оси на работа до реална 5-осна такава;
- избират се подходящи стратегии за обработка в зависимост от наличните в пакета опции и съобразно геометричните елементи на детайла;
- създава се инструменталният път със съответните подавания;
- извършва се прецизно виртуално анализиране на процеса на рязане с цел избягване на бра-

ка вследствие от грешки, свързани с подрязване, връзване или недостатъчно и неточно обработен детайл, извършва се анализ за колизии, фиг. 3.



Фиг. 3. Виртуален вид на продукцията след виртуално фрезозване

След отстраняване на всички неточности и грешки от етапа на програмиране (т.е. анализът на програмата не е показал повече проблеми) се извършва процес на постпроцесиране, който всъщност трансформира „соурс“ изходящия код от програмата в код, годен да се прочете от цифровото управление на машината (фреза, център, от 3 до 5 оси) [2, 3].

Когато готовата от CAM пакета програма е постпроцесирана, то тя вече може да се „качи“ в CNC посредством сериен интерфейс, флаш памет, usb порт, LAN и други способи. Операторът зарежда машината с инструменти в предписаните гнезда и позиции, поставя заготовката/заготовки и стартира процеса на рязане.

За обработка на фрезозите машини могат да се използват различни материали, като в последно време се налагат хром-кобалтови и алуминиеви сплави, както и циркониевият оксид.

В момента в България вече се използват и производства, основани на част от тези нови технологии, в частност фрезозване – в зъботехническите лаборатории, но в най-общия случай това са малки настолни фрези, с не особено добро качество на работа, както и с относително ниска производителност. Те са с малък брой поддържащи оси на работа (обикновено до 3 оси), без опции за високоскоростно фрезозване.

Практически всички фирми, работещи по описания начин, са от сферата на зъботехниката и оттук произтичат редица трудности, свързани преди всичко с непознаването на CAD/CAM тех-

нологиите, които са чужди и несвойствени за тях, тримерното моделиране, тримерното сканиране, NC програмиране, постпроцесирането на готовата програма, така че тя да бъде обработваема от управлението на цифровата машина, самото фрезозване на машината и пр., все неща, стоящи далеч от зъботехниката и медицината.

Директно изграждане на импланта чрез 3D Printing, или т.нар. адитивни технологии

При конвенционалните способи на обработване формообразуването на едно изделие (имплант) се осъществява чрез отнемане на материал. При 3DP методите формообразуването се извършва чрез последователно създаване, подреждане и свързване на тънки обемни елементи – слоеве в отделни успоредни равнини (фиг. 4), т.е. получаването на формата става чрез добавяне на материал или адитивно производство [11].

Съществуват различни технологии за 3DP чрез добавяне на материал, като при всички тях се използва следната обща методика [11]:

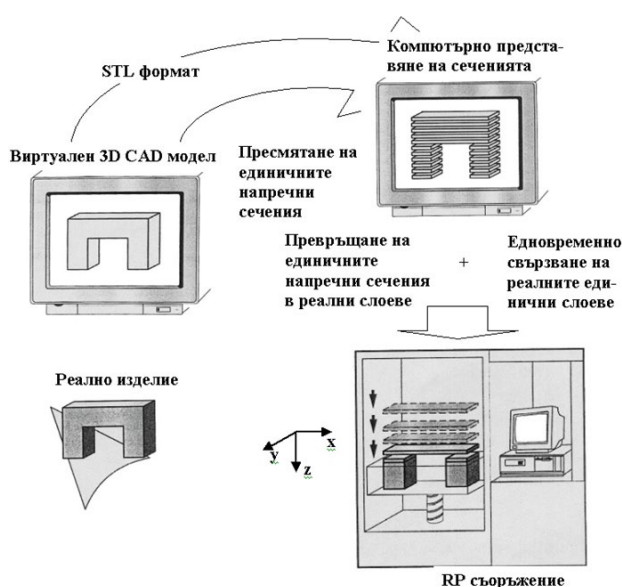
- Наличие на тримерен компютърен модел на бъдещия детайл (от специализиран CAD пакет);
- Трансфер на този файл в STL формат;
- Обработване на геометрията на повърхнината на модела до получаване на желаната форма;
- Въвеждане на модела в специализиран софтуер за съответната машина;
- Определяне на ориентацията на модела в пространството на машината;
- Генериране на поддържаща структура, ако е необходимо;
- Разделяне на модела на слоеве с определена дебелина;
- Изграждане на модела;
- Процес на „изграждане“.

Основни индустриални технологии за бързо изграждане, работещи с добавяне на материал:

- Селективно лазерно разтопяване (SLM – Selective Laser Melting, DMLS – Direct Metal Laser Sintering);
- Стереолитография (SLA – Stereo Lithography);
- Тримерно отпечатване (3D принтиране);
- Многоструйна технология;
- Наслояване на листов материал (LOM – Laminated Object Manufacturing);

- Повърхностно втвърдяване (Solid Ground Curing);
- Мастиленоструйна технология (Inkjet);
- Отлагане на разтопен материал (FDM - Fused Deposition Modeling);
- Получаване на напълно функционални детайли чрез лазерно обработване – (L.E.N.S. – Laser Engineered Net Shaping);

В зависимост от целите и функционалното предназначение на изработваните чрез 3DP технологии модели, образци или директно импланти се използват изходни материали с различно агрегатно състояние [8] при различните RP методи (фиг. 4).



Фиг. 4. Принцип на създаване на прототип на изделие при RP технологията

Генерирането на физическия обект може да стане от [5]:

Течна фаза: чрез втвърдяване (полимеризация) на течни (акрилни, епоксидни) смоли под въздействието на лазерен лъч (метод на стереолитографията – SL) или ултравиолетова лампа и фотомаски (метод на повърхностното втвърдяване – SGS).

Твърда фаза:

- спояване и втвърдяване на еднокомпонентен или многокомпонентен прах с помощта на лазерен лъч. Такъв е методът на селективното лазерно синтероване – SLS;
- разтопяване и втвърдяване на непрекъснато подавана (екструдирани) нишка от термопластичен или восъчен материал (метод, наричан „мо-

делиране чрез отлагане на разтопен материал“ – FDM);

- изрязване с помощта на лазерен лъч или механично с резец на сечения (слоеве) от хартия, фолио и последващо залепване със свързващо вещество при загряване. Методът се нарича изработване на предмети чрез наслояване на листов материал – LOM;

Газообразна фаза – няма пряко приложение в медицината.

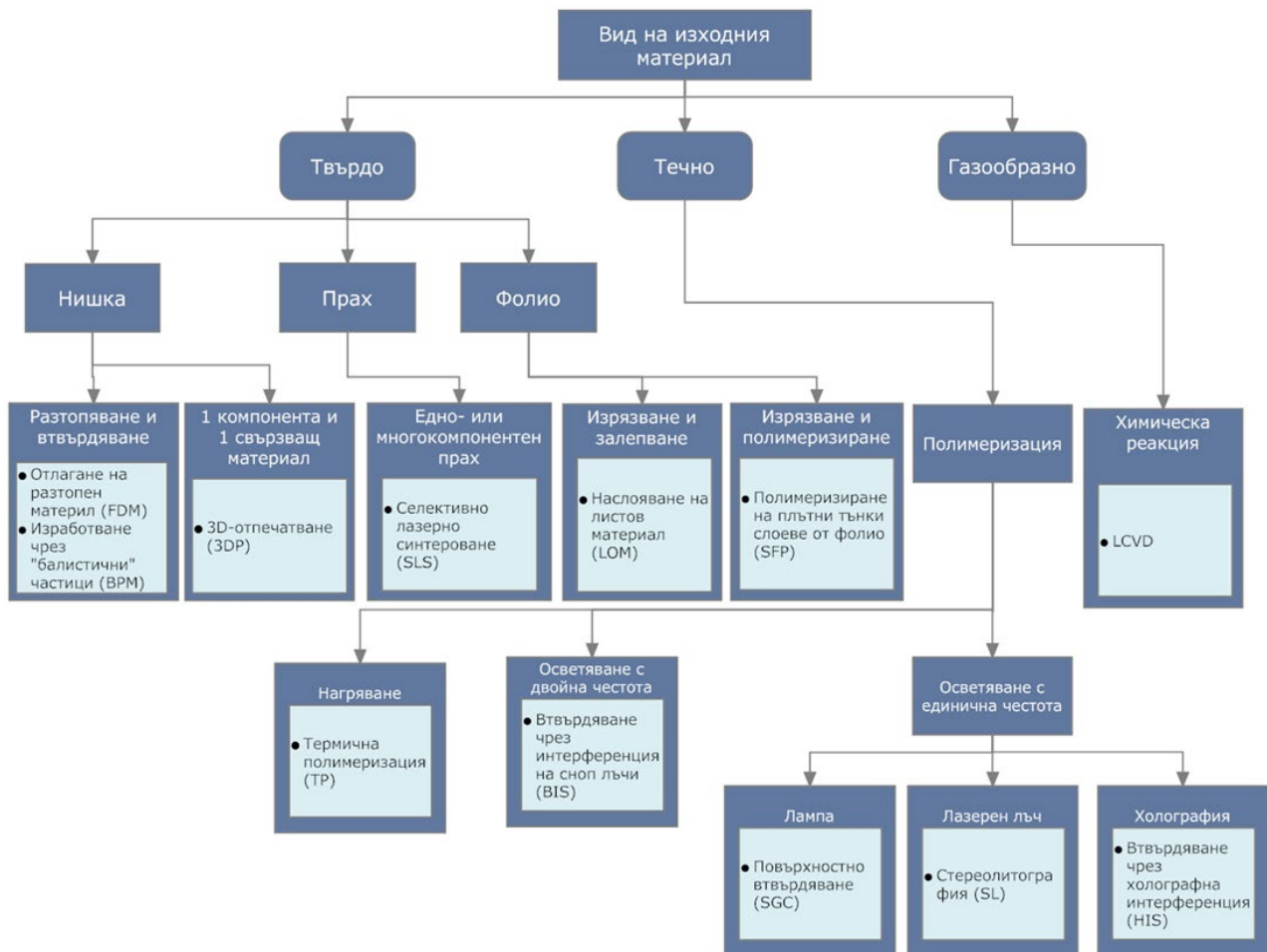
Различното агрегатно състояние на изходния материал влияе върху реализацията на метода, качеството на получения прототип и необходимостта от довършващо обработване.

Тук ще бъдат разгледани само три от тези технологии, имащи пряко отношение към изработването на импланти. Първите две технологии са стереолитография (SLA) и отлагане на разтопен материал (FDM), които използват полимери и се прилагат при изготвяне на прототипи на импланта, помощни средства за водене или за планиране на операциите, както и за изграждане на модели или форми за репликация. Третият метод е най-популярният метод за директно производство от метал.

СТЕРЕОЛИТОГРАФИЯ (SLA – STEREO LITHOGRAPHY)

Исторически, това е първият по рода си процес за бързо прототипиране, работещ с добавяне на материал. Поради тази причина се смята за еталонен метод, с който се сравняват другите [<http://www.custompartnet.com/wu/stereolithography>]. Този метод е най-широко разпространен в RP технологията. Създават се сложни, със свободно изкривени форми, модели чрез последователно втвърдяване на слоеве от фотополимерна смола с помощта на ултравиолетов лазер [1].

Моделът се изгражда във вана, пълна с течна смола, върху вертикално подвижна платформа. Върху платформата предварително се поставят шахматно, през около 6 mm тънки подпори, за да се поддържа създаваният физически модел и особено негови надвиснали части. X-Y сканирацията лъч, управляван от съответния SLI файл, втвърдява повърхностния слой на течната смола с дебелина от 0.05 до 0.25 mm. Лъчът се движи както по контура на слоя, така и “щрихова” неговата вътрешност. Следва потапяне на платформата във ваната до пълно покриване на втвърдения слой

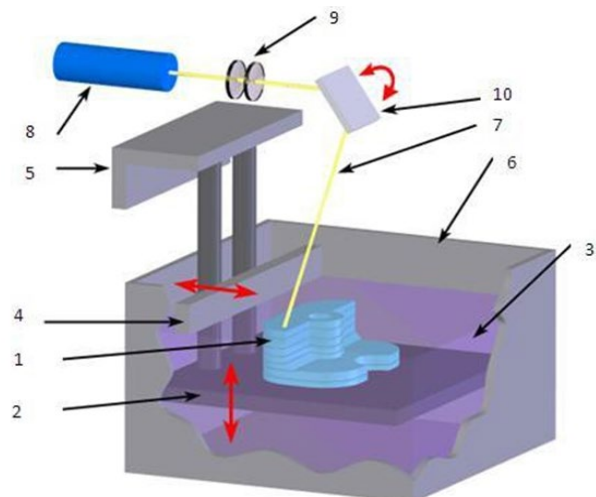


Фиг. 5. Класифициране на методите за бързо изготвяне на прототипи според агрегатното състояние на изходния материал

с течна смола. След това платформата се издига до изравняване на втвърдения слой с нивото на течната смола и с плосък нож се почиства излишната смола. Следва отново потопяване на платформата на дълбочина, равна на дебелината на следващия слой, който предстои да бъде втвърден от лазерния лъч.

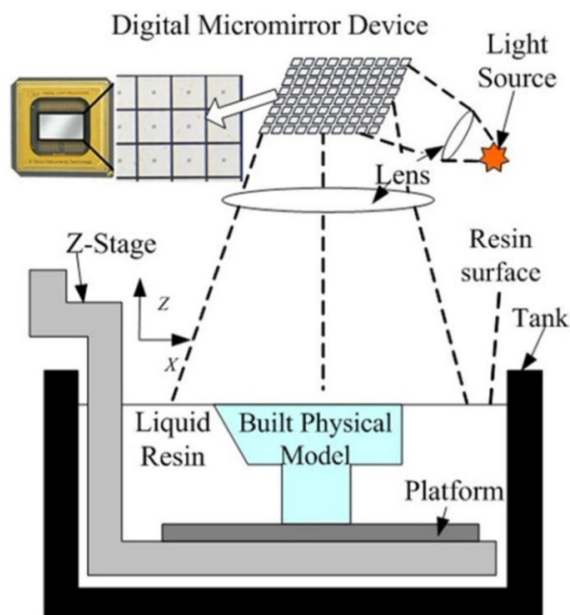
След изграждане на физическия модел той се изважда от ваната и се освобождава от подпорите, изцежда се от останалата течна смола и се поставя в специална печка с ултравиолетово осветление за окончателно втвърдяване. Възможно е допълнително заглаждане на повърхнините на прототипа с шкурка, ръчно или с електрически инструмент, боядисване и лакиране. Технологичната схема на SLA машина е представена на фиг. 7.

Съществуват и решения с едновременно проектиране на контура, примерно с DLP (Digital Light Processing) проектор, фиг. 7, както и същата схема, но с долно осветяване, фиг. 8. Втората схема

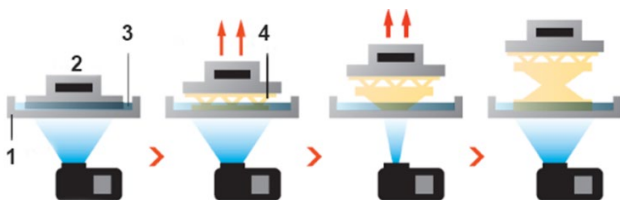


Фиг. 6. Технологична схема на машините, работещи по стереолитографски метод. 1 – Изграждан модел; 2 – Подвижна платформа; 3 – Течен фотополимер; 4 – Разпределител; 5 – Работна маса; 6 – Вана; 7 – Ултравиолетов лазерен лъч; 8 – Източник на лъча; 9 – Лещи; 10 – Огледало, осигуряващо придвижването на лъча по осите X и Y [16]

има голямото предимство, защото не се налага използване на пълна ванa с фотополимер, а само тънък слой от него върху работния плот. Така моделът се „изтегля“ нагоре в пространството над плота, а не в течна среда. Използва се много по-малко материал и методът е по-ефективен.



Фиг. 7. Технология с DLP (Digital Light Processing) проектор с горна прожекция [8]



Фиг. 8. Технология с DLP (Digital Light Processing) проектор с долна прожекция. 1 – Ванa с течна смола; 2 – Платформа; 3 – Втвърдявана смола; 4 – Подпори

Технологичен процес

Работната маса (2) е локализирана от повърхността на течния фотополимер (3) на разстояние, равно на дебелината на един слой от напречното сечение (2). Разпределителят (4) се придвижва транслационно и осигурява равномерно разпределяне на слоя течен фотополимер. Следва облъчване от лазерния лъч (7) на фотополимера, до получаване на твърд слой със съответната форма (1).

След изграждането на първия слой, елеваторът (5) придвижва работната маса (2) надолу на стъпка, равна на дебелината на един слой от детайла. Лазерният лъч обработва новия слой.

Процесът се повтаря до пълното завършване на модела.

Довършваща обработка

При наличие на поддържаща структура същата трябва да бъде премахната, обикновено ръчно. След това готовият модел се обработва в ултравиолетова камера, където се довърдява. Съществува и технология, подобна на стереолитографията, при която вместо лазерен лъч се използва светлинен лъч от DLP проектор (<http://www.ti.com/tool/TIDA-00293>).

Предимства и недостатъци

Анализ на предимствата и недостатъците за тази технология е показан на табл. 1.

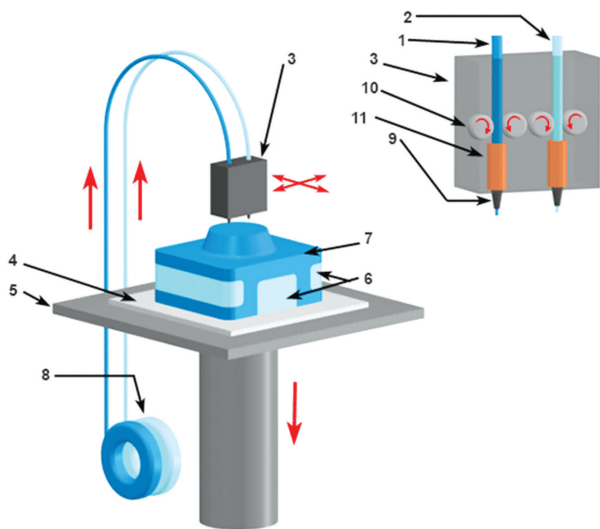
Таблица 1. Предимства и недостатъци на стереолитографията

Предимства	Недостатъци
Високо качество на детайлите по отношение точност на размерите и граваост на повърхнините	Необходимост от поддържаща конструкция
Здрави изделия	Невъзможност за работа с повече от един материал едновременно
	Довършващи обработки, водещи до повишаване на технологичното време
	Сравнително скъп процес

ОТЛАГАНЕ НА РАЗТОПЕН МАТЕРИАЛ – FDM (FUSED DEPOSITION MODELING)

Процесът започва с въвеждане на тримерен CAD – модел (STL формат) в софтуера на машината. Моделът бива ориентиран в триизмерното пространство и „нарязан“ на слоеве с дебелина 0.127-0.254 mm (<http://www.custompartnet.com/wu/fused-deposition-modeling>). Технологичната схема на машините, работещи по този метод, е представена на фиг. 9.

Използват се два материала – основен, от който се изработва моделът, и поддържащ нискотопим, който „поддържа“ надвеси на основния модел (ако е необходимо). И двата материала – основен термопластичен и поддържащ нискотопим (разтворим), се подават във вид на нишка (влакно) с диаметър около 0.18 mm през ролки в дюзова глава, която е електрически нагрята до температура в зависимост от материала (от 70°C за



Фиг. 9. Технологична схема на машините, използващи метода FDM. 1 – Основен материал (изграждан модел); 2 – Поддържащ материал (поддържаща структура); 3 – Екструдиреща глава; 4 – Работен плот; 5 – Подвижна платформа; 6 – Поддържащ материал; 7 – Основен материал; 8 – Макари с материал; 9 – Дюзи; 10 – Ролки; 11 – Нагреватели [14]

нискотопимия до 270°C за ABS – термопластичен материал). Поддържащият материал се отстранява след изработването.

Действието е следното: Екструдирещата глава (8) полага слой материал върху работния плот (4), като извършва синхронизирани движения в равнината по оси X и Y и подаване на нишка чрез ролките (10). Изграждането на основния материал (7) е успоредно с нанасянето на определен слой поддържащ материал (6). Това става чрез подаването на материал – основен или поддържащ, под формата на нишка към всяка от дюзите (9) на екструдирещата глава (8). Там нишката се нагрява до полутечно състояние.

Името на метода идва от това, че се отлага разтопен материал (1) и (2) върху работния плот.

След нанасянето на слой от прототипа, работната платформа (5) се премества надолу по ос Z на стъпка, равна на дебелината на слоя. Следва изграждането на следващ слой, като при необходимост се добавя и поддържащ материал (2). Процесът на изграждане на слоеве и движение на платформата се повтаря до завършване на модела.

Довършваща обработка

Отстраняване на поддържащата структура се осъществява по термичен или химически път.

Най-често се използва химическо разтваряне, за да не се нагрява допълнително изготвяният модел.

Предимства и недостатъци

Предимствата и недостатъците са указани в табл. 2.

Таблица 2. Предимства и недостатъци на технологията „Отлагане на разтопен материал“ (FDM)

Предимства	Недостатъци
Подходящ за работа в офиса	Ограничен избор на материали
Здрави модели	Висока грапавост
Висока скорост	

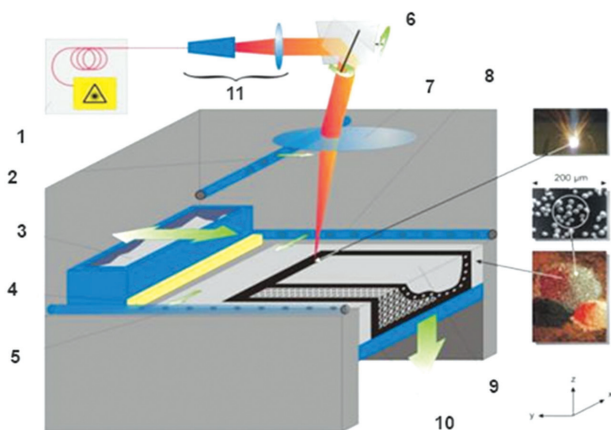
СЕЛЕКТИВНО ЛАЗЕРНО РАЗТОПЯВАНЕ – SLM

Селективно лазерно разтопяване (SLM – Selective Laser Melting) [9] е метод, при който се използва разтопяване на прахообразен материал с помощта на лазерен лъч, с цел получаване на метален детайл с практически неограничено сложна форма. Това е производствен процес с добавяне на материал, разработен от Fraunhofer Institute ILT, Аахен, Германия – през 1995 г., при който от виртуален 3D модел се създава физически прототип – еквивалент, чрез топене на метален прах от високоенергиен лазерен лъч (най-често това е итериев лазер). Представлява сложен термофизически процес и определянето на неговите параметри е от особена важност за постигането на висока прецизност.

Плътноста и интензитетът на лазерния лъч (енергията, която лазерният лъч упражнява върху единица обем от материала) са различни за всеки различен вид прахообразен материал, който ще се използва, и правилността на тази настройка определя до голяма степен качеството на получения физически обект. Други важни параметри (освен типа на материала) са и дебелината на изграждания слой (той е равен на диаметралния конгуларен размер на зърната, формиращи прахообразния материал; те са стандартизирани: 20, 30, 40, 50 микрона), скоростта на сканиране на лъча по контура на слоя, времето за сканиране на контура на слоя; скоростта на топене на материала [9].

Със селективното лазерно разтопяване се получават метални детайли с най-точна форма и

с най-близки физически характеристики до тези, получени по конвенционалните методи на точно лееене. Като най-точна и прогресивна за медицински цели редица автори сочат именно технологията селективно лазерно разтопяване.



Фиг. 10. Технологична схема на SLM процеса. 1 – Лазер; 2 – Напречна струя процесен газ; 3 – Бункер с прахообразен материал; 4 – Валяк; 5 – Всмукател на процесен газ; 6 – Огледало; 7 – Леща; 8 – Изпускател на процесен газ; 9 – Слой материал; 10 – Маса; 11 – Насочване на лъча [15]

Технологичен процес

Принципна компоновка на машината е представена на фиг. 10. Първоначално валякът (4) разпределя равномерно слой прахообразен материал (2) върху работната маса на бункера (6). Дебелината на слоя е равна на дебелината на един слой от изграждания модел (1). След това лазерният лъч (5) разтапя първото напречно сечение на изграждания обект, като бива позициониран в равнината XY от огледалото (10). Когато отпечатването на първото напречно сечение приключи, работната маса на бункера (6) се премества надолу на стъпка, равна на дебелината на един слой от модела (9).

В същото време масата на един от бункерите за съхранение на прахообразен материал се издига нагоре на същата стъпка. След това валякът разпределя нов слой материал от захранващия бункер към този, в който се изгражда моделът. Следва разтапяне на ново напречно сечение. Така процесът се повтаря до завършване на модела. Възможно е и друго решение за нанасяне на материала от по-високо разположен бункер.

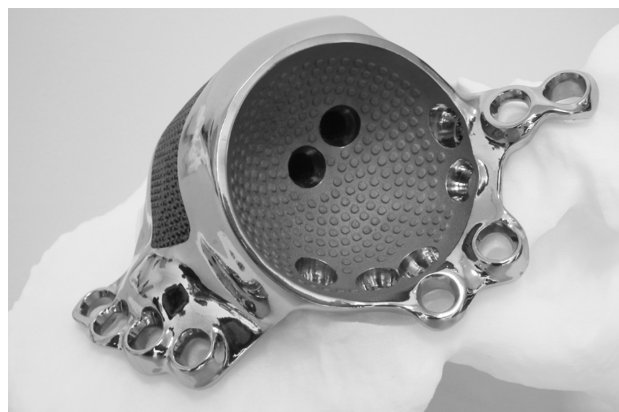
Предимства и недостатъци

Предимствата и недостатъците на процеса са представени в табл. 3.

Таблица 3. Предимства и недостатъци на селективно лазерно разтопяване

Предимства	Недостатъци
Поддържащата структура е от същия материал	Грешки от топлинни деформации
Работа с разнообразие от материали – неръждаема стомана, инструментална стомана, кобалт, хром, титан, алуминий	Недобра точност по Z
Висока точност по X и Y	Висока грапавост на повърхнините на модела в сравнение със стереолитографията
Възможност за изработване на напълно функционални детайли	Необходимо е премахване на подпирашите структури
Без необходимост от следващо довтвърдяване на модела	
Технологията позволява направата на много сложна геометрия	
Детайлите може да бъдат полирани чрез конвенционалните полиращи методи	

Важно предимство е липсата на органични компоненти.



Фиг. 11. Към костта се монтира с винтове, имплант за тазобедренна става. Източник <http://www.materialise.com/en/blog/benefits-of-3d-printed-implants>

Имплантите, произведени чрез SLM технологията, не се различават съществено от традиционните медицински импланти. Поради това няма причина да се смята, че 3D отпечатаните импланти са по-добри от съответните традиционни, само защото са отпечатани с 3D. Ако няма значителна добавена стойност, няма причина да се възстановяват на по-висок праг.

Добавената стойност на 3D SLM технологията се състои в персонализирането на импланти, което позволява лечението на по-рядко срещани заболявания. Следователно тези знания са специфични и е необходимо лечението на тези заболявания да се организира в ограничен брой болници, което дава възможност за създаване на центрове за компетентност по импланти. Такава е именно практиката в Белгия (<http://www.materialise.com/en/blog/benefits-of-3d-printed-implants>).

Освен това изискванията към имплантите, произведени с 3D printing, понякога са по-строги, отколкото при стандартните импланти. Фактът, че 3D printing (3D SLM) се използва най-вече за персонализирани импланти, увеличава сложността на необходимото сертифициране, тъй като не само имплантът трябва да бъде сертифициран, но и целият процес на изработване. Болниците или някои по-малки производители на медицински изделия няма винаги да са в състояние да овладеят тази сложност.

Независимо от тези трудности 3D SLM технологията поради изброените свойства е прогресивен избор за изграждането на персонализирани импланти.

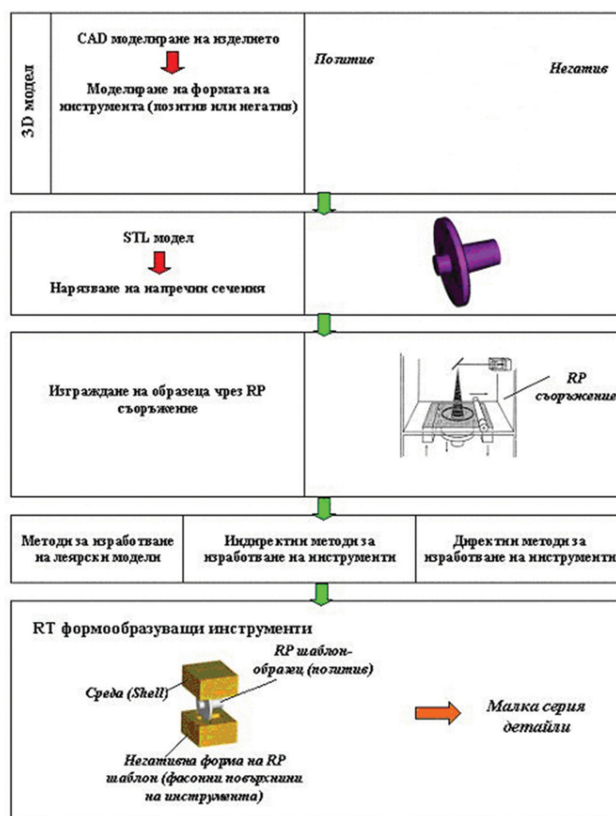
РЕПЛИКАЦИОННИ МЕТОДИ

Това са методи за изграждане на импланти чрез репликиране на създаден физически образец (позитив) на импланта с последващо леене по стопяеми модели или във форма, изградена по този физически образец или директно изграждане на форма (формообразуващ инструмент – негатив) за оформяне на импланта чрез конвенционална технология на отливане или друг метод

В тези случаи са особено полезни и изгодни 3D принтинг методите, които използват 3DP образци (модели), или инструментите се изработват директно като 3DP модели. 3D принтинг образците могат да се ползват както като модели (позитив), така и като фасонна формообразуваща форма (негатив). В този смисъл в англоезичната терминология се използват съответно термините “pattern making” и “mold making”. Последователността от дейности при изработване на формообразуващи инструменти по RT технологията е дадена на фиг. 12.

Основно се използват директни или индиректни методи чрез изграждане на модел с 3DP техно-

логииите или чрез ръчно моделиране с восък. Те се прилагат основно при изграждане на импланти с повторемост (малки количества еднотипни импланти се отливат във форми) или при прилагане на материали, подходящи за леене или формоване (полимери от типа на PMMA и др.), както и при леене на различни материали, включително и многокомпонентни в силиконови форми [2, 11].



Фиг. 12. Веригата 3D Print – директни/индиректни методи за репликиране – изработване на импланта

Репликация чрез леене по стопяеми модели

Като изходни данни за процеса се използват моделите, получени чрез специални пластмаси посредством 3D принтер (Rapid Prototyping) чрез метода на “струйна технология” или подобни. Процесите се използват за изготвяне на точни модели на имплантите от восъкоподобен полимер.

Подходът е следният: Изготвеният CAD модел на импланта (построен или сканиран) с добавени необходимите за леене питатели и др. елементи се скалира (отчита се коефициентът на термично свиване при леене) и се трансформира в STL файл, който се подава към управляващата система на машината за прототипиране, проверява се и се пуска за изработване.

Готовият RP модел е копие на желаното изделие и служи за основа за последващо леене по стопяеми модели.

Процесът на леене по стопяеми модели се развива по конвенционалния подход: Моделът се залага във формата за леене като „сърце“. След изпичане заложеният модел се стопява и освобождава кухнята със същата форма. Следва заливане на стопилката в така получената форма, при което металът/сплавта заема кухнята и се получава необходимата метална форма.

Процесът се удължава като време спрямо конвенционалните техники за изпълнение, но дава много по-прецизен резултат. Използва се с предимство при по-комплексни форми и необходимост от по-висока точност.

ПРЕДИМСТВА И НЕДОСТАТЪЦИ НА РАЗЛИЧНИТЕ ИНДУСТРИАЛНИ ТЕХНОЛОГИИ ЗА ИЗРАБОТВАНЕ НА ИМПЛАНТИ

Новите CAD/CAM улесняват лечебния процес като цяло и значително го ускоряват. CAD/CAM системите създават продукти с високо качество поради много високата точност на снемането и обработката на данни и изработката. Тези технологии успешно навлизат в клиничната практика и предлагат големи възможности за постигане на бързо, точно, ефективно, ефикасно и прогнозируемо лечение, особено при използване на персонализирани импланти, поради следните причини:

- Висока прецизност на изпълнение;
 - Постигат се стабилни клинични резултати.
- Много по-голяма дълготрайност на имплантите;
- Несравнима естетика;
 - Удобство за пациентите;

В медицинско проучване, което е проведено с цел установяване на трайността и издръжливост-

та на корони, произведени чрез метода селективно лазерно разтопяване, са направени 60 корони на общо 39 пациенти. Използваният материал е хром-кобалтова сплав. Пациентите са наблюдавани в продължение на 47 месеца. Установено е, че за този срок са дефектирали 1,7% от короните, което е по-малко от процента дефектирали за 5 години корони, направени чрез леене от сходна хром-кобалтова сплав (при тях процентът варира между 2,5% и 7,6% по Clinical Outcome of Metal-Ceramic Crowns Fabricated with Laser-Sintering Technology, 2011, 24(24).

При друг експеримент са направени опитни образци с цел да се тестват физикомеханичните показатели при сравняване на трите технологии за изработване на стоматологични импланти: чрез леене, чрез фрезозане и посредством селективно лазерно разтопяване. В трите технологични подхода са използвани популярни сплави, които са с много сходен химичен състав, но все пак нееднакъв.

Поръзност е била открита само в групата на моделите, получени с леене, но въпреки това тяхната твърдост (измерена по Викерс) е на достатъчно добро ниво от 320 ± 12 HV. За моделите, получени посредством отнемане на материал (фрезозане), стойността е 297 ± 5 HV. За третата група образци, получени на SLM машина, твърдостта е от порядъка на 371 ± 10 HV, т.е. най-висока. Сред вероятните причини за това е по-голямата якост на опън при директното метално топене, както и наличието на повече остатъчни напрежения.

CNC CAM технологията има редица предимства и съответно недостатъци при използването на фрезозане за отнемане на материал:

- загуба на материал (специално при титана и неговите сплави поради естеството на този метод има загуби на материал, което значително оскъпява крайния имплант);

Таблица 4. Състав на сплавите, използвани в експеримента

Element	CST			MIL			SLM	
	Alloy	M _c	A _c	Alloy	M _m	A _m	B _m	Alloy
Co	59.9 [56.9–62.9]	62.7	46.9	59.1 [56.1–62.1]	60.2	47.9	43.2	62.7 [59.6–65.8]
Cr	32.2 [30.6–33.8]	31.7	35.8	33.1 [31.4–34.8]	33.3	37.9	26.9	29.2 [27.7–30.7]
Mo	6.2 [5.6–6.8]	4.3	15.3	6.0 [5.4–6.6]	4.9	12.3	28.2	6.3 [5.7–6.9]
Si	1.0 [0.8–1.2]	0.9	1.3	0.9 [0.4–1.3]	0.6	1.0	0.6	0.9 [0.4–1.3]
Mn	0.5 [0.2–0.7]	0.4	0.7	0.4 [0.2–0.6]	0.5	0.5	0.8	0.8 [0.4–1.2]
Fe	0.2 [0.1–0.3]	0.2	0.1	0.5 [0.2–0.7]	0.5	0.4	0.3	0.1 [0.1–0.2]

- изисква отстраняване на поддържащи мостове;

- необходимо е доста време за пресмятане на инструменталния път, особено при 5 – осно програмиране;

- износване на инструментите и необходимост от смяната им, работа с повече инструменти;

- постига се много по-голяма точност;

- спрямо леенето: избягват се фрактурите поради напрежения или дефекти при отливането;

- за заготовки се използват монолитни заготовки, които са произведени при условия, близки до идеалните. Те са с отлична плътност, без следи от остатъчна поръзност, нещо което е често откриваемо при много пресовани или изработени посредством послойно нанасяне конструкции. CAD/CAM системите дават прецизност в работата. Позволяват на работещия да създаде един по-точен, по-прецизен продукт, което осигурява по-дълъг живот на импланта. А това е така, защото създадените по тези технологии конструкции пасват много по-точно, с което отпада рискът от счупване поради недобро пасване или последващо развитие на кариес или инфекция заради разстояние между коронката и изпиления зъб.

Предимства и недостатъци на метода селективно лазерно разтопяване:

- могат да се изработват много сложни по форма импланти в едноетапен процес – геометрична свобода по отношение на формата, което открива нови хоризонти за конструкции при възстановявания,

- изисква постпроцесинг – премахване на поддържащи слоеве и допълнителна обработка при нужда от полиране;

- по-ниска якост и хомогенност за натоварени конструкции по сравнение с отнемане на материал. Наличието на поръзност води до формирането на вътрешни напрежения, което е причина за възникването на непоправими увреждания в конструкцията. Големи дентални мостове са пример в това отношение.

- трудности при сертифициране на материалите и процеса.

Предимства и недостатъци на методите за производство чрез репликация:

- необходимост от модел, най-често чрез 3DP технологии;

- дълъг процес за изработване и корекции;

- ниска точност;

- непрактичен метод за леене на титан и титаниеви сплави;

- изисква цял набор от специфични технически умения на работещия;

- голям обем висококвалифициран труд;

- възможност за многократна употреба на формите;

- използване на материали, неприложими при другите методи;

- по-ниска себестойност в сравнение с CNC CAM и SLS технологиите.

При денталните импланти се очертават недостатъците на метода леене по стопяеми модели:

- разходи за направа на модела;

- време за изработване и преправяне;

- загуба на материал;

- опасност от счупване;

- непрактичен метод за леене на титан и титаниеви сплави;

- дълъг процес;

- изисква цял набор от специфични технически умения на работещия;

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Процесът на цифровизация при създаването и производството на импланти е много интензивен и се подпомага в голяма степен от бурното развитие на информационните технологии, CAD/CAM технологиите и производствените методи. Той започва с момента на сканиране, което обикновено се извършва от 3D скенер и съответен софтуер, както и целия последващ процес (известен като сегментиране и реконструиране) до формирането на точно виртуално тримерно изображение на импланта и достигане до физически имплант, за да бъдат по-добри от конвенционалните методи. Могат да се посочат следните изводи:

- CNC CAM технологиите се развиват много бързо, печелейки основно със:

- висока точност на изработване – без аналог при другите технологии;

- приложимост на различни видове материали, включително кетрамика (ZO_2 и др.) и композити (PEEK и др.).

- използване на висококачествени материали без необходимост от промени в материалните им свойства при топене или др. физични процеси;

- висока производителност.

- Същевременно 3DP, и по-специално SLM технологията, в значителна степен превъзхожда конвенционалните методи на работа, защото не изисква никакви инструменти; скоростта на работа като общ цикъл е по-висока спрямо наличните конвенционални техники; постиганото качество на геометрията е много добро; могат да се използват като изходна суровина много различни метали и сплави, като легирани стомани, кобалт-хромови сплави, инконел 625 и 718 и титаниеви сплави Ti6AlV4; крайното метално изделие е и крайният продукт, готов за директна употреба; дава възможност за изграждане на изключително прецизни вътрешни преходи в моделите, които често няма как да бъдат изградени с другите методи, напр. с леене по класическата технология.

Благодарности. Това изследване е осъществено с помощта на Европейски фонд за регионално развитие по оперативна програма „Наука и образование за интелигентен растеж 2014-2020 г.“ и „Национален център по мехатроника и чисти технологии“ към Център за върхови постижения BG05M2OP001-1.001-0008-C01.

Библиография

1. D'Urso PS, Earwaker WJ, Barker TM et al. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. *Br J Plast Surg*, 2000;53:200-4.
2. Gerber N, Stieglitz L, Peterhans M et al. Using rapid prototyping molds to create patient specific polymethylmethacrylate implants in cranioplasty. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010:3357-60.
3. Chen JJ, Liu W, Li MZ, Wang CT. Digital manufacture of titanium prosthesis for cranioplasty. *Int J Adv Manuf Technol*, 2006;27:1148-52.
4. Connell H, Statham P, Collie D et al. Use of a template for custom cranioplasty. *Phidias – EC Funded Network Project on Rapid Prototyping in Medicine*, 1999;2:7-8.
5. Kruth J-P, Mercelis P, Van Vaerenbergh J et al. Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser Melting. *Rapid Prototyping J*, 2005.
6. Lane JM, Sandhu HS. Current approaches to experimental bone grafting. *Orthop Clin North Am*, 1987;18:213-25.
7. Lee MY, Chang CC, Lin CC et al. Custom implant design for patients with cranial defects. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 2002;21:38-44.
8. Pham DT, Dimov S. Rapid prototyping and rapid tooling – the key enablers for rapid manufacturing, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C. J Mechan Engineering Sci*, 2003, 1-23.
9. Parthasarathy J, Parthiban JK. TP08PUB117 Lake Buena Vista, FL, USA: Society of Manufacturing Engineers; 2008. Rapid Prototyping in Custom Fabrication of Titanium Mesh Implants for Large Cranial Defects. *RAPID*, May 20-22.
10. Schlickewei W, Schlickewei C. The use of bone substitutes in the treatment of bone defects-The clinical view and history. *Macromol Symp*, 2007;253:10-23.
11. Shimko DA, Nauman EA. Development and characterization of a porous poly (methyl methacrylate) scaffold with controllable modulus and permeability. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2007;80:360-9.
12. St John TA, Vaccaro AR, Sah AP et al. Physical and monetary costs associated with autogenous bone graft harvesting. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, 2003;32:18-23.
13. Todorov G, Kamberov K. *Virtual Engineering*, Sofia 2015, 498-527.
14. Todorov G, Kamberov K. *Virtual Engineering CAD/CAM/CAE&PLM Technologies*, 2015, 513.
15. Todorov G, Kamberov K. *Virtual Engineering CAD/CAM/CAE&PLM Technologies*, 2015, 519.
16. Pan Y, Zhou C, Chen Y. A Fast Mask Projection Stereolithography Process for Fabricating Digital Models in Minutes. *J Manuf Sci Eng*, 2012.

МЕТОДИКА ЗА 3D БИМОДЕЛИРАНЕ НА БАЗАТА НА ТОМОГРАФСКИ ДАННИ ЗА СЪЗДАВАНЕ НА ПЕРСОНАЛИЗИРАНИ ИМПЛАНТИ ЧРЕЗ ИЗПОЛЗВАНЕ НА CAD/CAM ТЕХНОЛОГИИ С ВИРТУАЛНИ И 3D ПРИНТИРАНИ ПРОТОТИПИ

Г. Тодоров¹, Я. Софронов¹, Н. Габровски², Т. Гаврилов¹, М. Лалева²

¹Лаб. "CAD/CAM/CAE в индустрията", Машинно-технологичен факултет, Технически университет – София

²Клиника по неврохирургия, УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов“ – София

METHODOLOGY FOR 3D BIO-MODELING BASED ON TOMOGRAPHIC DATA FOR CREATION OF PERSONALIZED IMPLANTS, USING CAD/CAM TECHNOLOGIES WITH VIRTUAL AND 3D PRINTED PROTOTYPES

G. Todorov¹, Y. Sofronov¹, N. Gabrovsky², T. Gavrilov¹, M. Laleva²

¹Lab. "CAD/CAM/CAE in industry", Faculty of industrial engineering, Technical University – Sofia

²Department of Neurosurgery, University Hospital Pirogov – Sofia

Резюме

Персонализираните импланти за възстановяване на черепно-лицеви увреждания стават все по-важни поради по-доброто им представяне, отколкото моделирането на титанова мрежа или алопластичен материал по време на хирургичната операция. Това се дължи на доброто прилягане в областта на импланта, намаленото хирургично време и по-добрите козметични резултати. Създаването на такива импланти е предизвикателна задача. В тази статия е представен структуриран процес на работа с ясно дефинирани стъпки при решаване на клиничен случай. Подробно са разгледани случаи на реконструкцията от СТ данни и 3D моделиране на персонализирани импланти за целите на краниопластиката.

Ключови думи: 3D моделиране, CAD/CAM хирургия, СТ сканиране, импланти по поръчка, реконструктивна хирургична процедура, виртуално инженерство

Abstract

Personal implants for reconstruction of craniofacial harms become more and more important due to their better performance than modeling titanium mesh or alloplastic material during surgical operation. This is due to the good fit in the implant area, reduced surgical time and better cosmetic results. The creating of such implants is a challenging task. In this article structured process workflow with clearly defined steps was introduced. All of the steps were evaluated with solving of clinical case. The reconstruction from CT-data and 3D modeling of custom implants for the purpose of cranioplasty were reviewed in details.

Key words: 3D modeling, CAD/CAM surgery, CT-scan, custom implants, reconstructive surgical procedure, virtual engineering

ВЪВЕДЕНИЕ

Реконструкцията на лицево-черепната част е изключително предизвикателство, дори за най-опитните хирурзи. Някои от най-важните фактори,

които допринасят за сложността, са анатомията и наличието на жизненоважни структури в близост до засегнатата част, уникалността на всеки дефект и рисковете за инфекция. Във всяка ре-

конструкция, породена от травма, аблация на тумор, инфекция или вродени деформации, възстановяването на естетиката и функционалността е основна цел, а това налага точно предварително хирургично планиране и изпълнение [1-7].

Лицево-черепните дефекти също имат сложни анатомични форми, които са трудни за доизграждане по стандартните методи, използвани в практиката. Следователно от голяма полза за хирурзите е да бъдат подпомогнати от практиката и доказаните методи в инженерната среда, където проектирането и изпълнението на импланти и протези може да бъде с висока точност и прецизност.

Хирурзите са се адаптирали към подобрени техники за визуализация от близо две десетилетия, но дори и днес за много от тях това е все още новост. Предимствата на виртуалната реалност могат да бъдат внедрени и за клинични сценарии, т.е. нараства възможността за постигане на по-висока точност. Разработването на системи за подпомагане на конструирането (CAD) и компютърно подпомагащо производство (CAM), които се адаптират към нуждите на хирурзите, е довело до цяла гама нова апаратура за компютърно подпомагаща хирургия. Тези специализирани системи се фокусират върху подобрени инструменти за визуализация – 3D моделиране, или по-добре обозначени като виртуална реалност, и дават на хирурзите способността за прецизно предоперативно планиране и извършване на виртуални остеотомни резекции (хирургично отрязване на костни структури с цел напасване), за проектиране на специфични за пациента импланти. Тези виртуални модели могат да бъдат внесени в една интероперативна навигационна система за прецизно позициониране на костни сегменти, импланти или спомагателни устройства. Напредъкът в технологиите за производство и материалознанието са довели до възможността за превръщане на такъв виртуален модел или дизайн в реалност – като физически модел-реплика, който да бъде използван за специфичен персонализиран имплант.

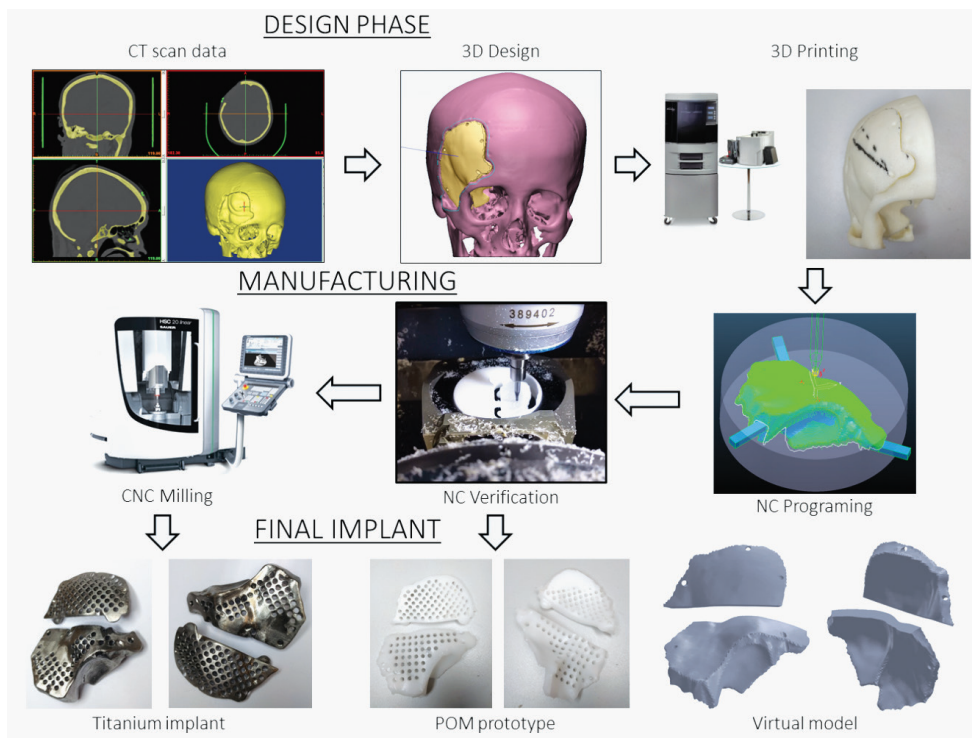
Успехът и дълготрайността на импланта зависят от редица фактори, като материални характеристики, дизайн на импланта и умения на хирурга. Напредъкът в обработката на томографски изображения и технологиите за производство дава възможност на хирурзите да наблюдават модела физически преди неговото изработване. Нивото на автоматизация превръща производството

на персонални проектирани импланти в най-добрия вариант за реконструкция на черепно-лицеви дефекти. Персонализираните импланти за реконструкция на черепно-лицеви дефекти наскоро придобиха значение поради по-доброто им представяне спрямо техните аналози, изработени по старите технологии. Това се дължи на точното адаптиране към региона на имплантиране, което намалява хирургичното време, което от своя страна води до намалени рискове от инфекция, по-бързо възстановяване и повишена козметична стойност [8-10].

CAD/CAM системите дават възможност да се проектират и произвеждат персонални импланти на приемлива цена в разумен срок. Производствени технологии с добавяне на материал като стереолитография (SLA), polyjet, FDM; 3D печат, селективно лазерно топене (SLM), селективно лазерно синтероване (SLS) и топене с електронен лъч (EBM) се използват за производството на сложни анатомични части, без никакви ограничения на формата, дори и с решетъчни структури за запълване на обема. SLS, SLM и EBM имат опция за работа с биосъвместими материали за изготвяне на импланти от титан, Ti6Al4V, хром-кобалт и полиетеретеркетон (PEEK) и улесняване процеса, като пряко произвеждат импланти със свойства, които съответстват на свойствата на тъканите в областта на имплантиране. Хирурзите вече имат достъп до доставчиците на съоръжения, предоставящи тези услуги.

Диаграмата на работния процес за CAD/CAM изработени импланти е показана на фиг. 1 и е описана накратко по-долу.

В инженерните науки процесът е известен като „ревърс инженеринг“ и започва с извличане на данни от компютърна томография (CT scan data) за сканиране или данни от 2D изображения от магнитен резонанс като DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) файлове. След това DICOM данните се обработват с помощта на софтуер, като MIMICS, Biobuild или друг, за да се създаде тримерен модел на анатомията. 3D моделът се внася в софтуер за тримерна обработка, като например софтуер за свободно моделиране Freeform Geomagic или CAD базиран софтуер като 3 Matic, за да се създаде крайният имплант дизайн. След това имплантът се произвежда с технология за отнемане на материала или чрез технология, работеща с послойно добавяне на материал.



Фиг. 1. Метод за проектиране и производство на CAD/CAM изработени импланти

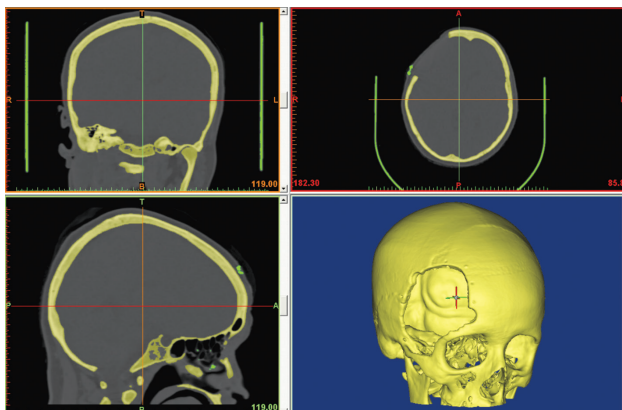
Процесът на 3D моделиране и персонализирани импланти непрестанно се развива с напредъка на технологиите в тримерното проектиране и производството. В тази статия ще направим преглед на 3D моделирането в процеса на изграждане на потребителски импланти в лицево-черепната, черепната и челюстната реконструкция, и по-специално във връзка с прилагането на CAD/CAM технологиите.

Краниопластиката е най-разпространеният метод за лечение на черепни дефекти, често причинени от травма, отстраняване на тумор или други заболявания. Основната цел на краниопластиката е да защитава мозъка и да облекчава щетите от травмата, причинени от дефекта, да подобрява състоянието на пациента. Следователно материалът за идеалния черепен имплант трябва да е съвместим с организма и в черепната кухина около дефекта да се постигне пълно затваряне, да бъде радиопрозрачен за постоперативно наблюдение, да е устойчив на инфекции, да подлежи на обработка в каквато и да е форма, да е достъпен и с възможно най-ниска цена. В следващите части се подчертават предимствата на 3D моделирането и производството на импланти за краниопластика.

През последните години тримерният модел на черепа заедно с дефекта се произвежда с помощ-

та на технологии за тримерно принтиране и се използва като реплика или шаблон на действителната протеза в региона на травмата, изобразяваща точно позицията на дефекта и заобикалящата го структура. За изработката на действителния имплант се използва втори метод на изготвяне. [7, 11]. Този процес осигурява добро напасване на протезата и е много полезен при лечение на големи черепни дефекти, като предимствата са намалено време за изработка и намален период на заздравяване и хоспитализация, а това в крайна сметка води и до намаляване на разходите за операцията.

Медицинските образи, идващи от апаратура за томография или ядрено-магнитен резонанс, представят информацията за картината под формата на нива на сивото. Чрез Mimics се създава тримерен модел, базиран на тези стойности на сивото. Съществува пряка зависимост между плътността на материала на сканирания обект и стойностите за цвят на всеки пиксел в данните на изображението. Mimics създава модели с всякаква геометрия, различима в рамките на данните от сканирането, чрез обединяване на сходни цветови гами. Тримерният модел, създаден по този метод, е във формата STL. STL е познат формат в инженерната среда и е език на машини-



Фиг. 2. Импортиране на томографските данни в софтуера Mimics

те за бързо прототипиране, чрез него се изграждат комплексни геометрии, като медицинските геометрии. Тримерният модел директно може да бъде изпратен за изработка чрез тримерно принтиране. Тъй като моделите отговарят на данните на пациента с висока точност, те са средство за по-добра подготовка за операция.

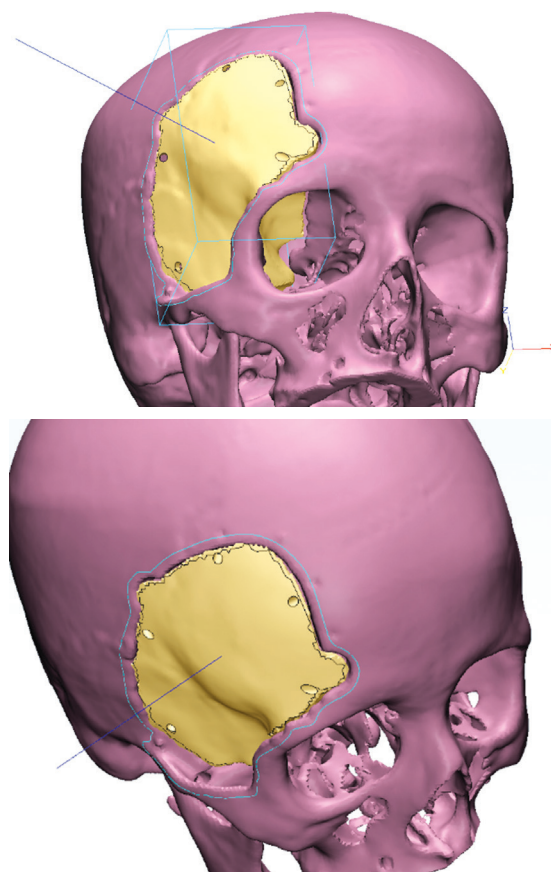
Към дизайна на персонализирани лицево-черепни импланти е необходимо да се интегрират съседните анатомични структури. Прикрепителните елементи трябва да пасват отлично, ако има такива, а за изработването им е необходимо да се отчете анатомията около зоната на импланта. 3-matic позволява изработката на такива импланти с помощта на специализирани инструменти за доработка, чрез комбинирането на данните от пациента с наличната CAD база. Софтуерът спестява и много време, защото премахва първата стъпка на ревърсивното инженерство, а именно превръщане на данните от пациента в тримерен модел в CAD формат.

Първата стъпка от подготовката на тримерния модел включва създаване на очертаването на черепната равнина около травмираната част. Моделът се подлага на изглаждаща операция, която намалява броя на генерираните триъгълници в STL модела, което го прави по-лесен за работа. Важна стъпка при изготвянето на кривината е тя да бъде дефинирана близо до увредената част на черепа, но така, че да се запази тангенциалност между черепа и изработвания имплант.

Следващата стъпка от създаването на импланта е използването на здравата геометрия на черепа, като се изгражда огледален образ. След ръчното напасване на реалния модел с огледал-

ния, имплантът се създава с помощта на вече създадената кривина около травмата. Така се гарантират сходна геометрия между здравата и увредената част на черепа и добър преход около импланта.

В последната стъпка имплантът се подлага на няколко операции, една от които е преместване на външния контур (offset) навътре. По този начин се гарантира място, около което имплантът да зарасне правилно към костта. Преди да се финализира моделът, имплантът се преглежда за обърнати триъгълници, засенчвания или други дефекти. С приключването на тази стъпка отново се генерира STL файл, който е вече с подобрена геометрия и е пригоден за изработка с технологии, работещи с добавяне на материал.

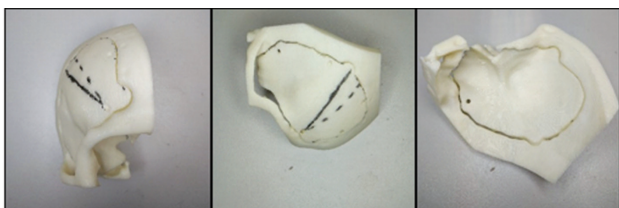


Фиг. 3. Финален тримерен вид на импланта

Със създаването на прототип чрез послойно изграждане, имплантът може да се разгледа физически и да се обсъди с лекарите, отговорни за операцията. Тази стъпка е от изключително значение, тъй като тя осъществява връзката между медицината и инженерството в създаването на персонализирани импланти. Разглеждат се фор-

мата и размерите, както и напасването. В тази стъпка е възможно да се видят недостатъци по импланта, които не са били забелязани в тримерния модел, както и е възможно да се отстранят проблеми, свързани с бъдещата изработка чрез отнемане на материал.

Използван е 3D принтерът FDM Dimension Elite на Stratasys, наличен в лабораторията "CAD/CAM/CAE в индустрията" към Машиностроителния факултет на Техническия университет – София, за създаване на импланта, показан на фиг. 4.



Фиг. 4. 3D принтираният имплант с част от черепа

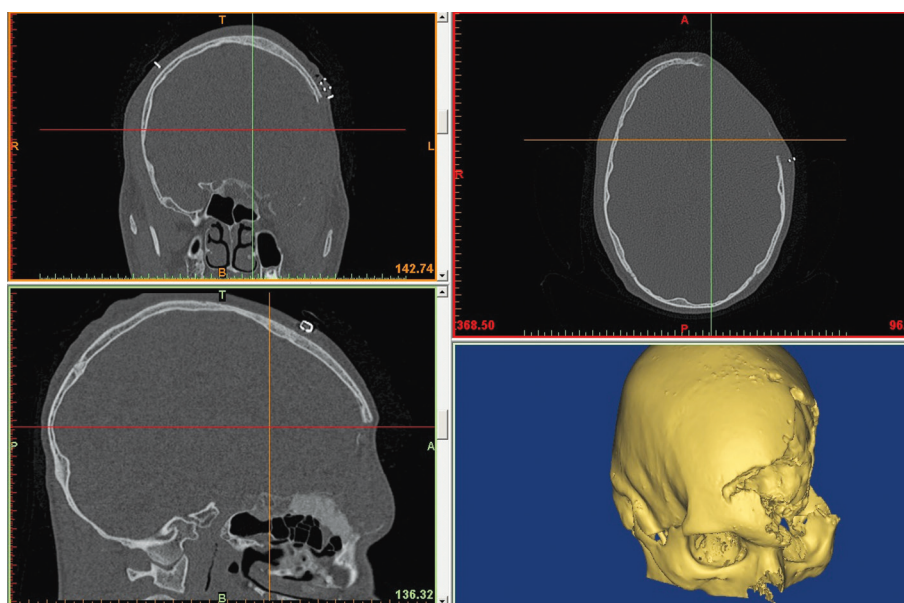
Друг пример по разработената методология за изграждане на персонализирани импланти при конкретен клиничен случай е решен отново чрез използване на най-съвременните технологии, базирани на 3D биомоделиране на засегнатата област. От томографското изследване на пациента след редица обработки се изолират необходимите костни структури на черепа, показани на фиг. 5.

От 3D реконструкцията ясно се виждат няколко съществени особености, които трябва да бъ-

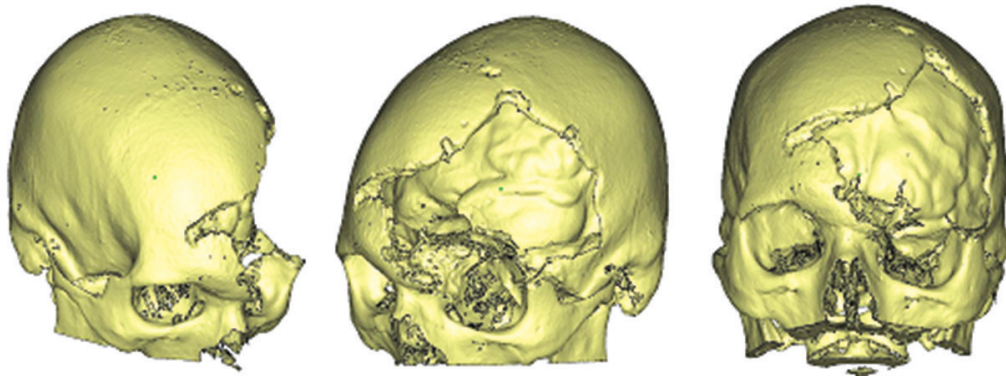
дат взети под внимание при следващите стъпки на създаване на персонализиран имплант. Първо, размер на дефекта. Поради спецификите на заболяването е невъзможно да се използват повторно вече премахнатите кости и те трябва да бъдат заместени с имплант. Материалът на импланта е критично важен, тъй като от него се определя структурната здравина и теглото. Човешката глава се носи от шийните прешлени и няколко неголеми мускула, които са чувствителни за натоварване, поради което вариантите за метален имплант са неподходящи. Второ, наличните кости са изгубили характерните си анатомични форми и постигането на добър естетически външен вид на лицето е предизвикателство.

Един от основните проблеми при реконструирането на дефектната кост е липсата на какъвто и да е модел на дефекта, по който инженерът да се ръководи. Единствената възможност е да се направи огледален образ на лявата част на черепа, която, както бе изяснено по-горе в текста, не е напълно симетрична с дясната. Процесът по създаване на импланта се състои в следните стъпки:

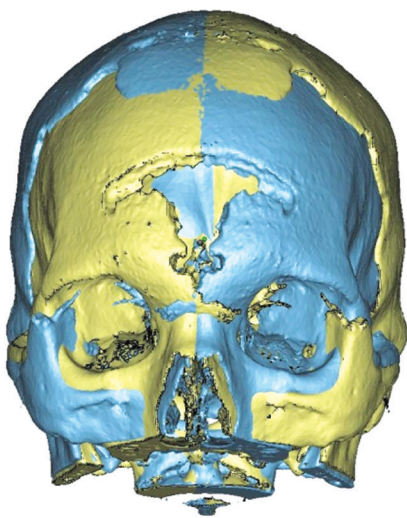
1. Използват се инструменти за т.нар. директно моделиране на сложни повърхнини. Създава се огледален образ на черепа по характерни анатомични точки (фиг. 7). От фигурата се вижда, че симетричната форма не би постигнала добър естетически резултат и това се дължи на деформацията на костите от болестта (фиг. 8).



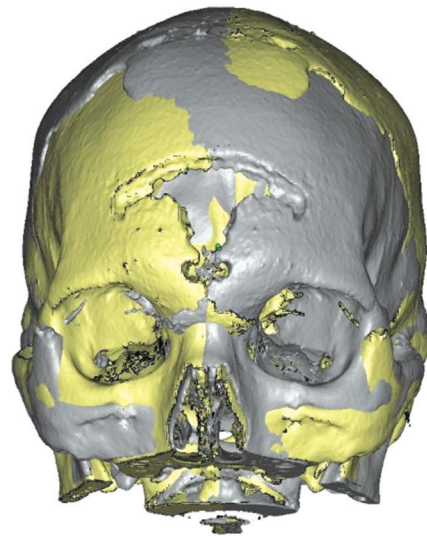
Фиг. 5. Изолирани костни структури на черепа



Фиг. 6. Състояние на черепа след операцията



Фиг. 7. Огледално симетрична форма



Фиг. 8. Итеративно възстановяване

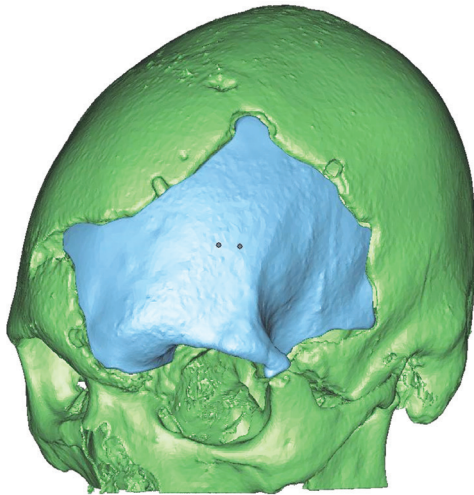
2. За да се постигне естетически завършена форма на лицето, се извършват няколко итерации с препозициониране при спазване геометричните особености за покриване на дефекта при полусиметрична форма на черепа до постигане на задоволителен окончателен резултат (фиг. 9).

3. След това се пристъпва към моделиране на импланта. Процесът протича при съгласуване с лекарския екип, който дефинира изискванията за околния контур, така че да имат възможност за манипулиране на импланта по време на операцията и да се избегне засягането на нерви при поставянето му.

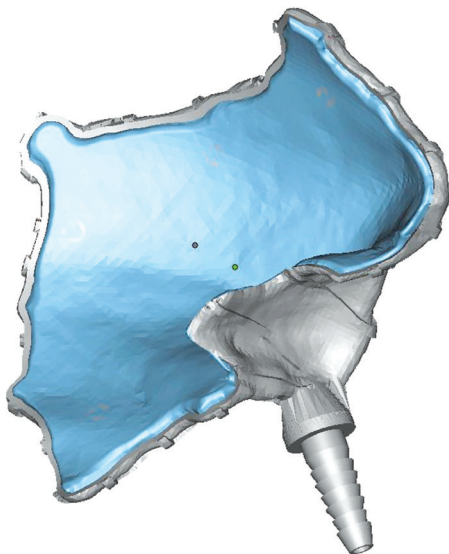
4. Поради споменатите ограничения по отношение на избора на материал за импланта като възможен вариант за изработка на такова персонализирано изделие най-подходящи са технологиите за бързо изготвяне на формообразуващи инструменти (RT). Натрупаните знания в рамките на проекта дават възможност за използване на

т.нар. директни методи за RT. При тях формообразуващият инструмент се изработва директно на съоръжение за бързо прототипиране (БП), като в етапа на проектиране на инструмента се отчетат

свиването на материала и грешките от технологията. За осигуряване запълване на формата е разработена леекова система, а за осигуряване на структурната здравина на формата са проектирани ребра.



Фиг. 9. Окончателна форма на импланта



Фиг. 10. Окончателна форма на импланта

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Въпреки че от механична гледна точка функцията на краниалните импланти е много проста, създаването на подходяща форма влияе върху много фактори, от които зависи успешната интеграция на импланта в организма. През последни-

те няколко години именно поради въвеждането на компютърните CAD/CAM технологии в областта на 3D биомоделирането има значителен напредък. Въпреки това реконструирането на засегнатата област и създаването на подходяща форма на импланта остават предизвикателство.

Благодарности. Това изследване е осъществено с помощта на Европейски фонд за регионално развитие по оперативна програма „Наука и образование за интелигентен растеж 2014-2020 г.“ и „Национален център по мехатроника и чисти технологии“ към Център за върхови постижения BG05M2OP001-1.001-0008-C01.

Библиография

1. 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery Jayanthi Parthasarathy, Department of Engineering, Director Engineering MedCAD Inc. Dallas TX 75226, USA, Ann Maxillofac Surg, 2014; 4(1): 9-18.
2. Shimko DA, Nauman EA. Development and characterization of a porous poly (methyl methacrylate) scaffold with controllable modulus and permeability. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2007;80:360-9.
3. Schlickewei W, Schlickewei C. The use of bone substitutes in the treatment of bone defects – The clinical view and history. Macromol Symp, 2007;253:10-23.
4. Lane JM, Sandhu HS. Current approaches to experimental bone grafting. Orthop Clin North Am, 1987;18:213-25.
5. St John TA, Vaccaro AR, Sah AP et al. Physical and monetary costs associated with autogenous bone graft harvesting. Am J Orthop (Belle Mead NJ), 2003;32:18-23.
6. Silber JS, Anderson DG, Daffner SD et al. Donor site morbidity after anterior iliac crest bone harvest for single-level anterior cervical discectomy and fusion. Spine (Phila Pa 1976), 2003;28:134-9.
7. Parthasarathy J, Parthiban JK. TP08PUB117 Lake Buena Vista, FL, USA: Society of Manufacturing Engineers;. Rapid Prototyping in Custom Fabrication of Titanium Mesh Implants for Large Cranial Defects. RAPID, 2008, May 20-22.
8. Connell H, Statham P, Collie D et al. Use of a template for custom cranioplasty. Phidias – EC Funded Network Project on Rapid Prototyping in Medicine, 1999;2:7-8.
9. D'Urso PS, Earwaker WJ, Barker TM et al. Custom cranioplasty using stereolithography and acrylic. Br J Plast Surg, 2000;53:200-4.
10. Lee MY, Chang CC, Lin CC et al. Custom implant design for patients with cranial defects. IEEE Eng Med Biol Mag, 2002;21:38-44.
11. Chen JJ, Liu W, Li MZ, Wang CT. Digital manufacture of titanium prosthesis for cranioplasty. Int J Adv Manuf Technol, 2006;27:1148-52.

НАВИГИРАНА, РОБОТ-АСИСТИРАНА, МИНИМАЛНО ИНВАЗИВНА ТРАНСПЕДИКУЛАРНА СТАБИЛИЗАЦИЯ ПРИ НЕСТАБИЛНИ ФРАКТУРИ В ТОРАКАЛНИЯ И ЛУМБАЛНИЯ ГРЪБНАК – ПЪРВОНАЧАЛЕН ОПИТ

Н. Габровски, П. Илков

Клиника по неврохирургия, УМБАЛСМ “Н. И. Пирогов” – София

MINIMALLY INVASIVE, NAVIGATED, ROBOTIC-ASSISTED PEDICLE SCREW PLACEMENT FOR UNSTABLE FRACTURE OF THE THORACIC AND LUMBAR SPINE – INITIAL EXPERIENCE

N. Gabrovsky, P. Ilkov

Department of Neurosurgery, University Hospital Pirogov – Sofia

Резюме

Увод: Стандартните техники на декомпресия, фиксация и фузия при фрактури на торакалния и лумбалния гръбнак са добре познати. Последното десетилетие популярност придобиват минимално инвазивните техники за стабилизация на гръбначния стълб (МИС), чиято цел е минимизиране на свързаните с достъпа тъканна травма и ятрогенна увреда при постигане на същите клинични резултати като конвенционалните техники. Въпреки категоричните предимства на перкутанните техники за транспедикуларна стабилизация съществуват и съществени недостатъци на МИС – по-дълго оперативно време, по-висока рентгенова експозиция, повишен риск от малпозиция на винт. Една от възможностите за преодоляване на тези недостатъци е въвеждането на нови технологии, осигуряващи по-висока прецизност, по-малък риск от увреда на невровакуларни структури, и по-малка експозиция на йонизираща радиация. С настоящия материал представяме нашия първоначален опит с приложението на роботизиран, навигиран модул при минимално инвазивна транспедикуларна стабилизация за фрактури на торакалния и лумбалния гръбнак. **Материал и методи:** За периода 02.2021-06.2021 в Клиниката по неврохирургия на болница „Пирогов“ навигиран роботизиран модул бе използван за минимално инвазивна транспедикуларна стабилизация при 10 пациенти с нестабилни фрактури в торакалния и лумбалния гръбнак. Събрани и анализирани бяха данни относно: демография на пациентите, тип фрактури, продължителност на оперативната интервенция, време за поставяне на един винт, рентгенова експозиция. Точността на поставените винтове бе оценена посредством метода на Gertzbein-Robbins за оценка на девиацията на транспедикуларни винтове. **Резултати:** Имплантирани бяха 60 винта при 10 пациенти, 6 мъже и 4 жени. Серията включва 7 фрактури в тораколумбалния (Тх11-Л1), 2 фрактури в лумбалния и една в торакалния отдел. В 8 от случаите се касаеше за А3 тип фрактура по класификацията на АО, в два – за В2 тип фрактура. Средното оперативно време бе 136,6 минути (110-160 мин). Средното време за поставяне на един винт бе 242,7 секунди (141-378). Средното време за рентгенова експозиция бе 123,7 секунди (78-251). 58 винта бяха отчетени като степен А (96,7%), 2 винта (един латерално и един краниално) – степен В (3,3%). Всички винтове бяха клинично приемливи, без необходимост от ревизия. **Заключение:** Нашият първоначален опит демонстрира, че навигираната, робот-асистирана, минимално инвазивна транспедикуларна стабилизация при нестабилни фрактури в торакалния и лумбалния гръбнак е осъществима и безопасна техника.

Ключови думи: роботизирана хирургия, транспедикуларна винтова стабилизация, интраоперативна навигация, минимално инвазивна гръбначна хирургия

Abstract

Introduction: During the last decade, various minimally invasive spine surgery (MISS) techniques have been developed with the aim to reduce approach-related soft tissue trauma and its associated complications while achieving the clinical and radiological outcomes of open techniques. However, there is still controversy regarding some possible disadvantages of MISS techniques, such as longer operating times, higher intraoperative radiation, and a potentially higher risk for cage and pedicle screw misplacements. For this reason, there is a need for new technologies providing higher degree of precision, less risk for damage to neurovascular structures and less harmful exposure of patients and the operative team to ionizing radiation. We present our initial experience with pedicle screw placement using Brainlab Cirq® passive robotic arm assistance coupled with Brainlab Curve® navigation system. **Material and method:** Ten patients with unstable fractures in the thoracic and lumbar spine underwent pedicle screw fixation utilizing Brainlab Cirq® passive robotic arm for the period from February 2021 to June 2021. Patient demographics, type of fracture, duration of surgery, time to place one screw, X-ray exposition for each patient were recorded and reviewed. Screw placement accuracy was assessed by the Gertzbein-Robbins's method of measuring screw placement deviation. **Results:** 60 screws were implanted. 6 patients were male and 4 female. The series includes 7 fractures at the TL-junction (Th11-L1), 2 cases in the lumbar region and one in the thoracic. In 8 cases the fracture was classified as A3 type according to the AO classification and in two cases – B2. Mean operative time was 136.6 min (110-160). Average time to place one screw was 242.7 sec (141-378). Average X-ray exposition was 123.7 sec (78-251). 58 screws were classified as grade A (96.7%), two screws (one – lateral, one – cranial) were grade B (3.3%). All screws were clinically acceptable without need for revision surgery. **Conclusion:** Our initial experience regarding navigated, passive robotic arm assisted spinal surgery suggests that it is accurate, efficient, and safe for pedicle screw instrumentation. The technology is immensely helpful especially in challenging cases e.g., obese patients, high grade spondylolisthesis, etc. Further clinical evaluation is required to increase the statistical power of these conclusions and define its future applications, limitations, and areas of improvement.

Key words: robot-assisted surgery, robotic spinal surgery, pedicle screws, intraoperative navigation, minimally invasive surgery

Увод

Травматичните фрактури в торакалния и лумбалния сегмент на гръбначния стълб са често срещана патология, като стандартните техники на декомпресия, фиксация и фузия при тяхното лечение са добре познати. Въвеждането на минимално инвазивни техники (МИС), включително перкутанна транспедикуларна стабилизация и комбинирани „мини оупън“ достъпи могат да подобрят клиничния изход посредством редуциране на оперативното време и кръвозагубата, честотата на постоперативните инфекции, продължителността на болничния престой и периода на възстановяване. Въпреки категоричните предимства на перкутанните техники за транспедикуларна стабилизация в литературата се намират противоречиви данни относно възможните недостатъци на МИС – по-дълго оперативно време, по-висока рентгенова експозиция, повишен риск от малпозиция на винт. Една от възможностите за преодоляване на тези недостатъци е въвеждането на нови технологии, осигуряващи по-висока прецизност,

по-малък риск от увреда на невровакуларни структури и по-малка експозиция на йонизираща радиация за пациента и хирургичния екип. Въвеждането на компютър-асистирана навигация и роботизирани хирургични системи има значителния потенциал да постигне тези цели. Наложително е обаче обективно да се оценят ефективността на тези системи и предимствата, които добавят към минимално инвазивната гръбначна хирургия. С настоящия материал представяме нашия първоначален опит с приложението на роботизиран, навигиран модул при минимално инвазивна транспедикуларна стабилизация за фрактури на торакалния и лумбалния гръбнак

МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ

За периода 02.2021-06.2021 в Клиниката по неврохирургия на болница „Пирогов“ навигиран роботизиран модул бе използван за минимално инвазивна транспедикуларна стабилизация при 10 пациенти с нестабилни фрактури в торакалния и лумбалния гръбнак. С метода бяха поста-

вени 60 винта. Събрани и анализирани бяха данни относно демографията на пациентите, типа фрактури, продължителността на оперативната интервенция, времето за поставяне на един винт, рентгеновата експозиция. Като време за поставяне на един винт се измери времето от активиране на Cirq-модула до окончателното въвеждане на винта в педикула. За отчитане на рентгеновата експозиция се използваха автоматично регистрираните от С-рамото показания. Пациентите бяха оценени посредством пред- и постоперативни МРТ, КТ и рентгенографии. Точността на поставените винтове бе оценена посредством метода на Gertzbein-Robbins за оценка на девиацията на транспедикуларни винтове със степени от А до Е [7]. Като степен А се обозначиха винтове, ненарушаващи стената на педикула, степен В – винтове, нарушаващи стената на педикула с до 2 mm, степен С < 4 mm, D < 6 mm и степен Е > 6 mm. Отчетена бе и посоката, в която винтът излиза извън очертанията на педикула. Винтове степен А и В бяха отчетени като клинично приемливи.

Хирургична техника: Използваната техника включваше интраоперативно 3D С-рамо Siemens Arcadis Orbic в комбинация със система за невронавигация Brainlab Curve, роботизиран мехатронен модул Brainlab Cirq и система за транспедикуларна стабилизация с канюлирани винтове. След въвеждане в обща анестезия пациентът се поставя по очи на рентгенонегативна операционна маса. Cirq-модулът се монтира на рамката на операционната маса (фиг. 1).

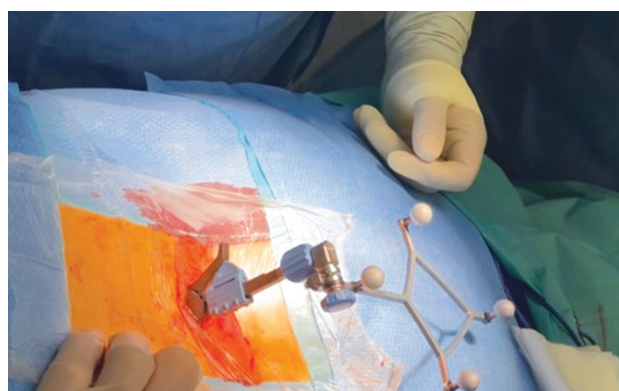
Изолират се оперативното поле и роботизираното рамо, след което посредством минимален срединен кожен разрез се фиксира към бодилест израстък референтна рамка (фиг. 2).

Пациентът се поставя в състояние на апнея за една минута, докато се осъществява 360-градусова рентгенова регистрация. Получените 3D данни се прехвърлят автоматично към системата за навигация. Регистрират се необходимите навигирани инструменти. Кожните разрези могат да бъдат планирани с помощта на навигирана показалка, след което с помощта на Cirq, според избраните с навигация входна точка и траектория, се фиксира канюла-водач (фиг. 3 и 4).

В следващия етап през навигираната канюла на роботизираното рамо с 3.2 mm бургия се пробива педикулът и се въвежда киршнерова игла, след което може да бъде отстранен модулът Cirq.



Фиг. 1. Фиксиране на роботизираното рамо

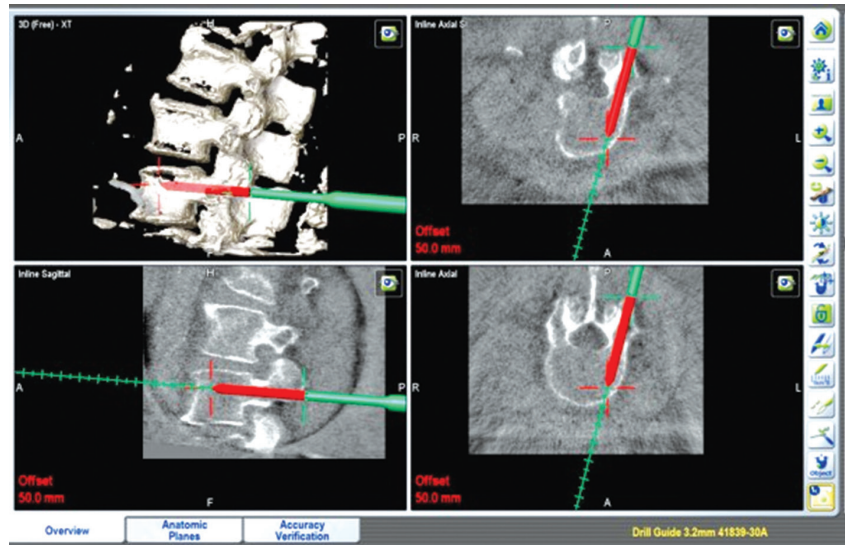


Фиг. 2. Референтна рамка, фиксирана за бодилест израстък

Осъществява се рентгенова верификация на правилната позиция на киршнеровите игли. Понататък операцията продължава като стандартна минимално инвазивна оперативна техника за транспедикуларна стабилизация.

РЕЗУЛТАТИ

Имплантирани бяха 60 винта при 10 пациенти с нестабилни фрактури в торакалния и лумбалния гръбнак, 6 мъже и 4 жени. Серията включва 7 фрактури в тораколумбалния (Тх11-Л1), 2 фракту-



Фиг. 3 и 4. Фиксиране на роботизираното рамо спрямо показанията на интраоперативната навигация в реално време

ри в лумбалния и една в торакалния отдел. В 8 от случаите се касаеше за А3 тип фрактура по класификацията на АО, в два – за В2 тип фрактура. Късосегментна фиксация (до 3 прешленни нива) с включване на фрактурирания прешлен (1 или 2 винта) бе предпочетена при 9 пациенти, дългосегментна фиксация (над 3 нива) – при един. В случаите с необходимост от декомпресия бе използвана индиректна техника. Средното оперативно време бе 136,6 минути (110-160 мин). Средното време за поставяне на един винт бе 242,7 секунди (141-378). Средното време за рентгенова експозиция бе 123,7 секунди (78-251). Тук трябва да се отбележи, че измерената рентгенова експозиция се отнася за пациента, докато за хирургичния екип е практически нула. Според метода на Gertzbein-Robbins 58 винта бяха отчетени като степен А (96,7%), 2 винта (един латерално и един краниално) – степен В (3,3%). Всички винтове бяха клинично приемливи, без необходимост от ревизия.

Обсъждане

Травматичните фрактури в торакалния и лумбалния сегмент на гръбначния стълб са често срещана патология, но въпреки това няма консенсус относно оптималното хирургично лечение, като са

описани различни техники и достъпи. Каквато и да е избраната техника, целите на хирургично лечение са едни и същи – корекция на деформация, декомпресия и стабилизация на увредения сегмент. Най-предпочитаният подход остава задният достъп с транспедикуларна винтова стабилизация с редуция, чрез дистракция [1]. В последното десетилетие популярност придобиват минимално инвазивните техники за стабилизация на гръбначния стълб, чиято цел е минимизиране на свързаните с достъпа тъканна травма и ятрогенна увреда при постигане на същите клинични резултати като конвенционалните техники. Предимствата на МИС са вече добре известни и доказани в литературата, а именно: минимална кръвозагуба, технически улеснен достъп при реоперации и пациенти с наднормено тегло, по-малка честота на инфекции, пониски нива на постоперативна болка, редуцирана продължителност на болничния престой [2, 3]. Въпреки тези категорични предимства на перкутанните техники за транспедикуларна стабилизация, в литературата се докладват данни относно някои съществени недостатъци на МИС – по-дълго оперативно време, по-висока рентгенова експозиция, повишен риск от малпозиция на винт.

Редица проучвания демонстрират значително по-кратко оперативно време при сериите с от-

ворен достъп (от 90 до 250 мин) в сравнение с МИС групите (от 135 до 375 мин). В същото време Schizas et al., Brodano et al. и други не установяват статистически значима разлика в оперативното време [4, 5], докато Wang et al. [6] докладват значително по-кратко оперативно време за МИС (127 ± 25 мин) в сравнение с класически отворен достъп (168 ± 37 мин). В нашата кратка серия от 10 болни с робот-асистирана минимално инвазивна транспедикуларна стабилизация средното оперативно време бе 136,6 минути (110-160 мин). Сравнявайки тези първоначални данни с по-големи МИС серии можем да приемем, че използването на роботизиран модул, ако не скъсява оперативното време, то със сигурност не допринася значително за удължаването му. Опитът ни дотук с роботизирана гръбначна хирургия не само при лечението на травматични фрактури ни кара да смятаме, че натрупването на повече случаи и постигането на рутината при използването на техниката ще доведе и до съкращаване на оперативното време при МИС. Това се потвърждава и от други автори – Huyn et al. [8] докладват намаление на средното време за поставяне на винт от 5,5 до 4 минути, сравнявайки първите и вторите 15 случая от тяхната серия.

По-отношение на рентгеновата експозиция повечето проучвания демонстрират значително по-голяма експозиция при МИС (от 45.3 до 106 сек) в сравнение с отворени процедури (от 24 до 39 сек) [6, 9]. Това е съществен недостатък на МИС техниките, защото повишената рентгенова експозиция носи значително повишен риск за пациента, но най-вече за оперативния екип [10]. В нашата серия средното време на рентгенова експозиция бе 123,7 секунди (78-251). Тези резултати са съпоставими с резултатите от серии с други роботизирани системи [11, 12]. Според нас обаче същественото при използване на роботизиран модул в комбинация с интраоперативна навигация е, че рентгеновата експозиция за хирургичния екип е практически нула. Това е така, защото по-голямата част от докладваното време на рентгенова експозиция в нашата и други серии е необходимо за интраоперативната 3D КТ и R \ddot{o} -регистрация, по време на която оперативният екип е извън залата и не е изложен на йонизираща радиация.

Точността на поставяне на транспедикуларни винтове както при конвенционални отворени достъпи, така и при използването на МИС достъпи

зависи главно от анатомичните репери при дадения пациент и опита на хирурга. Малпозицията на винт може да доведе до сериозни съдови и неврологични усложнения особено в случаи с променена анатомия [13]. Честотата на случаи с отклонение на винт от правилната позиция могат да бъдат чести [14], като в проучвания, анализиращи постоперативни КТ изследвания, честотата на малпозиция може да достигне до 15,7%, въпреки че честотата на симптоматичните случаи е сравнително ниска. При използването на МИС техники честотата на тези усложнения може да бъде по-висока предвид липсата на видими анатомични репери. При МИС точността на поставяне на винт е в пряка зависимост от опита на хирурга. В последните години въвеждането на компютър-асистирана навигация и роботизирани системи за транспедикуларна фиксация допринесе за подобряване точността, включително при МИС процедури [8, 10]. Така например Huyn et al. демонстрират 100% клинично приемливи винтове при използване на роботизираната система Renaissance. В проучване на работа ROSA Lonjon et al. постигат 97,3% точност в роботизираната група срещу 92% в конвенционалната [15]. Редица други проучвания също демонстрират точност над 95% при транспедикуларна стабилизация с помощта на различни роботизирани навигирани системи [16, 17]. В нашата серия с използване на роботизиран модул Cirq всички винтове бяха клинично приемливи, като въпреки ограничението на малката серия може да заключим, че точността при МИС с роботизиран модул е, ако не по-висока, то съизмерима с тази на конвенционалните МИС техники с R \ddot{o} -контрол. Тази висока точност може да бъде постигната обаче още в началото на опита с използване на техниката. Смятаме, че възможно предимство на техниката е и постигането на последователно добри резултати по отношение на точността и от сравнително по-малко опитен хирург.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Въвеждането на компютър-асистирана навигация в комбинация с роботизирани системи има потенциала да подобри значително модерната гръбначна хирургия, в това число и МИС техниките, като спомага за преодоляване на техните ограничения и недостатъци. Нашия първоначален опит

демонстрира, че навигираната, робот-асистирана, минимално инвазивна транспедикулярна стабилизация при нестабилни фрактури в торакалния и лумбалния гръбнак е осъществима и безопасна техника. Необходими са допълнителни проучвания, за да се увеличи статистическата сила на тези заключения и да се дефинират бъдещите ѝ приложения, ограничения и области на подобрене.

Библиография

1. Danison AP, Lee DJ, Panchal RR. Temporary stabilization of unstable spine fractures. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2017 Jun;10(2):199-206. doi: 10.1007/s12178-017-9402-y.
2. Jiang XZ, Tian W, Liu B et al. Comparison of a paraspinal approach with a percutaneous approach in the treatment of thoracolumbar burst fractures with posterior ligamentous complex injury: a prospective randomized controlled trial. *J Int Med Res*. 2012;40(4):1343-56. doi: 10.1177/147323001204000413.
3. Phan K, Rao PJ, Kam AC, Mobbs RJ. Minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion for treatment of degenerative lumbar disease: systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J*, 2015, 24:1017-1030
4. Brodano GB, Martikos K, Lolli F et al. Transforaminal Lumbar Interbody Fusion in Degenerative Disk Disease and Spondylolisthesis Grade I: Minimally Invasive Versus Open Surgery. *J Spinal Disord Tech*, 2015, 28: E559-564.
5. Schizas C, Tzinieris N, Tsiridis E et al. Minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion: evaluating initial experience. *Int Orthop*, 33:1683-1688.
6. Wang J, Zhou Y, Feng Zhang Z et al (2014) Comparison of the clinical outcome in overweight or obese patients after minimally invasive versus open transforaminal lumbar interbody fusion. *J Spinal Disord Tech*, 2009, 27:202-206.
7. Gertzbein SD, Robbins SE. Accuracy of pedicular screw placement in vivo. *Spine*. 1990 Jan;15(1):11-14. DOI: 10.1097/00007632-199001000-00004.
8. Hyun SJ, Kim KJ, Jahng TA et al. Minimally invasive robotic versus open fluoroscopic-guided spinal instrumented fusions: a randomized controlled trial. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2017 Mar 15;42(6):353-358.
9. Oh T, Scheer JK, Fakurnejad S et al. Minimally invasive spinal surgery for the treatment of traumatic thoracolumbar burst fractures. *J Clin Neurosci*, 2015 Jan;22(1):42-7. doi: 10.1016/j.jocn.2014.05.030.
10. Mastrangelo G, Fedeli U, Fadda E et al. Increased cancer risk among surgeons in an orthopaedic hospital. *Occup Med (Lond)*, 2005, 5(6):498-500.
11. Solomiichuk V, Fleischhammer J, Molliqaj G et al. Robotic versus fluoroscopy-guided pedicle screw insertion for metastatic spinal disease: a matched-cohort comparison. *Neurosurgical Focus FOC*, 2017, 42(5), E13.
12. Yu E, Khan SN. Does less invasive spine surgery result in increased radiation exposure? A systematic review. *Clin Orthop Relat Res*, 2014;472:1738-1748.
13. Hicks JM, Singla A, Shen FH, Arlet V. Complications of pedicle screw fixation in scoliosis surgery: a systematic review. *Spine*, 2010, 35:E465-E470
14. Gautschi OP, Schatlo B, Schaller K, Tessitore E. Clinically relevant complications related to pedicle screw placement in thoracolumbar surgery and their management: a literature review of 35,630 pedicle screws. *Neurosurg Focus*, 2011, 31(4):E8.
15. Lonjon N, Chan-Seng E, Costalat V et al. Robot-assisted spine surgery: feasibility study through a prospective case-matched analysis. *Eur Spine J*, 2016 Mar 25(3):947-955.
16. Fan Y, Du JP, Liu JJ et al. Accuracy of pedicle screw placement comparing robot-assisted technology and the free-hand with fluoroscopy-guided method in spine surgery: an updated meta-analysis. *Medicine (Baltimore)*, 2018, 97(22):e10970.
17. Li HM, Zhang RJ, Shen CL. Accuracy of pedicle screw placement and clinical outcomes of robot-assisted technique versus conventional freehand technique in spine surgery from nine randomized controlled trials: a meta-analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2019 Aug 9.

МОНИТОРИРАНЕ НА ИНТРАКРАНИАЛНО НАЛЯГАНЕ ПРИ ЧЕРЕПНОМОЗЪЧНИ ТРАВМИ (ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР)

Н. Габровски¹, М. Лалева¹, Ст. Габровски¹, Д. Масларов²

¹Клиника по неврохирургия, УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов“ – София

²Клиника по неврология, Първа УМБАЛ, Медицински колеж „Й. Филаретова“, МУ – София

INTRACRANIAL PRESSURE MONITORING IN TRAUMATIC BRAIN INJURY (LITERATURE REVIEW)

N. Gabrovsky¹, M. Laleva¹, St. Gabrovsky¹, D. Maslarov²

¹Department of Neurosurgery, University Hospital Pirogov – Sofia

²Department of Neurology, First UMHAT, Medical College „Y. Filaretova“; Medical University – Sofia

Резюме

Мониторингът на интракраниалното налягане (ИКН) при тежките черепномозъчни травми е асоциирано с по-добър клиничен изход. Редица колективи докладват по-добри терапевтични резултати с прилагането на протоколи, които включват мониториране на ИКН в сравнение с по-ранни периоди без мониториране на ИКН. Регистрирането на високи стойности на ИКН може да бъде първият алармиращ сигнал за влошаване на интракраниалната патология, необходимост от провеждане на контролно КТ изследване и евентуално оперативно лечение. Мониторингът на ИКН позволява да се калкулира мозъчното перфузионно налягане; дава точни индикации за провеждане на редуцираща ИКН терапия, с което се ограничават потенциалната вреда от нея, и възможност за терапевтичен ликворен дренаж при мониториране с вентрикулно позициониран катетър.

Ключови думи: черепномозъчна травма, интракраниална хипертензия, интракраниално налягане

Abstract

Monitoring of intracranial pressure (ICP) in cases of severe traumatic brain injury is associated with better clinical outcome. Several groups reported better therapeutic results with the application of protocols that include ICP monitoring, compared with earlier periods without ICP monitoring. Rising ICP can be the first signal of worsening intracranial pathology and a need for follow-up CT scan and possible surgery. ICP monitoring allows calculation of cerebral perfusion pressure; gives accurate indications for therapy reducing ICP pressure, which limits its potential harm and allows therapeutic CSF drainage in cases with ventricular catheter.

Key words: traumatic brain injury, intracranial hypertension, intracranial pressure

Интракраниалното пространство се състои най-общо от мозъчно вещество (83%), ликвор (11%) и кръв (6%). То се намира в черепа, който е с ригидни стени и постоянен обем. Принципите на интракраниалното налягане (ИКН) са дефинирани от Monro и Kellie, които постулират, че обемни промени в която и да е от съставките на ин-

тракраниалното съдържимо водят до реципрочни промени в една или повече от другите съставки с цел запазване на интракраниалното налягане в нормални стойности.

Нормалните стойности на ИКН се определят най-вече от възрастта и позицията на тялото. В норма ИКН е 7-15 mm Hg при възрастен в легнало

положение, 3-7 mm Hg при подрастващи и 1,5-6 mm Hg при деца.

Мониториранието на ИКН може да се извърши с епидурално, субдурално, субарахноидно, паренхимно или вентрикулно позициониране на катетъра. Измерването на вентрикулното налягане се приема за стандарт при интензивното лечение на пациенти с черепномозъчна травма [4, 7, 9, 12, 17, 18, 20, 24, 25, 27, 32, 34, 36]. Дефинирането на интракраниална хипертензия зависи от възрастта и подлежащото наличие на специфична патология [42].

Черепномозъчните травми (ЧМТ) са заболяване с висока честота, инвалидизация и смъртност и представляват световен социален, икономически и здравен проблем.

Патогенезата, патофизиологията и патоморфологията при ЧМТ са анализирани в редица проучвания. Прието е настъпилите в момента на травмата мозъчни промени да се означават като първични. Като последица на първичните увреждания се наблюдават редица поражения в мозъка, които се определят като вторични. Някои от тези изменения се проявяват и в най-ранните етапи след травмата и в повечето случаи определят хода на протичане и изхода от нея. Вторичните изменения взаимно се обуславят, повлияват и се съчетават като в един порочен кръг [1].

Мониториранието на ИКН, съчетано с интензивно мониториране на жизнените функции, позволява поддържане на адекватна мозъчна перфузия и оксигенация и избягване настъпването на вторични травматични увреди.

Редукция на мозъчната перфузия се наблюдава при системна хипотензия [10] и интракраниална хипертензия [22, 38]. Мозъчното перфузионно налягане е индиректен показател за мозъчната перфузия, определя се от средното артериално налягане и ИКН. Смята се, че единственият начин за определяне на мозъчното перфузионно налягане и оттам – евентуалното наличие на мозъчна хиперперфузия, е продължителното мониториране на ИКН и системното артериално налягане [8, 26, 35].

При стойности на ИКН над 20 mm Hg се препоръчва активно лечение [5]. Дефинирането на тези стойности е въз основа проучване на A. Marmarou et al. от 1991 г. върху 428 пациенти, което анализира корелацията между степенното повишаване на ИКН с 5 mm Hg и клиничния изход и определя 20 mm Hg като оптимална граница [22]. В друго проучване се дефинират стойности от порядъка на

25 mm Hg при болни без костна декомпресия и 15 mm Hg при оперирани болни с костна декомпресия [14]. Schreiber et al. (2002 г.) определят стойности ≥ 15 mm Hg като един от общо пет фактора, асоциирани с по-висок риск от смъртен изход [39].

Необходимо е да се има предвид, че мозъчно херниране може да настъпи и при стойности на ИКН < 20 -25 mm Hg, най-вече при обемни лезии с определени локализации [3, 23]. Възможно е и неврологично влошаване да настъпи едва при стойности на ИКН > 20 -25 mm Hg, т.е. някои болни толерират ИКН > 20 mm Hg, особено при липса на сериозни промени на КТ изследването [8]. Ето защо дефинирането на стойности за започване на активно лечение се съгласува с клиничното състояние и находката от КТ.

При ЧМТ интракраниална хипертензия се наблюдава при наличие на:

- Мозъчен оток
- Хиперемия, резултат от загуба на авторегулация на мозъчното кръвообращение
- Обемни лезии: епидурален хематом, субдурален хематом, интрапаренхимна хеморагия, чуждо тяло, импресионни/депресионни черепни фрактури
- Хидроцефалия от нарушена ликворна резорбция или циркулация
- Хиповентилация (води до хиперкарбия и вазодилатация)
- Системна артериална хипертензия
- Тромбоза на дурален синус
- Епилептичен пристъп.

Мониториране на ИКН се препоръчва при пациенти с GCS ≤ 8 , абнормна находка на КТ или ≥ 2 от посочените:

- Възраст > 40 години
- Систолно артериално налягане < 90 mm Hg
- Едностранно или двустранно наличие на абнормна флексия или екстензия като моторен отговор при първоначалния преглед [5].

Мониториранието на ИКН позволява:

- да бъдат предвидени евентуално влошаване на интракраниалната патология и клиничния изход;
- да се калкулира мозъчното перфузионно налягане; дава точни индикации за провеждане на редуцираща ИКН терапия, с което се ограничава потенциалната вреда от нея;
- дава възможност за терапевтичен ликворен дренаж при мониториране с вентрикулно позициониран катетър.

Мониторингът на ИКН може да бъде първият алармиращ сигнал за влошаване на интракраниалната патология, необходимост от провеждане на контролно КТ изследване и евентуално оперативно лечение [40]. Провеждането на редуцираща ИКН терапия, базирана на мониторингът му, постига по-добри резултати и по-ниска смъртност при тежки ЧМТ [16]. Липсата на мониторинг в такива случаи дори е свързана с известни рискове. Така например пролонгираната хипервентилация влошава клиничния изход [28] и редуцира значимо мозъчния кръвоток [19, 41], барбитуровата седация може да доведе до артериална хипотензия [35] и т.н.

Мониторингът на ИКН при тежка ЧМТ е асоциирано с по-добър клиничен изход [6, 21]. Редица колективи докладват по-добри терапевтични резултати с прилагането на протоколи, които включват мониторинг на ИКН в сравнение с ранни периоди без мониторинг на ИКН [15, 30, 31]. На този фон трябва да се обърне внимание и на други проучвания с противоречиви данни. Добре е критично да споменем и проучването BEST TRIP от 2013 г., в което не е установена полза при проследяване на пациенти до 6-ия месец след тежка ЧМТ, при които е мониторирано ИКН, спрямо пациенти, при които са проследявани регулярно неврологичен статус и контролни образни изследвания [46]. Проучването включва 324 пациенти и е базирано в Боливия и Еквадор, което затруднява генерализирането на резултатите от проучването. Значителна критика към проучването има относно ефекта на предболничната помощ върху вторичните увреди при тежка ЧМТ (хипотензия, хиповолемия), които да доведат до по-лоши крайни резултати, независимо от мониторингът на ИКН в интензивните отделения. През 2015 г. е публикуван консенсус, според който е препоръчително да не се въвеждат фундаментални промени в лечението на тежка ЧМТ, базирани на това проучване, и да се погледне критично към проучването от неврохирурзи, които лекуват ЧМТ [47].

Интракраниална хипертензия, която не се повлиява от стандартно консервативно лечение (осмотерапия, хипервентилация, барбитурова седация), се наблюдава при 10-15% от болните с тежка ЧМТ. При тези болни влиза в съображение извършването на декомпресивна краниотомия, която се смята не само че подобрява мозъчното перфузионно налягане, но води и до коригиране

на налично изместване на срединни структури и потенциална стволова компресия и херниране. Редица изследвания демонстрират редукция на ИКН след осъществяване на костна (съчетана с дурална) декомпресия на базата на активно предоперативно и следоперативно мониториране на ИКН [2, 11, 13, 29, 33, 37, 43]. Две проучвания се отличават със значимостта си относно декомпресивната краниектомия при пациенти с тежка ЧМТ – DECRA [44] и RESCUEicp. При DECRA се демонстрира липсата на предимство на ранната бифронтална декомпресивна краниектомия спрямо медикаментозното лечение при пациенти с дифузна ЧМТ [44]. През 2016 г. излизат дългоочакваните резултати от RESCUEicp при проследяване до 6-ия месец на пациенти с тежка ЧМТ и рефрактерно на терапия повишено ИКН – при пациенти след декомпресивна краниектомия се наблюдава значително понижаване на смъртността (27%) спрямо пациентите на медикаментозно лечение (49%). Значително е увеличен броят на пациентите след оперативно лечение във вегетативно състояние, както и пациентите с тежка инвалидизация – 3-та и 4-та степен по скалата GOSE-E (Glasgow Outcome Scale – Extended) [45]. Въпреки споменатите проучвания относно декомпресивната краниектомия при пациенти с тежка ЧМТ и повишено ИКН, ползата от приложеното оперативно лечение представлява и сериозна етична дилема пред лекуващия неврохирург.

Мониторингът на ИКН, особено с използването на интравентрикулен катетър, остава златен стандарт в интензивното лечение на тежка ЧМТ. През последните години става все по-разпространено мултимодалното мониториране – парциално налягане на кислорода в мозъчната тъкан $P_{bt}O_2$, венозно насищане с кислород във $v. jugularis$ $SjVO_2$, артерио-венозна кислородна разлика $AVDO_2$, cerebral microdialysis с изучаване на химическия състав на екстрацелуларното пространство в областта на мозъчната контузия, което открива нови хоризонти в таргетната терапия при пациенти с тежка ЧМТ.

Библиография

1. Габровски Ст. Хирургия, том V. София, Знание, 2000; 123-158.
2. Aarabi B, Hesdorffer DC, Ahn ES et al. Outcome following decompressive craniectomy for malignant swelling due to severe head injury. J Neurosurg, 2006;104:469-479.

3. Andrews BT, Chiles BW, Olsen WL et al. The effect of intracerebral hematoma location on the risk of brainstem compression and on clinical outcome. *J Neurosurg* 1988;69:518-522.
4. Barlow P, Mendelow AD, Lawrence AE et al. Clinical evaluation of two methods of subdural pressure monitoring. *J Neurosurg*, 1985;63:578-582.
5. Brain Trauma Foundation; American Association of Neurological Surgeons; Congress of Neurological Surgeons; Joint Section on Neurotrauma and Critical Care, AANS/CNS. Bratton SL, Chestnut RM, Ghajar J et al. Guidelines for the management of severe traumatic brain injury. VI. Indications for intracranial pressure monitoring. *J Neurotrauma*, 2007;24 Suppl 1:S37-44.
6. Bulger E, Nathens A, Rivara F et al. Brain Trauma Foundation. Management of severe head injury: institutional variations in care and effect on outcome. *Crit Care Med*, 2002;30:1870-1876.
7. Chambers IR, Mendelow AD, Sinar EJ et al. A clinical evaluation of the Camino subdural screw and ventricular monitoring kits. *Neurosurgery*, 1990;26:421-423.
8. Chambers IR, Treadwell L, Mendelow AD. Determination of threshold levels of cerebral perfusion pressure and intracranial pressure in severe head injury by using receiver-operating characteristic curves: an observational study in 291 patients. *J Neurosurg*, 2001;94:412-416.
9. Chambers KR, Kane PJ, Choksey MS et al. An evaluation of the camino ventricular bolt system in clinical practice. *Neurosurgery*, 1993;33:866-868.
10. Chesnut RM, Marshall LF, Klauber MR et al. The role of secondary brain injury in determining outcome from severe head injury. *J Trauma*, 1993;34:216-222.
11. Coplin WM, Cullen NK, Policherla PN et al. Safety and feasibility of craniectomy with duraplasty as the initial surgical intervention for severe traumatic brain injury. *J Trauma*, 2001;50:1050-1059.
12. Czech T, Korn A, Reinprecht A et al. Clinical evaluation of a new epidural pressure monitor. *Acta Neurochir (Wien)*, 1993;125:169-172.
13. De Luca GP, Volpin L, Fornezza U et al. The role of decompressive craniectomy in the treatment of uncontrollable post-traumatic intracranial hypertension. *Acta Neurochir Suppl*, 2000;76:401-404.
14. Eisenberg H, Frankowski R, Contant C et al. High-dose barbiturate control of elevated intracranial pressure in patients with severe head injury. *J Neurosurg*, 1988;69:15-23.
15. Fakhry S, Trask A, Waller M, Watts DD. IRTC Neurotrauma Task Force. Management of braininjured patients by evidence-based medicine protocol improves outcomes and decreases hospital charges. *J Trauma*, 2004;56:492-500.
16. Farahvar A, Gerber LM, Chiu YL et al. Increased mortality in patients with severe traumatic brain injury treated without intracranial pressure monitoring. *J Neurosurg*, 2012;117(4):729-734.
17. Gambardella G, D'Avella D, Tomasello F. Monitoring of brain tissue pressure with a fiberoptic device. *Neurosurgery*, 1992;31:918-921.
18. Gopinath SP, Robertson CS, Contant CF et al. Clinical evaluation of a miniature strain-gauge transducer for monitoring intracranial pressure. *Neurosurgery*, 1995;36:1137-1140.
19. Gopinath SP, Robertson CS, Contant CF et al. Jugular venous desaturation and outcome after head injury. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 1994;57:717-723.
20. Koskinen LO, Olivecrona M. Clinical experience with the intraparenchymal intracranial pressure monitoring Codman MicroSensor system. *Neurosurgery*, 2005;56:693-698.
21. Lane PL, Skoretz TG, Doig G et al. Intracranial pressure monitoring and outcomes after traumatic brain injury. *Can J Surg*, 2000;43:442-448.
22. Marmarou A, Anderson RL, Ward JD. Impact of ICP instability and hypotension on outcome in patients with severe head trauma. *J Neurosurg*, 1991;75:s59-s66.
23. Marshall LF, Barba D, Toole BM et al. The oval pupil: clinical significance and relationship to intracranial hypertension. *J Neurosurg*, 1983;58:566-568.
24. Martínez-Mañas RM, Santamarta D, de Campos JM, Ferrer E. Camino intracranial pressure monitor: prospective study of accuracy and complications. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2000;69:82-86.
25. Mendelow AD, Rowan JO, Murray L et al. A clinical comparison of subdural screw pressure measurements with ventricular pressure. *J Neurosurg*, 1983;58:45-50.
26. Miller MT, Pasquale M, Kurek S et al. Initial head computed tomographic scan characteristics have a linear relationship with initial intracranial pressure after trauma. *J Trauma*, 2004;56:967-972.
27. Mollman HD, Rockswold GL, Ford SE. A clinical comparison of subarachnoid catheters to ventriculostomy and subarachnoid bolts: a prospective study. *J Neurosurg*, 1988;68:737-741.
28. Muizelaar JP, Marmarou A, Ward JD et al. Adverse effects of prolonged hyperventilation in patients with severe head injury: a randomized clinical trial. *J Neurosurg*, 1991;75:731-739.
29. Munch E, Horn P, Schurer L et al. Management of severe traumatic brain injury by decompressive craniectomy. *Neurosurgery*, 2000;47:315-323.
30. Palmer S, Bader M, Qureshi A et al. The impact of outcomes in a community hospital setting of using the AANS traumatic brain injury guidelines. *J Trauma*, 2001;50(4):657-662.
31. Patel HC, Menon DK, Tebbs S et al. Specialist neurocritical care and outcome from head injury. *Intensive Care Med*, 2002;28:547-553.
32. Piek J, Bock WJ. Continuous monitoring of cerebral tissue pressure in neurosurgical practice – experiences with 100 patients. *Intensive Care Med*, 1990;16:184-188.
33. Polin RS, Shaffrey ME, Bogaev CA et al. Decompressive bifrontal craniectomy in the treatment of severe refractory post-traumatic cerebral edema. *Neurosurgery*, 1997;41:84-94.
34. Powell MP, Crockard HA. Behavior of an extradural pressure monitor in clinical use. Comparison of extradural with intraventricular pressure in patients with acute and chronically raised intracranial pressure. *J Neurosurg*, 1985;63:745-749.

35. Rosner MJ, Daughton S. Cerebral perfusion pressure management in head injury. *J Trauma*, 1990;30:933-940.
36. Schickner DJ, Young RF. Intracranial pressure monitoring: fiberoptic monitor compared with the ventricular catheter. *Surg Neurol*, 1992;37:251-254.
37. Schneider GH, Bardt T, Lanksch WR, Unterberg A. Decompressive craniectomy following traumatic brain injury: ICP, CPP and neurological outcome. *Acta Neurochir Suppl*, 2002;81:77-79.
38. Schoon P, Benito ML, Orlandi G et al. Incidence of intracranial hypertension related to jugular bulb oxygen saturation disturbances in severe traumatic brain injury patients. *Acta Neurochir Suppl*, 2002;81:285-287.
39. Schreiber MA, Aoki N, Scott B et al. Determination of mortality in patients with severe blunt head injury. *Arch Surg*, 2002;137:285-290.
40. Servadei F, Antonelli V, Giuliani G et al. Evolving lesions in traumatic subarachnoid hemorrhage: prospective study of 110 patients with emphasis on the role of ICP monitoring. *Acta Neurochir Suppl*, 2002;81:81-82.
41. Sheinberg M, Kanter MJ, Robertson CS et al. Continuous monitoring of jugular venous oxygen saturation in head-injured patients. *J Neurosurg*, 1992;76:212-217.
42. Smith M. Monitoring Intracranial Pressure in Traumatic Brain Injury. *Anesth Analg*, 2008;106:240-248.
43. Taylor A, Butt W, Rosenfeld J et al. A randomized trial of very early decompressive craniectomy in children with traumatic brain injury and sustained intracranial hypertension. *Childs Nerv Syst*, 2001;17:154-162.
44. Honeybul S, Ho KM, Lind CR. What can be learned from the DECRA study. *World Neurosurg*, 2013 Jan;79(1):159-61. doi: 10.1016/j.wneu.2012.08.012.
45. Hutchinson PJ, Kolias AG, Timofeev IS et al. RESCUE-icp Trial Collaborators. Trial of Decompressive Craniectomy for Traumatic Intracranial Hypertension. *N Engl J Med*, 2016 Sep 22;375(12):1119-30. doi: 10.1056/NEJMoa1605215. Epub 2016 Sep 7. PMID: 27602507.
46. Chesnut RM, Temkin N, Carney N et al. A trial of intracranial-pressure monitoring in traumatic brain injury [published correction appears in *N Engl J Med*, 2013 Dec 19;369(25):2465]. *N Engl J Med*. 2012;367(26):2471-2481. doi:10.1056/NEJMoa1207363.
47. Chesnut RM, Bleck TP, Citerio G et al. A Consensus-Based Interpretation of the Benchmark Evidence from South American Trials: Treatment of Intracranial Pressure Trial. *J Neurotrauma*, 2015;32(22):1722-4. doi: 10.1089/neu.2015.3976.

УСЛОЖНЕНИЯ НА ДЕКОМПРЕСИВНИТЕ КРАНИЕКТОМИИ ПРИ ЧЕРЕПНОМОЗЪЧНИ ТРАВМИ (ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР)

М. Лалева¹, Н. Габровски¹, Ст. Габровски¹, Д. Масларов²

¹Клиника по неврохирургия, УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов” – София

²Клиника по неврология, Първа УМБАЛ, Медицински колеж „Й. Филаретова”, МУ – София

COMPLICATIONS FOLLOWING DECOMPRESSIVE CRANIECTOMY FOR TRAUMATIC BRAIN INJURY (LITERATURE REVIEW)

M. Laleva¹, N. Gabrovsky¹, St. Gabrovsky¹, D. Maslarov²

¹Department of Neurosurgery, University Hospital Pirogov, Sofia

²Department of Neurology, First UMHAT, Medical College “Y. Filaretova”, Medical University – Sofia

Резюме

Освен реалните ползи, в резултат на ДК могат да се наблюдават редица усложнения, чието настъпване да окаже значимо влияние върху хода на протичане и лечението на ЧМТ. Усложненията могат да се разделят на ранни, късни и отложени, като всяко едно от тях има своята специфика, предполагаеми механизми на възникване и терапевтични опции.

Ключови думи: черепномозъчна травма, декомпресивна краниектомия, интракраниална хипертензия

Abstract

In addition of the real benefits of decompressive craniectomies, there can be seen a number of complications, the occurrence of which may have a significant influence on the recovery course and the treatment of traumatic brain injury. Complications can be divided into early, late and delayed and each of them has its own features, probable mechanisms of occurrence and specific therapeutic strategies.

Key words: traumatic brain injury, decompressive craniectomy, intracranial hypertension

Декомпресивната краниектомия (ДК) е хирургична процедура, използвана за лечение на повишено интракраниално налягане в резултат на мозъчен оток или обемни интракраниални лезии. Реалните ползи от ДК включват редукция на интракраниалното налягане (ИКН), подобряване на мозъчната оксигенация, перфузия и къмплаянс.

Различават се първична ДК – в комбинация с евакуирането на интракраниална обемна лезия, и вторична ДК – по повод дифузен мозъчен едем. Стандартните хирургични техники, в зависимост от показанията за провеждането ѝ, включват широка едностранна фронтотемпоропариетална краниотомия или двустранна фронтална крани-

отомия, дуропластика и при необходимост – лобектомия или евакуиране на обемна лезия. От хирургична гледна точка значение за резултатите при ДК имат показанията, времето за провеждане и размерът на костното ламбо за получената костна декомпресия.

Първото голямо проспективно рандомизирано проучване за резултатите от ДК при черепномозъчни травми (ЧМТ) публикува своите резултати през 2011 г. (DECompressive CRAniectomy – DECRA trial). Включени са 155 пациенти с дифузна мозъчна травма и неконтролируемо със стандартните средства високо ИКН (дефинирано като ≥ 20 mm Hg за период >15 минути). Провеж-

дането на ДК отчетливо понижава ИКН и съкращава престоя в интензивно отделение и болничния престой като цяло, но не подобрява функционалния изход и смъртността при проследяване през следващите 6 месеца [5].

През 2016 г. излизат дългоочакваните резултати от RESCUEicp (Randomised Evaluation of Surgery with Craniectomy for Uncontrollable Elevation of intra-cranial pressure-RESCUEicp study) при проследяване до 6-ия месец на 408 пациенти с тежка ЧМТ и рефрактерно на терапия повишено ИКН. При пациенти след декомпресивна краниектомия се наблюдава значително понижаване на смъртността (27%) спрямо пациентите на медикаментозно лечение (49%). Значително е увеличен броят на пациентите след оперативно лечение във вегетативно състояние, както и пациентите с тежка инвалидизация – 3-та и 4-та степен по скалата GOSE-E (Glasgow Outcome Scale – Extended) [28].

Освен реалните ползи, в резултат на ДК могат да се наблюдават редица усложнения, чието настъпване да окаже значимо влияние върху хода и лечението на ЧМТ.

Усложненията се дефинират като:

1. Ранни – до 1 седмица:
 - Нарастване на контузионни огнища – разширяване на налични хеморагични или нехеморагични огнищни мозъчни лезии ипсилатерално или контралатерално на ДК – резултат от редукция/липса на т. нар. „тампониращ“ ефект [9].
 - Мозъчно херниране през трепанационния дефект – херниране на мозъчна тъкан > 1,5 cm в центъра на костния дефект – отдава се на мозъчен оток, може да доведе до компресия на кортикални вени с лацерация на кортекса и венозен инфаркт [19].
- Гърчова активност.
2. Късни – от 1 седмица до 1 месец:
 - Субдурални хидроми (ефузии) (СДХг) – поява на субдурални ликворни колекции при серийно КТ проследяване.
3. Отложени – след 1 месец:
 - Хидроцефалия:
 - Дилатация на вентрикулната система при липса на мозъчна атрофия
 - Възникване до 6 месеца следоперативно
 - Наличие на неврологично влошаване
 - Синдром на трепанираните:
 - Поява на нови симптоми – главоболие, огнищен неврологичен дефицит

- Хлътване на тъканите в областта на трепанационния дефект.

Проучване на Von Holst et al. от 2012 г. демонстрира нови аспекти по отношение на възможните ранни усложнения на ДК. Авторите изследват нивата на разтягане и водно съдържимо на мозъчната тъкан в условията на ДК. Предоперативно се установяват най-високи нива на разтягане в мозъчната тъкан перивентрикулно, а постоперативно – по ръбовете на трепанационния дефект, със стойности, обратнопропорционални на размера на дефекта и според наблюдаваното нарастване на обема на мозъчната тъкан, предвид възможността ѝ да заеме пространство извън черепа. При физиологични условия водното съдържимо на мозъчната тъкан се оценява на 70% за бялото мозъчно вещество и 80% за сивото мозъчно вещество [8]. Провеждането на ДК води до отчетливо повишаване на нивата, съответно до 73.1% и 84.5%, като в някои зони водното съдържимо на мозъчния паренхим достига 90% [23].

Нарушаването на ликворната циркулация с формирането на субдурални колекции с разнообразни локализации е едно от най-честите усложнения на ДК. Появата на СДХг е отчетливо по-висока при пациентите с ДК и според повечето автори е значим прогностичен рисков фактор за функционалния изход, макар и рядко да налага хирургично лечение [2, 14, 26]. Еволюцията им е описана от Aarabi et al. в серия от 68 пациенти с ДК по повод тежка ЧМТ, при наблюдавано възникване в 57.4% от случаите, средно около 8-ия ден след ДК, достигане на най-голям обем след 4-тата седмица и постепенна редукция с цялостно изчезване около 17-ата седмица. СДХг след ДК са най-често ипсилатерално на краниектомията (92%), но контралатералните колекции демонстрират подчертана тенденция към възникване на дислокационни феномени и по-честа клинична изява [1]. Като ненапълно оценени фактори за възникването им и обратното им развитие се споменават адекватната хидратация и съответно рехидратация на пациентите [26]. Някои автори обръщат внимание върху интерхемисферната локализация като фактор за последващо развитие на вътрешна хидроцефалия – интерхемисферен хидром е наличен на предходен етап в 85% от случаите с хидроцефалия в серия от 73 пациенти с ДК по повод тежка ЧМТ на Kaen et al. [15].

Възникването на хидроцефалия при ДК се приема за резултат от повлияване на зависимите от налягането процеси на функция на арахноидните вили и ликворна резорбция в посока към дуралните синуси при нарушаване на нормалната пулсативна динамика на ИКН в условията на отворен череп [22, 24]. Ранната краниопластика в такива случаи възстановява нормалната крива на динамика на ИКН и води до спонтанно обратно развитие на възникналата хидроцефалия. Значение се отдава и на механичната блокада или инфламация на арахноидните грануляции, което е причина за по-високата честота на възникване при по-широки краниотомии и за реоперации. Някои автори описват като фактор и хирургичната техника, така например в серия на De Bonis et al. при 89% от пациентите, развили хидроцефалия, ДК достига на < 25 mm от средна линия [6].

Терминът синдром на трепанираните е въведен през 1939 г. от Grant et al. за означаване настъпването на отложени във времето неврологични, когнитивни и психични симптоми след ДК [12]. Подлежащите патофизиологични механизми не са напълно дефинирани, впоследствие са обсъждани редица теории: влияние на атмосферното налягане върху мозъчната тъкан, промени в ликворната динамика и обем, метаболитни нарушения и др. Yamakami et al. асоциират настъпването на симптомите с хлътване на кожното ламбо и категоризират пациентите с ДК в две групи: такива с нормален кожен контур над трепанационния дефект и такива с хлътване на кожното ламбо. Авторите заключават, че клинично влошаване се наблюдава по-често при втората група [25]. Директният ефект на атмосферното налягане върху подлежащия кортекс доказано може да доведе до дислокационни феномени и неврологичен дефицит [11, 21]. Ефектът на атмосферното налягане се предава на мозъчните съдове с редуция на мозъчния кръвоток, което се манифестира клинично с неврологичен дефицит. След провеждането на краниопластика се отчита непосредствено повишаване на кръвотока с 15-39%, най-вече в подлежащата на дефекта мозъчна тъкан [18]. Някои автори смятат, че мозъчните пулсации през трепанационния дефект могат да бъдат причина за развитието на глиоза и атрофия [7, 10]. В проучване на Stiver et al. при 90% от развилите синдром на трепанираните пациенти в рамките на първия 1 месец след ЧМТ се наблюдават СДХг.

Авторите смятат, че наличните нарушения на ликвородинамиката, подобно на пациентите с нормотензивна хидроцефалия във времето, са причина за настъпването на декомпенсация по типа на трансепендимен оток и перивентрикулни промени със съответна клинична изява. В подкрепа на теорията е и фактът, че при пациентите с прогресивен контралатерален моторен дефицит по-често се наблюдава ex vacuo разширение на темпоралния рог [20]. Значение се отдава и на евентуална дехидратация и изправеното положение на тялото за повишаване на градиента на налягането през трепанационния дефект и задълбочаване на състоянието [3]. Редица автори наблюдават редуция на симптоматиката след провеждане на краниопластика. Stiver et al. съобщават подобрене още в първите 72 часа след възстановяване на костния дефект при всички свои пациенти с прогресивен контралатерален моторен дефицит, възникнал в отложен във времето порядък след преживяна ЧМТ [20]. Провеждането на краниопластика се препоръчва в ранни срокове (4-12 седмици), при липса на противопоказания, като сигурна и ефективна процедура [4, 16]. Откриват се само единични съобщения за настъпването на преки усложнения на процедурата с бърз летален изход от възникване на мозъчен оток, вероятно резултат от тежки нарушения на мозъчносъдовата авторегулация и кълмпаянс [13].

Парадоксалното херниране, или brain sag, представлява транстенториално херниране в условията на интракраниална хипотензия. Описано е като рядко, но животозастрашаващо усложнение при пациенти след краниотомия или ДК и лумбална пункция, ликворен дренаж или шънт и се смята, че е резултат от комбиниране на процесите на гравитация и намаляване, до степен почти на изчерпване на интракраниалния ликворен обем. При пациентите с ДК и наличен голям костен дефект от значение е и атмосферното налягане. Лечението при съмнение за парадоксално херниране включва незабавно поставяне на пациента в позиция Тренделенбург, интравенозна хидратация, преустановяване на действията за понижаване на ИКН и на ликворните загуби. Клинично подобрене се очаква в рамките на няколко часа. При пациентите с ДК се препоръчва краниопластика, като трябва да се има предвид евентуална възможност за аналогично влошаване при провеждането ѝ. Някои автори приемат

наличието на голям костен дефект за релативна контраиндикация за осъществяване на лумбална пункция [17].

В заключение може да се каже, че декомпресивните краниектомии имат своето място в лечението на черепномозъчните травми с изява на интракраниална хипертензия при строга преценка на индикациите за костна декомпресия и нейните рискове и възможни усложнения.

Библиография

1. Aarabi B, Chesler D, Maulucci C et al. Dynamics of subdural hygroma following decompressive craniectomy: a comparative study. *Neurosurg Focus*, 2009;26(6):E8.
2. Ban SP, Son YJ, Yang HJ et al. Analysis of complications following decompressive craniectomy for traumatic brain injury. *J Korean Neurosurg Soc*, 2010;48:244-250.
3. Bhat AR, Kirmani AR, Nizami F et al. unken brain and scalp flap” syndrome following decompressive “extra-craniectomy”. *Indian J Neurotrauma*, 2011;8(2):105-108.
4. Chibbaro S, Di Rocco F, Mirone G et al. Decompressive craniectomy and early cranioplasty for the management of severe head injury: a prospective multicenter study on 147 patients. *World Neurosurg*, 2011;75(3-4):558-62.
5. Cooper DJ, Rosenfeld JV, Murray L et al. DECRA Trial Investigators; Australian and New Zealand Intensive Care Society Clinical Trials Group. Decompressive craniectomy in diffuse traumatic brain injury. *N Engl J Med*, 2011;364(16):1493-502.
6. De Bonis P, Pompucci A, Mangiola A et al. Post-traumatic hydrocephalus after decompressive craniectomy: an underestimated risk factor. *J Neurotrauma*, 2010;27(11): 1965-70.
7. Falconer MA, Russell DS. Experimental traumatic cerebral cysts in the rabbit. *J Neurosurg*, 1944;1:182-189.
8. Fatouros PP, Marmarou A. Use of magnetic resonance imaging for in vivo measurements of water content in human brain: method and normal values. *J Neurosurg*, 1990;90:109-115.
9. Flint AC, Manley GT, Gean AD et al. Post-operative expansion of hemorrhagic contusions after unilateral decompressive hemicraniectomy in severe traumatic brain injury. *J Neurotrauma*, 2008;25:503-512.
10. Gardner W. Closure of defects of the skull with tantalum. *Surg Gynecol Obstet*, 1945;80:303-312.
11. George AE, Morantz RA, Abad RM et al. Neuroradiology of the posthemicraniectomy patient with special emphasis on the radiology of unilateral atrophy. *Radiology*, 1974;111:627-631.
12. Grant FC, Norcross NC. Repair of cranial defects by cranioplasty. *Ann Surg*, 1939;110:488-512.
13. Honeybul S. Sudden death following cranioplasty: a complication of decompressive craniectomy for head injury. *Br J Neurosurg*, 2011;25(3):343-345.
14. Jeon SW, Choi JH, Jang TW et al. Risk factors associated with subdural hygroma after decompressive craniectomy in patients with traumatic brain injury: a comparative study. *J Korean Neurosurg Soc*, 2011;49(6):355-358.
15. Kaen A, Jimenez-Roldan L, Alday R et al. Interhemispheric hygroma after decompressive craniectomy: does it predict posttraumatic hydrocephalus? *J Neurosurg*, 2010;113:1287-1293.
16. Liang W, Xiaofeng Y, Weiguo L et al. Cranioplasty of large cranial defect at an early stage after decompressive craniectomy performed for severe head trauma. *J Craniofac Surg*, 2007;18(3):526-532.
17. Oyelese AA, Steinberg GK, Huhn SL et al. Paradoxical cerebral herniation secondary to lumbar puncture after decompressive craniectomy for a large space-occupying hemispheric stroke: case report. *Neurosurgery*, 2005;57(3):E594.
18. Richaud J, Boetto S, Guell A et al. Effects of cranioplasty on neurological function and cerebral blood flow. *Neurochirurgie*, 1985;31:183-188.
19. Sahuquillo J, Arikian F. Decompressive craniectomy for the treatment of refractory high intracranial pressure in traumatic brain injury. *Cochrane Database Syst Rev*, 2006;CD003983.
20. Stiver SI, Wintermark M, Manley GT. Reversible monoparesis following decompressive hemicraniectomy for traumatic brain injury. *J Neurosurg*, 2008;109(2):245-254.
21. Stula D. Intracranial pressure measurement in large skull defects. *Neurochirurgia (Stuttgart)*, 1985;28:164-169.
22. Upton ML, Weller RO. The morphology of cerebrospinal fluid drainage pathways in human arachnoid granulations. *J Neurosurg*, 1985;63:867-875.
23. von Holst H, Li X, Kleiven S. Increased strain levels and water content in brain tissue after decompressive craniotomy. *Acta Neurochir*, 2012;154:1583-1593.
24. Waziri A, Fusco D, Mayer SA et al. Postoperative hydrocephalus in patients undergoing decompressive hemicraniectomy for ischemic or hemorrhagic stroke. *Neurosurgery*, 2007;61:489-493, discussion 493-484.
25. Yamakami I, Yamaura A, Isobe K. Types of traumatic brain injury and regional cerebral blood flow assessed by 99mTcHMPAO SPECT. *Neurol Med Chir (Tokyo)*, 1993;33:7-12.
26. Yang XF, Wen L, Gong JB, Zhan RY. Subdural effusion secondary to decompressive craniectomy in patients with severe traumatic brain injury. *Acta Neurochir*, 2010;152:555-556.
27. Yang XF, Wen L, Shen F et al. Surgical complications secondary to decompressive craniectomy in patients with a head injury: a series of 108 consecutive cases. *Acta Neurochir*, 2008;150:1241-1248.
28. Hutchinson PJ, Koliakos AG, Timofeev IS et al. RESCUE-icp Trial Collaborators. Trial of Decompressive Craniectomy for Traumatic Intracranial Hypertension. *N Engl J Med*, 2016 Sep 22;375(12):1119-30. doi: 10.1056/NEJMoa1605215.