

ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

І. Линецький¹,
Г. Губалкова¹,
З. Старчук²,
Й. Мазанек¹

¹Стоматологічна клініка
1-го Медичного факультету
Карлова університету,
Прага, Чехія,

²Інститут виміральної
техніки Академії Наук
Чеської республіки,
Брно, Чехія

Вплив конструкцій з металів і сплавів, використовуваних у стоматологічній практиці, на якість магнітнорезонансної томографії в зоні голови й шиї

The influence of metal and alloy dental works on the quality of magnetic resonance imaging of the head and neck

Магнітнорезонансна томографія (МРТ) — один із найперспективніших методів медичної візуалізації, що швидко вдосконалюється. Його створення порівнюють із відкриттям рентгєнівських променів [1]. Основні переваги МРТ складають відсутність іонізувального випромінювання та неінвазивність, а також отримання високоточних і контрастних зображень твердих і м'яких тканин у будь-якій площині [2]. Це забезпечує відображення патологічних змін у оптимальному напрямку й точне визначення меж анатомічних і патологічних утворів за їх будь-якої просторової орієнтації [3]. Застосовують також МРТ із тривимірним збором даних, а тривимірні реконструкції МРТ-зображення сприяють плануванню операцій, забезпечуючи огляд анатомічних структур у будь-якій площині та імітуючи різні варіанти доступу до осередку ураження [4, 5].

Істотною перевагою МРТ становить можливість її функціонального використання для візуалізації, наприклад, процесу регургітації крові при клапанних вадах серця або динаміки рухів у суглобах [6]. Діагностичні можливості МРТ значно зростають при використанні спеціальних методик (зокрема, МР-ангіографії, яка дає можливість після одноразового збирання інформації розглядати анатомію судин під будь-яким кутом), а також при застосуванні особливих контрастних речовин, які вводять внутрішньо, що розподіляються в організмі подібно до водорозчинних рентгєноконтрастних речовин

[7]. Все частіше МРТ використовують для візуалізації метаболічних процесів і їх порушень на молекулярному рівні, що досягається при МР-спектроскопії, яка дозволяє визначити локальні концентрації різних метаболітів і скласти карти їх розподілу в органах [8].

Як і спектроскопія, МРТ також дає можливість із застосуванням попередньо розроблених алгоритмів дослідження (насичення киснем, розподіл уведених діагностичних речовин у пухлинній тканині, спостереження за міграцією клітин-маркерів тощо) диференціювати тканини [4, 8].

У зв'язку з тим, що принцип МРТ не пов'язаний із застосуванням іонізувального випромінювання, для переважної більшості пацієнтів метод не становить небезпеки. Однак існують протипоказання до призначення МРТ, зумовлені впливом на організм потужного магнітного поля, величина магнітної індукції якого у діагностичних томографах становить 0,5; 1,5; 3,0 Тл, а в експериментальних томографах — 7,0; 9,4 Тл і більше. Зауважимо, що величина магнітної індукції поля в 1,0 Тл приблизно в 20000 разів перевищує таку індукцію поля Землі [9].

Застосування МРТ абсолютно протипоказане для пацієнтів з кардіостимуляторами, бо потужне магнітне поле негативно впливає на їх функціонування. Крім того, індуковані в електродах кардіостимуляторів електричні струми призводять до нагрівання ендокарда. Проти-

показанням до МРТ є також наявність феромагнітних чужорідних тіл, а також судинних кліпсів з феромагнітних матеріалів через можливість їх переміщення під впливом потужних магнітних полів, що може призвести до різних ускладнень, серед яких найнебезпечнішим є кровотеча. Не доцільно використовувати МРТ у реанімаційних хворих у зв'язку із впливом магнітних полів на системи життєзабезпечення. Клаустрофобія, не купірована седативними препаратами, також обмежує застосування МРТ. У вагітних його використання обмежується ще й не доведеною безпечністю цього методу для плода, особливо в першому триместрі вагітності [10, 11].

Істотним недоліком МРТ є небезпека виникнення артефактів, бо інформація, отримана з ділянки артефакта, може відрізнятись від істинної, що призводить до встановлення помилкового діагнозу. За суттю, артефакти МРТ — це хибна конфігурація сигналу на зображенні, що не відповідає тканинним параметрам досліджуваної ділянки. Їх проявом може бути як відсутність частини зображення, так і його зсув і повне викривлення анатомії досліджуваної ділянки [2–4]. Зовнішній вигляд артефактів залежить від багатьох чинників, причини їх виникнення також різноманітні. Враховуючи це, всі артефакти можна поділити на три групи [12–20]:

1. Фізіологічні, пов'язані з рухом пацієнта чи його структур:

а) періодичні, зумовлені кровотоком, лікворотоком, диханням і серцебиттям;

б) аперіодичні, викликані мимовільними рухами (перистальтика, рух очних яблук і повік) або випадковими й некерованими рухами.

2. Системні, пов'язані з методами побудови зображення та зумовлені наявністю ділянок з аномальною магнітною проникністю у зв'язку із присутністю в зоні дослідження металевих протезів, кліпсів або хемічним зсувом.

3. Апаратні, пов'язані з виміральною апаратурою.

Основні способи усунення артефактів чи мінімізації їх наслідків залежать від виду артефактів. Так, апаратні й системні артефакти усуваються при правильному настроюванні виміральної апаратури та відпрацюванні методів

побудови зображення. Мінімізації артефактів, які часто зустрічаються у практиці МРТ і пов'язані з наявністю феромагнітних об'єктів, досягають за рахунок:

використання менш чутливої до таких «наведень» імпульсної послідовності SE з отриманням T1-зважених зображень;

планування проєкції таким чином, щоб зрізи не перетинали феромагнітні імплантати чи інші об'єкти й розташовувалися якомога далі від них (для цього може бути доцільним зменшення товщини зрізів, скорочення поля зору і таке інше). Скорочення загального часу дослідження в цілому також зменшує викривлення МРТ-зображення.

Артефакти хемічного зсуву виникають на межі контакту жирової й інших тканин за рахунок різності фаз між сигналами, викликаними рухом протонів жирової й водної субстанцій. Вони проявляються як «темна» облямівка контурів органів, децю «змазана» в напрямку подачі фазокодувального градієнта, і частіше за все не створюють діагностичних проблем при тлумаченні результатів МРТ-дослідження. Та попри це за необхідності нівелювання артефактів хемічного зсуву найдоступнішою є зміна часу TE.

Фізіологічні артефакти проявляються на зображенні у вигляді «миготіння» чи «втрати» сигналу від тканини, наприклад, від швидкого руху потоку крові чи рухів очей.

Для періодичних артефактів характерна поява «привидів» — багаторазових контурів анатомічних структур у фазокодувальному напрямку, тому що кодування фази відбувається з інтервалом, порівняним із часом фізіологічних рухів [21].

З метою мінімізації подібних викривлень застосовують такі методи:

1) попереднього насичення сигналу (артефакти, зумовлені дихальними рухами, пульсацією крові у великих судинах або пульсацією ліквору) з допомогою подавання спеціальних збуджувальних радіочастотних імпульсів у зоні розташування відповідних структур (кровоносних судин чи грудної клітки). В результаті виникає ефект насичення МРТ-сигналу цих тканин і структур, який полягає в тому, що попереднє збудження протонів перед подаванням збуджувального радіочастотного імпульсу знижує їх

МРТ-сигнал і, відповідно, викликані ним артефакти;

2) фізіологічної синхронізації діяльності (дихальної й серцевої) за рахунок синхронізації «накопичення» МРТ-сигналу з ЕКГ, пульсовою хвилею чи (при дихальних наведеннях) із хвилями, отримуваними при плетизмографії. Синхронізація із серцевим циклом ліквідує обидва типи артефактів й істотно поліпшує МРТ-зображення. Однак синхронізація значно збільшує час МРТ, що помітно обмежує її застосування;

3) компенсації рухів тканини за допомогою додаткових градієнтних імпульсів, що отримала назву методу обнулювання момента градієнта (gradient-moment nulling) чи ширше застосовувану назву — «метод градієнтної компенсації потоку» (gradient-flow compensation). Ще частіше цей підхід визначають просто як метод компенсації потоку (flow compensation). Суть методу полягає в тому, що на початку імпульсної послідовності й перед формуванням зчитувального частотнокодуєчого градієнта подаються спеціальні імпульси градієнта магнітного поля, які й компенсують різницю фаз між сигналами від протонів — нерухомих і тих, що рухаються з постійною швидкістю. Природно, що цей метод дозволяє боротися з артефактами руху, викликаними фазовим зсувом між стаціонарними й рухомими ядрами водню, і найефективніший при пригніченні артефактів від більш чи менш рівномірного руху в напрямку зрізообраючого чи частотнокодуєчого градієнтів. Використання цього підходу часто дозволяє отримати більш якісне пригнічення артефактів пульсації (наприклад, ліквору), ніж синхронізація із серцевим циклом. Наявність вираженої нерівномірності швидкості чи турбулентності потоку крові, характерна для великих кровоносних судин, знижує ефективність методу компенсації потоку. Магнітнорезонансні томографи більшості фірм-виробників дозволяють використати водночас усі підходи, що дає можливість максимально усунути вплив артефактів руху на якість МРТ-зображення;

4) зміни напрямку фазокодуєчого градієнта (артефакти, що виникають унаслідок руху очей).

До основних зон, у яких з'явлення різних артефактів особливо часте, належить щелепно-

лицева ділянка, що пов'язано з широким застосуванням при стоматологічних захворюваннях різних металевих конструкцій [22]. Водночас у останні роки в стоматології все частіше використовуються МРТ для постановки й уточнення діагнозу, визначення плану лікування, а також контролю перебігу захворювання й результатів лікування [23]. Особливо часто МРТ застосовують для дослідження скронево-нижньощелепного суглоба, при уроджених аномаліях і вадах розвитку, онкологічних захворюваннях [24–30].

Наведені дані визначають наперед необхідність вивчення поведінки дентальних матеріалів і виготовлених з них конструкцій у потужному полі МРТ, бо вона напряму пов'язана з їх магнітними властивостями. Йдеться про незнімні протези (вкладки, коронки, мостоподібні конструкції, незнімні шини), виготовлені з дорогоцінних металів (золото, платина, паладій, срібло) або із сплавів недорогоцінних металів (кобальт, хром, нікель) [31, 32]. Крім того, при ряді захворювань щелепно-лицевої ділянки використовують внутрікісткові й субперіостальні імпланти, зазвичай виготовлені з титану і його сплавів із різними металами, а також алоімпланти [33]. При травмах щелеп широко використовують конструкції для остеосинтезу (міні- й мікропластини з шурупами, сталевий дріт).

Титанові сплави відрізняє висока міцність, біосумісність, стійкість до корозії та інше, що визначає їх все ширше застосування для виготовлення стоматологічних імплантів і абатментів, а також коронок, вкладок мостоподібних протезів, атакментів, каркасів знімних протезів та іншого [34]. При цьому титан використовують і в чистому вигляді, і як сплав з іншими металами. Чистий метал містить понад 99 % титану, як домішки представлені азот, кисень, водень, залізо та інші. До складу титанових сплавів входять алюміній, ванадій, молібден, ніобій, нікель та інші метали, які додають для поліпшення механічних властивостей [34].

Взаємодія металевих конструкцій з потужним магнітним полем томографа залежить від хемічного складу їх матеріалів. Поведінка металів у такому полі визначається їх магнітними властивостями, основною з яких є магнітна про-

никність, що залежать не тільки від хемічного складу, але й від структури металу чи сплаву.

Всі речовини в природі — магнетика, тобто вміщені в зовнішнє магнітне поле, вони створюють власні магнітні поля (намагнічуються). Магнітні явища в речовинах зумовлені орбітальними й спіновими моментами електронів. Якщо B_0 і B відповідно — магнітна індукція зовнішнього магнітного поля і поля всередині магнетика, то магнітна проникність середовища $M = B/B_0$ характеризує здатність магнетиків намагнічуватися. До слабких магнітних матеріалів належать діамагнетика й парамагнетика. В останніх, із вмістом неспарених електронів, сукупний ефект намагнічування вельми слабкий, бо вони створюють невелике власне магнітне поле, спрямоване за зовнішнім полем. В діамагнетиках електрони спарені і їх магнітні моменти компенсують один одного, тобто діамагнетика створюють ще менше власне магнітне поле, спрямоване протилежно зовнішньому магнітному полю.

Тому для діамагнетиків $M < 1$, але при цьому дуже близько до 1, для парамагнетиків $M > 1$, але при цьому також приблизно дорівнює 1. Наприклад, для діамагнітного золота $M = 0,999966$, а для парамагнітного алюмінію $M = 1,000021$. Діамагнітні також срібло, цинк, вуглець, свинець, вісмут та інші, до парамагнітних належать натрій, калій, марганець, хром, паладій, платина, алюміній, кисень, розчини різних солей тощо [2, 3, 33, 35]. Тканини людського організму мають переважно діа- чи парамагнітні властивості.

До потужних магнітних матеріалів належать феромагнетика, феримагнетика і ферити. Їх магнітна проникність значно більша одиниці. До феромагнітних речовин належить залізо, кобальт, нікель і їх сплави, а також деякі рідкоземельні елементи. Феромагнітні матеріали дуже впливають на зовнішнє магнітне поле, що визначає їх здатність деформувати зображення [2, 3, 35].

Артефакти, викликані металами, частіше за все проявляються як деформації чи зникнення зображення, інколи вони виглядають як виражена облямівка навколо відображуваного предмета [3]. Більшість артефактів даного виду проявляються помірною геометричною дефор-

мацією зображення, однак деякі предмети, як ортодонтичні апарати, можуть викликати великі артефакти, що істотно ускладнюють інтерпретацію результатів дослідження. У низці праць [23, 33, 36] наведено порівняння розмірів артефактів з розмірами досліджуваних предметів і відзначено, що деформація зображення інколи досягає дво- і навіть триразового розміру металевого предмета, що її викликав.

Розмір артефактів залежить насамперед від хемічного складу металів і їх сплавів, магнітні властивості яких визначають компоненти, що входять до їх складу.

При цьому навіть якщо окремі хемічні елементи сплавів слабомагнітні, сам сплав може мати потужні магнітні властивості, і навпаки [33].

Вивчення впливу хемічного складу металів і сплавів на появу артефактів показало, що при дослідженні в МР-томографі 1,5 Тл Signa (General Electric) хірургічних пластин для остеосинтезу, виготовлених із неіржавіючої сталі, відзначено найбільшу, шин з віталію (Cr-Co) — середнього розміру, а з титану — найменшу деформацію Т1-зображення [37]. Становить інтерес поява артефактів, викликаних уламками металевих стоматологічних борів, що містять залізо [38].

Hubalcova H., Hora K., Seidl Z., Krasensky J. [33] досліджували десять сплавів дорогоцінних металів, п'ять — недорогоцінних, чотири види імплантатів, дріт для фіксації й онкологічну шину щодо появи артефактів при МРТ. Вони встановили, що сплави дорогоцінних металів не викликали появи артефактів, тоді як предмети з недорогоцінних металів сприяли виникненню артефактів різних розмірів — від малих до великих. Сплав на основі алюмінієвої бронзи також викликав великий артефакт. Стоматологічні імплантати з чистого титану не викликали видимих артефактів, тоді як при дослідженні пластинкових імплантатів з цього металу з домішками відзначено з'явлення артефактів. Більшість авторів твердять, що чистий титан не викликає появи артефактів, однак навіть найменші домішки феромагнітних матеріалів можуть викликати неоднорідності магнітного поля, що проявляються як деформації зображення [39–41].

Водночас дані літератури про артефакти достатньо суперечливі через недостатній опис умов

дослідження (особливо використання T1 чи T2 послідовностей), неповне врахування хемічного складу матеріалів і форм конструкцій [36]. Так, у праці Suh J.S., Leong E.K., Shin K.H., Cho J.H., Na J.B., Kim D.H. et al. [39] описано артефакти середніх і великих розмірів, виникнення яких спричинили сплави титану. Вимірювання проводили з використанням SE-послідовності. Описано також артефакти середньої величини, викликані предметами з чистого титану [36].

На жаль, у літературі зустрічається не так багато даних про дослідження стоматологічних сплавів у полі МРТ, у зв'язку з чим ми наводимо низку праць, що стосуються матеріалів для виготовлення нейрохірургічних імплантатів, аневризматичних кліпсів тощо. Зважаючи на те, що сплави для їх виготовлення за своїм хемічним складом дуже близькі до стоматологічних, можна припустити, що й артефакти, викликані цими предметами, будуть аналогічні.

Так, Matsuura H., Inoue T., Ogasawara K., Sasaki M., Konno H., Kuzu I., Nishimoto H., Ogawa A. [40] дослідили артефакти, викликані нейрохірургічними матеріалами — цирконієвою керамікою, титаном, сплавом титану й сплавом Elgiloy (Cr-Co), з яких були виготовлені зразки у вигляді циліндрів довжиною 20 мм і діаметром 2 мм. Їх вмістили до фантома з агару таким чином, щоб їх осі були паралельні силовим лініям основного магнітного поля. Вимірювання проводили в томографах General Electric з величинами магнітної індукції поля 0,5; 1,5; 3,0 Тл у T1 SE і T2 SE-послідовностях. Як свідчать результати досліджень, артефакт, викликаний цирконієвою керамікою, був найменшим порівняно з викликаними іншими матеріалами і не збільшувався при зростанні величини магнітного поля. Сплав Elgiloy викликав найзначніші артефакти, причому їх розмір збільшувався з підвищенням величини індукції магнітного поля. Зразки з титану і його сплаву викликали артефакти середнього розміру, причому в полях із магнітною індукцією 0,5 і 1,5 Тл сплав продемонстрував більші артефакти, ніж чистий титан, тоді як у полі 3,0 Тл різниця в розмірах була незначною.

З'явлення артефактів великою мірою залежить від неоднорідності магнітного поля й маг-

нітної проникності конкретних матеріалів. Ефект магнітної проникності визначають з урахуванням різних параметрів МРТ, зокрема зміни величини індукції магнітного поля, просторового розрізнення і спектра електромагнітних хвиль. При цьому потужніше магнітне поле в одного й того самого металевого предмета викликає більший артефакт. Таким чином, величина артефактів прямо пропорційна величині основного магнітного поля томографа. В наш час у клінічній практиці застосовують більш досконалі 3,0 Тл-системи, тому Olsrud [41] провів порівняльну оцінку артефактів, викликаних аневризматичними кліпсами, у магнітному полі 1,5 і 3,0 Тл. Предмети були виготовлені з неіржавіючої сталі й титану. Вимірювання проводили в 1,5 Тл томографі Siemens Magnetom Vision, призначеному для досліджень усього організму, і в 3,0 Тл томографі Siemens Magnetom Allegra для дослідження голови з використанням SE і GRE-послідовностей. Отримані результати свідчать про те, що розмір артефактів у полі 3,0 Тл більше, ніж у полі 1,5 Тл. Підтверджено також, що GRE-послідовність чутливіша до металів, ніж SE, що й спричиняє виникнення більших артефактів.

Розмір і форма можливого артефакту залежить також від розмірів, форми й просторової орієнтації досліджуваної металевої конструкції. Так, Ganapathi [42] вивчав розвиток артефактів у магнітному полі томографа Siemens Impact 1,0 Тл, викликаний присутністю шурупів для остеосинтезу човноподібної кістки. Було протестовано 6 шурупів, виготовлених різними виробниками зі сплавів титану та неіржавіючої сталі. При дослідженні предмети перебували у фантомах зі свинячого сала й масла. Орієнтація осей шурупів у томографі була як паралельною основному магнітному полю, так і під певними кутами до нього (30, 60, 90°).

Результати тестування показали, що шуруп із неіржавіючої сталі викликав найбільший артефакт. При орієнтації осей шурупів паралельно основному магнітному полю розміри артефактів були мінімальними і їх форма нагадувала обриси шурупів. За розташування останніх під кутом до осей магнітного поля розмір артефактів зростає в міру збільшення кута та досягав максимуму при положенні шурупів перпендикулярно до

магнітного поля. При цьому форма артефактів істотно змінювалася й набувала обрисів боба.

Поряд з вивченням артефактів, викликаних присутністю металевих конструкцій, істотне значення при МРТ-дослідженні має проблема їх можливої рухомості й нагрівання, особливо значуща в зоні голови й шиї. Незважаючи на те, що принцип магнітного резонансу не ґрунтується на йонізуючому випроміненні, енергія його поля досягає високих величин, які можуть бути потенційно шкідливими для людини через механічні й фізичні ефекти потужного магнітного поля [43–45].

Механічні ефекти такого поля проявляються в рухомості конструкцій, виготовлених із феромагнітних матеріалів, що призводить до відчуття в пацієнтів натяжності чи тиску в зоні розташування металевих предметів у процесі дослідження [33]. У низці праць представлено результати тестування на сумісність із МРТ судинних стентів і затискачів, виготовлених із матеріалів, аналогічних використовуваним у стоматологічних конструкціях. Результати цих робіт свідчать про те, що згадані предмети, виготовлені з феромагнітних сплавів, взаємодіють з магнітним полем томографа і своїм тиском можуть викликати пошкодження прилеглих тканин, кровотечі та інші серйозні ускладнення [46–48].

В останні роки в стоматології почали все ширше застосовувати конструкції із феритовими магнітами, переважно самарій-кобальтовими [4]. Вони надпотужні і входять як до складу знімних, так і незнімних протезів, становлячи, наприклад, частину штифта чи імплантату і забезпечуючи утримування протезу. Наявність магнітів — абсолютне чи відносне протипоказання для проведення МРТ у зв'язку із можливістю їх розмагнічування. Крім того, під час дослідження може спостерігатися рухомість магнітних конструкцій, що сприяє розвитку описаних вище ускладнень і визначає необхідність витягання магнітів перед дослідженням. У зафіксованих магнітів, наприклад, у кістці чи зубах цього ефекту не спостерігають, бо рухові магнітних конструкцій перешкоджають значно більші сили фіксації [4].

Аналіз нечисленних даних, присвячених цій проблемі, свідчить, що МРТ-дослідження без-

печне для пацієнтів із стоматологічними конструкціями, виготовленими з дорогоцінних металів, кобальту, хрому й чистого титану. В предметів, виготовлених з них, не було виявлено рухомості. Незнімні протези, шини й імплантати з таких матеріалів надійно фіксуються на опорах і не становлять ризику для здоров'я пацієнта [4, 33].

Томограф створює імпульсне височастотне електромагнітне поле з частотою, пропорційною величині магнітного поля, яке, в свою чергу, взаємодіє з тканинами людського організму, в результаті чого поглинається енергія магнітного поля. Специфічна величина поглинання (SAR) визначає ступінь поглинання енергії й вимірюється у Вт/кг. Великі величини SAR можуть викликати підвищення температури в тканинах, що залежить від їх теплопровідності, механізмів термодифузії в організмі, експозиції та потужності імпульсу.

Серед основних фізичних ефектів, що проявляються під дією потужного магнітного поля томографа, й нагрівання тканини. Вивченням нагрівання різних металевих конструкцій при проведенні томографії займаються багато дослідників [49–52]. Йдеться переважно про дослідження *in vitro*, і результати цих робіт свідчать про невеликі в більшості зміни температури досліджуваних структур.

Так, вивчення нагрівання хірургічних пластин, виготовлених зі сталі, титану, віталію на моделі черепа на водяній бані показало підвищення температури приблизно на 0,1 К, при дослідженні нижньощелепної шини температура не збільшувалася. У працях [33] з визначення нагрівання стоматологічних конструкцій *in vitro* на водяній бані спостерігалось збільшення температури максимум на 0,2 К. Однак стоматологічні імплантати й хірургічні шини і в цьому досліді не нагрівалися. Багато імплантатів і судинних затискачів такого ж хемічного складу, як і стоматологічні конструкції, були досліджені щодо нагрівання. При цьому малі металеві імплантати, наприклад, сталеві чи мідні затискачі, при проведенні томографії не нагрівалися. Dempsey відзначив у вушних імплантатах максимальне підвищення температури менше, ніж на 1,0 К [51].

Встановлено велике зростання температури двох ендопротезів тазостегнового суглоба,

Література

які перебували у фізіологічному розчині при експозиції в радіочастотному полі. В потужнішому томографі в імплантатах таких суглобів відзначено підвищення температури на 2,5 К [51]. Водночас при використанні металевих імплантатів не описано жодного значущого пошкодження, викликаного термічним ефектом магнітного поля. Результати експериментів, у яких вивчали нагрівання металевих об'єктів у щелепно-лицевій зоні при проведенні МРТ, показали безпечність їх присутності в пацієнтів, про що свідчить підвищення температури максимум на 0,3 К.

Описані ж у літературі опіки були викликані контактом довгих кабелів зі шкірою [52]. Так, у серцевих стимуляторів поблизу кабелів і електродів температура підвищувалася на 12 К, при аплікації високочастотного поля різниця температур перед дослідженням і після нього досягала 15, 36 і навіть 69 К. Опіки 1, 2, 3-го ступенів пов'язують із наявністю приладів моніторингу життєвих функцій з довгими кабелями. Спірально скручені кабелі викликають велику індукцію і, тим самим, значне нагрівання. З клінічного погляду нагрівання під впливом МРТ має велике значення, особливо за непридатності пацієнта [52].

Резюмуючи слід зазначити, що застосування МРТ у стоматології має свої особливості, пов'язані з частою присутністю в зоні дослідження конструкцій, виготовлених з різних матеріалів і сплавів, особливості поведінки яких у потужному магнітному полі томографа визначає їх хемічний склад. Наведені в статті матеріали і сплави, найчастіше використовувані в сучасній стоматології, не складають загрози для життя пацієнтів при проходженні МР-томографії, за винятком постійних потужних магнітів, наявність яких свідчить про неможливість такого дослідження. В той же час проблема виникнення артефактів у щелепно-лицевій зоні особливо значуща для забезпечення високої якості МРТ, що вказує на необхідність вивчення поведінки всіх наявних і, особливо, тих нових, що з'являються, дентальних матеріалів у магнітному полі. Застосування потужніших томографів створює проблему, пов'язану як з можливою рухомістю й нагріванням металевих конструкцій, так і новими типами артефактів, що є ще актуальнішим.

1. Ho H.S. // *J. of Magnet. Reson. Imag.* — 2001. — Vol. 14, № 4. — P. 472–477.
2. Gray C.F., Redpath T.W., Smith F.W., Staff R.T. // *Clinic. Oral impl. Res.* — 2003. — Vol. 14, № 1. — P. 18–27.
3. Abbaszadeh K., Heffez L.D., Mafee M.F. // *Oral Surg. Oral Med. Oral Radiol. Endod.* — 2000. — Vol. 89, № 6. — P. 759–765.
4. Hubalkova H., Linetskiy I., Starcukova I., Mazanek J., Seidl Z. // *Progresdent.* — 2003. — Vol. 4. — P. 6–11.
5. Фех А.Р. // *Рос. стомат. журн.* — 2003. — № 3. — С. 43–47.
6. *Путеводитель по диагностическим изображениям: Справ. практ. врача / Шотемор Ш.Ш., Пурижанский И.И., Шевякова Т.В. и др.* — М.: Сов. спорт, 2001. — 400 с.
7. *Общее руководство по радиологии: Юбилейная книга NIKER 1995 года; Ред. Holger Pettersson, MD Professor of Radiology University Hospital Lund, Sweden. Образовательный и научный директор Института NIKER; Серия мед. визуализ.* — Ин-т NIKER. — Т. 1. — 668 с.
8. Свиридов Н.К., Шимановский Н.Л., Котляров П.М. // *Мед. визуализ.* — 2000. — № 1. — С. 41–43.
9. Matwiyoff N.F., Brooks W.M.: *Instrumentation* // Stark D.D., Bradley W.G. *Magnetic resonance imag.* — 3rd Ed. — St. Louis: Mosby, 1999 — P. 15–30.
10. Shellok F.G., Kanal E.: *Bioeffects and Safety* // *Ibid.* — P. 15–30.
11. Shellok F.G. // *J. Magn. Reson. Imag.* — 2002 — Vol. 16, № 5. — P. 485–96.
12. Коновалов А.Н., Корниенко В.Н., Пронин И.Н. *Магнитно-резонансная томография в нейрохирургии.* — М.: Видар, 1997. — 472 с.
13. *Магнитный резонанс в медицине. Основной учебник Европейского Форума по магнитному резонансу / Под ред. П.А. Ринка; Пер. Федина Э.И.* — Oxford: Black. Scientif. Public. 1995 — P. 228.
14. Wehrli F.W., Atlas S.W. *Fast imaging: principles, techniques, and clinical applications* // *Magnetic Resonance Imaging — 2nd ed.* / Ed. by D. Stark, W. Bradley. — St. Louis: Mosby Year Book Inc., 1992. — Vol. 1 — P. 1013–1078.
15. *Magnaview. Application Guide.* — Helsinki: Instrument. Corp., 1989. — P. 218.
16. *SIGNA HORIZONT 230, ECHO-SPEED. Scan Reference.* N.Y.: GE, 1995. MacFall J., Pelc N., Vavrek R. // *Magn. Reson. Imag.* — 1988 — Vol. 6. — P. 143–155.
17. Kiefer B., Grassner J., Haussman R. // *JMRI.* — 1994. — Vol. 4 — P. 86.
18. Nitz W. // *Electromed.* — 1996. — Vol. 1. — P. 23–29.
19. Henning J., Nauwerth A., Friedburg H. // *Magn. Reson. Med.* — 1986. — Vol. 3. — P. 823–833.
20. *Magnetom 42(E)/63 SR MAGNETOM Application Guide.* Siemens AG. — 1991.
21. Wood M.L., Henkelman R.M. // Stark D.D., Bradley W.G. *Magnetic resonance imag.* — 3rd Ed. — St. Louis: Mosby, 1999. — P. 15–30.
22. Lissac M., Metrop D., Brugirard J. et al // *Investig. — Radiol.* — 1991. — Vol. 26, № 1. — P. 40–45.
23. Hubalkova H., Hora K., Seidl Z., Krasensky J. // *Ceska stomatol.* — 2003. — Vol. 6. — S. 240–247.
24. Nekula J. // *Nekula J. Radiol.* — 2005 — Vol. 3. — S. 148–149.
25. Дергилев А.П., Сысолятин П.Г., Ильин А.А. // *Вестн. рентгенол. и радиол.* — 2000. — № 4. — С. 44–48.
26. Вязьмин А.Я., Вельм А.И. // *Пробл. нейростоматол. и стоматол.* — 1998. — № 12 — С. 31–34.
27. Араблинский А.В., Гетман А.Н., Сдвижков А.М. и др. // *Мед. визуализ.* — 2003. — № 2. — С. 91–98.
28. Онопа Е.Н., Брюханов А.В. // *Рос. стоматол. журн.* — 2004. — № 3. — С. 31–33.

29. Ходжибеков М.Х., Кукушкина Е.А., Янгуразова Д.Р., Якубов Р.К. // *Мед. визуализ.* — 2002. — № 1. — С. 34–37.
30. Ахадов Т.А. *Магнитно-резонансная томография головного мозга при опухолях.* — М.: Наука, 2003. — 330 с.
31. Wataha J.C. // *J. of Prosthet. Dent.* — 2002. — Vol. 87, № 4. — P. 351–363.
32. Wataha J.C. // *Ibid.* — 2000. — Vol. 83, № 2. — P. 223–234.
33. Hubalkova H., Hora K., Seidl Z., Krasensky J. // *The Europ. J. of Prosthodont. and Restorat. Dentist.* — 2002. — Vol. 10, № 3. — P. 125–130.
34. Hubalkova H., Starcuk Z., Linetskiy I., Mazanek J., Dostalova T. // *Protet. stomatol.* — 2005 — Vol. 5. — Suppl. — P. 56.
35. Вонсовский С.В. *Магнетизм.* — М.: Наука, 1971. — 1032 с.
36. Shafiei F., Honda E., Takahashi H., Sasaki T. // *J. of Dent. Res.* — Vol. 82, № 8. — P. 602–606.
37. Fiala T.G., Paige K.T., Campbell T.A., Yaremchuk M.J. // *Plast. and reconstruct. surg.* — 1994. — Vol. 93, № 4. — P. 725–731.
38. Kaneda T., Minami M., Curtin H.D. et al. // *Amer. J. of neuroradiol.* — 1998. — Vol. 19, № 2. — P. 317–319.
39. Suh J.S., Jeong E.K., Shin K.H., Cho J.H., Na J.B., Kim D.H. et al. // *AJR Am. J. Roentgen.* — 1998. — Vol. 171. — P. 1207–1213.
40. Matsuura H., Inoue T., Ogasawara K. et al. // *Neurol. med. chirurg.* — 2005. — Vol. 45, № 8. — P. 395–398.
41. Olsrud J., Latt J., Brockstedt S., Romner B., Bjorkman-Burtscher I.M. // *J. of Magnet. Reson. Imag.* — 2005. — Vol. 22, № 3. — P. 433–437.
42. Ganapathi M., Joseph G., Savage R., Jones A.R., Timms B., Lyons K. // *J. of Hand Surg.* — 2002. — Vol. 27, № 2. — P. 165–170.
43. Shellock F.G. // *J. of Magnet. Reson. Imag.* — 2000. — Vol. 12, № 1. — P. 30–36.
44. Shellock F.G., Crues J.V. // *Radiol.* — 2004. — Vol. 232, № 3. — P. 635–652.
45. Kangarlu A., Shellock F.G., Chakeres D.W. // *J. Magn. Reson. Imag.* — 2003. — Vol. 17, № 2. — P. 220–226.
46. Kangarlu A., Shellock F.G. // *J. Magn. Reson. Imag.* — 2000. — Vol. 12, № 1. — P. 107–111.
47. Shellock F.G., Tkach J.A., Ruggieri P.M. et al. // *AJNR Am. J. Neurorad.* — 2003. — Vol. 24, № 3. — P. 463–471.
48. Kanal E., Shellock F.G. // *Radiol.* — 1999. — Vol. 210, № 2. — P. 563–565.
49. Shellock F.G., Kanal E. // *Stark D.D., Bradley W.G. Magnetic resonance imag.* — 3rd Ed. — St. Louis: Mosby, 1999. — P. 15–30.
50. Kanal E., Barkovich A.J. et al. // *Amer. J. of Roentgenol.* — 2002. — Vol. 178, № 6. — P. 1349–1352.
51. Dempsey M.F., Condor B., Hadley D.M. // *J. of Magnet. Reson. Imag.* — 2001. — Vol. 13, № 4. — P. 627–631.
52. Sawyer-Glover A.M., Shellock F.G. // *J. of Magnet. Reson. Imag.* — 2000. — Vol. 12, № 1. — P. 92–106.

Надходження до редакції 16.03.2006.

Прийнято 07.04.2006.

Адреса для листування:

Ігор Линецький,
Чеська республіка,
Univerzita Karlova
1. lekarska fakulta stomatologicka klinika
12000 Praha 2, Katerinska 32