

Lek. stom. Sławomir Jaroszyk

**Wpływ magnetoterapii stałopolowej
i magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią
na odczuwanie bólu związanego
z wszczepianiem implantów stomatologicznych**

Rozprawa doktorska



**Katedra i Klinika Ortopedii Szczękowej i Ortodontji
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu**

Promotor: Prof. dr hab. Teresa Matthews-Brzozowska

Poznań 2013

***Pani prof. dr hab. Teresie Matthews-Brzozowskiej
Kierownikowi
Katedry i Kliniki Ortopedii Szczękowej i Ortodoncji
Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego
w Poznaniu
za inspirację, pomoc i ogromną życzliwość
składam najserdeczniejsze podziękowania.***

Pracę dedykuję

mojej Rodzinie i Rodzicom

w podziękowaniu za troskę i wiarę.

SPIS TREŚCI

Spis skrótów i symboli	1
1. Wstęp	3
2. Przegląd piśmiennictwa	7
2.1 Pole elektromagnetyczne	7
2.2 Oddziaływanie pola elektromagnetycznego na żywy organizm	18
2.3 Charakterystyka bólu i subiektywne wskaźniki natężenia bólu	25
2.4 Implanty stomatologiczne	30
2.5 Ortodontyczne aparaty stałe	35
3. Cel pracy	38
4. Materiał i metody	40
4.1 Przygotowanie pacjentów do badań	40
4.2 Metody i aparatura pomiarowa	43
4.2.1 Magnetostymulacja stałopolowa	43
4.2.2 Magnetostymulacja zmiennopolowa	46
4.2.3 Magnetostymulacja zmiennopolowa z ledoterapią	54
4.3 Stanowisko badawcze	57
5. Wyniki badań	59
5.1 Wpływ magnetostymulacji stałopolowej MF	59
5.2 Wpływ magnetostymulacji zmiennopolowej JPS	64
5.3 Wpływ magnetostymulacji zmiennopolowej JPS z ledoterapią	68
Dyskusja	72
6. Wnioski	81
7. Piśmiennictwo	82
Streszczenie	99
Summary	101

Spis skrótów i symboli

c – prędkość światła w próżni, $c = 3 \cdot 10^8 \frac{m}{s}$,

ϵ_0 – przenikalność elektryczna próżni, $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \frac{F}{m}$,

μ_0 – przenikalność magnetyczna próżni, $\mu_0 = 1,257 \cdot 10^{-6} \frac{N}{A^2}$,

e – ładunek elementarny, $e = 1,602191 \cdot 10^{-19} C$,

V – potencjał elektryczny, (jednostka Volt [V]) ,

U – różnica potencjałów elektrycznych, (jednostka Volt [V]) ,

F – siła, (jednostka Niuton [N]) ,

E – natężenie pola elektrycznego, (jednostka $\frac{N}{C}$ lub $\frac{V}{m}$) ,

C – Kulomb – jednostka ładunku elektrycznego,

V_A – potencjał elektryczny w punkcie A,

ϵ_{pA} – energia potencjalna ładunku elektrycznego,

$W_{A\infty}$ – praca jaka musi wykonać siła pola przy przeniesieniu ładunku 1 kulomba z punktu A do nieskończoności (lub praca przeciwko sile pola przy przeniesieniu ładunku 1 kulomba z nieskończoności do punktu A pola),

q_0 – ładunek próbny dodatni (znacznie mniejszy od ładunku wytwarzającego pole elektryczne),

U_{AB} – różnica potencjałów elektrycznych (napięcie) pomiędzy punktami A i B,

W_{AB} – praca przenoszenia ładunku próbnego q_0 pomiędzy punktami A i B pola elektrycznego,

H – natężenie pola magnetycznego,

B – indukcja pola magnetycznego,

F_W – siła elektrodynamiczna,

- F_m – siła magnetomechaniczna,
- I – natężenie prądu,
- q – ładunek elektryczny,
- v – prędkość ładunku elektrycznego q ,
- μ_r – względna przenikalność magnetyczna,
- B_s – indukcja stałego pola magnetycznego,
- B_z – indukcja zmiennego pola magnetycznego,
- x – odległość od źródła pola magnetycznego,
- A – współczynnik proporcjonalności,
- C – współczynnik proporcjonalności,
- Fale E-M* – fale elektromagnetyczne,
- ELF* – obszar ekstremalnie niskich częstotliwości fal E-M,
- PEM* – obszar niskich częstotliwości fal E-M,
- ϵ – porcja energii promieniowania nazwana kwantem energii,
- h – stała Plancka $h = 6,626 \cdot 10^{-34} J \cdot s$,
- f – częstotliwość fali elektromagnetycznej,
- ΔW_p – szerokość pasma zabronionego w półprzewodnikach,
- χ – podatność magnetyczna substancji,
- LED* – diody wytwarzające promieniowanie czerwone R lub promieniowanie podczerwone IR,
- ICR* – jonowy rezonans cyklotronowy,
- WSF* – współczynnik skuteczności fizykoterapeutycznej,
- MF* – stałe pole magnetyczne
- MZ* – zmienne pole magnetyczne

1. WSTĘP

Zainteresowanie człowieka zjawiskiem magnetyzmu sięga czasów starożytnych. Grecki filozof i matematyk z przełomu VII i VI w. p.n.e. Tales z Miletu znał już zjawisko przyciągania żelaza przez magnetyt, któremu przypisywał cechy duchowe należne materii ożywionej, ze względu na zdolność wprawiania w ruch. Termin magnetyzm związany jest ze starożytną Grecją, bowiem pochodzi od słowa „Magnesia”, nazwy historycznej krainy w prowincji Thessalia, gdzie eksploatowano tlenek żelaza (Fe_3O_4), który Grecy określili terminem magnetyt [1]. W późniejszym czasie odkryto także inne magnesy naturalne. Zalicza się do nich między innymi: magnezoferyt złożony z tlenków żelaza i cynku (ZnFe_2O_4), jakobsyt – z tlenków manganu i żelaza (MnFe_2O_4) oraz treworyt – z tlenków żelaza i niklu (NiFe_2O_4).

Pierwszy znany opis magnetyzmu pochodzi od Pliniusza Starszego, w którym podał, że koniec metalowego kija, pasterza nazywanego się Magnes, jest przyciągany do gruntu bogatego w magnetyt. Pierwszą pracą naukową na temat magnetyzmu było dzieło Petrusa de Maricourta [1], który w roku 1269 odkrył, że pole wytwarzane przez bryłę zaokrąglonego magnetytu ma charakter dwubiegunowy. W roku 1600 Anglik William Gilbert przedstawiał tezę o tym, że Ziemia stanowi wielki okrągły magnes. Stwierdził również, że bryła magnetytu rozgrzana do czerwoności traci swoje właściwości przyciągania żelaza, a po ochłodzeniu te właściwości wracają.

Zmienne pola magnetyczne stały się przedmiotem zainteresowania świata naukowego od momentu gdy James Clerk Maxwell w 1861r. wprowadził pojęcie elektromagnetyzmu, opisał wzajemne relacje między polem elektrycznym i magnetycznym za pomocą równań, wyjaśniając tym samym istotę pola elektromagnetycznego.

U schyłku XX wieku nastąpił dynamiczny rozwój wykorzystania pola magnetycznego w medycynie fizykalnej. Dotyczy to zwłaszcza zastosowania stałego i

miennego pola magnetycznego w diagnostyce, terapii i rehabilitacji, a także w profilaktyce różnych schorzeń. Z przeglądu literatury specjalistycznej wynika, że badania nad wpływem stałych i zmiennych pól magnetycznych na struktury żywe odbywały się na poziomie doświadczalnym i przedklinicznym [2, 3]. Badania doświadczalne mają charakter badań podstawowych oraz badań *in vitro* hodowli tkankowych, a także przeprowadzane są eksperymenty na doświadczalnych. Obecnie największą dynamikę rozwoju wykazują badania kliniczne [2].

Obszerne piśmiennictwo dotyczące wpływu niejednorodnego stałego pola magnetycznego na organizm człowieka obejmuje kilkaset publikacji, dlatego ze względu na wykorzystanie w niniejszej pracy polskiej myśli technicznej w medycynie, ograniczono się do przedstawienia jedynie publikacji polskich autorów [4-22]. Ponadto w przeglądzie literatury skoncentrowano się na danych dotyczących wpływu magnetoterapii stałopolowej MF (stałego niejednorodnego pola magnetycznego) na łagodzenie odczucia bólu jako zasadniczego tematu niniejszej rozprawy. W tym obszarze badawczym można wyróżnić dwa zbiory prac. Pierwszy, mniej liczny obejmuje publikacje, których wynikiem było stwierdzenie braku wpływu MF na łagodzenie bólu [23-27]. Drugi zbiór znacznie liczniejszy stanowią prace, w których opublikowano wyniki badań potwierdzających istotny wpływ MF na łagodzenie bólu [28-44]. W publikacjach potwierdzających pozytywny analgetyczny wpływ MF analizowano różne rodzaje i źródła bólu dotyczącego wielu narządów i okolic ciała: chroniczny ból głowy, karku, ramion, pleców, genitaliów, miednicy, stóp, związany z fibromialgią, kolan, bioder i innych stawów. Duża różnorodność odnosiła się także do parametrów fizycznych określających zastosowane aplikatory magnetyczne, co dotyczyło głównie indukcji magnetycznej pola MF.

Duża różnorodność zarówno w zakresie stosowanych metod jak i rodzajów oraz źródeł bólu stwarza duże problemy w przeprowadzeniu analizy porównawczej wyników dotychczasowych badań nad wpływem MF na łagodzenie odczucia bólu. Wydaje się, że w publikacjach, w których nie stwierdzono efektu łagodzenia bólu [23-27], zastosowane pole miało zbyt małą indukcję magnetyczną i czas jego ekspozycji był zbyt krótki. Istotnym czynnikiem, który należy brać pod uwagę, jest rozkład przestrzenny pola MF. Z kolei liczne dobrze zaprojektowane i przeprowadzone badania

sugerują, że stałe pole magnetyczne jest w stanie łagodzić ból, a efekt ten był statystycznie istotny przy indukcjach wyższych od 30 mT.

Biorąc pod uwagę powyższe, w prezentowanych badaniach zastosowano aplikator magnetyczny Magne Touch skonstruowany i wyprodukowany, przez firmę PIW Primax Medic Sp. z o.o., którego parametry fizyczne, a zwłaszcza wartości indukcji magnetycznej zbliżone są do wartości sugerowanych we wcześniejszych badaniach wykazujących analgetyczny wpływ MF. Z kolei zmniejszenie indukcji aplikowanego pola MF do wartości kilku mT (takich jak w pracach gdzie nie stwierdzono występowania efektu łagodzenia bólu) można również uzyskać wykorzystując aplikator Magne Touch poprzez jego odpowiednie oddalenie od powierzchni zewnętrznej organizmu.

W ostatnim dziesięcioleciu rozwinęły się również badania dotyczące wpływu słabych zmiennych pól magnetycznych na organizmy żywe (tzw. magnetostymulacja zmiennopolowa). Były one konsekwencją opracowania unikalnej metody JPS oraz odpowiedniej aparatury umożliwiającej jej stosowanie. Wykorzystane zostały w tym projekcie ekstremalnie niskie częstotliwości (tzw. obszar ELF) zmian pola magnetycznego, którego istotne składowe harmoniczne nie przekraczały częstotliwości 1000Hz. Badania podstawowe dotyczące magnetostymulacji zmiennopolowej rozwinęły się głównie w Uniwersytecie Medycznym w Poznaniu, natomiast badania kliniczne w zakresie medycyny fizykalnej w Śląskim Uniwersytecie Medycznym w ośrodku kierowanym przez znanego specjalistę z medycyny fizykalnej prof. dr hab. Aleksandra Sieronia. Z kolei badania kliniczne w zakresie stomatologii i okulistyki zostały rozwinięte przez prof. dr hab. Krystynę Opalko z Pomorskiego Uniwersytetu Medycznego w Szczecinie. Badania kliniczne magnetostymulacji zmiennopolowej wykonuje także prof. dr hab. Teresa Matthews – Brzozowska z Katedry i Kliniki Ortopedii Szczękowej i Ortodoncji Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu oraz prof. dr hab. Leszek Kubisz wraz z grupą współpracowników z Katedry i Zakładu Biofizyki Uniwersytetu Medycznego w Poznaniu.

Kolejne podstawowe i kliniczne prace polskich naukowców oraz ich dobra współpraca z firmą Med & Life doprowadziły do powstania kolejnej generacji urządzeń magnetostymulacji zmiennopolowej (MZ) z ledoterapią (L). W tej metodzie

wykorzystano efekt synergizmu zmiennego pola magnetycznego ze światłem czerwonym (R), podczerwonym (IR) oraz światłem „mieszanym” (RIR), wytwarzanym przez odpowiednio dobrane diody LED. Promieniowanie R, IR lub RIR o odpowiednich gęstościach energii było zsynchronizowane z impulsami pola magnetycznego.

Publikacja Jaroszyka [45] mająca charakter podstawowy dla magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią, dotyczyła kryterium bioenergetycznego analizy wpływu (MZ) na żywe organizmy. Analizie oddziaływania pól MZ na układ nerwowy i immunologiczny poświęcone były badania prowadzone w kilku ośrodkach naukowych w Polsce [46-53], w których stwierdzono występowanie istotnego efektu terapeutycznego po oddziaływaniu MZ. Ponadto efekt analgetyczny magnetostymulacji zmiennopolowej potwierdziły wyniki badań w stomatologii i rehabilitacji narządu ruchu [54-65], a także w przypadku leczenia stanów zapalnych tkanek [66-70]. Odnotowano również pozytywne efekty działania MZ na układ krążenia [71], zaburzenia psychiatryczne [72], regenerację tkanek okołowierzchołkowych korzeni zębów [73, 74] oraz w terapii tkanek miękkich [75, 76].

Dotychczasowe wyniki badań w zakresie wpływu magnetostymulacji zmiennopolowej oraz magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią na odczucie bólu wskazują, że na skutek ich działania dochodzi do łagodzenia odczucia bólu. Ze względu na fakt, że dotychczasowe dociekania dotyczyły bólu różnego pochodzenia, nasilenia i umiejscowienia, nie było dotąd możliwości przeprowadzenia analizy porównawczej w zakresie skuteczności terapeutycznej magnetostymulacji zmiennopolowej (MZ) i magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią MZ+L.

2. PRZEGLĄD PIŚMIENICTWA

2.1 Pole elektromagnetyczne

Teoretyczne rozważania Maxwella [77- 80] doprowadziły do wyjaśnienia istoty pola elektromagnetycznego. Zgodnie z jego teorią pole elektromagnetyczne stanowi przestrzeń, w której rozchodzą się zaburzenia zmiennych pól elektrycznych i magnetycznych, prostopadłych wzajemnie do siebie i do kierunku ich rozchodzenia się. Cztery prawa w postaci całkowitej i różniczkowej wyczerpują wszystkie możliwości generacji pola elektromagnetycznego w próżni. Pola elektromagnetyczne nazywane są także promieniowaniem elektromagnetycznym.

Jednym z wniosków wypływających z rozważań Maxwella było ustalenie, że prędkość (c) promieniowania elektromagnetycznego w próżni można wyrazić wzorem:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} \quad /2.1/$$

gdzie:

$$\epsilon_0 - \text{przenikalność elektryczna próżni, } \epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \frac{\text{F}}{\text{m}},$$

$$\mu_0 - \text{przenikalność magnetyczna próżni, } \mu_0 = 1,257 \cdot 10^{-6} \frac{\text{N}}{\text{A}^2}$$

Po podstawieniu wartości ϵ_0 oraz μ_0 do wzoru /2.1/ Maxwell obliczył, że $c \cong 3 \cdot 10^8 \frac{\text{m}}{\text{s}}$. Oznaczało to iż prędkość pola elektromagnetycznego (promieniowania elektromagnetycznego) jest taka sama jak światła. Stąd wynikał wniosek, że światło jest jednym z rodzajów promieniowania elektromagnetycznego. Dopiero kilkanaście lat później teoretyczne przewidywanie Maxwella potwierdził doświadczalnie Hertz. Kolejne badania eksperymentalne potwierdziły istnienie zjawisk interferencji, dyfrakcji oraz polaryzacji (czyli zjawisk typowych dla ruchu falowego) utwierdzając w przekonaniu, że promieniowanie elektromagnetyczne ma naturę falową.

Sprzężenie pomiędzy polem elektrycznym, a polem magnetycznym rośnie wraz ze wzrostem częstotliwości promieniowania elektromagnetycznego. Dlatego ze względów formalnych często oddzielnie rozważa się zmienne pola elektryczne od zmiennych pól magnetycznych – do częstotliwości 10^5Hz , czyli prawie do początkowego obszaru częstotliwości fal radiowych. Należy pamiętać, że pole elektromagnetyczne zmienia swoje właściwości fizyczne w czasie. Każda zmiana natężenia pola elektrycznego wywołuje zmianę natężenia pola magnetycznego. Prawdziwa jest również relacja odwrotna [81, 82].

Pole elektryczne

Pole elektryczne stanowi przestrzeń w której na umieszczone ładunki działają siły natury elektrycznej. Pole elektryczne jest nazywane również polem źródłowym, ponieważ wytwarzane jest przez ładunki elektryczne. Ładunki elektryczne mogą być mnożeniem ładunku elementarnego e , którego wartość wynosi $e = 1,602191 \cdot 10^{-19}\text{C}$. Źródłem pola elektrycznego mogą być zarówno ładunki elektryczne dodatnie jak i ujemne. Jeżeli pole elektryczne nie zmienia swoich właściwości w czasie nazywane jest polem statycznym (lub nazywane jest polem elektrostatycznym).

Do opisu pola elektrycznego wykorzystuje się następujące pojęcia: natężenie pola elektrycznego (E), potencjał elektryczny pola (V) oraz różnicę potencjałów elektrycznych (U).

Natężenie pola elektrycznego (E) w danym punkcie jest definiowane jako stosunek siły (F) działającej na ładunek próbny dodatni q_0 , zgodnie ze wzorem w postaci:

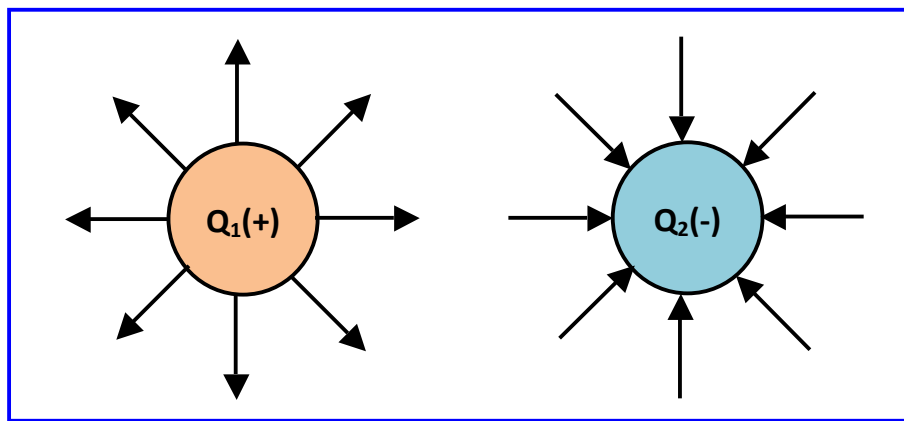
$$\mathbf{E} = \frac{\mathbf{F}}{q_0} \quad /2.2/$$

Pole elektryczne (podobnie jak grawitacyjne) można przedstawiać wektorowo lub skalarnie. Przedstawienie wektorowe dokonuje się poprzez pojęcie wcześniej opisanego natężenia pola elektrycznego nadając charakter wektorowy sile (\vec{F}) oraz natężeniu (\vec{E}). W przypadku gdy pole elektryczne wytworzone jest przez szereg ładunków $Q_1, Q_2, \dots, Q_i, \dots, Q_N$, wówczas wypadkowe natężenie pola \vec{E} elektrycznego z pól $\vec{E}_1, \vec{E}_2, \dots, \vec{E}_i$,

... \vec{E}_N pochodzących od poszczególnych ładunków (wcześniej podanych) jest wyrażone równaniem w postaci:

$$\vec{E} = \vec{E}_1 + \vec{E}_2 + \dots + \vec{E}_i + \dots + \vec{E}_N \quad /2.3/$$

W równaniu /2.3/ obowiązuje zasada sumowania wielkości wektorowych. Do modelowego opisu pola elektrycznego wykorzystuje się, wprowadzone przez Faradaya, tzw. linie sił pola elektrycznego [79]. Linia sił to linia o takim przebiegu, że styczna do niej w dowolnym jej punkcie wyznacza kierunek wektora natężenia pola elektrycznego w tym punkcie. Oznacza to, że linia sił przedstawia tor ruchu swobodnego próbnego ładunku dodatniego pozbawionego masy. Przebieg linii sił pola elektrycznego wytworzonego przez ładunek dodatni $Q_1(+)$ i ujemny $Q_2(-)$ przedstawiono na ryc. 2.1



Ryc. 2.1 Przebieg i zwrot linii sił pola elektrycznego wytworzonego przez ładunki $Q_1(+)$ i $Q_2(-)$ [85].

Przedstawienie skalarne pola elektrycznego sprowadza się do wyznaczenia potencjału elektrycznego (V) w poszczególnych punktach tego pola. Potencjał elektryczny (V_A) danego punktu pola elektrycznego jest określony równaniem w postaci:

$$V_A = \frac{W_{A\infty}}{q_0} \quad /2.4/$$

gdzie:

$W_{A\infty}$ – praca jaką należy wykonać przeciwko siłom pola (lub musi wykonać pole elektryczne) przy przeniesieniu ładunku próbnego dodatniego q_0 z punktu A do nieskończoności (lub odwrotnie).

Jednostką potencjału V_A będzie $\frac{J \text{ (dżul)}}{C \text{ (kulomb)}}$, czyli Volt (V).

Z drugiej strony $W_{A\infty}$ jest równa energii potencjalnej (\mathcal{E}_{pA}) w punkcie A pola elektrycznego, czyli:

$$V_A = \frac{\mathcal{E}_{pA}}{q_0} \quad /2.5/$$

Różnica potencjałów elektrycznych ($V_A - V_B$) pomiędzy dwoma różnymi punktami pola elektrycznego jest nazywana napięciem elektrycznym (U_{AB}), czyli:

$$U_{AB} = V_A - V_B \quad /2.6/$$

Z dyskusji wzoru /2.6/ wynika dodatkowo, że:

$$W_{AB} = q_0 \cdot U_{AB} \quad /2.7/$$

a zatem praca W_{AB} przenoszenia ładunku q_0 przez siły pola z punktu A do punktu B równa się iloczynowi przenieszonego ładunku q_0 oraz różnicy potencjałów (napięcia) między punktami A i B.

Korzystając z pojęcia napięcia (U) pomiędzy dwoma punktami pola oddalonymi od siebie o odległość (d) można podać jeszcze inną postać natężenia pola elektrycznego (E) wyrażonego równaniem /2.8/:

$$E = \frac{U}{d} \quad /2.8/$$

W środowisku ziemskim, w którym żyjemy panuje naturalne pole elektryczne o natężeniu zawartym w przedziale wartości od $130 \frac{V}{m}$ do $150 \frac{V}{m}$. Na powierzchni Ziemi jest ładunek ujemny w stosunku do ładunku atmosfery (dodatni) linie sił ziemskiego pola elektrycznego biegną radialnie i są skierowane do środka Ziemi [2].

Pole magnetyczne

Pole magnetyczne stanowi przestrzeń, w której występuje oddziaływanie na poruszające się ciała obdarzone ładunkiem elektrycznym lub posiadające moment magnetyczny – niezależnie od ich stanu ruchu [79, 83]. Przyjęto określenie, że pole magnetyczne jest bezźródłowe w kontekście pola elektrycznego, którego źródłem są

ładunki elektryczne. Podkreślono w ten sposób, że istnienie pola magnetycznego jest traktowane jako objaw wtórny ruchu ładunków elektrycznych.

Wszelki przepływ prądu elektrycznego powoduje powstanie pola magnetycznego. Jest to efekt niezależny od natury prądu. Może to być prąd w przewodniku metalowym, prąd jonowy w elektrolicie, prąd w gazie, ruch elektronów w atomie czy ruch jąder atomowych w cząsteczkach.

Do określania kierunku pola magnetycznego służy strzałka magnetyczna (kompas) lub mierząc działanie tego pola na zamknięty liniowy obwód prądu o małych rozmiarach (mała powierzchnia objęta konturem tego obwodu). Na taki obwód będzie działała para sił i przyjmie on położenie równowagi trwałej. Wówczas kierunek prostopadły do powierzchni obwodu przyjmuje się za kierunek pola magnetycznego w danym punkcie przestrzeni. Zwrot linii sił pola magnetycznego przyjmuje się od bieguna północnego (N) do bieguna południowego (S) w magnesach trwałych.

Pole magnetyczne w próżni charakteryzowane jest przez natężenie (H) pola magnetycznego. W przypadku prostego nieskończonego długiego przewodu z prądem o natężeniu (I) wytworzone natężenie pola magnetycznego określa wzór:

$$\mathbf{H} = \frac{I}{2\pi R} \quad /2.9/$$

gdzie:

R – odległość od przewodu z prądem (liczona w kierunku prostopadłym do przewodnika z prądem)

Jednostką natężenia H jest $\frac{A}{m}$.

Natężenie pola magnetycznego wytworzonego przez solenoid (cewkę) wyznaczone jest z równania:

$$\mathbf{H} = n \frac{I}{l} \quad /2.10/$$

gdzie:

n – liczba zwojów,

l – długość powierzchni bocznej cewki,

Kolejną wielkością charakteryzującą pole magnetyczne jest indukcja magnetyczna (B). Wykorzystuje się w tym celu oddziaływanie elektrodynamiczne pola magnetycznego z przewodnikiem liniowym o długości (l), w którym płynie prąd o natężeniu (I). Wówczas siła elektrodynamiczna (F) określona jest równaniem w postaci:

$$\mathbf{F} = I \cdot \mathbf{l} \cdot \mathbf{B} \sin\alpha \quad /2.11/$$

gdzie:

kąt α jest kątem pomiędzy kierunkiem przewodnika (l), a indukcją (B).

Równanie /2.11/ wynika z równania wektorowego oddziaływania elektrodynamicznego, gdzie zakłada się iż kierunek działającej siły F jest prostopadły do płaszczyzny (l i B). Z równania /2.11/ wynika także jednostka (B), którą jest $1 \frac{N}{A \cdot m}$. Jednostce tej nadano nazwę tesla (T).

Oddziaływanie elektrodynamiczne pola magnetycznego z poruszającym się ładunkiem q można również przedstawić związkami:

$$\mathbf{F} = q \cdot \mathbf{v} \cdot \mathbf{B} \sin\alpha \quad /2.12/$$

gdzie:

v – prędkość poruszającego się ładunku q , α – kąt pomiędzy kierunkiem prędkości (v) i indukcji (B).

Równania /2.11/ i /2.12/ są ze sobą powiązane w prosty sposób. Pozwalają w konsekwencji zdefiniować pojęcie indukcji magnetycznej (B).

Pomiędzy indukcją magnetyczną (B), a natężeniem pola magnetycznego (H) występuje związek, który pozwala ocenić właściwości magnetyczne materiałów. Związek ten jest w postaci:

$$\mathbf{B} = \mu_r \cdot \mu_0 \cdot \mathbf{H} \quad /2.13/$$

gdzie:

μ_r – względna przenikalność magnetyczna (wielkość bezwymiarowa),

μ_0 – przenikalność magnetyczna próżni, $\mu_0 = 4 \pi 10^{-7} \frac{N}{A^2}$

Ze względu na wartości liczbowe μ_r substancje pod względem magnetycznych właściwości dzieli się na:

- diamagnetyki $\mu_r < 1$
- paramagnetyki $\mu_r > 1$
- ferromagnetyki $\mu_r \gg 1$

W organizmach żywych znajdują się substancje i pierwiastki zaliczane do wszystkich trzech w/w grup materiałów ze względu na właściwości magnetyczne.

W przyrodzie istnieją tzw. magnesy trwałe (np.: magnetyt – ruda żelaza), które w danym punkcie swojego otoczenia wytwarzają stałe pola magnetyczne (czyli nie zmieniają indukcji magnetycznej w czasie). Także Ziemia zachowuje się jak wielki magnes. Pole magnetyczne Ziemi, które jest wynikiem jej ruchu rotacyjnego względem własnej osi, zależy od szerokości geograficznej. Na biegunach Ziemi indukcja pola magnetycznego wynosi około 70 μT natomiast na równiku nie przekracza wartości 30 μT . Na wartość indukcji magnetycznej w danym punkcie Ziemi ma również wpływ skład oraz budowa skorupy Ziemi [2, 84].

W chwili obecnej do wytwarzania w sztuczny sposób stałego pola magnetycznego stosuje się magnesy w postaci stopów strontowo – borowo - żelazowych lub neodymowo – borowo – żelazowych [84]. Indukcja stałego pola magnetycznego (B_s) jest bardzo silnie zależna od odległości (x) i wyraża się związkiem w postaci:

$$B_s = A \cdot x^{-3} \quad /2.14/$$

gdzie:

A – współczynnik proporcjonalności.

Zmienne pole magnetyczne o indukcji (B_z) wytwarza, jak wspomniano wcześniej, wszelki przepływ zmiennego prądu elektrycznego niezależnie od jego natury. W celach terapeutycznych do wytwarzania zmiennego pola magnetycznego najczęściej wykorzystuje się aplikatory zawierające solenoidy o różnej ilości zwojów na jednostkę długości. Wytworzone sztucznie w takim aplikatorze zmienne pole magnetyczne o indukcji (B_z) jest również silnie zależne od odległości (x) – liczonej od powierzchni zewnętrznej aplikatora. Zależność ta jest opisana równaniem w postaci:

$$B_z = C \cdot x^{-2} \quad /2.15/$$

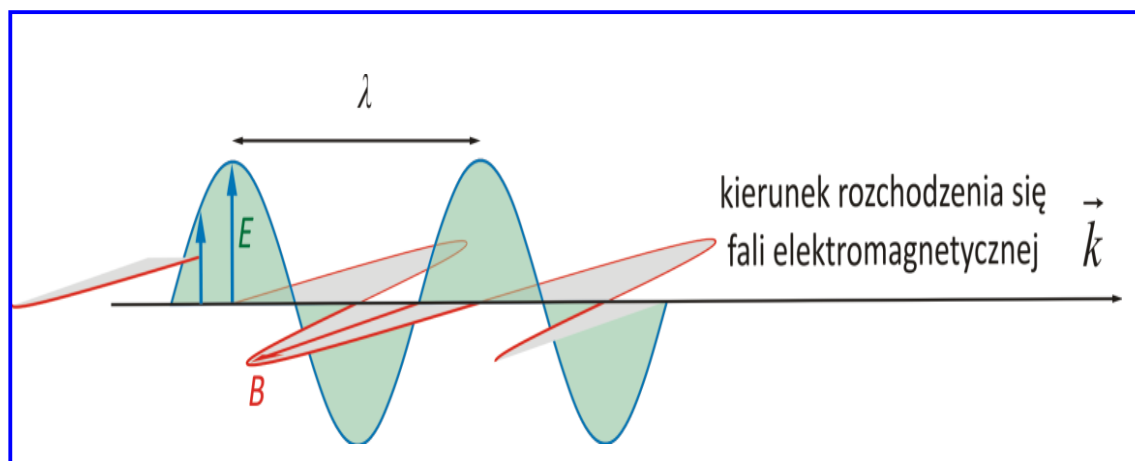
gdzie:

C oznacza współczynnik proporcjonalności.

Aplikatory pola magnetycznego w kształcie cewki Helmholtza [79], przy ułożeniu zgodnym z liniami pola magnetycznego Ziemi, umożliwiają uzyskanie jednorodnego zmiennego pola magnetycznego we wnętrzu tej cewki. Wytworzone pole będzie zmienne gdy natężenie prądu przepływającego przez nią będzie się zmieniać w czasie, a stałe gdy przepływający prąd będzie również stały w czasie.

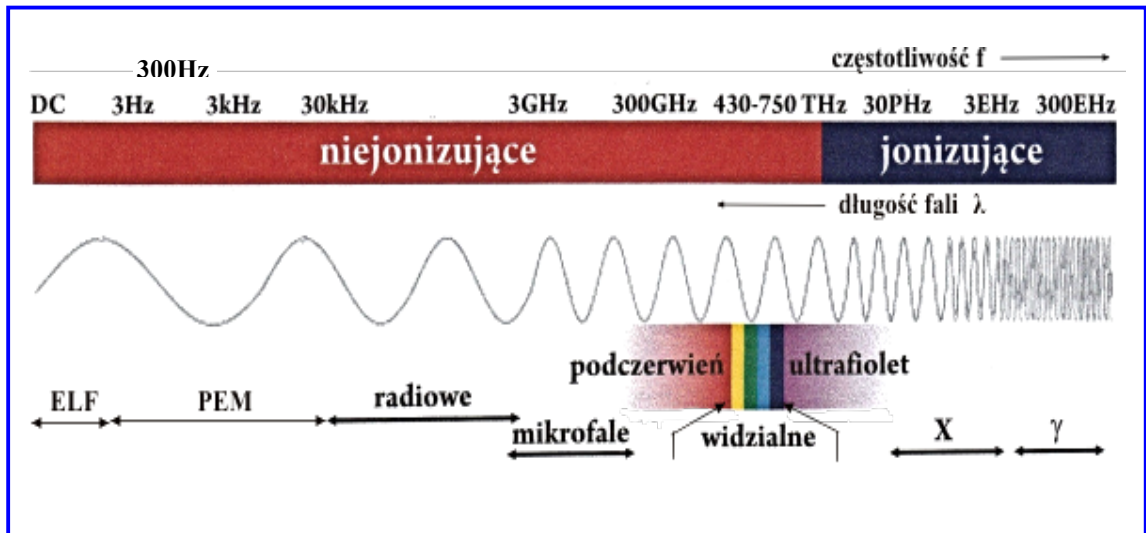
Fale elektromagnetyczne

Na początku rozdziału 2 podano tezy rozważań teoretycznych Maxwella, który po raz pierwszy w roku 1873 opublikował teorię pola elektromagnetycznego (zwanego także promieniowaniem elektromagnetycznym), a następnie została ona potwierdzona eksperymentalnie w doświadczeniach Hertza [78, 79]. Stwierdzenie, że prędkość rozchodzenia się promieniowania elektromagnetycznego w próżni jest stała, niezależna od częstotliwości i równa prędkości rozchodzenia się światła w próżni było podstawą teorii elektromagnetycznej światła. Zgodnie z tą teorią światło jest jednym z rodzajów promieniowania elektromagnetycznego. Graficzna ilustracja rozchodzenia się fali elektromagnetycznej została przedstawiona na rycinie 2.2. Symbolem λ oznaczono długość rozważanej fali elektromagnetycznej.



Ryc. 2.2 Wzajemne położenie wektorów \vec{E} oraz \vec{B} w fali elektromagnetycznej i kierunku \vec{k} jej rozchodzenia [85].

Rozwój fizyki współczesnej i rozwój techniki przyniosły nowe odkrycia w dziedzinie promieniowania elektromagnetycznego. Aktualnie wiadomo, że promieniowanie elektromagnetyczne wypełnia w sposób ciągły bardzo szeroki zakres częstotliwości (a więc także i długości fal) i wygodnie jest wprowadzono pojęcie widma elektromagnetycznego, uwzględniające podział fal elektromagnetycznych (E-M) (inaczej promieniowania elektromagnetycznego) na różne rodzaje (Ryc. 2.3).



Ryc. 2.3 Ilustracja fal elektromagnetycznych w całym zakresie widma [85].

Jakkolwiek nie można przeprowadzić ostrego podziału między poszczególnymi rodzajami widma elektromagnetycznego, bowiem poszczególne obszary tego widma mniej lub bardziej zachodzą na siebie. Obszar najniższych częstotliwości fal E-M został nazwany jako ELF (ang.: Extremely Low Frequency), a kolejny zwyczajowo jest określane jako PEM (Pole Elektro Magnetyczne)

Między długością (λ) fali E-M, a jej częstotliwością (f) istnieje związek w postaci:

$$\lambda = c \cdot f^{-1} = \frac{c}{f} \quad /2.16/$$

gdzie:

c – prędkość światła.

Strzałki na Ryc. 2.3 ilustrują, że fale E-M o zwiększającej się częstotliwości pola fali (f) równocześnie posiadają coraz mniejszą długość fali λ , co wynika z dyskusji wzoru /2.16/.

W piśmiennictwie obszar fal w zakresie od ELF do radiowych nazywany jest zwykle falami elektromagnetycznymi. Natomiast w zakresie od mikrofal do fal γ wykorzystuje się pojęcie promieniowania (np.: promieniowanie mikrofalowe, podczerwone, widzialne itd.) chociaż natura fizyczna tych fal jest taka sama.

Dalszy rozwój fizyki teoretycznej i eksperymentalnej doprowadził do sformułowania nowych teorii światła: kwantowej i falowo-korpuskularnej [78, 86, 87].

Twórcą teorii kwantowej światła był Max Planck (1900r.), który wyjaśnił rozkład energii w widmie promieniowania ciała doskonale czarnego, przyjmując hipotezę, o wysyłaniu przez atomy promieniowania w postaci określonych porcji energii (\mathcal{E}), które nazwał kwantami energii i opisał je równaniem w postaci:

$$\mathcal{E} = h \cdot f \quad /2.17/$$

gdzie: h – stała Plancka $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$

f – częstotliwość promieniowania wyznaczona na podstawie teorii falowej

Wyjaśnienie zjawiska fotoelektrycznego przez Alberta Einsteina (1905) ugruntowało teorię kwantową Maxa Plancka. Kwant energii ma cechy cząstek materialnych, czyli energię, masę i pęd.

Aktualnie do opisu zjawisk promieniowania stosuje się teorię falowo-korpuskularną. Okazuje się bowiem, że niektóre zjawiska można wyjaśnić tylko na gruncie teorii falowej, inne przy pomocy teorii kwantowej, a jeszcze inne przy pomocy zarówno jednej jak i drugiej teorii. W opisie zjawisk świetlnych obrazy fali i cząstki wzajemnie się uzupełniają. Obydwa obrazy nie występują jednocześnie. W pewnych zjawiskach światło zachowuje się jak fala w innych zaś jak strumień cząstek. Źródło tej dwoistości tkwi w tym, że do opisu zjawisk atomowych (świat mikroskopowy) stosuje się pojęcia świata makroskopowego [78].

Uznano za stosowne krótko przedstawić teorię kwantową oraz falowo-korpuskularną, ponieważ w prezentowanych badaniach wykorzystywane było między innymi promieniowanie czerwone i podczerwone emitowane przez diody LED.

Promieniowanie LED

Diody świetlne LED (z ang. Light Emitting Diode) mogą emitować promieniowanie podczerwone, czerwone, pomarańczowe, żółte, zielone, niebieskie i białe w zależności od struktury materiału półprzewodnikowego z którego są zbudowane. Wykorzystuje się w tym celu pierwiastki z III i V grupy układu okresowego. Przykładowo materiały półprzewodnikowe stosowane w diodach LED są następujące: arsenek galu (GaAs), fosforek galu (GaP), arseno-fosforek galu (GaAsP), galo-arsenek glinu (AlGaAs) lub azotek galu (GaN). Powyższe materiały półprzewodnikowe muszą spełniać warunek odpowiedniego domieszkowania.

W diodzie LED wykorzystuje się zjawisko elektroluminescencji polegające na emisji promieniowania elektromagnetycznego pod wpływem pobudzającego prądu elektrycznego dostarczonego z zewnątrz. Najefektywniejsza elektroluminescencja w półprzewodniku powstaje w wyniku rekombinacji swobodnych nośników prądu w złączu p-n gdy jest ono spolaryzowane w kierunku przewodzenia. Intensywność świecenia zależy od wartości natężenia doprowadzonego prądu, przy czym zależność powyższa jest liniowa w dużym zakresie zmian natężenia prądu. Długość fali (λ) wytworzonego promieniowania wyznaczyć można według wzoru:

$$\lambda = \frac{hc}{\Delta W_p} \quad /2.18/$$

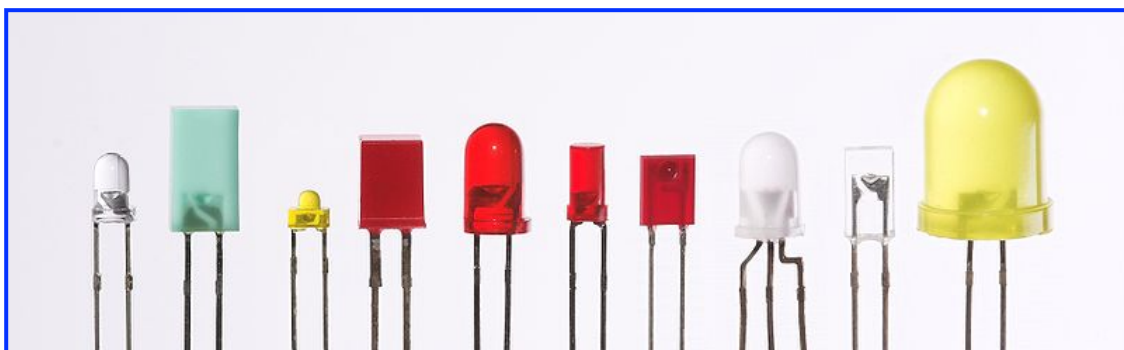
gdzie: h – stała Plancka,

c – prędkość światła,

ΔW_p – szerokość pasma zabronionego (lub różnica energii poziomów między którymi zachodzi rekombinacja)

Promieniowanie widzialne emitują diody LED zbudowane z półprzewodników trójskładnikowych GaAsP. Długość fali światła czerwonego wynosi wówczas $\lambda = 650\text{nm}$. Diody dwuskładnikowe GaAs promieniają w zakresie bliskim podczerwieni. Długość fali λ emitowanego promieniowania zwiększa się ze wzrostem temperatury złącza p-n. Diody LED emitują promieniowanie w wąskim przedziale widma fal E-M: od 490 nm (kolor niebieski) do 950 nm (bliska podczerwień) i produkowane są w różnych wielkościach i kształtach. W większości przypadków kolor

obudowy odpowiada barwie emitowanego światła, z wyjątkiem obudowy bezbarwnej, którą stosuje się do diod światła białego oraz diod emitujących podczerwień (Ryc. 2.4).



Ryc. 2.4 Diody LED – przykłady różnych dostępnych diod LED [88].

Coraz szersze zastosowanie diod LED w przyrządach optoelektronicznych wymusza ich zróżnicowanie w zakresie wielkości kształtu i koloru obudowy, a także tworzenie zespołów diod LED stosowanych w różnych wyświetlaczach, między innymi ekranach kolorowych telewizorów.

2.2 Oddziaływanie pola elektromagnetycznego na żywy organizm

W rozdziale 2.1 zostało podane widmo promieniowania elektromagnetycznego (fal elektromagnetycznych), z którego wynika olbrzymia rozpiętość częstotliwości drgań pól elektrycznych i magnetycznych (od 0 Hz do 300EHz (E-eksa). Przedmiotem dalszego zainteresowania w niniejszej pracy będą zakresy DC (0 Hz) oraz ELF (do 300 Hz) widma fal E-M. W rozdziale 2.1 już wspomniano, iż w zakresie ELF można formalnie oddzielnie rozpatrywać zmienne pole elektryczne od zmiennego pola magnetycznego. Stałe lub zmienne pole magnetyczne jest w niewielkim stopniu absorbowane przez materię żywą (w przeciwieństwie do pola elektrycznego) i dlatego wykorzystywane jest do celów terapeutycznych (magnetoterapia, magnetostymulacja) oraz diagnostycznych (tomografia NMR). W dalszej części pracy będą używane pojęcia: stałe (MF) i zmienne (MZ) pole magnetyczne.

Mechanizmy oddziaływania pól magnetycznych z materią żywego organizmu

Żywy organizm, z punktu widzenia fizyki oraz biofizyki, stanowi hierarchiczny układ dynamiczny ponieważ składa się z elementów o różnej strukturze i poziomie organizacji [78]. Początek tej hierarchicznej struktury stanowią podukłady na poziomie atomowym, a następnie molekularnym. Struktury makrocząsteczek, tkanek i narządów stanowią kolejne poziomy organizacji budowy żywych organizmów.

Pola magnetyczne, zarówno stałe jak i zmienne oddziałują przede wszystkim na poziomie atomowo – molekularnym struktury żywego organizmu poprzez kilka mechanizmów, wpływających w konsekwencji na efekty biologiczne [2, 84, 89, 90]. Do mechanizmów tych zalicza się: elektrodynamiczne oddziaływanie pól magnetycznych na prądy jonowe organizmu, jonowy rezonans cyklotronowy kationów i anionów płynu ustrojowego organizmu, magnetomechaniczne oddziaływania pól na cząstki z nieskompensowanymi spinami magnetycznymi, wpływ pól magnetycznych na strukturę wody w ustroju organizmu, wpływ pól magnetycznych na struktury ciekłokrystaliczne organizmu, oddziaływanie na struktury o właściwościach piezoelektrycznych i magnetostrykcyjnych. Jak dotychczas w polskiej literaturze zagadnienie mechanizmów oddziaływania pól magnetycznych na organizmy żywe zostały najpełniej opracowane w monografii pod redakcją Sieronia [2].

Oddziaływanie elektrodynamiczne

Płyny ustrojowe takie jak krew, limfa i płyn międzykomórkowy w znaczeniu elektrycznym stanowią tzw. przewodniki drugiego rodzaju [78, 90] o jonowym charakterze przewodnictwa elektrycznego. W rozdziale 2 podano równania /2.11/ oraz /2.12/ określające tzw. siłę elektrodynamiczną Lorentza (F) wpływającą na tor poruszających się ładunków elektrycznych powodujących ich odchylenia w stosunku do poprzedniego kierunku ruchu. W ten sposób na przeciwległych ściankach przewodnika II rodzaju wytwarza się różnica gęstości ładunków, a więc także pole elektryczne o natężeniu (E) (efekt Halla). Na nośniki prądu będzie działać także tzw. siła

Coulombowska (qE), w związku z tym wypadkowa siła działająca na ładunek (q) przewodników drugiego rodzaju będzie określana wzorem:

$$\mathbf{F}_w = q \cdot \mathbf{v} \cdot \mathbf{B} - q\mathbf{E} \quad /2.19/$$

Odchylenie toru poruszających się ładunków może spowodować zakłócenie informacji mającej dotrzeć do określonego efektora. Stąd może dochodzić do osłabienia reakcji poszczególnych elementów organizmu dla, których te ładunki stanowią źródło informacji [91, 92, 93, 94, 95, 96].

Efekt jonowego rezonansu cyklotronowego

Efekt ten występuje wówczas, gdy składowa magnetyczna zmiennego pola elektromagnetycznego jest równoległa do stałego zewnętrznego pola magnetycznego o indukcji B . Pochłanianie rezonansowe zmiennego pola elektromagnetycznego nastąpi wtedy, gdy będzie spełniony warunek tzw. jonowego rezonansu cyklotronowego (ICR) wyrażony równaniem w postaci:

$$f = \frac{q \cdot B}{2\pi \cdot m} \quad /2.20/$$

gdzie:

- f – częstotliwość pola E-M spełniającego warunek ICR,
- q – ładunek jonów podlegających efektowi ICR,
- B – indukcja stałego zewnętrznego pola magnetycznego,
- m – masa jonu podlegającego ICR.

Z równania /2.20/ wynika, iż różne jony posiadające ten sam ładunek lecz różniące się masą będą miały różne częstotliwości (f) w zjawisku jonowego rezonansu cyklotronowego [97].

Oddziaływanie magnetomechaniczne

Mechanizm ten dotyczy oddziaływania pól magnetycznych na cząstki o nieskompensowanych spinach magnetycznych. Dotyczy to głównie pierwiastków paramagnetycznych. Oddziaływanie magnetomechaniczne opisuje wzór w postaci:

$$F_m = V \frac{\chi}{\mu_0} \cdot B \cdot \frac{dB}{dx} \quad /2.21/$$

gdzie:

F_m – siła oddziaływania magnetomechanicznego,

χ – podatność magnetyczna substancji,

V – objętość cząsteczek,

μ_0 – przenikalność magnetyczna próżni,

B – indukcja pola magnetycznego,

$\frac{dB}{dx}$ - gradient indukcji magnetycznej.

Z równania /2.21/ wynika, że siła oddziaływania (F_m) jest zależna od iloczynu indukcji B oraz gradientu indukcji $\frac{dB}{dx}$. W przypadku oddziaływania stałego pola magnetycznego, w celu zwiększenia siły magnetomechanicznej warto stosować pole z gradientem indukcji. Zwiększenie momentów magnetycznych pierwiastków paramagnetycznych na skutek zadziaływania siły magnetomechanicznej, w sytuacji ich występowania w składzie koenzymów lub grup prostetycznych enzymów, może spowodować wzrost aktywności reakcji enzymatycznej [98, 92, 95, 99, 100, 101]. Przy wzroście indukcji pola magnetycznego oraz jego gradientu można uzyskać taką sytuację, że momenty magnetyczne pierwiastków paramagnetycznych ustawia się równoległe do linii sił zewnętrznego pola magnetycznego upośledzając tym samym swobodę ich ruchu. Ten efekt z kolei zmniejsza szybkość reakcji enzymatycznej. Dla różnych enzymów różne są wartości pól wywołujących powyższą sytuację. Dlatego te same wartości indukcji pola i jego gradientu mogą jedne reakcje enzymatyczne przyspieszać, a inne opóźniać.

Wpływ pól magnetycznych na właściwości fizyko – chemiczne wody

Woda stanowi główny składnik żywych organizmów w tym również organizmu człowieka. Jest także głównym składnikiem płynów ustrojowych [78, 2, 84]. W organizmie pełni wiele funkcji takich jak: substancji wypełniającej, rozpuszczalnika, uczestnika różnych reakcji chemiczno – biochemicznych, nośnika i czynnika działającego na strukturę białek, kwasów nukleinowych oraz błon biologicznych. W

cząsteczce wody występują wiązania wodorowe stanowiące o jej właściwościach polarnych. Przestrzenny rozkład chmury elektronowej cząsteczki wody prowadzi do tetraedrycznego rozkładu ładunku elektrycznego. Dzięki temu jedna cząsteczka wody może przyłączyć za pośrednictwem wiązań wodorowych dalsze cztery cząsteczki wody. Struktura wody w stanie ciekłym wciąż jeszcze nie jest dostatecznie poznana. Najpopularniejszy model jej struktury opracowali Nemethy i Scherag [78]. W modelu tym przyjmuje się, że w wodzie znajdują się uporządkowane obszary groniaste tzw. „klastry” – zgrupowania, w których cząsteczki wody powiązane są mostkami wodorowymi. Pomędzy kolejnymi klastrami znajdują się cząsteczki wody nie powiązane wodorowo. Woda o większej zawartości klastrów jest traktowana jako bardziej uporządkowana.

Woda poddana działaniu zewnętrznego pola magnetycznego zmienia swoje właściwości fizyko – chemiczne, zależne głównie od indukcji tego pola. W wodzie namagnetyzowanej wzrastają szybkość krystalizacji, stężenie rozpuszczonych gazów (a zwłaszcza tlenu), szybkość koagulacji i osiadania zawiesin. Zmianie ulega również pH oraz napięcie powierzchniowe. Przyczyny tych zjawisk nie są do tej pory jednoznacznie wyjaśnione [2]. Zwraca się uwagę, że pod wpływem pola magnetycznego następuje wzrost obszaru uporządkowanego (powiększają się obszary klastrów). Uważa się, że ten efekt może być związany ze zmianami właściwości fizyko – chemicznych wody [92, 93, 102-104] poddanej działaniu pola magnetycznego.

Oddziaływanie na struktury ciekłokrystaliczne

Nazwa ciekłe kryształy dotyczy fazy pośredniej pomiędzy ciekłym i krystalicznym stanem skupienia. Ta faza skupienia charakteryzuje się zdolnością do płynięcia i równocześnie posiada daleko zasięgowe uporządkowanie orientacyjne tworzących ją cząsteczek, podobnie jak to ma miejsce w kryształach. Fazę ciekłokrystaliczną mogą wytwarzać długie sztywne cząsteczki (podobne do prętów) lub płaskie cząsteczki (podobne do dysków), czyli posiadające anizotropię kształtu. Ciekłe kryształy cechuje brak uporządkowania dalekiego zasięgu środków ciężkości cząsteczek (jak w cieczy) przy jednoczesnym zachowaniu daleko zasięgowego orientacyjnego ich uporządkowania (jak w kryształach).

Jest wiele rodzajów faz ciekłokrystalicznych, ze względu na sposób ich wytwarzania, określa się jako termotropowe (generowane poprzez ogrzewanie stałych kryształów) oraz liotropowe (poprzez rozpuszczanie cząsteczek z anizotropią kształtu w odpowiednim rozpuszczalniku). Fazę termotropową dzieli się na: fazę nematyczną (oznaczoną symbolem N), fazę smektyczną (oznaczoną symbolem S), fazę kolumnową (oznaczoną symbolem D) oraz fazę cholesterolową (oznaczoną symbolem N*), która jest właściwie podtypem fazy nematycznej. Te poszczególne fazy różnią się uporządkowaniem orientacyjnym cząsteczek względem siebie.

Fazy liotropowe występują powszechnie w układach biologicznych. Stanowią specyficzny rodzaj emulsji, w której cząsteczki rozpuszczalnika wymuszają uporządkowanie cząsteczek mezogenu, albo na odwrót wokół uporządkowanych mezogenów układają się cząsteczki rozpuszczalnika. Cząsteczki zdolne do tworzenia faz liotropowych posiadają zazwyczaj właściwości amfifilowe. To znaczy, że posiadają długie łańcuchy, które na jednym końcu są hydrofilowe, a na drugim hydrofobowe. Takie cząsteczki mają skłonność do mikroseparacji i tworzenie złożonych uporządkowanych układów micelarnych. Przykładowo błona komórkowa jest w zasadzie bardzo cienką lameralną fazą liotropową tworzoną przez lipidy. Podział faz liotropowych jest bardzo złożony, ponieważ obecnie jest znanych kilkaset różnych faz liotropowych. Najbardziej stabilnymi i najczęściej występującymi są fazy heksagonalna i lameralna [105, 106].

Ciekłe kryształy termotropowe ze względu na ich właściwości elektrooptyczne znajdują zastosowanie w wyświetlaczach, w pamięciach masowych komputerów oraz optoelektronice, gdzie wykorzystuje się zjawiska nieliniowe do zwiększania przepustowości informacyjnej światłowodów.

Liotropowe ciekłe kryształy wchodzą w skład struktur mózgowych, błon wewnątrzkomórkowych, kwasów DNA i RNA, hormonów płciowych, kory nadnerczy, rdzenia kręgowego i innych [2]. Zewnętrzne pole magnetyczne zmienia właściwości fizyczne ciekłych kryształów, a tym samym właściwości biologiczne wyżej wymienionych struktur organicznych [2, 92, 99, 100, 102].

Oddziaływanie na struktury piezoelektryczne i magnetostrykcyjne

Materiały piezoelektryczne przetwarzają energię elektryczną w mechaniczną oraz odwrotnie. Efekt piezoelektryczny prosty polega na tym, że odkształcenie sprężyste piezoelektryka wywołuje w nim powstanie pola elektrycznego. Natomiast umieszczenie piezoelektryka w polu elektrycznym prowadzi do zmiany jego wymiarów (efekt piezoelektryczny odwrotny).

Właściwości piezoelektryczne wykazują składniki kości (hydroksyapatyt, kolagen), dentyna czy też keratyna. Wyginając kość spowodujemy powstanie różnicy potencjałów, która wywoła w konsekwencji przepływ prądu elektrycznego.

Zjawisko magnetostrykcji (MM) polega na zmianie wymiarów liniowych materiału magnetostrykcyjnego [92, 93]. Efekt magnetostrykcji wykazują związki zawierające między innymi żelazo, nikiel, kobalt. Z powyższego wynika, że pole magnetyczne zewnętrzne może powodować zmianę kształtu niektórych organicznych struktur [2].

W podsumowaniu przedstawionych wcześniej mechanizmów oddziaływania pól E-M z materią żywych organizmów, należy stwierdzić, że wiele powyższych mechanizmów będzie ze sobą współdziałać w końcowym efekcie działania natury biologicznej lub klinicznej. Małe jest prawdopodobieństwo by tylko jeden mechanizm wpływał na zmianę funkcjonowania wybranego narządu lub całego organizmu. Oddziaływanie pól E-M na żywą materię ma charakter synergiczny.

Wybrane biologiczne efekty oddziaływania pól magnetycznych

Z uwagi na tematykę pracy przeanalizowane zostanie działanie analgetyczne pól magnetycznych. Inne efekty biologiczne działania pól magnetycznych takie jak: działanie na strukturę błon komórkowych, na procesy replikacji i transkrypcji kwasów nukleinowych oraz syntezy białek, procesy proliferacji komórkowej, działania na wolne rodniki tlenowe i procesy apoptozy komórkowej, działania regeneracyjne i osteogenetyczne, wpływ na układ krążenia i układ nerwowy, wpływ na procesy metaboliczne, na układ hormonalny, układ krwiotwórczy i immunologiczny zostały opisane w oryginalnej monografii pod redakcją Sieronia[2].

Badania działania analgetycznego i przeciwzapalnego pól magnetycznych były przede wszystkim realizowane na modelach zwierzęcych. Według autorów prac [107-114] pole magnetyczne wywiera miejscowe działanie analgetyczne (przeciwbólowe), przeciwzapalne oraz wazodylatacyjne. Jednocześnie hamuje procesy destrukcyjne i pobudzające reaktywność immunologiczną organizmu w przypadku zmian degeneracyjnych oraz zapalnych w stawach.

Wyniki licznych badań eksperymentalnych [115-124] wskazują na powstawanie silnego efektu analgetycznego pod wpływem pola magnetycznego. Należy jednak podkreślić, że ten mechanizm nie jest jeszcze w pełni wyjaśniony. Sugeruje się, że pola magnetyczne mogą modyfikować endogenne system opioidowy ustroju oraz wpływać na egzogenną podaż opiatów. Mechanizm oddziaływania na endogenne układ opiatowy jest prawdopodobnie związany z oddziaływaniem pola na kanały wapniowe błon komórkowych (wpływ pól E-M na struktury ciekłokrystaliczne). Zmienia się wówczas dystrybucja jonów wapnia. Występuje także hamujący wpływ pól E-M na aktywność szyszynki [117, 121, 123]. Z kolei w pracy [125] wykazano występowanie efektu wydłużenia okresu latencji bólowej po zakończeniu ekspozycji w polu magnetycznym. Bezpośredni efekt analgetyczny wywołany działaniem pola magnetycznego został w eksperymencie [125] zablokowany przy pomocy naloksonu. Nalokson jest antagonistą opiatów, co wskazuje na udział układu opiatowego w działaniu przeciwbólowym spowodowanym działaniem pola magnetycznego.

2.3 Charakterystyka bólu i subiektywne wskaźniki natężenia bólu.

Ból oznacza wrażenie zmysłowe powstające pod wpływem bodźców uszkodzających określoną tkankę w żywym organizmie. Informacja związana z bólem przekazywana jest przez receptory bólowe (nocyceptory stanowiące nagie zakończenia nerwów czuciowych). Receptory te znajdują się w skórze, błonach śluzowych, okostnej, torebkach stawowych, trzewiach, mięśniach [50]. W zakresie patofizjologii bólu, w końcu XX wieku dokonano trzech istotnych odkryć. Zidentyfikowano wewnątrzmożgowe neurony przewodzące czucie bólu, odkryto układ neuronów,

których aktywacja elektryczna wywołuje hamowanie bólu, odkryto endogenne (wewnątrzmożgowy) składnik podobny do morfiny. Wcześniej ustalono, że istnieją dwa rodzaje małych włókien dośrodkowych przewodzących czucie bólu, a mianowicie włókna zmielinizowane o małej średnicy (włókna A delta) i włókna bezmielinowe C. Stwierdzono, że wybiórcze blokowanie małych włókien znosi czucie bólu. Podobny efekt można uzyskać poprzez wewnątrzmożgowe drażnienie elektryczne. Jest to działanie wybiórcze przeciwbólne nie zaburzające innych rodzajów czucia.

Według współczesnej definicji Międzynarodowego Towarzystwa Badania Bólu (IASP) ból oznacza nieprzyjemne wrażenie zmysłowe związane nie tylko z rzeczywistym lecz także z potencjalnym uszkodzeniem tkanek, któremu towarzyszą różnorodne objawy związane z pobudzeniem ośrodkowego układu nerwowego OUN [126-132] oraz zmiany zachowania. Dla każdego człowieka odczuwanie bólu jest sprawą indywidualną. Procesy poznawcze oraz reakcje emocjonalne powiązane są ściśle z przeżywanym bólem. Według klasyfikacji IASP ze względu na czas trwania dolegliwości bólowych, ból podzielono na ostry (czas trwania poniżej 3 miesięcy) oraz przewlekły (czas trwania powyżej 3 miesięcy).

Ból ostry pełni funkcje ostrzegawczo – obronną. Ogranicza aktywność chorego oraz eliminuje kontakt z bolesną okolicą co zmniejsza ryzyko dalszego uszkodzenia. Często stanowi bodziec do kontaktu chorego z lekarzem. Najczęstszymi przyczynami bólu ostrego są urazy, czynności chirurgiczne, ostre zapalenie trzustki, pęknięcie wrzodu żołądka lub dwunastnicy, kolka żółciowa, zapalenie wyrostka robaczkowego, kolka nerkowa, ostre niedokrwienie kończyn, krwawienie podpajęczynówkowe i inne.

Ból przewlekły jest to uporczywy lub nawracający ból występujący dłużej niż 3 miesiące. Ze względu na swoją specyfikę i objawy uważany jest przez lekarzy jako choroba sama w sobie i wymaga wielokierunkowych czynności medycznych. Do bólów przewlekłych zalicza się między innymi: ból nowotworowy, ból w przewlekłym zapaleniu trzustki, ból związany ze zmianami zwyrodnieniowymi, ból reumatyczny, ból fantomowy, bóle migrenowe i inne. Ze względu na mechanizm powstawania ból przewlekły dzielimy na: ból receptorowy (związany z podrażnieniem zakończeń nerwowych) i niereceptorowy (powstały w wyniku ucisku lub zniszczenia struktur układu nerwowego) [133]. Ból pomimo tego iż jest doznaniem negatywnym dla pacjenta niejednokrotnie dla lekarza stanowi podstawę do postawienia rozpoznania

schorzenia i wdrożenia odpowiedniego leczenia. Należy także podkreślić, że ze względu na fakt iż ból jest doznaniem wielowymiarowym [134-139], indywidualnym dla każdego człowieka nie jest możliwa jego ocena bezpośrednia i obiektywna. W stomatologii do oceny subiektywnej natężenia bólu stosuje się trzy grupy wskaźników, które zostaną przedstawione w dalszej części niniejszego rozdziału.

Ból głowy i karku

W praktyce stomatologicznej lekarze bardzo często spotykają się z uczuciem bólu. Jama ustna, zęby, tkanki oraz narządy znajdujące się w obrębie głowy i szyi są bardzo dobrze ukrwione i unerwione. Dlatego wszelkie zabiegi chirurgiczne oraz występujące procesy patologiczne w tej części organizmu wywołują dolegliwości bólowe o dużym natężeniu.

Bardzo często bóle głowy i szyi występują wspólnie dlatego podjęto próbę jednolitego ich zrozumienia, badania i leczenia [140]. Ból głowy jest powszechnym symptomem, za którym kryje się wiele potencjalnych przyczyn [141-143]. Wyróżnia się dwa podstawowe typy bólów głowy: typ naczyniowy (wywołany zwiększonym ciśnieniem płynów ustrojowych) oraz typ napięciowy (wywołany przede wszystkim skróceniem tkanek miękkich). Mózg pozbawiony jest unerwienia bólowego, dlatego dolegliwości bólowe nie mają źródła w tkance mózgowej, a w strukturach otaczających mózg oraz mięśniach głowy, szyi i barków.

Międzynarodowe Towarzystwo Bólów Głowy (International Headache Society IHS) do celów klinicznych wprowadziło dwie szerokie kategorie bólów głowy [140].

Ból pierwotny (bez wyraźnej przyczyny), gdy dolegliwości nie posiadają podłoża organicznego ani strukturalnego. Zalicza się do nich napięciowy oraz naczyniowy ból głowy oraz ból związany z nadużywaniem leków.

Ból wtórny (mający przyczynę). Dolegliwości bólowe mogą mieć podłoże organiczne lub strukturalne. Przykładowo może się wiązać z łagodnym lub złośliwym guzem mózgu, tętniakiem mózgu, krwakiem, zapaleniem opon mózgowych, wylewem, zapaleniem mózgu, schorzeniem oka, ucha i nosa itp. W przypadkach nagłego, ostrego oraz intensywnego bólu, nagłej utraty równowagi i upadku, drgawek i zaburzeń mowy wymagana jest natychmiastowa pomoc medyczna.

W cytowanej powyżej monografii [140] szeroko zostały omówione przyczyny napięciowego oraz naczyniowego bólu głowy. Przedstawiono także inne odmiany naczyniowego bólu głowy, takie jak: wynikające z nadużywania leków, ból zatokowy oraz ból głowy z odsunięcia. Zwrócono także uwagę na rolę górnego odcinka kręgosłupa, gdzie znajduje się wiele ważnych, newralgicznych struktur anatomicznych istotnych z punktu widzenia prawidłowego funkcjonowania organizmu. W obrębie szyi oprócz naczyń krwionośnych zaopatrujących mózgowie (tętnica szyjna wewnętrzna i tętnica kręgowa) oraz struktury głowy i szyi (tętnica szyjna zewnętrzna), znajduje się również rozbudowana sieć nerwowa w tym nerw błędny (X nerw czaszkowy) i nerw dodatkowy (XI nerw czaszkowy), zwoje szyjne pnia współczulnego oraz gałęzie nerwów rdzeniowych, z których brzuszne biorą udział w tworzeniu splotów somatycznych: szyjnego i ramiennego, a także górne drogi oddechowe. Uciśnięcie tych struktur wywołuje dolegliwości bólowe w obszarach: głowy, karku, klatki piersiowej i ramienia. Kompresja splotu szyjnego zwykle wywołuje bóle głowy, karku i zaburzenia oddechowe. Dysfunkcje powiązane z bólami głowy i karku można poddawać terapii z wykorzystaniem masażu, ale można również zastosować stało- lub zmiennopoolową magnetostymulację.

Subiektywne wskaźniki natężenia bólu

Zabiegi stomatologiczne wywołują dolegliwości bólowe o dużym natężeniu. Uczucie bólu może powstać w wyniku podrażnienia receptorów bólowych, które znajdują się w skórze, błonie śluzowej, tkance kostnej i narządach wewnętrznych jamy ustnej. Może także nastąpić uszkodzenie struktur obwodowego układu nerwowego, a zwłaszcza gałęzi nerwu trójdzielnego (V) – nerw szczękowy (V2), który poprzez nerwy zębodołowe górne zaopatruje tkanki przyzębia i zęby szczęki oraz nerw żuchwowy (V3) zaopatrujący poprzez gałęzie dziąsłowe i zębowe nerwu zębodołowego dolnego struktury przyzębia i zęby żuchwy.

W stomatologii do oceny stopnia natężenia bólu, zarówno ostrego jak i przewlekłego oraz do porównywania skuteczności stosowanych metod terapeutycznych, wykorzystuje się głównie cztery metody postępowania (nazywane skalami ocen natężenia bólu): skala werbalna, numeryczna, wzrokowo – analogowa oraz graficzna.

Skala werbalna – oceniająca ból w sposób opisowy. W skali czterostopniowej chory określa ból w sposób następujący: 0 – brak bólu, 1 – ból lekki, 2 – ból silny, 3 – ból nie do zniesienia. W skali pięciostopniowej (wg. Likerta) przyjęto określenie bólu następująco: 1 – bardzo małe nasilenie, 2 – małe nasilenie, 3 – średnie nasilenie, 4 – duże nasilenie, 5 – bardzo duże nasilenie.

Skala numeryczna (Numerical Rating Scale, NRS) – stanowi 11stopniową (od 0, 1, 2, ...,10). Skala ta zapewnia wystarczające zróżnicowanie udzielanych odpowiedzi dotyczących natężenia bólu. Ból jest oceniany w skali liczbowej, gdzie 0 oznacza brak bólu, a 10 najsilniejszy ból jaki pacjent może sobie wyobrazić. Jest to wygodna i łatwa w zastosowaniu (z pacjentami o różnym poziomie intelektualnym) skala natężenia bólu.

Skala wzrokowo – analogowa (Visual Analogue Scale, VAS) – w tej metodzie, w wersji oryginalnej, skalę VAS stanowi odcinek linii prostej o długości 100mm. Skala demonstrowana pacjentowi ma zaznaczony tylko początek, gdzie 0 oznacza brak odczucia bólu, a liczba 10 – najsilniejszy ból jaki można sobie wyobrazić. Zadaniem osoby badanej jest określenie (zaznaczenie pionową kreską), któremu punktowi na całej długości skali odpowiada wyobrażone natężenie jego wrażeń bólowych. Osoba badająca, na rewersie tej skali, odczytuje długość odcinka (zawartego od punktu 0 do punktu wskazywanego przez pionową kreskę) wyznaczonego przez pacjenta. Długość tego odcinka można wyznaczyć także przy użyciu suwmiarki. Z przeglądu piśmiennictwa wynika, że skala VAS jest najbardziej popularną w stomatologii metodą oceny odczucia bólu [144].

Skala graficzna – pacjent przy pomocy odpowiednio dobranych obrazków, ilustrujących wyraz twarzy cierpiącego człowieka, przedstawia (poprzez wybór określonego obrazka) odczuwany w danej chwili ból. Skala ta znajduje najczęściej zastosowanie wśród dzieci lub osób ograniczonych intelektualnie, ponieważ w łatwy sposób daje możliwości zobrazowania występujących doznań bólowych.

W stomatologii mamy do czynienia przede wszystkim z bólem ostrym, dlatego najczęściej używane są skale VAS i NRS do oceny natężenia bólu [145]. W przypadku bólów przewlekłych do wieloelementowej oceny bólu stosuje się bardziej skomplikowane metody postępowania. Jedną z nich stanowi tzw. kwestionariusz bólu Mc Gilla-Melzacka. Osoba badana dokonuje wyboru słów z 78, podzielonych na 4 grupy, które w najlepszy sposób obrazują jej aktualne odczucie bólu. W ten sposób

badający uzyskuje informacje dotyczące lokalizacji, charakteru, częstotliwości i natężenia bólu.

Między skalą VAS i skalą NRS istnieje silna współzależność [145]. Stwarza to podstawę do uznania równoważności tych skal do oceny natężenia bólu. Skala NRS jest 11 stopniowa, a więc cechuje się wystarczającym zróżnicowaniem udzielanych odpowiedzi przez cierpiących pacjentów, co daje również podstawy do przeprowadzenia porównań statystycznych. Ponadto skala NRS cechuje się znaczną powtarzalnością wyników, a tym samym znajduje zastosowanie w badaniach naukowych, dając możliwość dokonania oceny skuteczności leczenia przeciwbólowego. W celu uzyskania wiarygodnych wyników każdorazowo pacjent powinien być poinstruowany co dokładnie oznaczają wartości skrajne (czyli 0 oraz 10) oraz wartość środkowa (czyli 5) na skali NRS.

2.4 Implanty stomatologiczne

Implantacja w stomatologii dotyczy śródtkankowego wprowadzenia materiału wszczepowego dla wytworzenia warunków do odtworzenia ubytków tkanki kostnej i rekonstrukcji uzębienia w celu zahamowania resorpcji i stopniowej utraty funkcji oraz umożliwienia funkcjonalnej rehabilitacji, co ostatecznie prowadzi do poprawy estetyki twarzy i czynności układu stomatognatycznego.

W stomatologii mogą być stosowane do regeneracji tkanki kostnej materiały wszczepowe pochodzenia ludzkiego, zwierzęcego i syntetyczne:

- autogenne – świeża kość własna traktowana jako „złoty standard”
- izogenne (syngenne) – świeża kość od bliźnięta jednojajowe lub bliscy krewni
- allogenne (homologenne) – kość osobnika tego samego gatunku żywa (liofilizowana tkanka gąbczasta) lub martwa (tkanka kostna zamrożona, wysuszona i odwapniona lub nieodwapniona oraz kość autolizowana i pozbawiona antygenów)
- ksenogenne (heterogenne) – tkanka kostna pochodzenia zwierzęcego (kręgowców – kość wołowa, świńska, końska lub bezkręgowców – koralowce) po liofilizacji i sterylizacji radiacyjnej stanowiąca szkielet hydroksyapatytowy dla odtwarzanej kości,

–alloplastyczne (syntetyczne) – bioceramika hydroksyapatytowa, fosforany trójwapnia, polimery, silikon, szkło wodne porowata ceramika korundowa, tlenek aluminium i tlenek cyrkonu [146].

Podobnie w przypadku odtwarzania utraconych struktur zębowych, stosowane były lub są materiały pochodzenia ludzkiego (reimplantacja własnego zęba), zwierzęcego (np. zęby zwierząt lub zęby wykonane z kości słoniowej), oraz różne metale i ich stopy, a także materiały pochodzenia roślinnego i mineralnego (ceramiczne) i tworzywa sztuczne (żywice akrylowe).

Transplantacje i replantacje zębów ludzkich i zwierzęcych oraz implantacje sztucznych wszczepów sięgają okresu starożytności. Etruskowie (450 r. p.n.e.), jako materiał do implantacji używali złota, w starożytnym Egipcie (IV w. p.n.e.) przeszczepiano zęby ludzkie i zwierzęce (kozłów, psów, małą), a także wykorzystywano kość słoniową i drewno. Majowie (VII w. p.n.e.) stosowali spreparowane muszle morskie, a także obsydian [147-150]. W czasach nowożytnych, średniowiecze nie przyniosło większego postępu w tym zakresie, jedynie arabski medyk z przełomu X i XI w. Az-Zahrawi Abu Al-Kasim wszczepiał kość wołową ukształtowaną w postaci zęba, a także wykonywał zabiegi reimplantacji przemieszczonych zębów. W okresie renesansu francuski lekarz Pare (1562) wykonywał wszczepy z kości słoniowej, które osadził w zębodołach po świeżo utraconych zębach, Allen (1685) – przeszczepiał do poekstrakcyjnych zębodołów, świeżo pobrane wraz z tkankami otaczającymi, zęby pawianów, psów, kóz i owiec [149, 151]. Zasady i sposoby implantacji i replantacji zębów opisał również prekursor współczesnej dentystyki Pierre Fauchard (1728) [149, 150, 152].

Najprawdopodobniej pierwszy przypominający współczesne implanty, wewnątrzkościowy wszczep, w postaci korzenia z 18 karatowego złota, wykonał Maggiolo (1809), umieszczając go w poekstrakcyjnym zębodole i po 14 dniach osadzając na nim koronę zęba, natomiast Younger (1885) zaimplantował suchy ząb, który osadził również w miejscu po ekstrakcji. Harris (1886) sztucznie wytworzył zębodół, do którego wszczepił implant porcelanowy z częścią śródkostną pokrytą ołowiem [149].

W pierwszej połowie XX wieku, ówczesna implantologia stomatologiczna swój dynamiczny rozwój zawdzięcza raczej stomatologom podejmującym ryzyko prowadzenia doświadczeń i badań we własnych prywatnych praktykach

stomatologicznych, a nie jakby należało domniemywać w ośrodkach naukowych. Pionierami w tej dziedzinie, którzy wprowadzali własne nowatorskie rozwiązania w zakresie techniki implantologicznej byli: Greenfield (1913), który zaproponował walcowaty wszczep z irydo-platyny, Abel (1934) – wszczepy porcelanowe, Adams (1938) – implanty w kształcie pełnej śruby, bracia Strock (1939) – samogwintującą chromo-kobaltową śrubę, Müller (1931) i Dahl (1939) niezależnie po raz pierwszy wprowadzili wszczepy podokostnowe, w latach 40. i 50. XX wieku Goldberg i Gershkoff – stosowali zmodyfikowane wszczepy podokostnowe, Formiggini (1947) – wszczepy w kształcie pustej śruby wykonane z tantalu i nierdzewne stali chirurgicznej Tramonte (1961) – wszczep w postaci śruby pełnej, Chercheve (1961) – wszczepy kobaltowo-chromowe, Scialom (1962) – wszczep-igła wykonany z tantalu, Tramonte (1963) wprowadził po raz pierwszy tytan, jako materiał do wszczepów stomatologicznych, Linkow i Roberts (1967) – implanty typu ostrze zwane żyłtkowymi, Hodosh (1967) – implanty z żywicy akrylowej, Garbaccio (1970) – połączenie igły ze śrubą nazywane śrubą bikortykalną [149, 151].

Jednocześnie z dalszym rozwojem technik implantacyjnych, w II połowie XX wieku rozpoczęto badania histopatologiczne nad powstawaniem tkanek okołowszczepowych. Istotnym przełomem w rozwoju implantologii stomatologicznej było zaproponowanie przez Brånemarka (1965) – tytanowego implantu dwufazowego z odroczonym obciążeniem i wprowadzenie pojęcia osteointegracji na zjawisko obrośnięcia implantu tkanką kostną [150,151].

Aktualnie wymagania dotyczące wszczepów śródkostnych dotyczą struktury, funkcji, integracji i czasu przetrwania. Implanty śródkostne powinny zapewniać odpowiednią estetykę (uzupełnienie braków w łuku zębowym) i funkcję jako podpora dla pojedynczej implantokorony lub jako filary dla implantomostów oraz implntoprotez w przypadkach braków skrzydłowych, międzyzębowych, rozległych częściowych i bezzębia. Ponadto implanty powinny spełniać kryterium długiej żywotności i biokompatybilności z otaczającymi go tkankami, a w przypadku implantów śródkostnych powinna również następować osteointegracja, czyli funkcjonalna ankiloza na styku wszczep-kość. Materiał z jakiego wykonany jest implant nie może być toksyczny, rakotwórczy, radioaktywny, ani nie może wywoływać podrażnień czy reakcji alergicznych.

Współczesne wszczepy stomatologiczne dzielimy według kilku kryteriów na: (1) otwarte i zamknięte ze względu na pokrycie tkankowe, (2) wewnątrzśluzówkowe i podokostnowe – według miejsca osadzenia implantu, (3) ze względu na użyty materiał wyróżnia się implanty metalowe (tytan, tantal), ceramiczne i łączone (metalowo-ceramiczne oraz (4) według kryterium kształtu – implanty: cylindryczne puste i pełne, śrubowe, w kształcie dysku i żyłkowe, a także ze względu na (5) sposób gojenia – jednofazowe i dwufazowe z odroczonym obciążeniem.

Na podstawie przeglądu piśmiennictwa, Scacchi [153] przedstawił rozwój współczesnych systemów implantacji zębowych w latach 1974-2000, w aspekcie technologii, inżynierii i biomateriałów, a także badań histologicznych, eksperymentów biologicznych i badań klinicznych, które prowadzone były i są nadal w kierunku stworzenia prostego i jednocześnie wszechstronnego systemu implantacji zębowych, który pozwalałby na maksymalną realizację przewidywanego sukcesu terapeutycznego [154].

Jak każdy zabieg chirurgiczny tak i zabieg osadzenia implantu stomatologicznego jest zabiegiem krwawym, ingerującym w ciągłość tkanek, a także generującym odczuwalny przez pacjenta śródoperacyjny i pooperacyjny ból oraz inne symptomy (obrzęk, krwiak, ślinotok, ogólne obniżenie aktywności), a także mogącym dawać pewne długotrwałe powikłania pozabiegowe. Najczęstszym symptomem pooperacyjnym jest ból, spowodowany uszkodzeniem tkanek w trakcie zabiegu, lub rozwijającym się stanem zapalnym.

Łagodny i umiarkowany ból, podczas zabiegu implantacji wszczepu śródkostnego odczuwało odpowiednio 12,8% i 2,6%. Większy ból odczuwali pacjenci podczas osadzania kilku implantów równocześnie i w przypadku gdy zabieg przeprowadzany był przez osoby z mniejszym doświadczeniem [155]. Dotychczasowe badania wykazują, że największy ból i inne pooperacyjne symptomy (ograniczenie dziennej aktywności) występują w pierwszym dniu po zabiegu [156], a szczyt bólu u 41,5% pacjentów, obserwowano 6 godzin od momentu osadzenia implantu zębowego [157]. Odczuwanie bólu obniża się statystycznie istotnie w czasie między 1 i 12 dniem od zabiegu, przy czym największy spadek (o połowę na skali bólu VAS) obserwowany jest między pierwszym, a drugim i trzecim dniem od zabiegu, jednakże nie ma to odzwierciedlenia w zmianach poziomu kortyzolu w ślinie pobieranej tydzień przed

zabiegiem, w dniu zabiegu oraz 3 i 6 dni po zabiegu [156]. Zwykle po pierwszej dobie od chirurgicznego zabiegu wszczepienia implantu stomatologicznego 80,3% pacjentów odczuwa ból, z czego 69,7% przypadków jest to ból łagodny. Przy prawidłowym gojeniu się rany pozabiegowej natężenie bólu zmniejsza się stopniowo w czasie i po tygodniu od zabiegu oraz po 6 tygodniach, odpowiednio 60,3% i 5,1% pacjentów odczuwa łagodny ból, a po 12 tygodniach ból całkowicie ustaje [155].

Długotrwałe dolegliwości bólowe po zabiegu wszczepienia implantu stomatologicznego mogą wynikać z przewlekłego okołowszczepowego stanu zapalnego lub wcześniej istniejących zaburzeń kostnych o charakterze odwapnienia i rozrzedzenia tkanki kostnej, a także pozabiegowej matrycy kostnej. Ponadto stwierdzono, że na odczuwanie bólu ma wpływ zastosowana technika operacyjna. Płatowe osadzenie implantu generowało większy ból i obrzęk pooperacyjny oraz większe zużycie leków przeciwbólowych niż osadzenie bezpłatowe [158, 159]. Zastosowanie bezpłatowej techniki implantacji pozwala wprowadzić na zmniejszenie dolegliwości pooperacyjnych i skrócenie czasu gojenia się tkanek miękkich wokół wszczepu, to jednak w przypadku zastosowania tej metody zabiegowej stwierdza się, że zanik kości w okolicy szyjki wszczepu w okresie 12 tygodni po implantacji jest większy [160].

Zdarzające się podrażnienia i zaburzenia czucia po osadzeniu implantów stomatologicznych, spowodowane uszkodzeniem nerwów zwykle nie wynikają z przyczyn bezpośrednio związanych z samym zabiegiem wszczepiania. Uszkodzenia nerwów są najczęściej spowodowane przez ekstrakcję trzeciego zęba trzonowego zuchwy i uważane się je za jedno z możliwych powikłań implantacji wraz z transpozycją nerwu zębodołowego dolnego [161].

Współczesna implantologia, opierając się na naukowo zweryfikowanych podstawach zapewnia pacjentom takie metody leczenia, które dają przewidywalne efekty w zakresie rekonstrukcji utraconego uzębienia. Najważniejszym, potwierdzonym licznymi wynikami badań, jest zjawisko osteointegracji tytanowych implantów z kością, które rozszerzyło możliwości rehabilitacji protetycznej i zapewniło znacznie dłuższą żywotność wykonywanych obecnie uzupełnień braków w uzębieniu.

Rozwój badań w zakresie implantologii stomatologicznej idzie w kierunku lepszego zrozumienia i poprawy integracji implant-kości poprzez zastosowanie najnowszych osiągnięć z nano-technologii przez chemiczną modyfikację powierzchni

tytanu i/lub przez wprowadzenie substancji indukujących rozwój tkanki kostnej. Drugim polem aktualnych badań są ceramiczne implanty, które zostały reaktywowane wraz z wprowadzeniem cyrkonu, także znane jako tlenek cyrkonu. Trzecia droga badań jest następstwem ogromnego postępu w opracowywaniu innowacyjnych technik rekombinowanego DNA, które pozwalają na produkcję pozakomórkowych białek matrycowych, np. morfogeniczne białko kości (BMP). Chociaż ich dokładna rola w procesie gojenia nie jest obecnie w pełni zrozumiała, jest jednak wielce prawdopodobne, że substancje te ostatecznie okażą się bardzo terapeutycznie przydatne [162, 163].

2.5 Ortodontyczne aparaty stałe

Wady zgryzu będące skutkiem nieprawidłowych stosunków międzyzębowych, a także wadliwych proporcji środkowego i dolnego odcinka twarzy mają negatywny wpływ na proces żucia, prawidłową wymowę i prawidłowe funkcjonowanie układu stomatognatycznego jako całości. Zaawansowane wady zgryzu mogą być przyczyną zaburzeń w funkcjonowaniu stawów skroniowo-żuchwowych, co w dalszej konsekwencji powoduje dolegliwości bólowych w obrębie głowy szyi, kręgosłupa i obręczy barkowej. Wreszcie znaczne nieprawidłowości zębowo-zgryzowe i szczękowo-twarzowe poza problemami zdrowotnymi i logopedycznymi, z powodów estetycznych mogą stwarzać także poważne problemy psychiczne [164 - 168].

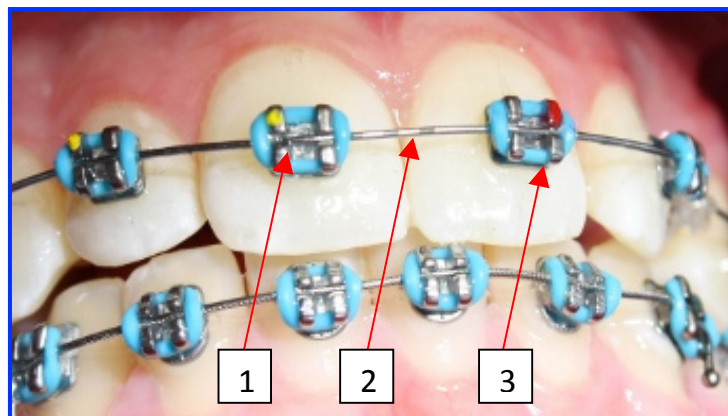
Z powyższych przyczyn stomatolodzy coraz częściej podejmują leczenie nawet niewielkich zaburzeń zębowo-zgryzowych. Według bieżących statystyk również zapotrzebowanie na korektę wad zgryzu jest coraz większe i systematycznie wzrasta liczba osób leczących się. Badania wykazały, że najistotniejszą przyczyną podejmowania tego rodzaju leczenia jest świadomość istniejącej wady zgryzu i motywacja pacjenta [169].

Leczeniem i profilaktyką wszelkich wad i zaburzeń zębowo-zgryzowych zajmuje się ortodoncja, natomiast wadami szczękowo-twarzowymi – ortopedia szczękowa. Podobnie jak w innych działach stomatologii również historia leczenia ortodontycznego sięga czasów starożytnych, skąd pochodzą pierwsze wzmianki o prostych metodach

korekcji nieprawidłowo ustawionych zębów [170, 171]. Najważniejsze osiągnięcia ortodoncji w aspekcie historycznym przedstawił Wahl w cyklu prac „*Orthodontics in 3 millennia*” począwszy od starożytności [171], poprzez wieki średnie [172] do czasów współczesnych [173, 174].

Jedną z metod leczenia zaburzeń zębowo-zgryzowych są aparaty ortodontyczne służące do przywracania właściwego, fizjologicznego zwarcia między szczęką i żuchwą oraz wyrównywania i właściwego ustawianiu zębów w obydwu łukach zębowych. Istnieją ortodontyczne aparaty zewnątrzustne i wewnątrzustne oraz aparaty ruchome i stałe wyróżniane w zależności od miejsca zakotwienia i ciągłego lub okresowego użytkowania podczas prowadzonej terapii. Dobór aparatu zależy od wieku pacjenta, rodzaju wady zgryzu i jej zaawansowania, a także czy wynika ona jedynie z istniejących zaburzeń zębowych, czy dotyczy również struktur kostnych (niedorozwoju szczęki lub żuchwy).

Elementami budowy aparatu stałego są: łuk, zamki i ligatury. Zamki przymocowane są za pomocą światło utwardzalnych klejów do powierzchni wargowych i policzkowych poszczególnych zębów, z kolei – łuk przymocowany zostaje do zamków za pomocą ligatur – gumek. Zasadniczym elementem aparatu jest sprężysty łuk, który wywierając precyzyjną siłę na poszczególne zęby powoduje ich przesuwanie lub obracanie wokół własnej osi (Ryc. 2.5)



Ryc. 2.5 Elementy budowy ortodontycznego aparatu stałego cienkołukowego.
1 – zamek, 2 – łuk, 3 – ligatura. (Zdjęcie ze zbiorów Przychodni Stomatologicznej Orto-Aidi).

Istnieje wiele rodzajów stałych aparatów ortodontycznych: (1) standardowe – wykonane z metalu z zamkami tradycyjnymi lub z zamkami 'mini' stosowanymi zwłaszcza w przypadku małych zębów, (2) aparaty antyalergiczne wykonane z tytanu dla pacjentów z alergiami, (3) aparaty estetyczne wykonane z materiałów ceramicznych, ceramiczno-kompozytowych, porcelanowych lub kryształowych, z zamkami samoligaturującymi łuk, (4) aparaty lingwalne, indywidualne, wykonane ze złota z irydem, mocowane na powierzchni językowej zębów [175].

Aparaty stałe zdobywały w Polsce stopniowo coraz większą popularność począwszy od lat 90. XX wieku, kiedy to pojawiały się publikacje o ich zastosowaniu do leczenia określonych wad zgryzu [176, 177, 178] jak również o ich zaletach i wadach [179]. Ortodontyczne aparaty stałe pozwalają na korygowanie wad znacznie poważniejszych i bardziej zaawansowanych, a także ich skuteczność jest większa niż aparatów ruchomych, co potwierdzają wyniki badań nad krótkoterminowymi i długoterminowymi skutkami leczenia aparatami stałymi [180] oraz stabilnością uzyskanych zmian [181].

U pacjentów dorosłych aparaty te wykorzystywane są nie tylko do zwykłego spóźnionego leczenia zaburzeń zębowo-zgryzowych, ale także w przypadkach gdy, z powodu braków w uzębieniu lub chorób przyzębia, dochodzi do zmian położenia zachowanych zębów poprzez ich wychylenie zwykle w kierunku doprzednim oraz zwiększenie szpar międzyzębowych, kosztem zmniejszenia przestrzeni wcześniej zajmowanej przez utracone zęby. Zastosowanie leczenia ortodontycznego za pomocą aparatu stałego pozwala na prawidłowe ustawienie istniejących zębów oraz stworzenie miejsca dla uzupełnień protetycznych w postaci mostów, protez szkieletowych lub coraz częściej stosowanych implantów wewnątrzkościowych, które stanowią bazę dla pojedynczych implantokoron lub w przypadku większej liczby braków uzębienia – filary dla implantomostów lub implantoprotez.

3. CEL PRACY

Cel niniejszej rozprawy wiąże się ściśle z wynikami dotychczasowych badań nad wpływem magnetoterapii stałopolowej, magnetostymulacji zmiennopolowej oraz magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią na łagodzenie efektu bólowego. Wymaga to stworzenia warunków do przeprowadzenia badań umożliwiających porównanie skuteczności terapeutycznej powyższych metod fizykoterapeutycznych w łagodzeniu bólu, co z kolei związane jest z przyjęciem modelu eksperymentalnego dla określonego podmiotu badań, jakim są pacjenci stomatologiczni.

W zaproponowanym modelu eksperymentalnym u wszystkich pacjentów wrażenie bólu wywoływane musi być w taki sam sposób, w założeniu jako konsekwencja takich samych koniecznych zabiegów stomatologicznych. Ponadto efekt bólowy powinien być generowany w analogicznych okolicach jamy ustnej u pacjentów poddawanych ściśle określonym zabiegom stomatologicznym. Warunki nałożone na przyjęty model eksperymentalny spełniają między innymi zabiegi wszczepiania implantów stomatologicznych w odcinkach bocznych żuchwy po wcześniej przeprowadzonym leczeniu ortodontycznym. Można je nazwać warunkami homogenicznymi, ponieważ każdy pacjent (który wyrazi zgodę na badanie) jest poddawany prawie analogicznym czynnościom stomatologicznym, którym dodatkowo towarzyszy występowanie wrażenia bólu będącego konsekwencją takiego zabiegu.

Odczucie bólu jest wrażeniem indywidualnym i wysoce subiektywnym, a co za tym idzie, trudnym do oceny. Najczęściej stosowane do oceny poziomu bólu w stomatologii są skale: numeryczna NRS (Numerical Rating Scale) i skala wzrokowo – analogowa VAS (Visual Analogue Scale). W celu zwiększenia obiektywizacji oceny wrażenia bólu u badanych pacjentów dokonano modyfikacji skali numerycznej (NRS) i nazwano ją skalą MNRS.

Powyższe metody i urządzenia badawcze posiadają odpowiednie atesty do ich stosowania klinicznego. Obowiązują w ich przypadkach odpowiednie wskazania i przeciwwskazania do stosowania. W projektowanych badaniach chodzi o uzyskanie

odpowiedzi na skuteczność fizykoterapeutyczną w/w metod pomiarowych. Jest to problem istotny z punktu widzenia pacjentów, którzy nie mogą stosować farmakologicznych środków przeciwbólowych. Wówczas powyższe metody (oraz w szczególności metoda, która wykaże najlepszą skuteczność analgetyczną) będzie mogła stanowić alternatywną metodę zwalczania bólu.

Z przyjętej hipotezy badawczej wynikają cel główny pracy oraz cele szczegółowe.

Celem głównym niniejszej pracy jest analiza porównawcza skuteczności terapeutycznej w łagodzeniu efektu bólowego magnetostymulacji stałopolowej i zmiennopolowej oraz magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią w modelu eksperymentalnym związanym z wszczepianiem implantów stomatologicznych po leczeniu ortodontycznym.

Osiągnięcie sformułowanego powyżej celu głównego umożliwione było poprzez realizację następujących celów szczegółowych:

- 1) maksymalną obiektywizację oceny subiektywnego wrażenia bólu,
- 2) zbadanie krzywych czasowych odczucia bólu w przypadkach:
 - (a) magnetostymulacji stałopolowej (MF) przy różnych wartościach indukcji magnetycznej (powyżej 30 mT oraz około 2 mT),
 - (b) magnetostymulacji zmiennopolowej (MZ),
 - (c) magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią (MZ+L) ze światłem czerwonym R oraz ze światłem „mieszanym” czyli czerwonym z podczerwienią RIR.

4. MATERIAŁY I METODY

4.1 Przygotowanie pacjentów do badań

Do badań zostali zaproszeni pacjenci po zakończonym leczeniu ortodontycznym, u których zachodziła konieczność wykonania zabiegu wszczepienia implantu stomatologicznego. Zgodę na badania wyrażali poprzez podpisanie tzw. Karty Badań. Grupę pacjentów poddanych badaniom stanowiły osoby w przedziale wiekowym (23÷42) lat. Średni wiek badanej grupy pacjentów wynosił 35 lat. Z troski o zachowanie warunków homogeniczności przyjętego modelu eksperymentalnego ograniczono badania do przypadków wszczepiania implantów stomatologicznych w żuchwie. Występujące odczucie bólu po wszczepieniu implantu stomatologicznego jest zawsze subiektywne.

Pacjenci poddani badaniom zostali poinformowani o zastosowanych metodach badawczych ich wskazaniach i przeciwwskazaniach. Do badań zostały kwalifikowane osoby o dobrym ogólnym stanie zdrowia na podstawie wywiadu klinicznego dotyczącego stanu zdrowia. U pacjentów zakwalifikowanych do badań przeprowadzono wywiad ogólny i stomatologiczny, następnie badanie zewnątrzustne i badanie jamy ustnej, skontrolowano stan stawów skroniowo-żuchwowych i mięśni żucia.

Niezbędnym warunkiem dla podjęcia leczenia i badań było podpisanie przez pacjenta pisemnych deklaracji świadomej zgody na zabieg implantacji jak i na zaplanowane badania. Zgodę taką otrzymywano po opisanu pacjentowi i omówieniu wraz z nim przebiegu zabiegu chirurgicznego, badań jak i rodzaju odbudowy implantoprotetycznej, którą będzie można zastosować po zakończonym procesie osteointegracji.

Każdy zabieg poprzedzony był interdyscyplinarnym ortodontyczno-implantoprotetycznym planowaniem uzupełnionym o analizę radiologicznego obrazu stożkowej tomografii komputerowej CBCT przy założonej grubości warstwy 0,2 mm, podczas której określano średnicę i długość wszczepu wraz z wirtualnym umieszczeniem go w trójwymiarowej rekonstrukcji żuchwy leczonego pacjenta.

U badanych pacjentów zastosowano implanty Legacy 3 Implant Direct firmy Sybron o stożkowym kształcie z tytanu V klasy, podwójnym gwincie przechodzącym w poczwórny mini gwint w okolicy szyjki, piaskowanej powierzchni i połączeniu opartym na wewnętrznym stożku i heksagonie 2,5 mm z zachowaniem zasady platform switching .

Do badania kwalifikowano osoby, u których w trakcie jednego zabiegu planowano osadzenie tylko jednego implantu w żuchwie w bocznych odcinkach, w dobrych warunkach kostnych, nie wymagających procedur augmentacyjnych przed zabiegiem czy w jego trakcie. Etap chirurgiczny leczenia implanto-protetycznego rozpoczynano w fazie retencji na 3 do 4 miesięcy przed zdjęciem aparatu stałego, bądź bezpośrednio po jego demontażu w miejscu pojedynczego braku zęba, które powstało lub zostało skorygowane w wyniku leczenia ortodontycznego zgodnie z wcześniejszym planem.

Pacjenci na godzinę przed zabiegiem przyjmowali 1 tabletkę, 600mg klinchamycyny i ponownie taka sama dawkę 6 godzin po zabiegu w ramach krótkookresowej profilaktyki zapalenia wsierdza.

Zabieg chirurgiczny wykonywano w znieczuleniu miejscowym, podając dwie ampułki po 1,8 ml artykainy z adrenaliną w stosunku 1/200. Cięcie prowadzono ostrzem 12C lub 15B po szczycie części zębodołowej żuchwy w miejscu ubytku zębowego, oszczędzając brodawki dziąsłowe sąsiednich zębów oraz w razie konieczności dodatkowe cięcia pionowe odciążające. Preparacja płyta śluzówkowo-okostnowego odbywała się w sposób możliwie oszczędny. Następnie przygotowywano osteotomię stosując chłodzone roztworem soli fizjologicznej frezy chirurgiczne z zestawu Implant Direct nie przekraczając kilkudziesięciu obrotów na minutę, w taki sposób by uzyskać możliwie dobrą stabilizację pierwotną, którą oceniano mierząc szczyt momentu siły podczas osadzania wszczepu przy użyciu klucza dynamometrycznego. Średnia wartość momentu siły wynosiła około 35Ncm.

We wszystkich badanych przypadkach stosowano gojenie przezdziąsłowe, zamykając wszczep standardową śrubą gojącą dostarczaną w jałowym opakowaniu wraz z implantem. Ranę zabiegową zaopatrywano dwoma szwami materacowymi i w razie potrzeby węzełkowymi stosując nić o grubości 4-0 Vicryl Plus firmy Ethicon. Bezpośrednio po zabiegu stosowano opatrunek chłodzący przez około dwie godziny, udzielano pisemnych wskazań i proszono o przybycie na pierwszy i kolejne pomiary

Na realizację projektu badawczego uzyskano w dniu 19.12.2011 zgodę Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu nr DBN-KB-971/11.

4.2 Metody badań i aparatura pomiarowa

W niniejszej pracy do badania efektu analgetycznego wykorzystano magnetostymulację stałopolową (opartą na aplikatorze Magne Touch opracowanym w Instytucie Badań Fizykomedycznych PIW Primax Medic Sp. z o.o., Puszczykowo k. Poznania) oraz magnetostymulację zmiennopolową i magnetostymulację zmiennopolową z ledoterapią (obydwa urządzenia oparte są na metodzie JPS wytworzone przez podmiot naukowo-techniczny „Med&Life Sp. z o.o.”, Komorów k. Warszawy). W magnetostymulacji zmiennopolowej i zmiennopolowej z ledoterapią wykorzystano eliptyczne aplikatory magnetyczno-światłne ze światłem czerwonym (R) i mieszanym RIR (czerwono-podczerwonym).

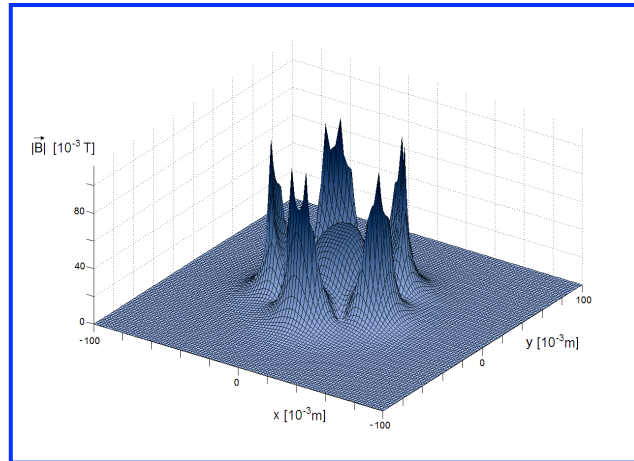
4.2.1 Magnetostymulacja stałopolowa

Aplikator stałego pola magnetycznego (MF), o nazwie Magne Touch, składa się z pięciu neodymowo-borowo-żelazowych magnesów, trwale umieszczonych w dwukolorowej obudowie ze specjalnego tworzywa. Kolorem niebieskim oznaczono bieguny północne magnesów, a czerwonym bieguny południowe (Ryc.4.2). Magnesy mają kształt walców o średnicy około 1,5 cm i grubość około 1cm. Jeden magnes umieszczony jest w środku koła, a pozostałych pięć na jego obwodzie o średnicy 5,5 cm (licząc położenie środków tych magnesów do środka magnesu centralnie położonego).



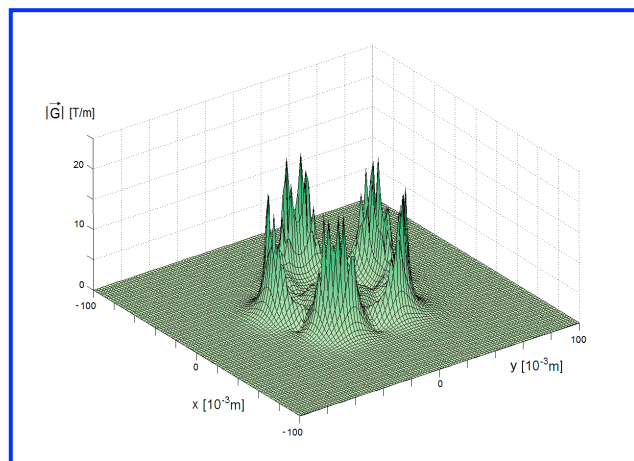
Ryc. 4.2 Rodzaje aplikatorów MF (za zgodą PIW Primax Medic Sp.zo.o. Puszczykówko).

Przestrzenne rozkłady pola magnetycznego oraz jego gradientu zostały określone z wykorzystaniem nowoczesnych metod analizy numerycznej Instytucie Badań Fizykomedycznych [18, 84].



Ryc. 4.3 Rozkład przestrzenny wartości wektora indukcji pola magnetycznego $|\vec{B}|$ nad aplikatorem MF w odległości $d_1 = 6 \cdot 10^{-3}$ m od powierzchni zewnętrznej aplikatora [84].

Średnia wartość indukcji \bar{B}_1 , w odległości d_1 od powierzchni aplikatora, wynosiła 60 mT. Z kolei w odległości $d_2 = 3 d_1$ wartość \bar{B}_2 wynosiła około 2,2 mT (wzór 2.14).



Ryc. 4.4 Rozkład przestrzenny wartości gradientu $|\vec{G}| = \text{grad} |\vec{B}|$ nad aplikatorem MF w odległości $d_1 = 6 \cdot 10^{-3}$ m od powierzchni zewnętrznej aplikatora [84].

W oddziaływaniu stałego pola magnetycznego na materię żywą ma znaczenie zarówno wartość jej indukcji (wzór 2.19) jak również gradient $\left(\frac{dB}{dx}\right)$ indukcji magnetycznej (wzór 2.21). Dlatego wytworzone w aplikatorze pole MF ma charakter niejednorodny. Na rycinie 4.4 przedstawiono przestrzenny rozkład gradientu $|\vec{G}|$ indukcji pola magnetycznego nad aplikatorem MF w odległości $d_1 = 6 \cdot 10^{-3}$ m.

Maksymalna wartość G_{\max} występowała w obwodowej części aplikatora MF i wynosiła około $100 \frac{mT}{cm}$. W części środkowej była o około 40% mniejsza od wartości G_{\max} w jego części obwodowej. Z badań zamieszczonych w pracach [18, 84] wynika sugerowany czas aplikacji polem MF. Optymalnym czasem jest 15 min. Wówczas obserwuje się zmniejszanie wytwarzania u pacjentów reaktywnych form tlenu.

Podczas badań wpływu stałego niejednorodnego pola magnetycznego na zmniejszenie się efektu bólowego pacjentów poddanych wszczepianiu implantów stomatologicznych, aplikator magnetyczny MF bezpośrednio (po odkażeniu) był przykładany do skóry twarzy pacjenta w okolicy miejsca wszczepienia implantu. Pole MF aplikatora przenikało przez tkanki miejsca poddanego zabiegowi a jego powierzchnia w przekroju poprzecznym była wielokrotnie większa od powierzchni urazu tkanek związanych z wszczepieniem. Implant stomatologiczny wykonany z tytanu będącego paramagnetykiem zmieniał rozkład przestrzenny pola MF jednakże nie miał wpływu na jego właściwości działania analgetycznego. Ze względu na znikomy współczynnik tłumienia pola magnetycznego przez tkanki biologiczne można przyjąć, że średnia indukcja \bar{B}_1 w odległości $d_1 = 6 \cdot 10^{-3}$ m (jest taka sama jak zmierzona) wynosiła 60 mT. Wówczas ta wartość indukcji była początkową indukcją pola MF wprowadzanego na tkanki poddane urazowi w związku z procesem implantacji. Zmniejszenie średniej indukcji \bar{B}_2 uzyskano poprzez zastosowanie podkładki dystansowej z plexiglasu, która była umieszczana pomiędzy aplikatorem MF, a skórą twarzy pacjenta w bezpośredniej okolicy urazu tkanek. Dobrana grubość podkładki dystansowej umożliwiała oddalenie powierzchni aplikatora do wartości $d_2 = 3 \cdot d_1$, czyli uzyskanie $\bar{B}_2 \cong 2,2$ mT.

Jednym z celów prezentowanych badań było uzyskanie informacji o wpływie wartości średniej indukcji \bar{B} pola MF na jego właściwości działania analgetycznego.

4.2.2 Magnetostymulacja zmiennopolowa

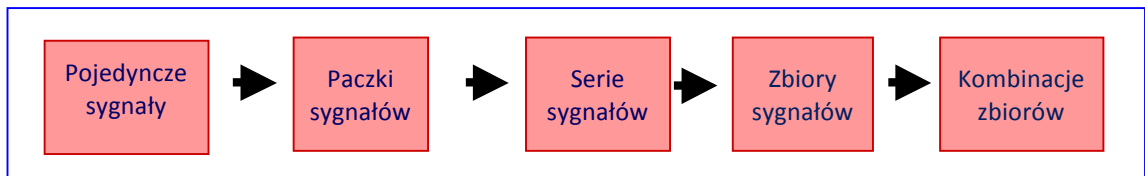
Magnetostymulacja zmiennopolowa oznacza oddziaływanie na żywe organizmy zmiennym polem magnetycznym o złożonym periodycznym przebiegu i niskich indukcjach magnetycznych, porównywalnych lub większych od indukcji pola geomagnetycznego. Używanie pojęcia magnetostymulacja zostało w Polsce po raz pierwszy zaproponowane przez Sieronia [182]. Sygnały magnetostymulacyjne mają znacznie bardziej złożony przebieg w stosunku do sygnałów stosowanych w magnetoterapii. Z drugiej strony mają do 1000 razy mniejsze średnie wartości indukcji pola magnetycznego w stosunku do średniej indukcji magnetycznej zmiennego pola stosowanego w magnetoterapii.

W niniejszej pracy do magnetostymulacji zmiennopolowej było stosowane urządzenie VIOFOR wykorzystujące metodę JPS. Magnetostymulacja przy pomocy urządzenia VIOFOR została nazwana także VIOFOTERAPIĄ [183]. Nazwa metody JPS jest akronimem utworzonym od pierwszych liter nazwisk twórców – polskich uczonych, profesorów: Jaroszyka, Paluszaka i Sieronia. Według opinii krajowych i zagranicznych specjalistów VIOFOR JPS jest w chwili obecnej najnowocześniejszym urządzeniem magnetostymulacyjnym na świecie.

Metoda JPS

Podstawą zarówno zmiennopolowej magnetostymulacji VIOFOR JPS jak i zmiennopolowej magnetostymulacji z ledoterapią VIOFOR JPS jest metoda JPS, której podstawy teoretyczne i wykorzystanie w praktyce medycznej opracował zespół polskich badaczy. Prof. dr hab. Feliks Jaroszyk opracował podstawowe charakterystyki czasowe sygnałów elektrycznych i ich kombinacje w oparciu o zjawiska biofizyczne występujące podczas oddziaływania wolnozmiennych pól magnetycznych z materią żywą. W tym celu wykorzystał efekty elektrodynamiczny, jonowy rezonans cyklotronowy oraz magnetomechaniczny. Prof. dr hab. Janusz Paluszak przeprowadził analizę zaprojektowanych sygnałów JPS z punktu widzenia ich oddziaływania na poziomie biochemiczno – fizjologicznym w żywym organizmie. Prof. dr hab. Aleksander Sieroń podał sposoby aplikacji sygnałów JPS oraz wykonał analizę klinicznych aspektów ich oddziaływania na organizm człowieka. Ponadto podał również sposoby aplikacji sygnałów JPS w różnych jednostkach chorobowych.

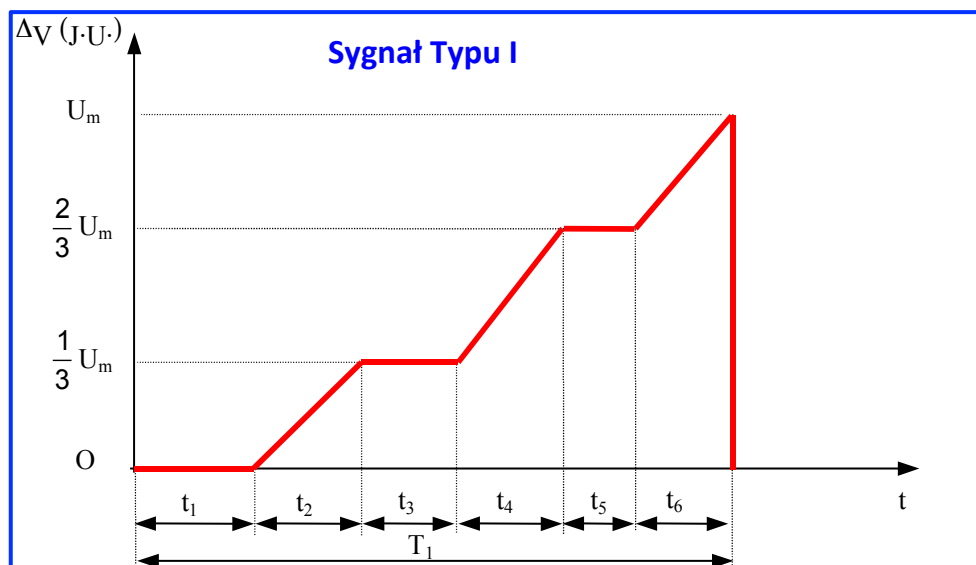
W celu równoczesnego wykorzystania efektów elektrodynamicznego, jonowego rezonansu cyklotronowego i magnetomechanicznego występujących podczas oddziaływania zmiennych pól magnetycznych z organizmami żywymi, Jaroszyk [90] opracował odpowiednie charakterystyki czasowe pojedynczych sygnałów elektrycznych (Typu I oraz Typu II), a także ich złożone kombinacje. Na rycinie 4.5 przedstawiono schemat sekwencji sygnałów elektrycznych w metodzie JPS.



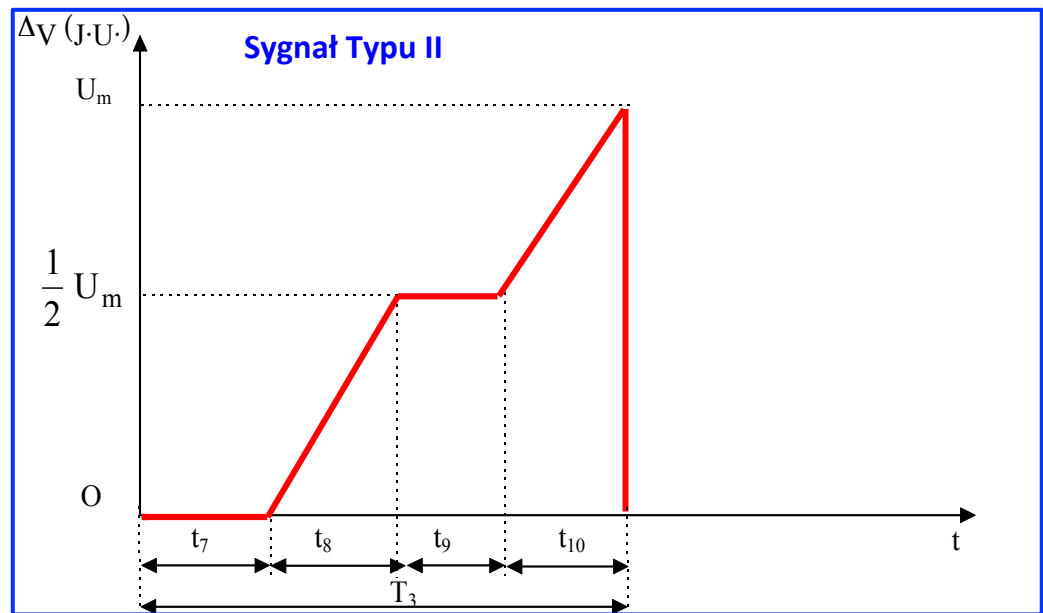
Ryc. 4.5 Schemat sekwencji sygnałów elektrycznych w metodzie JPS [90].

Z kolei rycina 4.6 ilustruje kształt i przebiegi czasowe sygnałów: A. – Typu I i B. – Typu II.

A.



$$\Delta V(t) = \begin{cases} 0 & \text{dla } t_1 \\ a_1 \cdot t & \text{dla } t_2 \\ A_1 = \text{const} & \text{dla } t_3 \\ a_2 \cdot t & \text{dla } t_4 \\ A_2 = \text{const} & \text{dla } t_5 \\ a_3 \cdot t & \text{dla } t_6 \end{cases}$$

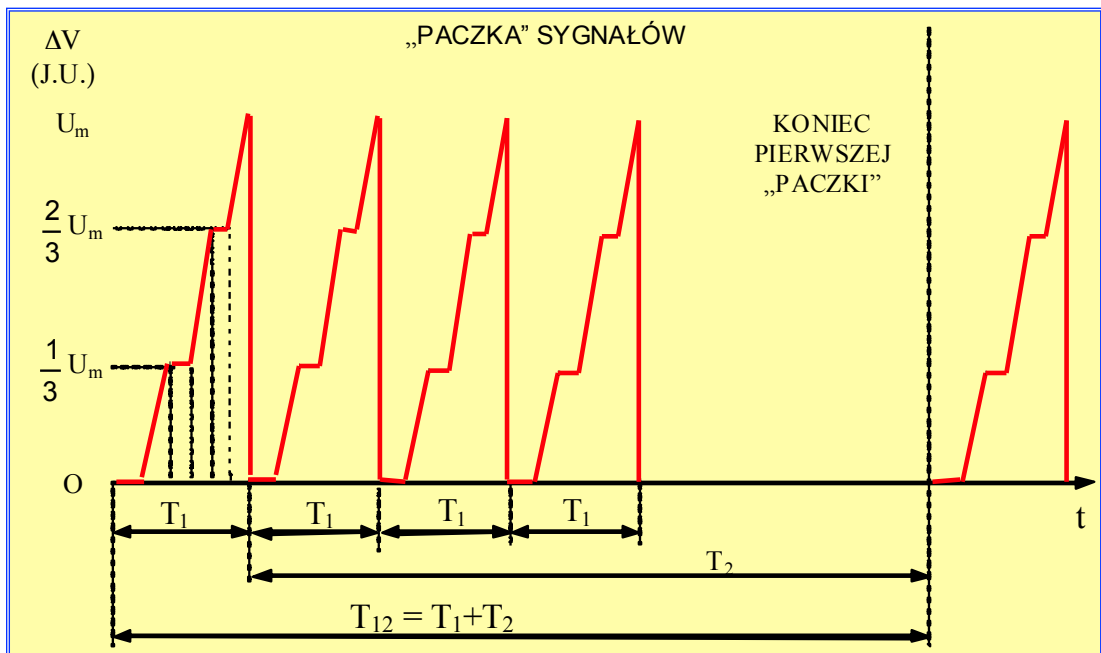


$$\Delta V = F(t) = \begin{cases} 0 & \text{dla } t_7 \\ b_1 \cdot t & \text{dla } t_8 \\ B = \text{const} & \text{dla } t_9 \\ b_2 \cdot t & \text{dla } t_{10} \end{cases}$$

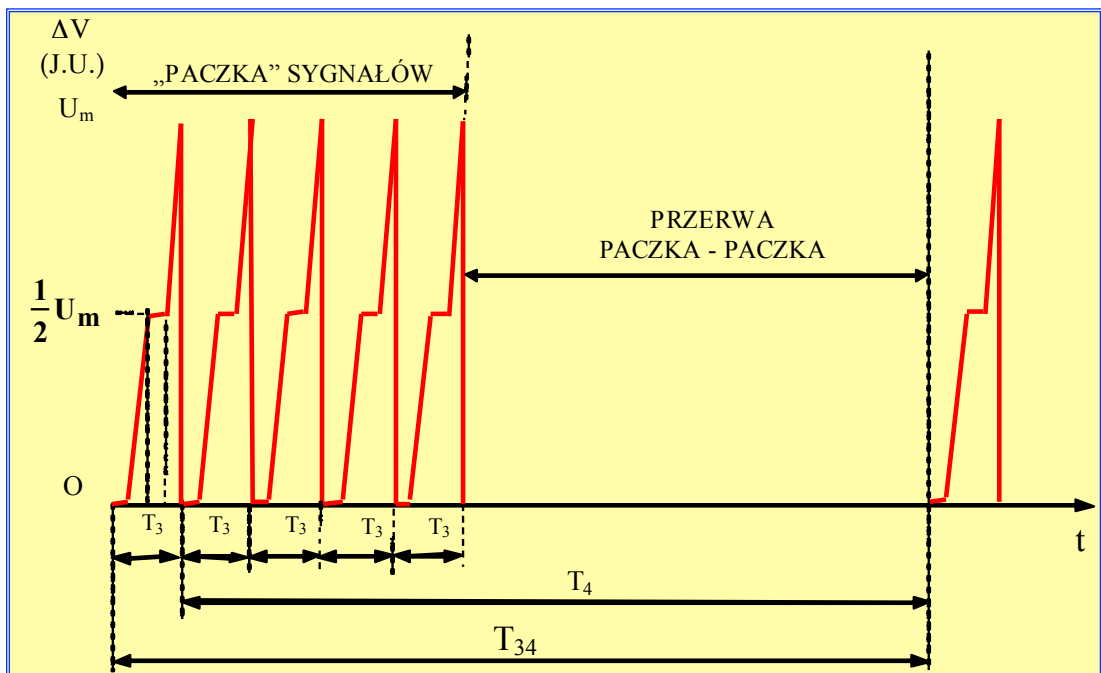
Ryc. 4.6 Przebieg czasowy pojedynczych sygnałów elektrycznych typu I i typu II [90].

Na osi zmiennej zależnej (ΔV) wartości napięcia zostały podane w jednostkach umownych (J.U.), a na osi zmiennej niezależnej zaznaczono czas (bez zaznaczania jednostek czasu). Taki sposób prezentacji sygnałów Typu I i Typu II wiązał się z ograniczeniami patentowymi występującymi w kraju i zagranicą. Charakterystyki czasowe tzw. „paczek” sygnałów elektrycznych typu I oraz typu II przedstawiono na Ryc. 4.7. Z kolei przykładowe kombinacje zbiorów sygnałów elektrycznych typu I i typu II, jako ostatni element sekwencji sygnałów elektrycznych w metodzie JPS przedstawiono na Ryc. 4.8 i 4.9

Charakterystyka czasowa „PACZKI” sygnałów elektrycznych typu I

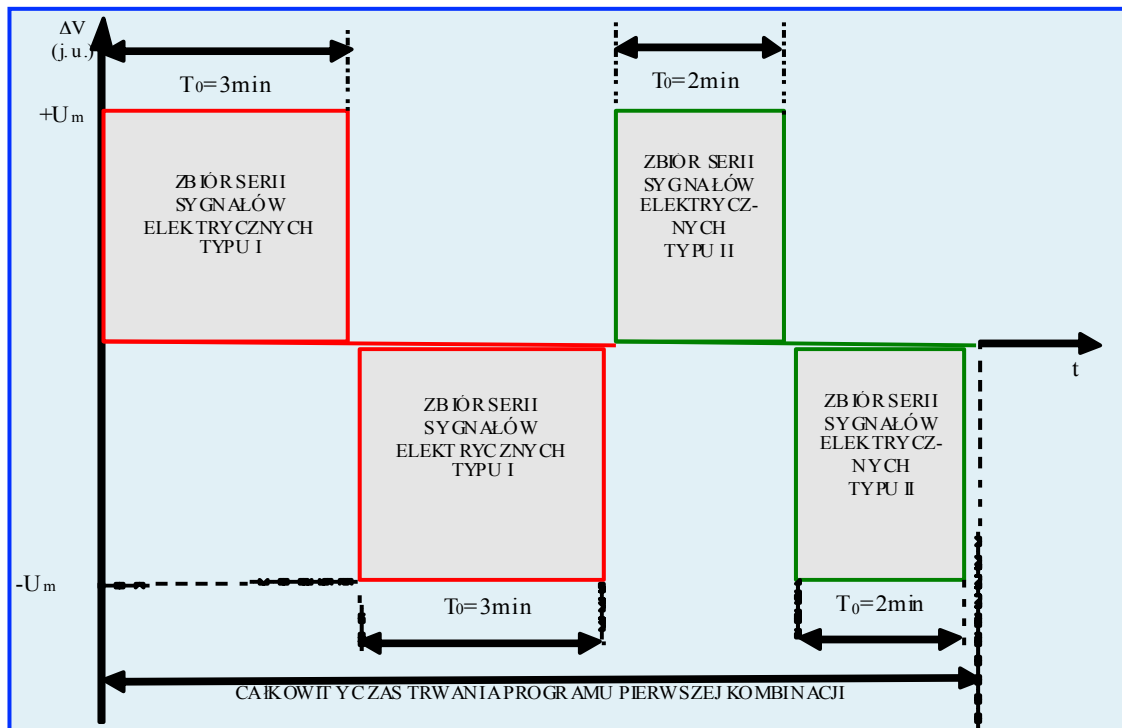


Charakterystyka czasowa „PACZKI” sygnałów elektrycznych typu II



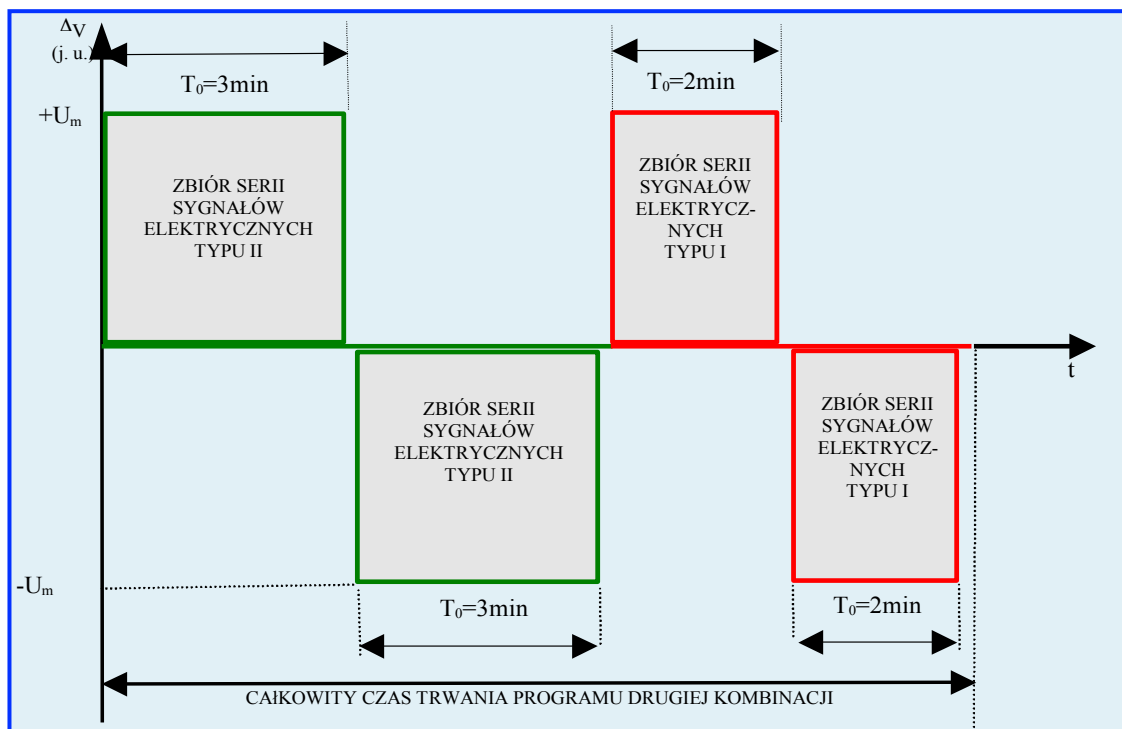
Ryc. 4.7 Przebieg czasowy „paczek” sygnałów typu I i typu II [90].

Program „PIERWSZEJ KOMBINACJI” zbioru sygnałów elektrycznych Typu I i II



Ryc. 4.8 Przykładowy program tzw. „Pierwszej Kombinacji” [90].

Program „DRUGIEJ KOMBINACJI” zbioru sygnałów elektrycznych Typu I i II



Ryc. 4.9 Przykładowy program tzw. „Drugiej Kombinacji” [90].

W magnetostymulacji zmiennopolowej (Viofoterapii) wykorzystuje się trzy zasadnicze kombinacje sygnałów elektrycznych charakteryzujących stosunek łącznego czasu trwania efektu jonowego rezonansu cyklotronowego (t_{ICR}) do sumy czasów trwania ($t_{ED} + t_{MG}$) efektów elektrodynamicznego (t_{ED}) i magnetomechanicznego (t_{MG}).

$$\text{W pierwszej kombinacji} \quad \frac{t_{ICR}}{t_{ED} + t_{MG}} \leq 1$$

$$\text{W drugiej kombinacji} \quad \frac{t_{ICR}}{t_{ED} + t_{MG}} > 1$$

$$\text{W trzeciej kombinacji} \quad \frac{t_{ICR}}{t_{ED} + t_{MG}} \gg 1$$

Do pierwszej kombinacji można zaliczyć program M1P2, do drugiej M1P3, a do trzeciej M2P3. Oznaczenia M1P2, M1P3 oraz M2P3 będą wyjaśnione w dalszej części tego rozdziału. Szczegółowe charakterystyki czasowe elementów w schemacie sekwencji sygnałów elektrycznych metody JPS chronione są patentami zarówno krajowym jak i zagranicznymi.

Urządzenie VIOFOR JPS

W skład urządzenia VIOFOR JPS zalicza się między innymi: sterownik, aplikatory magnetyczne eliptyczne, aplikatory eliptyczne magnetyczno – świetlne oraz zasilacz eliptycznych aplikatorów magnetyczno – świetlnych [184]. Aplikatory eliptyczne magnetyczno – świetlne zostaną szerzej opisane w dalszej części rozdziału.

Sterownik jest mikroprocesorowym układem generującym impulsy prądowe, według metody JPS, do aplikatorów magnetycznych. W aplikatorach tych następuje zamiana przebiegów impulsów prądowych na analogiczne w swoim kształcie impulsy pola magnetycznego. Pole to jest następnie przykładane w celach terapeutycznych do określonego miejsca organizmu żywego. Do zamiany impulsów prądowych w impulsy pola magnetycznego służy odpowiednia cewka indukcyjna znajdująca się w aplikatorze eliptycznym (taki aplikator używano w niniejszej pracy) [185-190]. Budowę zewnętrzną sterownika i eliptycznego aplikatora magnetycznego przedstawia Ryc. 4.10



a) Sterownik



b) Aplikatory eliptyczne

Ryc. 4.10 Ilustracja urządzenia VIOFOR JPS, a) sterownik, b) eliptyczne aplikatory magnetyczne [191].

Częstotliwości podstawowych impulsów magnetycznych mieszczą się w przedziale $(180 \div 195)\text{Hz}$, częstotliwości „paczek” zawarte są w przedziale $(12,5 \div 29)\text{Hz}$, serie sygnałów $(2,8 \div 7,6)\text{Hz}$, a zbiory sygnałów $(0,08 \div 0,3)\text{Hz}$. Kształty impulsów, ich częstotliwości i zależności czasowe zdefiniowane są w programach P1, P2, P3 [191-194]. Symbole P oznaczają odpowiednio:

P₂ – oznacza, że w programie jest wykorzystana metoda JPS z dwoma rodzajami impulsów (typu I oraz typu II),

P₃ – oznacza, że w programie wykorzystuje się metodę JPS z dwoma rodzajami impulsów (typu I oraz typu II), jednakże o zmienionej w stosunku do P₂ kolejności i strukturze impulsów.

W programach tych kształty impulsów magnetycznych są podobne natomiast odmienna jest ich struktura widmowa [192, 193]. W urządzeniu VIOFOR JPS istnieje również możliwość wyboru sposobu aplikacji oznaczony symbolami M1 i M2.

Sposobami aplikacji nazwano programy dynamicznego sterowania amplitudą sygnału, czasem ekspozycji oraz przedziałami czasowymi pomiędzy „paczkami” sygnałów.

M1 – sposób aplikacji ze stałą intensywnością pola, przez cały czas aplikacji,

M2 – oznacza aplikację z narastającą intensywnością. Intensywność pola narasta co 10 lub 12 sekund od wartości umownej 0,5 do wybranej, a następnie spada do wartości 0,5. Proces ten powtarza się cyklicznie przez cały czas trwania ekspozycji pola magnetycznego.

W badaniach przedstawionych w niniejszej rozprawie wykorzystane były programy M1 P3 oraz M2 P3 . Intensywność jest rozumiana jako skwantowana indukcja magnetyczna oraz jako wartości nieciągłe gęstości strumienia promieniowania elektromagnetycznego (światło czerwone R oraz podczerwone IR) generowane przez aplikatory magnetyczno – świetlne. Zwiększaniu intensywności od 0,5 do 6 w sterowniku urządzenia wywołuje w aplikatorze zarówno wzrost indukcji pola magnetycznego, jak również wartości gęstości strumienia promieniowania czerwonego lub podczerwonego. W zakresie intensywności $6 \div 12$ wzrasta tylko indukcja pola magnetycznego [194]. W wykonanych badaniach przyjęto intensywność 6 dla programów M1 P3 oraz M2 P3 . W tabeli 4.1 podano wartości indukcji magnetycznej (μT) na powierzchni zewnętrznej aplikatora.

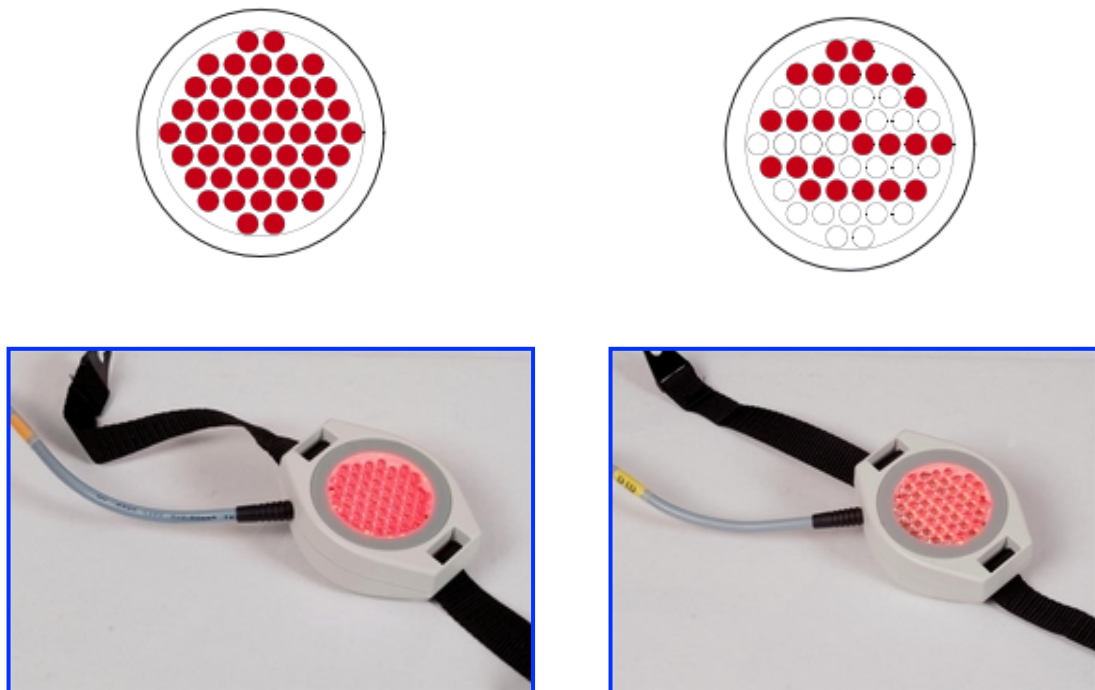
Tab. 4.1 Zestawienie danych dotyczących wartości indukcji pola magnetycznego wytwarzanego przez eliptyczny aplikator magnetyczny [191].

Intensywność (wartość nastawiona na sterowniku)	6		
Rodzaj aplikatora	Wartość indukcji pola (μT)		D 50% (cm)
	Średnia	Szczytowa	
Magnetyczny aplikator eliptyczny	57	570	1,2

D 50% - oznacza orientacyjną odległość od powierzchni zewnętrznej aplikatora pola niejednorodnego gdzie wartość średnia indukcji zmniejsza się o 50% [191].

4.2.3 Magnetostymulacja zmiennopolowa z ledoterapią

Magnetostymulacja zmiennopolowa z ledoterapią oznacza metodę fizykoterapeutyczną, w której równocześnie działa zarówno zmienne pole magnetyczne jak również promieniowanie czerwone R (lub promieniowanie RIR). Łączne działanie tych czynników fizycznych wzmacnia efekt terapeutyczny i jest określane jako efekt synergizmu. Promieniowanie RIR oraz promieniowanie R w aplikatorach magnetyczno – świetlnych jest wytwarzane przez diody LED (promieniowanie LED opisano w rozdziale 2). Aplikatory magnetyczno – świetlne R oraz magnetyczno – świetlne RIR przedstawiono na ryc. 4.11



a) czerwony R

b) mieszany RIR

Ryc. 4.11 Wygląd zewnętrzny aplikatorów eliptycznych magnetyczno – świetlnych, a) czerwony R, b) mieszany RIR (czerwono - podczerwony) [191].

W obudowie aplikatora magnetyczno – świetlnego R mieści się cewka indukcyjna do wytwarzania pola magnetycznego oraz 48 diod LED do wytwarzania promieniowania R zabezpieczonych przezroczystą szybką przepuszczalną dla tych

promieniowań. Promieniowanie „mieszane” RIR wytwarzają 24 diody światła czerwonego i 24 diody światła podczerwonego IR.

Na kolejnej rycinie 4.12 pokazano zasilacz, który był odpowiedzialny za wytwarzanie impulsów promieniowania R lub RIR o odpowiednio dobranych parametrach zsynchronizowanych z impulsami pola magnetycznego.



Ryc.4.12 Wygląd zewnętrzny zasilacza do wytwarzania promieniowania R lub promieniowania „mieszanego” RIR [191].

Aplikatory eliptyczne magnetyczno – świetlne umożliwiają nie tylko wytwarzanie zmiennego pola magnetycznego o parametrach takich samych jak eliptyczne aplikatory magnetyczne, lecz także dodatkowo promieniowanie R lub RIR. W tabelach 4.2 oraz 4.3 zestawiono podstawowe parametry fizyczne promieniowania R i promieniowania IR oraz wynikające z tych danych parametry promieniowania „mieszanego” RIR przy intensywności wynoszącej 6.

Z powyższego opisu wynika, że zestaw aparaturowy realizujący funkcje magnetostymulacji z ledoterapią składał się: ze sterownika, zasilacza eliptycznych aplikatorów magnetyczno – świetlnych, eliptycznego aplikatora magnetyczno – świetlnego promieniowania czerwonego R oraz eliptycznego aplikatora magnetyczno – świetlnego promieniowania „mieszanego” RIR. Należy podkreślić, że sterownik VIOFOR JPS umożliwia między innymi [84]: skorzystania z programów P1, P2 i P3, trzech sposobów aplikacji M1, M2 i M3, 13 stopni intensywności aplikacji (od 0,5 do 12), skorzystania z funkcji automatycznego liczenia czasu aplikacji i wyłączenia ekspozycji i z szeregu innych funkcji.

Emitowane przez aplikator magnetyczno – świetlny promieniowanie czerwone R ma charakter światła częściowo spolaryzowanego o długości fali (λ) zawartej w przedziale od 625 nm do 635 nm. Z kolei emitowane promieniowanie podczerwone IR posiadało długość fali zawartą w przedziale (850 ÷ 860) nm. Oddziaływanie promieniowania IR jest głębokie i oceniane na odległość kilku centymetrów. Energia promieniowania R lub RIR działa na tkanki miejscowo. Jej zdolność przenikania w głąb ciała zależy od ich długości fali. Na efektywność absorpcji powyższych promieniowań w tkance ma wpływ między innymi: grubość jej poszczególnych warstw, ukrwienie i wielkość przepływu krwi oraz zawartość wody. Reakcje pod wpływem promieniowania podczerwonego zapoczątkowane są na poziomie błony komórkowej, a pod wpływem promieniowania czerwonego na poziomie mitochondriów. Stosując magnetostymulację z ledoterapią (R lub RIR) można spodziewać się, zależnie od właściwości osobniczych, efektu synergicznego obu rodzajów energii promieniowania elektromagnetycznego.

Jednym z celów szczegółowych niniejszej pracy było między innymi zbadanie występowania efektu synergicznego oddziaływania analgetycznego zmiennego pola magnetycznego łącznie z promieniowaniem R lub promieniowaniem RIR. Wynikała stąd konieczność bliższego przedstawienia magnetostymulacji z ledoterapią.

Tabela 4.2 Zestawienie mocy średniej, gęstości mocy w impulsie oraz gęstości energii promieniowania z aplikatora magnetyczno – świetlnego R przy intensywności 6 [192].

Wielkość fizyczna	Jednostka	Wartość liczbowa
Moc średnia dla P ₂	<i>mW</i>	39
Moc średnia dla P ₃	<i>mW</i>	40,3
Gęstość mocy w impulsie	$\frac{mW}{cm^2}$	10,7
Gęstość energii dla P ₂	$\frac{J}{cm^2}$	1,19
Gęstość energii dla P ₃	$\frac{J}{cm^2}$	1,23

Tabela 4.3 Zestawienie mocy średniej, gęstości mocy w impulsie oraz gęstości energii promieniowania z aplikatora magnetyczno – świetlnego I R przy intensywności 6 [191].

Wielkość fizyczna	Jednostka	Wartość liczbowa
Moc średnia dla P ₂	<i>mW</i>	267,3
Moc średnia dla P ₃	<i>mW</i>	276,5
Gęstość mocy w impulsie	$\frac{mW}{cm^2}$	73,5
Gęstość energii dla P ₂	$\frac{J}{cm^2}$	1,19
Gęstość energii dla P ₃	$\frac{J}{cm^2}$	1,23

Uwaga

W aplikatorze magnetyczno-świetlnym RIR parametry emitowanego światła czerwonego i podczerwonego stanowią połowę wartości promieniowania podanego w tabelach 4.2 i 4.3

4.3 Stanowisko badawcze

Badania wykonywano w prywatnym gabinecie stomatologicznym znajdującym się we Wronkach k/Poznania. Gabinet posiada pełne wyposażenie do prac stomatologicznych w zakresie protetyki stomatologicznej, ortodoncji, stomatologii zachowawczej oraz chirurgii stomatologicznej. Dodatkowo w pomieszczeniu badawczym gabinetu znajduje się aparatura do magnetostymulacji zmiennopolowej, magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią, aplikatory magnetostymulacji stałopolowej oraz kilka egzemplarzy, wydrukowanych w technice kolorowej, skali MNRS. Wyposażenie gabinetu wraz z dodatkowym pomieszczeniem spełniało warunki do wszczepiania implantów stomatologicznych oraz badania wpływu poszczególnych magnetostymulacji na łagodzenie efektu bólowego (Ryc. 4.13).



Ryc. 4.13 Gabinet stomatologiczny. a – gabinet zabiegowy, b – pomieszczenie do magnetostymulacji (materiały własne).

Na rycinie 4.14 przedstawiono sposób użycia aplikatora magneto-optycznego RIR podczas wykonanych zabiegów magnetostymulacji.



Ryc. 4.14 Zabieg magnetostymulacji Viofor JPS z użyciem eliptycznego aplikatora RIR przykładanego do powierzchni twarzy w okolicy poddanej zabiegowi implantologicznemu. (materiały własne) .

5. WYNIKI BADAŃ

5.1 Wpływ magnetostymulacji stałopolowej MF

Badania, którymi objęto pacjentów wymagały zdyscyplinowania pacjentów jak również autora pracy. Zaczynały się o godzinie 8⁰⁰, a kończyły o godz. 20⁰⁰. W przypadku magnetostymulacji stałopolowej były również przeniesione na dzień następny.

Z liczby 51 pacjentów, którzy podpisali kartę badania bólu pozytywnie zakończyło cykl badań 42 osoby przydzielone losowo do grup w zależności od zastosowanej metody fizycznej zmniejszającej odczuwanie bólu. Pozostałe osoby albo nie ukończyły badań lub korzystały ze środków farmaceutycznych eliminując się w ten sposób z grupy pacjentów poddanych dalszej analizie statystycznej. Pacjenci pozyskani do badań byli zwalniani z opłaty za pracę stomatologa.

W badaniach wpływu magnetostymulacji stałopolowej na obniżenie wrażenia bólu po wszczepieniu implantu stomatologicznego (po zakończeniu procesu leczenia ortodontycznego), wykorzystano opisany wcześniej w niniejszej pracy aplikator magnetyczny jest nazwany jako „Magnetouche”. Aplikator ten mógł znajdować się w dwóch różnych odległościach od miejsca wszczepu: $d_1 = 0,6$ cm lub $d_2 = 1,8$ cm. W pierwszym przypadku średnia indukcja pola magnetycznego wynosiła $\bar{B}_1 = 60mT$, w drugim zaś $\bar{B}_2 = 2,2mT$. Przyjęcie w badaniach tak różnych średnich indukcji pola MF miało dać odpowiedź odnośnie rozbieżnych wniosków występujących w literaturze specjalistycznej. Kwestia powyższa będzie szerzej przedstawiona w dyskusji wyników badań.

Każde badanie rozpoczynano około 3 godzin, od zakończenia zabiegu, niezbędne do zaprzestania działania środka znieczulającego. Po tym czasie każdy pacjent był poddawany nieinwazyjnej ekspozycji na pole MF w czasie 15 min. Przed ekspozycją polem MF określał przy pomocy skali bólu MNRS wartość k tej skali (trzykrotnie). Do dalszych analiz wykorzystywano średnią arytmetyczną \bar{k} tych odczytów. W

ostatecznych analizach wpływu MF na wrażenie bólu, w poszczególnych tabelach ilustrujących przebieg badań, przedstawiono wyniki średnich ze średnich arytmetycznych uzyskanych odczytów \bar{k} . W tabeli 5.1 zostały zamieszczone średnie ze średnich arytmetycznych odczytów \bar{k} wraz ze stosowną analizą średnich odchyłeń standardowych $s_{\bar{k}}$ dla $d_1 = 0,6$ cm i $d_2 = 1,8$ cm.

Tabela 5.1 Wyniki średnich ze średnich odczytów skali MNRS wraz z odchyleniami standardowymi średnich $s_{\bar{k}}$ przy dwóch różnych odległościach $d_1 = 0,6$ cm oraz $d_2 = 1,8$ cm aplikatorów „Magnetouche” od miejsca wszczepienia implantu.

		Czas odczytu t (h) liczony od momentu pierwszej aplikacji stałego MF									
Rodzaj aplikacji	Skala bólu \bar{k}	0	2	4	6	8	Przerwa nocna	21	23	25	27
Magnetouche + d_1 $\bar{B}_1 = 60$ mT	MNRS ($\bar{k} \pm s_{\bar{k}}$)	6,2 $\pm 0,2$	5,5 $\pm 0,2$	4,7 $\pm 0,4$	3,4 $\pm 0,3$	1,6 $\pm 0,3$		1,2 $\pm 0,2$	0,6 $\pm 0,3$	0	0
Magnetouche + d_2 $\bar{B}_2 \cong 2,2$ mT	MNRS ($\bar{k} \pm s_{\bar{k}}$)	6,1 $\pm 0,3$	5,8 $\pm 0,2$	5,5 $\pm 0,3$	5,1 $\pm 0,2$	4,5 $\pm 0,4$		3,8 $\pm 0,3$	3,0 $\pm 0,3$	1,9 $\pm 0,4$	0

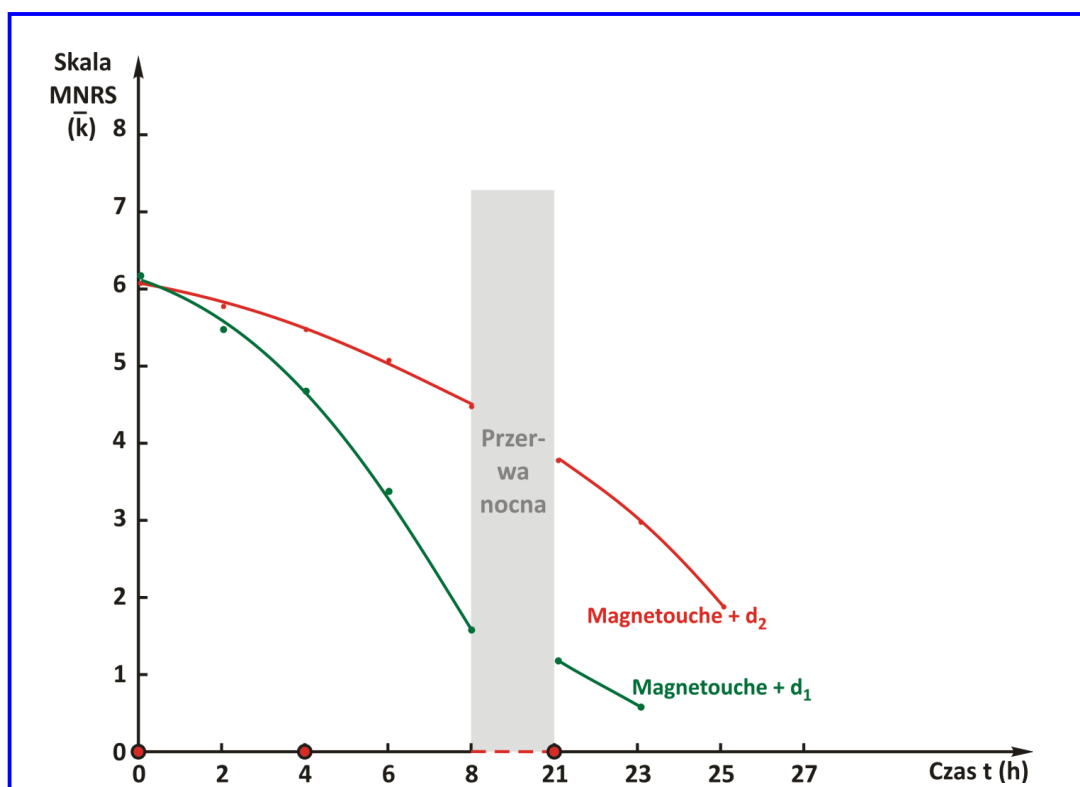
Duża różnica indukcji magnetycznej $\bar{B}_1 = 60$ mT (przy $d_1 = 0,6$ cm) w stosunku do $\bar{B}_2 \cong 2,2$ mT (przy $d_2 = 1,8$ cm) wynika z silnej zależności \bar{B} od odległości (przypomnę, że $\bar{B} = f(d^{-3})$).

Pacjenci podczas badań przebywali cały czas w odrębnym pomieszczeniu gabinetu stomatologicznego i mieli dostęp do napoju i płynnego posiłku regeneracyjnego. Byli zdrowi i nie odczuwali przed implantacją żadnych ubocznych wrażeń bólowych. Trzy godziny po implantacji co dwie godziny dokonywali odczytu \bar{k} na skali MNRS. Kolejna aplikacja magnetostymulacji stałopolowej odbywała się po czterech godzinach w stosunku do pierwszej aplikacji. Przyjęta procedura postępowania była taka sama w przypadku każdego pacjenta i stosowanego rodzaju

magnetostymulacji. Chodziło o zachowanie warunków homogeniczności badań eksperymentalnych.

Zdecydowana większość badanych pacjentów wrażenie bólu (po 3 godzinach od końca zabiegu) określała na skali MNRS w przedziale wartości \bar{k} od 6 do 7, czyli w granicach między bólem umiarkowanym, a silnym.

Na rycinie 5.1 przedstawiono graficznie tzw. „krzywe bólu” czyli zależność wartości \bar{k} od czasu odczytu t . Czas odczytu był przedstawiany w godzinach (h) liczony od czasu pierwszej aplikacji stałego pola MF. Krzywe (a) oraz (b) uzyskano z analizy komputerowej danych zamieszczonych w tabeli 5.1



Ryc. 5.1 Krzywe bólu po aplikacji stałego pola MF

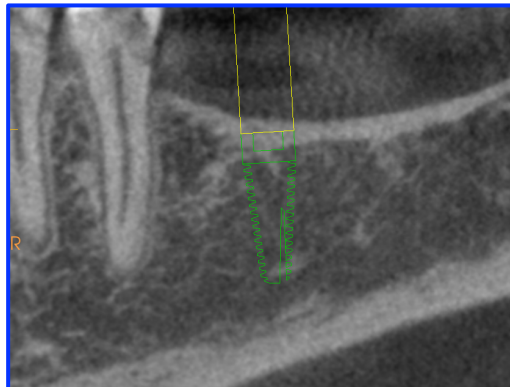
a – indukcja MF $\bar{B}_1 = 60 \text{ mT}$

b – indukcja MF $\bar{B}_2 = 2,2 \text{ mT}$

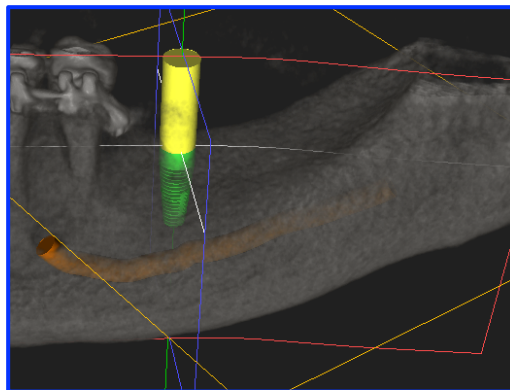
● momenty aplikacji pola magnetycznego

Z krzywych przedstawionych na ryc. 9.1 wynika zasadnicza różnica przebiegu krzywej bólu przy \bar{B}_1 w stosunku do przebiegu krzywej bólu przy \bar{B}_2 . Szersza analiza powyższych danych zostanie podana w dyskusji wyników badań. Badania kończyły się wówczas, gdy pacjenci określali \bar{k} mieszczące w przedziale wartości od (0,5 ÷ 1). Oznacza to, że nie byli już w stanie określić występowania dolegliwości bólowych.

Dla ilustracji na rycinach 5.1.1 oraz 5.1.2 przedstawiono wybrane przypadki kliniczne w których zastosowano aplikacje stałopolową Magnetouche + d_1 oraz Magnetouche + d_2 .



a) Graficzne przedstawienie planowanej implantacji



b) Wizualizacja trójwymiarowa

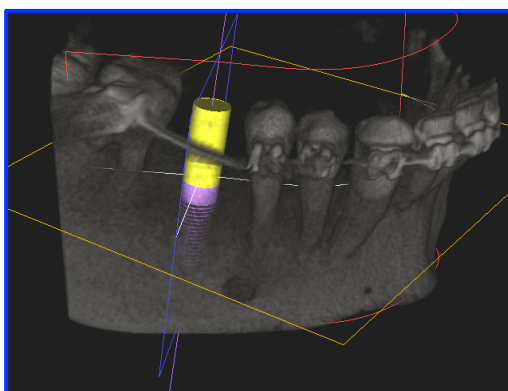


c) Stan bezpośrednio po zabiegu

Ryc.5.1.1 Przykład zastosowania klinicznego magnetostymulacji stałopolowej Magnetouche + d_1 . Pacjentka A.Sz. lat 42, implant Legacy śr. 3,7/10 mm, miejsce 36 (materiały własne).



a) Graficzne przedstawienie planowanej implantacji



b) Wizualizacja trójwymiarowa



c) Stan bezpośrednio po zabiegu

Ryc.5.1.2 Przykład zastosowania klinicznego magnetostymulacji stałopolowej Magnetouche + d₂. Pacjent F.B. lat 32, implant Legacy śr. 4,7/10 mm, miejsce 46 (materiały własne).

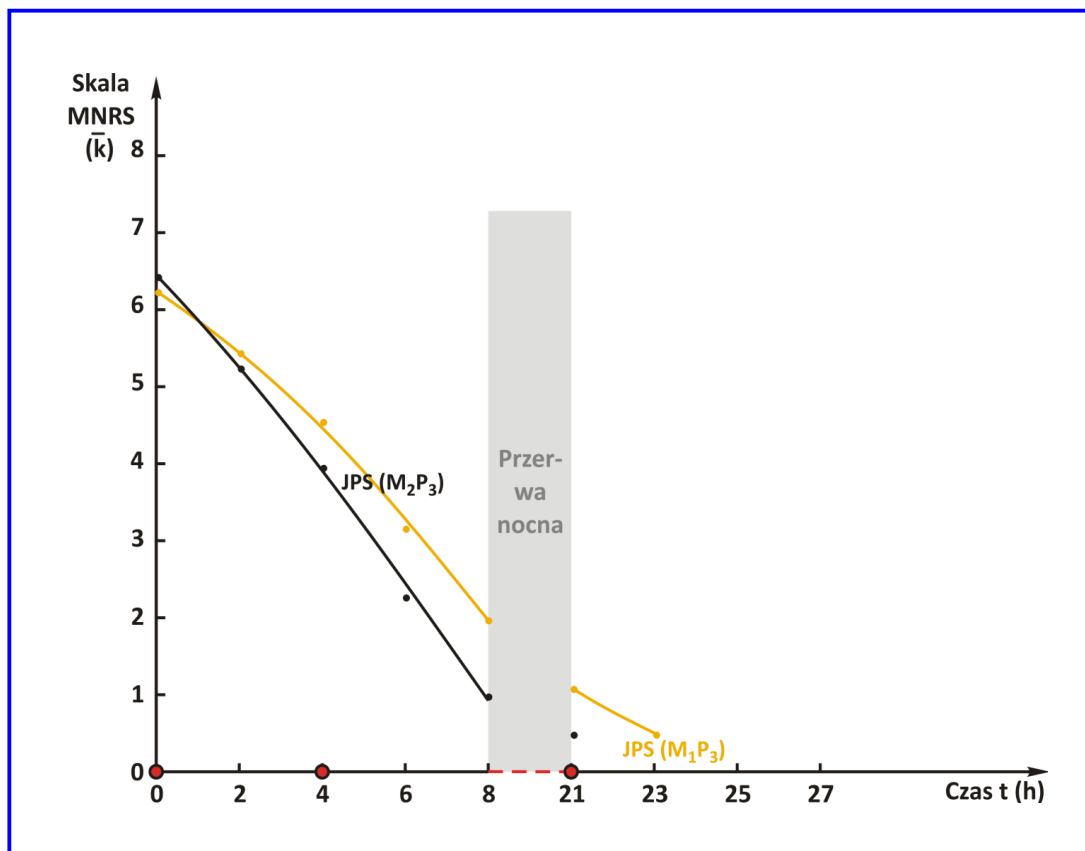
5.2 Wpływ magnetostymulacji zmiennopolowej JPS

Podobnie jak w przypadku magnetostymulacji stałopolowej pacjenci poddani badaniom magnetostymulacji zmiennopolowej JPS przebywali w analogicznych warunkach eksperymentalnych, byli zdrowi i nie uskarżali się na żadne bóle dodatkowe przed podjęciem czynności implantacji. Do tych badań wykorzystano urządzenie magnetostymulacyjne Viofor JPS opisane wcześniej w rozdziale 4.2.2. W badaniach wykorzystano drugą (program M₁P₃) i trzecią (program M₂P₃) kombinację sygnałów elektrycznych. W drugiej kombinacji stosunek czasu trwania efektu jonowego rezonansu cyklotronowego (t_{ICR}) do sumy czasów trwania efektu elektrodynamicznego (t_{ED}) i magnetomechanicznego (t_{MG}) niewiele jest większy od jedności. W przypadku trzeciej kombinacji $\frac{t_{ICR}}{t_{ED}+t_{MG}} \gg 1$, znacząco rośnie rola jonowego rezonansu cyklotronowego w mechanizmie oddziaływania zmiennego pola magnetycznego na struktury żywego organizmu. W badaniach prezentowanej pracy chodziło o stwierdzenie eksperymentalne roli jonowego rezonansu cyklotronowego w działaniu analgetycznym magnetostymulacji zmiennopolowej.

Tabela 5.2 Uśrednione wyniki skali bólu (\bar{k}) w metodzie odczytu MNRS w zależności od czasu odczytu $t(h)$, w magnetostymulacji zmiennopolowej Viofor JPS przy dwóch różnych programach aplikacji M₁P₃ oraz M₂P₃.

Rodzaj aplikacji	Skala bólu \bar{k}	Czas odczytu t (h) liczony od momentu pierwszej aplikacji								
		0	2	4	6	8	Przerwa nocna	21	23	25
JPS (M ₁ P ₃) $\overline{\{B\}} = 6$	MNRS ($\bar{k} \pm s_{\bar{k}}$)	6,3 $\pm 0,3$	5,5 $\pm 0,2$	4,6 $\pm 0,3$	3,2 $\pm 0,4$	2,0 $\pm 0,4$		1,1 $\pm 0,4$	0,5 $\pm 0,4$	0
JPS (M ₂ P ₃) $\overline{\{B\}} = 6$	MNRS ($\bar{k} \pm s_{\bar{k}}$)	6,5 $\pm 0,2$	5,3 $\pm 0,3$	4,0 $\pm 0,4$	2,3 $\pm 0,3$	1,0 $\pm 0,4$		0,5 $\pm 0,4$	0	0

Z danych zamieszczonych w tabeli 5.2 wynika, że szczególnie po drugiej aplikacji pola magnetycznego efekt działania przeciwbólowego jest większy w przypadku magnetostymulacji opartej na programie M_2P_3 . Efekt powyższy jest lepiej zauważalny na podanej niżej rycinie 5.2. Przyjęte w badaniach średnie indukcje (\bar{B}) pola magnetycznego wynosiły 6 na skali umownej kończącej się na wartości liczbowej 12.



Ryc. 5.2 Krzywe bólu po aplikacji magnetostymulacji zmiennopolowej Viofor JPS

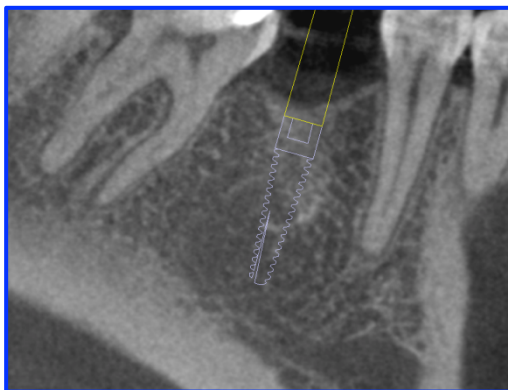
a – przy programie M_1P_3

b – przy programie M_2P_3

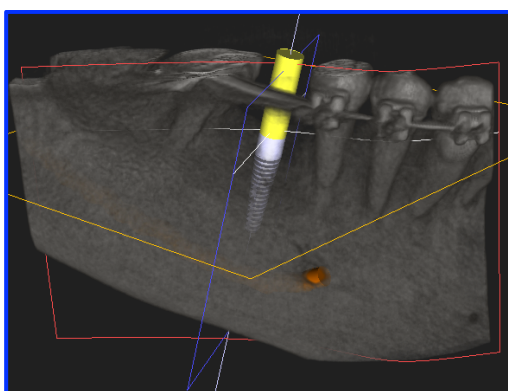
● – momenty aplikacji pola magnetycznego

W dalszych badaniach efektu analgetycznego magnetostymulacji Viofor JPS skojarzonej z aplikacją równoczesną światła LED, brano pod uwagę wyłącznie program M_2P_3 jako bardziej skuteczny.

Dla ilustracji na rycinach 5.2.1 oraz 5.2.2 przedstawiono wybrane przypadki kliniczne w których zastosowano aplikacje zmiennopolową JPS M_1P_3 oraz JPS M_2P_3 .



a) Graficzne przedstawienie planowanej implantacji

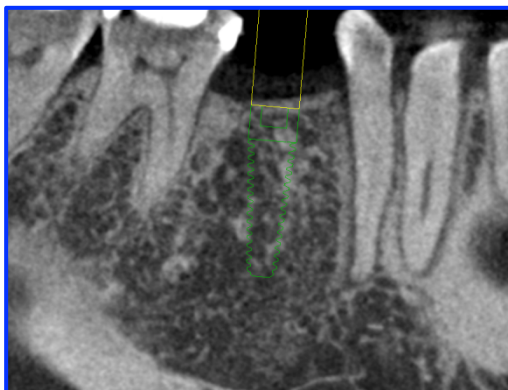


b) Wizualizacja trójwymiarowa

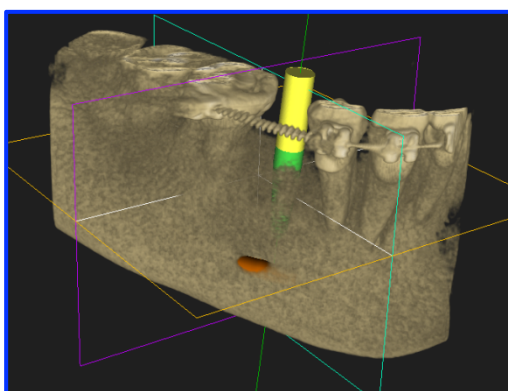


c) Stan bezpośrednio po zabiegu

Ryc. 5.2.1 Przykład zastosowania klinicznego magnetostymulacji zmiennopolowej JPS M_1P_3 . Pacjentka M.F. lat 36, implant Legacy śr. 3,2/11,5 mm, miejsce 46 (materiały własne).



a) Graficzne przedstawienie planowanej implantacji



b) Wizualizacja trójwymiarowa



c) Stan bezpośrednio po zabiegu

Ryc. 5.2.2 Przykład zastosowania klinicznego magnetostymulacji zmiennopolowej JPS M_2P_3 . Pacjentka A.G. lat 35, implant Legacy śr. 3,7/11,5 mm, miejsce 45 (materiały własne).

5.3 Wpływ magnetostymulacji zmiennopolowej JPS z ledoterapią

Do aplikacji zmiennego pola magnetycznego, wytwarzanego w urządzeniu Viofor JPS (skojarzonego ze światłem LED) korzystano ze specjalnych aplikatorów oznaczonych jako JPS+R oraz JPS+RIR i opisanych w podrozdziale 4.2.3 niniejszej pracy. Aplikatory powyższe były przykładane (po odkażeniu) do miejsca twarzy znajdującego się w pobliżu osadzonego implantu stomatologicznego. Warunki i procedura postępowania były analogiczne do wcześniej opisanych eksperymentów. W eksperymentach z udziałem Viofor JPS, Viofor JPS+R oraz Viofor JPS+RIR czas ekspozycji wynosił 12 minut i był przez magneto- stymulator automatycznie odliczony.

Wyniki badań magnetostymulacji JPS+R oraz JPS+RIR przy programie M_2P_3 zostały zamieszczone w tabeli 5.3

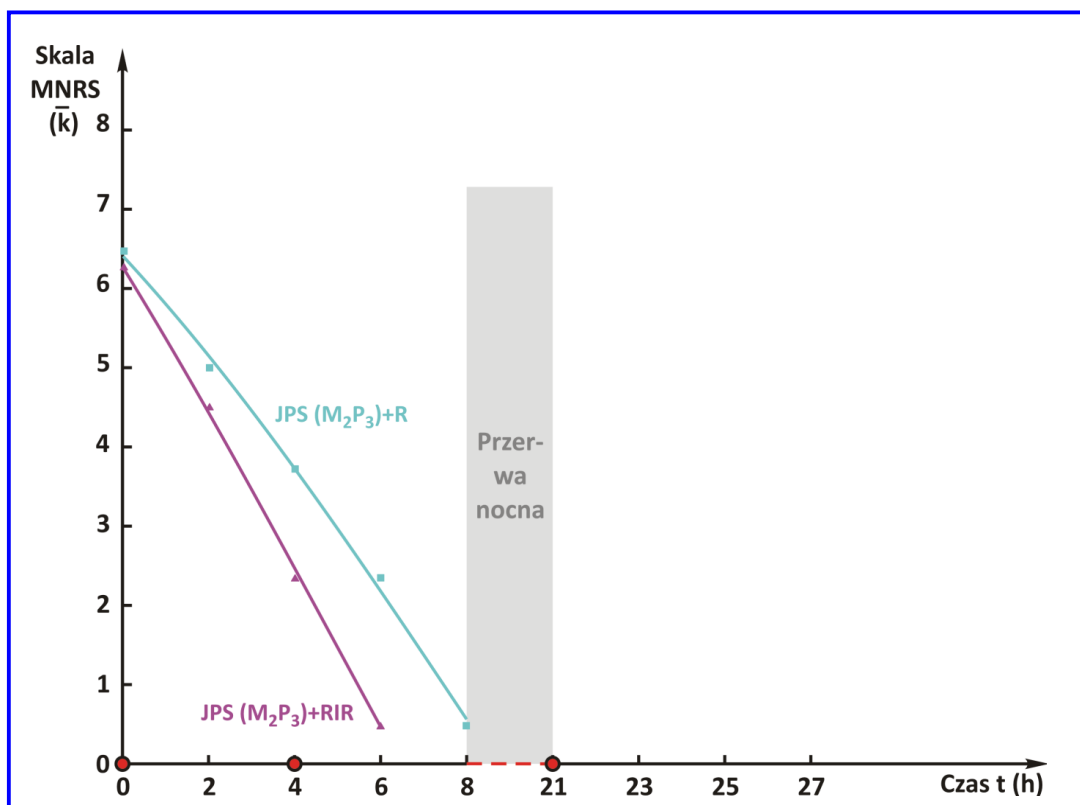
Tabela 5.3 Uśrednione wyniki skali bólu (\bar{k}) w zależności od czasu odczytu t(h) w magnetostymulacji Viofor JPS+R oraz Viofor JPS+RIR przy analogicznym programie aplikacji M_2P_3 .

		Czas odczytu t (h) liczony od momentu pierwszej aplikacji								
Rodzaj aplikacji	Skala bólu \bar{k}	0	2	4	6	8	Przerwa nocna	21	23	25
JPS (M_2P_3)+R $\{\bar{B}\} = 6$	MNRS ($\bar{k} \pm s_{\bar{k}}$)	6,6 $\pm 0,2$	5,1 $\pm 0,3$	3,8 $\pm 0,3$	2,4 $\pm 0,4$	0,5 $\pm 0,4$		0	0	0
JPS (M_2P_3)+RIR $\{\bar{B}\} = 6$	MNRS ($\bar{k} \pm s_{\bar{k}}$)	6,4 $\pm 0,3$	4,6 $\pm 0,2$	2,4 $\pm 0,3$	0,5 $\pm 0,4$	0		0	0	0

Z danych w tabeli 5.3 wynika, że najlepszy efekt działania przeciwbólowego uzyskuje się po zastosowaniu aplikatorów magnetyczno-światlnych JPS+RIR. Nieco gorsza, w sensie działania analgetycznego, jest ekspozycja przy pomocy aplikatorów

JPS+R. Obydwa aplikatory jednak działają skuteczniej w likwidacji efektu bólowego w stosunku do magnetostymulacji JPS oraz magnetostymulacji stałopolowej.

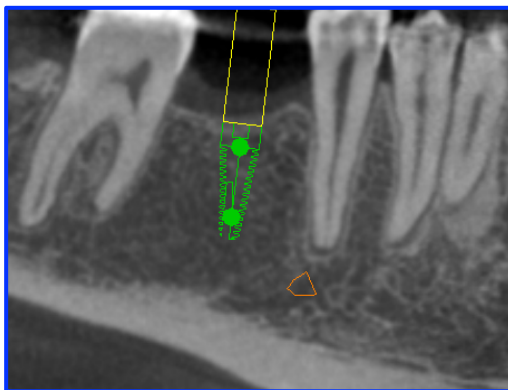
Na rycinie 5.3 przedstawiono ilustrację graficzną przebiegu tzw. krzywej bólu, czyli zależności $\bar{k} = f(t)$. Do wykreślenia krzywych bólu wykorzystano metodę analizy statystycznej podobnie jak we wcześniejszych eksperymentach.



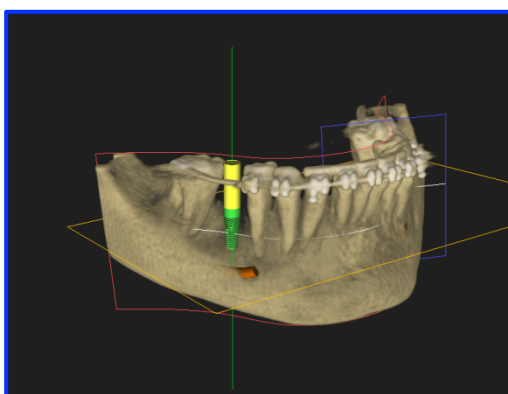
Ryc. 5.3 Krzywe bólu po aplikacji magnetostymulacji Viofor JPS+R oraz Viofor JPS+RIR przy programie M₂P₃ ● – momenty aplikacji pola magnetycznego.

Z analizy danych zawartych w tabeli 5.3 i na ryc. 5.3 wynika, że nawet jednokrotna aplikacja skojarzona aplikatorami JPS+R lub JPS+RIR powoduje znaczne obniżenie odczuwania bólu. Można przyjąć, że za ten efekt odpowiedzialne jest synergiczne działanie zmiennego pola magnetycznego i światła LED. Można sądzić, że łączne działanie tych dwóch czynników fizycznych wzmacnia efekt terapeutyczny.

Na rycinach 5.3.1 oraz 5.3.2 przedstawiono wybrane przypadki kliniczne w których zastosowano aplikacje zmiennopolową JPS M₁P₃ +R oraz JPS M₂P₃ + RIR.



a) Graficzne przedstawienie planowanej implantacji

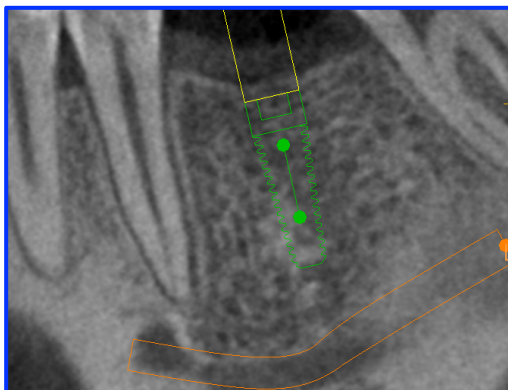


b) Wizualizacja trójwymiarowa

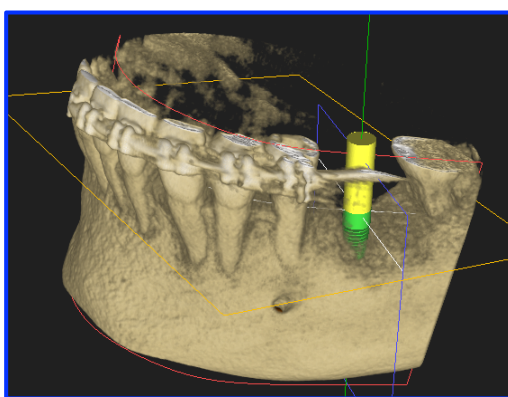


d) Stan bezpośrednio po zabiegu

Ryc.5.3.1 Przykład zastosowania klinicznego magnetostymulacji zmiennopolowej JPS M_2P_3+R . Pacjentka A.B.-G. lat 37, implant Legacyi śr. 3,7/10 mm, miejsce 46 (materiały własne).



a) Graficzne przedstawienie planowanej implantacji



b) Wizualizacja trójwymiarowa



c) Stan bezpośrednio po zabiegu

Ryc.5.3.2 Przykład zastosowania klinicznego magnetostymulacji zmiennopolowej JPS M_2P_3+RIR . Pacjentka M.G. lat 24, implant Legacy śr. 3,7/11,5 mm, miejsce 36 (materiały własne).

6. DYSKUSJA

Głównym celem niniejszej pracy była analiza porównawcza skuteczności fizykoterapeutycznej w łagodzeniu efektu bólowego magnetoterapii (magnetostymulacji) stałopolowej, magnetostymulacji zmiennopolowej i magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią w modelu eksperymentalnym związanym z wszczepianiem implantów stomatologicznych po zakończeniu leczenia ortodontycznego. Cele szczegółowe umożliwiające realizację celu głównego będą przedmiotem dalszych rozważań zamieszczonych w tym rozdziale.

Zasadniczymi przesłankami leżącymi u podstaw podjętych badań były rozbieżności w wynikach badań zamieszczonych w czasopismach specjalistycznych oraz brak porównawczej analizy skuteczności wspomnianych wyżej metod fizykoterapeutycznych w łagodzeniu efektu bólowego w zbliżonych modelach eksperymentalnych. Stąd w przyjętym modelu eksperymentalnym uczestniczyli pacjenci po zakończonym leczeniu ortodontycznym, którym wszczepiano implanty stomatologiczne. W badaniach uczestniczyli pacjenci, których wiek był zawarty w przedziale (23÷42) lata, a implanty były wszczepiane w część zębodołową trzonu żuchwy w miejscu braku zębowego. Średnia wieku pacjentów wynosiła 35 lat. Występujące we wspomnianej czynności stomatologicznej wrażenie bólu było nieuniknioną konsekwencją tego zabiegu.

Wszczepienie implantu stomatologicznego jest zabiegiem urazowym, krwawym i pozostawiającym ciało obce w organizmie. Implant w procesie prawidłowego gojenia powinien ulec osteointegracji, ale również może zostać przez organizm odrzucony, na przykład w wyniku rozwijającego się stanu zapalnego. W następstwie urazu jaki powoduje zabieg implantacji, dochodzi do uszkodzenia tkanek miękkich przyzębia i tkanki kostnej, a także zaburzenia ich prawidłowych czynności, co wyzwała reakcje obronne i naprawcze, prowadzące do odbudowy struktur morfologicznych i osiągnięcia czynnościowej równowagi organizmu [195]. Każdemu zabiegowi chirurgicznemu towarzyszy umiarkowany odczyn zapalny, który jest korzystny bowiem stymuluje

hamowanie krwawienie, usuwanie struktur martwiczych, wydalanie egzo- i endotoksyn ograniczenie ogniska zapalnego, zapobiegając jego rozprzestrzenianiu [196]. Klinicznymi objawami stanu zapalnego są zaczerwienienie i podwyższona temperatura spowodowana rozszerzeniem naczyń krwionośnych, opuchlizna – wyciekami składników morfotycznych i osocza krwi oraz chłonki do tkanek, ból – pobudzeniem receptorów bólowych przez mediatory reakcji zapalnej (histamina, serotonina, kinina) i uciskiem przez nagromadzenie komórek układu odpornościowego oraz ograniczenie lub utrata funkcji danego narządu [197]. We wczesnej fazie zapalenia komórki fagocytarne i endotelium wydzielają cytokiny prozapalne, do których zalicza się: IL-1 a/b, IL-6, IL-8, TNF [196, 198]. Z kolei markerami chorób przyzębia wśród cytokin prozapalnych są głównie IL-1 i IL-6 i białko C-reaktywne (CRP) w odpowiedzi ostrej fazy [197]. W świetle wyników badań [199] okazuje się, że wyższe są wartości IgG i białek ostrej fazy zarówno w przypadku zapalenia okołointplantowego jak i stanu zapalnego dziąseł, ale jednocześnie brak jest istotnych różnic między implantitis i gingivitis. Sugeruje to, że procesy zapalne i reakcje odpornościowe są podobne w błonie śluzowej wokół implantu i dziąsła, a za wytworzenie dziąsłowego i okołointplantowego stanu zapalnego odpowiadają te same mechanizmy.

Białka ostrej fazy biorą udział w procesie krzepnięcia, usuwania i regeneracji tkanek oraz zahamowania namnażania się bakterii, a co za tym idzie zwłaszcza białko C-reaktywne jest użyteczne we wczesnym wykrywaniu infekcji bakteryjnej i monitorowaniu przebiegu pooperacyjnego również przypadku zabiegów wykonywanych w obrębie jamy ustnej takich jak ekstrakcja trzecich zębów trzonowych [200], ekstrakcja zęba z augmentacją zębodołu [201, 202]. Jednak jak stwierdził w badaniach własnych Kuras i wsp.[195] wszczepienia jednego implantu nie indukowało statystycznie istotnego wzrostu stężenia białka CRP, co jest najprawdopodobniej wynikiem oszczędnej techniki operacyjnej poprzez jak najmniejszy obszar preparacji tkanek i stosowanie natychmiast po zakończeniu zabiegu obfitego chłodzenia, co ogranicza wystąpienie ostrego procesu zapalnego, manifestującego się wzrostem poziomu CRP. Nieco większe wartości stężenia C-reaktywnego białka (istotnie większe niż przed zabiegiem), ten sam autor zaobserwował w przypadku wszczepiania większej liczby implantów (2-6) w związku z większą rozległością zabiegu [195]. Zaobserwowane zmiany były jednak niewielkie w porównaniu ze wzrostem poziomu

CRP przy innych zabiegach szczękowo-twarzowych gdzie odnotowuje się nawet kilkudziesięciokrotny wzrost [203].

W badaniach własnych nie uwzględniono oceny ani poziomu cytokin prozapalnych ani stężenia białek ostrej fazy bowiem każdy z pacjentów został poddany antybiotykoterapii przed zabiegiem wszczepienia implantu, co w sposób oczywisty wpłynęłoby na wiarygodność uzyskanych w tym zakresie wyników. Ponadto jednemu pacjentowi wszczepiano nie więcej niż jeden implant, więc w świetle wyników uzyskanych we wcześniejszych badaniach [195, 200] nie należało spodziewać się istotnego wzrostu stężenia CRP po zabiegu.

Nieuniknioną konsekwencją chirurgicznego zabiegu wszczepienia implantu zębowego jest ból, który może być spowodowany zarówno naruszeniem ciągłości tkanek miękkich przyzębia oraz tkanki kostnej trzonu żuchwy jak i normalnie występującym po zabiegu odczynem zapalnym, który w żadnym z prezentowanych przypadków nie uległ rozprzestrzenieniu, tak jak mogłoby to mieć miejsce w przypadku nieprawidłowo przebiegającego procesu gojenia. Stan zapalny może rozwinąć się w sytuacji zakażenia rany pooperacyjnej florą bakteryjną występującą w jamie ustnej lub niesubordynacją pacjenta w kwestii higieny, ograniczenia funkcji żucia, stosowania odpowiedniej diety i innych zaleceń pozabiegowych.

Ból jest wrażeniem subiektywnym w związku z czym jego obiektywna ocena jest trudna. Najczęściej stosowane są skale oceny bólu: graficzna, werbalna, analogowo-wzrokowa i numeryczna. Celem zwiększenia obiektywizacji oceny wrażenia bólu dokonano modyfikacji skali numerycznej NRS (Numerical Rating Scale) wykorzystując łącznie zalety skali NRS, skali graficznej i werbalnej i nazwano ją zmodyfikowaną MNRS. Skala ta jest łatwa do zrozumienia przez pacjentów i charakteryzuje się znaczną powtarzalnością wyników odczytów wrażenia bólu, co umożliwia ocenę terapii przeciwbólowej. Można stwierdzić, że jest przydatna w zastosowaniach naukowych. W stomatologii mamy do czynienia najczęściej z bólami ostrymi, dlatego do ich oceny najczęściej stosuje się skale NRS oraz VAS [70, 69]. Możliwe, że do tej grupy dołączy również skala MNRS. Istnieje podstawa wynikająca z badań eksperymentalnych do uznania równoważności tych skal w ocenie natężenia bólu [70].

Każdy z badanych pacjentów trzykrotnie odczytywał wartości k na skali MNRS w danym czasie. Do dalszych analiz wykorzystywano średnią k z tych odczytów. W poszczególnych grupach poddanych badaniom znajdowało się przeciętnie 7 osób. W

ostatecznych wynikach pomiarowych uwzględniano każdorazowo średnią ze średnich wartości \bar{k} odczytu wrażenia bólu. W przyjętej procedurze chodziło o maksymalną obiektywizację badania zmian wrażenia bólu podczas oddziaływania poszczególnych rodzajów magnetostymulacji. Na rycinach ilustrujących wyniki badań (rozd. 5.1, 5.2 i 5.3) każdy zaznaczony punkt \bar{k} był średnią z około 20 odczytów. Wyznaczono także odchylenia standardowe średniej ze średnich dla wszystkich zamieszczonych tam wyników badań. Przyjęty sposób postępowania eliminował rozrzuty pomiędzy indywidualnymi wynikami badań uzyskanymi dla poszczególnych pacjentów, jak również uniezależniał analizę wpływu poszczególnych rodzajów magnetostymulacji na zmianę wrażenia bólu z przyczyn takich jak różna struktura tkanek u pacjentów a także różna długość czy średnica pojedynczego implantu.

W literaturze specjalistycznej spotyka się dwa równoważne pojęcia mianowicie magnetoterapii stałopolowej oraz magnetostymulacji stałopolowej odniesione do oddziaływania niejednorodnego pola magnetycznego (MF) na organizm człowieka. Jak już wspomniano wcześniej w literaturze światowej zamieszczona jest grupa prac badawczych stwierdzających brak wpływu MF na łagodzenie efektu bólowego [23- 27]. Z kolei w znacznie liczniejszej grupie prac [28-44] podkreśla się występowanie wpływu MF na łagodzenie efektu bólowego. W pracach tych występuje duża różnorodność źródeł bólu jak i parametrów fizycznych określających zastosowane w badaniach aplikatory magnetyczne. W przypadkach źródeł bólu wymienia się: chroniczny ból głowy, karku, ramion, pleców, miednicy, genitaliów, stóp, kolan, bioder, stawów i innych narządów. Duża różnorodność źródeł bólu oraz duża rozpiętość parametrów fizycznych MF (dotyczy to w szczególności indukcji magnetycznej i rozkładu przestrzennego pola MF) utrudniają lub wręcz uniemożliwiają analizę skuteczności terapeutycznej pola MF stosowanego w magnetostymulacji stałopolowej.

W badaniach zamieszczonych w niniejszej rozprawie doktorskiej postanowiono przeanalizować powyższy problem wykorzystując opisany wcześniej homogeniczny model eksperymentalny. W tym miejscu warto wspomnieć, że na skuteczność terapeutyczną pola MF aplikatora „Magnetouche” ma nie tylko indukcja magnetyczna lecz również jej gradient. Należy podkreślić, że zmianę \bar{B} z wartości $\bar{B}_1 = 60mT$ do $\bar{B}_2 = 2,2mT$ uzyskiwano poprzez zastosowanie podkładki z plexiglasu o grubości 1,2 cm umieszczonej pomiędzy obszarem twarzy, a aplikatorem „Magnetouche”. W przypadku gdy średnia indukcja aplikowanego pola MF wynosiła $\bar{B}_2 = 60mT$ (ryc 5.1

„Magnetouche + d_1 ”) widać wyraźnie obniżenie i „skrócenie” krzywej bólu. Świadczy to o działaniu analgetycznym stałego pola MF o wspomnianej średniej indukcji pola MF. Z oddziaływaniem pola MF na żywy organizm wiążą się efekty poza termiczne takie jak: bioelektryczny, biochemiczny i bioenergetyczny. Konsekwencją tych efektów molekularnych jest wzrost wydzielania endogennych opiatów z grupy β – endorfin. Substancje te są odpowiedzialne za podwyższenie progu czucia bólu. Należy zauważyć że efekt działania przeciwbólowego występuje nie tylko podczas ekspozycji pola magnetycznego na organizm, lecz także po zaprzestaniu jego ekspozycji [2, 84, 116, 3]. Jest to swoistego rodzaju biologiczna histereza działania pola MF. Oddziaływanie stałego pola MF na materię żywą, z fizycznego punktu widzenia, wiąże się z takimi mechanizmami jak: efekt elektrodynamiczny oraz efekt magnetomechaniczny.

Wykonane w niniejszej rozprawie badania i uzyskane wyniki pozwalają stwierdzić, że efekt analgetyczny (przeciwbólowy) wywołuje pole MF działające na część żywego organizmu gdy jego średnia indukcja \bar{B} posiada wartość kilkudziesięciu mT (w niniejszej pracy $\bar{B} = 60mT$). Przypadku gdy jej indukcja jest rzędu kilku mT (w niniejszej pracy $\bar{B} = 2,2mT$) efekt przeciwbólowy nie występuje lub jest szczątkowy.

Badania wpływu magnetostymulacji zmiennopolewej JPS oraz magnetostymulacji zmiennopolewej JPS łącznie z ledoterapią na łagodzenie efektu bólowego, związanego z procesem wszczepiania implantów stomatologicznych, odbywało się w warunkach eksperymentalnych analogicznych jak w przypadku magnetostymulacji stałopolewej.

Z fizycznego punktu widzenia oddziaływanie zmiennego pola magnetycznego JPS wiąże się nie tylko z mechanizmami charakterystycznymi dla stałych pól MF, lecz także z mechanizmem jonowego rezonansu cyklotronowego ICR. Z badań, których wyniki są zamieszczone w rozdz. 5.2 w tabeli 5.2 oraz na ryc. 5.2 wynika, że skuteczność terapeutyczna magnetostymulacji JPS jest większa przy zastosowaniu programu M_2P_3 . We wcześniejszej części pracy wyraźnie zaznaczono, że program M_2P_3 sygnałów magnetycznych zawiera więcej składowych magnetycznych w stosunku do M_1P_3 , odpowiedzialnych za udział jonowego rezonansu cyklotronowego w mechanizmie oddziaływania pola JPS z materią żywą.

Wpływ magnetostymulacji zmiennopolewej JPS łącznie z ledoterapią (JPS + R lub JPS + RIR) na efekt łagodzenia bólu został przedstawiony w rozdz. 5.3. Wyniki

badań zamieszczono w tabeli 5.3, a w ilustracji graficznej na ryc. 5.3. Z ryciny tej wynika, że skuteczność terapeutyczna magnetostymulacji JPS łącznie z ledoterapią jest największa w sytuacji eksperymentalnej JPS + RIR. Można przypuszczać, że obserwowany efekt jest konsekwencją synergicznego (łącnego) działania równocześnie: zmiennego pola magnetycznego JPS oraz promieniowania czerwonego R i promieniowania podczerwonego IR. Głębokość wnikania promieniowania IR w tkanki organizmu żywego jest znacznie większa (kilkanaście cm) w stosunku do promieniowania R. Ten fakt musi się wiązać z efektem biologicznym wzrostu poziomu endogennych opiatów z grupy β – endorfin, które są odpowiedzialne za podwyższenie progu czucia bólu.

W rozdziale 5 oprócz przedstawienia uzyskanych wyników badań zamieszczono także odpowiednie przykłady kliniczne ilustrujące przyjęte procedury postępowania eksperymentalnego.

Pomimo licznej grupy prac [54-65] poświęconych wpływowi magnetostymulacji zmiennopolowej na łagodzenie wrażenia bólu, trudno jest porównać skutek terapeutyczny omawianych czynników fizycznych ze względu na: różne przyczyny bólu, w różnych układach organizmu, różną strukturę zmiennego pola magnetycznego (chodzi głównie o zawartość sygnałów harmonicznycych pola magnetycznego związanego z programami MP sygnałów JPS) oraz brak jednolitych warunków eksperymentalnych badań. We wszystkich wspomnianych pracach zauważono występowanie efektu analgetycznego magnetostymulacji.

W niniejszej rozprawie potwierdzono występowanie efektu łagodzenia bólu zarówno magnetostymulacji JPS jak również magnetostymulacji JPS łącznie z ledoterapią. Dzięki zachowaniu warunków homogeniczności podmiotu badawczego oraz takiego samego rodzaju pochodzenia efektu bólowego udało się określić skuteczność fizykoterapeutyczną omawianych czynników fizycznych. W celu porównania krzywych bólu po aplikacjach opisanymi polami magnetycznymi oraz ledoterapii dla lepszej ilustracji zebrano je i przedstawiono na ryc. 5.4.

Na tej rycinie linią przerywana zaznaczono $\overline{k_{min}}$ wynoszące 1. Praktycznie taka wartość średnich z odczytu na skali MNRS oznacza, że pacjentowi jest już trudno odróżnić fakt istnienia odczucia bólu od braku jego istnienia. Punkty przecięcia $\overline{k_{min}} = 1$ z poszczególnymi krzywymi bólu pozwoliły komputerowo wartości liczbowe czasu trwania bólu. Na osi t zostały one określone liczbowo (mniejsze liczby)

i odniesione do wszystkich krzywych bólu. Znajomość tych czasów trwania bólu umożliwia w konsekwencji wyznaczenie współczynnika skuteczności fizykoterapeutycznej magnetostymulacji - WSF, który wprowadzono w oparciu o uzyskane wyniki badań.

Współczynnik WSF określono w postaci wzoru:

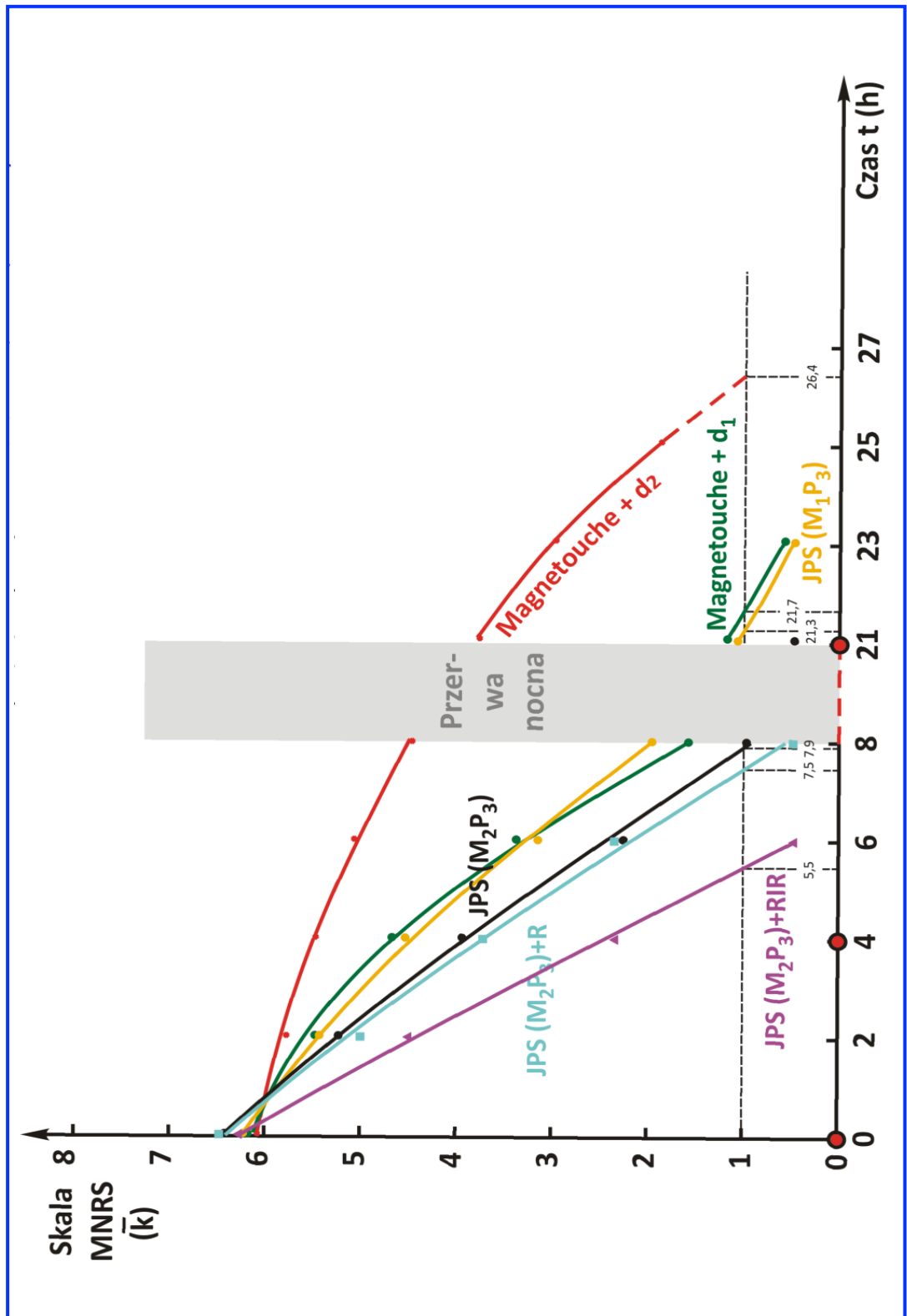
$$WSF = \frac{\overline{\Delta k}}{t} \quad /6.1/$$

gdzie: $\overline{\Delta k} = \overline{k_{max}} - \overline{k_{min}}$, t – czas trwania efektu bólowego

Jednostką WSF jest $[h^{-1}]$. Ze względów praktycznych przyjęto $\overline{k_{min}} = 1$, ponieważ pacjent przy tej wartości nie rozróżnia już czy efekt bólowy jeszcze istnieje czy też go nie ma. Z badań wynika również, że $\overline{k_{max}}$ zawiera się pomiędzy bólem średnim a bólem silnym. W tych badaniach można, dla uproszczenia przyjąć, że $\overline{k_{max}} \cong 6,4$. Stąd $\overline{\Delta k} = 6,4 - 1 = 5,4$. przyjmując taką wartość $\overline{\Delta k}$ uzyskamy równanie określające WSF w postaci:

$$WSF = 5,4 \cdot t^{-1} [h^{-1}] \quad /6.2/$$

Wprowadzenie WSF ułatwia procedurę określania skuteczności terapeutycznej wybranych bodźców fizykalnych. Wystarczy określić $\overline{k_{max}}$ oraz przyjąć, że $\overline{k_{min}} = 1$, wówczas nie ma potrzeby wykonywania żmudnej procedury określania krzywych bólu. Korzystając z danych zamieszczonych na ryc. 5.4. obliczono współczynniki WSF dla poszczególnych rodzajów magnetostymulacji opisanych w niniejszej rozprawie. Krzywą bólu określoną jako „Magnetouche + d₂” aproksymowano do wartości $\overline{k_{min}} = 1$.



Ryc. 5.4 Porównanie wpływu stało i zmiennopolowej magnetostymulacji oraz magnetoptycznej stymulacji (JPS+RIR) oraz (JPS+RIR) na osłabienie bólu po wszczepieniu implantów stomatologicznych.

Tabela 6.1 Wyniki WSF dotyczące poszczególnych rodzajów magnetostymulacji.

Współczynnik Skuteczności Fizykoterapeutycznej	JPS (M ₂ P ₃) + RIR	JPS (M ₂ P ₃) + R	JPS (M ₂ P ₃)	JPS (M ₁ P ₃)	Magn. +d ₁	Magn. +d ₂
WSF (h ⁻¹)	0,98	0,72	0,68	0,25	0,24	0,20

Porównując wyniki współczynnika skuteczności fizykoterapeutycznej WSF widać, że WSF dla magnetostymulacji JPS(M₂P₃)+RIR jest największy i wynosi WSF = 0,98.

Współczynnik WSF dla poszczególnych sytuacji eksperymentalnych (przedstawionych łącznie na ryc. 5.4) zebrano i przedstawiono w tabeli 6.1.

Z przedstawionych badań krzywych bólu oraz określenia WSF dla poszczególnych rodzajów magnetostymulacji, należałoby zalecić magnetostymulację JPS(M₂P₃)+RIR do stosowania w stomatologii celem osłabienia odczuwania bólu.

Ze względu na fakt, że nie znaleziono piśmiennictwa na temat wykorzystanych fizykalnych metod łagodzenia bólu u pacjentów leczonych ortodontycznie z zastosowaniem aparatów stałych, u których wszczepiano implanty, nie można było uzyskanych wyników badań porównać, co pozwala przypuszczać iż w tym zakresie jest to praca zawierająca elementy nowości.

7. WNIOSKI

Na podstawie uzyskanych wyników badań i przeprowadzonych analiz sformułowano następujące wnioski:

1. skala NRS w modyfikacji własnej oznaczona skrótem MNRS, zwiększyła stopień obiektywizacji oceny wrażenia bólu,
2. analiza krzywych bólu potwierdziła różną skuteczność fizykoterapeutyczną poszczególnych rodzajów magnetostymulacji u pacjentów po implantacji wcześniej leczonych ortodontycznie,
3. zaproponowany współczynnik skuteczności fizykoterapeutycznej (WSF) pozwolił na obiektywne, liczbowe porównanie oddziaływania analgetycznego zastosowanych rodzajów magnetostymulacji
4. skuteczność fizykoterapeutyczną magnetostymulacji stałopolowej uzyskiwana jest przy indukcjach magnetycznych rzędu 60mT; niższych indukcji nie należy zalecać,
5. skuteczność fizykoterapeutyczną magnetostymulacji zmiennopolowej JPS (M_1P_3) jest porównywalna ze skutecznością magnetostymulacji stałopolowej przy indukcji rzędu 60mT
6. magnetostymulacja zmiennopolowa JPS (M_2P_3) wykazuje większą skuteczność od magnetostymulacji stałopolowej o średniej indukcji $\overline{B}_1 = 60mT$,
7. największą skutecznością fizykoterapeutyczną w stosunku do pozostałych magnetostymulacji charakteryzuje się magnetostymulacja JPS + RIR.

8. PIŚMIENNICTWO

- [1]. Ky T, Laget P, Guilbert J.M. Leczenie polem elektromagnetycznym, wydanie I polskie red. Krystyna Opalko, Meg Pharm Polska, Wrocław 2009.
- [2]. Sieroń A. Zastosowanie pól magnetycznych w medycynie, L–medica Press, Bielsko-Biała 2000.
- [3]. Opalko K, Sieroń . Zmienne pola magnetyczne w stomatologii i okulistyce, Wyd. L – medica Press, Bielsko - Biała, 2009.
- [4]. Nikisch J., Paluszak J., Wpływ stałego pola magnetycznego na przebieg restytucji powysiłkowej, Med Sport. 1993; 9(31): 11.
- [5]. Nikisch J, Paluszak J. Wpływ stałego, niejednorodnego pola magnetycznego na zmiany objętości wyrzutowej serca podczas restytucji powysiłkowej, Med Sport. 1994; 9(39):7-8.
- [6]. Samborski W, Kolczewska A. Zastosowanie stałego pola magnetycznego w leczeniu chorych na fibromialgię, Nowiny Lek. 1993; 64(4):45-52.
- [7]. Jaroszyk F. Biologiczne oddziaływanie stałych pól magnetycznych, Katedra Biofizyki, Akademia Medyczna w Poznaniu., Monografia, Wyd. Akademii Medycznej w Poznaniu. Poznań 1992.
- [8]. Jaroszyk F. Ocena współczesnej magnetoterapii, Materiały IV Ogólnopolskiego Kongresu Balneoklimatycznego, Inowrocław 1993.
- [9]. Jaroszyk F., Wpływ stałego pola magnetycznego biostymulatora na liczbę błędnych odpowiedzi w badaniach prostej reakcji motorycznej, Monografia, Wyd. Akademii Medycznej w Poznaniu, Poznań 1994.
- [10]. Janicki JS, Janicki ŁJ. Wpływ gradientowego pola magnetycznego na organizm człowieka, Acta Bio-Optica Inf Med Inż Biomed. 2008;14(4): 300-301.
- [11]. Janicki JS. Zastosowanie gradientowych pól magnetycznych w terapii przewlekłych schorzeń, Służba Zdrowia. 2008; 80-83:52-53.

- [12]. Janicki JS. Podstawy zastosowania gradientowego pola magnetycznego w rehabilitacji, *Rehabil Prakt.* 2009;1:15.
- [13]. Janicki JS. Energy for Life – alternatywa czy konieczność. *Rehabil Prakt.* 2009;2:15.
- [14]. Janicki JS. Gradientowe pole magnetyczne w medycynie, *Acta Bio-Optica Inf Med Inż Biomed.* 2009;15:127-128.
- [15]. Janicki JS. Wpływ stałego pola magnetycznego na łagodzenie przebiegu wybranych chorób oraz urazów. *Rehabil Prakt.* 2009;4:37.
- [16]. Janicki J. S., Zastosowanie stałego pola magnetycznego w terapii. PIW Primax Medic, Poznań 2009.
- [17]. Janicki JS. Terapia niejednorodnym stałym polem magnetycznym. *Gazeta Kuracjusza.* 2008; 11/12 (40-4341), *Uzdrowiska Polskie* 2008
- [18]. Poniedziałek B, Jaroszyk F, Karczewski J, Wiktorowicz K, Wpływ stałego gradientowego pola magnetycznego na wytwarzanie reaktywnych form tlenu przez neutrofile krwi obwodowej człowieka in vitro, *Bioelectromagnetics* (w druku)
- [19]. Taradaj J, A. Sieroń A, Jarzębski M. *Fizykoterapia w praktyce*, Katowice 2010, ELAMED: Pasek J., Budziosz J., Szajkowski S., Sieroń A., Wpływ stałego pola magnetycznego na wybrane parametry spirometryczne u pacjentów z POChP, s. 231-235
- [20]. Taradaj J., Sieroń A., M. Jarzębski M., *Fizykoterapia w praktyce*, Katowice 2010, ELAMED: Pasek J., Cieślak G., Budziosz J., Pasek T., Sieroń A., Stale pole magnetyczne w medycynie fizykalnej, s. 227-230
- [21]. Budziosz J., Wpływ stałego pola magnetycznego na parametry VC oraz FEV₁ u pacjentów z POChP, Praca magisterska, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Katowice 2009
- [22]. Jaroszyk J., Sieroń A., Jagielski J., Leoński W., Kwolek D., Janicki J. S.; Analiza przydatności klinicznej wyrobów magnetycznych firmy PIW Primax Medic, Dokument Rady Naukowej IBF, Poznań 2009
- [23]. Pittler M. H., Brown E. M., Ernst E., Static magnets for reducing pain: systematic review and meta-analysis of randomized trials, *CMAJ* 2007, 177(7):736-42.
- [24]. Finegold L., Flamm B. L., Magnet therapy – Extraordinary claims, but no proved benefit, *BMJ* vol.332, 7

- [25]. Winemiller M. H., Billow R. G., Laskowski E. R., et al, Effect of Magnetic vs Sham-Magnetic Insoles on Plantar Heel Pain: A Randomize Controlled Trial, JAMA September 17, 2003 – Vol 290; No.11
- [26]. Alfano A. P., Taylor A. G., et all, Static Magnetic Fields for Treatment of Fibromyalgia: A Randomized Controlled Trial, The Journal Of Alternative And Complementary Medicine Volume 7, Number 1, 2001, Pp. 53-64
- [27]. Paul G., Borsa A., Liggett Charles L., Flexible Magnets Are Not Effective In Decreasing Pain Perception and Recovery Time After Muscle Microinjury, Journal of Athletic Training, 1998, 33(3), 150-155
- [28]. Weintraub M. I., Wolfe G. I., Barohn R. A., Cole S. P., Parry G. J., Hayat G., Cohen J. A., Page J. C., Bromberg M. B., Schwartz S. L., Magnetic Research Group: "Static magnetic field therapy for symptomatic diabetic neuropathy: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial", Arch Phys Med Rehabil 2003 May; 84(5): 736-46
- [29]. Brown C.S., Ling F. W., Wan J. Y., Pilla A. A.: Efficacy of static magnetic field therapy in chronic pelvic pain: a double-blind pilot study, Am J Obstet Gynecol 2002 Dec; 187(6): 1581-7
- [30]. Segal N. A., Toda Y., Huston J., Saeki Y., Shimizu M., Fuchs H., Sliimaoka Y., Holcomb R., McLean M. J.: "Two configurations of static magnetic fields for treating rheumatoid arthritis of the knee: a double-blind clinical trial", Arch Phys Med Rehabil ,2001 Oct; 82(10): 1453-60
- [31]. Colbert A. P., Wahbeh H., et all, Static Magnetic Field Therapy: A Critical Review of Treatment Parameters, Evid Based Complement Alternat Med. 2009 Jun;6(2):133-9. Epub 2007 Oct 4
- [32]. McLean M., Engstrom S., et all, Static Magnetic Fields for the Treatment of Pain, Epilepsy & Behavior 2, S74-S80 (2001)
- [33]. Eccles N. K., "A critical review of randomized controlled trials of static magnets for pain relief, The journal of Alternative And Complementary Medicine, Volume 11, November 3, 2005, pp. 495-509
- [34]. Eccles N.: A randomized, double-blinded, placebo-controlled pilot study to investigate the effectiveness of a static magnet to relieve dysmenorrheal, J Altern Complement Med 2005 Aug; 11(4): 681-7

- [35]. Harlow T., Greaves C., et al, : Randomized controlled trial of C magnetic bracelets for relieving pain in osteoarthritis of the hip and knee, *BMJ* volume 329 18-25 december 2004
- [36]. Weintraub M. I, Wolfe G. I, Barohn R. A., et al, Magnetic Research Group: Static magnetic field therapy for symptomatic diabetic neuropathy: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial, *Arch Phys Med Rehabil* 2003 May; 84(5): 736-46
- [37]. Hinman M. R., Ford J., Heyl H.: Effects of static magnets on chronic knee pain and physical function: a double-blind study, *Altern Ther Health Med.* 2002 Jul-Aug; 8(4): 50-5
- [38]. Brown C. S., Ling F. W., Wan J. Y., Pilla A. A.: Efficacy of static magnetic field therapy in chronic pelvic pain: a double-blind pilot study, *Am J Obstet Gynecol* 2002 Dec; 187(6): 1581-7
- [39]. Segal N. A., Toda Y., Huston J., Saeki Y., Shimizu M., Fuchs H., Shimaoka Y., Holcomb R., McLean M. J.: Two configurations of static magnetic fields for treating rheumatoid arthritis of the knee: a double-blind clinical trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(10):1453-1460.
- [40]. Colbert AP, Markov MS, Baneiji M, Pilla AA. Magnetic Mattress Pad Use in Patients with Fibromyalgia: a Randomized Double-blind Pilot Study. *J Back Musculoskeletal Rehabil.* 1999;13: 19-31.
- [41]. Man D, Man B, Plosker H. The influence of permanent magnetic field therapy on wound healing in suction lipectomy patients: a double-blind study. *Plast Reconstr Surg* 1999; 104(7): 2261-6; discussion 2267-2268.
- [42]. Segal N., Houston J., et al, : Efficacy of a static magnetic device C-2 61 against knee pain associated with inflammatory arthritis. *J Clin Rheumatol.* 1999; S(S):302-304.
- [43]. Vallbona C., Hazlewood C. F., Jurida G.: Response of pain to static magnetic fields in postpolio patients: a double-blind pilot study, *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78(11): 1200-1203.
- [44]. Holcomb R. R., Parker R. A., et al, Biomagnetics in the treatment of human pain - past, present, future, *Environmental Medicine.* 1991;8:24-30.

- [45]. Jaroszyk F. Uwagi ogólne o kryterium bioenergetycznym analizy wpływu zmiennego pola magnetycznego z zakresu ELF na żywe organizmy. *Biuletyn Informacyjny Med. & Life*. 2000; 6:21-23.
- [46]. Bryl A, Paluszak J. Neuralgia nerwu trójdzielnego: leczenie za pomocą pola magnetycznego o niskiej indukcji. Opis przypadku. *Acta Bio-Opt. Inform. Med.*, 2001; 7:15-16.
- [47]. Dąbrowski M. Immunotropowe właściwości pól elektromagnetycznych, Kliniczne wykorzystanie immunokorekcyjnego wpływu wolnozmiennego pola magnetycznego Viofor JPS. *Pediatr Med Rodz*. 2005; 1: 78-83.
- [48]. Efanow OI. Urządzenie Viofor JPS a układ nerwowy. *Med. & Life Biuletyn informacyjny*. 2001; 6: 36-37.
- [49]. Grabiec S.: Magnetostymulacja a homeostaza. *Biuletyn Informacyjny Med & Life*. 2000, 6, 27
- [50]. Jędrzejewski P., Cieślik T., Sieroń A.: Zastosowanie kliniczne wolnozmiennych pól magnetycznych – doświadczenia własne. *Dent. Med. Probl.*, 2002, 39, 2, 195-197
- [51]. Lesiakowski M., Opalko K., Sroczyk M., Piechowicz-Lesiakowska A.: Rehabilitacja nerwu językowego z zastosowaniem wolnozmiennych pól magnetycznych z jonowym rezonansem cyklotronowym – doniesienie wstępne. *Nowa Stomat.*, 2004, 1, 20-23
- [52]. Lesiakowski M., Sroczyk M., Piechowicz-Lesiakowska A.: Wykorzystanie magnetostymulacji w rehabilitacji nerwu językowego uszkodzonego podczas zabiegów chirurgicznych. *II Gdańskie Forum Stomatologiczne*, Gdańsk, 2003, 52
- [53]. Opalko K., Dojs A.: Zastosowanie pól magnetycznych generowanych przez aparat Viofor JPS w wybranych przypadkach stomatologicznych. *Mag. Stomat.*, 2003, 9, 59-62
- [54]. Jankowska E., Pietraszkiewicz T., Thannhauser J., Bordulin-Nadzieja L.: Wykorzystanie magnetostymulacji w terapii zespołów bólowych narządu ruchu. (badania własne). *Acta Bio-Opt. et Inform. Medica*, 2000, 6, 29-33
- [55]. Jankowska E, Markowska-Kosno D, Thannhauser J, Ponikowska B, Buldańczyk A, Jurczyszyn K. Zastosowania pola magnetycznego w leczeniu zespołów bólowych twarzowej części czaszki różnego pochodzenia - doniesienie wstępne. *Czas. Stomat*. 2005; 58(1): 830-836.

- [56]. Jędrzejewski P., Cieślik T., Sieroń A.: Doświadczenia własne a wykorzystaniem wolnozmiennych pól magnetycznych w leczeniu bólu. Inż. Biomater. 2003; 6(26):13-17.
- [57]. Jędrzejewski P, Cieślik T, Sieroń A, Przybyłek K, Przybyłek B. Oddziaływanie wolnozmiennych pól magnetycznych na tkanki żywe. Inż. Biomater. 2001;10:30-31.
- [58]. Opalko K. Wykorzystanie fizykoterapii, w tym wolnozmiennego pola magnetycznego w stomatologii zachowawczej. Mag. Med. Stomat. Prot. 2002; 2: 7-10.
- [59]. Opalko K. Wykorzystanie wolnozmiennego pola magnetycznego w stomatologii. Twój Mag. Med. Stomat. i Prot. 2002; 1: 5-8.
- [60]. Opalko K, Dojs A, Deka W. Zastosowanie wolnozmiennych pól magnetycznych w praktyce stomatologicznej. Stomat. i Prot., 2003; 1:9-16.
- [61]. Opalko K., Dojs A., Nesterowicz-Obrzut K.: Zastosowanie magnetostymulacji w leczeniu powikłań po replantacji siekacza szczęki - opis przypadku. As stomatologii, 2006; 3: 42-45.
- [62]. Piechowicz-Lesiakowska A. Wpływ wolnozmiennego pola elektromagnetycznego – system JPS na elektropobudliwość miazgi i na odczucie bólu występującego przed i po leczeniu stomatologicznym. Praca doktorska. Pomorska Akademia Medyczna, Szczecin, 2006.
- [63]. Piechowicz-Lesiakowska A., Opalko K., Lesiakowski M.: Wpływ magnetostymulacji na redukcję bólu. Twój Prz. Stomat. 2005; 10: 24-25.
- [64]. Staś-Rzendkowska K., Halejak R., Pyszkowska J.: Magnetostymulacja a w medycynie bólu. Twój Mag. Med., 2004, 11, 15-20
- [65]. Wróbel M., Szymborska-Kajanek A, Karasek D., Biniszkiwicz T., Sieroń-Stoltny K., Grzeszczak W. i in.: Wpływ wolnozmiennych pól magnetycznych na przebieg bólowej polineuropatii u chorych na cukrzycę - badania pilotażowe. Diabetol. Dośw. Klin., 2005,5,1,59-63.
- [66]. Dojs A.: Zastosowanie magnetostymulacji w leczeniu przewlekłych zapaleń tkanek okołowierzchołkowych zęba, widocznych w obrazie rentgenowskim. Praca doktorska archiwum PAM, Szczecin 2004
- [67]. Lietz-Kijak D., Opalko K, Kijak E.: Magnetoledoterapia jako leczenia wspomagające przewlekłe zapalenie tkanek okołowierzchołkowych zęba. VI

- Międzynarodowe Sympozjum naukowe „Inżynieria stomatologiczna – Biomateriały”, Ustroń, 2005, 29
- [68]. Sieroń A.: Magnetoledoterapia & Magnetolaseroterapia. MII Ogólnopolskie Sympozjum Med & Life dla lekarzy i fizjoterapeutów, Warszawa, 2005, 3
- [69]. Sieroń A., Cieślar G., Biniszkiwicz T.: Terapia za pomocą wolnozmiennych pól magnetycznych – nowa szansa w leczeniu cukrzycy? Praca pogładowa. Diabetol. Doses. Elin., 2003, 3, 299-306
- [70]. Sieroń A., Sieroń-Stołtny K., Biniszkiwicz T., Stanek A., Slotny T., Biniszkiwicz K: Analiza skuteczności terapeutycznej magnetostymulacji systemem Viofor JPS w wybranych jednostkach chorobowych. Acta Bio-Opt. et Inform. Med., 2001, 7, 1-8.
- [71]. Pasek J., Mucha R., Gmyrek J., Sieroń A.: Wpływ wolnozmiennego pola magnetycznego systemem Viofor JPS na zachowanie się parametrów ciśnienia tętniczego krwi osób z nadciśnieniem tętniczym. Baln. Pol., 2006, 2, 95-100
- [72]. Sieroń A., Hese R., Sobis J., Cieślar G.: Ocena skuteczności terapeutycznej słabych zmiennych pól magnetycznych o niskiej wartości indukcji u chorych z zaburzeniami depresyjnymi. Psychiat. Pol., 2004, 38, 217-225
- [73]. Opalko K., Dojs A.: Wpływ magnetostymulacji na regenerację struktury kości okolicy okołowierzchołkowej zęba w ocenie systemu Digora 2.1. Forum Stomat., 2005, 2, 4, 227-230
- [74]. Skomro P., Balcerzak I., Opalko K: Zastosowanie magnetostymulacji w okresie adaptacji pacjenta po założeniu stałego aparatu ortodontycznego. Forum Stomat., 2006, 3, 1, 14-17
- [75]. Cieślar G., Nowak M., Kawecki M., Glinka M., Sieroń A.: Zastosowanie zmiennych pól magnetycznych w leczeniu ran. Leczenie ran, 2005, 2, 99-106
- [76]. Sroczyk M., Opalko K., Dojs A.: Zastosowanie magnetostymulacji w leczeniu torbieli zastoinowej błony śluzowej. Mag. Stomat., 2004, 1, 10-12
- [77]. Piekara A. H., Elektryczność i Magnetyzm, PWN, Warszawa 1970
- [78]. Jaroszyk F., Biofizyka, PZWL, Warszawa 2008
- [79]. Skorko M., Fizyka, PWN, Warszawa 1975
- [80]. Szymczyk T., Rabiej St., Pielesz A., Desselberger J., Tablice matematyczne, fizyczne, chemiczne, astronomiczne, PPU „Park”, Bielsko Biała 2003
- [81]. Matusiak R., Teoria pola elektromagnetycznego, WNT, Warszawa 1976

- [82]. Sikora R., Teoria pola elektromagnetycznego, WNT, Warszawa 1977
- [83]. Encyklopedia Fizyki Tom 2, str. 777, PWN, Warszawa 1973
- [84]. Janicki J.S., Zastosowanie stałego pola magnetycznego w terapii, Wyd. IBF, Poznań 2009
- [85]. Piskunowicz P., Materiały własne
- [86]. Szczeniowski S., Fizyka doświadczalna część IV Optyka, Wyd. PWN, Warszawa 1963
- [87]. Purcell E.M., Elektryczność i magnetyzm, Wyd. PWN, Warszawa 1971
- [88]. http://pl.wikipedia.org/wiki/Dioda_elektroluminescencyjna
- [89]. Nawrocka H. Wpływ magnetostymulacji i światła czerwonego na wytwarzanie aktywnych form tlenu przez granulocyty obojętnochłonne. Praca doktorska. Uniwersytet Medyczny, Poznań 2008.
- [90]. Jaroszyk F., Viofor JPS sukces polskiej myśli naukowej i technicznej, Biuletyn informacyjny nr 3 Vita. Life polska Sp. z o.o., 1999r
- [91]. Becker R.O.: A theory of the interaction between DC and ELF electromagnetic fields and living organisms. J. Bioelectricity 1985, 4, 133-140.
- [92]. Haimovici N.: Theoretische Betrachtungen über die Anwendung niederfrequenten gepulsten Magnetfeldern. Therapiewoche 1980, 30, 4619-4631.
- [93]. Sieroń A., Noras H.: Urządzenie do leczenia zmiennym polem magnetycznym. Urząd Patentowy PRL. Warszawa 1989, P 282728. 25.
- [94]. Presman AS.: Pola elektromagnetyczne a żywa przyroda. PWN, Warszawa 1971
- [95]. Straburzyńska-Lupa A., Staburzyński G.: Niektóre zagadnienia związane ze stosowaniem w fizjoterapii pulsującego pola magnetycznego i laserowego promieniowania podczerwonego. Baln. Pol. 1992, 34, 1-23.
- [96]. Villa M., Mustarelli P., Caprotti M.: Minireview - biological effects of magnetic fields. Life Sci. 1991, 49, 85-92.
- [97]. Jaroszyk F., Kubisz L., „Magnetostymulacja i jej zastosowanie w medycynie i stomatologii” Protetyka Stomatologiczna, T 54 nr 4, 280 (2004).
- [98]. Cook E.S., Smith M.J.: Biological effects of magnetic fields. Plenum Press, New York-London 1964.
- [99]. Tenforde T.S.: Biological interactions of extremely-low-frequency electric and magnetic fields. Bioelectrochem. Bioenerg. 1991, 25, 1-7.
- [100]. Wadas R.: Biomagnetyzm. PWN, Warszawa 1978.

- [101]. Young W.: Biological effects of magnetic fields. Plenum Press, New York-London 1969.
- [102]. Kisłowski Ł. D.: Reakcy biologiczeskoj sistiemy na adiekwatnyje słabyje nizekczastotnyje elektromagnitnyje pola. Probl. Kosm. Biol., 1982, 43, 148-166.
- [103]. Piruzian Ł. A., Kuzniecowa A. N.: Diejstwije postrojannogo i nizekczastotnogo magnitnych polej na biologiczeskije sistiemy. Izv. Akad. Med. Nauk. SSSR 1983, 6, 805-821.
- [104]. Vallbona C, Richards T.: Evolution of magnetic therapy from alternative to traditional medicine. Phys. Med. Rehabil. Clin. N.A. 1999, 10, 729-754.
- [105]. de Gennes P.G., Prost J., The Physics of Liquid Crystals, Clarendon Press 1993.
- [106]. Goodby J.W., Gray G.W., Handbook of Liquid Crystals, Wiley – VCH 1998.
- [107]. Cieślak G., Sieroń A., Adamek M., Żmudziński J.: Wykorzystanie zmiennego pola magnetycznego w leczeniu choroby zwyrodnieniowej stawów. Baln. Pol. 1992, 34, 133-148.c
- [108]. Sieroń A., Żmudziński J., Cieślak G.: Magnetoterapia - doświadczenia własne - doniesienie wstępne. Post. Fiz. Med. 1989, 24, 81-85.
- [109]. Focke H., Experiences with the use of magnetic field therapy in equine medicine. Biophys, Med. Rep. 1983, 1, 1-20.
- [110]. Grigoriewa W.D., Carfis P.G., Gierasimienko W.N., Fiwiejska A.A., Szubina A.W., Proskurowa G.I., Wołkowa Ł.P.: Primienienije nizekczastotnogo i postojannogo magnitnych polej u bolnych dieformirujuszczim ostieoartrozom i riewmatoidnym artitom. Vopr. Kurortol. Fizioter. Lech. Fiz. Kult. 1980, 4, 29-35.
- [111]. Jumaszew G.S., Silin Ł.Ł., Winogradów E.W., Gorfinkiel I.Ł., Bierlin Ju.W., Ginsburg Ł.I.: Magnitoterapija gonartroza. Ortop. Travmatol. Protez. 1978, 10, 35-37.
- [112]. Mitbreit I.M., Sawczenko A.G., Wołkowa L.P., Proskurowa G.I., Szubina A.W.: Nizekczastotnoje magnitnoje pole w kompleksnom leczenii bolnych s pojasnicznym ostieochondrozom. Ortop. Travmatol. Protez. 1986, 10, 24-27.
- [113]. Browkin Ł.Ł., Gorfinkiel S.V., Winogradów J.L., .: Pieremiennoje magnitnoje pole nizkoj czastoty w leczenii bolnych dieformirujuszczim artrozom kolennym sustawow. Vopr. Kurortol. Fizioter. Lech. Fiz. Kult. 1979, 2, 41-43.

- [114]. Lee E.W., Maffulli N., Li C.K., Chan K.M.: Pulsed magnetic and electromagnetic fields in experimental Achilles tendonitis in the rat: a prospective randomized study. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1997, 78, 399-404.
- [115]. Cieślak G., Mrowieć J., Sieroń A., Plech A., Biniszkiwicz T.: Zmiana reaktywności szczurów na termiczny bodziec bólowy po wpływie zmiennego pola magnetycznego. *Baln. Pol.* 1994, 36, 3-4, 24-28.
- [116]. Cieślak G., Mrowieć J., Sieroń A., Plech A.: The analgesic effect of variable magnetic field in rats. 6th International Symposium: „New Frontiers in the Biochemistry and Biophysics on Diagnosis and Treatment of Stroke, Neurotrauma and other Neurological Diseases”. Martin 1993. Abstracts: 58.
- [117]. Kavaliers M., Hirst M., Teskey G.C.: Ageing, opioid analgesia and the pineal gland. *Life Sci.* 1983, 32, 2279-2287.
- [118]. Kavaliers M., Innes D.G.L.: Sex differences in magnetic field inhibition of morphine-induced responses of wild deer mice, *Peromyscus maniculatus triangularis*. *Physiol. Behav.* 1987, 40, 559-562
- [119]. Kavaliers M., Ossenkopp K.P.: Stress-induced opioid analgesia and activity in mice: Inhibitory influences of exposure to magnetic fields. *Psychopharmacol.* 1986, 89, 440-443
- [120]. Kavaliers M., Ossenkopp K.P.: Magnetic fields differentially inhibit mu, delta, kappa, and sigma opiate-induced analgesia in mice. *Peptides* 1986, 7, 449-453.
- [121]. Kavaliers M., Ossenkopp K.P.: Magnetic field inhibition of morphine-induced analgesia and behavioral activity in mice: evidence for involvement of calcium ions. *Brain Res.* 1986, 379, 30-38.
- [122]. Kavaliers M., Ossenkopp K.P.: Magnetic fields and stress: day-night differences. *Prog. Neuro-Psychopharmacol. Biol. Psychiatr.* 1987, 11, 279-286.
- [123]. Kavaliers M., Ossenkopp K.P.: Calcium Channel involvement in magnetic field inhibition of morphine-induced analgesia. *Naunyn-Schmiedeberg's Arch. Pharmacol.* 1987, 336, 308-315.
- [124]. Ossenkopp K.P., Kavaliers M.: Morphine-induced analgesia and exposure to low-intensity magnetic fields: inhibition of nocturnal analgesia in mice is function of magnetic field intensity. *Brain Res.* 1987, 418, 356-360.

- [125]. Konieczny P.: Ocena przeciwbólowego działania wolnozmiennych pól magnetycznych u zwierząt doświadczalnych. Praca doktorska. Archiwum ŚIAM, Zabrze 1998.
- [126]. Adkins DL, Boychuk J, Remple MS, Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. *Journal of Applied Physiology* 101(6): 1776—1782. et al 2006.
- [127]. Allred RP, Jones TA, Unilateral ischemic sensorimotor cortical damage in female rats: forelimb behavioral effects and dendritic structural plasticity in the contralateral homotopic cortex. *Experimental Neurology* 190(2) :433-445. 2004.
- [128]. Barbay S, Plautz EJ, Friel KM, Behavioural and neurophysiological effects of delayed training following a small ischemic infarct in primary motor cortex of squirrel monkeys. *Experimental Brain Research* 169(1): 106-116. et al 2006.
- [129]. Biernaskie J, Chernenko G, Corbett D, Efficacy of rehabilitative experience declines with time after focal ischemic brain injury. *Journal of Neuroscience* 24(5): 1245-1254. 2004.
- [130]. Boyd L, Winstein C, Explicit information interferes with implicit motor learning of both continuous and discrete movement tasks after stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy* 30(2):46-57. 2006.
- [131]. Butefisch CM, Khurana V, Kopylev L, Enhancing encoding of a motor memory in the primary motor cortex by cortical stimulation. *Journal of Neurophysiology* 91(5):2110—2116. et al 2004.
- [132]. Chu CJ, Jones TA, Motor skills training enhances lesion-induced plasticity in the motor cortex of adult rats. *Journal of Neuroscience* 19(22):10153-10163. 2000.
- [133]. Dobrogowski J., Wordliczek J., Leczenie bólu, Wydawnictwo PZWL, Warszawa 2007.
- [134]. Dancause N, Barbay S, Frost SB, Extensive cortical rewiring after brain injury. *Journal of Neuroscience* 25(44):10167-10179. et al 2005.
- [135]. Forrester LW, Hanley DF, Macko RF, Effects of treadmill exercise on transcranial magnetic stimulation-induced excitability to quadriceps after stroke. *Archives of Physical and Medical Rehabilitation* 87(2):229-234. 2006.
- [136]. Kleim JA, Bruneau R, Vandenberg P, Motor cortex stimulation enhances motor recovery and reduces peri-infarct dysfunction following ischemic insult. *Neurology Research* 25(8):789—793. et al 2003.

- [137]. Kleim JA, Hogg TM, VandenBerg PM, Cortical synaptogenesis and motor map reorganization occur during late, but not early phase of motor skill learning. *Journal of Neuroscience* 24(3):628—633. et al 2004.
- [138]. Lang CE, MacDonald JR, Gnip C, Counting repetitions: an observational study of outpatient therapy for people with hemiparesis post-stroke. *J Neurologic Physical Therapy*. 2007; 31:1-10.
- [139]. Markus TM, Tsai SY, Bollnow MR, et al. Recovery and brain reorganization after stroke in adult and aged rats. *Ann Neurol*. 2005;58(6):950-953.
- [140]. Fritz S., Chaitow L., *Treating headaches and neck pain*, Elsevier, London 2006.
- [141]. Bendtsen L, Central sensitization in tension-type headache — possible pathophysiological mechanisms. *Cephalalgia* 20:486-508. 2000
- [142]. Fernández-de-las-Peñas C, Alonso-Blanco C, Cuadrado ML, Gerwin RD, Pareja JA, Trigger points in the suboccipital muscles and forward head posture in tension-type headache. *Headache* 2006;46:454-460.
- [143]. Kapandji IA *Fisiología articular — tomo 1*. Editorial Medica Panamericana, Madrid, Spain 1998.
- [144]. Opalko K., Sieroń A., *Zmienne pola magnetyczne w stomatologii i okulistyce*, Wyd. L – medica Press, Bielsko – Biała, 2009.
- [145]. Cepuch G, Wordliczek J, Golec A. Wybrane skale do badania napięcia bólu u młodzieży – ocena ich przydatności, *Pol. Med. Paliat*. 2006; 5(3):108-112.
- [146]. Puchała P, Kucharski G, Jaremczuk B, Monkos-Jaremczuk E. Przegląd biomateriałów na podstawie piśmiennictwa. *Twój Prz. Stomatol*. 2008; 10:28-36.
- [147]. Andersson B. Wszczyepy w stomatologii - rys historyczny. *Implantoprotetyka* 2001;2(1):29-35.
- [148]. Sikorska B, Hędzerek W, Baum E. Implanty dentystyczne - historia i współczesność. *Nowiny Lek*. 2003;72 (5) :393-395.
- [149]. Jundziłł-Bieniek E, Maciejewska I. Implantologia - od starożytności do współczesności. *Implantoprotetyka* 2006;7(1):35-40.
- [150]. Grotowski T, Arkuszewski P. Zarys implantologii. *Mag. Stomatol*. 2008;18(10):50-62.
- [151]. Zappa-Gawłowska J, Cieślik T. Od obsydianu do tytanu, czyli historia wszczepów śródkostnych - na podstawie piśmiennictwa. *Czas. Stomatol*. 2008;61(5):366-372.

- [152]. Wajs S. Pierre Fauchard (1678-1761). Ojciec nowoczesnej dentystyki. *Czas. Stomatol.* 1995, 48 (11):747-749.
- [153]. Scacchi M, Merz BR, Schär AR. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 2: 1998-2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:22-32.
- [154]. Scacchi M. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 1: A review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:8-21
- [155]. Al-Khabbaz AK, Griffin TJ, Al-Shammari KF. Assessment of pain associated with the surgical placement of dental implants. *J Periodontol.* 2007;78(2):239-246.
- [156]. Hashem AA, Claffey NM, O'Connell B. Pain and anxiety following the placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(6):943-950.
- [157]. González-Santana H, Peñarrocha-Diago M, Guarinos-Carbó J, Balaguer-Martínez J. Pain and inflammation in 41 patients following the placement of 131 dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2005;10:258-263.
- [158]. Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:298-304.
- [159]. Cannizzaro G, Leone M, Consolo U, Ferri V, Esposito M. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery versus conventional implants in partially edentulous patients: a 3-year randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:867-75.
- [160]. Kukuła J, Sidorowicz K, Sokalski J. Ocena porównawcza przyszyjkowego zaniku kostnego w metodzie płatowej i bezpłatowej implantacji wszczepów systemu Osteoplant Hex. *Implantoprotetyka* 2007; 8 (1/2):15-19.
- [161]. Palma-Carrió C, Balaguer-Martínez J, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Irritative and sensory disturbances in oral implantology. Literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(7):e1043-1046.
- [162]. Jokstad A. Oral implants – the future. *Australian Dental Journal* 2008; 53:(1 Suppl): S89–S93.
- [163]. Albrektsson T, Wennerberg A. The Impact of Oral Implants — Past and Future, 1966–2042. *J Can Dent Assoc* 2005; 71(5):327-339.

- [164]. Konopska L, Wędrychowska-Szulc B, Bielawska H, Górniak D. Zniekształcenia dźwiękowej formy wypowiedzi w tyłozgryzach. *Mag. Stomatol.* 1998;8 (2):28-32.
- [165]. Zadurska M, Piekarczyk B, Kochanek A, Marczyńska M, Maszewska M, Rasała A, Zakrzewska M. Wady zgryzu i zaburzenia funkcji układu mięśniowo-stawowego u dzieci w wieku 10-13 lat. *Ortop. Szczęk. Ortod.* 2005;2:14-18.
- [166]. Zadurska M., Siemińska-Piekarczyk B., Wierusz W., Mysiorska M., Kosińska K., Ocena współzależności występowania wady zgryzu, wady artykulacji i dysfunkcji narządu żucia u dzieci z przedszkoli warszawskich., *Stomatol. Współcz.*, 2007;14 supl. 2:17-24.
- [167]. Matthews-Brzozowska T, Kawala B. Wpływ wad wrodzonych i nabytych części twarzowej czaszki na mowę. AM Wrocław 2010.
- [168]. Proof P. Malocclusion, mastication and the gastrointestinal system., *J. Ortofac. Orthop.* 200;71(2): 96-107.
- [169]. Mnich L, Biała A, Nahorska M, Kawala B. Rosnąca popularność leczenia ortodontycznego - moda, presja rodziców, a może świadomość niedoskonałości własnego uzębienia? *Mag. Stomatol.* 2010;20 (7/8):40-46.
- [170]. Schmuth G, Diedrich P. Współczesna ortodoncja – obecny stan wiedzy i perspektywy na przyszłość. w: *Ortodoncja I. Rozwój struktur ustno-twarzowych i diagnostyka.* Red. P. Diedrich Wyd. I polskie Red. A. Masztelarz, Wyd. Med. Urban & Partner Wrocław 2004.
- [171]. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 1: Antiquity to the mid-19th century *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 2005;127:255-259.
- [172]. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 10: Midcentury retrospect., *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2006;130(2) 253-256.
- [173]. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 2: Entering the modern era. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 127(4) 510-515.
- [174]. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Charper 9: Functional appliances to midcentury. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2006;129(6): 829-833.
- [175]. *Ortodoncja II. Leczenie.* Red. P. Diedrich Wyd. I polskie Red. A. Masztelarz, Wyd. Med. Urban & Partner Wrocław 2004.
- [176]. Łazarkiewicz W, Szymańska M, Warych B. Zastosowanie aparatów stałych w leczeniu wad zębowych i zgryzowych. *Mag. Stomatol.* 1991; 1 (6):15-17.

- [177]. Wędrychowska-Szulc B, Doniec-Zawidzka I. Aparaty stałe w leczeniu wysunięć i stłoczeń zębów przednich w szczęce. *Czas. Stomatol.* 1991; 44 (10) :721-727.
- [178]. Wierusz A. Zastosowanie aparatów stałych cienkołukowych. *Stomatol. Współcz.* 1998;5 (3) :204-207.
- [179]. Masztalerz A. Stałe aparaty ortodontyczne - zalety i wady. *Prz. Stomatol. Wieku Rozw.* 1993; (1/2) :29-31.
- [180]. Andrych M. Ocena krótko i długoterminowa leczenia ortodontycznego aparatami stałymi i ruchomymi : praca doktorska, Akademia Medyczna im. Piastów Śląskich Katedra Ortopedii Szczękowej i Ortodontji. Wrocław 2007.
- [181]. Andrych M, Matthews-Brzozowska T. Ocena długoterminowej stabilności leczenia ortodontycznego u pacjentów leczonych aparatami stałymi. *Opis przypadków. Porad. Stomatol.* 2006; 6(10):16-20.
- [182]. Ogólnopolskie Sympozjum Lekarzy I Fizykoterapeutów, Warszawa 1999.
- [183]. Ogólnopolskie Sympozjum Lekarzy I Fizykoterapeutów, Warszawa 2000.
- [184]. Katalog i wybór wyposażenia „Viofor JPS system”, Med.&Life Sp. z o.o., Komorów k/Warszawy.
- [185]. Nawrocka H., Poniedziałek B., Jaroszyk F., Witorowicz K., Badania wpływu magnetostymulacji o różnych poziomach indukcji w połączeniu ze światłem czerwonym na wybuch oddechowy granulocytów obojętnochłonnych. *Postępy Immunopatologii w Diagnostyce Klinicznej.* 23-24.09.2005, Poznań, Streszczenia, 70 -71.
- [186]. Nawrocka H., Poniedziałek B., Jaroszyk F., Witorowicz K., Badania synergicznego wpływu magnetostymulacji i światła czerwonego na wybuch oddechowy granulocytów obojętnochłonnych, Ogólnopolska konferencja: Fizyka i inżynieria we współczesnej medycynie i ochronie zdrowia – szanse i wyzwania członkostwa w Unii Europejskiej 29-30.09.2005, Waszawa, Streszczenia 75-76
- [187]. Nawrocka H., Poniedziałek B., Jaroszyk F., Witorowicz K., Effects of low intensity magnetic fields and red light on respiratory burst of neutrophils, *Polish J. of Environ. Stud.* 2006;15 (4A): 28-30.
- [188]. Pecyna S., Wolnozmiennie pola magnetyczne w badaniach psychofizjologicznych, Wydawnictwo Akademickie Żak, Warszawa 2001
- [189]. Pecyna S., Wolnozmiennie pola magnetyczne w psychoprofilaktyce, Wydawnictwo Akademickie Żak, Warszawa 2002.

- [190]. Sieroń A., Cieślak G., Wymogi bezpieczeństwa stosowania pól magnetycznych w medycynie, Biuletyn informacyjny Med&Life Polska nr 6 (2001) 24-26.
- [191]. Podręcznik użytkownika VIOFOR JPS, Med&Life Sp. z o.o. Komorów k/Warszawy
- [192]. Deka W., Jakość pod lupą, Biuletyn informacyjny Med&Life Polska. 2001; 6: 15-17.
- [193]. Deka W., Techniczna prezentacja aparatu Viofor JPS – materiał pomocniczy dla uczestników wykładu, , Szkolenie o produkcji, Warszawa, kwiecień 2004
- [194]. Cieślak G., Rozmus-Kuczia I., Łatka U., Matyszkiewicz B., Krzeszkowiak T., Sieroń A., Ocena przydatności klinicznej zestawu vioform JPS system magnetic & light therapy do magnetostymulacji skojarzonej z energią światła w leczeniu zmian zwyrodnieniowych i zapalnych stawów kończyn, Acta Bio – Optica et Informatica Medica. 2004; 10: 101-118.
- [195]. Kuras M, Sokalski J, Szubetr P. Zmiany stężeń białeka C-reaktywnego po zabiegach chirurgicznych w jamie ustnej. Nowiny Lek.. 2009, 78(2) 129-134.
- [196]. Całkosiński I, Dobrzyński M, Cłkosińska M, Seweryn E, Bronowicka-Szydeko A, Dzierzba K, Ceremuga I, Gamian A. Charakterystyka odczynu zapalnego. Postępy Hig Med. Dośw. 2009;63:395-408.
- [197]. Zaremba ML. Choroby przyzębia a wzrost odpowiedzi zapalnej. Czas Stomatol. 2009;62(7):531-548.
- [198]. Panczerz-Łoś M, Kmiec Z, Bereznowski Z, Witalis A. Miejscowe i ogólnoustrojowe konsekwencje periodontitis i Peri-implantitis. Przegląd piśmiennictwa. Protet Stomatol.2010; 60(1):44-49.
- [199]. Adonogianaki E, Mooney J, Wennström JL, Lekholm U, Kinane DF. Acute-phase proteins and immunoglobulin G against Porphyromonas gingivalis in peri-implant crevicular fluid: a comparison with gingival crevicular fluid. Clin Oral Implants Res. 1995 Mar;6(1):14-23.
- [200]. Kuras M. Ocena stanu zapalnego po niektórych zabiegach stomatologicznych na podstawie analizy wybranych białek ostrej fazy : praca doktorska Akademia Medyczna im. Karola Marcinkowskiego Katedra i Klinika Chirurgii Stomatologicznej Poznań 2004.

- [201]. Czechowska E. Ocena stężeń wybranych białek ostrej fazy po zabiegu augmentacji materiałem kościozastępczym R.T.R. Rozprawa doktorska. Uniw. Med. Poznań 2012.
- [202]. Czechowska E, Kuras M, Sokalski J. Białka ostrej fazy jako biomarkery stanu zapalnego w wybranych jednostkach chorobowych jamy ustnej oraz w ocenie skuteczności ich terapii na podstawie przeglądu piśmiennictwa. Dent. Med. Probl. 2012; 49(1): 57-61.
- [203]. Ilzuka T, Lindquist C. Changes in C-reactive protein associated with surgical treatment of mandibular fractures. J. Oral Maxillofac. Surg., 1991; 49:464-467.

STRESZCZENIE

W prezentowanej pracy przedstawiono analizę porównawczą skuteczności fizykoterapeutycznej magnetostymulacji stałopolowej, magnetostymulacji zmiennopolowej oraz magnetostymulacji zmiennopolowej z ledoterapią w łagodzeniu wrażenia bólu związanego z wszczepianiem implantów stomatologicznych po zakończeniu leczenia ortodontycznego. Przyjęty model eksperymentalny w badaniach był taki sam we wszystkich wspomnianych wyżej metodach fizykoterapeutycznych. W badaniach uczestniczyli pacjenci w przedziale wiekowym (23÷42) lata, a implanty były wszczepiane w część zębodołową trzonu żuchwę. Należy dodać, że wrażenie bólu było efektem ubocznym tego zabiegu.

Podstawowymi przesłankami leżącymi u podstaw podjętych badań były poważne rozbieżności w wynikach dotychczasowych badań oraz brak możliwości przeprowadzenia analizy porównawczej w odniesieniu do skuteczności fizykoterapeutycznej powyższych metod na łagodzenie wrażenia bólu w przyjętym modelu eksperymentalnym.

Ból jest wrażeniem subiektywnym i dlatego trudnym do oceny. Najczęściej stosowane do oceny poziomu bólu w stomatologii są skale: numeryczna NRS (Numerical Rating Scale) i skala wzrokowo – analogowa VAS (Visual Analogue Scale). W celu zwiększenia obiektywizacji oceny wrażenia bólu u badanych pacjentów dokonano modyfikacji skali numerycznej (NRS) i nazwano ją skalą MNRS, która charakteryzowała się znaczną powtarzalnością wyników odczytu wrażenia bólu w funkcji upływającego czasu. Umożliwiało to ocenę skuteczności terapii przeciwbólowej przez poszczególne rodzaje magnetostymulacji.

Na podstawie wyników przeprowadzonych badań skonstruowano tzw. „krzywe bólu”, czyli zależność łagodzenia wrażenia bólu wyrażanego liczbą \bar{k} odczytaną ze skali MNRS w funkcji czasu. Każdy z badanych pacjentów w każdej fazie badania trzykrotnie odczytywał wrażenie bólu ze skali MNRS. W dalszych analizach

uwzględniono średnią z tych odczytów. Liczba \bar{k} stanowiła średnią ze średnich wszystkich odczytów przy zastosowanej metodzie magnetostymulacji.

Z analizy „krzywych bólu” wynika, że magnetostymulacja stałopolowa przy indukcji $\bar{B} = 2,2\text{mT}$ nie wykazuje efektu analgetycznego. Przy indukcji $\bar{B} = 60\text{mT}$ występuje efekt działania analgetycznego porównywalny z podobnym efektem uzyskiwanym po zastosowaniu magnetostymulacji zmiennopolowej JPS przy programie M1P3. Największy efekt analgetyczny (skuteczność fizykoterapeutyczną) uzyskuje się stosując magnetostymulację zmiennopolową JPS (M2P3) z ledoterapią RIR. Można przypuszczać, że występuje tu efekt synergicznego działania bodźca magnetycznego i świetlnego zwiększający skuteczność fizykoterapeutyczną polegającą na łagodzeniu odczucia bólu.

Ponadto wprowadzono nowe pojęcie współczynnika skuteczności fizykoterapeutycznej (WSF), który pozwala na liczbową ocenę oddziaływania analgetycznego poszczególnych rodzajów magnetostymulacji i może eliminować konieczność wykonywania charakterystyk krzywych bólu.

SUMMARY

This work presents the comparative analysis of the physiotherapeutic efficiency of the direct-field magnetostimulation, alternating-field magnetostimulation and alternating-field magnetostimulation with the LED light therapy regarding the pain relief effect after implantation of dental implants after orthodontic treatment. The applied experimental model was the same in all of the above mentioned physiotherapeutic methods. The tests were performed on a group of patients of age from 23 to 42.

Implants were implanted into the lower jaw. It is worth adding that the pain sensation was the side effect of the treatment.

Serious discrepancies of results presented in scientific papers and lack of the comparative analysis of the physiotherapeutic efficiency of the relief of pain in the homogenous experimental model by mentioned above physiotherapeutic methods gave rise to this study.

Because the pain sensation is subjective, author of presented doctoral thesis has modified the numerical NRS scale. He called this scale MNRS. The MNRS scale took advantages of the NRS, graphic and verbal scales altogether. The MNRS scale was comprehensible by tested patients and readings of the sensation of pain was reproducible. It made possible assessment of effects of the anti-pain therapy by particular types of magnetostimulation.

Undertaken studies made possible creation of the so-called “pain curve” i.e. the time related relation of the relief of pain expressed by the factor k read off from the MNRS scale. Each of the tested patients has been reading off the sensation of pain from the scale three times. Mean value of these three readings was taken for further analysis. The numerical factor k was the mean value of all mean values obtained regarding particular type of the magnetostimulation.

The analysis of “pain curves” yields that direct-field magnetostimulation at the magnetic field of $B = 2,2$ mT does not show the analgesic effect. At the magnetic field of $B = 60$ mV the analgesic effect is similar to that obtained with the application of the JPS alternating-field magnetostimulation in the M1P3 mode. The highest analgesic effect (physiotherapeutic efficiency) is obtained applying the JPS alternating-field

magnetostimulation in the M2P3 mode together with the LED light therapy, RIR. Assumedly, in this situation the synergic effect of the magnetic and light stimulus increases the physiotherapeutic effectiveness of the relief of the pain effect.

There has been introduced a new concept of the physiotherapeutic effectiveness (WFS). Introduction of this coefficient makes possible introduction of the numerical assessment of the magnetic interaction of particular types of magnetostimulation. It also simplifies tests by elimination of the necessity of making pain curves.