

PRZEMYSŁAW STRÓŻYK¹, RAFAŁ NOWAK²

Zastosowanie metody elementów skończonych do analizy stabilności zespołań stosowanych przy strzałkowej osteotomii gałęzi żuchwy

Finite Elements Method Analysis of Fixation for Bilateral Sagittal Split Osteotomy

¹ Wydziałowy Zakład Wytrzymałości Materiałów Politechniki Wrocławskiej

² Katedra i Klinika Chirurgii Szczękowo-Twarzowej Akademii Medycznej we Wrocławiu

Streszczenie

Wprowadzenie. Obustronne strzałkowe rozszczepienie gałęzi żuchwy (BSSO – *bilateral sagittal split osteotomy*) jest jedną z podstawowych metod stosowanych w leczeniu wrodzonych i nabytych zniekształceń żuchwy. Ważnym etapem jest właściwe unieruchomienie odłamów kostnych warunkujące ich prawidłowy zrost, co umożliwia szybką rehabilitację pooperacyjną.

Cel pracy. Ocena porównawcza z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES) stabilności zespolenia w przypadku zastosowania trzech rodzajów unieruchomień odłamów osteotomijnych.

Materiał i metody. Do oceny i analizy stabilności wybranych zespołań odłamów osteotomijnych wykorzystano własny wirtualny trójwymiarowy (3D) model przygotowany na podstawie skanów wykonanych na poliuretanowym modelu żuchwy człowieka. Obliczenia przemieszczeń dla trzech rodzajów zespołań zostały przeprowadzone dla obciążenia symetrycznego i niesymetrycznego żuchwy w zakresie sił wywołanych w układzie stomatognatycznym w okresie pooperacyjnym.

Wyniki. Stwierdzono wyraźne różnice w wartościach przemieszczeń dla poszczególnych typów zespołań, przy czym największą stabilnością charakteryzowało się zespolenie za pomocą wkrętów bikortykalnych.

Wnioski. Zespolenie bikortykalne jest najstabilniejszą metodą połączenia odłamów kostnych po wykonaniu strzałkowej osteotomii gałęzi żuchwy (**Dent. Med. Probl. 2011, 48, 2, 157–164**).

Słowa kluczowe: obustronne strzałkowe rozszczepienie gałęzi żuchwy, osteosynteza, metoda elementów skończonych, stabilność.

Abstract

Background. In corrective mandible surgery bilateral sagittal split osteotomy is one of the basic method applied for achieving proper occlusion and improving facial proportions. Very important part of the surgery is a good stabilization of osteotomized bone fragments which provides proper bone healing and enables postoperative rehabilitation shortly after operation.

Objectives. Comparing three types of fixation during bilateral sagittal split osteotomy of the mandible using finite elements method analysis.

Material and Methods. According to human mandible polietherane model virtual threedimensional (3D) model of the mandible was created. Then three types of fixation were analyzed to stand for displacement of osteotomized fragments in symmetrical and asymmetrical loading of the mandible.

Results. In various types of fixation the authors noticed distinct differences in displacement values of bone fragments as well as in symmetrical and asymmetrical loading of the mandible.

Conclusions. According to the experiment bicortical screws fixation demonstrates the best rigidity after BSSO (**Dent. Med. Probl. 2011, 48, 2, 157–164**).

Key words: bilateral sagittal split osteotomy, osteosynthesis, finite elements method, stability.

Zarówno w ośrodkach krajowych, jak i zagranicznych ostatnie lata przyniosły rozwój metod eksperymentalnych dotyczących badania biomechaniki struktur anatomicznych. Do oceny biomechanicznej tkanek ludzkich wprowadzono wiele nowych metod, w tym metody analizy komputerowej (mechanika komputerowa, wykorzystanie tomografii komputerowej do tworzenia modeli anatomicznych, metoda analizy elementów skończonych). W badaniu sił działających w organizmie, przemieszczeń różnych struktur anatomicznych wobec siebie lub wprowadzonych do organizmu implantów są wykorzystywane badania wytrzymałościowe, metody optyczne (fotografia plamkowa, elastooptyka, interferometria holograficzna, tensometria oporowa), metody akustyczne, stereolitografia.

Metoda elementów skończonych (MES, FEM – *finite elements method*) jest matematycznym sposobem umożliwiającym odwzorowanie i badanie właściwości mechanicznych obiektów geometrycznych. Pierwotnie metoda wykorzystywana głównie w inżynierii, obecnie jednak, wraz z doskonaleniem technik cyfrowych znajduje szerokie zastosowanie w biomechanice do określania rozkładów naprężeń, odkształceń i przemieszczeń badanych obiektów i tkanek.

W piśmiennictwie angielskim można znaleźć liczne publikacje dotyczące wykorzystania MES w zagadnieniach z zakresu chirurgii szczękowo-twarzowej, według wiedzy dostępnej autorom natomiast polskie piśmiennictwo jest pod tym względem raczej ubogie. Istnieją doniesienia na temat badań z zastosowaniem MES w traumatologii szczękowo-twarzowej [1–4] oraz zagadnieniach typowo stomatologicznych.

We współczesnej chirurgii ortognatycznej, w zależności od rodzaju i nasilenia wady gnatyicznej, zabiegi korekcyjne obejmują albo górny masyw twarzy – szczęki, kości jarzmowe, oczodoły, kości nosa, albo masyw dolny – żuchwę; zabiegi obejmujące górny i dolny masyw twarzy wykonuje się także jednocześnie. W przypadku korygowania wad morfologicznych żuchwy najczęściej stosowanym sposobem leczenia operacyjnego jest obustronne strzałkowe rozszczepienie żuchwy (BSSO – *bilateral sagittal split osteotomy*). Metoda została wprowadzona przez Obwegesera i Traunera, którzy w 1955 r. po raz pierwszy wykonali zabieg rozszczepienia gałęzi żuchwy z dostępu wewnątrzustnego [5]. Doczekała się ona wielu modyfikacji, główne jej założenia jednak pozostały niezmiennie. Podobnie jak metoda, tak i sposób zespalania odłamów osteotomijnych ewaluował: od pozostawiania ich bez żadnego unieruchomienia, przez wiązania międzyszczękowe, ligatury druciane do różnego rodzaju osteosyntezy. Właści-

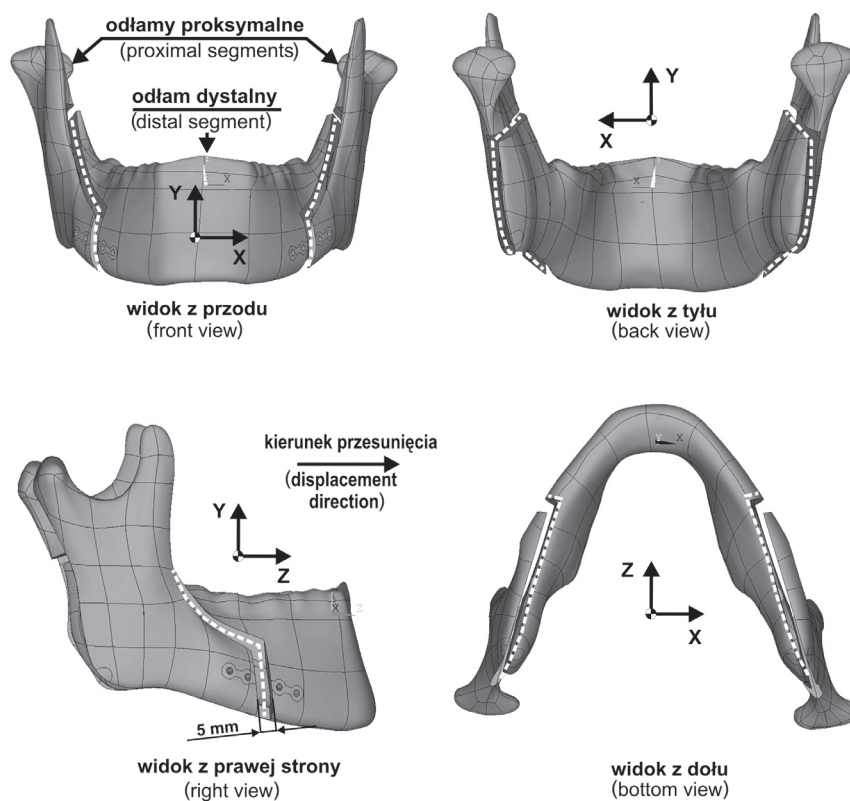
we i stabilne unieruchomienie odłamów kostnych zapewnia nie tylko prawidłowy wzrost i gojenie kości po zabiegu chirurgicznym, ale również skraca czas lub usuwa konieczność stosowania wiązania międzyszczękowego, co bezpośrednio wpływa na komfort i bezpieczeństwo pacjenta po zabiegu. Niektórzy autorzy wskazują, że zastosowanie zespolenie może korelować z niepowodzeniem leczenia operacyjnego i nawrotem wady [6].

Obecnie najczęściej stosowanymi sposobami zespalania odłamów kostnych w zabiegach korekcyjnych żuchwy jest stosowanie wkrętów bikortykalnych oraz monokortykalnie mocowanych mini-płytek. Do zalet pierwszej metody zalicza się przede wszystkim stabilne zespolenie odłamów, wadą są blizny na twarzy oraz możliwość uszkodzenia gałęzi nerwu twarzowego. W drugim sposobie zespolenie jest najczęściej wykonywane za pomocą jednej płytki mocowanej do odłamów kostnych, za pomocą kilku wkrętów z dostępu wewnątrzustnego. Zastosowanie jednej płytki wiąże się z możliwością wystąpienia przemieszczeń odłamów, tzn. może dochodzić do oddalania lub zbliżania się odłamów, a nawet do ich obrotów względem siebie – w zależności od sztywności gięto-skrętnej implantu. Z jednej strony przemieszczenia mogą inicjować procesy kościotwórcze, ale z drugiej – jeżeli są zbyt duże, mogą prowadzić do częściowego zniszczenia nowo powstającej tkanki kostnej. Przemieszczenia występujące w zespoleniu o źle dobranej sztywności mogą być przyczyną nieprawidłowego ustawienia się odłamów, co w prowadzi do niepowodzenia zabiegu chirurgicznego.

Celem pracy była ocena porównawcza z wykorzystaniem MES stabilności zespolenia w przypadku zastosowania trzech rodzajów unieruchomień odłamów osteotomijnych. Obliczenia przemieszczeń zostały przeprowadzone dla obciążenia symetrycznego (odpowiadającemu odgryzaniu kęsa pokarmu zębami siecznymi) i niesymetrycznego (odpowiadającemu jednostronnemu rozgryzaniu pokarmu zębami trzonowymi) żuchwy w zakresie sił wywoływanych w układzie stomatognatycznym w okresie pooperacyjnym.

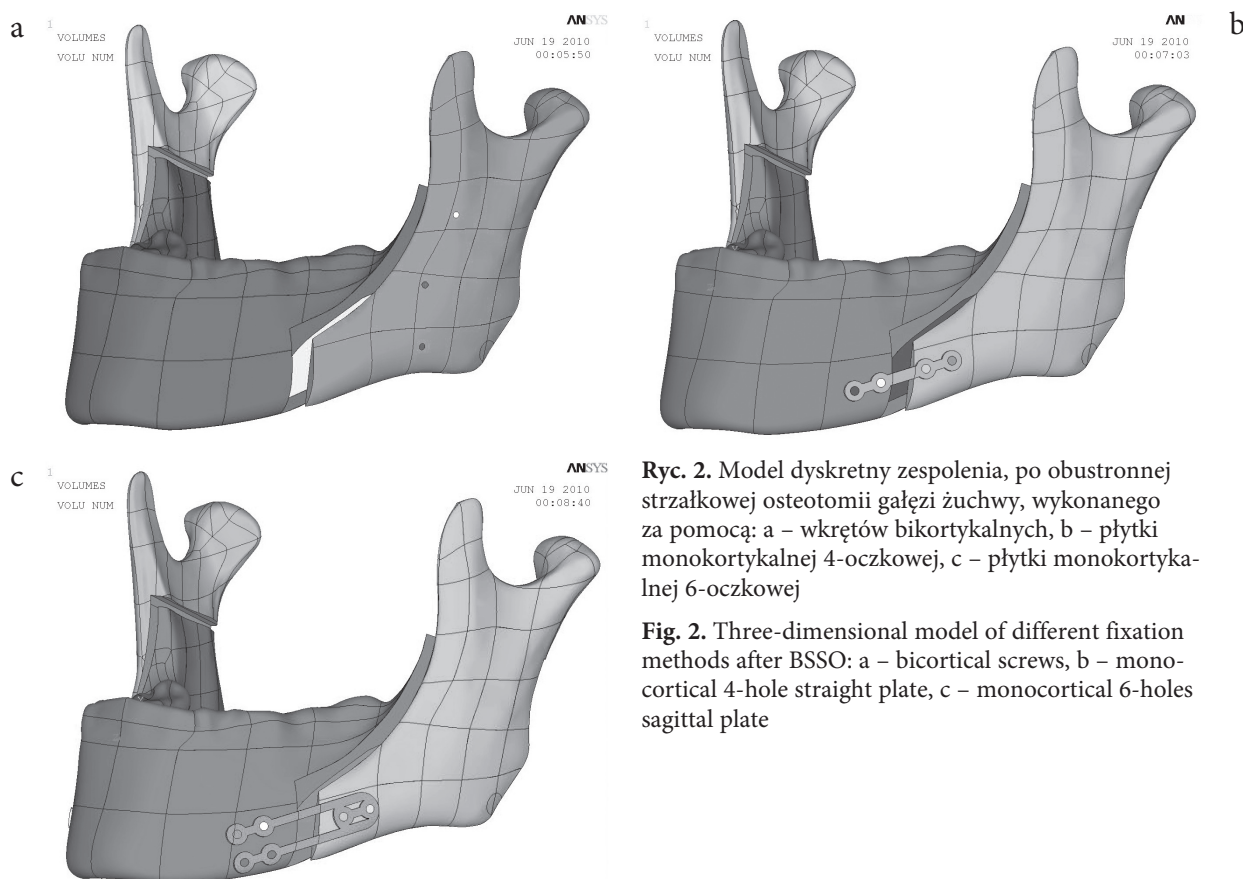
Material i metody

Do oceny i analizy stabilności wybranych zespolień odłamów osteotomijnych wykorzystano własny wirtualny trójwymiarowy (3D) model przygotowany na podstawie skanów (skaner Atos II) wykonanych na poliuretanowym, poprawnie anatomicznym modelu żuchwy człowieka (Synbone, Szwajcaria). Następnie podzielono go na trzy części (tj. dwa odłamy proksymalne i jeden dystalny) zgodnie z linią strzałkowej osteotomii gałęzi



Ryc. 1. Podział modelu zgodnie z linią osteotomii (linia przerywana) z widoczną szczeliną po rozsunięciu odłamów kostnych

Fig. 1. Model of the mandible divided according to the osteotomy line (dashed line) with a visible gap between bone segments

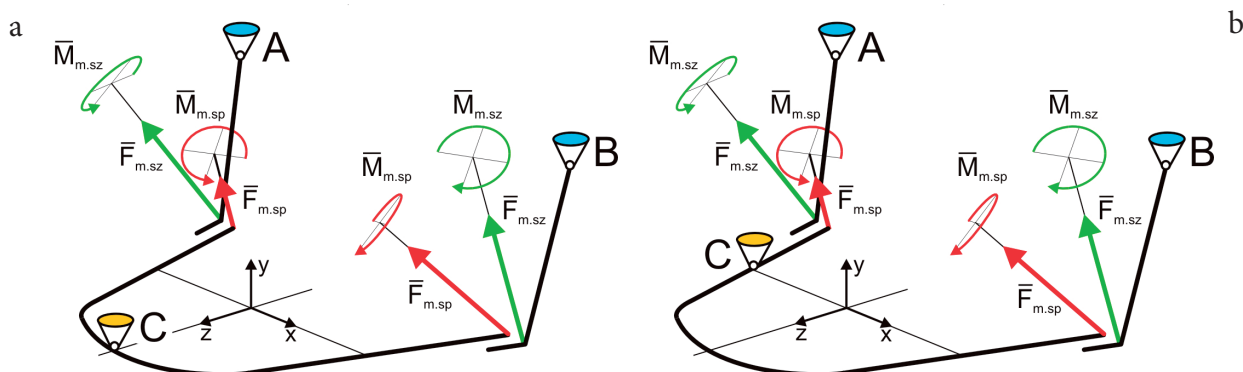


Ryc. 2. Model dyskretny zespolenia, po obu stronach strzałkowej osteotomii gałęzi żuchwy, wykonanego za pomocą: a – wkrętów bikortykalnych, b – płytki monocortykalnej 4-oczkowej, c – płytki monocortykalnej 6-oczkowej

Fig. 2. Three-dimensional model of different fixation methods after BSSO: a – bicortical screws, b – monocortical 4-hole straight plate, c – monocortical 6-holes sagittal plate

Tabela 1. Stałe materiałowe dla tkanki zbitiej, gąbczastej i stopu tytanu Ti-6Al-4V**Table 1.** Material properties of cortical bone, cancellous bone and alloy titanium Ti-6Al-4V

	Kość zbita (Cortical bone)	Kość gąbczasta (Cancellous bone)	Tytan (Alloy titanium)
Moduł Younga E (Young's modulus E) [MPa]	$1,7 \cdot 10^4$	$1,1 \cdot 10^4$	$1,05 \cdot 10^5$
Współczynnik Poissona (Poisson's ratio) ν	0,3	0,3	0,3



Ryc. 3. Schemat podparcia i obciążenia żuchwy: a – obciążenie symetryczne, b – obciążenie niesymetryczne, punkt A i B – zamocowanie na głowie żuchwy, punkt C – podparcie w miejscu działania siły zgryzu (M – wektor momentu sił, F – wektor sumy sił, m.sz – m. skroniowy i m. żwacz, m.sp – m. skrzydłowy przyśrodkowy)

Fig. 3. Scheme of support and load of the mandible: a – symmetrical load, b – unsymmetrical load, A, B – point of support on the head of the mandible, C – point of support on the occlusion side (M – moment of forces, F – vector sum of all the forces, m.sz – *m. temporalis* and *m. masseter*, m.sp – *m. pterygoideus medialis*)

Tabela 2. Wartości składowych obciążenia (siły i momenty) dla obciążenia symetrycznego i niesymetrycznego**Table 2.** Value of load components (forces and moments) for symmetrical and asymmetrical case

		Obciążenie nr 1 (Load variant 1 – symmetrical)				Obciążenie nr 2 (Load variant 2 – asymmetrical)			
		strona lewa (left side)		strona prawa (right side)		strona lewa (left side)		strona prawa (right side)	
		m.sz*	m.sp**	m.sz	m.sp	m.sz	m.sp	m.sz	m.sp
Składowe sił (Loads component) N	F_x	-3,0	2,0	2,4	-2,2	-12,0	10,4	4,6	-4,6
	F_y	13,8	4,6	13,0	5,2	52,8	24,8	24,2	12
	F_z	2,4	0,2	2,8	0,2	8,8	1,6	1,6	0,8
Składowe momentów (Moments component) NM	M_x	-0,35	-0,08	-0,35	-0,08	-1,32	-0,36	-0,60	-0,18
	M_y	-0,06	0,03	0,06	-0,03	-0,24	0,16	0,12	-0,06
	M_z	0,08	0,03	-0,08	-0,03	0,32	0,16	-0,12	-0,06

m.sz* – m. skroniowy i m. żwacz, m.sp** – m. skrzydłowy przyśrodkowy.

m.sz* – *m. temporalis* and *m. masseter*, m.sp** – *m. pterygoideus medialis*.

żuchwy. Odłamki rozsunięto z pozostawieniem 5 mm szczeliny między nimi (ryc. 1). W praktyce odpowiada to zabiegowi wysunięcia żuchwy w przypadku korekcji retrogenii.

Do połączenia odłamków wykorzystano trzy

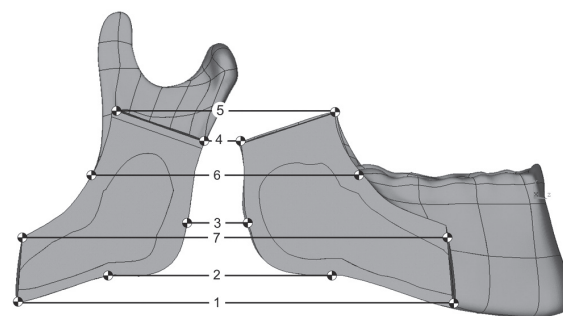
metody zespolenia: wkręty biokortykalne o średnicy 2 mm (ryc. 2a) – model 1, płytki 4-oczkowa mocowana monokortykalnie (ryc. 2b) – model 2, płytki rozgałęziona 6-oczkowa, mocowana monokortykalnie (ryc. 2c) – model 3.

W obliczeniach wykorzystano średnie wartości stałych materiałowych wyznaczonych dla rzeczywistej tkanki kostnej [7]. Założono ponadto, że materiał żuchwy będzie jednorodny i ciągły oraz będzie wykazywał cechy materiału izotropowego. Koronę zęba zamodelowano jako materiał o własnościach istoty zbitiej [8]. W przypadku płytek i wkrętów wykorzystano własności fizyczne stopów tytanu Ti-6Al-4V [7]. Wartości stałych materiałowych podano w tab. 1.

Do obliczeń przyjęto dwa schematy obciążenia i podparcia, których celem było odwzorowanie warunków, jakie występują w czasie odgryzania kęsa pokarmu zębami siecznymi (obciążenie symetryczne – ryc. 3a) i jednostronnego rozgryzania pokarmu zębem trzonowym (obciążenie niesymetryczne – ryc. 3b).

W układzie obciążenia żuchwy uwzględniono oddziaływanie trzech mięśni, tj. mięśnia skroniowego, żwacza i skrzydłowego przyśrodkowego oraz przyjęto, że siła zgryzu w przypadku opisanym na ryc. 3a będzie wynosić 20 N, a na ryc. 3b 80 N [9]. Na podstawie powyższych wartości wyznaczono składowe obciążenia (siły i momenty) dla każdego mięśnia [10], które przyłożono w punktach redukcji. W przypadku mięśnia skroniowego i mięśnia żwacza ich składowe zostały zredukowane do wspólnego punktu leżącego na tylnym brzegu gałęzi żuchwy (odłam proksymalny). Składowe obciążenia mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego zostały przyłożone do punktu leżącego na tylnym brzegu gałęzi żuchwy lecz na odłamie dystalnym. Wartości składowych obciążenia dla poszczególnych wariantów obciążenia podano w tab. 2.

W pierwszym i drugim wariantcie żuchwę zamocowano w trzech punktach, tj. na obydwu głowach (niezależnie od układu sił), odbierając po 3 stopnie swobody, a trzeci punkt podparcia zależał od rodzaju obciążenia (ryc. 3a). W przypadku obciążenia symetrycznego trzeci punkt podparcia znajdował się między zębem 41 a 31, a niesymetrycznego na zębie 46. W tych punktach odebrano po jednym stopniu swobody, tj. przemieszczenie pionowe w kierunku osi Y prostopadłej do płaszczyzny poprzecznej (ryc. 3b).



Ryc. 4. Położenie punktów pomiarowych wzdłuż linii cięcia

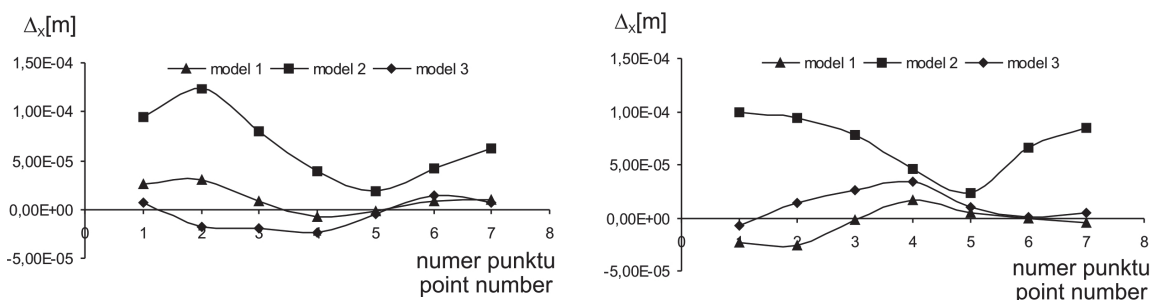
Fig. 4. Location of measurement points along the osteotomy line (in the planar cut)

trycznego na zębie 46. W tych punktach odebrano po jednym stopniu swobody, tj. przemieszczenie pionowe w kierunku osi Y prostopadłej do płaszczyzny poprzecznej (ryc. 3b).

Wyniki

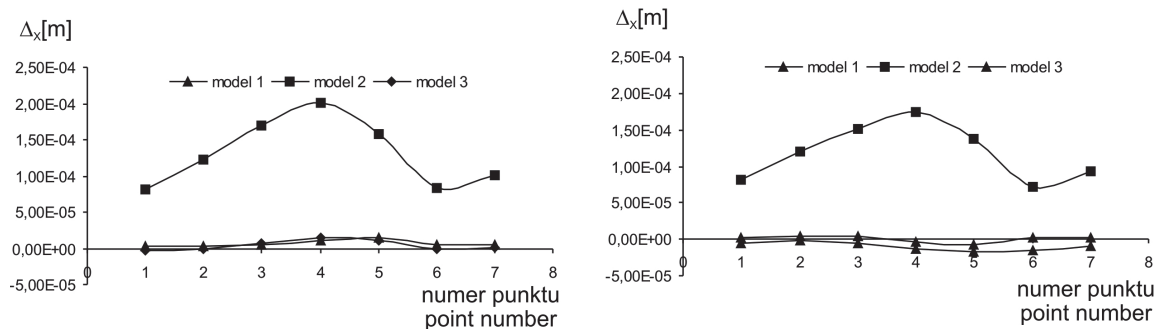
Na podstawie przeprowadzonych obliczeń numerycznych otrzymano wyniki w postaci pól przemieszczeń odłamów osteotomijnych. Na ryc. 4 podano położenie punktów, wzdłuż linii podziału, na podstawie których analizowano i oceniano wpływ wybranego zespolenia na stabilność układu.

Na ryc. 5–8 pokazano wykresy przemieszczeń odłamów, w kierunku osi x (kierunek prostopadły do płaszczyzny środkowej) w globalnym układzie współrzędnych (ryc. 4). Oś odciętych reprezentuje punkty wzdłuż linii cięcia, natomiast na osi rzędnych podano wartości przemieszczeń odłamów proksymalnych i dystalnych. Wartość „0” na osi rzędnych przedstawia początkową odległość między odłamanami równą 5 mm.



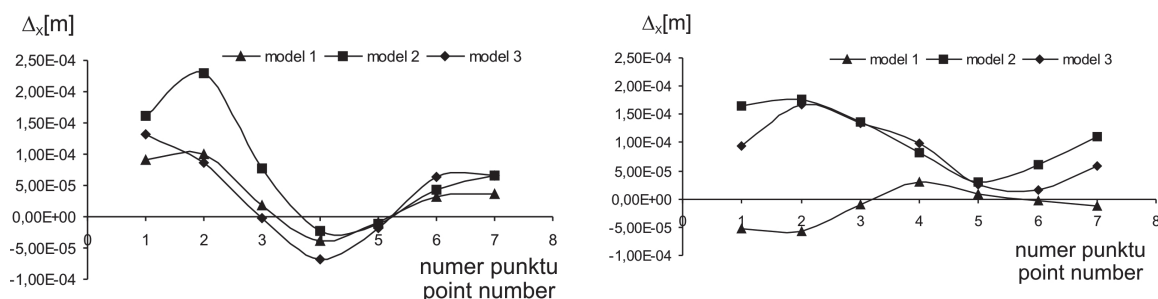
Ryc. 5. Przemieszczenia odłamów proksymalnych dla obciążenia nr 1: a) lewa strona, b) prawa strona

Fig. 5. Displacement of the proximal segments for the case of symmetrical load – variant 1, a) left side, b) right side



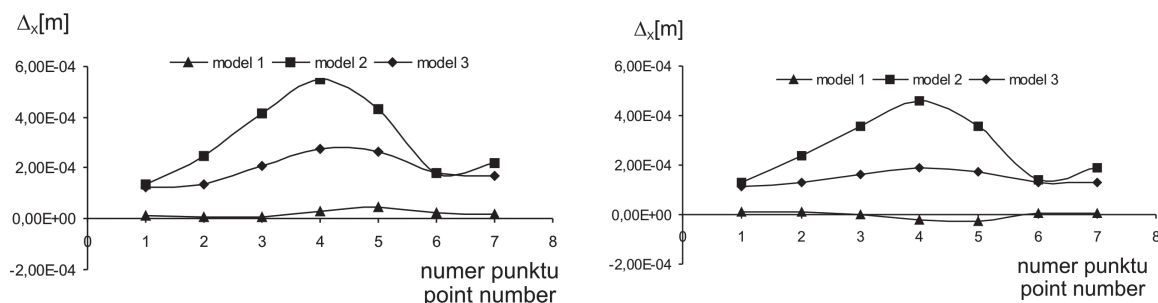
Ryc. 6. Przeszczenia odłamów dystalnych dla obciążenia nr 1: a) lewa strona, b) prawa strona

Fig. 6. Displacement of the distal segments for the case of symmetrical load – variant 1, a) left side, b) right side



Ryc. 7. Przeszczenia odłamów proksymalnych dla obciążenia nr 2: a) lewa strona, b) prawa strona

Fig. 7. Displacement of the proximal segments for the case of asymmetrical load – variant 2, a) left side, b) right side



Ryc. 8. Przeszczenia odłamów dystalnych dla obciążenia nr 2: a) lewa strona, b) prawa strona

Fig. 8. Displacement of the distal segments for the case of asymmetrical load – variant 2, a) left side, b) right side

Omówienie

Wyniki otrzymane na podstawie obliczeń własnych wskazują na wyraźne różnice w wartościach przemieszczeń oraz zachowaniu się odłamów osteotomijnych (krzywe przemieszczeń) w zależności od rodzaju zespolenia i schematu obciążenia.

W przypadku obciążenia symetrycznego w modelu nr 1 (ryc. 3a) odłamy proksymalne przemieszczają się w sposób symetryczny w stosunku do płaszczyzny środkowej (ryc. 6). Podobne zachowanie można zauważyć dla prawej i lewej strony odłamu dystalnego (ryc. 6). Analiza wyników uzyskanych dla modelu nr 3 (ryc. 5 i 6) wykazała, że

przeszczenia są także symetryczne względem płaszczyzny środkowej, a ich wartości są porównywalne z wartościami uzyskanymi dla modelu nr 1. W przypadku modelu nr 2, zarówno dla odłamów proksymalnych, jak i dla lewej i prawej strony odłamu dystalnego, zauważono asymetrię przemieszczeń (ryc. 5 i 6) oraz wzrost ich wartości w stosunku do pozostałych modeli. Widoczny odmienny charakter (związany z asymetrią) modelu nr 2 jest związany z obrotem odłamu dystalnego w płaszczyźnie środkowej z jednoczesnym przemieszczeniem odłamów proksymalnych w kierunku dodatniego zwrotu osi x (wartości przemieszczeń są tego samego znaku).

W przypadku obciążenia niesymetrycznego (ryc. 3b) zachowanie modelu nr 1 charakteryzowało się pełną symetrią przemieszczeń odłamów proksymalnych oraz lewej i prawej strony odłamu dystalnego (ryc. 7 i 8). Nawet wykresy przemieszczeń były bardzo podobne do tych, które uzyskano dla obciążenia symetrycznego. Wartości ich jednak były większe od uzyskanych dla obciążenia żuchwy pokazanych na ryc. 1.

W modelu 2 stwierdzono asymetryczne zachowanie się odłamów proksymalnych i dystalnych. Wykresy przemieszczeń (ryc. 7 i 8) charakteryzują się dużym podobieństwem do krzywych otrzymanych dla obciążenia nr 1, zaobserwowano jednak istotny wzrost wartości przemieszczeń, tj. 2–3-krotny w stosunku do obciążenia symetrycznego.

Wartości przemieszczeń i wykresy otrzymane dla modelu nr 3 wykazują dużą zbieżność z wynikami uzyskanymi dla modelu nr 1. Istotne różnice (przede wszystkim wartości przemieszczeń, które są 2-krotnie wyższe od wartości związanych z modelem nr 1) można jedynie zauważyć w przypadku wykresów związanych z odłamek dystalnym (ryc. 8).

Zagadnieniem doświadczalnej oceny stabilności zespolenia odłamów osteotomijnych po strzałkowej osteotomii gałęzi żuchwy zainteresowano się na początku lat 90. ubiegłego wieku [11]. W tym celu wykonywano zarówno doświadczenia modelowe [12–15], jak i wykorzystywano metodę analizy elementów skończonych [8, 16–19]. Dzięki wykorzystaniu MES możliwe stało się przeprowadzenie badań doświadczalnych w wirtualnym środowisku. Należy podkreślić, że trójwymiarowy wirtualny model jest pewnym przybliżeniem warunków rzeczywistych, a dokładność ich odwzorowania zależy od wielu składowych podczas tworzenia takiego modelu, z których najważniejsza jest liczba elementów skończonych, na które taki model jest podzielony, czy izotropia i anizotropia tkanki ludzkiej. Wraz ze wzrostem liczby elementów skończonych zwiększa się również czas analizy modelu, a z tym wiąże się koszt przeprowadzenia doświadczenia [8].

W dostępnym piśmiennictwie dotyczącym analizy z zastosowaniem MES biomechaniki zespolenia stosowanych w chirurgii szczękowo-twarzowej dużo miejsca poświęcono traumatologii, tylko pojedyncze prace natomiast omawiają zagadnienia unieruchamiania odłamów kostnych podczas zabiegów z zakresu chirurgii ortognatycznej. Maurer et al. [8] zanalizowali zastosowanie 3 śrub bikortykalnych o średnicy odpowiednio 2 i 1,5 mm w układzie liniowym oraz trójkątnym. Stwierdzili, że zespolenie w układzie trójkątnym jest bardziej stabilne oraz przyjmując, że siły żucia w okresie pooperacyjnym nie przekroczą 90 N,

nawet zastosowanie śrub o mniejszej średnicy będzie wystarczające do zapewnienia zrostu odłamów. W kolejnym doświadczeniu autorzy ci [16] zbadali wartość maksymalnych sił, jakie są w stanie wytrzymać monokortykalne zespolenia płytkowe (124,6 N) i bikortykalne za pomocą wkrętów (167,5 N). Zarówno w pierwszym, jak i drugim przypadku zespolenia powinny warunkować prawidłowy wzrost. Kolejnym wnioskiem płynącym z prac Maurera et al. [8, 16], które według wiedzy autorów są jednymi z pierwszych opisujących zagadnienia MES w chirurgii ortognatycznej, to przydatność tej metody i jej konkurencyjność względem klasycznych metod doświadczalnych oraz korelowanie z obserwacjami klinicznymi.

Z kolei Bohuli et al. [17] zanalizowali z zastosowaniem MES 9 różnych sposobów zespolenia odłamów ostoeotomijnych – 1 śrubę bikortykalną, 2 śruby bikortykalne w 2 układach, 3 śruby bikortykalne w 2 układach, płytkę monokortykalną mocowaną 2 śrubami, płytkę monokortykalną mocowaną 4 śrubami, 2 płytki monokortykalne w układzie równoległym oraz płytkę monokortykalną kwadratową mocowaną 4 śrubami. Trójwymiarowe modele poddali działaniom sił odpowiednio 75 N, 135 N i 600 N. Stwierdzili, że najkorzystniejszy rozkład naprężeń występuje w zespoleniu za pomocą 3 śrub bikortykalnych w układzie trójkątnym, ale również, że we wszystkich typach zespolenia rozkład ten jest akceptowalny przy wartości sił do 135 N. Również Erkmén et al. [18], którzy porównali zespolenia płytkowe i monokortykalne, oraz Lee et al. [19] w doświadczeniu z różnym umieszczeniem śrub bikortykalnych stwierdzili, że najkorzystniejszy rozkład naprężeń występuje z zastosowaniem zespolenia odłamów za pomocą śrub bikortykalnych w układzie trójkątnym. Wyniki wszystkich tych badań są zbieżne z obserwacjami własnymi, w których również z zastosowaniem zespolenia bikortykalnego za pomocą śrub w układzie trójkątnym obserwowano najmniejsze przemieszczenia odłamów.

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń można stwierdzić, że stosowanie implantów monokortykalnych prowadzi do powstania między odłamekmi półprzegubu. Zespolenie wykonane za pomocą wkrętów bikortykalnych wykazuje się większą stabilnością, a odłamy zachowują się jak żuchwa bez osteotomii. Zespolenia wykonane za pomocą płytki 4-oczkowej charakteryzują się zdecydowanie mniejszą sztywnością niż zespolenia wykonane za pomocą płytki 6-oczkowej. Zespolenie wykonane za pomocą płytki 6-oczkowej wykazuje duże podobieństwo (wykresy przemieszczeń) do zespolenia wykonanego za pomocą wkrętów bikortykalnych.

Jakkolwiek największą wartość przedstawiają badania i obserwacje kliniczne, przeprowadzone doświadczenie może być cenną wskazówką dla ze-

społu operacyjnego przy doborze metody zespolenia odłamów kostnych podczas zabiegów strzałkowej osteotomii gałęzi żuchwy.

Piśmiennictwo

- [1] KROMKA M., MILEWSKI G.: Experimental and numerical approach to chosen types of mandibular fractures cured by means of miniplate osteosynthesis. *Acta Bioeng. Biomech.* 2007, 9, 2, 49–54.
- [2] SZYDEK-KROMKA M., JĘDRUSIK-PAWŁOWSKA M., MILEWSKI G., LEKSTON Z., CIEŚLIK T., DRUGACZ J.: Numerical analysis of displacements of mandible bone parts using various elements for fixation of subcondylar fractures. *Acta Bioeng. Biomech.* 2010, 12, 11–18.
- [3] WANYURA H., KOWALCZYK P., RACZKO K., SAMOLCZYK-WANYURA D., BOSSAK M., STOPA Z.: Analiza obciążeń zewnętrznych prowokujących złamanie czołowo-oczodołowo-nosowe wykonana za pomocą metody elementów skończonych. *Czas. Stomatol.* 2010, 63, 585–599.
- [4] ZIĘBOWICZ A., MARCINIAK J.: Experimental and numerical method in biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis of mandible fracture. *Acta Bioeng. Biomech.* 2004, 6, 17–22.
- [5] TRAUNER R., OBWEGESER H.: Zur Operationstechnik bei der Progenie und anderen Unterkieferanomalien. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilk.* 1955, 23, 1–2, 1–26.
- [6] UEKI K., NAKAGAWA S., TAKATSUKA E., YAMAMOTO E.: Plate fixation after mandibular osteotomy. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001, 30, 490–496.
- [7] KNOLL W., GAIDA A., MAURER P.: Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *J. Cranio Maxillofac. Surg.* 2006, 34, 201–209.
- [8] MAURER P., HOLWEG S., JOHANNES S.: Finite element analysis of different screw diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J. Cranio Maxillofac. Surg.* 1999, 27, 365–372.
- [9] OHKURA K., HARADA K., MORISHIMA S., ENOMOTO S.: Changes in bite force and occlusal contact area after orthognathic surgery for correction of mandibular prognathism. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001, 91, 141–145.
- [10] STRÓŻYK P.: Zmiana napięcia mięśni żuchwy w zależności od miejsca przyłożenia obciążenia na łuku żębowym. Raport PWR, Seria: SPR 2010, 10.
- [11] ANUCUL B., WAITE P. D., LEMONS J. E.: *In vitro* strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: Noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 1992, 50, 1295–1301.
- [12] ARMSTRONG J. E. A., LAPOINTE H. J., HOGG N. J. V., KWOK A. D.: Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed *in vitro* testing model. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001, 59, 191–195.
- [13] BOCCACCIO A., LAMBERTI L., PAPPALETTERE C., CARANO A., COZZANI M.: Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. *J. Biomechanics* 2006, 39, 2907–2918.
- [14] JANKOWSKI L. J., NOWAK R., STRÓŻYK P.: Application of holographic interferometry and speckle photography in the evaluation of mandible stabilization techniques. *Acta Bioeng. Biomech.* 2010, 12, 67–73.
- [15] NOWAK R., WNUKIEWICZ J., STRÓŻYK P., PAWLAK W.: Doświadczalna analiza zespolień stosowanych przy strzałkowej osteotomii gałęzi żuchwy – doniesienie wstępne. *Dent. Med. Probl.* 2008, 45, 369–373.
- [16] MAURER P., WOLF-DIETRICH K., JOHANNES S.: Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J. Cranio Maxillofac. Surg.* 2003, 31, 284–289.
- [17] BOHLULI B., MOTAMEDI M., BOHLULI P., SARKARAT F., MOHARAMNEJAD N., TABRIZI M.: Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010, 68, 2765–2769.
- [18] ERKMEN E., SIMSEK B., YUCEL E., KURT A.: Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis Part 1: advancement surgery posterior loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2005, 34, 551–558.
- [19] LEE M.-Y., LIN CH.-L., TSAI W.-D., LO L.-J.: Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *J. Plast. Reconstr. Aesthet. Surg.* 2010, 63, 451–455.

Adres do korespondencji:

Rafał Nowak
Katedra i Klinika Chirurgii Szczykowo-Twarzowej AM
ul. Borowska 213
50-556 Wrocław
tel.: 71 734 36 90
e-mail: rafimail@wp.pl

Praca wpłynęła do Redakcji: 7.04.2011 r.
Po recenzji: 26.04.2011 r.
Zaakceptowano do druku: 9.06.2011 r.

Received: 7.04.2011
Revised: 26.04.2011
Accepted: 9.06.2011