ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ

Wiesław CHLADEK

1,3553 00

SYSTEM MODELOWANIA WYBRANYCH STANÓW MECHANICZNYCH ŻUCHWY LUDZKIEJ

HUTNICTWO z. 59



GLIWICE 2000

POLITECHNIKA ŚLĄSKA

ZESZYTY NAUKOWE

Nr 1485

Wiesław CHLADEK

7.3353

SYSTEM MODELOWANIA WYBRANYCH STANÓW MECHANICZNYCH ŻUCHWY LUDZKIEJ

b) A standards a 5, 44-100 consists bit rate 257-13-47, www.wydowndorseo.polst.gitedca.pt.

and thread to obtain regard 21.0 Just data 11 few data and the

GLIWICE

2000

OPINIODAWCY

Prof. dr hab. inż. Franciszek Grosman Prof. dr hab. n. med. Bronisław Kłaptocz

KOLEGIUM REDAKCYJNE

REDAKTOR NACZELNY - Prof. dr hab. Zygmunt Kleszczewski

REDAKTOR DZIAŁU

 Dr hab. inż. Stanisław Serkowski Profesor Politechniki Śląskiej

SEKRETARZ REDAKCJI - Mgr Elżbieta Leśko

REDAKCJA

Mgr Aleksandra Kłobuszowska

REDAKCJA TECHNICZNA

Alicja Nowacka

Wydano za zgodą Rektora Politechniki Śląskiej

PL ISSN 0324-802X

Wydawnictwo Politechniki Śląskiej ul. Akademicka 5, 44-100 Gliwice tel./fax 237-13-81, www.wydawnictwo.polsl.gliwice.pl, wydawnictwo@polsl.gliwice.pl

Nakład 100+50 egz. Ark. wyd. 11. Ark. druk. 6,75. Papier offset. kl. 111 70x100 80 g Oddano i podpisano do druku 10.11.2000 r. Zam. 33/2000

0.0

Fotokopie, druk i oprawę wykonano w UKiP sc, *J&D Gębka*, Gliwice, ul. Pszczyńska 44, tel./fax 231-87-09

SPIS TREŚCI

	WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ	7
1.	WPROWADZENIE	9
2.	STUDIUM LITERATUROWE	11
	2.1. Działanie mięśni związanych z czynnością żucia	11
	2.2. Mechaniczne własności tkanek kostnych żuchwy.	16
	2.3. Podpory w badaniach modelowych biostatyki żuchwy	20
	2.4. Ocena sił w stanach biostatycznej równowagi żuchwy	23
	2.5. Posumowanie przeglądu literaturowego	33
3.	ZAŁOŻENIA, CEL, TEZA I PLAN PRACY	35
4.	BADANIA I OCENA SIŁ ZWARCIOWYCH	38
	4.1. Metodyka badań	38
	4.2. Wartości sił zwarciowych wzdłuż łuku zębowego	41
	4.3. Maksymalne wartości sił zwarciowych przy obciążeniu asymetrycznym	42
	4.4. Wpływ szerokości rozwarcia szczęk na wielkość sił zwarciowych	44
5.	DOBÓR STRUKTURY PRZESTRZENNEJ MODELI	48
6.	SYSTEM DOBORU WIĘZÓW UTRZYMUJĄCYCH RÓWNOWAGĘ	
	MODELU OBCIĄŻONEGO SIŁĄ OKLUZYJNĄ	52
	6.1. Analiza mechanicznych uwarunkowań działania mięśni żwaczowych	52
	6.2. Dobór charakterystyk i metoda korekty sztywności więzów	57
7.	BADANIA MODELOWE	60
	7.1. Ocena aktywności więzów zastępujących działanie	
	sił zwierających żuchwę	60
	7.2. Ocena aktywności więzów zlokalizowanych w strefie	
	głowy żuchwy	70
	7.3. Ocena wpływu położenia punktu kontaktu międzyzębowego	
	na rozkłady naprężeń w modelu żuchwy	79
8.	ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ MODELOWYCH	85
9.	PODSUMOWANIE I WNIOSKI	95
	LITERATURA	97
	STRESZCZENIE	103

CONTENTS

	INDEX OF SUBSTANTIAL SYMBOLS	7
1	. INTRODUCTION	8
2.	LITERATURE REVIEW	11
	2.1. Operation of muscles connected with mastication	11
	2.2. Mechanical properties of mandible bone tissues	16
	2.3. Supports in model research of mandible biomechanics	20
	2.4. Evaluation of forces appearing in biomechanical equilibrium of mandible	23
	2.5. Summary of literature review	33
3	. ASSUMPTIONS, PURPOSE, THESIS AND OUTLINE	
	OF THE DISSERTATION	35
4	. RESEARCH AND EVALUATION OF CONSTRICTIVE FORCES	38
	4.1. Methodology of research.	38
	4.2. Values of constrictive forces along the dental arch	39
	4.3. Maximum values of constrictive forces in asymmetrical load conditions	41
	4.4. Influence of the width of jaws opening on constrictive forces values	42
5	. SELECTION OF SPATIAL STRUCTURE OF THE MODELS	48
6	SYSTEM OF SELECTION OF THE CONSTRAINTS KEEPING THE	
	EQUILIBRIUM OF A MODEL LOADED WITH OCCLUSIVE FORCE	52
	6.1. Operation of masticatory muscles - analysis of mechanical conditions	52
	6.2. Selection of characteristics and method of constraints stiffness correction	57
7.	MODEL RESEARCH	60
	7.1. Evaluation of activity of constraints substituting the mandible constricting forces	60
	7.2. Evaluation of activity of constraints located in the region	
	of the head of the mandible.	70
	7.3. Evaluation of the influence of interdental contact point location	
	on stress distribution in the mandible model	79
8.	ANALYSIS OF MODEL RESEARCH RESULTS	85
9.	RECAPITULATION AND CONCLUSIONS	95
	REFERENCES	97
	SUMMARY	103

INHALTSVERZEICHNISS

AUFSTELLUNG WICHTIGSTEN BESTIMMUNGEN IN DER ARBEIT	7
1. EINFÜHRUNG	9
2. STUDIUM DER LITERATUREN.	11
2.1. Wirkung der mit Mastifikation verbundenen Muskeln.	11
2.2. Mechanische Eigenschaften von Knochengewebe des Unterkiefers	16
2.3. Stützen in Modellprüfungen der Biostatik von Unterkiefer	20
2.4. Bewertung der Kräfte in biostatischen Zuständen des Unterkiefers	23
2.5. Zusammenfassung der Literaturübersicht	33
3. GRUNDLAGEN, ZIEL, THESE UND ARBEITSPLAN	35
4. PRÜFUNG UND BEWERTUNG DER OKKLUSIONSKRÄFTE	38
4.1. Methodik der Forschungen.	38
4.2. Werte der Okklusionskräfte längs Zahnbogen	41
4.3. Höchstwerte der Okklusionskräfte bei asymmetrischer Belastung.	42
4.4. Einfluss der Eröffnungsbreite der Kinnbacke auf die Grösse der	
Okklusionskräfte	44
5. AUSWAHL DER RAUMSTRUKTUR DER MODELLE	48
6. AUSWAHLSYSTEM DER BANDE ZUR AUFRECHTERHALTUNG	
DES GLEICHGEWICHTS VON DEM MIT OKKLUSIONSKRAFT	
BELASTETEN MODELL.	52
6.1. Analyse der mechanischen Bedingungen zur Wirkung	
der masseterischen Muskeln	52
6.2. Auswahl der Charakteristiken und die Korrekturmethode	
zur Banderidigität	. 57
7. MODELLPRÜFUNGEN.	60
7.1. Aktivitätsbewertung der Bande bei Ersetzung der Wirkung	
von Okklusionskräften des Unterkiefers.	60
7.2. Aktivitätsbewertung der in Unterkieferkopfzone lokalisierten Bande	70
7.3. Einflussbewertung der Lage des interdentalen Berührungspunkt auf	
Spannungsverteilungen im Unterkiefermodell	79
8. ANALYSE DER ERGEBNISSE AUS MODELLPRÜFUNGEN	85

9. ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNGEN	95
LITERETURVERZEICHNIS	97
ZUSAMMENFASSUNG	103

WYKAZ WAŻNIEJSZYCH OZNACZEŃ

α - kąt nachylenia rzutu wektora siły mięśnia na płaszczyznę x-y, do osi y

 γ - kąt nachylenia rzutu wektora siły na mięśnia płaszczyznę x-z, do osi z

σ - naprężenia normalne

 ρ - współczynnik proporcji pomiędzy wypadkowymi sił mięśni zwierających działających po pracującej i balansującej stronie żuchwy

v - współczynnik Poissona

β, - kąt nachylenia rzutu wektora siły mięśnia na płaszczyznę y-z, do osi z

 σ_1 - naprężenia główne maksymalne

 σ_2 - naprężenia główne minimalne

σ_{red} - naprężenia redukowane

A_ξ - pole przekroju mięśnia ξ

a, - współczynniki wielomianów opisujących zmiany względnej aktywności więzów

B - balansująca strona żuchwy

c - stała materiałowa we wzorze Mayera

D - oznaczenie wariantu podparcia charakterystycznego dla dużych sił zwarciowych

d - średnica odcisku

E - moduł sprężystości podłużnej

EMG - elektromiogram

 F_{ξ} - siła w mięśniu ξ

 $F_{\xi x}$ - składowa maksymalnej siły mięśnia ξ skierowana wzdłuż osi x

 $F_{\xi y}$ - składowa maksymalnej siły mięśnia ξ skierowana wzdłuż osi y

 $F_{\xi z}$ - składowa maksymalnej siły mięśnia ζ skierowana wzdłuż osi z

FM - wypadkowa sił mięśni żwaczowych

G - moduł sprężystości poprzecznej

GZ - głowa żuchwy

k - stała opisująca wydolność jednostkowej powierzchni mięśnia

L - wysokość siłomierza

LF - oznaczenie twarzy długich

Is - linia działania siły wypadkowej mięśnia skroniowego

lsb - linia działania siły wypadkowej mięśnia skrzydłowego bocznego

lż - linia działania siły wypadkowej żwacza

M - oznaczenie wariantu podparcia charakterystycznego dla małych sił zwarciowych

MES - metoda elementów skończonych

n - numer określający położenie punktu okluzyjnego w łuku zębowym

P - pracująca strona żuchwy

r - ramię działania siły

R - reakcja więzów

Ro - odwrócone reakcje więzów, odpowiadające zwrotem siłom czynnym

S - miejsce przyczepów mięśnia skroniowego

SF - oznaczenie twarzy krótkich

SO - siła okluzyjna

u - współczynnik Mayera

Wa - współczynnik względnej aktywności więzów

WO-I - więzy wynikające z kontaktu międzyzębowego, ograniczające stopnie swobody wzdłuż osi x,y,z

WO-II - więzy wynikające z kontaktu międzyzębowego, ograniczające stopień swobody wzdłuż osi z

Ż,P - miejsce przyczepów żwacza i mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego

ZS - oznaczenie zuchwy szerokiej

ŻŚ - oznaczenie żuchwy o średniej szerokości

ŻW - oznaczenie żuchwy wąskiej

1.WPROWADZENIE

Stały postęp technologiczny oraz rozwój nauk ścisłych znajdują swe równoległe odniesienie w dziedzinie medycyny. Odzwierciedla się to poprzez wprowadzanie coraz doskonalszych technik diagnostycznych, stosowanie nowych generacji sztucznych organów, komputerowe wspomaganie technik planowania zabiegów i coraz szerszy krąg implantologicznych metod przywracania prawidłowych funkcji organizmu. Widoczna ewolucja jest ściśle związana z wprowadzaniem nowych generacji biomateriałów oraz odpowiednim rozpoznaniem zjawisk wchodzących w zakresy biochemii, biofizyki i biomechaniki [4,60,65,82].

O zrozumieniu konieczności interdyscyplinarnego działania na rzecz postępu w metodach leczniczych świadczy pojawiająca się w ostatnich latach duża liczba prac naukowobadawczych dotyczących zarówno własności mechanicznych tkanek kostnych [1, 66, 102], badań warunków obciążeniowych [9,12,16,27,30,31,35,47,48,51], jak i badań właściwości biomateriałów, ich biotolerancji i zdolności do długotrwałego funkcjonowania w warunkach żywego organizmu [2,26,65,80,83]. Wymieniony kompleks zagadnień pozwala na lepsze rozpoznanie, dających się opisać metodami ścisłymi, zjawisk związanych z szeroko rozumianą protetyką i ortopedią, co ułatwia prognozowanie oczekiwanych sukcesów klinicznych.

Analiza stanów mechanicznych odgrywa ogromną rolę wszędzie tam, gdzie odzyskanie sprawności łączy się z koniecznością przeniesienia sił przez odtwarzane układy, złożone z tkanek naturalnych i sztucznych. Wprowadzenie nowych metod i technik badawczych w mechanice ciała odkształcalnego [3,67,99,116,117] stworzyło szerokie pole do badań symulacyjnych prowadzonych na modelach fizycznych i numerycznych, stanowiących alternatywe lub uzupełnienie prac wstępnych prowadzonych na zwierzętach [17,26,71]. Dotyczy to w szczególności leczenia narządów ruchu, schorzeń kregosłupa i układu stomatognatycznego [4,8,53,119]. Porównując liczebność populacji korzystających z usług lekarzy ortopedów i stomatologów, w zakresie wymagającym stosowania w procesie leczenia myśli inżynierskiej, możemy stwierdzić, iż technika w stomatologii jest stosowana na skalę masową. Praktycznie w każdym przypadku lekarz stomatolog musi rozwiązać kompleks zagadnień, poczawszy od wyboru techniki rekonstrukcji uzębienia, do odpowiedniego doboru materiałów i sposobu ich przetworzenia z dostosowaniem do osobniczych cech pacjenta. Celem udoskonalenia metod przywracania prawidłowego stanu łuku zębowego z wykorzystaniem biomateriałów, analizowane są zarówno stany mechaniczne zdrowych elementów układu stomatognatycznego [13,19,50,52], jak i wpływ zachowawczych sposobów odtwarzania cech geometrycznych zębów własnych oraz protetycznych technik uzupełniania braków zebowych na zmiany pól naprężeń w tkankach własnych [8,18,43,53]. Uzyskanie sukcesów klinicznych w leczeniu układu stomatognatycznego wymaga w wielu przypadkach dokładnego uwzględnienia zjawisk mechanicznych towarzyszących czynności żucia. Powszechnie znany jest wpływ biomechaniki zgryzu na funkcjonowanie stawów skroniowo-żuchwowych [42,45,61, 98,100,111,114] czy też problemy zapewnienia odpowiedniej trwałości wypełnień i rekonstrukcji dla różnych klas ubytków zębowych. Zróżnicowane właściwości funkcjonujących na rynku materiałów wypełniających umożliwiają świadomy dobór ich cech materiałowych, w sposób ściśle związany z przewidywanymi warunkami obciążeniowymi ich pracy. Szeroko są również omawiane w literaturze sposoby zapewnienia stabilności protez ozebnowych, o metalowych konstrukcjach nośnych wykonywanych technikami odlewniczymi oraz protez osiadających wykonanych z tworzyw sztucznych [41,46,49,62, 63,77,78,81,115]. Ten ważny dla komfortu użytkowania protezy czynnik jest zależny w dużym stopniu od sił reakcji związanych z mechanicznymi cechami pola protezowanego.

Poprawna ocena zdolności do przeniesienia obciążeń przez tkankę kostną w strefach kotwiczenia filarów implantologicznych, stanowi jeden z zasadniczych czynników determinujących powodzenie przy leczeniu braków zębowych z wykorzystaniem implantoprotez [14,29,32,68, 69,89,92,95,103]. Znajomość sił jest niezbędna do właściwego doboru filarów oraz zaprojektowania przęseł implantoprotezy. Znane są bowiem przypadki niepowodzeń klinicznych związane ze zmęczeniowym niszczeniem metalowych struktur nośnych protezy. Do problemów mechanicznych można także zaliczyć metody zespalania i stabilizacji odłamów kostnych przy chirurgicznym leczeniu złamań żuchwy [7,15,23,24,25,26,28,44, 104,105,118,119]. Dotyczy to w szczególności najnowszych metod terapeutycznych wykorzystujących klamry wykonane ze stopów z pamięcią kształtu.

Aby ułatwić lekarzom podejmowanie decyzji wymagających uwzględnienia elementów wiedzy technicznej, praktycznie w każdej liczącej się pozycji literaturowej z zakresu protetyki, implantologii czy chirurgii twarzowo-szczękowej, oprócz informacji na temat materiałów, znajdują się rozdziały opisujące w ujęciu popularnym biomechaniczne aspekty omawianych metod leczniczych.

Do szczególnie trudnych zagadnień dotyczących biomechaniki układu stomatognatycznego, należy zaliczyć budowę modeli pozwalających określić aktywności mięśni żwaczowych w odniesieniu do wielkości asymetrycznie działających sił zwarciowych. Ten ważny, a nie rozpoznany w pełni problem, ma ogromne znaczenie przy leczeniu szynami zgryzowymi schorzeń stawów skroniowo-żuchwowych wywołanych parafunkcyjną aktywnością mięśni oraz w chirurgii twarzowo-szczękowej, gdzie aktywność mięśni, odniesiona do właściwości elementów zespalających, decyduje o stabilności odłamów kostnych. Wprowadzenie technik komputerowych MES umożliwiających symulację zjawisk mechanicznych pociągnęło za sobą pojawienie się prac [20,21,22,34,36,48,52,84,85,108,109,113] zajmujących się równowagą sił zewnętrznych i wewnętrznych w układzie stomatognatycznym. Należy zaznaczyć, że mamy do czynienia z układem o cechach nie znajdujących odniesienia w kanonach klasycznej mechaniki. Pomimo widocznych postępów, złożoność problemów dotyczących utrzymania równowagi żuchwy w różnych stanach obciążenia czyni go stale otwartym.

Przedstawiona praca ma na celu zaprezentowanie możliwości wykorzystania numerycznego modelu obciążonej asymetrycznie żuchwy do wyznaczania uogólnionych sił w więzach sprężystych, zastępujących działanie mięśni zwierających oraz stawów skroniowożuchwowych. Ten nierozwiązany dotychczas problem łączy się w nierozerwalny sposób, ze zwiększeniem precyzji podczas ustalania kryteriów umożliwiających świadomy dobór cech materiałów i konstrukcji przeznaczonych dla chirurgii twarzowo-szczękowej oraz protetyki stomatologicznej.

Symulację prowadzono metodą elementów skończonych opierając się na programie Algor. Niezbędne dane wejściowe dotyczące warunków obciążenia łuku zębowego siłami okluzyjnymi, jak i przestrzennego rozlokowania mięśni żwaczowych uzyskano w wyniku badań obiektów rzeczywistych. Testy "in vivo" przeprowadzono w ścisłej współpracy z pracownikami Katedry Protetyki Stomatologicznej Śląskiej Akademii Medycznej i Katedry Protetyki Stomatologicznej Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiełlońskiego.

2. STUDIUM LITERATUROWE

2.1. Działanie mięśni związanych z czynnością żucia

Najważniejszą mechaniczną funkcją układu stomatognatycznego, wpływającą w istotny sposób na kształtowanie się anatomicznych struktur odpowiedzialnych za generowanie i przenoszenie obciążeń, jest czynność żucia. Żucie jest wynikiem skurczu mięśni szkieletowych, powodujących naprzemienne otwieranie i zamykanie szczęk, polączone z niewielkimi ruchami żuchwy ku przodowi do tyłu i na boki [94]. Czynność ta, jako jedyna z licznych zadań układu stomatognatycznego, wymaga wyzwalania znacznych sił mięśniowych. Muszą one być wystarczająco duże, aby umożliwić odpowiednie rozdrobnienie pokarmu, przy czym ich wzajemna konfiguracja przestrzenna powinna zapewniać utrzymanie równowagi biostatycznej żuchwy w każdej fazie żucia. Podczas jedzenia praktycznie aktywne są wszystkie mięśnie twarzoczaszki. Główną pracę wykonuje najsilniejsza grupa mięśni, którą stanowią mięśnie żwaczowe. Mięśnie nadgnykowe uczestniczą w procesie odwodzenia żuchwy, napinaniu dna jamy ustnej i połykaniu. Mięśnie mimiczne decydują o estetyce oraz odwzorowaniu stanu emocjonalnego w wyglądzie twarzy [59].

Układ mięśni żwaczowych składa się z ośmiu mięśni, symetrycznie rozłożonych po obydwóch stronach głowy: mięśni skroniowych, żwaczy, mięśni skrzydłowych przyśrodkowych oraz mięśni skrzydłowych bocznych. Spotykane w literaturze medycznej opisy budowy mięśni żwaczowych i towarzyszące im ilustracje mają charakter ogólny i są z technicznego punktu widzenia mało precyzyjne. Na rysunku 2.1 przedstawiono, zebrane z trzech uznanych pozycji literaturowych [37,49,96], wzajemnie uzupełniające się obrazy rozlokowania mięśni żwaczowych. Zestawienie to, oddaje stan powszechnie dostępnej informacji na temat położenia przestrzennego włókien poszczególnych mięśni i związanej z tym ich roli w biostatyce żuchwy [58].

Żwacze, mieśnie skroniowe i skrzydłowe przyśrodkowe generują głównie siły skierowane ku górze zwierające żuchwę [37,55,59]. Ponadto ukierunkowanie tych mięśni w przestrzeni powoduje ich aktywność na następujących kierunkach: ku tyłowi - mięśnie skroniowe, do przodu - żwacze i mięśnie skrzydłowe przyśrodkowe, do wewnątrz - mieśnie skrzydłowe przyśrodkowe, na zewnątrz żwacze i mieśnie skroniowe. Mieśnie skrzydłowe boczne ciągną żuchwe do przodu, dając dodatkowo składowe sił, skierowane do wewnatrz, oraz nieznaczne składowe pionowe. Często podkreśla się zróżnicowanie biomechanicznych zadań mieśni, oddzielając mieśnie odpowiedzialne za czynne rozdrabnianie pokarmu od mięśni stabilizujących. Do mięśni stabilizujących zaliczane są głównie mięśnie skrzydłowe boczne [84]. Wynika to z lokalizacji przyczepów brzuśców tego mięśnia w bezpośrednim sąsiedztwie glowy żuchwy. Górny brzusiec przyczepia sie do torebki stawowej i krażka stawowego, dolny zaczepiony jest tuż poniżej, w dolku skrzydłowym, w sposób pokazany na rysunku 2.2. Takie położenie umożliwia aktywne przeciwdziałanie przeciążeniom stawu siłami poziomymi oraz utrzymanie równowagi głowy żuchwy w czasie jej przemieszczania z dolu żuchwy na guzek stawowy. Ruchowi głowy żuchwy po części skroniowej stawu towarzyszy pokazana na rysunku 2.3 zmiana kierunku wektora siły brzuśca górnego [108]. Oznacza to, iż przy dużym rozwarciu żuchwy zmniejszenie nacisków wywieranych na staw będzie zachodzilo głównie przy udziale brzuśca dolnego.



Rys.2.1. Budowa i położenie mięśni żwaczowych, zestawienie wykonane na podstawie atlasu Schumachera [97], Ide-Nakazawy [37] i Korbera [49]
Fig. 2.1. Structure and location of masticatory muscles (based on Schumacher [97], Ide-Nakazawa [37] and Korber [49])



Rys.2.2. Umiejscowienie przyczepów mięśnia skrzydłowego bocznego [37] **Fig. 2.2.** Location of lateral pterygoid muscle attachments [37]



Rys.2.3. Zmiany kierunków sił generowanych przez mięsień skrzydłowy boczny, na podstawie pozycji lit.[108] **Fig. 2.3.** Changes of the directions of forces generated by lateral pterygoid muscle (based on [108])

Zagadnienie równowagi żuchwy wymaga jednoznacznego określenia linii działania sił czynnych [64,84,90,112]. Rozłożenie przyczepów mięśni na stosunkowo znacznych powierzchniach, których kształt i lokalizacja są związane z osobniczo zróżnicowanym kształtem głowy, powoduje, że usystematyzowane określenie w przestrzeni sił wypadkowych przyporządkowanych poszczególnym mięśniom jest trudne. Najczęściej stosowana klasyfikacja rozróżnia przebieg mięśni dla dwóch skrajnych przypadków: twarzy typu długiego i twarzy typu

krótkiego [34,38,39, 112]. uwzględniania Problem cech osobniczej budowy głowy przy usystematyzowaniu przebiegu sił mięśni żwaczowych komplikuje potwierdzony badaniami [38] fakt, iż dla różnych przypadków budowy twarzy linie sił mogą przebiegać w wspólnych obszarach. Na rysunku 2.4 pokazano schematy obrazujace charakterystyczne cechy osobników o twarzach krótkich "SF" i dlugich "LF".



Rys.2.4. Charakterystyczne cechy twarzy długich "LF" i krótkich "SF" [38] **Fig. 2.4.** Characteristic features of long ("LF") and short ("SF") faces [38]

Na bocznych rzutach twarzy zaznaczono stosowane przy klasyfikacji budowy twarzy plaszczyzny: Sella-Nasion SN, Frankfurcką poziomą FH, styczną dolnego brzegu trzonu żuchwy MP oraz wysokość dolnej części twarzy LAFH i całkowitą wysokość twarzy TAFH. Przynależność do grupy SF lub LF zależna jest od kąta zawartego pomiędzy plaszczyzną SN lub FH a plaszczyzną MP oraz stosunku wysokości części dolnej twarzy do jej wysokości całkowitej.



Rys.2.5. Przebieg linii działania sił mięśni żwaczowych u osób o twarzach: a - długich "LF", b - krótkich "SF", c łącznie dla obydwóch typów twarzy [38] **Fig. 2.5.** Patterns of forces activity lines of masticatory musc-

les in a - long-faced persons ("LF"), b - short-faced persons ("SF"), c - both types of faces together [38]

szych populacji powoduje, że dużą popularnością cieszą się rozwiązania uproszczone. Najczęściej sprowadza się problem do zagadnienia równowagi płaskiego układu sił bądź układów przestrzennych w których siły działają w płaszczyznach równoległych. Przyjmuje się przy tym uśrednione kierunki działania sił [42,75] w oderwaniu od możliwych zmian ich położenia, związanych z funkcjonalnym zróżnicowaniem aktywności poszczególnych brzuśców i grup włókien mięśniowych. Często też porównuje się skrajnie rozbieżne przypadki spotykane w warunkach klinicznych [112]. Uproszczone metody definiowania kierunków wektorów sił mięśniowych, pomijające w rozważaniach dotyczących równowagi układu stomatognatycznego składowe sił działające do wewnątrz i na zewnątrz, są w wielu przypadkach wystarczające do prawidłowej oceny badanego zjawiska.

Potęga działania poszczególnych mięśni żwaczowych określana jest poprzez górne możliwe do osiągnięcia wartości sił. Siły maksymalne dla poszczególnych mięśni wyznaczane są jako iloczyn naprężeń odpowiadających fizjologicznej wydolności jednostkowej powierzchni mięśnia, określonej na 30-40 N/cm² [33], i pola poprzecznego przekroju mięśnia zbadanego w jego najgrubszym miejscu. Celem zobrazowania rozpiętości obszaru możliwych rozwiązań, w tabeli 2.1 zestawiono, na podstawie różnych źródeł literaturowych, dane dotyczące szacunkowych wielkości pola przekroju poprzecznego poszczególnych mięśni żwaczowych. W praktyce, wielkości sił generowanych przez mięśnie zależą od stopnia ich pobudzenia przez układ nerwowy. Dolny zakres aktywności odpowiada siłom niezbędnym do utrzymania żuchwy w równowadze w czasie normalnej mobilności człowieka. Górny zakres jest ograniczony maksymalną fizjologiczną zdolnością tkanek naturalnych do przeniesienia naprężeń w sposób tolerowalny przez organizm.

Na rysunku 2.5 przedstawiono, dla obydwóch rodzajów twarzy, wyniki badań określajacych anatomiczne ułożenie, w płaszczyźnie bocznej, centralnych linii mieśni: ls - skroniowych, lż żwaczy i lsb - skrzydłowych bocznych. Na osiach dodatkowo zaznaczono położenie wierzchołków wyrostków kłykciowych oraz brzegów siecznych pierwszych siekaczy. Jak widać, dla obydwóch grup, poza nielicznymi wyjatkami, strefy, w których przebiegają linie działania wektorów sił mięśni żwaczowych, wzajemnie sie pokrywają.

Brak jednoznacznych wyników pozwalających na wyodrębnienie cech wspólnych dla więk-

Wielkości pól przekroju poprzecznego mięśni żwaczowych

		Po	le przekro	oju poprze	cznego (mi	n ²]		
Oznacz.	mięs	sień skroni	owy	ŻW	acz	mięsień skrzydłowy	mięsień skrzydłowy	
literat.	włókna przednie	włókna włókna przednie środk.		włókna pow.	włókna głębokie	przyśrod.	boczny	
[34]	200	170	170	300	200	250	200	
[96]	260	-	160	3	40	190	-	
[33]		500		5	00	350	400	

Stopień aktywności mięśni jest możliwy do zbadania metodą elektromiograficzną (EMG), poprzez pomiary prądów czynnościowych mięśni i nerwów obwodowych, dokonywane przy pomocy elektrod igłowych wkłuwanych bezpośrednio w mięśnie, lub elektrod powierzchniowych [74,107]. W pracy [T.Korioth-50] celem wyznaczenia sił w mięśniach odpowiadających określonym stanom mechanicznym żuchwy zastosowano zależność wykorzystującą informację o przekroju mięśni i ich aktywności ujętą formułą:

$$|\mathbf{A}_{\xi} \mathbf{k}| | \mathbf{E} \mathbf{M} \mathbf{G}_{\xi} = \mathbf{F}_{\xi} \tag{2.1}$$

gdzie: F_{\xi} - wielkość siły generowanej przez mięsień, A_ξ - wielkość przekroju poprzecznego mięśnia ξ , k- stała wydolności dla mięśni szkieletowych wyrażona w N/cm², EMG_ξ - współczynnik skalujący wartość siły w odniesieniu do maksymalnej możliwej do osiągnięcia wielkości sygnału, wyznaczony w badaniach elektromiograficznych.

Wyznaczone indywidualnie współczynniki EMG_{ξ} dla mięśni znajdujących się po pracującej (obciążonej siłą okluzyjną) i balansującej (nieobciążonej, zwanej również niepracującą) stronie żuchwy, mnożone były przez zestawione w tabeli 2.2 maksymalne wydolności mięśni.

Tabela 2.2

Tabela 2.1

Maksymalna wydolność poszczególnych mięśni żwaczowych

Pozycja literat.	Mię	sień skroni	owy	Żw	acz	Mięsień skrzydłowy	Mięsień skrzydłowy boczny	
[50]	włókna przednie	włókna środk	włókna tylne	włókna pow.	włókna głebokie	przyśrodkowy		
A _E k	158	95,6	75,6	190,4	81,6	174,8	66,9	

Przy porównaniu rezultatów, jakie otrzymamy mnożąc podane w tabeli 2.1 przekroje przez podane wcześniej wartości stałej k (30-40 N/cm²), z danymi z tabeli 2.2, nasuwa się pytanie o celowość wyznaczania bezpośrednio, w badaniach "in vivo" sił w mięśniach z dokładnością do jednego miejsca po przecinku. Niemożliwe jest bowiem dokładne określenie wielkości przekroju mięśnia u żywego człowieka, jak również wykluczenie wpływów mięśni mimicznych na przebiegi elektromiogramów [58]. Właściwe do jakościowej oceny stanów równowagi żuchwy, wydaje się stosowanie średnich wartości szacunkowych, otrzymanych poprzez obliczenia lub badania modelowe.

2.2. Mechaniczne własności tkanek kostnych żuchwy

Obserwacja budowy struktur kostnych w obrębie twarzo-czaszki pozwala na wyodrębnienie dwóch ważnych zadań, wymagających odpowiedniej wytrzymałości układu kostnego. Pierwszym jest rola konstrukcji nośnej umożliwiającej przeniesienie sił związanych z dynamiką ruchów głowy i szeroko rozumianym biomechanicznym funkcjonowaniem układu stomatognatycznego. Drugim jest osłonięcie przed urazem i stabilne utrzymanie mózgu, na-

Rys. 2.6. Przekrój poprzeczny szczęki w strefie zębów trzonowych [91] **Fig. 2.6.** Transverse section of maxilla in the molar tooth region [91] rządów wzroku, słuchu i innych mieszczących się w głowie ważnych ośrodków nerwowych.

Mechanice podporzadkowane sa zarówno kształty, jak i własności tkanek kostnych [4]. Na rysunku 2.6 pokazano architekturę przekroju poprzecznego szczęki [91], przechodzącego przez strefę zębów trzonowych. Jest to obszar, w którym siły okluzyjne osiągają największe wartości. Widoczna logika przestrzennego przebiegu ścianek tworzy ramę gwarantująca optymalne rozłożenie sił żucia na kości czaszki. Podobnie przekroje żuchwy w strefach jej kata, gdzie dominuje zginanie, mieszczą się w obwodzie wydłużonego prostokata. Przy czym masa kostna jest rozsunieta w stosunku do osi obojętnej tak, jak występuje to w profilach dwuteowych. W najsilniej skręcanej bródkowej części żuchwy przekrój jest zwarty i owalny. Również w miejscach przyłożenia sił określonych położeniem przyczepów mięśniowych występuje specyficzne ukształtowanie kości. Znane z anatomii głowy: wyrostki, grzebienie, kolce, blaszki, skrzydła, doły, dołki lub inne formy rozwinięcia powierzchni wzmacniają lokalnie kość i zwiększają siłę wiązania przyczepów z kościa. Stanom mechanicznym podporzadkowują się także właściwości poszczególnych

obszarów kości [54,79,103]. Porównując przebiegi momentów gnących i skręcających wyznaczonych w pracy [13], z rezultatami badań właściwości kości żuchwy przeprowadzonymi przez Y. Tamatsu i współautorów [102], możemy zaobserwować wpływ sił wewnętrznych na zmiany modułu sprężystości kości korowej.

W pracy [13] przeprowadzono ocenę momentów gnących i skręcających, powodowanych w żuchwie przez siły okluzyjne. Wyniki obliczeń dla pracującej i balansującej strony trzonu żuchwy przedstawiono na wykresach zamieszczonych na rysunku 2.7. Pokazano trzy charakterystyczne przypadki obciążenia, symetryczne dla siekaczy (rys.2.7a), i asymetryczne, dla zębów przedtrzonowych (rys.2.7b) i zębów trzonowych (rys.2.7c). Uzyskane rezultaty pozwalają stwierdzić, że trzon żuchwy musi się głównie przeciwstawiać działaniu momentów zginających.

Tamatsu, Kaimoto, Arai i Ide, oceniali wielkość modułu sprężystości kości korowej opierając się na trójpunktowym teście zginania, wyciętych z kości beleczek o przekroju prostokątnym. Mikropróbki pobierano z ludzkiej żuchwy w sposób zgodny ze schematem zamieszczonym na rysunku 2.8.



Rys.2.7. Wykresy momentów gnących "Mg" i skręcających "Ms" po pracującej "P" i balansującej "B" stronie trzonu żuchwy przy obciążeniu: a - strefy zębów siecznych, b - strefy pierwszych zębów przedtrzonowych, c - strefy drugich zębów trzonowych. Punkty od 1 do 7 odpowiadają położeniu wyznaczonemu przez kolejność zębów z prawej strony łuku zębowego żuchwy [13]

Fig. 2.7. Graphs of bending "Mg" moments and torque "Ms" moments in the working "P"_and balancing "B" side of the corpus of a mandible with: a - the incisor teeth region loaded, b - the first bicuspid teeth region loaded, c - the second bicuspid teeth region loaded. Points 1..7 correspond with the locations determined by the teeth order in the right side of the dental arch of a mandible [13]

16







Rys. 2.9. Wartości modułów sprężystości kości korowej żuchwy, wyznaczone na próbkach: a - pobranych na różnych wysokościach wzdłuż trzonu żuchwy, b - pobranych pod różnymi kątami z części bródkowej żuchwy, c - pobranych pod różnymi kątami z fragmentu żuchwy odpowiadającego zębom przedtrzonowym, d - pobranych pod różnymi kątami z fragmentu żuchwy odpowiadającego zębom trzonowym [102]

Fig. 2.9. Values of the mandible cortical bone modulus of elasticity obtained with: a - specimens taken at different levels along the corpus of mandible, b - specimens taken at different angles from the mental part of mandible, c - specimens taken at different angles from the mandible fragment corresponding to the bicuspid teeth, d - specimens taken at different angles from the mandible fragment corresponding to the molar teeth [102]

Wyniki ujmujące wartości średnie oraz zakres zmian modułu Younga, dla próbek pobranych równolegle do osi trzonu żuchwy w miejscach lokalizacji: siekaczy, zębów przedtrzonowych, pierwszych zębów trzonowych i drugich zębów trzonowych zamieszczono na rysunku 2.9a.

Z wykresu wynika że moduł sprężystości jest tym większy, im warstwa kości jest bardziej odległa od osi obojętnej, a strefa łuku zębowego wyżej obciążona. Największe wartości modułu Younga otrzymano dla próbek pobranych z dolnych włókien w strefie zębów trzonowych, gdzie momenty gnące osiągają największe wartości. Na dalszych rysunkach przedstawiono kierunkowe właściwości tkanki kostnej w miejscu występowania siekaczy (rys.2.9b), zębów przedtrzonowych (rys.2.9c) i zębów trzonowych (rys.2.9d). Na wykresach tych oprócz wartości średnich oraz rozrzutu wyników, wstawiono linię trendu ilustrującą w sposób ciągły zmiany analizowanych wartości. We wszystkich przypadkach stwierdzono fakt lepszego przystosowania trabekularnej architektury kości do przenoszenia naprężeń działających równolegle do osi trzonu żuchwy, co pokrywa się z kierunkami naprężeń powodowanych momentami zginającymi.

Uwzględnienie kierunkowych wartości kości jest wskazane w przypadku numerycznych analiz MES, rozkładów naprężeń w modelach żuchw odwzorowujących w sposób wierny kształty rzeczywistego obiektu. Badania modelowe wpływu anizotropii własności mechanicznych na wytężenie kości żuchwy [70] wykazały 20% spadek naprężeń redukowanych, po wprowadzeniu modułów sprężystości uwzględniających rzeczywiste własności materiału kostnego. Informację na temat ortotropowych właściwości kości korowej żuchwy, zebrane na podstawie danych zamieszczonych w pracach [50,70], zestawiono w tabeli 2.3.

			Tabela 2.3
Ortotropowe własności kości żuchwy	y zestawione wg	pozycji literaturowych	[50,70]

				-					-	
Miejsce					Własnośc	i				
oceny		E [MPa]			G [MPa]		ν			
[poz.lit]	Х	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ	
część. bródk. [50]	23000	15000	10000	6200	3600	4800	0,3	0,3	0,3	
kąt żu- chwy [50]	20000	12000	11000	6000	5300	4800	0,3	0,3	0,3	
reszta żuchwy [50]	17000	8200	6900	4600	2900	2800	0,315	0,325	0,31	
żuch. wł. średnie [70]	20500	12500	11300	5700	4800	3900	0,229	0,433	0,236	

gdzie: E - moduł sprężystości podłużnej, G - moduł sprężystości poprzecznej, v - współczynnik Poissona, X - oś długa żuchwy, Y - oś pionowa do osi długiej żuchwy leżąca w płaszczyźnie stycznej przekroju poprzecznego, Z - oś jest osią prostopadłą do płaszczyzny XY.

Przedstawione uśrednione dane wykazują najwyższe wartości modułów sprężystości w silnie wytężonym miejscu, jakim jest okolica szwu odcinka bródkowego żuchwy. Różnice pomiędzy cytowanymi źródłami mieszczą się w normalnych zakresach kształtowanych przez indywidualną historię biologiczną i obciążeniową kości, bez zmian patologicznych.

18

W przypadkach gdy analiza wytężenia układu kostnego nie jest głównym przedmiotem badań modelowych, przyjmuje się często izotropowe własności kości, ujednolicone w całym obszarze żuchwy [11,19,70,82]. Najczęściej przyjmowane są wartości modułu Young'a w zakresie od 14 000 do 17 000 MPa, a wartości współczynnika Poissona w zakresie od 0,28 do 0,3. Należy jednak zaznaczyć, że spotykane są opracowania [75], w których podawane są wartości odbiegające w dół od uśrednionego zakresu. Ze względu na duże zróżnicowanie cech osobniczych kości [66] związane ze stanem uzębienia, nawykami żucia, wiekiem i ogólnym stanem zdrowia, wyniki prac korzystających z danych zaniżanych można uznać za mieszczące się w strefie rozwiązań prawdopodobnych.

2.3. Podpory w badaniach modelowych biostatyki żuchwy

Modelowa analiza zagadnień związanych z równowagą żuchwy wymaga odpowiedniego odwzorowania sił biernych i czynnych. Do sił biernych zaliczane są reakcje w stawach oraz siły okluzyjne, do sił czynnych zaliczane są siły generowane przez mięśnie.



Rys. 2.10. Sposoby wyznaczania ramion działania sił okluzyjnych i mięśni względem podpór przegubowych umiejscowionych na głowie wyrostka kłykciowego, a - dla układu płaskiego dowolnego, b - dla równoległego układu sił, gdzie: WD - wierzchołek wyrostka dziobiastego, GŻ - głowa wyrostka kłykciowego, FS - siła w mięśniu skroniowym, FŻ - siła w żwaczu, SO - siła okluzyjna, FM - siła wypadkowa mięśni, R_{GZ} - reakcje w stawach wg. poz.[34] **Fig. 2.10.** Methods of the arms determination of occlusive and muscle forces with respect to pivot bearings located in the mandible head of the condylar process: a - unrestricted coplanar system, b - parallel forces system, where: WD - apex of the coronoid process of the mandible, GŻ - apex of the condylar process of the mandible, FS - force in temporal muscle, FŻ - force in masseter muscle, SO - occlusive force, FM - resultant muscle force, RGŻ - reactions in joints according to [34]

Najczęstszym sposobem podparcia modelu żuchwy w miejscu występowania stawów skroniowo-żuchwowych jest zastosowanie stałych podpór przegubowych [34,35,75]. Taki typ

podpory jest szczególnie wygodny i daje dobre efekty, przy wykorzystywaniu równań momentów, jeśli chodzi o analizę równowagi układów obciążonych symetrycznie. W układach tych rzeczywiste struktury przestrzenne bywają często zastępowane modelami płaskimi. Na rysunkach 2.10a i 2.10b przedstawiono schematy sposobu wyznaczania ramion działania sił względem przegubu przy analizie układu dowolnego i układu równoległego sił [34].

Jak widać, w układach dowolnych otwarty pozostaje problem właściwego określenia linii działania sił mięśniowych, w układach równoległych siły mięśni są sprowadzane najczęściej do jednej siły wypadkowej. Podparcie przegubowe stosowane jest również w konstrukcjach obciążających przestrzenne modele fizyczne żuchwy badane metodami interferometrii holograficznej [75,118]. Schemat takiego stanowiska wraz z modelem pokazano na rysunku 2.11. Model 1 jest zamocowany przegubowo na stelażu 5 oraz podparty na łuku zębowym 2.

Obciążenie jest realizowane poprzez dźwignię 5 oraz układ cięgien 3 ukierunkowanych i zaczepionych z uwzględnieniem przebiegu linii działania mięśni skroniowych i żwaczy.

Konstrukcja stanowiska gwarantuje zbliżenie warunków testów do rzeczywistych w przypadkach szczególnych, to znaczy analizy zjawisk zachodzących przy symetrycznym podparciu łuku zębowego. Należy jednak zaznaczyć, że stosowanie stałych podpór przegubowych w przypadku obciażeń asymetrycznych zarówno w modelach numerycznych, jak i fizycznych i pociąga za sobą znaczne odejście od rzeczywistych warunków pracy stawów w czasie żucia. Cykl żucia składa się bowiem z sześciu faz: przygotowawczej, zetkniecia szczek z kęsem pokarmowym, miażdżenia pokarmu, zetknięcia obu szczęk ze sobą, rozcierania pokarmu między zebami i końcowego centralnego zetkniecia szczek [49,59,62, 94]. Tak więc o symetrii możemy mówić jedynie przy nagryzaniu pierwszymi siekaczami oraz przy braku przeszkód zgryzowych, w fazie odpowiadajacej zwarciu centrycznemu.

W przypadkach analizy stanów równowagi, opartych na metodzie elementów skończonych, występuje duża różnorodność sposobów zastępowania oddziaływania części skroniowej stawu na głowe żuchwy, począwszy od stosowania



Rys. 2.11. Sposób podparcia i obciążania modelu żuchwy na stanowisku do badań elastooptycznych [75]

Fig. 2.11. Ways of the mandible model support and loading on the stand of photoelasticity tests [75]

podpór przegubowych, podpór sprężystych [10], zastąpienia podpór siłami czynnymi rozłożonymi na całej powierzchni głowy żuchwy [50], do otoczenia głowy żuchwy materiałem o właściwościach oddających cechy tkanek naturalnych [42]. Za najwłaściwsze możemy uznać te rozwiązania, w których stopnie swobody głów żuchwy są ograniczane w sposób zbliżony do stanu naturalnego. Inną formą mechanicznego odwzorowania podparcia głowy żuchwy jest przedstawianie stawów jako podpór stykowych [20,21,22]. Rozwiązanie to przyjęto stosując wektorowe metody analizy równowagi żuchwy. Zagadnienie rozwiązywano w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny czołowej. Efekt kontaktu głowy żuchwy z powierzchnią dołu zastępowano podporami funkcjonującymi w sposób pokazany na rysunku 2.12. Reakcję R rozkładano na kierunki normalne R_n i styczne R_s , przyjmując możliwość przemieszczania się strefy styku wzdłuż łuku a-b.



Rys. 2.12. Rozkład sił w podporze stykowej przyjmowanej w wektorowych analizach równowagi żuchwy [22]

Fig. 2.12. Forces distribution in contact bearing assumed in vectorial analyses of the mandible equilibrium [22] Wariant ten pomija zupełnie rolę torebki i krążka stawowego, stanowiących elementy pośrednie, praktycznie likwidujące skutki mechaniczne mogące wyniknąć z zakładanego punktowego kontaktu pomiędzy głową żuchwy a skroniową częścią stawu. Powszechna świadomość tego stanu rzeczy sprawia, iż takie odwzorowanie stawu w badaniach modelowych jest bardzo rzadkie.

Siły okluzyjne należące do grupy sił biernych są reakcjami kontaktów międzyzebowych. Siły te mogą być odwzorowane, bez większych błędów, przesuwnymi oraz stałymi podporami przegubowymi lub podporami stykowymi [64,101]. Wielkość reakcji występujących pomiędzy zębami podczas zwarcia należy do najczęściej badanych zagadnień dotyczących biomechaniki układu stomatognatycznego. Wynika to z faktu dużej dostępności do badanego obszaru i stosunkowo prostych technik pomiarowych. Siły te oceniano w wielu publikacjach, uzyskując różniące się wyniki. W pracy [111] siły wywierane przez mężczyzn w strefach zębów trzonowych określono na 909, a w strefach siekaczy na 380 N. Dla kobiet zbadane w analogicznych strefach siły zwarcia wyno-

siły odpowiednio 777 i 325 N. W pracy [110] podano maksymalne siły okluzyjne pomiędzy zębami trzonowymi równe: dla mężczyzn 847 N, dla kobiet 597 N. W kolejnej pozycji [97] podano wartości sił wywieranych przez siekacze zaokrąglone do poziomu 300 N, przez zęby przedtrzonowe do 500 N oraz przez zęby trzonowe do 800 N. Przedstawione różnice mogą być wynikiem zarówno doboru populacji badanych osób, jak i cech zastosowanego siłomierza. W pracy [86] wykazano, na podstawie oceny sił wywieranych przez zęby na obiekty wykonane z guny i akrylu, wyraźny wpływ twardości kontaktującej się z zębem powierzchni na siłę zwarciową. W przypadku kontaktu powierzchni żującej lub siecznej z materiałem twardym siła okluzyjna spada. Efekt ten związany jest z funkcjonowaniem znajdujących się w zębach mechanoreceptorów. Należy oczekiwać, iż podobnie istotny wpływ na wyniki będzie miał rozmiaru przyrządu. Przykładowo stosowanie tensometrycznych czujników zginanych powoduje zazwyczaj konieczność szerokiego rozwarcia zębów w początkowej fazie pomiaru. Oznacza to, iż wzajemne konfiguracje przestrzenne głów żuchwy i krążka stawowego względem nieruchomej części skroniowej stawu będą zmieniały się w czasie zwierania szczęk zgodnie ze znanym schematem [9,37,45,62] zamieszczonym na rysunku 2.13.



Rys. 2.13. Zmiany położenia głowy żuchwy względem skroniowej części stawu, podczas kolejnych faz odwodzenia: a - zwarcie centryczne, b,c - rozwarcie częściowe, d - rozwarcie całkowite

Fig. 2.13. Changes of the mandible head location against the temporal part of the joint during successive phases of an abduction: a - centric occlusion, b, c - partial dilation, d - complete dilation

Tak więc każdej sile odpowiadają inne warunki podparcia żuchwy w stawach. Biorąc pod uwagę mechaniczne warunki pracy stawu, można przyjąć, iż są one najmniej korzystne przy dużym kącie odwiedzenia żuchwy, co powinno znaleźć odzwierciedlenie w wynikach pomiarów. Ponadto w tego typu siłomierzach, aby uniknąć przy dużych siłach zgryzu zwarcia końców dźwigni, należy stosować ramiona odpowiednio sztywne. Oznacza to gorsze warunki przeprowadzania prób dla osób o słabiej rozwiniętych mięśniach żwaczowych. Duże rozmiary końcówek powodują w wielu przypadkach ograniczenie możliwości przeprowadzenia pomia-rów dla pojedynczych przeciwstawnych zębów. Odbija się to brakiem kompletnych wyników pomiaru sił okluzyjnych, jakie mogą zostać przeniesione wzdłuż łuku zębowego poprzez kolejne zeby.

2.4. Ocena sil w stanach biostatycznej równowagi żuchwy

Ocena związku pomiędzy wielkością sił okluzyjnych a aktywnością mięśni żwaczowych i reakcjami w stawach należy do zagadnień niezwykle trudnych. Przestrzenny układ mieśni jest w stanie wygenerować różne kombinacje sił statycznie równoważnych. Tworzy to mnogość zastępujących się rozwiązań i stwarza liczne możliwości przeciwdziałania niepożądanym reakcjom mechanicznym. Przykładowo, uzyskanie siły 100 N pomiędzy symetrycznie obciażonymi zebami trzonowymi jest możliwe przy wykorzystaniu lewego lub prawego żwacza, mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego, mięśnia skroniowego lub dowolnej kombinacji wymienionych mięśni zwierających [84]. Potwierdzeniem istniejącej wielości rozwiązań są stwierdzone kliniczne przypadki dobrej wydolności zgryzowej żuchwy z jednostronnym brakiem głowy, czy nawet z całkowicie usuniętym wyrostkiem kłykciowym. W trakcie prac własnych [10] zdiagnozowano pacjenta, który w wyniku wypadku samochodowego utracił trzy i pól roku przed pomiarem sił zgryzu, głowę żuchwy oraz zdolność gryzienia zębami siecznymi. Przeprowadzone badania wykazały, pomiędzy zębami trzonowymi po stronie zdrowej siły równe 682 N, oraz po stronie bez głowy żuchwy siły równe 748 N. Są to wyniki mieszczące się w górnych zakresach uzyskiwanych dla pacjentów całkowicie zdrowych. Jak widać, brak podpory jest w takich przypadkach kompensowany odpowiednią zmianą aktywności poszczególnych mięśni. Sposób, w jaki następuje zróżnicowanie wektorów sił generowanych przez mięśnie uczestniczące w tworzeniu gorsetu, nie jest do tej pory jednoznacznie wyjaśniony. Trudności dotyczą zarówno określenia prawdopodobnej aktywności poszczególnych grup mięśniowych, jak i zebrania danych o ich anatomicznym ułożeniu, decydującym o przestrzennych przebiegach linii działania sił.



Rys. 2.14. Położenie wektorów sił w łuku zębowym przy asymetrycznym obciążeniu żuchwy, a - punkty zaczepienia sił wyznaczające kształt układu osi, b - zmiany położenia punktu przyłożenia siły okluzyjnej w łuku zębowym, c - zakres zmian położenia punktów przyłożenia reakcji w stawach [112]

Fig. 2.14. Location of forces vectors in dental arch in conditions of mandible asymmetrical loading: a - forces application points determining the shape of axes system, b - changes of the occlusive force application point in the dental arch, c - area of the location changes of the reaction application points in joints [112]

Ze względu na duży stopień skomplikowania, w podejmowanych próbach mechanicznego rozwiązania zasad funkcjonowania systemu mięśni żwaczowych czynione są zawsze znaczne uproszczenia. Jedną z metod pozwalających na uniknięcie konieczności indywidualnego traktowania sił czynnych jest zastąpienie sił mięśni, jedną siłą wypadkową. Dodatkowo, w przypadku przyjęcia złożenia, że układu sił oddziałujących na żuchwę jest układem sił równoległych, eliminowana jest konieczność określenia linii działania sił.

W pracy W.A Weijsa [112] zaproponowano przedstawiony na rysunku 2.14 model identyfikacji położenia linii działania siły zwarciowej "SO", wypadkowej sił mięśni żwaczowych "FM" oraz reakcji w stawach, po pracującej "R_P" i balansującej "R_B" stronie żuchwy.

Przyjmując, iż siły tworzą układ równoległy, określono na podstawie równań momentów względem osi PB, BO, i OP ich wzajemne związki, ujęte w zależności:

$$SO = \frac{r_{m}}{r_{m} + r_{n}} * FM$$

$$R_{p} = \frac{r_{m}}{r_{m} + r_{n}} * \frac{r_{y}}{r_{x} + r_{y}} * FM$$

$$R_{B} = \frac{r_{m}}{r_{m} + r_{n}} * \frac{r_{m}}{r_{x} + r_{y}} * FM$$
(2.2)

gdzie: odległości r_m, r_n, r_x, i r_y określane są z proporcji łuku zębowego i odległości pomiędzy punktami zaczepienia sił reakcji w stawach.

Ta stosunkowo prosta w pomyśle metoda nie została w cytowanej pracy rozwinięta i udokumentowana wynikami w sposób pozwalający na pełne zrozumienie zasad jednoznacznej identyfikacji odległości r_m , r_n , r_x , i r_y , związanych z położeniem linii działania siły wypadkowej mięśni żwaczowych. Nie podano również, jak rozwiązać problem, zaznaczonej przez autora pracy, możliwości przemieszczania się miejsc zaczepienia reakcji w stawach.

Zastrzeżenia budzi przyjęcie równoległego układu sił o liniach działania prostopadłych do płaszczyzny PBO, narzuca to bowiem kierunki siły okluzyjnej w oderwaniu od stanu faktycznego, przy czym błąd wzrasta w miarę przesuwania się punktu zwarcia ku tyłowi łuku zębowego. Trójkątny układ osi, zmieniający się w zależności od miejsca obciążenia łuku zębowego, wydaje się pomysłem dobrym, pozwalającym na ogólną ocenę obciążenia stawów i mięśni żwaczowych.

Technikę zastąpienia działania sił zwierających jedną wypadkową zastosowano także w pracy Erhardsona i współautorów [27]. Autorzy wprowadzili klasyczny prostokątny układ osi zaczepiony w prawym punkcie szczytowym wyrostka kłykciowego, przy czym oś X przechodzi symetrycznie przez obie głowy żuchwy, oś Y zorientowano równolegle do powierzchni żującej zębów, a oś Z prostopadle do płaszczyzny XY. Orientację osi wraz z zaznaczonym sposobem określania położenia linii działania sił pokazano na rysunku 2.15.

Model obciążano wyłącznie siłami pionowymi. Przyjęty układ pozwala na jasne sformułowanie równań równowagi. Równania momentów względem osi X i Y oraz równanie rzutów na oś Z przyjmują następującą postać:

$$FM r_{yFM} = SOr_{ySO}$$

$$FM r_{xFM} = SO r_{xSO} + R_P r_{xBP}$$

$$FM = SO + R_P + R_B$$
(2.3)

gdzie: FM - wielkość wektora wypadkowego sił mięśni, SO - wielkość siły zgryzu, R_P - reakcja w stawie po stronie pracującej, R_B - reakcja w stawie po stronie balansującej.



Rys. 2.15. Schematy przedstawiające przyjęty w pracy [27]: a - układ osi, b - sposób identyfikacji położenia sił biernych i czynnych w płaszczyźnie x-y, podczas asymetrycznego obciążania łuku zębowego

Fig. 2.15. Diagrams showing the assumed in [27]: a - system of axes, b - ways of identification of the passive and active forces location in x-y plane (the dental arch asymmetrically loaded)

Położenie wektora FM ustalono przyrównując odległości pomiędzy wektorami sił mięśniowych po stronie pracującej i balansującej a środkiem sił mięśniowych, do anlogicznych odległości między wyrostkami kłykciowymi:

$$FM_B r_{xFM} = FM_P (r_{xBP} - r_{xFM})$$
(2.4)

gdzie: FM_B - wielkość siły mięśni po stronie balansującej, FM_P - wielkość sił mięśni po stronie pracującej.

Do równania 2.4 wprowadzono wyznaczony na podstawie badań elektromiograficznych bezwymiarowy współczynnik "p" pozwalający określić proporcje sił mięśniowych pomiędzy stroną balansującą i pracującą:

$$FM_{B} = \rho FM_{P} \tag{2.5}$$

(2.6)

uzyskując zalezność:

 $\mathbf{r}_{xFM} = \mathbf{r}_{xBP} / 1 + \rho$

Uzupełnienie równań równowagi wyrażeniem 2.6 pozwala na skuteczne określenie wielkości sił reakcji:

$$SO = FM \frac{\mathbf{r}_{y_{FN}}}{\mathbf{r}_{y_{SO}}}$$

$$R_{p} = SO\left(\frac{\mathbf{r}_{y_{SO}}}{\mathbf{r}_{y_{FN}}(1+\varrho)} - \frac{\mathbf{r}_{x_{SO}}}{\mathbf{r}_{x_{SF}}}\right)$$

$$R_{p} = FM - SO - R_{p}$$
(2.7)

Wyznaczone opisaną metodą przez autorów pracy [27] siły czynne i reakcje w stawach dla przypadku sił okluzyjnych odpowiadających nagryzaniu podkładki gumowej przedstawiono na wykresie zamieszczonym na rysunku 2.16. Wyniki bezwzględne odniesiono do siły odpowiadającej zwarciu centrycznemu. Ze względu na najbardziej korzystne mechanicznie warunki podparcia żuchwy, tj. maksymalne zaguzkowanie zębów w płaszczyźnie środkowej, siła ta określa górny zakres wydolności zgryzu. Jednak doświadczalny pomiar bezwzględnej wartości siły w zwarciu centrycznym jest z technicznego punktu widzenia niemożliwy, a szacunkowe metody opisane w rozdziale 2.1 trudne do sprawdzenia. Z punktu widzenia eksperymentu podważa to sensowność wprowadzonego pojęcia "względnej siły", zwłaszcza że charakter wykresów stanowiących istotną wartość poznawczą jest identyczny dla osi sił bezwzględnych.



Rys. 2.16. Zależności pomiędzy punktem przyłożenia siły okluzyjnej, jej wielkością, reakcjami w stawach oraz wypadkową siły mięśni zwierających wg poz.[27]

Fig. 2.16. Relations between the occlusive force application point, its value, reactions in joints and resultant force of occlusive muscles according to [27]

Próbę określenia sił w poszczególnych mięśniach, brzuścach i grupach włókien ukształtowanych zgodnie z rzeczywistym ułożeniem anatomicznym przedstawiono w pracy Osborna i Bragara [84]. Autorzy określili kierunki poszukiwanych wektorów oznaczanych w sposób pokazany na rysunku 2.17. Po omówieniu aspektów związanych z funkcjonowaniem modelu trójwymiarowego, przystępując do rozwiązania, zagadnienie sprowadzono poprzez wprowadzenie symetrii obciążenia, do dwóch wymiarów.



Rys. 2.17. Linie działania sił włókien mięśni: Msa, Msp, Mda, Mdp - włókna żwacza: "s" - powierzchniowe, "d" - głębokie, "a" - przednie, "p" - tylne; Tv, Toa, Top - wachlarz mięśnia skroniowego; Di - mięsnie nadgnykowe; Pma, Pmp - przednie i tylne włókna mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego; Pls,Plu Pli - górny i dolny brzusiec mięśnia skrzydłowego bocznego wg poz.[84]

Fig. 2.17. Lines of muscle fibers forces action: Msa, Msp, Mda, Mdp - fibers of masseter muscle: "s"- superficial, "d" - deep, "a" - anterior, "p" - posterior; Tv, Toa, Top - fan of the temporal muscle; Di - suprahyoid muscles; Pma, Pmp - anterior and posterior fibers of the medial pterygoid muscle; Pls, Plu Pli - superior and inferior belly of the lateral pterygoid muscle according to [84]

Wychodząc z ogólnych równań równowagi:

$$\sum_{k=1}^{K} \mathbf{F}_{\xi} + \sum_{n=1}^{N} \mathbf{SO}_{n} + \sum_{q=1}^{Q} \mathbf{R}_{q} = \mathbf{0}$$
(2.8)

$$\sum_{\xi=1}^{K} \mathbf{r}'_{\xi} \times \mathbf{F}_{\xi} + \sum_{n=1}^{N} \mathbf{r}'_{n} \times \mathbf{SO}_{n} + \sum_{q=1}^{Q} \mathbf{r}'_{q} \times \mathbf{R}_{q} = \mathbf{0}$$
(2.9)

gdzie: F_{ξ} -jest siłą ξ -tego mięśnia na ramieniu r'_{\xi}, SO_n -jest siłą okluzyjną n-tego zęba na ramieniu r'_n, R_q -jest reakcją na wierzchołku q-tego wyrostka kłykciowego przyłożoną w punkcie r'_q, K, N, i Q są liczbami mięśni, sił na zębach i reakcji w stawach,

określono wzrost siły w mięśniach w zależności od przyrostu siły okluzyjnej.

Biologiczną decyzję centralnego układu nerwowego dotyczącą stopnia aktywizacji poszczególnych mięśni zastąpiono komputerowym programem optymalizacyjnym sterowanym kryteriami minimum wytężenia mięśni i obciążenia stawów. Suma wejściowych sygnałów $\int (F_{\xi}, R_q)$ została zapisana zależnością:

$$\int (\mathbf{F}_{\xi}, \mathbf{R}_{q}) = \sum_{\xi=1}^{K} \mathbf{I}_{\xi} \mathbf{F}_{\xi} + \sum_{q=1}^{Q} \mathbf{I}_{q} \mathbf{R}_{q}$$
(2.10)

gdzie: I_{ξ} - jest jednostkowym sygnałem wejścia dla ξ -tego mięśnia, I_{q} - jest jednostkowym sygnałem wejścia dla q-tej reakcji stawu.

Obliczenia prowadzono rozdzielając obydwa sygnały. Wyznaczając siły dające minimum obciążenia stawów, przyjmowano $I_{\xi}=0$, jeśli kryterium stanowiło minimalne wytężenie mięśni, przyjmowano $I_q=0$. Wyniki przedstawiano w postaci kolejnych wykresów uzyskiwanych dla sił okluzyjnych wywieranych na siekacze, zęby przedtrzonowe i zęby trzonowe.

Na rysunku 2.18 przedstawiono dwa przykładowe wykresy ilustrujące przyrosty siły w wyodrębnionych partiach mięśni, przy wzroście siły naciskającej na pierwsze siekacze. Jest to jedyny spośród rozważanych wariantów, w którym w warunkach naturalnych może wystąpić zakładana przez autorów pracy symetria obciążenia.



Rys. 2.18. Wpływ przyrostu siły okluzyjnej na zmiany sił w stawach i mięśniach wyznaczony przy przyjęciu kryterium: FM - minimum wytężenia mięśni, R_{GZ} - minimum obciążenia stawów [84]

Fig. 2.18. Influence of the occlusive force increase on changes of forces in joints and muscles obtained according to criterion of: FM - minimum of muscles strain, R_{GZ} - minimum of joints loading [84]

Wykres oznaczony symbolem "FM" odpowiada kryterium minimalizującemu sumę sił mięśniowych, wykres oznaczony symbolem " R_{GZ} " uzyskano stosując kryterium minimum obciążenia stawów. W wariancie "FM" pracę rozpoczynają przednie powierzchniowe włókna żwacza, następnie włączają się słabo przednie włókna wachlarza mięśnia skroniowego i mięsień skrzydłowy przyśrodkowy. Po przekroczeniu siły 30 daN pracować zaczynają tylne powierzchniowe włókna żwacza i zdecydowanie uaktywniają się przednie włókna mięśnia skroniowego. Powyżej 50 daN uaktywnia się mięsień skrzydłowy boczny, warstwa głęboka żwacza i środkowe włókna mięśnia skroniowego. W wariancie " R_{GZ} " pracę rozpoczyna dolny brzusiec mięśnia skrzydłowego bocznego oraz tylne i środkowe włókna mięśnia skroniowego. Po przekroczeniu 15 daN aktywizuje się żwacz, dalej dolne włókna górnego brzuśca mięśnia

skrzydłowego bocznego, przednie włókna mięśnia skroniowego i tylne włókna skrzydłowego przyśrodkowego. W końcowej fazie włączają się pozostałe fragmenty żwacza i górnego brzuśca mięśnia skrzydłowego bocznego. Te dwa mechanizmy ilustrują możliwą logikę sterowania czynnością mięśni poprzez centralny układ nerwowy.

Porównując przedstawioną analizę do opisu biomechaniki mięśni żwaczowych sporządzonego głównie na podstawie obserwacji klinicznych i zamieszczonego w pracy Ide i Nakazawy [37] widzimy, że natura nie kieruje się tak jednoznacznymi kryteriami. Na rysunku 2.19 przedstawiono zamieszczone w atlasie schematy ilustrujące aktywność poszczególnych mięśni w zależności od regionu obciążenia.



Rys. 2.19. Schemat ilustrujący ogólną ocenę aktywności mięśni żwaczowych w czasie: a - obciążenia siekaczy, b - obciążenia zębów trzonowych, c - zwarcia centrycznego, d - czynności żucia [37]

Fig. 2.19. Diagram illustrating the general assessment of mandible muscles activity: a - with incisor teeth loaded, b - with molar teeth loaded, c - with centric occlusion, d - during mastication [37]

Według schematu 2.19a oraz opisu sporządzonego przez autorów atlasu, obciążenie w strefie siekaczy powodowane jest jednoczesna aktywnością żwaczy, mięśni skrzydłowych przyśrodkowych i skrzydłowych bocznych, przy braku funkcji mięśnia skroniowego. Oznacza to, że zastosowane w pracy [84] metody numeryczne dają wyniki odbiegające od rzeczywistości nawet dla jedynego mogącego zaistnieć w praktyce przypadku obciążeniowego. Na schemacie 2.19b przedstawiono aktywność mieśni podczas jednostronnego obciążenia zębów trzonowych. Siła okluzyjna uzyskiwana jest tu dzięki aktywności mięśnia skroniowego i żwacza po pracującej stronie żuchwy i aktywności mięśni skrzydłowych, słabej żwacza po stronie balansującej. Przy zaciśnięciu zębów w zwarciu centrycznym, pokazanym na rys.2.19c, pracują silnie wszystkie mięśnie, z wyjątkiem słabo aktywnych mięśni skrzydłowych bocznych. Przy przeżuwaniu pokarmów, w czasie ruchów żuchwy, pracują silnie we wszystkich fazach żucia obydwa mięśnie skroniowe, skrzydłowe przyśrodkowe i żwacze. Mięsień skrzydłowy boczny jest wyłączony po stronie pracującej, a po stronie balansującej jest bardzo słabo aktywny. Stan ten pokazano na rys.2.19d. Przedstawiona ocena jakkolwiek najlepiej opisująca naturalne warunki, nie podaje ujęcia ilościowego sił w poszczególnych mięśniach, operując pojęciami ogólnymi, takimi jak słaba czy duża aktywność.



Rys. 2.20. Model żuchwy z zaznaczonymi miejscami rozłokowania więzów i punktami przyłożenia siły wzdłuż łuku zębowego **Fig. 2.20.** Model of a mandible with marked places of constraints location and points of force application along the dental arch

nych dla poszczególnych osi układu prostokątnego. Literami R i L oznaczano wykresy dla prawej i lewej strony żuchwy. Analizując otrzymane krzywe widzimy, że reakcje więzów działających wzdłuż osi X wykazują znikome wartości w miejscu występowania stawów. Przy czym składowe X od strony pracującej są mniejsze niż od strony balansującej. Podobnie

W pracy zrealizowanej w ramach badań własnych [10] podjęto próbę oceny sił niezbednych do zapewnienia równowagi żuchwy na podstawie badań modelowych przeprowadzonych metoda elementów skończonych. W miejscach występowania przyczepów mięśni: S - skroniowych, Ż,P żwaczy i mięśni skrzydłowych przyśrodkowych, SB - skrzydłowych bocznych oraz stawów skroniowożuchwowych - GŻ, zaczepiono układy więzów sprężystych ukierunkowane wzdłuż prostokatnego układu osi XYZ. Podczas obliczeń model odniesienia pokazany na rysunku 2.20, obciążano siła 100 N, przechodząc od prawej do lewei strony łuku zebowego. Miejsca przyłożenia siły oznaczano symbolami: 47 - prawego drugiego trzonowca, 43 prawego kła, 41-31 - środkowych siekaczy, 33 - lewego kła, 37 - lewego drugiego trzonowca. Dla każdego zadanego obciążenia wyznaczano wartości poszczególnych reakcji utrzymujących żuchwę w równowadze. Uzyskane wyniki pokazano w formie wykresów na rysunku 2.21, uporządkowa-



zachowuje się składowa X w miejscach występowania zaczepów mięśnia skroniowego. Jakkolwiek jest ona wyższa od wartości reakcji w stawach.

Rys. 2.21. Wykresy zmian reakcji więzów w kierunku osi X, Y i Z dla prawej "R" i lewej "L" strony żuchwy przy przemieszczaniu się siły okluzyjnej równej 100 N wzdłuż luku zębowego od prawego do lewego drugiego zęba trzonowego żuchwy

Fig. 2.21. Graphs of constraints reactions changes in X, Y and Z dimensions for the right "R" and left "L" side of mandible and for the occlusive force of 100 N moving along the dental arch between the left and right second molar tooth of the mandible

Odciążenie strony pracującej obserwuje się również w miejscach zaczepów mięśnia skrzydłowego bocznego. Składowe X wyznaczone w więzach zaczepionych w strefie przyczepów żwacza i mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego oraz mięśnia skrzydłowego bocznego osiągają maksymalne wartości po stronie balansującej, przy obciążaniu zębów trzonowych. Przejście w strefę zębów siecznych powoduje spadek składowej Ż,P-X. Składowe Y dla wszystkich punktów podparcia mają wyraźne maksimum przy obciążaniu zębów siecznych, osiągając wartości wielokrotnie wyższe od składowych x-owych. Przy czym najsilniej na zadawane obciążenia reagują więzy Ż,P, następnie S, dalej SB, a najsłabiej więzy zastępujące reakcję w stawach. Największe wartości reakcji składowych w kierunku osi Z wystąpiły po stronie pracującej żuchwy, przy słabej aktywności więzów po stronie balansującej.

Uzyskane rezultaty wykazują, że zastąpienie sił czynnych generowanych przez mięśnie żwaczowe więzami sprężystymi oraz biernej siły okluzyjnej siłą czynną pozwala na ocenę aktywności sił utrzymujących żuchwy. Przedstawiona metoda stanowiła dla autora punkt wyjściowy do dalszego prowadzenia eksperymentu z wykorzystaniem programów MES.

2.5. Podsumowanie przeglądu literaturowego

Powszechność występowania zróżnicowanej oferty materiałów i metod przeznaczonych do zachowawczego i protetycznego przywracania prawidłowej funkcji układu stomatognatycznego oraz do chirurgicznego leczenia urazów twarzoczaszki powoduje zainteresowanie środowiska lekarskiego biomechaniką układu stomatognatycznego. Wynika to z faktu, że kluczem do zrozumienia przyczyn wielu dolegliwości jest poprawna ocena mechanizmów obciażania i utrzymywania równowagi żuchwy. Umiejetnie stosowane kryteria biomechaniczne ułatwiaja dobór pożądanych cech konstrukcyjnych i zastosowanych do ich wykonania biomateriałów. Świadomość znaczenia problemu stymuluje powstawanie licznych interdyscyplinarnych grup, których prace zarówno teoretyczne, jak i praktyczne, zostały przedstawione w studium literaturowym. Badania praktyczne dotyczą głównie, przeprowadzanych w warunkach klinicznych pomiarów sił zgryzu, oraz budowy układu mięśni szkieletowych, związanych z mechanicznym funkcjonowaniem układu stomatognatycznego. Z udziałem pacjentów oceniana jest również aktywność wybranych mięśni żwaczowych metodami elektromiograficznymi. Na obiektach naturalnych określane są, w badaniach laboratoryjnych, wlasności tkanki kostnej dostarczające danych niezbędnych do analiz numerycznych. W grupie badań teoretycznych mieszczą się próby jednoznacznego ujęcia wzajemnych zależności pomiedzy siła okluzyjna, a aktywnościa mieśni i reakcjami w stawach skroniowo-zuchwowych. Wielkość tych sił w warunkach naturalnych zależy od odruchowych reakcji ośrodkowego układu nerwowego. Trudność zadania polega na konieczności wypracowania metody pozwalającej powiąząć w prawdopodobny sposób, w jeden obwód funkcjonalny, siły działające w poszczególnych grupach włókien mięśniowych i reakcje w miejscach podparcia żuchwy. Z ogólnej liczby 29 sił, w pomiarach bezpośrednich można określić jedynie wartość siły okluzyjnej. Dowolnemu przestrzennemu układowi sił przysługuje 6 równań równowagi, tak więc mamy do czynienia w przypadku ogólnym, z układem dwudziestodwukrotnie statycznie niewyznaczalnym.

Złożoność problemu wymaga zastosowania wielu, nieraz daleko idących, uproszczeń charakteryzujących zarówno badania modelowe numeryczne, jak i badania na modelach fizycznych. W spotykanych rozwiązaniach stosowano najczęściej:

a - zastępowanie stawów skroniowo-żuchwowych podporami przegubowymi,

b - ograniczanie liczby sił czynnych poprzez zastępowanie sił mięśni wypadkową,

c - założenie symetrii obciążeń i sprowadzanie układu do płaskiego dowolnego układu sił,

d - sprowadzenie układów sił do przestrzennych i płaskich układów równoległych, e - szacunkowe określenie maksymalnych wydolności mięśni żwaczowych, f- sprowadzenie zagadnienia do układu liniowo sprężystego.

Dalsze uproszczenia dotyczą zasad dystrybucji sił czynnych na pracującą i balansującą stronę żuchwy, co jest istotne w przypadku rozwiązań uwzględniających asymetrię obciążenia żuchwy. W pracach tych ograniczano się głównie do układów równoległych. Eliminowało to konieczność uwzględniania pełnej przestrzennej geometrii rozlokowania przyczepów mięśniowych w stosunku do punktów kontaktu międzyzębowego.

Do interesujących rozwiązań należy zaliczyć próbę zastąpienia decyzji układu nerwowego optymalizacyjnymi kryteriami, minimum obciążenia stawów lub minimum wytężenia mięśni. Jakkolwiek uzyskane w pracy rezultaty odbiegają w wielu przypadkach od obserwacji klinicznych, jest to pierwsza praca wskazująca możliwość selektywnego włączania się w czynność żucia poszczególnych fragmentów mięśni.

Znaczący postęp nastąpił po wprowadzeniu numerycznych technik opartych na metodzie elementów skończonych. W pracach tych, analizujących głównie stany równowagi wewnętrznej żuchwy, wprowadzano dużą liczbę cech materiałowych i geometrycznych rzeczywistych obiektów. Możliwość wprowadzania indywidualnych danych jest szczególnie istotna dla wiarygodności uzyskiwanych wyników. Stanowi to argument przemawiający za rozszerzeniem pola badań modelowych na symulację stanów równowagi zewnętrznej żuchwy.

Rezultaty przedstawionych w studium literaturowym prac wnoszą cząstkową wiedzę, niezwykle cenną dla zrozumienia istoty mechanicznych obciążeń układu stomatognatycznego. W dalszym ciągu pozostaje jednak znaczny, nierozpoznany obszar, uzasadniający podejmowanie kolejnych prób określenia związków pomiędzy czynnymi i biernymi siłami generowanymi podczas żucia. Dotyczy to zwłaszcza określenia sił działających podczas asymetrycznych obciążeń łuku zębowego, w mięśniach zwierających żuchwę oraz w stawach skroniowożuchwowych.

3. ZAŁOŻENIA, CEL, TEZA I PLAN PRACY

Założenia

Poprawny dobór własności biomateriałów i cech geometrycznych konstrukcji stosowanych w celu przywrócenia prawidłowej funkcji narządu żucia, wymaga uwzględnienia mechanicznych warunków pracy szczęki i żuchwy. Współcześnie, najskuteczniejszym sposobem rozpoznania problemów biomechanicznych są badania modelowe. Złożoność funkcji układu stomatognatycznego powoduje konieczność wprowadzenia podczas badań modelowych założeń pozwalających na jednoznaczne wyodrębnienie rozwiązywanego problemu z całego systemu jego biostatyki. Przystępując do realizacji pracy, skorzystano z wielu powszechnie stosowanych założeń upraszczających oraz wprowadzono własne, umożliwiające przejrzyste przedstawienie uzyskanych wyników.

Przyjęto, że kluczowym elementem pozwalającym uzyskać największą liczbę informacji o mechanicznym stanie układu stomatognatycznego jest żuchwa. Poprawnie przeprowadzona analiza równowagi żuchwy wymaga bowiem określenia wielkości sił zwarciowych, reakcji w stawach oraz sił generowanych w mięśniach żwaczowych. W razie konieczności, siły te mogą zostać bezpośrednio przeniesione, po zmianie ich znaków zgodnej z zasadą "akcji i reakcji", na szczękę i kości czaszki bądź materiały zastępujące tkanki naturalne.

W przypadku analiz biomechanicznych, przeprowadzanych na modelach numerycznych, najczęściej przyjmowanym założeniem upraszczającym jest rezygnacja z odwzorowania nieliniowych właściwości tkanek naturalnych. Zaakceptowano tę nieścisłość, biorąc pod uwagę, że w przypadku analiz równowagi zewnętrznej, sprowadzenie zadania do zagadnienia liniowo sprężystego, nie wpływa znacząco na uzyskiwane wyniki. Znacznie większą rolę w zapewnieniu odpowiedniej dokładności ma stopień powiązania rezultatów badań klinicznych i cech obiektów rzeczywistych z warunkami brzegowymi.

Spośród stosowanych metod poznawczych, przy braku jednoznacznych wskazań co do aktywności mięśni żwaczowych, za najwłaściwsze narzędzie rozpoznania stanów mechanicznych uznano metodę elementów skończonych. Metoda ta, polegająca na zastąpieniu ośrodka ciągłego układem dyskretnych elementów skończonych, pozwala na dowolne przestrzenne kształtowanie modelu oraz wprowadzanie dowolnych cech materiałowych w wybranych obszarach obiektu.

Wyznaczenie, poprzez symulację komputerową, prawdopodobnych wartości sił utrzymujących równowagę żuchwy, wymaga wprowadzenia odpowiedniego sposobu obciążania modelu. Przyjęto, że obciążenie układu stomatognatycznego jest zdefiniowane, w sposób jednoznaczny, wyznaczoną w warunkach rzeczywistych wartością siły okluzyjnej.

To założenie pociąga za sobą konieczność opracowania metody pozwalającej na pomiar siły okluzyjnej w dowolnym punkcie łuku zębowego oraz realizacji dwóch etapów badań modelowych.

W etapie pierwszym, ze względu na brak możliwości doświadczalnej oceny bezwzględnych wartości sił czynnych działających w mięśniach zwierających, oddziaływanie mięśni zostanie zastąpione więzami sprężystymi, a model obciążony siłą okluzyjną.

W drugim, zgodnie ze stanem rzeczywistym, model zostanie obciążony odwróconymi siłami reakcji więzów zastępujących działanie mięśni zwierających, a siły okluzyjne, podobnie jak siły odziałujące na głowy żuchwy, będą reakcjami wynikowymi.

Cel pracy

Procesy obciążeniowe towarzyszące generowaniu sił zwarciowych mają charakter asymetryczny, poza przypadkiem zwarcia centrycznego i jednoczesnym obciążeniu identyczną siłą zębów leżących po przeciwległych stronach łuku zębowego. W literaturze nie spotyka się rozwiązań opisujących wybrane stany równowagi żuchwy przy jednostronnym obciążeniu łuku, uwzględniających jednocześnie reakcje w stawach skroniowo-żuchwowych i siły działające w mięśniach żwaczowych po obydwóch stronach żuchwy. Ta zauważalna luka stała się inspiracją do przyjęcia następującego celu badań własnych:

Celem pracy jest stworzenie modelu żuchwy pozwalającego na analizę sił generowanych w zwierających mięśniach żwaczowych oraz obciążeń stawów skroniowo-żuchwowych, występujących podczas asymetrycznego przemieszczania punktów okluzyjnych wzdłuż luku zębowego.

Teza pracy

Wychodząc z przesłanek, jakie nasuwają przyjęte założenia, wytyczony cel pracy oraz dotychczasowe rezultaty własnych prac badawczych, sformułowano następującą tezę pracy:

Badania przeprowadzone na modelu żuchwy ludzkiej, odwzorowującym rzeczywistą geometrię rozlokowania sił czynnych i biernych odpowiadającą ściśle określonym stanom mechanicznym, umożliwiają, przy odpowiednim doborze sposobu podparcia i obciążenia modelu, oszacowanie aktywności wybranych grup mięśni żwaczowych oraz wielkości reakcji w stawach skroniowo-żuchwowych.

Plan pracy

Zrealizowanie celu pracy i udowodnienie przyjętej tezy wymaga jednoczesnego stosowania metod numerycznych oraz analiz doświadczalnych pozwalających na powiązanie modelu z obiektem naturalnym. Proponowany system modelowania oparty jest na kompletnych badaniach sił zwarciowych przeprowadzanych w warunkach klinicznych, pomiarach wybranych cech geometrycznych ludzkich żuchw oraz obliczeniach numerycznych przeprowadzanych metodą elementów skończonych. Istotą proponowanego rozwiązania jest sposób przyjęcia cech więzów, pozwalający na ich logiczne powiązanie z własnościami naturalnych czynników biorących udział w procesie utrzymania równowagi żuchwy. W tej części pracy konieczne jest stosowanie metody kolejnych przybliżeń. Skuteczność systemu weryfikują wyniki obliczeń opisujące aktywność poszukiwanych więzów, uzyskane dla osobniczo zróżnicowanych kształtów żuchw oraz wybrany przykład zastosowania wyznaczonych rozkładów sił do oceny stanów naprężenia panujących w żuchwie. Przyjęty plan pracy przedstawiono na schemacie zamieszczonym na rysunku 3.1.



Rys. 3.1. Schemat przyjętego toku postępowania podczas przeprowadzania badań własnych **Fig. 3.1.** Pattern of the assumed course of exploration

4. BADANIA I OCENA SIŁ ZWARCIOWYCH

Podstawowym warunkiem poprawnego wyznaczenia rozkładów sił biernych i czynnych, z wykorzystaniem technik obliczeniowych bazujących na danych dotyczących wydolności zgryzowej, jest określenie realnych wielkości sił okluzyjnych. Do głównych czynników związanych z techniką pomiaru wpływających na wielkość zmierzonej siły możemy zaliczyć: twardość miejsca kontaktu przyrządu z zębami, zmianę kąta odwiedzenia żuchwy w czasie trwania pomiaru oraz wielkość rozwarcia szczęk w końcowej fazie pomiaru. Niezmienność wymienionych parametrów jest podstawowym warunkiem uzyskania wiarygodnych wyników. W przedstawionym rozdziale określono siły okluzyjne wewnątrz jamy ustnej za pomocą przyrządów własnej konstrukcji, umożliwiających szybkie określenie siły, w sposób eliminujący większość przyczyn systemowego wprowadzania błędów pomiarowych.

4.1. Metodyka badań

Typowe siłomierze wykorzystują liniowe zależności pomiędzy wielkością siły i odkształceniem sprężystym ich rdzenia. W opracowanej metodzie do oceny sił wykorzystano

postaci:

odkształcenia plastyczne. Podstawę roz-

wiązania stanowiła zależność Mayera

[5] pomiędzy siłą wgniatającą kulisty

penetrator w metal a powstałą średnicą

odcisku, zapisana na potrzeby pracy w

 $SO = c d^{u}$

gdzie: SO - to siła nacisku, d - średnica

odcisku, c - stała materiałowa, u -

rysunku 4.1. W ogólnym założeniu [6]

przyrząd zbudowany jest w sposób

umożliwiający symetryczne pomiary

obciążenia po obydwóch stronach łuku

zębowego. Składa się on dwóch ramion

Schemat przyrządu pokazano na

współczynnik Mayera.

(4.1)



Rys. 4.1. Schemat przyrządu do pomiaru sił zgryzu

Fig. 4.1. Diagram of the bite force measuring instrument

1, połączonych ze sobą rozłącznym przegubem 2, który znajduje się w centralnym punkcie uchwytu 3. Na końcu każdego z ramion zamocowane są śrubami 4, dwie płytki. W płytkach górnych 5, osadzone są kuliste penetratory 6, w płytkach dolnych 7 wycięte są współosiowo w stosunku do penetratora gniazda 8. W gniazdach tych umieszczane są próbki 9, wykonane z miękkiej blachy. Przed przystąpieniem do pomiaru dokonując obrotu ramion względem przegubu 2, dostosowuje się rozstaw ramion do warunków zgryzowych lub, w przypadku badań prowadzonych z jednej strony łuku zębowego, ramiona rozłącza się. Następnie na końce przyrządu nakładane są jednorazowe polietylenowe osłonki 10. W trakcie pomiaru pacjent naciska zębami na osłonkę, powodując wgniatanie kulek w blachę. Na próbkach pozostają odciski w kształcie czaszy, której średnica jest ściśle związana z wielkością wywartego nacisku. Związek pomiędzy średnicą odcisku a siłą określany jest poprzez kalibrację. W badaniach wstępnych przeanalizowano możliwość stosowania próbek wykonanych z miedzi, aluminium oraz z ołowiu. Biorąc pod uwagę rozmiary odcisków uzyskiwanych przy naciskach odpowiadających typowym siłom zwarciowym, za optymalne uznano próbki aluminiowe. Próbki miedziane, które okazały się zbyt twarde,

odrzucono. Plastyczne próbki ołowiane przeznaczono do badań sił małych, występujących u osób z obniżoną wydolnością narządu żucia. Przedstawione w dalszej części pracy wyniki badań własnych dotyczą głównie asymetrycznego obciążenia łuku zębowego. Tak więc do pomiarów zastosowano uproszczone pojedyncze ramię przyrządu [11, 56], zmodyfikowane w sposób pokazany na rysunku 4.2.

Siłomierz składał się z dwóch nałożonych na siebie i skręconych śrubami (5) płytek (3,4). Penetrator (1), umieszczono centrycznie nad gniazdem o średnicy 10 mm i głębokości 0,5 mm, w które wprowadzano próbki płytki kołowe (2). W przygotowa-



Rys. 4.2. Schemat siłomierza do pomiarów w pojedynczych punktach łuku zębowego: 1 - penetrator, 2 - próbka, 3 i 4 - płytki, 5 - śruby zespalające **Fig. 4.2.** Diagram of the force measuring instrument for the measurements in the individual points of the dental arch: 1 - penetrator, 2 - specimen, 3 and 4 -plates, 5 - assembling screws

nym do pomiaru przyrządzie penetrator lekko dotyka powierzchni próbki zapobiegając jej wypadnięciu podczas przygotowywania się do pomiarów w jamie ustnej. W pomiarach przy



Rys. 4.3. Pomiar siły zwierającej przy różnych kątach odwiedzenia żuchwy: 1 - nakładki 2 - cylinderek i tłoczek, 3 - penetrator, 4 - próbka **Fig. 4.3.** Measuring the occlusive force at different angles of mandible abduction: 1 - plate, 2 - cylinder and piston, 3 - penetrator, 4 - specimen

małym odwiedzeniu żuchwy posługiwano sie wersjami przyrządu o całkowitej grubości w miejscu kontaktu z zębami równej 7 mm. Do prowadzenia pomiarów sił umożliwiających ocene stopnia odwiedzenia żuchwy na wydolność zgryzową, zastosowano modyfikacje przyrządu [9], zbudowane z tłoczków zakończonych penetratorem (3) i cylinderków, na których dnie spoczywały takie jak w poprzednim przyrządzie próbki (4). Na powierzchnie kontaktujące się z zębami nałożone były teflonowe kołpaczki (1) o grubości 4 mm. Schemat przyrządu usytuowanego w jamie ustnej pokazano na rysunku 4.3. Na podstawie oceny zdolności odwiedzenia żuchwy określonej u dorosłych pacjentów przyjęto do wykonania następujące całkowite długości L zestawów pomiarowych: 33, 39 i 45 mm. Szerokość rozwarcia w czasie pomiarów ustalano, dobierając odpowiednią długość tłoczka.

W zależności od oczekiwanej wielkości siły zgryzu, ocenianej w badaniu palpacyjnym mięśni, we wszystkich odmianach przyrządów stosowano następujące rodzaje penetratorów i próbek:

a) siły duże - penetrator o średnicy 3,8 mm, próbka ałuminiowa o grubości 1,2 mm,
b) siły średnie - penetrator o średnicy 2,9 mm, próbka aluminiowa o grubości 1 mm,
c) siły małe - penetrator o średnicy 3,8 mm, próbka z ołowiu o grubości 1,6 mm.

Stałe "c" i współczynniki "u" występujące we wzorze Mayera określano na podstawie pomiarów średnic odcisków otrzymanych podczas kalibracji przyrządów. Wykresy obrazujące zmiany średnicy odcisków w zależności od wielkości siły wgniatającej i średnicy penetratora, dla próbek aluminiowych i ołowianych, przedstawiono na rysunku 4.4.



Rys. 4.4. Wykresy zależności średnic odcisków od siły wgniatającej penetrator, uzyskane podczas kalibracji: a - próbek aluminiowych na przyrządach o średnicach kulek 2,9 i 3,8 mm, b - próbek ołowianych na przyrządzie o średnicy kulki 3,8 mm

Fig. 4.4. Graphs of dependency of impressions diameters on the penetrator indenting force, obtained during: a - the calibration with the aluminum specimens and the instrument with globule diameter of 2.9 and 3.8 mm, b - the calibration with the leaden specimens and the instrument with globule diameter of 3.8 mm

Obliczone dla poszczególnych próbek wartości stałych we wzorze Mayera wynosiły: a) u = 1,71, c = 276 - dla próbek aluminiowych ϕ 10 mm, o grubości 1,2 mm, i penetratora o średnicy równej 3,8 mm, b) u = 1,71, c = 305 - dla próbek aluminiowych ϕ 10 mm, o grubości 1 mm, i penetratora o średnicy równej 2,9 mm, u = 3,0, c= 22,79 - dla próbek ołowianych ϕ 10 mm, o grubości 1,6 mm, i penetratora o średnicy równej 3,8 mm.

Zaletą przedstawionej metody jest bardzo małe zagłębienie penetratora w próbkę. Eliminuje to możliwość zmian położenia głów żuchwy i krążków stawowych w czasie pomiarów, związanych ze zmniejszaniem się kąta odwiedzenia żuchwy, w miarę wzrostu nacisku.

Przeprowadzone badania kliniczne, realizowane w ścisłej współpracy z Katedrą Protetyki Stomatologicznej Śląskiej Akademii Medycznej, miały na celu określenie rozkładu sił wzdłuż łuku zębowego, obciążanego symetrycznie i asymetrycznie, ocenę maksymalnej siły zgryzu pomiędzy zębami trzonowymi oraz ocenę wpływu stopnia odwiedzenia żuchwy na wielkość możliwych do wygenerowania sił zwierających. Oszacowano również wielkości sil występujących podczas rozgryzania pokarmu. Badaniami objęto grupę 163 osób posiadających prawidłowo funkcjonujące stawy skroniowo-żuchwowe oraz uzębienie własne w strefach pomiaru sily. Z grupy tej wybrano do badań zmian sił zwarciowych wzdłuż łuku zębowego osiem kobiet i jedenastu mężczyzn w wieku od 25 do 41 lat o pełnym uzębieniu. U pozostałych osób określono siłę zgryzu jedynie w tylnych strefach łuku zębowego. W próbach przeprowadzanych przy dużym rozwarciu szczęk wzięło udział czternastu mężczyzn w wieku od 17 do 47 lat i dziesięć kobiet w wieku od 16 do 43 lat. Cykl pomiarowy rozpoczynano od zapoznania pacjenta z celem badań oraz funkcjonowaniem siłomierza. Następnie przyrząd ustawiano w wybranym miejscu łuku zębowego, prosząc badanego o zwarcie szczęk z maksymalną siłą, jaką uzna za nie powodującą niemiłych doznań. Po nagryzieniu przyrządu, próbkę wyjmowano i mierzono powstały odcisk. W tym celu wykorzystywano miernik optyczny, o podziałce równej 0,02 mm, wbudowany w twardościomierz Briviskop firmy Reichert.

4.2. Wartości sił zwarciowych wzdłuż łuku zębowego

Pierwsze przeprowadzone w warunkach "in vivo" próby miały na celu ustalenie sił, z jakimi poszczególne zęby mogą oddziaływać na zgryzak, przy symetrycznym i asymetrycznym obciążeniu luku zębowego. W tej grupie uczestników eksperymentu znalazło się wiele osób z najbliższego otoczenia zespołu prowadzącego badania. Stwierdzono, że "oswojenie" osoby badanej z przyrządem oraz poinformowanie jej o rezultatach kolegów wpływało w sposób wyraźny na poprawę wyników testu.

Test rozpoczynano od siekaczy (n=1) przesuwając się stopniowo wzdłuż łuku zębowego aż do zębów trzonowych (n=7). Średnie wartości sił nacisku, uzyskane przy obciążaniu pojedynczych zębów znajdujących się z jednej strony łuku zębowego przedstawiono na rysunku 4.5. W strefie siekaczy wartości siły zwarcia były podobne, przy czym na pierwszych zębach siecznych siły były nieznaczne większe niż na drugich. Wyniki dla mężczyzn były zawarte w przedziale od 110 do 420 N przy średniej wartości równej 260 N, a dla kobiet w przedziale od 87 do 378 N przy średniej równej 215 N. W strefie kłów następuje u mężczyzn wzrost sił zwarciowych do średniej wartości 413 N, przy zakresie zmian od 203 do 560 N. Dla kobiet naciski w strefie kłów wynosiły 301 N przy zakresie zmian od 205 do 480 N. Dla pierwszych zębów przedtrzonowych rezultaty były nieznacznie wyższe niż w przypadku kłów, przy czym zarówno u części badanych mężczyzn, jak i kobiet zaobserwowano w tym miejscu niewielki spadek wartości siły w stosunku do kła. W miarę przesuwania się ku tyłowi łuku zębowego średnie wartości siły zwarciowych wzrastały, osiągając dla mężczyzn wartości: 540 N dla drugiego przedtrzonowca, 606 i 628 N dla pierwszego i drugiego zęba trzonowego. Dla kobiet siły okluzji w analogicznych miejscach wynosiły odpowiednio: 413, 433 i 450 N. W żadnym z badanych przypadków osób o pełnym łuku zębowym siły okluzyjne w tylnej strefie łuku nie spadły poniżej 270 N, natomiast największe wartości dochodziły u kobiet do 660 N, a u mężczyzn do 860 N.





Rys. 4.5. Średnie wartości sił wywieranych na siłomierz w zależności od położenia miejsca pomiaru w łuku zębowym **Fig. 4.5.** Dependency of average forces values exerting pressure on dynamometer on the measurement point location in the dental arch **Rys. 4.6.** Średnie wartości sił zgryzu uzyskane przy symetrycznym obciążaniu łuku zębowego w strefie zębów siecz-nych, kłów, zębów przedtrzonowych i zębów trzonowych

Fig. 4.6. Average bite forces values obtained with symmetrical loading of the dental arch in incisors, eye teeth, bicuspid teeth and molar teeth regions

Przy badaniu wielkości symetrycznych obciążeń łuku zębowego, ze względu na trudności z precyzyjnym jednoczesnym ustawieniem przyrządu pomiędzy pojedynczymi parami zębów bocznych, miejsce pomiaru definiowano pojęciami stref: zębów siecznych, kłów, zębów przedtrzonowych i zębów trzonowych. Uzyskane średnie wartości całkowitych sił zgryzu w podanych obszarach pokazano na rysunku 4.6. Symetryczne rozłożenie obciążenia spowodowało wzrost siły nacisku nie przekraczający 30% w stosunku do uzyskiwanych przez te same osoby obciążeń asymetrycznych. Należy zaznaczyć, że w bocznych odcinkach luku zębowego różnice wartości zmierzonych jednocześnie sił, występujących po lewej i prawej stronie, mieściły się w granicach od 23 do 41%. Oznacza to, że spotykane w niektórych pracach wyznaczanie całkowitego obciążenia układu stomatognatycznego poprzez sumowanie obciążeń przypadających na poszczególne zęby może budzić poważne wątpliwości.

4.3. Maksymalne wartości sił zwarciowych przy obciążeniu asymetrycznym

Zęby trzonowe uznano za najbardziej dogodne miejsce do szeroko prowadzonych pomiarów maksymalnych wartości sił zgryzu uzyskiwanych przy obciążeniu asymetrycznym. Siły okluzyjne różnią się tu nieznacznie, co ułatwia zarówno dobór osób z uzębieniem własnym, mogących uczestniczyć w eksperymencie, jak i porównywanie uzyskanych wyników. Podczas przeprowadzanych testów badane osoby zaciskały zęby na zgryzaku z siłą uznaną przez nie za górną granicę swoich możliwości. Tak więc wyniki oddają w pełni subiektywny charakter osobniczych cech wydolności narządu żucia, związanej zarówno z psychiką, jak i funkcjonowaniem mechanoreceptorów [62], umieszczonych w zębach i przyzębiu.



Rys. 4.7. Wpływ wieku na liczbę kobiet osiągających pomiędzy zębami trzonowymi poszczególne wartości sił zgryzu

Fig. 4.7. Influence of age on the number of women exerting the individual bite force values between molar teeth



Rys. 4.8. Wpływ wieku na liczbę mężczyzn osiągających pomiędzy zębami trzonowymi poszczególne wartości sił zgryzu

Fig. 4.8. Influence of age on the number of men exerting the individual bite force values between molar teeth Próba uporządkowania rezultatów badań zgodnie z kryterium zawodu i wykształcenia nie wykazała żadnych prawidłowości. Natomiast pozytywne wyniki dał podział badanej populacji ze względu na płeć i grupy wiekowe. Grupy te wyodrębniono co dziesięć lat w przedziale od 20 do 60 lat. Wyniki przedstawiono na wykresach zamieszczonych na rysunkach 4.7 i 4.8.

W grupie mężczyzn siły 300 N nie przekroczyły tylko cztery osoby z dwóch najstarszych przedziałów wiekowych. Siłę w granicach 300 do 500 N osiągnęły trzydzieści dwie osoby z różnych grup, siłę od 500 do 700 N dwadzieścia dziewięć osób, w tym ani jedna z grupy najstarszej. Powyżej 700 N uzyskały trzy osoby z dwóch najmłodszych grup. Oceniając przedstawione wyniki należy pamiętać, iż liczebność poszczególnych grup wiekowych była zróżnicowana. W przypadku kobiet: 1 grupa - 34 osoby, 2 grupa - 18 osób, 3 grupa - 12 osób, 4 grupa - 7 osób. W przypadku mężczyzn: 1 grupa - 21 osób, 2 grupa - 27 osób, 3 grupa 16 osób, 4 grupa - 4 osoby. Liczebność grupy najstarszej była drastycznie ograniczona wymogiem posiadania własnych zębów w strefie pomiaru. Z przedstawionych danych widać, iż osiąganie sił zwarciowych o maksymalnych wielkościach, podanych w cytowanych wcześniej źródłach literaturowych, jest udziałem nielicznych osób. Najczęściej występujące siły mieszczą się w przedziałe od 350 do 500 N dla kobiet i od 450 do 700 N dla mężczyzn.

4.4. Wpływ szerokości rozwarcia szczęk na wielkość sił zwarciowych

Pomiar wpływu kąta odwiedzenia żuchwy na siłę zgryzu przeprowadzano pomiędzy zębami siecznymi przechodząc stopniowo od rozwarcia maksymalnego do minimalnego. Celem uzyskania pełnego obrazu wydolności mięśni pacjenta dokonywano dodatkowo pomiarów sił zwarciowych przyrządem o grubości 7 mm pomiędzy kłami oraz pierwszymi zębami trzonowymi. Aby uzyskać podobne warunki kontaktu zębów z powierzchnią przyrządu, nakładki polietylenowe stosowane podczas pomiarów w przyrządzie standardowym zastąpiono teflonowymi. Wyniki pomiarów przedstawiono w postaci wykresów oddzielnie dla grupy mężczyzn i grupy kobiet. Na wykresach, na osi pionowej podano wyznaczone wartości sił zwarciowych, natomiast na osi poziomej podano numery przypadków klinicznych. Numerację przypadków klinicznych ułożono w kolejności rosnącej, przyjmując za wartości kryterialne siły przy maksymalnym rozwarciu żuchwy. Wykresy zamieszczone na rysunkach 4.9 i 4.10 przedstawiają wartości sił zwarciowych zmierzonych przy różnym stopniu odwiedzenia żuchwy pomiędzy zębami siecznymi. Natomiast wykresy zamieszczone na rysunkach 4.11 i 4.12 przedstawiają wartości sił, zmierzone u tych samych pacjentów przy małym rozwarciu, pomiędzy zębami siecznymi, kłami i pierwszymi zębami trzonowymi.

Jak widać, najniższe wartości sił występują w większości przypadków przy bardzo dużych i dużych rozwarciach. Wynik taki uzyskało dziewięć kobiet i dziesięciu mężczyzn. W pięciu przypadkach najniższe wartości uzyskano przy rozwarciu dużym, z czego w czterech różnica pomiędzy siłami w rozwarciu dużym i bardzo dużym była minimalna. Wartości sił dla grupy kobiet, przy rozwarciu bardzo dużym, mieściły się w granicach od 9 do 224 N, przy czym osoba naciskająca siłą 9 N w przypadku pomiaru pomiędzy zębami trzonowymi uzyskała 356 N, co było wynikiem zbliżonym do średniej dla całej populacji. Maksymalna wartość siły mierzonej pomiędzy zębami trzonowymi w grupie kobiet wynosiła 545 N. W grupie mężczyzn rozpiętość sił mierzonych pomiędzy zębami siecznymi przyrządem o długości 45 mm mieściła się w granicach od 74 do 357 N, natomiast mierzonych przy małym rozwarciu pomiędzy zębami trzonowymi od 389 do 722 N. Zmiana twardości kontaktującej się z zębami nakładki spowodowała zauważalny spadek siły okluzyjnej w strefie zębów siecznych.



Rys. 4.9. Wartości sił zgryzu, zbadane w grupie 10 kobiet, pomiędzy zębami siecznymi dla rozwarcia żuchwy: bardzo dużego-1/r.bd., dużego-1/r.d., średniego-1/r.ś., małego-1/r.m. **Fig. 4.9.** Bite force values (explored in the group of 10 women) exerted between incisors for the following mandible dilation: very large-1/r.bd., large-1/r.d., medium-1/r.ś., small-1/r.m.



Rys. 4.10. Wartości sił zgryzu, zbadane w grupie 10 kobiet, przy małym rozwarciu żuchwy dla: zębów siecznych 1/r.m., kłów 3/r.m., zębów trzonowych 6/r.m.
Fig. 4.10. Bite force values (explored in the group of 10 women) with small mandible dilation: for incisor teeth-1/r.m., for eye teeth-3/r.m., for molar teeth-6/r.m.



Rys. 4.11. Wartości sił zgryzu, zbadane w grupie 14 mężczyzn, pomiędzy zębami siecznymi dla rozwarcia żuchwy: bardzo dużego-1/r.bd., dużego-1/r.d., średniego-1/r.ś., małego-1/r.m. Fig. 4.11. Bite force values (explored in the group of 14 men) exerted between incisor teeth for the following mandible dilation: very large-1/r.bd., large-1/r.d., medium-1/r.ś., small-1/r.m.





for incisor teeth-1/r.m., for eye teeth-3/r.m., for molar teeth-6/r.m.

Charakterystyczny jest fakt, iż u pacjenta nr 14 uzyskującego zdecydowanie wyższe wartości sił pomiędzy zębami siecznymi od pozostałych stwierdzono występowanie patologicznego starcia zebów przednich.

Siły generowane przy spożywaniu pokarmów oszacowano zastępując nakładki polietylenowe w przyrządzie złożonym z pojedynczego ramienia najpierw plastrami twardego sera, a następnie wędliny. Grubość plastrów wynosiła około 3 mm. Założono, iż siła niezbędna do rozdrobnienia jest związana z cechami mechanicznymi pokarmu, a nie z wydolnością układu stomatognatycznego. Ograniczono więc do dwóch, liczbę osób biorących udział w eksperymencie. Szacunkowej oceny sił dokonano na podstawie wielokrotnie powtarzanej czynności rozgryzania pokarmu otulającego siłomierz. Próbę przerywano w chwili wyczucia kontaktu z metalową powierzchnią przyrządu. W przypadku sera pozostawione na próbkach odciski były praktycznie niewidoczne. W przypadku wędliny odczytane siły mieściły się w granicach od 60 100 N dla strefy siekaczy i w granicach od 80 do 130 N dla strefy zebów przedtrzonowych i trzonowych. Można przypuszczać, że zmierzone siły użyte do wielokrotnego miażdżenia i rozcierania kęsa wystarczą do rozdrob-



Rys.4.13. Wygląd elektromiogramów dla: a - mięśnia skroniowego, b - żwacza, uzyskanych w stanie: s - spoczynkowym, o - przy obciążeniu zębów trzonowych siłą równą 650 N Fig. 4.13. Electromyograms for: a - temporal muscle, b - masseter muscle, s - obtained in standstill, o - with the molar teeth loading force of 650 N

nienia większości spożywanych pokarmów.

Oceniając siły występujące w kontaktach międzyzębowych należy pamiętać, iż nie są one wyłącznie związane z czynnością żucia. Cykliczne skurcze mięśni mogą być wywoływane stanami emocjonalnymi (gniewem, strachem, bólem) lub wyziębieniem ciała powodując przysłowiowe "dzwonienie zębów". W praktyce klinicznej występują częste przypadki patologicznego parafunkcjonalnego obciążania układu stomatognatycznego. Wyzwalane podczas nawykowego np "zgrzytania zębami" siły osiągają znaczne wartości, prowadzące do szybkiej destrukcji koron zębowych i zaburzeń w funkcjonowaniu stawów skroniowo-żuchwowych [42, 45, 114]. Również w stanach rozumianych powszechnie jako spoczynkowe, mięśnie żwaczowe wykazują aktywność, utrzymując żuchwę w położeniu równowagi [72, 74]. Podczas przeprowadzonych przez autora we współpracy z Katedrą Protetyki Stomatologicznej Collegium Medicum UJ, badań elektromiograficznych stwierdzono u osób pozostających w bezruchu aktywność mieśnia skroniowego i żwacza mieszczącą się w granicach od 5 do 31%. Potwierdza to wygląd elektromiogramów

pokazanych na rysunku 4.13. Wykresy EMG uzyskano elektrodami powierzchniowymi, w stanie spoczynkowym oraz przy nacisku na zgryzak umieszczony w strefie zębów trzonowych siłą 636 N. Należy przypuszczać, że u osób będących w ruchu aktywność mięśni będzie odpowiednio wzrastała przeciwdziałając obciążeniom dynamicznym.

Większość przedstawionych form generowania sił zwarciowych, poza procesami rozdrabniania pokarmu, jest bardzo słabo rozpoznana z punktu widzenia biomechaniki układu stomatognatycznego. Sytuacja taka powinna narzucać kierunki działania wielu pracom zajmującym się patologiczną abrazją zębów czy też dysfunkcjami stawów skroniowo-żuchwowych.

5. DOBÓR STRUKTURY PRZESTRZENNEJ MODELI

W warunkach naturalnych stan równowagi żuchwy zapewniany jest przez selektywne pobudzanie grup włókien odpowiadających poszczególnym mieśniom żwaczowym. Zgodnie z przyjętą metodyką badawczą w modelu numerycznym, funkcję układu nerwowego ma zastąpić odpowiedź więzów sprężystych, logicznie związana ze strukturą przestrzenną obiektu i zadanym obciążeniem. Przystępując do określenia cech modelu numerycznego żuchwy, należy więc uwzględnić osobnicze cechy, określające rozłożenie punktów przyłożenia sił mających wpływ na równowagę żuchwy w czasie czynności żucia. W literaturze [39,87,97] rozróżnia się od dwóch do dziesieciu typów twarzy, przy czym stosowane klasyfikacje dotycza głównie łatwej do zaobserwowania ich budowy zewnetrznej. Pomimo przykładów przedstawienia przebiegu mieśni zwaczowych dla wybranych przypadków [34, 84, 106], wpływ typu twarzy na ich przestrzenne rozlokowanie nie został jednoznacznie usystematyzowany. Potwierdzają to, omówione w części literaturowej pracy, wyniki badań [39], w których wykazano, że zmiany w budowie twarzoczaszki dla osób o twarzach długich i krótkich nie determinują linii działania sił mięśni żwaczowych. Występująca w naturze wielowariantowość pociąga za sobą konieczność wprowadzania wybiórczych kryteriów, umożliwiających stworzenie przejrzystych zasad doboru cech geometrycznych modeli, które pozwola na udowodnienie tezy pracy.

W dotychczasowych rozważaniach biomechanicznych odczuwa się brak wystarczającego odniesienia do różnic w budowie przestrzennej żuchw. Stwierdzenie to dotyczy głównie zmian wzajemnego położenia, zlokalizowanych w obrębie żuchwy, punktów zaczepienia wektorów sił zwierających i sił biernych. Ten stan rzeczy skłonił autora do przyjęcia zasad wyboru cech obiektu opartych na kryterium maksymalnego zróżnicowania ich konfiguracji. Na położenie punktów charakteryzujących ramiona momentów sił wpływają: wymiary łuku zębowego związane z szerokością i długością trzonu żuchwy, wielkość kąta żuchwy, szerokość i wysokość gałęzi żuchwy, położenie szczytu wyrostka dziobiastego oraz wysokość wyrostka kłykciowego określona od kąta do szczytu głowy żuchwy.

Na rysunku 5.1 przedstawiono schemat żuchwy z naniesionymi punktami ograniczającymi odcinki odpowiadające ramionom momentów pochodzących od składowych sił zwierających, względem osi przechodzącej przez wierzchołki głów żuchwy. W projekcji odgórnej zaznaczono szerokości rozstawu trzecich trzonowców, kątów żuchwy, wierzchołków wyrostków dziobiastych oraz głów żuchwy. Wielkości te odpowiadają za wartości momentów sił względem osi symetrii żuchwy.

Selekcjonując materiał naturalny, zrezygnowano z możliwości poszukiwania odpowiednich wzorców wśród pacjentów zainteresowanych wynikami pracy placówek medycznych. Niezbędne do przeprowadzenia w takich przypadkach badania radiologiczne wymagałyby bowiem zgody Komisji Bioetycznej. Uznano, że wystarczającą informację o czynnikach decydujących o równowadze rzeczywistego obiektu, zawiera sama wypreparowana kość żuchwy. Założenie to pozwala na rozdzielenie zagadnień wpływu na rozkłady sił osobniczych cech budowy żuchwy, od warunków brzegowych. Warunki brzegowe, tj. sztywność więzów zastępujących działanie mięśni i stawów oraz wielkość sił zwarciowych, po serii pozytywnych wyników badań wstępnych, postanowiono określać na podstawie danych uśrednionych.



Rys. 5.1. Schemat żuchwy z zaznaczonymi punktami identyfikacji cech geometrycznych żu-

chwy ważnych z punktu widzenia biomechaniki Fig. 5.1. Diagram of mandible with the mandible geometrical features identification points important from point of view of biomechanics

Podstawą doboru struktury przestrzennej modeli mających w założeniu uwzględnić występujące w naturze zróżnicowanie budowy żuchw były obserwacje przeprowadzone na

dwudziestu jeden eksponatach znajdujących się w zasobach Katedry Anatomii Opisowej i Topograficznej SAM. Ta stosunkowo niewielka populacja okazała się wystarczająca do wyłonienia pokazanych na rysunku 5.2, przypadków obrazujących możliwy zakres zmian kształtów żuchwy. Pomimo iż przedstawione kształty żuchw nie wiążą się ze stanami patologicznymi, odbiegają zasadniczo swym wyglądem od typowych przykładów opisanych w atlasach anatomicznych [37,59,97]. W przykładzie "a" mamy do czynienia z żuchwą wąską, o wysokich cienkich wyrostkach dziobiastych, odchylonych ku tyłowi. Odchylenie to jest nieznacznie większe od typowego. Analizując odległość pomiędzy głowami żuchwy a wierzchołkami wyrostków dziobiastych, można przyjąć, że stromy przebieg przednich krawędzi wyrostków dziobiastych wynika głównie z większego kąta odchylenia gałęzi żuchwy. Wierzchołki wyrostków znajdują się, w stosunku do głów żuchwy, powyżej



Rys. 5.2. Naturalny wygląd żuchw: a - wąskiej "ŻW", b - szerokiej "ŻS" **Fig. 5.2.** Natural appearance of mandible: a - narrow ("ŻW"), b - wide ("ŻS") normalnego poziomu. Przypadek ten będzie oznaczany w pracy skrótem "ŻW". W przykładzie "b" pokazano żuchwę szeroką o grubych, wysuniętych do przodu wyrostkach dziobiastych, których wierzchołki znajdują się zdecydowanie poniżej silnie rozwiniętych głów żuchwy. Ten przypadek oznaczono w dalszej części pracy skrótem "ŻS".

Omówione żuchwy oraz pokazana w stanie naturalnym w następnym rozdziale żuchwa funkcjonująca w układzie średnioczaszkowym o kształcie zbliżonym do wzorca literaturowego oznaczona skrótem "ŻŚ", stanowiły pierwowzory służące do konstrukcji struktury przestrzennej modeli numerycznych. Charakterystyczne wymiary pierwowzorów, wykorzystane podczas budowy modeli, zestawiono w tabeli 5.1.

Tabela 5.1

	Wymia	ary zuch	iw uwz	ględnia	ne przy	budow	ie mode	eli do ol	oliczeń	numery	cznych	
Model żu- chwy					Dłu	gość od	cinka [mm]				
	AA'	CC'	GG'	MM'	AB	BC	DE	EF	HG	TH	IK	KM
ZS	119	92	96	71	79	12	79	65	-9		52	50
ZŚ	102	81	84	60	75	18	81	61	+4	32	50	57
ZW	89	72	75	54	72	26	92	60	+9	32	62	56

Położenie odcinka HG określającego usytuowanie wysokości szczytów wyrostków dziobiastych względem głów żuchwy, wyróżnione w tabeli kolorem szarym, oznaczano wprowadzając znak "+" w przypadku gdy były one położone powyżej głów żuchwy i "-" gdy były poniżej. W ocenianej populacji żuchwy typu ŻŚ stanowiły 67%, typu ŻW- 24%, a typu ŻS- 9%.

Prace nad modelem numerycznym poprzedzono przeprowadzeniem szeregu testów wstępnych pozwalających określić optymalne warunki prowadzenia eksperymentu. Rezultatem prac rozpoznawczych była akceptacja modeli o budowie wstęgowej, jako najbardziej odpowiednich do osiągnięcia wyznaczonego celu pracy. Modele o grubości 10 mm i średnich własnościach mechanicznych kości korowej (E= 17 000 MPa, v = 0,3) oddawały wymiary decydujące o biostatycznej równowadze obiektów naturalnych. Kształt modeli przeznaczo-nych do oceny aktywności więzów pokazano na rysunku 5.3.



Rys. 5.3. Wygląd struktury modeli ŻW, ŻŚ i ŻS w płaszczyznach: a - strzałkowej, b - czołowej, c - poziomej

Fig. 5.3. Appearance of the ŻW, ŻŚ and ŻS models structure in the following planes: a - sagittal, b - frontal, c- horizontal Kolorem czarnym oznaczono model "ŻŚ" złożony z 1326 elementów, odwzorowujący najczęściej spotykaną geometrię żuchwy, niebieskim złożony z 1410 elementów model żuchwy szerokiej "ŻS", czerwonym złożony z 1294 elementów model żuchwy wąskiej "ŻW".

Rezygnacja z pełnych modeli trójwymiarowych pozwala na wielokrotne ograniczenie czasu obliczeń przy zachowaniu mechanicznej istoty zjawiska określonej odpowiedzią przyjętych więzów na zadane obciążenia. Przenosząc na model wybrane cechy geometryczne odwzorowywanych obiektów rzeczywistych, przy odpowiednim doborze więzów, można oczekiwać, iż uzyskane wartości reakcji będą się mieściły w granicach rozwiązań charakteryzujących prawdopodobne stany równowagi żuchwy. Ten uproszczony model pozwala również, w ograniczonym zakresie, prześledzić istotę mechanizmów decydujących o wytężeniu tkanki kostnej żuchwy.

Kończąc bieżący rozdział, należy wspomnieć o istotnym z punktu widzenia przyjętego celu pracy spostrzeżeniu. W atlasach anatomicznych głowy żuchwy przedstawiane są jako struktury symetryczne. Podczas segregowania wypreparowanych żuchw w poszukiwaniu pierwowzorów modeli numerycznych stwierdzono we wszystkich przypadkach występowanie różnic kształtu pomiędzy obiema głowami. Wybrane przykłady, pozwałające ocenić dysproporcje pomiędzy stawem lewym i prawym, pokazano na rysunku 5.4.



Rys. 5.4. Różnice w kształcie głów wyrostków kłykciowych po prawej i lewej stronie żuchwy **Fig. 5.4.** Difference in the shape of condylar head on the right and left side of mandible

Biorąc pod uwagę, iż budowa kości dostosowuje się do obciążenia, przedstawiona fotografia potwierdza asymetryczny charakter procesu żucia. Różnice pomiędzy wielkością glów wyraźnie maleją w przypadku żuchw całkowicie bezzębnych. Łączy się to w logiczny sposób z spadkiem wydolności zgryzowej, stwierdzonej u osób użytkujących akrylanowe protezy całkowite.

6. SYSTEM DOBORU WIĘZÓW UTRZYMUJĄCYCH RÓWNOWAGĘ MODELU OBCIĄŻONEGO SIŁĄ OKLUZYJNĄ

Przyjęcie metody poszukiwania wartości sił czynnych generowanych przez mięśnie zwierające, poprzez nadanie im czasowo charakteru sił biernych, oraz zastąpienia biernej siły okluzyjnej siłą czynną wymaga opracowania odpowiedniego systemu podparcia modelu więzami sprężystymi. Warunkiem powodzenia jest odpowiedni dobór więzów uwzględniający zarówno przestrzenne usytuowanie mięśnia, jak i wielkość siły możliwej do osiągnięcia przez dany mięsień.

6.1. Analiza mechanicznych uwarunkowań działania mięśni żwaczowych

O wielkość obciążeń sil okluzyjnych opisanych w rozdziale 4 decyduje aktywność mięśni zwierających żuchwę, do których zaliczamy żwacze, mięśnie skroniowe i mięśnie skrzydłowe przyśrodkowe. Przez pojęcie mechanicznych uwarunkowań działania mięśni żwaczowych należy rozumieć jednoznaczny opis wektorów sił czynnych i biernych oddziałujących na żuchwę. Trudność zadania polega na zróżnicowanym działaniu tych samych grup mięśniowych mogących w zależności od potrzeb obciążać łuk zębowy lub pełnić funkcję więzów stabilizujących. Przykładowo siły działania mięśnia skrzydłowego bocznego możemy zakwalifikować do sil biernych wspomagających utrzymanie głowy żuchwy w równowadze. Jednak w przypadku rozcierania pokarmu mięsień ten bierze również udział w generowaniu sił czynnych związanych z ruchami bocznymi żuchwy.

Aby uniknąć kompletowania danych niezbędnych do badań modelowych wyłącznie na podstawie nielicznych źródeł literaturowych, zawierających informacje dotyczące przestrzennego ułożenia mięśni u pojedynczych osób, przeprowadzono własne badania naturalnej konfiguracji przyczepów mięśni żwaczowych. Badania przeprowadzono metodą radiologiczną, na dwóch męskich czaszkach z własnymi żuchwami. Materiał badawczy wybrano z zasobów Katedry i Zakładu Anatomii Opisowej i Topograficznej Śląskiej Akademii Medycznej, kierując się wartościami wskaźników szerokościowo-długościowych [58]. Wskaźniki te określają, pomnożony przez sto, stosunek największej szerokości czaszki do jej największej dlugości w obrazie projekcji odgórnej. Dla wytypowanych do badań czaszek wskaźniki te wynosiły 79 i 80 punktów, co odpowiada najbardziej popularnemu zakresowi średnioczaszkowości.

Przygotowując czaszki do badań wklejono, za pomocą plasteliny, kuliste stalowe markery w centralnych miejscach przyczepów mięśni, brzuśców oraz dających się wyodrębnić grup włókien. Celem zwiększenia przejrzystości uzyskanych rentgenogramów, wykonano osobne badania dla mięśni zwierających oraz dla mięśni skrzydłowych bocznych.

Sposób rozlokowania markerów na czaszce i żuchwie pokazano na zdjęciu zamieszczonym na rysunku 6.1. Mięsień skroniowy reprezentowały kulki wklejone po prawej stronie czaszki, na plaszczyźnie skroniowej zgodnie z przewidywanym przebiegiem linii sił odpowiadających włóknom przednim, środkowym i tylnym oraz kulki wklejone na szczycie, po obydwóch stronach prawego wyrostka dziobiastego żuchwy. Żwacz reprezentowały dwie kulki wklejone w tylnej i dolnej przedniej części prawego luku jarzmowego dła włókien głębokich i włókien powierzchniowych oraz kulka osadzona z prawej strony w dolnej zewnętrznej części kąta żuchwy. Mięsień skrzydłowy przyśrodkowy reprezentowały kulki, z których jedną wklejono w prawym dole skrzydłowym, a drugą z prawej strony, po wewnętrznej stronie u dołu kąta żuchwy. Mięśnie skrzydłowe boczne reprezentowały kulki wklejone z prawej i lewej strony czaszki, w dołach podskroniowych, pomiędzy grzebieniami podskroniowymi a powierzchniami podskroniowymi skrzydeł większych kości klinowej, na początku zewnętrznej powierzchni blaszek bocznych wyrostków skrzydłowatych oraz w prawym i lewym dołku skrzydłowym żuchwy.



Rys. 6.1. Przygotowana do badań rentgenograficznych żuchwa i czaszka z naniesionymi markerami. Przyczepom poszczególnych mięśni odpowiadają następujące kolory: czerwony mięśniowi skroniowemu, niebieski żwaczowi, zielony mięśniowi skrzydłowemu przyśrodkowemu, szary mięśniowi skrzydłowemu bocznemu

Fig. 6.1. The mandible and the skull prepared for the X-ray examination with markers. The following colours mark attachments of individual muscles: red - temporal muscle, blue - masseter muscle, green - medial pterygoid muscle, gray - lateral pterygoid muscle



Rys. 6.2. Czaszka z wstawioną żuchwą gotowa do pomiarów, na zdjęciach zaznaczono sposób przebiegu prostokątnego układu osi stosowanego w dalszych badaniach **Fig. 6.2.** The skull with the inserted mandible prepared for measurements. The applied cartesian co-ordinate system is shown on the photographs Po rozlokowaniu markerów łączono żuchwę z czaszką, zachowując pozycję zbliżoną do położenia odpowiadającego zwarciu centrycznemu. Anatomiczny dystans pomiędzy glowami żuchwy a ściankami dołów żuchwowych zapewniano poprzez wkładki umieszczone w dołach części skroniowej stawu skroniowo-żuchwowego. Grubość wkładek odpowiadała całkowitej grubości chrząstek stawowych wraz z krążkiem stawowym. Celem uniknięcia efektu martwych pól, w których znalazły się wewnętrzne markery, fotografię ilustrującą wygląd eksponatu wykonano przy rozmieszczeniu markerów po obydwóch stronach głowy. Na zdjęciu zamieszczonym na rysunku 6.2, pokazano egzemplarz złożony, gotowy do badań. Przedstawioną orientację układu osi (Y-Z) w płaszczyźnie strzałkowej i (X-Z) w płaszczyźnie czołowej stosowano w dalszej części pracy podczas budowy modelu numerycznego.

Zdjęcia rentgenowskie zostały wykonane aparatem Siemens Siregraph przy trzech ułożeniach czaszek, w projekcji bocznej (strzałkowej) w projekcji czołowej oraz w projekcji poziomej odgórnej. Wygląd wybranych rentgenogramów z zaznaczonymi liniami łączącymi poszczególne markery pokazano na rysunku 6.3.



Rys. 6.3. Przebieg linii łączących centralne punkty przyczepów mięśni żwaczowych, zarejestrowane w projekcji: a - czołowej, b - strzałkowej, c - poziomej. 1, 2, 3 - przednie, środkowe i tylne włókna wachlarza mięśnia skroniowego, 4, 5 - głębokie i powierzchniowe włókna żwacza, 6 - mięsień skrzydłowy przyśrodkowy, 7, 8 - górny i dolny brzusiec mięśnia skrzydłowego bocznego

Fig. 6.3. Patterns of lines connecting the central attachment points of masticatory muscles shown in the planes: a - frontal, b - sagittal, c- horizontal. 1, 2, 3 - anterior, median and posterior fibers of the fan of the temporal muscle, 4, 5 - deep and superficial fibers of masseter, 6 - medial pterygoid muscle, 7, 8 - superior and inferior belly of lateral pterygoid muscle

Właściwe położenie czaszki względem lampy rentgenowskiej ustalano metodą kolejnych przybliżeń, korygując zarówno położenie lampy, jak i ułożenie czaszki na stole, aż do chwili uzyskania odpowiedniej symetrii obrazu na monitorze.

Na podstawie analizy radiogramów wyznaczono kąty charakteryzujące przewidywane linie działania sił generowanych przez poszczególne mięśnie. Kąt α określa nachylenie rzutu wektora siły na płaszczyznę poziomą (X-Y) do osi Y, kąt β określa nachylenie rzutu wektora siły na płaszczyznę strzałkową (Y-Z) do osi Z, kąt γ określa nachylenie rzutu wektora siły na płaszczyznę czołową (X-Z) do osi Z. Po wyznaczeniu kątów bezpośrednio z radiogramów sprawdzano, czy uzyskane wyniki spełniają warunek: tg α tg β tg γ =1, niezbędny, aby kąty dotyczyły przestrzennego przebiegu jednej linii. W żadnym przypadku bezpośrednie wyniki nie spełniały tego wymogu. Powtarzanie prób nie poprawiało rezultatów. Wyniki każdorazowo obarczone były błędami wynikającymi z braku płynnej regulacji położenia głowicy aparatu rentgenowskiego. Te systemowe błędy mieszczące się w granicach ± 4° korygowano tak, aby iloczyn tangensów poszukiwanych kątów był równy jedności. Skorygowane wartości kątów określających linię działania siły, wraz z obliczonymi ułamkami określającymi sposób dystrybucji jednostkowej siły generowanej przez mięsień ξ na składowe działające wzdłuż osi przyjętego prostokątnego układu współrzędnych, zestawiono w tabeli 6.1.

Tabela 6.1

Wartości kątów α,β,γ określających linie działania sił generowanych przez mięśnie żwaczowe, oraz współczynniki określające sposób rozkładu poszczególnych wektorów sił na kierunki układu współrzędnych X,Y,Z: 1, 2, 3 - przednie, środkowe i tylne włókna wachlarza mięśnia skroniowego, 4, 5 - głębokie i powierzchniowe włókna żwacza, 6 - mięsień skrzydłowy przyśrodkowy, 7, 8 - górny i dolny brzusiec mięśnia skrzydłowego bocznego

ξ	α[°]	β[°]	γ[°]	ξx	ξy	ξz
1	54	7	81	0,16	0,12	0,98
2	27	33	73	0,26	0,52	0,81
3	16	55	69	0,22	0,80	0,56
4	86	1	76	0,25	0,02	0,99
	20	27	79	0,16	0,51	0,88
6	62	19	58	0,53	0,28	0,82
7	18	71	46	0,29	0,91	0,31
8	36	44	16	0,23	0,80	0,16

Przedstawiona metodyka jest prosta w realizacji i pozwala na jednoznaczne określenie przestrzennego przebiegu poszukiwanych linii działania sił. Zawiera jednak błędy związane z wprowadzeniem pojedynczych markerów w miejsce szeroko rozłożonych powierzchni przyczepów oraz brakiem płynnej regulacji położenia źródła promieni względem obiektu. Biorąc pod uwagę przeznaczenie uzyskanych wyników, jakim jest zebranie danych niezbędnych do wstępnego ustalenia sztywności elastycznych podpór, metodę można uznać za wystarczająco dokładną.

Celem oszacowania maksymalnych sił, w poszczególnych grupach włókien i brzuścach mięśni żwaczowych, niezbędnych przy określaniu parametrów mechanicznych więzów, przemnożono powierzchnię przekroju poprzecznego rozważanego mięśnia lub jego fragmentu przez górną granicę wydolności mięśni równą 40 N/cm² [33]. Oceniając wielkości pól przekrojów oparto się na danych zamieszczonych w tabeli 2.1. Wartość przekroju poprzecznego dla mięśnia skroniowego, mieszcząca się wg danych literaturowych w zakresie od 5 do

5,5 cm², budzi najmniejsze kontrowersje. W przypadku pozostałych mięśni występuja istotne różnice pomiędzy poszczególnymi źródłami. Dla mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego podawane są wartości w zakresie od 1,9 do 3,5 cm², dla żwacza od 3,4 do 5 cm², dla skrzydłowego bocznego od 2 do 4 cm². Wytłumaczenia tak znacznych rozbieżności należy szukać zarówno w osobniczym zróżnicowaniu mechanicznych warunków funkcjonowania narządu żucia, jak również w sposobie przygotowania i przechowywania preparatów przeznaczonych do badań. Z punktu widzenia realizowanego w pracy eksperymentu najważniejszym zadaniem było zachowanie odpowiednich proporcji pomiędzy poszczególnymi polami przekrojów poprzecznych brzuśców i dających się wyodrębnić grup włókien. Aby uniknąć błędów wynikających z mechanicznego uśrednienia danych zamieszczonych w źródłach literaturowych, przed ostatecznym przyjęciem szacunkowych wartości przekrojów poprzecznych mięśni żwaczowych dokonano ich sekcji na preparatach znajdujących się w zasobach Katedry i Zakładu Anatomii Opisowej i Topograficznej SAM. Umożliwiło to weryfikację danych literaturowych i przyjęcie do dalszych obliczeń uznanych za najbardziej trafne wartości przekrojów, które zestawiono w tabeli 6.2. W tabeli tej podano również obliczone szacunkowe maksymalne wartości sił generowanych przez mięśnie żwaczowe, wraz z rozbiciem poszczególnych wektorów na składowe działające wzdłuż osi przyjętego wcześniej prostokątnego układu współrzednych.

 Tabela 6.2

 Przyjęte szacunkowe wartości przekrojów poprzecznych włókien mięśni żwaczowych, maksymalne wartości sił i ich składowe działające wzdłuż osi przyjętego układu X,Y,Z: 1, 2, 3 przednie, środkowe i tylne włókna wachlarza mięśnia skroniowego, 4, 5 - głębokie i powierzchniowe włókna żwacza, 6 - mięsień skrzydłowy przyśrodkowy, 7, 8 - górny i dolny brzusiec mięśnia skrzydłowego bocznego

ξ	$A_{\xi}[cm^2]$	F _ξ [N]	F _{ξx} [N]	F _{ξy} [N]	F _{ξz} [N]
1	2,4	96	15	11	94
2	1,5	60	15	31	48
3	1,1	44	10	35	24
4	1,5	60	15	1	59
5	3,5	140	22	56	123
6	3,5	140	73	39	113
7	1,5	60	17	54	18
8	2,5	100	23	80	16

Przedstawione wartości sił dotyczą pełnej aktywności rozważanych grup mięśniowych. W przypadku fizjologicznej funkcji układu stomatognatycznego, zaistnienie sytuacji obciążeniowej, w której jednocześnie wszystkie mięśnie generują maksymalne siły, jest mało prawdopodobne. Jak wykazano w części literaturowej pracy, aktywność poszczególnych mięśni żwaczowych jest zależna od miejsca przyłożenia siły w luku zębowym. Podobnie zmiana wartości i położenia siły czynnej w rozważanym modelu numerycznym spowoduje zróżnicowaną, proporcjonalną do wymuszanych przemieszczeń, odpowiedź więzów sprężystych utrzymujących równowagę modelu. Uzyskane wyniki pozwalają na odniesienie sztywności elastycznych zawiesi utrzymujących równowagę modelu do pełnej wydolności mięśni. Jednak wobec braku mechanizmu sterowania, jakim jest w naturze centralny układ nerwowy, dane te wymagają korekty mechanicznej tak, aby reakcje w zadanych punktach podparcia oddawały najwierniej cechy mięśni, których działanie zastępują.

6.2. Dobór charakterystyk i metoda korekty sztywności więzów

Dobierając system podparcia modelu podzielono więzy na dwie grupy. W grupie pierwszej znalazły się więzy zaczepione w strefie głowy żuchwy, dla których nie narzucano kierunku oczekiwanej reakcji. Więzy te zastępowały łączne działanie reakcji w stawach skroniowo-żuchwowych oraz sił generowanych przez zaczepione w strefie głowy żuchwy mięśnie skrzydłowe boczne. Rozwiązanie takie wynika z braku możliwości rozdzielenia, przy zastosowanej metodzie, reakcji stawów od siły górnego brzuśca mięśnia skrzydłowego bocznego, wnikającego bezpośrednio w torebkę stawową.

Aby określić najbardziej odpowiedni sposób podparcia, w badaniach wstępnych zweryfikowano dwa sposoby odwzorowania sił biernych podtrzymujących głowy żuchwy: 1- podporami odbierającymi całkowicie swobodę przemieszczenia w kierunku osi "Z" oraz więzami sprężystymi w kierunku osi X-Y,

2- wyłącznie podporami sprężystymi o sztywnościach określonych na podstawie danych dotyczących wielkości reakcji w stawach oraz analizy sił generowanych przez mięsień skrzydłowy boczny.

Uzyskane wyniki wykazały, że wprowadzenie podpór stałych nawet w tak ograniczonym zakresie jak to występowało w pierwszym wariancie, powoduje efekt "zawiasu" zmniejszający asymetrię sił niezbędnych do zachowania równowagi. Konsekwencją tego zjawiska jest znaczne oddalenie mechanicznej odpowiedzi modelu od rzeczywistości. Do dalszych prac zaakceptowano więc drugi sposób zastąpienia funkcji skroniowej części stawu i mięśnia skrzydłowego bocznego, stosując wyłącznie więzy sprężyste ukierunkowane wzdłuż osi prostokątnego układu współrzędnych.

Kolejnym rezultatem badań wstępnych była rezygnacja z pelnego odwzorowania zmian reakcji działających wzdłuż osi X. Wynikało to z trudności, z jakimi spotyka się próba rozdzielenia nakładających się w tych samych punktach, przeciwnych zwrotów sił pochodzących od mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego i żwacza. W miejscach tych zakładano sztywności równe połowie sumy modułów składowych X-owych generowanych przez oba wymienione mięśnie. Przy takim założeniu istotnym wynikiem obliczeń będzie określenie tendencji kierunków wymuszanych przemieszczeń. Informacja taka połączona z pełną analizą zmian składowych działających na głównych kierunkach określonych przez osie Z i Y, pozwala jedynie na przeprowadzenie w ograniczonym zakresie oddzielnej oceny aktywności żwaczy i mięśni skrzydłowych przyśrodkowych.

Dobierając charakterystykę podpór zastępujących siły mięśni zwierających, stosowano metodę pozwalającą narzucić kierunek reakcji tak, aby przybliżyć go do prawdopodobnych linii działania sił mięśniowych. W tym celu realizowano następujący tok postępowania:

krok 1 - wytypowanie grupy mięśni zwierających uczestniczące w utrzymaniu równowagi zuchwy.

krok 2 - wstępne wyznaczenie i zadanie sztywności więzów w punktach podparcia, zgodnie z założeniem, że sztywność więzów wzdłuż osi układu współrzędnych X-Y-Z, zadana w podporze zastępującej siłę czynną mięśni, odpowiada co do wartości pełnej sile generowanej na dane kierunki przez zaczepione w tym punkcie mięśnie zwierające,

krok 3 - przyłożenie, na kolejnych zębach po prawej stronie łuku zębowego, sił czynnych, o wartościach zgodnych z wynikami pomiarów rozkładu sił wzdłuż łuku zębowego,

krok 4 - pierwsza analiza numeryczna, określenie środka obrotu modelu,

krok 5 - wyznaczenie współczynników korekcyjnych i weryfikacja sztywności więzów działających wzdłuż osi Y, wprowadzenie skorygowanych danych do warunków brzegowych, **krok 6** - druga analiza numeryczna, weryfikacja zmiany położenia środka obrotu modelu, w przypadkach koniecznych powrót do kroku 5.

W kroku pierwszym oparto się na danych literaturowych uzupelnionych wynikami badań własnych. Do realizacji zamierzonego celu pracy, jakim jest opracowanie systemu analizy równowagi żuchwy w warunkach asymetrycznego obciążenia, za najbardziej wiarygodne uznano opisy przedstawione w atlasie [37] przytoczone w cześci literaturowej pracy. Celem potwierdzenia słuszności przedstawionej tam oceny aktywności mięśni żwaczowych, przeprowadzono we współpracy z Collegium Medicum UJ badania z wykorzystaniem metod elektromiograficznych oraz palpacyjnych technik badania mięśni żwaczowych. Stwierdzono, że literaturowa ocena aktywności mieśni zwierających może zostać zaakceptowana bez zastrzeżeń wyłacznie dla sił małych. Przeprowadzona weryfikacja wykazała bowiem istotną aktywność środkowych i tylnych włókien mięśnia skroniowego przy większych wartościach sił. Przy obciążeniu zebów siecznych miesień ten był silnie wzbudzony po obydwóch stronach żuchwy. W przypadku wystąpienia jednostronnego obciążenia zębów bocznych pracował on również w wyraźny sposób po balansującej stronie żuchwy. Stopień aktywności tego mięśnia w przypadku silnego nagryzania siekaczami ilustruje miogram zamieszczony na rysunku 6.4. Aby odwzorować pełny zakres pracy, przy doborze wiezów do dalszych obliczeń należy wziąć pod uwage obydwa warianty aktywności mieśni zwierających. Dla sił małych przyjęto przy obciążeniu w strefie siekaczy sztywność wiezów odpowiadająca pełnej aktywności mięśni zaczepionych w kącie żuchwy. Przy przemieszczeniu się obciążeń do strefy zawartej pomiędzy kłem a drugim zębem trzonowym (zęby boczne), dodawano więzy odpowiadające pełnej aktywność mięśnia skroniowego po stronie pracującej. Ten wariant podparcia oznaczano w dalszej części pracy symbolem "M".

Przy analizowaniu obciążeń dużych występujących w strefie zębów siecznych, założono sztywności więzów odpowiadające pełnej aktywności mięśni zaczepionych w kącie żuchwy oraz aktywności środkowych i tylnich włókien obydwóch mięśni skroniowych. Przy obciążaniu zębów bocznych zakładano sztywności odpowiadające pełnej aktywności mięśni zaczepionych w kącie żuchwy, pełnej aktywności mięśnia skroniowego po pracującej stronie żu-



Rys. 6.4. Wykres EMG ilustrujący aktywność mięśnia skroniowego, przy obciążeniu zębów siecznych siłą 480 N, s - stan spoczynku, o - obciążenie

Fig. 6.4. EMG curve illustrating the activity of temporal muscle for the incisor teeth loading force of 480 N, s - in standstill, o - with loading

będą wartości sztywności więzów działających wzdłuż osi Y, przy pozostawionych bez zmian cechach więzów działających wzdłuż osi Z.



Rys. 6.5. Sposób przemieszczenia się punktów przyłożenia więzów pod wpływem działania siły okluzyjnej

Fig. 6.5. Dislocations of constrains application points caused by occlusive force

Przy małych kątach obrotu luki odpowiadające przemieszczeniom punktów a i b, w których zaczepione są więzy, można zastąpić w sposób stosowany w wytrzymałości materiałów [40, 57, 76, 93], odcinkami prostymi. Odcinki te sa prostopadłe do promieni o-a, oraz o-b, łaczących rozważane punkty z środkiem obrotu. Powstana w ten sposób odcinki a-a1 oraz b-b1. Na bazie promieni i wyznaczonych odcinków zbudowano trójkąty prostokątne o przyprostokątnych równoległych do osi Y-Z przyjętego układu współrzędnych. Otrzymano dwie pary trójkatów podobnych, oznaczonych na rysunku odcieniami szarości. Aby przyjęta zasada równości wartości sztywności podparć sprężystych z siłami generowanymi przez mięśnie owocowała odpowiedzią układu biernego adekwatną do poszukiwanego wektora siły czynnej, należy zachować odpowiednie proporcje iloczynów sztywności i przemieszczeń. Oznacza to, że w miejscach, w których przemieszczenie w kierunku osi Y jest mniejsze niż w kierunku osi Z, sztywność więzów Y-grekowych, powinna zostać zwiększona proporcjonalnie do różnicy przemieszczeń i odwrotnie. Współczynnik korekcyjny, przez który należy przemnożyć wartość sztywności w kierunku osi Y dla więzów ulokowanych w punkcie "a", będzie równy stosunkowi boku o-c do boku c-a, natomiast w punkcie b stosunkowi boku b-e do boku e-o.

W badaniach wstępnych stwierdzono, iż niewielkie zmiany sztywności więzów praktycznie nie wpływają na wyniki, tak więc uzyskane opisaną metodą

wartości modułów sztywności zaokraglano do pełnych dziesiątek. Po wprowadzeniu korekt w systemie podparcia modelu realizowano 6 krok przedstawionego algorytmu.

chwy a także aktywności tylnych i środkowych włókien mięśnia skroniowego umiejscowionego po balansującej stronie żuchwy. Ten wariant podparcia modelu oznaczano w dalszej części pracy symbolem "D".

Po przeprowadzeniu procedur zgodnych z krokami 3 i 4, wyznaczano środek obrotu modelu oraz współczynniki korekcyjne dla więzów, korzystając z metody analizy przemieszczeń zilustrowanych schematem zamieszczonym na rysunku 6.5. Przyjęto, że korygowane

7. BADANIA MODELOWE

7.1. Ocena aktywności więzów zastępujących działanie sił zwierających żuchwę

Pierwszym etapem modelowej oceny sił utrzymujących równowagę żuchwy było określenie aktywności więzów zastępujących działanie mięśni zwierających. Aby określić aktywność więzów, realizowano procedury doboru ich sztywności opisane w rozdziale szóstym. Modele obciążano średnimi wartościami sił okluzyjnych, wyznaczonymi doświadczalnie wzdłuż łuku zębowego dla grupy mężczyzn. Odnośne wyniki zawarte są w rozdziale 4. Po wykonaniu procedur obliczeniowych MES,

odczytywano wartości reakcji w punktach

ukierunkowanie oraz punkty przyłożenia siły

czynnej odpowiadającej obciążeniom oklu-

zyjnym ilustruje rysunek 7.1. Rysunek przed-

stawia kontur modelu żuchwy funkcjonującej

w układzie średnioczaszkowym, na który

naniesiono wzdłuż pracującego odcinka łuku

zębowego punkty (n, od 1do 7) odpowiadaja-

ce kolejnym miejscom przyłożenia siły.

Przyjęte oznakowanie odniesiono do stoso-

wanej w stomatologii uproszczonej numera-

cji zębów, gdzie: 1 - oznacza siekacz środ-

kowy, 2 - siekacz boczny, 3 - kieł, 4 - pierw-

szy ząb przedtrzonowy, 5 - drugi ząb przedtrzonowy, 6 - pierwszy ząb trzonowy, 7 -

oznaczono, od nazw zastępowanych mieśni,

następującymi symbolami: "S"- dla wiezów

zaczepionych w miejsce mięśni skroniowych,

"Ż,P"- dla więzów zaczepionych w miejsce

żwaczy i mięśni skrzydłowych przyśrodko-

wych. Przedstawiona orientacja więzów

zgodna jest, w stosunku do rzeczywistych

kierunków działania składowych sił mieśni

Podpory zastępujące siły mięśniowe

drugi zab trzonowy.

Sposób rozlokowania więzów, ich

zaczepienia mięśni zwierających.



Rys. 7.1. Wygląd modelu obliczeniowego z zaznaczonym sposobem rozlokowania więzów sprężystych oraz kolejnymi punktami przyłożenia sił okluzyjnych **Fig.** 7.1. Appearance of the computational model including the way of elastic constraints placing and successive occlusive forces application points

zwierających, z zasadą "akcji i reakcji". Taki sposób orientacji więzów sprężystych został zachowany dla wszystkich rozważanych modeli.

W pierwszym etapie badań modelowych nie oceniano zmian wartości reakcji więzów zaczepionych w punktach "GŻ", zastępujących łączne działanie stawów skroniowożuchwowych i mięśni skrzydłowych bocznych. Aby nadać wynikom uniwersalny charakter, zrezygnowano z bezpośredniej oceny odczytanych wartości sił. Za miarę aktywności więzów przyjęto stosunek analizowanej składowej reakcji, działającej w rozważanym punkcie, do wywołującej ją siły okluzyjnej. Uzyskano w ten sposób bezwymiarowy współczynnik, który nazwano względną aktywnością więzów. Współczynnik ten, oznaczony symbolem "Wa", wyznaczano dla kolejnych obciążeń przemieszczających się wzdłuż prawej strony łuku zębowego od pierwszych zębów siecznych do drugich trzonowców z zależności:

 $\mathbf{Wa} = \mathbf{R} : |\mathbf{SO}|, \tag{7.1}$

gdzie: Wa - względna aktywności więzów, R - wartość reakcji odczytana dla zadanego punktu i kierunku, SO - moduł zadanej siły okluzyjnej.

Względną aktywność więzów w kierunku osi Z i Y przedstawiono w formie oddzielnych wykresów dla pracującej i balansującej strony żuchwy. Każdy z rozważanych modeli, określony indywidualnym kształtem (żuchwa szeroka, średnia i wąska) i sposobem podparcia (dla sił dużych i małych), został opisany za pomocą czterech wykresów zestawionych kolejno na rysunkach od 7.2 do 7.7.

Symbolem "S" określano znaczniki współczynników aktywności więzów zastępujących działanie mięśnia skroniowego, symbolem "Ż,P" znaczniki współczynników aktywności więzów zastępujących łączne działanie żwacza i mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego.

Oceniając przedstawione wykresy należy pamiętać o zmieniających się po przekroczeniu strefy zębów siecznych warunkach podparcia. W wariancie "M"- dla sił małych, zostają dodane po stronie pracującej więzy odpowiadające pełnej aktywności mięśnia skroniowego. Fakt ten znajduje bezpośrednie odbicie w grafice wykresów (skrócone linie dla mięśni skroniowych). W wariancie "D"- dla sił dużych, sztywność więzów zastępujących działanie mięśnia skroniowego po stronie pracującej zostaje zmieniona z odpowiadającej włóknom tylnym i środkowym na odpowiadającą aktywności pełnej. Tę niewidoczną na wykresie zmianę warunków podparcia, powodującą utratę jego ciągłości, sygnalizowano rozdzielając obszar wykresów "D" po przejściu strefy zębów siecznych pionową linią przerywaną.

Dodatkowo na wykresach naniesiono we wszystkich przypadkach, oprócz punktów obrazujących wartości wyznaczone metodą elementów skończonych, linie trendu opisane wielomianem trzeciego stopnia:

$$W_{a}(n) = a_{1}n^{3} + a_{2}n^{2} + a_{3}n + a_{4}, \qquad (7.2)$$

ujmującym w sposób ciągły zależność aktywności więzów w funkcji położenia punktu przyłożenia siły okluzyjnej n.

Współczynniki wielomianów (a) obliczone dla poszczególnych modeli żuchw zestawiono, dla głównych analizowanych kierunków reakcji "Z" i "Y", w tabeli 7.1. W celu pełnej identyfikacji, przed oznaczeniem miejsca zaczepienia podpory wstawiano literę "P" - dla pracującej i "B" - dla balansującej strony luku zębowego.

Konsekwencją przyjętego sposobu symulacji oddziaływania mięśni zwierających są znaczne skoki, w strefie zmiany warunków podparcia, występujące pomiędzy wyznaczonymi punktowymi wartościami "Wa" a wartościami odczytanymi z linii trendu "wygładzającej" zmiany współczynnika, pomiędzy kolejnymi położeniami punktu okluzyjnego w łuku zębowym. Należy jednak podkreślić, iż pomimo przybliżonego charakteru, stosowanie opisu ciągłego sił mięśniowych jest pożądane i w wielu przypadkach ułatwia ocenę zjawisk mechanicznych towarzyszących funkcjonowaniu układu stomatognatycznego.



Rys. 7.2. Wykresy zmian względnych współczynników aktywności więzów zastępujących działanie mięśni zwierających w kierunku osi Z i Y, po pracującej i balansującej stronie żuchwy, wyznaczone dla modelu "ŻW" podpartego wg wariantu "M"

Fig. 7.2. Graphs of changes of relative coefficients of activity of constraints substituting the occlusive muscle action in Z and Y axes, on the active and balancing side of the mandible, obtained for the model "ŻW" supported according to the variant "M"



Rys. 7.3. Wykresy zmian względnych współczynników aktywności więzów zastępujących działanie mięśni zwierających w kierunku osi Z i Y, po pracującej i balansującej stronie żuchwy, wyznaczone dla modelu "ŻŚ" podpartego wg wariantu "M"

Fig. 7.3. Graphs of changes of relative coefficients of activity of constraints substituting the occlusive muscle action in Z and Y axes, on the active and balancing side of the mandible, obtained for the model "ŻS" supported according to the variant "M"



Rys. 7.4. Wykresy zmian względnych współczynników aktywności więzów zastępujących działanie mięśni zwierających w kierunku osi Z i Y, po pracującej i bałansującej stronie żuchwy, wyznaczone dla modelu "ŻS" podpartego wg wariantu "M"

Fig. 7.4. Graphs of changes of relative coefficients of activity of constraints substituting the occlusive muscle action in Z and Y axes, on the active and balancing side of the mandible, obtained for the model "ZS" supported according to the variant "M"



Rys. 7.5. Wykresy zmian względnych współczynników aktywności więzów zastępujących działanie mięśni zwierających w kierunku osi Z i Y, po pracującej i balansującej stronie żuchwy, wyznaczone dla modelu "ŻW" podpartego wg wariantu "D"

Fig. 7.5. Graphs of changes of relative coefficients of activity of constraints substituting the occlusive muscle action in Z and Y axes, on the active and balancing side of the mandible, obtained for the model "ŻW" supported according to the variant "D"



Rys. 7.6. Wykresy zmian względnych współczynników aktywności więzów zastępujących działanie mięśni zwierających w kierunku osi Z i Y, po pracującej i balansującej stronie żuchwy, wyznaczone dla modelu "ŻŚ" podpartego wg wariantu "D"

Fig. 7.6. Graphs of changes of relative coefficients of activity of constraints substituting the occlusive muscle action in Z and Y axes, on the active and balancing side of the mandible, obtained for the model " $\dot{Z}\dot{S}$ " supported according to the variant "D"



Rys. 7.7. Wykresy zmian względnych współczynników aktywności więzów zastępujących działanie mięśni zwierających w kierunku osi Z i Y, po pracującej i balansującej stronie żuchwy, wyznaczone dla modelu "ŻS" podpartego wg wariantu "D"

Fig. 7.7. Graphs of changes of relative coefficients of activity of constraints substituting the occlusive muscle action in Z and Y axes, on the active and balancing side of the mandible, obtained for the model " $\dot{Z}S$ " supported according to the variant "D"

Tabela 7.1

Wartości współczynników (a,) wielomianów opisujących zmiany względnej aktywności więzów "Ż,P" i "S" w kierunku osi Z i Y, w zależności typu modelu i sposobu jego podparcia, wyznaczone dla pracującej "P" i balansującej "B" strony żuchwy

Oznacz. modelu	Oznacz. podpory	Wspo	ółczynniki dla	wielomian osi Z	u Wa(n)	Wspó	łczynniki dla	wielomianı osi Y	u Wa(n)
żuchwy		aı	a ₂	a3	a4	aı	a2	a3	a ₄
	P-Ż,P	0,0003	0,0042	-0,0883	0,8200	-0,0006	0,0055	-0,0390	0,3457
ŻW-M	B-Ż,P	-1E-16	0,0056	-0,1158	0,8329	6E-17	0,0010	-0,0362	0,3386
in pe	P-S	4E-15	-0,0014	0,0043	0,3291	-0,0017	0,0229	-0,1169	0,3597
	P-Ż,P	0,0003	0,0029	-0,0688	0,7157	0	-0,0032	0,0054	0,2586
ŻŚ-M	B-Ż,P	-0,0006	0,0071	-0,0880	0,7157	-6E-17	-0,0020	-0,0077	0,2729
	P-S	-0,0008	0,0089	-0,0310	0,3449	0,0017	-0,0271	0,1298	-0,0903
	P-Ż,P	-1E-16	0,0137	-0,1442	0,7514	0,0003	-0,0039	-0,0135	0,3029
ŻS-M	B-Ż,P	0	0,0051	-0,1020	0,6957	6E-17	0,0006	-0,0337	0,3186
	P-S	-4E-15	-0,0029	0,0086	0,4003	0,0008	-0,0139	0,0060	-0,0249
1.0	P-Ż,P	0,0006	-0,0051	-0,0085	0,5957	0,003	-0,0054	-0,0037	0,2843
ŻW-D	B-Ż,P	0,0003	-0,0007	-0,062	0,6386	0,0003	-0,0043	-0,0067	0,2929
	P-S	-1E-16	-0,0111	0,1139	0,0171	0,0004	-0,0051	0,0056	0,1711
	B-S	3E-17	0,0007	-0,0193	0,1600	8E-17	0,0008	-0,0235	0,1957
	P-Ż,P	0,0003	-0,0024	-0,0062	0,5186	-0,0003	0,0001	-0,0053	0,2571
ŻŚ-D	B-Ż,P	0	-0,0018	-0,0311	0,5343	0,0003	-0,0063	0,0127	0,2443
	P-S	-0,0003	-0,0076	0,1034	0,0171	-0,0003	0,0013	-0,0013	0,0900
	B-S	-0,0006	0,0049	-0,0224	0,1486	-1E-17	-0,0011	0,0006	0.0911
	P-Ż,P	2E-16	0,0048	-0,0460	0,4743	0	-0,0017	-0,0102	0,2557
ŻS-D	B-Ż,P	-6E-17	0,0015	-0,0527	0,4729	-1E-16	-0,0012	-0,0140	0,2571
	P-S	-0,0003	-0,0102	0,1200	0,0586	0,0003	-0,0042	0,0112	0,0651
	B-S	6E-5	-0,0004	-0,0183	0,2111	0,0002	-0.0024	0.0011	0.0723

Względna aktywność więzów w kierunku osi X, zgodnie z przyjętym założeniem, nie oddaje rzeczywistego charakteru obciążeń żuchwy składowymi poziomymi sił. Można uznać, że uzyskane wyniki wskazują jedynie na zwroty wymuszanych przemieszczeń punktów zaczepienia podpór. Jest to informacja pomocna przy próbie oszacowania sposobu dystrybucji na kierunki działania żwacza i mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego sił utrzymujących równowagę w punktach "Ż,P". W przypadku mięśnia skroniowego, widoczne tendencje do wzrostu lub spadku składowej X mogą zostać wykorzystane do oceny zmian aktywności poszczególnych grup włókien tego mięśnia. Wyznaczone wartości współczynnika "Wa" dla więzów X-owych zestawiono dla więzów zaczepionych w kącie żuchwy w tabeli 7.2 i dla więzów zaczepionych na szczycie wyrostka dziobiastego w tabeli 7.3.

Tabela 7.2

Wartości współczynnika względnej aktywności więzów w kierunku osi X dla punktu "Ż,P" w zależności od typu modelu i sposobu jego podparcia, wyznaczone dla pracującej "P" i balansujacej "B" strony żuchwy

Oznaczenie	Strona łuku zębowego	Wartości współczynnika "Wa" dla kolejnych punktów przyłożenia siły okluzyjnej [x 10 ⁻²]							
modelu		n							
żuchwy		1	2	3	4	5	6	7	
ŻW-M	Р	-0,11	0,59	-0,61	0,04	0,50	0,8	1,03	
Re-	В	-0,11	-0,68	0,32	-0,31	-0,66	-0,97	-1,21	
ŻW-D	Р	-0,04	0,51	0,41	1,04	1,41	1,63	1,72	
et al.	B	-0,04	-0,89	-0,09	-1,47	-1,78	-1,94	-2,05	
ŻŚ-M	P	-0,08	0,49	-0,67	-0,18	0,44	1,05	1,19	
	В	-0,08	-0,6	0,00	-0,01	-0,61	-1,14	-1,33	
ŻŚ-D	P	-0,05	0,42	0,10	0,56	1,11	1,56	1,7	
	В	-0,05	-0,81	-0,63	-0,99	-1,40	-1,89	-2,12	
ŻS-M	Р	-0,32	0,39	-1,37	-0,81	0,42	0,11	0,43	
	В	-0,32	-0,71	0,91	0,32	0,08	0,46	0,78	
ŻS-D	Р	-0,09	0,28	0,27	0,08	0,97	0,58	1,07	
	В	-0.09	-1,10	-0,22	-0,67	-0,93	-1,05	-1,45	

Tabela 7.3

Wartości współczynnika względnej aktywności więzów w kierunku osi X dla punktu "S", w zależności od typu modelu i sposobu jego podparcia, wyznaczone dla pracującej "P" i balansujacej "B" strony żuchwy

Oznaczenie modelu	Strona łuku zębowego	Wartości współczynnika "Wa" dla kolejnych punktów przyłożenia siły okluzyjnej [x 10 ⁻²] n							
żuchwy									
		1	2	3	4	5	6	7	
ŻW-M	Р	x	x	1,33	0,81	0,36	0,14	0,03	
ŻW-D	Р	1,34	1,11	1,26	0,82	0,40	0,19	0,08	
	В	1,34	1,48	1,51	1,63	1,64	1,58	1,46	
ŻŚ-M	Р	x	x	1,57	1,25	0,64	0,47	0,10	
ŻŚ-D	Р	1,32	1,09	1,61	1,33	0,70	0,35	0,02	
	В	1,32	1,58	1,62	1,71	1,74	1,78	1,64	
ŻS-M	Р	x	x	2,10	1,69	1,33	0,91	0,67	
ŻS-D	Р	1,30	1,07	1,95	1,61	1,72	1,19	0,81	
	В	1,30	1,53	1,41	1,50	1,51	1,40	1,29	

Jak widać, przy przyjętym systemie podparcia i obciążania modelu, wartości współczynnika "Wa" są w kierunku osi X wielokrotnie mniejsze od współczynników określających aktywność więzów działających w kierunku osi Y i Z.

7.2. Ocena aktywności więzów zlokalizowanych w strefie glowy żuchwy

Konsekwencją zastąpienia w modelach obliczeniowych zastosowanych w pierwszym etapie czynnych sił zwierających reakcjami więzów są zmiany stosunku do stanu naturalnego przebiegu sił wewnętrznych oraz rozkładów naprężeń. Bezpośrednie zastosowanie modelu, w którym jedyną siłą czynną jest siła okluzyjna, na przykład, do oceny zjawisk zachodzących w złamanej żuchwie [25, 28, 118, 119], nieuchronnie prowadziłoby do wyciągnięcia mylnych wniosków co do przewidywanych kierunków przemieszczania się odłamów kostnych. Aby uniknąć błędów, należy wprowadzić podpory w punktach kontaktu międzyzębowego oraz w strefie głowy żuchwy, a w miejscu działania mięśni zwierających należy zaczepić odpowiednio ukierunkowane siły czynne. Zmiany sposobu podparcia i obciążania modeli, mające na celu zbliżenie do rzeczywistości warunków brzegowych, pokazano na schemacie zamiesz-czonym na rysunku 7.8.

Na obecnym etapie badań modelowych poszukiwane są wartości sił działające w strefie głowy żuchwy. Siły te, podobnie jak w etapie pierwszym, odwzorowywano w punkcie GŻ więzami sprężystymi. W kącie żuchwy i na szczycie wyrostka dziobiastego zaczepiono składowe Y i Z sił czynnych, o zwrotach zgodnych z kierunkiem działania sił



Rys. 7.8. Wygląd modelu obliczeniowego z zaznaczonymi punktami przyłożenia więzów oraz sił czynnych

Fig. 7.8. Appearance of the computational model including the constraints application points and active forces application points

mięśniowych. Wartości tych sił, odpowiadające odwróconym wektorom reakcji więzów R₀, wyliczono z zależności:

$$\mathbf{R}_{0} = |\mathbf{SO}| \cdot \mathbf{Wa} \tag{7.3}$$

Siła okluzvina "SO" w zmienionym systemie podparcia i obciażania modelu. została zgodnie ze stanem rzeczywistym zastapiona wiezami okluzvinymi "WO". Wiezy te, przemieszczane wzdłuż łuku zębowego od punktu n=1 do n=7, modelowano w dwóch wariantach. W pierwszym, oznaczanym jako "WO-I", zakładano więzy ograniczające przemieszczenia w kierunku osi X,Y i Z. Więzy działające wzdłuż osi X i Y. odwzorowywały możliwość ograniczenia ruchów bocznych żuchwy poprzez wzajemne dopasowywanie się powierzchni żujących zebów, dażących do stanu pełnego zaguzkowania [49, 62, 87]. W drugim, oznaczanym w dalszej części pracy jako "WO-II", założono możliwość poślizgu, eliminujac na powierzchni zgryzowej ograniczenia stopni swobody wzdłuż osi X i Y. Jest to przypadek, który odpowiada sytuacji wystepujacej przy zastosowaniu leczni-

czych szyn zgryzowych o płaskich powierzchniach żucia. Po przeprowadzonych obliczeniach numerycznych wyznaczano reakcje więzów usytuowanych w strefie głowy żuchwy oraz zweryfikowano wartości reakcji zwarciowych. Stwierdzono, że obliczone dla pierwszego wariantu podparcia siły okluzyjne różniły się od danych doświadczalnych o około 12%, dla wariantu drugiego granica błędu malała do 3% Ten powtarzalny błąd można uznać za nieznaczny i w przypadkach koniecznych, związanych z praktycznym zastosowaniem badań modelowych, należy go skorygować poprzez odpowiednie dostosowanie sił czynnych. Określone, dla przyjętych kształtów żuchwy, wartości współczynników względnej aktywności więzów, odniesionych do obliczeniowych wartości siły okluzyjnej, przedstawiono na wykresach zamieszczonych na rysunkach od 7.9 do 7.20. Na każdym rysunku zestawiono obrazy zmian "Wa" dla pracującej "P" i balansującej "B" strony żuchwy, oddzielnie dla składowych działających w kierunkach osi Y i Z. Podobnie jak poprzednio, we wszystkich przypadkach na wykresach, oprócz punktów uzyskanych na drodze badań modelowych, wstawiono linię trendu opisaną wielomianem trzeciego stopnia. Współczynniki wielomianów zestawiono w tabeli 7.4, zachowując zasady identyfikacji zgodne z przedstawionymi w poprzednim podrozdziale.

Obliczona aktywność więzów "GŻ" w kierunku osi X była niewielka (od 0,036 do 0,005), a odczytane wartości nie pozwalały na ich logiczne powiązanie z cechami analizowanych modeli. Jedynymi możliwymi do zaobserwowania prawidłowościami był spadek wartości "Wa" przy przemieszczaniu się podpory ku tyłowi łuku zębowego oraz zwiększona aktywność więzów dla żuchwy szerokiej.



Rys. 7.9. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻW-M" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-I"

Fig. 7.9. Graphs of changes of "Wa" coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible, in Z and Y axes, obtained for the model "ŻW-M", supported on the dental arch according to the variant "WO-I"



Rys. 7.10. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻW-D" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-I"

Fig. 7.10. Graphs of changes of "Wa" coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ŻW-D", supported on the dental arch according to the variant "WO-I"



Rys. 7.11. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻŚ-M" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-I"

Fig. 7.11. Graphs of changes of "Wa" coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ŻŚ-M", supported on the dental arch according to the variant "WO-I"



Rys. 7.12. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu żuchwy ŻŚ-D, podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-I" **Fig. 7.12.** Graphs of changes of "Wa"coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible, in Z and Y axes, obtained for the model "ŻŚ-D", supported on the dental arch according to the variant "WO-I"



Rys. 7.13. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻS-M" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-I"

Fig. 7.13. Graphs of changes of coefficients "Wa", for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ŻS-M", supported on the dental arch according to the variant "WO-I"



Rys. 7.14. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu żuchwy ŻS-D, podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-I" **Fig. 7.14.** Graphs of changes of coefficients "Wa", for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ŻS-D", supported on the dental arch according to the variant "WO-I"



Rys. 7.15. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu " ŻW-M" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-II"

Fig. 7.15. Graphs of changes of "Wa"coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ŻW-M", supported on the dental arch according to the variant "WO-II"



Rys. 7.16. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻW-D" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-II"

Fig. 7.16. Graphs of changes of "Wa"coefficients, for of constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ŻW-D", supported on the dental arch according to the variant "WO-II"



Rys. 7.17. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻŚ-M" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-II"

Fig. 7.17. Graphs of changes of "Wa" coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ŻŚ-M", supported on the dental arch according to the variant "WO-II"



Rys. 7.18. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B",w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻS-D" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-II"

Fig. 7.18. Graphs of changes "Wa" coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ZS-D", supported on the dental arch according to the variant "WO-II"



Rys. 7.19. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻS-M" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-II"

Fig. 7.19. Graphs of changes of "Wa" coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ŻS-M", supported on the dental arch according to the variant "WO-II"



Rys. 7.20. Wykresy zmian współczynników "Wa" dla więzów zaczepionych w strefie głowy żuchwy, działających po stronie pracującej "P" i balansującej "B", w kierunku osi Z i Y, obliczone dla modelu "ŻS-D" podpartego na łuku zębowym wg wariantu "WO-II"

Fig. 7.20. Graphs of changes of "Wa" coefficients, for constraints applied in the mandible head region, acting on the active "P" and balancing "B" side of the mandible in Z and Y axes, obtained for the model "ZS-D", supported on the dental arch according to the variant "WO-II"

Tabela 7.4

Wartości współczynników (a,) wielomianów opisujących zmiany względnej aktywności więzów "GŻ" w kierunku osi Z i Y, w zależności budowy modelu i sposobu jego podparcia, wyznaczone dla pracującej "P" i balansującej "B" strony żuchwy

Oznacz. modelu	Oznacz. podpory	Wspó	łczynniki dla	wielomian osi Z	u Wa(n)	Współczynniki wielomianu Wa(n) dla osi Y			
żuchwy		aı	a ₂	a3	a4	a	a ₂	a ₃	a4
	P-GZ WO-I	0,0011	-0,0140	0,0285	0,3023	0,0016	-0,0148	-0,0049	0,1706
ŻW-M	B-GZ WO-I	0,0021	-0,0283	0,0710	0,2603	0,0008	-0,0109	0,0308	0,1234
	WO-II B.GZ	0,0019	-0,0341	0,1087	0,1731	0,0003	0,0062	-0,1041	0,3957
	WO-II P-GŻ	0,0001	-0,0018	-0,0141	0,2851	-0,0006	0,0075	-0,0548	0,3243
	WO-I B-GZ	0,0023	-0,0317	0,0967	0,1411	0,0016	-0,0155	-0,0019	0,1737
ŻŚ-M	WO-I P-GZ	0,0013	-0,021	0,0827	0,1563	0,0018	-0,0228	0,0680	0,1024
	WO-II B-GŻ	0,0006	-0,0163	0,0339	0,1826	0,0005	-0,0015	-0,0448	0,3269
	WO-II P-GZ	-0,0001	-0,0005	-0,0032	0,2163	0,0009	-0,0103	0,0061	0,2759
	WO-I B-GŻ	0,0016	-0,0246	0,0823	0,1480	0,0014	-0,0161	0,0050	0,1739
ŻS-M	WO-I P-GŻ	0,0036	-0,0473	0,1600	0,0936	0,0008	-0,0098	0,0166	0,1569
	WO-II B-GZ	0,0019	-0,0323	0,1122	0,0126	8E-05	0,0049	-0,0770	0,3669
	P-GŻ	0,0022	-0,0268	0,0832	0,0623	0,0007	-0,0071	-0,0148	0,3097
dan n	B-GŻ	0,0019	-0,0229	0,0464	0,2317	0,0012	-0,0180	0,0539	-0,0017
2.00-0	P-GZ	0,0002	-0,0070	0,0292	0,2423	0,0012	-0,0161	0,0574	-0,0067
	B-GZ	0,0015	-0,0289	0,0585	0,2054	0,0006	-0,0081	0,0177	0,1240
	P-GZ	0,0013	-0,0197	0.1495	0,2086	0,0003	-0,0037	-0,0002	0,1347
ŹŚ-D	B-GZ WO-I	0.0045	-0.0601	0.2075	0.0566	0,003	-0,0049	-0,0050	0,0452
	P-GŻ WO-II	0.0037	-0.0487	0.1217	0,000	6E-05	-0,0091	0,0335	0,0453
	B-GŻ WO-II	0.0012	-0.0216	0.0852	0 1241	0.0006	-0.0079	0.0104	0,1567
ŻS-D	P-GZ WO-I	0,0009	-0,0125	0,0188	0,2109	0,0016	-0,0259	0.0815	0.0254
	B-GŻ WO-I	0,0019	-0,0245	0,0688	0,1737	0,0034	-0,045	0,1564	-0323
	P-GŻ WO-II	-0,0021	0,0165	-0,0603	0,1829	0,0002	-0,0253	0,0723	0,1490
	B-GŻ WO-II	0,0009	-0,0115	0,0345	0,1220	0,0033	-0,0411	0,1231	0,1149

7.3. Ocena wpływu położenia punktu kontaktu międzyzębowego na rozkłady naprężeń w modelu żuchwy

Zmiany warunków obciążeniowych związane z położeniem w łuku zębowym punktu przyłożenia siły okluzyjnej znajdują odbicie w zmianach naprężeń panujących w trzonie, kącie i gałęziach żuchwy. Obciążenie badanych modeli siłami zwierającymi wyznaczonymi z zależności: $R_o = Wa \times SO$, przy wykorzystaniu wartości współczynników względnej aktywności więzów podanych w poprzednich rozdziałach, umożliwia porównawczą ocenę rozkładów napreżeń uzyskanych dla charakterystycznych punktów podparcia. Przykładową analizę przeprowadzono na modelu "ZŚ" podpartym kolejno w miejscu pierwszych siekaczy, kla i drugiego zeba trzonowego. Siły zwierające dobrano zgodnie z wariantem obciażeniowym "M" w taki sposób, aby reakcja w miejscu podparcia łuku zębowego była w każdym przypadku równa 100 N. Jest to wartość siły okluzyjnej mieszcząca się w granicach sił generowanych, zarówno w przednim, jak i tylnim odcinku luku zębowego, podczas rozdrobnienia typowych pokarmów. Ze względu na uproszczony charakter modelu, podawane wartości naprężeń należy traktować jako szacunkowe wskaźniki, informujące o tendencjach zjawisk mechanicznych zachodzących na rzeczywistym obiekcie. Wykorzystując możliwości programu Algor, wyznaczono rozkłady naprężeń redukowanych σ_{red} według hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego, rozkłady naprężeń głównych σ_1 , σ_2 oraz rozklady napreżeń normalnych o, działających w płaszczyznach przekrojów poprzecznych do osi trzonu i gałęzi żuchwy.

Mapy naprężeń redukowanych pokazano na rysunku 7.21, ograniczając skalę do pięciu jednostek. Zabieg zawężenia skali, stosowany również w następnych wykresach, miał na celu lepsze graficzne wyeksponowanie procesów zachodzących w obszarach o mniejszym wytężeniu. Wartości znacznie przewyższające przyjęte zakresy skali zajmowały niewielkie obszary w stosunku do całkowitej powierzchni modelu. Dla tych stref, celem uzupelnienia obrazów graficznych, podawano w opisie tekstowym maksymalne wartości naprężeń odczytanych w pojedynczych węzłach.

W przypadku obciążenia siekaczy, rys.7.21a, najsilniej wytężone są szyjki wyrostków kłykciowych, gdzie naprężenia dochodzą do 9,6 MPa, dalej widoczna jest silna praca tkanek w kątach żuchwy, gdzie naprężenia osiągają wartości równe 3,5 MPa. Przesunięcie podpory w strefę kla, rys.7.21b, powoduje spadek wytężenia kąta żuchwy po stronie balansującej, przy nieznacznie wyższym wytężeniu szyjki wyrostka kłykciowego (5,6 MPa) w stosunku do analogicznego miejsca po stronie pracującej (4,4 MPa). Przy podparciu drugiego zęba trzonowego, rys.7.21c, najsilniej wytężonym obszarem jest strefa bródkowa od strony balansującej (4,1 MPa) oraz obszar w bezpośrednim sąsiedztwie punktu podparcia, gdzie naprężenia dochodziły do 3,9 MPa.

Mapy naprężeń normalnych, pokazane na rysunku 7.22, zestawiono z dwóch fragmentów. Części górnej, w której przekroje orientowano osią gałęzi żuchwy, i części dolnej, w której przekroje orientowano osią trzonu żuchwy. Obie części na rysunkach złożeniowych oddzielono od siebie w sposób wyraźnie widoczny linią. Obserwując zmiany znaków i wielkości naprężeń, możemy stwierdzić, że przy obciążeniu zębów siecznych, rys.7.22a, wyrostki kłykciowe są silnie odginane ku tyłowi. Punktowy odczyt w węzlach leżących w strefie rozciąganej wykazał naprężenia dodatnie równe 8,7 MPa, a w strefie ściskanej ujemne równe 6,3 MPa. Trzon żuchwy wyginany jest wypukłością ku górze, przy czym zakres zmian naprężeń waha się w przedziale od 7,1 do -4,1 MPa. Obciążenie dzialające w strefie kla spowodowało zmniejszenie naprężeń w gałęziach w stosunku do wariantu "a", do następujących wartości: od 4,8 do -3,6 MPa po stronie pracującej, i od 4,1 do -4,3 MPa po stronie balansującej.



Rys. 7.21. Mapy naprężeń redukowanych wyznaczonych wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego przy obciążeniu: a - zębów siecznych, b - prawego kła, c - drugiego prawego zęba trzonowego

Fig. 7.21. Maps of reduced stresses obtained according to Huber-Mises-Hencky hypothesis: a - with incisor teeth loaded, b - with the right eye-tooth loaded, c - with the right second molar tooth loaded



Rys. 7.22. Mapy naprężeń normalnych występujących w plaszczyznach prostopadłych do osi gałęzi żuchwy (wykresy nad linią) i trzonu żuchwy (wykresy pod linią) przy obciążeniu: a - zębów siecznych, b - prawego kła, c - drugiego prawego zęba trzonowego

Fig. 7.22. Maps of normal stresses in the planes perpendicular to the axis of the mandible ramus (graphs over the line) and mandible corpus (graphs under the line) obtained: a - with incisor teeth loaded, b - with the right eye-tooth loaded, c - with the right second molar tooth loaded



Rys. 7.23. Mapy maksymalnych naprężeń głównych σ_1 wyznaczone przy obciążeniu: a zębów siecznych, b - prawego kła, c - drugiego prawego zęba trzonowego **Fig.** 7.23. Maps of maximum main stresses σ_1 obtained: a - with incisor teeth loaded, b - with the right eye-tooth loaded, c - with the right second molar tooth loaded



Rys. 7.24. Mapy minimalnych naprężeń głównych σ_2 wyznaczone przy obciążeniu: a - zębów siecznych, b - prawego kła, c - drugiego prawego zęba trzonowego

Fig. 7.24. Maps of minimum main stresses σ_2 obtained: a - with incisor teeth loaded, b - with the right eye-tooth loaded, c - with the right second molar tooth loaded

Po stronie pracującej, w tym samym czasie naprężenia w trzonie osiągają wartości od 4,3 do -1,6 MPa oraz od 3,4 do -3,5 MPa po stronie balansującej. Widoczna asymetria pogłębia się przy przejściu do strefy drugich zębów trzonowych. Naprężenia w wyrostkach kłykciowych przy przesuwaniu się punktu podparcia ku tyłowi konsekwentnie maleją, przyjmując wartości od 2,7 do 1,6 MPa dla strony pracującej i od 1,8 do -4,2 MPa dla strony balansującej. W trzonie następuje natomiast zmiana znaków po stronie pracującej. Ta część żuchwy zaczyna być zginana wypukłością ku dołowi, a ekstremalne naprężenia wynoszą -1,4 oraz 2,2 MPa. W części balansującej znaki naprężeń pozostają nie zmienione, jednak ich wartości w stosunku do poprzedzających wariantów (a i b) spadają mieszcząc się w granicach od 1,3 do -2 MPa.

Na rysunkach 23 i 24 pokazano mapy rozkładów naprężeń głównych. Naprężenia σ_1 , niezależnie od sposobu podparcia, są w przeważającym obszarze żuchwy dodatnie, osiągając największe w wewnętrznych strefach kąta żuchwy. Największe wartości ujemne σ_1 osiąga w punktach podparcia łuku zębowego. Są to strefy niewidoczne na rysunkach ze względu na bardzo małe rozmiary. Naprężenia minimalne σ_2 przyjmują praktycznie w całym obszarze wartości ujemne. Wyjątek stanowią miejsca zespolenia wyrostków kłykciowych z gałęziami żuchwy i wewnętrzne strefy kąta żuchwy. Wartości liczbowe charakteryzujące ekstremalne wielkości naprężeń głównych dla wszystkich miejsc symulowanego kontaktu międzyzębowego zestawiono w tabeli 7.5.

Tabela 7.5

Ekstremalne wartości naprężeń głównych σ₁, σ₂ wyznaczone dla modelu żuchwy ŻŚ, przy obciążeniu siłami zwarciowymi wg wariantu sił odpowiadającego małym wartościom siły okluzyjnej

Wariant podparcia		Strona	pracująca		Strona balansująca				
	σ_1	MPa]	σ ₂	MPa]	σι	[MPa]	σ_2 [MPa]		
	max	min	max	min	max	min	max	min	
a-									
siekacze	9,97	-1,95	1,25	-6,59	9,97	-1.95	1 25	-6 59	
b-							1,20	-0.57	
kieł	5,68	-0,49	0,75	-3,91	4,62	-2,57	0,60	-4,42	
c -drugi									
trzon.	3,02	-0,41	0,58	-3,56	1,33	-2,02	0,58	-4.40	

Oceniając przedstawione wyniki należy pamiętać, że model wstęgowy miał stałą grubość. W naturze budowa tkanki kostnej, zgodnie z informacjami zamieszczonymi w literaturowej części pracy, dostosowuje się do jej obciążenia, likwidując skutecznie niebezpieczne miejsca koncentracji naprężeń. Wszystkie rodzaje analizowanych naprężeń malały w miarę przesuwania się punktu okluzyjnego ku tyłowi luku zębowego. Jest to równoznaczne z możliwością zwiększania obciążeń w tylnych strefach luku bez nadmiernego wzrostu wytężenia tkanki kostnej. Stan ten potwierdzano wielokrotnie w badaniach klinicznych.

8. ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ MODELOWYCH

Podstawę do oceny poprawności przyjętego systemu modelowania stanów równowagi żuchwy ludzkiej stanowi stwierdzenie istnienia związków pomiędzy reakcjami więzów, zdeterminowanymi strukturą przestrzenną modeli i warunkami brzegowymi a znanymi biomechanicznymi warunkami funkcjonowania układu stomatognatycznego. Aktywność więzów sprężystych zastępujących siły naturalne powinna, w założonych zakresach, odwzorowywać aktywność zastępowanych przez nie mięśni i stawów, w sposób zgodny ze znanymi wynikami obserwacji klinicznych.

Pierwszym z rozważanych modeli był model żuchwy wąskiej "ŻW" podparty według wariantu zakładającego całkowity brak aktywności obydwóch lub jednego mięśnia skroniowego, zależnie od punktu przyłożenia siły okluzyjnej. Zastosowane warunki brzegowe, oznaczane w pracy symbolem "M", opisują małe siły zwarciowe, typowe dla procesu rozdrabniania pokarmu. Dla modelu "ŻW-M", w odniesieniu do siły działającej na ząb, wartości reakcji niezbędnych do zapewnienia równowagi przyjmowały największe wartości. Wpływ na biostatykę żuchwy długich ramion sił, charakteryzujących żuchwę wąską, dobrze odzwierciedlają współczynniki "Wa" wyznaczone przy obciążeniu zębów siecznych. Przypadek ten wymaga znacznego wysiłku mięśni zlokalizowanych w kącie żuchwy. Przy centralnym obciążeniu łuku zębowego (n=1), współczynnik aktywność więzów działających w kierunku osi "Z", zaczepionych w miejscu przyczepów żwacza i mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego (punkt "Ż,P"), wynosił Wa=0,71. Przy obciążeniu drugiego zęba siecznego (n=2), w punkcie "ŻP" po pracujacej "P" stronie żuchwy, współczynnik "Wa" przyjął maksymalną wartość dla całego analizowanego obszaru, równą 0,74. Oznacza to bardzo dużą aktywność żwaczy i mięśni skrzydłowych bocznych, które po obydwóch strona żuchwy muszą osiągnąć siłę, przekraczającą 70% wartości siły okluzyjnej.

Pozostając po pracującej stronie żuchwy obserwujemy następujące zjawiska. Po przejściu w strefę kła (n=3) aktywność spada do Wa=0,54. Na kolejnych zębach od n=4 do n=7, aktywność maleje stopniowo, aż do wartości 0,49 występującej przy obciążeniu drugiego zęba trzonowego. Występujący w strefie kła skok jest wynikiem symulowanego rozbudzenia aktywności mięśnia skroniowego. Składowa "Z" zaczepionych w punkcie "S" więzów zastępujących działanie tego mięśnia zmienia się przy przechodzeniu od kła (n=3) do drugiego zęba trzonowego (n=7), w granicach od 0,33 do 0,29. Składowe więzów działające wzdłuż osi "Y" dla punktu "Ż,P" wynoszą: Wa=0,31 dla n=1, i Wa=0,15 dla n=7, a dla punktu "S": Wa=0,17 dla n=3 do Wa=0,09 dla n=7.

Odnosząc reakcje działające w kierunku osi "Z" w punkcie "Ż,P" po stronie pracującej do analogicznych więzów po stronie balansującej "B", widzimy, że te ostatnie maleją znacznie szybciej wraz z przemieszczaniem się punktu okluzyjnego ku tyłowi łuku zębowego. Wartość "Wa" w punkcie "ŻP-B", przy obciążeniu drugiego zęba trzonowego spadła do 0,29. Podobnie reagują składowe więzów działających w kierunku osi "Y", gdzie ich aktywność maleje od Wa=0,3 dla n=1, do Wa=0,13 dla n=7.

Na podstawie analizy znaku przedstawionych w tabeli 7.2 współczynników "Wa" określających aktywność więzów w kierunku osi "X" możemy, w sposób pośredni, podjąć próbę powiązania otrzymanych wyników z akcją mięśni rzeczywistego obiektu. Jednak ze względu na wielość hipotetycznych rozwiązań, pozwalających na zaistnienie w naturze obserwowanych zmian składowych "X", jednoznaczna interpretacja, umożliwiająca przetrans-

ponowanie danych numerycznych na stopień aktywności poszczególnych włókien, jest niezwykle trudna.

Składowe "X", przy obciążeniu pierwszych siekaczy (n=1), mają minimalne wartości przy znaku ujemnym. W praktyce może to oznaczać stan, w którym składowe te, pochodzące od sił generowanych przez żwacze i mięśnie skrzydłowe przyśrodkowe, osiągają zbliżone do siebie wartości, przy zaznaczającej się lekkiej przewadze mięśnia skrzydłowego. Dla drugiego zęba siecznego (n=2) składowa po stronie pracującej zmienia znak na dodatni, co może sugerować zwiększoną aktywność żwacza. W strefie kła (n=3) sytuacja czasowo ulega odwróceniu, po czym od n=4 do n=7, wyniki wskazują narastającą przewagę aktywności żwacza po stronie pracującej, a mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego po stronie balansującej. Sytuacja taka jest zgodna z spotykaną w danych literaturowych opinią o pełnieniu przez mięśnie skrzydłowe funkcji stabilizującej.

Zmiana warunków podparcia modelu "ŻW" na wariant dla sił dużych "D", w którym zrezygnowano z koncepcji całkowitego wykluczania udziału wybranych mięśni w procesie generowania siły okluzyjnej, spowodowała obniżenie aktywności wszystkich więzów. W punkcie "Ż,P" zarówno po stronie pracującej, jak i balansującej aktywność maksymalna w kierunku osi "Z" spadła prawie 20%, a w kierunku osi "Y" o około 10%. Przy obciążeniu punktów n=1 i 2, w miejscu przyczepów mięśnia skroniowego składowe reakcji w kierunku osi "Y" są większe niż składowe w kierunku osi "Z". Zmiana warunków podparcia uwidacznia się przy przejściu z punktu n=2 do punktu n=3, skokiem wartości składowych "Z" reakcji zaczepionych po stronie pracującej w punktach "Ż,P" i "S". Przy przemieszczaniu się punktu zwarciowego, po stronie pracującej, od kła do drugiego zęba trzonowego, proporcja pomiedzy składowymi "Y" i "Z" zmienia się stopniowo w granicach od 0,51 do 0,23. W warunkach naturalnych taki efekt może być spowodowany systematycznie zwiększającą się aktywnością przednich włókien mięśnia skroniowego, postępującą w miarę przemieszczania się punktu okluzyjnego ku zębom trzonowym. Po balansującej stronie żuchwy proporcje pomiędzy składowymi "Y" i "Z" zmieniają się w granicach od 1,3 do 1,1. Oznacza to uzyskanie zamierzonego w pracy efektu symulacji zwiększonej aktywności tylnych włókien wachlarza mięśnia skroniowego.

Analiza znaków składowych reakcji działających w kierunku osi "X" wskazuje, że w podparciu typu "D" poza obszarem pierwszych siekaczy występuje, podobnie jak w modelu "ŻW-M", przewaga aktywności żwacza po stronie pracującej oraz zwiększona aktywność mięśnia skrzydłowego przyśrodkowego po stronie balansującej. Stwierdzenie to będzie się również odnosiło do wszystkich dalszych przypadków.

Zamieszczone w tabeli 7.3 wartości współczynników "Wa", więzów działających w kierunku osi "X" zaczepionych w punktach "S" po stronie pracującej, we wszystkich przypadkach wykazują tendencje spadkowe przy przesuwaniu się punktu zwarcia ku tyłowi łuku zębowego. Odnosząc to spostrzeżenie do pokazanych na rysunku 6.3 i w tabeli 6.1 zmian kierunków linii działania sił poszczególnych włókien mięśnia skroniowego, można przyjąć, iż obserwowany efekt w naturze oznaczałby rosnącą aktywność włókien przednich. Aktywności analogicznych więzów po stronie balansującej we wszystkich modelach utrzymywały się praktycznie na stałym poziomie. Jest to potwierdzeniem wcześniejszych wniosków uzyskanych z analiz proporcji pomiędzy składowymi "Y" i "Z". Wykazane podobieństwo dotyczy jedynie jakościowego opisu zjawiska. Uzyskanie pełnej zgodności ilościowej, określonej jednoznacznym wymogiem stworzenia przez wszystkie składowe wektora o ściśle określonej jelinii działania, okazało się niemożliwe przy pozostającym do dyspozycji warsztacie programowym. W podsumowaniu tego fragmentu pracy należy podkreślić, że wyniki obrazujące zmiany reakcji w kierunku osi "X", zgodnie z założeniami przyjętymi w pracy mają jedynie charakter danych uzupełniających. Porównując wykresy obrazujące aktywność więzów uzyskane dla modelu "ŻW" i "ŻŚ" widzimy, iż pomimo okolo 12% spadku maksymalnych aktywności więzów, istota opisanych zjawisk pozostaje podobna. Różnica polega głównie na zmniejszeniu się udziału składowych działających w kierunku osi "Y", zwłaszcza w strefie przyczepu mięśnia skroniowego. Zjawisko to, występujące zarówno po pracującej, jak i balansującej stronie żuchwy, jest odpowiedzią na zmianę kształtu modelu. Więzy, przy nie zmienionych wielkościach sztywności i zadawanych wartościach sił okluzyjnych, dostosowały swą reakcję do nowych warunków ich przestrzennego rozmieszczenia. Zachodzące zmiany informują nas o możliwym, w przypadku obiektów naturalnych, zróżnicowaniu aktywności mięśni żwaczowych.

Skuteczność systemu widać wyraźnie przy analizie wyników dotyczących modelu żuchwy szerokiej "ZS" odbiegającej w zdecydowany sposób swym kształtem od poprzednich przypadków. Wzrost zwartości geometrii modelu "ZS" spowodował adekwatny spadek maksymalnej aktywności więzów. Nasiliła się dominacja składowych reakcji działających w kierunku osi "Z". Zwiększył się również w sposób istotny udział więzów zastępujących działanie mięśnia skroniowego, w stosunku do więzów zastępujących działanie żwacza i mięśnia skrzydlowego przyśrodkowego. Reakcje w punkcie "S" dla niektórych przypadków obciążeń okluzyjnych przewyższyły siły reakcji zaczepionych w punkcie "Ż,P". Po stronie pracującej, przy sile okluzyjnej działającej w punktach n=3 i 4, dla podparcia według wariantu "M", aktywność więzów w kierunku osi "Z" w punkcie "Ż,P" wynosiła Wa=0,37 i Wa=0,38, a w punkcie "S" odpowiednio Wa=0,4 i Wa=0,39. Dla kolejnych punktów okluzyjnych aktywność więzów zastępujących działanie mięśnia skroniowego stopniowo spada. W tym samym czasie aktywność więzów zastępujących zwacz i mięsień skrzydłowy przyśrodkowy nieznacznie wzrasta. Przy czym w punkcie "S", w całym zakresie obciążenia łuku zębowego, składowe działające w kierunku osi "Y" przyjmują minimalne wartości, począwszy od Wa=0,07 dla siekaczy do Wa=0,04 dla drugiego zęba trzonowego. Oznacza to, że wypadkowa reakcji zastępujących mięsień skroniowy jest skierowana praktycznie pionowo. W przypadku modelu podpartego według wariantu "D", zjawisko to uwidacznia się zarówno po pracujacej, jak i balansującej stronie żuchwy.

Chcac dokonać bezpośredniej analizy sił występujących w mięśniach zwierających, przemnożono siły, zbadane doświadczalnie dla poszczególnych punktów okluzyjnych, przez odpowiednie współczynniki aktywności więzów charakterystyczne dla wariantu obciążeń dużych. Przyjęto wartości siły odpowiadające średniej z maksymalnych wartości dla grupy mężczyzn (wykres 4.6). Wybór sił maksymalnych opierał się na rozumowaniu, że wartości sil małych, związanych z czynnością żucia kęsa pokarmowego o bliżej nieokreślonych cechach mechanicznych, będą się zmieniały w trudny do zdefiniowania sposób. Uzyskane wyniki przedstawiono w postaci zbiorczych wykresów zamieszczonych na rysunku 8.1, dla sił generowanych przez zwacze i mięśnie skrzydłowe przyśrodkowych, oraz na rysunku 8.2, dla mięśni skroniowych. Jak widać, pomimo malejącej aktywności więzów, obserwowany w praktyce, przy przesuwaniu się punktu okluzyjnego ku tyłowi łuku zębowego, wzrost sił maksymalnych, powoduje zwiększający się wysiłek grup włókien działających w kierunku pionowym. Aktywność włókien generujących siły o dużych składowych poziomych słabnie. Jest to efekt zgodny z wynikami obliczeń numerycznych przedstawionych w pracy Osborna i Bragara [84]. Pomimo przyjęcia w wariancie obliczeniowym "D", warunków brzegowych zakładających nieustającą, choć zmienną aktywność wszystkich mięśni zwierających, uzyskane obrazy sil odpowiadają charakterystyce działania mięśni, zamieszczonej w pracy Ide-Nakazawy [37].





Fig. 8.1. Absolute values of component forces substituting the masticatory muscles and medial pterygoid muscles actions, in Z and Y axes, on the active "P" and balancing "B" side of the mandible model: "ZW" - narrow, "ZS" - medium, "ZS" - wide



Rys. 8.2. Bezwzględne wartości sił składowych, zastępujących działanie mięśni skroniowych

w kierunkach osi Z i Y, po pracującej "P" i balansującej "B" stronie modelu żuchwy: "ŻW" wąskiej, "ŻŚ" - średniej, "ŻŚ" - szerokiej **Fig. 8.2.** Absolute values of component forces substituting the temporal muscles actions, in Z

Fig. 8.2. Absolute values of component forces substituting the temporal muscles actions, if Z and Y axes, on the active "P" and balancing "B" side of the mandible model: "ZW" - narrow, "ZS" - medium, "ZS" - wide

W miejscu przyczepów mięśni skroniowych podczas obciążania zębów siecznych otrzymano bardzo małe wartości sił pionowych. Podobnie niskie wartości sił, utrzymujące się praktycznie na stałym poziomie, występują po balansującej stronie żuchwy, aż do momentu obciążenia punktu n=6 (pierwszy ząb trzonowy). Przy obciążeniu drugiego zęba trzonowego wartość składowych pionowych, zarówno po pracującej, jak i balansującej stronie żuchwy, obniża się. Składowe poziome po pracującej stronie żuchwy wąskiej i średniej maleją po przekroczeniu strefy drugiego przedtrzonowca. Dla żuchwy szerokiej proces ten rozpoczyna się po przekroczeniu strefy kła. Oznacza to konsekwentny spadek udziału sił poziomych niezbędnych do utrzymania równowagi żuchwy. Zmiany pochylenia wypadkowej siły więzów zaczepionych na szczycie wyrostka dziobiastego znajdują wyraźne odniesienie do publikowanych w literaturze obrazów rozłożenia włókien mięśnia skroniowego. Spotykane są przypadki silnego przesunięcia przyczepów mięśnia ku tyłowi glowy, charakteryzujące typy nordyckie waskoczaszkowe [97]. Często pokazywane są schematy rozlokowania przyczepów z pionowym usytuowaniem włókien przednich nad wyrostkiem dziobiastym, mogące funkcjonować w modelu zuchwy średniej [37,59]. Zdarzają się także przykłady rozłożenia przyczepów z widocznym ich przesunięciem ku przodowi [49] takim, że włókna środkowe znajdują się bezpośrednio nad szczytem wyrostka dziobiastego. Ułożenie to pozwala na uzyskanie równowagi pomiędzy składowymi poziomymi sił pochodzących od przednich i tylnich włókien mięśnia skroniowego. Jest to typ budowy mięśnia skroniowego, jakiego należałoby oczekiwać w przypadku żuchwy szerokiej.

Analiza wartości reakcji występujących w strefie głowy żuchwy wykazuje, podobnie jak występowalo to przy ocenie sił w mięśniach zwierających, najmniej korzystne warunki obciążeniowe w przypadku żuchwy wąskiej. Przy obciążeniu siekaczy podpartych według wariantu "M-WO-I" reakcje w stawach działające w kierunku osi "Z" osiągają 31% wartości siły okluzyjnej. Zgodnie z oczekiwaniami, wartości "Wa" maleją w miarę przesuwania się punktu okluzyjnego ku tyłowi łuku zębowego, przy czym ich spadek po stronie pracującej jest większy niż po stronie balansującej. Dla punktu okluzyjnego n=7, po stronie pracującej Wa=0,1 a po stronie balansującej Wa=0,17. Składowa "Y" reakcji działającej po stronie pracującej po przejściu w strefę drugiego zęba przedtrzonowego zmienia znak na ujemny przechodząc od wartości Wa=0,14 dla n=1 do Wa=-0,059 dla n=7. Oznacza to, że przy obciążaniu tylnych odcinków luku zębowego, po stronie pracującej wymuszany jest ruch głowy żuchwy ku tylowi. Dosunięcie głowy żuchwy do tylnej ścianki dołu występującego w części skroniowej stawu powoduje stabilizacje głowy bez konieczności uaktywniania się mięśnia skrzydłowego bocznego. Działanie tego mięśnia zastępuje bowiem reakcja kości skroniowej. Po stronie balansującej aktywność więzów w kierunku osi "Y" maleje do wartości Wa=0,079 dla n=7, zachowując znak dodatni. Efekty te korespondują z obrazem i opisem aktywności mięśni żwaczowych przedstawionym w części literaturowej pracy na podstawie pozycji [37]. Duże wartości składowych "Y" przy obciążeniu zębów siecznych odpowiadają opisanej zwiększonej aktywności mięśni skrzydłowych bocznych. Brak aktywności tego mięśnia po stronie pracującej żuchwy przy obciążonej strefie zębów trzonowych (widoczny na rysunku 2.19), w badaniach symulacyjnych odznaczył się przedstawionymi skutkami zmiany znaku współczynnika "Wa-Y" po stronie pracującej.

Zmiana warunków podparcia z wariantu "M" na "D" dla więzów okluzyjnych typu "WO-I" spowodowała pięcioprocentowy spadek maksymalnych wartości składowych "Wa-Z" i jedenastoprocentowy spadek składowych "Wa-Y" przy obciążeniu pierwszych zębów siecznych. Jednocześnie wartości ujemne występujące w punkcie n=7 wzrosły blisko dwukrotnie.

Przy przechodzeniu do kolejnych struktur przestrzennych odpowiadających pierwowzorom żuchwy "średniej", a następnie "szerokiej", stwierdzono tendencję do spadku wartości "Wa-Z" zarówno po pracującej, jak i balansującej stronie żuchwy. Składowe aktywności więzów "Wa-Y" rosną przy obciążeniu przedniego odcinka łuku zębowego (strefa siekaczy i kła). Dla następnych punktów zaczepienia więzów okluzyjnych różnice pomiędzy modelami zacierają się, a współczynniki "Wa" różnią się nieznacznie. Opisane efekty są dobrze wyeksponowane na rysunku 8.3 przedstawiającym bezwzględne wartości reakcji obliczonych dla wariantu "D", w sposób zastosowany przy wyznaczaniu sił zwierających.

Wykresy obrazujące zmiany składowych pionowych reakcji dla modelu żuchwy wąskiej zbliżone są wyglądem do obrazu uzyskanego przez Erhardsona, Sheikholeslama, Forsberga i Lockowandta [27], przedstawionego w części literaturowej pracy na rysunku 2.16. Dla dwóch pozostałych modeli występuje wyraźne maksimum przy zlokalizowaniu podpory w strefie kla.

Zmiana warunków podparcia w symulowanym punkcie kontaktu międzyzębowego z wariantu "WO-I" na "WO-II" wpłynęła w sposób radykalny na mechaniczną odpowiedź więzów zastępujących stawy skroniowo-żuchwowe. Usunięcie z punktów okluzyjnych podpór ograniczających swobodę ruchu w kierunkach osi poziomych spowodowało odciążenie stawów. Dla modelu "ZW-M" maksymalne reakcje w stawach działające w kierunku osi "Z" spadły z 31 do 25%, a dla modelu "ŻS-M" z 20 do 11% wartości sily okluzyjnej. We wszystkich modelach przy przejściu w strefę drugich zębów przedtrzonowych nastąpiła po stronie pracującej zmiana znaku współczynnika "Wa". Jest to równoznaczne z rozpoczęciem procesu wyciagania głowy żuchwy z części skroniowej stawu. Współczynniki "Wa-Z" dla punktu n=7 przyjmowały następujące wartości dla poszczególnych modeli: "ZW-M"-Wa=-0,095, "ZW-D"-Wa=-0,13, "ŻŚ-M"-Wa=-0,18, "ŻŚ-D"-Wa=-0,16, "ŻS-M"-Wa=-0,13, "ŻS-D"-Wa=-0,16 W tym samym czasie po stronie balansującej współczynniki "Wa" utrzymują dodatnie wartości, malejące stopniowo w miarę przesuwania się ku tyłowi łuku zębowego. Charakter zmian aktywności więzów w kierunku osi "Y" po stronie pracującej i balansującej jest poza przypadkiem żuchwy wąskiej, podobny. Ułatwiające interpretację uzyskanych wyników wykresy bezwzględnych maksymalnych wartości sił reakcji odpowiadających wariantowi podparcia "WO-II" pokazano na rysunku 8.4.

Jak widać, zarówno po pracującej, jak i balansującej stronie żuchwy wartości reakcji działających w kierunku osi "Z", w stosunku do wariantu podparcia "WO-I", zmalały dla wszystkich kształtów modeli. Charakterystyki po stronie balansującej uległy wygładzeniu wykazując łagodne zmiany podczas przemieszczania się punktu okluzyjnego wzdłuż łuku zębowego. Po stronie pracującej sily przechodzą od początkowych małych wartości sił dodatnich, zgodnie ze zmianą znaku współczynnika "Wa", do wartości ujemnych. Oczywiste jest, że ze względu na brak dających się wprowadzić do systemu danych, dotyczących właściwości mechanicznych torebki stawowej i krążka stawowego, przedstawionych wartości sił wyciągających głowę żuchwy nie można traktować dosłownie. W warunkach naturalnych należy oczekiwać znacznie mniejszych bezwzględnych wartości sił, przy zachowaniu podobieństwa przebiegu samego zjawiska. Do istoty oddającej charakter modelowanego zjawiska należy zaliczyć wzrost wartości składowych reakcji działających w kierunku osi "Y". Efekt ten jest szczególnie widoczny dla modelu żuchwy wąskiej. Prawidłowością jest również zbliżenie wartości reakcji "Y" po pracującej i balansującej stronie żuchwy.

Otrzymany poprzez symulację numeryczną efekt znany jest w praktyce klinicznej jako "odbarczanie stawów" osiągane poprzez zastosowanie szyn zgryzowych, wykonywanych z materiałów o odpowiedniej sztywności i zakończonych płaskimi powierzchniami żującymi. Zabieg ten stosowany jest u osób z zaburzeniami funkcji stawów skroniowo-żuchwowych i przy leczeniu przyczyn patologicznej abrazji. Wymienione stany chorobowe łączą się zazwyczaj ze zwiększoną wydolnością mięśni żwaczowych.



Rys. 8.3. Bezwzględne wartości składowych Z i Y reakcji w stawach skroniowożuchwowych, wyznaczonych po pracującej "P" i balansującej "B" stronie modelu żuchwy: "ŻW" - wąskiej, "ŻŚ" - średniej, "ŻS" - szerokiej. Wariant podparcia na łuku zębowym "WO-I" odbierający stopnie swobody w kierunkach osi X Y i Z

Fig. 8.3. Absolute values of components in Z and Y axes of reactions in temporomandibular joints, obtained on the active "P" and balancing "B" side of the mandible model: "ZW" - narrow, "ZS" - medium, "ZS" - wide. The variant "WO-I" of support on the dental arch taking the degree of freedom in X, Y and Z axes



Rys. 8.4. Bezwzględne wartości składowych Z i Y reakcji w stawach skroniowożuchwowych, wyznaczonych po pracującej "P" i balansującej "B" stronie modelu żuchwy: "ŻW" - wąskiej, "ŻŚ" - średniej, "ŻS" - szerokiej. Wariant podparcia na łuku zębowym "WO-II" odbierający stopnie swobody w kierunku osi Z

Fig. 8.4. Absolute values of components in Z and Y axes of reactions in temporomandibular joints, obtained on the active "P" and balancing "B" side of the mandible model: "ZW" - narrow, "ZS" - medium, "ZS" - wide. The variant "WO-II" of support on the dental arch taking the degree of freedom in Z axis

Uzyskane wyniki reakcji w stawach skroniowo-żuchwowych dla różnych typów więzów występujących w miejscach kontaktu międzyzębowego są zgodne z wynikami obserwacji klinicznych, jakkolwiek bezwzględne wartości reakcji w stawie odbarczonym nie odwzorowują stanów rzeczywistych. Odwzorowanie stanów szczególnych, związanych z patologią zgryzu, wymaga wprowadzenia danych indywidualnych, cechujących własności mechaniczne elementów składowych stawu skroniowo-żuchwowego oraz wydolność zgryzową osób, u których te stany występują.

Oceniając warianty doboru więzów charakterystyczne dla sił małych (wariant "M") i dużych (wariant "D") można stwierdzić, że przy przyjęciu stosowanego w pracach Osborna i Bragara kryterium uaktywniania się poszczególnych mięśni sterowanych sygnałami minimum wytężenia mięśni, jak i minimum obciążenia stawów, wariant "D" jest korzystniejszy. Nałożenie wartości sił okluzyjnych na współczynniki aktywności więzów uzyskane dla tego wariantu daje efekty odpowiadające współczesnej wiedzy dotyczącej aktywności mięśni żwaczowych.

Przeniesienie przedstawionych rezultatów w obszar diagnozowania i leczenia zaburzeń czynnościowych stawów skroniowo-żuchwowych za pomocą szyn zgryzowych jest przedmiotem prac badawczych rozpoczętych w Zakładzie i Katedrze Protetyki Stomatologicznej ŚLAM. W pracach tych uwzględniane są zarówno osobnicze cechy układu stomatognatycznego, jak i właściwości materiałów, z których wykonywane są szyny zgryzowe.

Przedstawiony w rozdziale 7.3 przykładowy sposób zastosowania systemu do szacunkowej oceny rozkładów naprężeń znalazł zastosowanie do przeprowadzania badań symulacyjnych wytężenia materiału płytek służących do zespalania odłamów kostnych złamanej żuchwy. Podczas eksperymentu realizowanego w ramach projektu badawczego nr 7 TO8C 012 11, finasowanego przez KBN, zakładano przerwanie ciągłości żuchwy w wybranych miejscach, łącząc struktury kostne wirtualnym modelem płytki zespalającej. Uzyskane wyniki stanowiły podstawę do przyjęcia parametrów obciążeniowych w laboratoryjnych badaniach cech wytrzymałościowych rzeczywistych płytek z naniesioną warstwą nanokrystalicznego węgla.

Wdrażając wyniki uzyskiwane dzięki zastosowaniu przedstawionego systemu, należy mieć pełną świadomość, że nawet najbardziej precyzyjne określenie wielkości i przebiegu zmian sił w badaniach modelowych nie wystarcza do jednoznacznej oceny stanu mechanicznego żuchwy naturalnej. W utrzymaniu równowagi biostatycznej narządu żucia [46, 100] ogromną rolę odgrywają bowiem nerwowo-odruchowe mechanizmy regulacji czynności układu stomatognatycznego. Mechanizmy te należy rozumieć jako ciągle zmieniającą się odruchową odpowiedź mięśni na sygnały przekazywane do układu nerwowego z receptorów umieszczonych w przyzębiu, mięśniach, ścięgnach, błonie śluzowej jamy ustnej i torebce stawowej [61,62]. Oznacza to znaczne zróżnicowanie aktywności poszczególnych mięśni, w sposób niekoniecznie związany wyłącznie z zasadami mechaniki. W dłuższych okresach czasu należy się również liczyć z przebudową struktur tkankowych związanych ze zmianami patofizjologicznymi stymulowanymi procesami zaburzeń rozkładów sił zgryzowych, wynikających z destrukcji szeregów zębowych. Zjawisko to zmienia w sposób dotychczas niezbadany budowę geometryczną głów żuchwy po jej obydwóch stronach, a tym samym utrudnia identyfikację warunków pracy stawów skroniowo-żuchwowych.

9. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Istotnym elementem zrealizowanej pracy było opracowanie modelu ludzkiej żuchwy uwzględniającego właściwości geometryczne i obciążeniowe rzeczywistego obiektu. Model ten pozwala ocenić, po obydwóch stronach żuchwy, siły utrzymujące równowagę, przy dowolnym położeniu w łuku zębowym punktu okluzyjnego. W celu określenia aktywności mięśni i reakcji w stawach wprowadzono oryginalny bezwymiarowy współczynnik aktywności więzów "Wa" umożliwiający oszacowanie poszukiwanych sił dla zadanej wartości siły okluzyjnej. Biorąc pod uwagę możliwość zastosowania wyników do oceny wytężenia biomateriałów, uzyskujemy w ten sposób spektrum wyników odpowiadających siłom małym, przydatnym w ocenie elementów zespalających odłamy kostne, oraz dużym występującym przy udanej protetycznej rekonstrukcji szeregu zębowego. Wyniki uzyskane w pracy potwierdziły słuszność przyjętej tezy stwierdzającej, że badania przeprowadzone na modelu żuchwy ludzkiej, odwzorowującym rzeczywistą geometrię rozlokowania sił czynnych i biernych odpowiadającą ściśle określonym stanom mechanicznym, umożliwiają przy odpowiednim doborze sposobu podparcia i obciążenia modelu, oszacowanie aktywności wybranych grup mięśni żwaczowych oraz wielkości reakcji w stawach skroniowożuchwowych. Wykazano to na podstawie weryfikacji opracowanego modelu, dla trzech konkretnych przykładów geometrii żuchwy ludzkiej i wyznaczonych doświadczalnie wartości sił okluzyjnych. Wyniki uzyskiwane za pomocą przedstawionego systemu modelowania mogą być zastosowane w celu określenia wymogów wytrzymałościowych dla materiałów używanych w chirurgii twarzowo-szczękowej i protetyce oraz stanowić pomoc przy planowaniu kształtów konstrukcji przywracających prawidłową funkcję układu stomatognatycznego.

Rezultaty pracy pozwalają na sformułowanie następujących wniosków szczegółowych:

- 1. Do prawidłowego określenia rozkładów sił utrzymujących równowagę żuchwy ludzkiej niezbędne jest stworzenie przestrzennego modelu, którego geometria odwzorowuje istotne cechy obiektu naturalnego takie, jak kształt łuku zębowego, położenie głów żuchwy oraz rozlokowanie przyczepów mięśniowych.
- Warunki brzegowe zastosowane w modelu powinny, w dostępnym zakresie, uwzględniać wydolności mięśni oraz przebiegi linii sił związanych z biomechaniką czynności żucia.
- 3. Podczas doboru charakterystyk więzów sprężystych zastępujących funkcję mięśni żwaczowych należy wprowadzić współczynniki korekcyjne, wiążące składowe reakcji więzów sprężystych z liniami działania sił generowanych przez rozważane mięśnie.
- 4. Wprowadzenie do modelu uśrednionych wartości sztywności więzów zastępujących działanie mięśni zwierających oraz średnich wartości sił okluzyjnych nie zakłóca poprawności funkcjonowania modelu.
- 5. Określanie aktywności mięśni zwierających, na podstawie analizy wartości wprowadzonego w pracy bezwymiarowego współczynnika "Wa", pozwala na oszacowanie ich udziału w całkowitym wysiłku układu mięśniowego podczas generowania sił okluzyjnych. Oceny tej można dokonać w ściśle ustalonym miejscu łuku zębowego z uwzględnieniem osobniczo zróżnicowanych kształtów żuchwy odpowiadających strukturze przestrzennej modeli numerycznych.

- 6. Analiza wartości współczynników aktywności więzów w wybranych stanach mechanicznych, uzyskanych dla modeli żuchw o budowie zróżnicowanej w sposób zgodny z formami spotykanymi w naturze, wykazuje logiczny związek odpowiedzi więzów na zadane obciążenia z przewidywanymi reakcjami rzeczywistych obiektów.
- 7. Przedstawione wyniki badań oraz poczynione obserwacje dotyczące ukształtowania kości żuchwy umożliwiają stwierdzenie, iż przyjmowanie symetrii opisane w literaturze, zarówno dla modeli obliczeniowych i fizycznych, może prowadzić do błędów oceny naprężeń, odkształceń i wytężenia zarówno kości żuchwy, jak i konstrukcji stosowanych w jej leczeniu.
- 8. Opracowana i wdrożona metoda pomiaru sił zwarciowych, wykorzystująca związki pomiędzy średnicą odcisku a siłą wgniatającą kulisty penetrator w próbkę metalową, pozwala na zbadanie siły zgryzu w dowolnym punkcie łuku zębowego.
- 9. Przy osobniczo zróżnicowanych wartościach maksymalnych sił okluzji, ogólną prawidłowością jest wzrost wydolności zgryzowej w miarę przesuwania się punktu okluzyjnego ku tyłowi łuku zębowego.

- and the second second
- Objectively adjusted in the principals of principals of the principal of t

LITERATURA

- 1. Ashman RB., Van Buskirk WC.: The elastic properties of a human mandible. Adv Dent Res Oct;(1), s. 64-7, 1987.
- 2. Balin A.:Mechaniczne i materiałowe uwarunkowania stabilności i trwałości endoprotezy stawu biodrowego-studium zagadnienia. Inżynieria Materiałowa, (2), 1998.
- 3. Będziński R., Tyndyk M.: Metody eksperymentalne w badaniach struktur kostnych i implantów. Annales Academiae Medicae Silesiensis, Sup. 29, s.30-42,1999.
- 4. Będziński R.: Biomechanika inżynierska- Zagadnienia wybrane. OWPW, Wrocław1997.
- 5. Błażewski S., Mikoszewski J.: Pomiary twardości metali. WNT, Warszawa 1981.
- Chladek W. Grosman F., Karasiński A., Kasperski J., Lipski T.: Przyrząd do badanie sił zgryzu wewnątrz jamy ustnej. Zgł. Pat.P334933.
- Chladek W., Drugacz J., Plaza M., Lekston Z.: Analiza funkcjonowania klamer tytanowoniklowo-kobaltowych służących do zespolenia złamań żuchwy. Materiały II Krajowej Konferencji " Biomateriały w stomatologii", s.18-23, Ustroń 1996.
- Chladek W., Grosman F., Ilewicz L., Lipski T.: Biomechaniczne aspekty funkcjonowania rekonstrukcji uzębienia wykonanych z zastosowaniem implantów i wkładów koronowokorzeniowych. Inżynieria Materiałowa, (3-4), s. 196-202, 1999.
- 9. Chladek W., Karasiński A., Lipski T.: Badania sił zgryzu w zależności od wielkości rozwarcia żuchwy. Annales Academiae Medicae Silesiensis, Sup. 26, 1998.
- Chladek W.: Analiza równowagi żuchwy w zależności od sposobu obciążenia i podparcia. BW-476/RM2/99. Praca niepublikowana. Biblioteka Katedry Mech. i Techn.Przer.Plast.
- 11. Chladek W., Lipski T., Pogorzelska Stronczak B., Marciniak J., Ziębowicz A.: Biomechaniczne uwarunkowania w procesie leczenia złamań żuchwy. Annales Academiae Medicae Silesiensis, Sup. 26, 1998.
- 12. Chladek W., Lipski T.: Metoda badania sił zgryzu wykorzystująca deformację plastyczną próbek z blachy aluminiowej. Inżynieria Materiałowa, (2), 1998.
- 13. Chladek W., Lipski T.: Wpływ sił zwarciowych na biomechaniczne warunki panujące w kości żuchwy. Prot. Stom. XLIX ,(4), s. 189-96, 1999.
- 14. Chladek W., Orlicki R., Lipski T., Plaza M.: Ocena wytężenia kości w obszarach oddziaływania implantów stomatologicznych. Materiały Seminarium Biomechanika w implantologii, Ustroń 1997.
- 15. Chładek W., Plaza M., Drugacz J., Lekston Z.: Modelowe badania oddziaływania klamer z pamięcią kształtu na zespalane odłamy kostne złamanej żuchwy. Materiały XIII Szkoły Biomechaniki, Monografia nr 330, Poznań 1996.
- 16. de Gee AJ., Pallav P.: Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. J. Dent.; 22 Sup 1, s. 21-7, 1994.
- 17. de Jongh HJ., Dantuma R., Sluijsmans HM.: The shape of the mandible in the domestic sheep: a biomechanical analysis using EMG sa estimator of muscle force. Acta Morphol Neerl Scand, 27, (1-2), s.63-73, 1989.
- Dejak B., Józefowicz W.:Komputerowa analiza naprężeń w tkankach zębów pokrytych koronami protetycznymi z różnie ukształtowanymi częściami przydziąsłowymi. Prot. Stom. XLIV,(4), s.205-209, 1994.
- 19. Dejak B., Młotkowski A.: Analiza naprężeń w dwu i trójwymiarowych modelach zębów badanych metodą elementów skończonych. Prot. Stom. XLIV, (4), s. 209-213, 1994.

- 20. dos Santos J Jr., Blackman RB., Nelson SJ.: Vectorial analysis of the static equilibrium of forces generated in mandidle in centric occlusion, group function, and balanced occlusion relationships. J Prosthet Dent, Apr; (4), s. 557-67, 1991.
- dos Santos-Junior J. de Rijk WG.: Occlusal contacts: vectorial analysis of forces transmitted to temporomandibular joint and teeth. Cranio. Apr; 11(2), s. 118-25,1993.
- 22. dos-Santos JD. Jr., de Rijk WG.: Vectorial analysis of the equilibrium of forces tranmitted to TMJ and occlusal biteplane splints. J. Oral Rehabil. Apr; 22(4), s. 301-10, 1995.
- Drugacz J., Lekston Z., Morawiec H., Januszewski K.: Use of NiTiCo Shape-Memory Clamps in the Surgical Treatment of Mandibular Fractures. J. Oral Maxillofac. Surg. 53 (6), s. 665-671, 1995.
- Drugacz J., Lekston Z., Morawiec H., Januszewski K.: Use of NiTiCo Shape-Memory Clamps in the Surgical Treatment of Mandibular Fractures. Yer Book of Otolaryngology -Head and Neck Surgery, s.153-154, 1996.
- Drugacz J., Łangowska-Adamczyk H., Januszewski K., Lekston Z., Morwaiec H.: Wyniki leczenia złamań żuchwy klamrami ze stopu TiNiCo z pamięcią kształtu. Czas. Stomat., XLVII (4), s. 290-293, 1996.
- 26. Drugacz J.: Leczenie złamań żuchwy klamrami ze stopów tytanowo-niklowych z pamięcią kształtu-Badania doświadczalne i kliniczne. Rozp. Hab. Katowice 1996.
- 27. Erhardson S., Sheikholeslam A., Forsberg CM., Lockowandt P.: Vertical forces developed by the jaw elevator muscles during unilateral maximal clenching and their distribution on teeth and condyles. Swed Dent J, 17(1-2), s. 23-34,1993.
- 28. Flieger S.: Traumatologia szczęk i twarzy. PZWL, Warszawa 1985.
- 29. Fontijn-Tekamp FA., Slagter AP., van't Hof MA., Geertman ME., Kalk W.: Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. J. Dent. Res. Oct. 77(10), s. 1832-9, 1998.
- Friedrich D., Rosarius N., Rau G., Diedrich P.: Measuring system for in vivo recording of force systems in orthodontic treatment-concept and analysis of accurancy. J. Biomech. Jan; 32(1), s. 81-5, 1999.
- 31. Fuhrmann R., Grave C., Diedrich P. In vitro evaluation of measurment method to analyze the interdental, mesially directed force. J.Orofac.Orthop. 59(6), s. 362-70, 1998;
- 32. Grotowski T. Atlas wszczepów dentystycznych. Bellona Warszawa 1992.
- 33. Hannam AG.: Jaw Muscle Structure and Function. Sc. and Pract. of Occlusion. Quintessence Publishing Co, Inc, Hong Kong 1997.
- Haskell B., Day M., Tetz J.: Computer-aided modeling in the assessment of biomechanical determinants of diverse skeletal patterns. Am J Orthod May,89(5), s. 363-82, 1986.
- 35. Hylander WL.: The human mandible:lever or link? Am J Phys Anthropol, Sep, 43(2), s. 227-42, 1975.
- 36. Hylander WL.:Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses. Am J Phys Anthropol, May, 64(1), s.1-46,1984
- 37. Ide Y., Nakazawa K.: Anatomical Atlas of the Temporomandibular Joint. Quintessence Publishing Co.,Ltd., Osaka 1991.
- Iwasaki LR., Nickel JC., McLachan KR.: Relationship Between Growth Function and Stress in the Temporomandibular Joint. Sc. and Pr. of Occlus; Quitessence, s.125-37, Hong Kong 1997.
- Iwasaki LR.: A Mechanical Analysis of Isometric Biting in Long and Short Facial Types [thesis]. Univ of Manitoba, Winnipeg 1987.
- 40. Jakubowicz A., Orłoś Z.: Wytrzymałość materiałów. WNT, Warszawa 1978.
- 41. Kasperski J. Chladek W. Żmudzki J. Pachoński J. : Modelowa ocena cech mechanicznych ramion klamrowych doginanych z drutu. Annales Academiae Medicae Silesiensis sup. 26, 1998.

- 42. Kasperski J., Chladek W., Karasiński A.: Modelowa analiza biomechanicznych uwarunkowań funkcjonowania stawów skroniowo-żuchwowych. Prot. Stom. (5), 1998.
- 43. Kierklo A., Tribiłło R., Walendziuk A.: Komputerowa symulacja stanu wytężenia w zębie z ubytkiem przyszyjkowym. Annales Academiae Medicae Silesiensis Sup. 26, s.110-114, 1998.
- 44. Kim YG., Oh Sh.: Efect of mandibular setback surgery on occlusal force. J. Oral Maxillofac. Surg. Feb;55(2), s. 121-8,1997.
- 45. Kleinrok M.: Rozpoznawanie i leczenie czynnościowych zaburzeń układu ruchowego narządu żucia. Wyd. ŚLAM, Katowice 1990.
- 46. Kłaptocz B.: Biostatyka protez skrzydłowych w żuchwie. Wyd.ŚLAM, Katowice 1966.
- 47. Koolstra JH., van Eijden TMGJ., Weijs WA.,et.al. Tree-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum posible bite forces. J. Biomech.(2), s.563-576, 1988.
- 48. Koolstra JH., van Eijden TMGJ.: Application and validation of a tree-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo. J. Biomech. (25), s.175-187, 1992.
- 49. Korber K-H.: Zahnarztliche Prothetik. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1980.
- 50. Korioth TW., Romilly DP., Hannam AG.: Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. Am J Phys Anthropol. May,88(1), s. 69-96,1992.
- 51. Korioth TWP., Hannam AG.: Mandibular forces during simulated tooth clenching. J. Orofac. Pain, (8), s. 178-189,1994.
- 52. Krioth TWP.: Simulated Physics of the Human Mandible. Sc. and Pract. of Occlusion. Quintessence Publishing Co,Inc, Hong Kong 1997.
- 53. Krynicki M., Ilewicz L., Chladek W., Wierucka B.: Ocena wypełnień rozległych ubytków twardych tkanek zębów bezmiazgowych zbrojonych retencyjnie wkładami koronowokorzeniowymi na podstawie badań modelowych. Annales Academiae Medicae Silesiensis, sup. 26, 1998.
- 54. Kusz D., Okrajni J.: Próba oceny wpływu stanu wytężenia kości udowej po implantacji endoprotezy typu Weller na zmiany zachodzące w tkance kostnej w korelacji z badaniem densytometrycznym. Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol.;62(3), s. 225-232, 1997.
- 55. Langenbacg G., Cahoon P., Chu B., et al.: Internal architecture of the human masseter muscle. J. Dent. Res.; (73 specjal issue) 369, 1994.
- 56. Lipski T. Chladek W.: Wartości sił zgryzu w zależności od wieku i płci. Prot Stom.;XLVII, (5), s. 284-12, 1997.
- 57. Lisowski A., Siemieniec A.: Wytrzymałość materiałów, przykłady obliczeń-zadania. PWN, Warszawa-Kraków 1976.
- 58. Łabiszewska-Jaruzelska F.: Ortopedia szczękowa. Zasady i praktyka. PZWL, Warszawa 1983.
- 59. Łasiński W.: Anatomia głowy dla stomatologów. PZWL, Warszawa 1978.
- 60. Mah RT., McEvoy SP., Hatcher DC., Faulkner MG.: Engineering Principles and Modeling Strategies. Sc. and Pract. of Occlusion. Quintessence Publishing Co, Inc Hong Kong 1997.
- 61. Majewski S.: Koncepcje i normy okluzji w odniesieniu do uzębienia naturalnego i sztucznego. Mag. Stom., 6(4), s.15-17, 1996.
- 62. Majewski S.: Propedeutyka klinicznej i laboratoryjnej protetyki stomatologicznej. Sanmedica, Warszawa 1997.
- 63. Majewski S.: Protetyka stałych uzupełnień zębowych. SZS-W, Kraków 1998.
- 64. Mao J., Osborn JW.: Direction of bite force determines the pattern of activity in jawclosing muscles. J. Dent. Res. May, 73(5), s. 1112-20, 1994.
- 65. Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wyd.Pol. Śląskiej, Gliwice 1992.

- 66. Martin R.B. Burr D.B.: Structure, Function, and Adaptation of Compact Bone. Raven Press, New York 1989.
- 67. Matsui Y., Ohno K., Michi K., Suzuki Y., Yaınagata K.: A computerized method for evaluating balance of occlusal load. J. Oral Rehabil. Aug; 23(8), s. 530 5, 1996.
- Mericske-Stern R., Assal P., Mericske E., Burgin W.: Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int.J.Oral Maxillofac. Implants. May-Jun; 10(3), s. 345-53, 1995.
- Mericske-Stern R., Piotti M., Sirtes G.: 3-D in vivo force measurements on mandibular implants suporting overdentures. A comparative study. Clin. Oral Implants Res. Dec; 7(4), s. 387-96, 1996.
- 70. Milewski G., Tracz M.: Analiza numeryczna problemu anizotropii własności mechanicznych kości żuchwy. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Wrocław 1999.
- Miller AJ.: Adaptive Changes in Mandibular Muscles During Postnatal Development. Sc. and Pract. of Occlusion. Quintessence Publishing Co, Inc, Hong Kong 1997.
- Miyamoto K., Yamada K., Ishizuka Y., Morimoto N., Tanne K.: Masseter muscle activity during the whole day in young aduls. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. Oct; 110(4), s. 394-8, 1996.
- 73. Mizui M., Nabeshima F., Tosa J., Tanaka M., Kawazoe T.: Quntitawe anaysis of occlusal balance in intercuspal position using the T-Scan system. Int. J. Prosthodont. Jan-Feb; 7(1), s. 62-71, 1994.
- Nakajama I.: Fast Fourier transform analysis of the masseter muscle EMG during reaction to warning signal. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. Aug-Sep, 35(5), s. 281-4, 1995.
- 75. Nawrot B., Będziński R., Jaszek P.: Zastosowanie interferometrii holograficznej do oceny stabilności protez zębowych. Annales Academiae Medicae Silesiensis, sup. 26, 1998.
- 76. Niezgodziński T.: Wytrzymałość materiałów. PWN, Warszawa 1981.
- 77. Ogata K., Kawahara K., Kishimoto E., Ogata S.: Computer graphics of center of masticatory forces in complete dentures. Medinfo.; 8 (2), s. 1708, 1995.
- Ogata K., Santoh M.: Centre and magnitude of vertical forces in complete denture wearers. J. Oral Rehabil. Feb; 22(2), s. 113-9, 1995
- Okrajni J., Kusz D., Żmudzki J.: Biologiczne i mechaniczne uwarunkowania procesów adaptacyjnych w okołowszczepowej tkance kostnej. Annales Academiae Medicae Silesiensis sup.29, s 119-27, 1999.
- 80. Okrajni J., Toborek J.: Mechaniczne uwarunkowania biofunkcjonalności sztucznego stawu biodrowego. Inżynieria Materiałowa (2), s. 67-70, 1997.
- Olivieri F., Kang KH., Hirayama H., Maness WL.: New method for analyzing complete denture occlusion using the center of force concept: a clinical report. J. Prosthet. Dent. Nov; 80(5), s. 519-23, 1998.
- 82. Orlicki R. Chladek W.: Analiza wytężenia układu kostnego w strefach kotwicznenia wybranych implantów stomatologicznych. Mag. Stom. sup. Implantoprotetyka 1998.
- 83. Orlicki R., Widaj-Witek D., Karasiński A., Chladek W.: Symulacyjne badania trwałości ramion klamrowych odlewanych ze stopu Biosil F. Annales Academiae Medicae Silesiensis sup. 26, 1998.
- Osborn JW., Baragar FA.: Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symetric vertical bite forces. J Biomech;18(8), s. 599-612, 1985.
- 85. Ottenhoff FA., van-der Bilt A., van-der Glas HW., Bosman F.: A computer-controlled experimental set-up enabling the quanification of motor performance in man, applied to mastication. J. Oral Rehabil. Jul; 21(4), s. 397-410, 1994
- 86. Paphangkorakit J., Osborn JW.: Effects on human maximum bite force of biting on a softer or harder object. Arch Oral Biol. Nov; 43(11), s. 833-9, 1998.

- 87.Płonka B.: Protetyka stomatologiczna.Protezy całkowite.Urban & Partner, Wrocław 1994.
- 88.Prombonas A., Vlissidis D., Molyvdas P.: The effect of altering the vertical dimension of occlusion on biting force. J. Prosthet. Dent. Feb; 71(2), s. 139-43, 1994.
- 89. Richter EJ.: In vivo vertical forces on implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. Jan-Feb; 10(1), s. 99-108, 1995.
- 90.Ringqvist M.: Isometric bite force and its relation to dimensions of the facial skeleton. Acta Odontol Scand;31(1), s. 35-42, 1973.
- 91. Roberts W.E., Hohlt W.F., Arbucke G.R.: The Supporting Structures and Dental Adaptation. Sc.and Pr. of Occlus; Quitessence, s. 79-92, Hong Kong 1997.
- 92. Roosen I.P.: Dental implant Loading; Flexible vs. Rigid. Valeda, Rotterdam 1991.
- 93. Rżysko J.: Wytrzymałość materiałów. PWN, Warszawa 1971.
- 94. Sierpińska T.: Wydolność żucia-wybrane metody badawcze na podstawie piśmiennictwa. Prot.Stom, ,XLVII,(3), s.137-9, 1997.
- 95.Schroeder A. i inni: Oral Implantology Basics ITI Hollow Cylinder System. Thieme, Stuttgart 1996.
- 96. Schumacher G-H.: Funktionelle Morphologie der Kaumauskulatur. VEB. Gustar Fischer, Jena 1961.
- 97. Schumacher G-H.: Anatomie fr Stomatologen-Lehrbuch und Atlas. J.A.Barth, Leipizig 1984.
- 98.Sinn DP., de Assis EA., Throckmorton GS.: Mandibular excursions and maximum bite forces in patients with temporomandibulal joint disorders. J. Oral Maxillofac. Surg. Jun 54(6): 671-9, 1996.
- 99. Szmelter J., Dacko M., Dobrociński S., Wieczorek M.: Metoda elementów skończonych w statyce konstrukcji. Arkady, Warszawa 1978.
- 100.Szymczyk T.: Procesy biomechaniczne w jamie ustnej. PZWL, Warszawa 1981.
- 101. Takai A., Nakano M., Bando E., Hewllet ER.: Influence of occlusal force and mandibular position on tooth contacts in lateral excursive movments. J. Prosthet. Dent. Jan; 73(1), s. 44-8, 1995.
- 102.Tamatsu Y. Kaimoto K. Arai M. Ide Y.: Properties of the elastic moduls from buccal compact bone of human mandibule. The Bulletin of Tokyo Dental College Vol. 37. (2), May 1996.
- 103. Tanaka E., Yamamoto S., Nishida Y., Aoki A.: A mathematical model of bone remodelling under overload and its application to evaluation of bone resorption around dental implants. Acta of Bioengineering and Biomechanics; 1 (1), s. 117-23,1999.
- 104.Tate GS., Ellis E-3rd., Throckmorton G.: Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures. J. Oral Maxillofac. Surg. Jul, 52(7), s. 734-6, 1994.
- 105. Throckmorton GS., Buschang PH., Fllis E-3rd.: Improvement of maximum occlusal forces after orthognatic surgery. J. Oral Maxillofac. Surg. Sep. 54(9), s. 1080-6, 1996.
- 106. Throckmorton GS., Dean JS.: The relationship between jaw-muscle mechanical advantage and activity levels during isometric bites in humans. Arch Oral Biol. May, 39(5), s. 429-37, 1994.
- 107. Tortopidis D., Lyons MF., Baxendale RH.: Acoustic myography, electromyography and bite force in the masseter muscle. J. Oral Rehabil. Dec. 25(12), s. 940-5, 1998.
- 108. Trainor PG., McLachlan KR., McCall WD.: Modelin of forces in the human masticatory system with optimization of the angulations of the joint loads. J Biomech Jul. 28(7), s. 829-43, 1995.
- 109.Van Eijden TM., Klok EM., Weijs WA., Koolstra JH.: Mechanical capabilities of the human jaw muscles studied with a mathematical model. Arch Oral Biol, 33(11), s. 816-26, 1988.

- 110. Waltimo A. Kononen M.: A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy yuong adults. Scand. J. Dent. Res. Jun. 101(3), s. 171-5, 1993.
- 111. Waltimo A., Kononen M.: Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. Acta Odontol. Scand. Aug; 53(4), s. 254-8, 1995.
- 112. Weijs WA .: The functional significance of morphological variation of the human mandible and masticatory muscles. Acta Morphol Neerl Scand, 27(1-2), s. 149-62, 1989
- 113.Weijs W.A., van Spronsen P.: Variation in adult human jaw muscle size: computer models predicting the biomechanical consequence of this variation. In: Davidovitch Z (ed) The biological Mechanisms of Tooth Movement and Craniofacial Adaptation. Columbus Ohio State Univ College of Dentistry, s. 549-557, 1992.
- 114. Wigdorowicz-Makowerowa N.: Zaburzenia czynnościowe narządu żucia. PZWL,
- 115. Włoch S.: Obciążenia przyzębia w leczeniu protetycznym. Prot. Stom. 64 (2), 1985. 116.Zienkiewicz O.: Metoda elementów skończonych. Arkady, Warszawa 1972.
- 117.Zienkiewicz O., Taylor R.: The finite Element Method, vol.1, Basic Formulation and Linear Problems. 4ed ., New York 1989.
- 118.Ziębowicz A., Pezowicz C., Marciniak J.: Analiza biomechanicznej stabilności zespolenia płytkowego żuchwy. Acta of Bioengineering and Biomechanics,
- 119.Ziębowicz A., Żmudzki J., Szewczenko J., Pogorzelska-Stronczak B., Marciniak J., Chladek W.: Analiza naprężeń i przemieszczeń w zespoleniu płytkowym żuchwy. Annales Academiae Medicae Silesiensis, sup. 26, 1998.

SYSTEM MODELOWANIA WYBRANYCH STANÓW MECHANICZNYCH ŻUCHWY LUDZKIEJ

Streszczenie

W pracy przedstawiono sposób kompleksowego podejścia do zagadnienia równowagi żuchwy ludzkiej. W warunkach naturalnych stan równowagi żuchwy zapewniany jest przez selektywne pobudzanie grup włókien odpowiadających poszczególnym mięśniom żwaczowym. W zastosowanym modelu podjęto próbę zastąpienia funkcji układu nerwowego "logiką" dostosowania się wartości reakcji więzów sprężystych do struktury przestrzennej obiektu, dla zadanych obciążeń i przyjętych sztywności więzów.

Etapem wyjściowym do modelowej oceny stanów mechanicznych żuchwy było zebranie danych dotyczących charakterystyk obiektów naturalnych, takich jak wielkości sił zwarciowych, kierunki działania sił w mięśniach żwaczowych oraz cechy geometryczne modelowanego objektu. Przeprowadzone badania wielkości sił zwarciowych wykazały występowanie ich osobniczego zróżnicowania, trudnego do jednoznacznego usystematyzowania. Można jednak stwierdzić, iż niezależnie od bezwzględnych wartości sił, łuk zębowy pod względem wielkości obciażenia możemy podzielić na trzy charakterystyczne strefy: obszar zebów siecznych, w którym wartości sił sa naimniejsze, obszar kła i pierwszego zeba przedtrzonowego, gdzie występują siły średnie, oraz najbardziej rozległy obszar sił dużych obejmujący drugie zeby przedtrzonowe i zeby trzonowe. Linie działania sił mięśni żwaczowych określono na podstawie badań rentgenograficznych dwóch meskich czaszek z własnymi żuchwami, na których wklejono kuliste stalowe markery w centralnych miejscach przyczepów mięśni, brzuśców oraz grup włókien. Zastosowana metoda bazowała na informacjach uzyskiwanych ze zdjęć rentgenograficznych wykonanych w trzech projekcjach zgodnych z przebiegjem prostokatnego układu osi. Podstawa doboru materiału naturalnego, stanowiacego wzorce przy budowie modeli numerycznych, było zróżnicowanie cech geometrycznych, determinujacych przestrzenne położenie przyczepów mięśniowych oraz stawów. Przyjęte kryteria pozwoliły na wyodrebnienie trzech charakterystycznych struktur przestrzennych żuchwy: żuchwy wąskiej, średniej i szerokiej. Warunki brzegowe zastosowane w poszczególnych modelach, takje jak sztywność wiezów zastepujacych działanie mieśni i stawów oraz wielkość sił zwarciowych, określono na podstawie danych uśrednionych. Takie postępowanie pozwoliło na rozdzielenie zagadnienia wpływu na wielkość reakcji więzów, osobniczych cech budowy żuchwy, od wpływu, trudnych do ustalenia, indywidualnie zmiennych cech zwiazanych z wydolnościa układu mieśniowego. Wpływ geometrii żuchwy na charakterystyki więzów sprężystych zastępujących funkcję mięśni żwaczowych uwzględniano podczas wyznaczania wartości współczynników korekcyjnych, wiążących składowe reakcji więzów sprężystych z liniami działania sił generowanych przez mięśnie zwierające.

Aktywność mieśni zwierających i wielkość reakcji w stawach określano na podstawie analizy wartości wprowadzonego w pracy bezwymiarowego współczynnika "Wa". Współczynnik ten, odpowiadający stosunkowi wybranej składowej reakcji do siły okluzyjnej, umożliwia oszacowanie udziału rozważanej składowej w wysiłku układu stomatognatycznego, zwiazanego z generowaniem sił zwarciowych. Obliczenia przeprowadzano dla sił przyłożonych w punktach odpowiadających położeniu kolejnych zębów po prawej stronie łuku zębowego. Wyniki badań modelowych przedstawiono w formie wykresów i tablic ujmujących aktywność wiezów w kierunkach osi prostokatnego układu współrzędnych, dla różnych systemów podparć. Analiza wartości współczynników aktywności wiezów uzyskanych dla modeli żuchw o budowie zróżnicowanej w sposób zgodny z formami spotykanymi w naturze wykazała odpowiedzi więzów na zadane obciążenia, logicznie związane z rozpoznanymi reakcjami rzeczywistych obiektów. Dowodzi to, że opracowany system pozwala, poprzez analizy numeryczne oparte na metodzie elementów skończonych, ocenić wielkość wybranych sił czynnych i biernych utrzymujących równowagę żuchwy w zadanym położeniu.

SYSTEM OF MODELING THE SELECTED MECHANICAL STATES OF HUMAN MANDIBLE

Summary

The present dissertation shows a comprehensive approach to the human mandible equilibrium issue. In normal conditions the state of equilibrium is provided by selective stimulation of fiber groups corresponding to the individual muscles of mastication. According to the chosen methodology of the computational model, the nerve system is substituted with the response of elastic constraints, logically connected with the object spatial structure and imposed loading.

The starting point for a model assessment of the mandible mechanical states was the acquisition of data describing the properties of natural objects (e.g. the values of occlusive forces, directions of forces in masticatory muscles, geometrical features of the object modeled). The research of occlusive forces values revealed individual diversity, which makes an unambiguous description of the forces very difficult. Regardless of the absolute values of the forces, however, three characteristic regions of dental arch may be pointed with respect to the quantity of loading: the incisor teeth region with the smallest values of forces, eye-tooth and first bicuspid tooth region of medium forces and the widest region of large forces including the second bicuspid teeth and molar teeth. The lines of masticatory muscles forces acting were determined basing on X-ray examination of skulls of two men (with their own mandibles). The spherical steel markers were sticked in the skulls, marking central points of muscle attachments, muscle bellies and fibers groups. The applied method was based on the information obtained from X-ray photographs taken in three projections compatible with the cartesian co-ordinate system. The diversity of geometrical features determining location of muscles attachments and joints was the basis of selection of the natural material for the prototype set for computational models. The assumed criterions enabled to separate three characteristic spatial structures of mandible: narrow, medium and wide. The boundary conditions applied in individual models (such as the stiffness of constraints substituting muscles and joints actions, the value of occlusive forces) were determined basing on the average data. This manner enabled to separate the influence on reaction of constraints and individual mandible structure features from hard-to-derive features of individual muscle system efficiency. The dependency of mandible geometry on elastic constraints substituting the masticatory muscles function was considered during the calculations of corrective coefficients. These coefficients combine the reaction components of elastic constraints with lines of forces generated by occlusive muscles.

The occlusive muscles activity and quantity of reaction in joints were derived basing on the analysis of values of the nondimentional coefficient "Wa" (introduced in the present dissertation). The coefficient (corresponding with ratio of chosen reaction component to occlusive force) enables to estimate the participation of the considered component in the stomatognathic system effort (the effort of occlusive forces generation). The computations realized for the forces applied in the points corresponding with locations of successive teeth along the right side of dental arch. Results of model research are shown in graphs and tables expressing the constraints activity in directions of cartesian co-ordinates for different support systems. Analysis of constraints activity coefficients values obtained for mandible models with natural diverse structure proved the logical connection of constraints responses to imposed loadings with recognized reactions of real objects. It shows, that the system proposed is able to evaluate the value of chosen active and passive forces, which keep the equilibrium of mandible in the arbitrary position, using the numerical analyses based on finite elements method.

MODELLSYSTEM AUSGEWÄHLTEN MECHANISCHEN ZUSTÄNDE VON MENSCHLICHEM UNTERKIEFER

Zusammenfasung

In der Arbeit wurde eine komplexe Einstellung zum Problem des Gleichgewichts vom menschlichen Unterkiefers dargestellt.

Unter Normalbedingungen ist der Gleichgewichtszustand des Unterkiefers durch selektive Reizung der Faserngruppen, die den einzelnen masseterischen Muskeln entsprechen, sichergestellt. Nach der angenommenen Prüfungsmethodik im numerischen Modell wurde die Funktion des Nervensystem durch die mit der Raumstruktur des Objekts und eingegeben Belastung logisch verbundene Antwort der elastischen Bande ersetzt.

Ausgangspunkt zur Modellbewertung der mechansichen Zustände des Unterkiefers war die Aufsammlung von Daten zur Charakteristik der Normalobjekte wie die Grössen der Okklusionskräfte, Richtungen der Kräftewirkung in masseterischen Muskeln sowie geometrische Eigenschaften des Modellobjekts. Die durchgeführten Prüfungen zu der Grössen der Okklusionskräfte bewiesen das Vorhandensein ihrer individueller Differenzierung, die nach einem eindeutigen System schwer zu ordnen ist. Es kann jedoch festgestellt werden - unabhängig von den absoluten Werten der Kräfte - dass sich der Zahnbogen hinsichtlich der Belastungsgrösse in drei charakteristische Zonen gliedern lässt: Bereich der Schneidezähne, wo die Kraftwerte am niedrigsten sind, Bereich vom Eck- und ersten Backenzahn, wo Durchschnittskräfte auftreten, und das am breitesten ausgelegte Bereich der Grosskräfte von zweiten Backenund Mahlzähnen. Linien der Kräftewirkung von masseterischen Muskeln wurden aufgrund des röntgengraphischen Prüfungen zweier männlichen Schädel mit eigenen Unterkiefer bestimmt, wo in den zentralen Stellen der Muskelansätze, Ventern und Faserngruppen, kugelartige Stahlmarker eingeklebt wurden. Die angewandte Methode basierte an Informationen, die man aus röntgengraphischen Bildern, welche während drei Projektionen gemäss Verlauf des orthogonalen Achsensystems aufgenommen wurden, gewonnen hatte. Grundsatz zur Auswahl des naturellen Materials, das als Muster beim Bau der numerischen Modelle diente, bildete die Differenzierung der geometrischen Eigenschaften, welche die Raumordnung der Muskelnansätze und Gelenke determinierte. Die angenommenen Kriterien erlaubten eine Aussonderung von drei kennzeichnenden Raumstrukturen des Unterkiefers: schmalen, mittleren und breiten Unterkiefer. Angewandte Randbedingungen in einzelnen Modellen, wie Banderidigität - bei Ersatz der Muskel- und Gelenkewirkung - und Grösse der Okklusionskräfte, wurden aufgrund durchschnittlichen Daten bestimmt.

Diese Vorgehensweise liess die Trennung des Problems zwischen der Einflussgrösse der Bandereaktion und individuellen Eigenschaften des Unterkiefersbaus von dem Einfluss der kaum festellbaren, individuell wechselnden Eigenschaften, die mit Leistungsfähigkeit des Muskelsystems verbunden sind, unterscheiden.

Einfluss der Unterkiefergeometie auf die Charakteristiken der elastischen Bande beim Ersatz der masseterischen Muskeln berücksichtigte man während der Wertbestimmung der Korrekturfaktoren, welche die Reaktionskomponente der elastischen Bande mit Linien der durch Okklusionsmuskeln generieten Kräftewirkung zusammenbinden.

Aktivität der Okklusionsmuskeln und Reaktionsgrösse in Gelenken wurden aufgrund der Wertanalyse des arbeitseingeführten, dimensionslosen Faktor "Wa" bestimmt. Dieser Faktor entspricht dem Verhältniss der gewählten Reaktionskomponente zur Okklusionskraft und ermöglicht die Abschätzung vom Einsatz der betreffenden Komponente an der Anstrengung des mit Generierung der Okklusionskräfte verbundenen stomatognatischen Systems. Die Berechnungen wurden für diese Kräfte, welche an die Punkte entsprechend der Lage folgender Zähne an der rechten Seite vom Zahnbogen angestetzt waren, durchgeführt. Ergebnisse der Modellprüfungen wurden mittels Tabellen und Diagrammen dargestellt, unter Auffassung der Bandeaktivität in den Achsenrichtungen des orthogonalen Koordinatensystems für verschiedene Stützensysteme. Wertanalyse der Bandeaktivitätfaktoren der gewonnen Unterkiefermodelle mit differenzierten Aufbau nach den naturmässigen Formen wies Antworten der Bande auf die eingegebenen Belastungen auf, die mit erkannten Reaktionen der tatsächlischen Objekten logisch verbunden waren. Es ist der Beweis, dass das entwickelte System, mittels numerische Analysen und Anlehnung an die Methode der beendeten Elemente, die Bewertung der Kraftgrösse der ausgewählten Aktiv- und Passivkräfte zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts vom Unterkiefer in der gefördeten Stellung zulässt.

Reduces the however, young darch the pril by Rosentry-Mar 50 Version

terrent of the second s

BIBLIOTEKA GŁÓWNA Politechniki Śląskiej 59 27. tol. 230 49 50