



UNIWERSYTET RZESZOWSKI

**Kolegium Nauk Medycznych
Instytut Nauk o Zdrowiu**

mgr Danuta Smoląg

**Układ stomatognatyczny i napięcie wybranych
mięśni żwaczowych i grzbietu,
a postawa ciała i stabilność posturalna
u saksofonistów**

**Stomatognathic system and tension of selected masticatory and back
muscles versus body posture and postural stability of saxophonists**

**Rozprawa na stopień doktora w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu
w dyscyplinie nauki o zdrowiu**

Promotor:

dr hab. Ewa Puszczałowska-Lizis, prof. UR

Rzeszów 2024

Pragnę serdecznie podziękować Pani Profesor doktor habilitowanej Ewie Puszczałowskiej-Lizis, promotor mojej pracy doktorskiej za opiekę i bezcenne wsparcie merytoryczne w procesie jej powstawania. Dziękuję za poświęcony mi czas, wyrozumiałość oraz okazaną cierpliwość.

Dziękuję Panu doktorowi Marcinowi Kaletce z Wydziału Jazzu i Muzyki Rozrywkowej Akademii Muzycznej w Katowicach za otwartość, odpowiedzi na liczne, nurtujące mnie pytania techniczne oraz konsultacje pomysłów pod kątem muzycznym.

Muzykom - uczestnikom badania dziękuję za wyjątkowe zaangażowanie, optymizm oraz przyjazną atmosferę współpracy.

Dla R.

WYKAZ SKRÓTÓW I SYMBOLI ZASTOSOWANYCH W PRACY

COP – środek nacisku stóp (ang. *Center of Pressure*)

EMG – elektromiografia (ang. *electromyography*)

ICC - współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ang. *Intraclass Correlation Coefficient*)

PNF – proprioceptywne nerwowo-mięśniowe torowanie (ang. *Proprioceptive neuromuscular Facilitation*)

WHO – Światowa Organizacja Zdrowia (ang. *World Health Organization*)

tab.- tabelawsp. – współautorzy

ryc.- rycina

L – lewa kończyna dolna

P – prawa kończyna dolna

kg – kilogram, jednostka miary w Międzynarodowym Układzie Jednostek Miar

mm – milimetr, jednostka miary w Międzynarodowym Układzie Jednostek Miar

cm – centymetr, jednostka miary w Międzynarodowym Układzie Jednostek Miar

° - stopień, jednostka miary w Międzynarodowym Układzie Jednostek Miar

μV – mikrowolt, jednostka miary w Międzynarodowym Układzie Jednostek Miar

Hz – herc, jednostka miary w Międzynarodowym Układzie Jednostek Miar

$\bar{x}$ – średnia arytmetyczna

SD – odchylenie standardowe

Min - wartość minimalna

Max-- wartość maksymalna

Me – mediana

Q₂₅ – kwartył dolny

Q₇₅ – Kwartył górny

n – liczba

% – procent

χ^2 – wartość testu chi-kwadrat Pearsona

df – stopnie swobody

t – wartość testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych

Z – wartość testu U Manna-Whitney'a

F – wartość testu Anova Friedmana

post hoc – test po fakcie

p – wskaźnik prawdopodobieństwa testowego

SPIS TREŚCI

1. WSTĘP	5
1.1. Wprowadzenie	5
1.2. Układ stomatognatyczny, a narząd żucia	6
1.3. Zaburzenia układu stomatognatycznego	14
1.4. Układ stomatognatyczny, a postawa ciała i stabilność posturalna	17
1.5. Budowa saksofonu i specyfika gry oraz zaburzenia mięśniowo-szkieletowe w grupie zawodowej muzyków	22
2. CEL PRACY	28
3. MATERIAŁ I METODY BADAŃ	33
3.1. Materiał badań	33
3.2. Metody badań	37
3.2.1. Badanie układu stomatognatycznego	37
3.2.2. Badanie napięcia wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu w spoczynku oraz podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny	47
3.2.3. Badanie stabilności posturalnej	50
3.2.4. Badanie postawy ciała	52
3.2.5. Pomiary antropometryczne	54
3.3. Zastosowane metody statystyczne	54
4. WYNIKI	55
4.1. Wyniki badania układu stomatognatycznego	55
4.2. Wyniki badania napięcia wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu - w spoczynku oraz podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny, u mężczyzn z grupy badanej	60
4.3. Wyniki badania postawy ciała	64
4.4. Wyniki badania stabilności posturalnej	71
4.5. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo z cechami postawy ciała i wskaźnikami stabilności posturalnej u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej	77
4.6. Związki między napięciem wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu z postawą ciała i stabilnością posturalną u mężczyzn z grupy badanej	82

4.7. Porównanie cech postawy ciała i wskaźników stabilności posturalnej u mężczyzn z grupy badanej, u których częściej niż w grupie kontrolnej zdiagnozowano nieprawidłowości w trakcie badania układu stomatognatycznego	96
4.8. Porównanie cech postawy ciała i wskaźników stabilności posturalnej u mężczyzn z grupy badanej, grających na saksofonie altowym lub sopranowym oraz tenorowym	119
5. DYSKUSJA.....	124
6. WNIOSKI.....	149
7. PIŚMIENNICTWO.....	152
STRESZCZENIE.....	164
ABSTRACT.....	166
WYKAZ TABEL.....	168
WYKAZ RYCIN.....	171
ANEKS.....	172

1. WSTĘP

1.1. Wprowadzenie

Zawodowi muzycy często już na wczesnym etapie szkolenia zgłaszają problemy dotyczące układu mięśniowo-szkieletowego, wynikające z gry na instrumencie [1]. Zdaniem niektórych autorów, fizyczne i psychiczne wymagania związane z grą na instrumencie muzycznym na profesjonalnym poziomie wiążą się z dużymi wyzwaniami dla układu mięśniowo-szkieletowego. Złożone i często powtarzalne zadania podczas ćwiczeń i występów muzycznych zwiększają ryzyko przeciążeń, urazów i związanych z tym problemów zdrowotnych [2-6]. Utrzymywanie pozycji dostosowanej do instrumentu przez wiele godzin, każdego dnia przez wiele lat, może w przyszłości skutkować chronicznymi dolegliwościami zdrowotnymi. Analiza dostępnego piśmiennictwa wskazuje, że większość opracowań poświęconych tej tematyce dotyczy muzyków grających na instrumentach smyczkowych, dętych, klawiszowych, bez wyszczególnienia konkretnych ich typów. Niektóre badania instrumentalistów dętych wskazują na nieprawidłowości układu stomatognatycznego i ich związki z postawą ciała i stabilnością posturalną, natomiast inne nie wykazują spójnych lub klinicznie istotnych wyników, co nadal czyni ten obszar dyskusyjnym [1, 2, 7-19]. Brak badań naukowych w kierunku kompleksowej i szczegółowej diagnostyki układu stomatognatycznego, napięcia mięśni sfery orofacialnej i posturalnych, a także ich związków z postawą ciała i stabilnością posturalną mężczyzn z długoletnim stażem gry na saksofonie skłonił autorkę do podjęcia badań i analizy stanowiącej podstawę niniejszej dysertacji. Praca dotyczy słabo zbadanego dotąd obszaru diagnostyczno-terapeutycznego, oraz stanowi uzupełnienie luki badawczej, gdyż koncentruje się na badaniach jednorodnej pod względem wieku i stażu gry na saksofonie grupy mężczyzn. Autorka starała się połączyć wiedzę z zakresu nauk medycznych z zagadnieniami, z pozoru odległej dyscypliny, jaką jest nauka o sztuce. Do podjęcia tematu dysertacji i postawienia pytań badawczych skłoniła analiza piśmiennictwa, praktyczne doświadczenie, kompetencje zawodowe, a także wieloletnie obserwacje środowiska muzycznego jazzmanów. Autorka wychodzi z założenia, że dysertacja ma wartość naukową i aplikacyjną, a jej wyniki mogą mieć zastosowanie w praktyce.

1.2. Układ stomatognatyczny, a narząd żucia

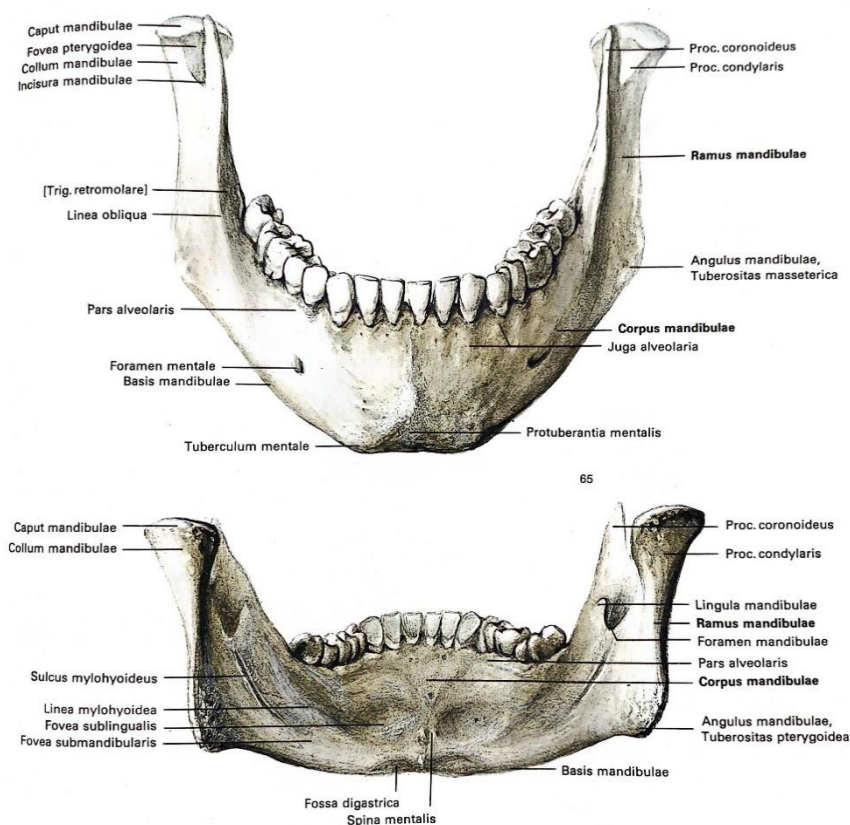
Układ stomatognatyczny i narząd żucia są terminami zbliżonymi. Narząd żucia, to zespół tkanek i narządów jamy ustnej, biorących udział w procesie żucia, a więc przyjmowania i rozdrabniania pokarmów. Układ stomatognatyczny, to pojęcie szersze. Oznacza ono morfologiczno-czynnościowy zespół współdziałających tkanek i narządów jamy ustnej, twarzoczaszki (*splanchnocranium*), które tworzą funkcjonalną całość. Układ ten jest sterowany przez ośrodkowy układ nerwowy i bierze udział w akcie żucia, połykania, wstępnego trawienia, formowania dźwięków, oddychania i wyrażania emocji. Układ stomatognatyczny nie jest jednolity pod względem morfologicznym [20-22]. Zajmuje przestrzeń zbliżoną swoim kształtem do piramidy. W jego skład wchodzi zęby, dwie kości szczękowe (*ossa maxilla*), żuchwa (*mandibula*) i dwie kości skroniowe (*ossa temporalia*), a także tkanki przyzębia, błona śluzowa, mięśnie, naczynia i nerwy [22].

Główny zespół dynamiczny w układzie stomatognatycznym stanowi żuchwa z zespołem mięśniowym oraz stawami skroniowo-żuchwowymi [20].

System żuchwowo-gnykowo-czaszkowy jest złożonym kompleksem stawowo-mięśniowo-powięziowym składającym się ze stawów skroniowo-żuchwowych, połączenia głowowo-szyjnego, mięśni szyi oraz mięśni twarzoczaszki, mięśni języka oraz struktur więzadłowych, torebek stawowych. W układzie powięziowym występują łańcuchy kinematyczne przenoszące siłę wielokierunkowo poprzez tkankę łączną. Bodziec oddziałujący w jednym miejscu może uruchomić reakcję zakłócającą homeostazę całego układu oraz neuro-mięśniowe procesy kompensacyjne [23]. Struktury narządu ruchu wyznaczają 6 płaszczyzn poprzecznych dzielących ciało człowieka: płaszczyznę połączenia głowy i szyi (C₀-C₁), płaszczyznę żuchwowo-gnykową, płaszczyznę górnego otworu klatki piersiowej, płaszczyznę przepony, płaszczyznę obręczy biodrowej i płaszczyznę powierzchni podeszwowej stopy. W ocenie gnatologicznej uwzględnia się również płaszczyznę położenia oczu, uszu, kości klinowej względem kości potylicznej, ust oraz żuchwy [23-25].

Żuchwa (*mandibula*), to największa kość dolnego piętra twarzoczaszki, jest ruchomym elementem kostnym układu stomatognatycznego (ryc. 1). Jest zbudowana z trzonu żuchwy (*corpus mandibulae*) i dwóch symetrycznie położonych gałęzi żuchwy (*rami mandibulae*). Gałęzie żuchwy zakończone są dwoma wyrostkami. Wyrostek dziobiasty żuchwy (*processus coronoideus mandibulae*) obustronnie pokryty jest mięśniem skroniowym, z kolei wyrostek kłykciowy (*processus condylaris*) jest większy od

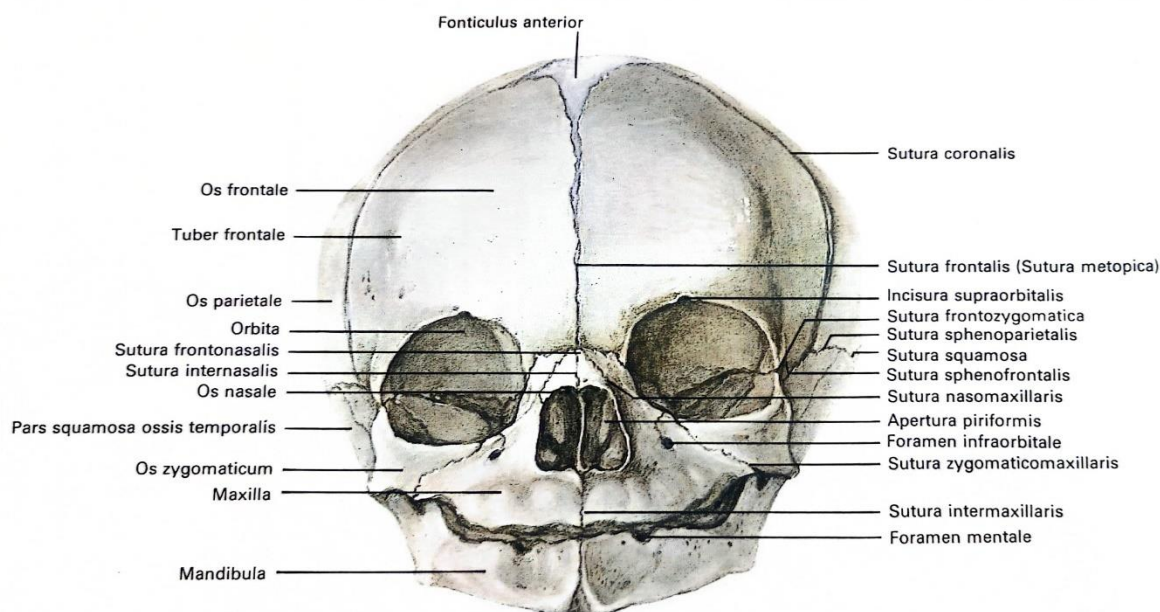
dziobiastego i jest istotnym elementem, ponieważ tworzy powierzchnię stawową dla stawu skroniowo-żuchwowego [22, 26]. Głowa żuchwy (*caput mandibulae*), to bloczkowe zakończenie wyrostka kłykciowego. Pomędzy opisanymi powyżej strukturami zlokalizowane jest wcięcie żuchwy (*incisura mandibulae*). Żuchwa łączy się obustronnie z kośćmi skroniowymi tworząc jedyne w organizmie ludzkim symetryczne stawy skroniowo-żuchwowe (*articulatio temporomandibularis*) [22, 26].



Ryc. 1. Żuchwa (*mandibula*) [27]

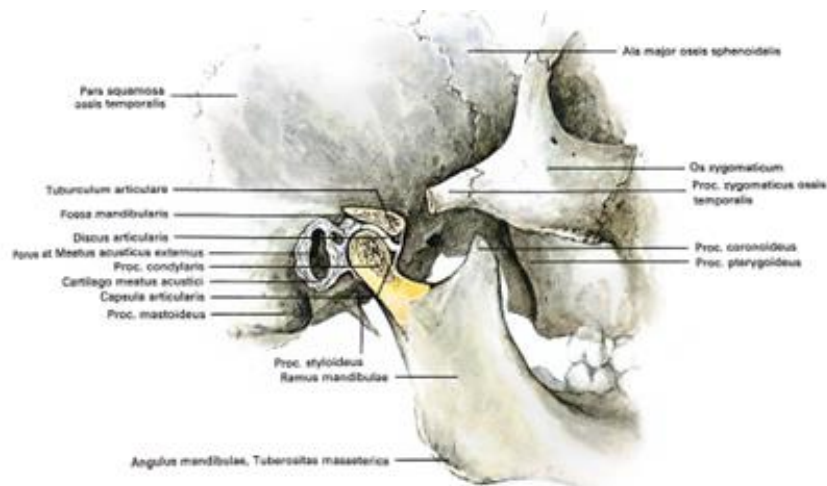
Szczęka (*maxilla*), to kość parzysta, stanowiąca zasadniczą część składową twarzoczaszki (ryc. 2). Kość szczękowa składa się z trzonu i czterech wyrostków: czołowego, jarzmowego, podniebiennego i zębodołowego. Trzon szczęki jest bryłą o kształcie piramidy, zawierającą w swoim wnętrzu powietrzną przestrzeń zwaną zatoką szczękową. Powierzchnia górna trzonu szczęki bierze udział w wytwarzaniu dna, ścian bocznych jamy nosowej oraz oczodołu. Powierzchnia przednia trzonu tworzy szkielet przedniej części policzka. Część dolna szczęki tworzy podniebienie oraz wyrostki zębodołowe [20].

Kość skroniowa (*os temporale*), to kość parzysta, która tworzy część podstawy oraz bocznej ściany czaszki. Rozróżnia się w niej część łuskową, bębenkową i skalistą [20, 28, 29].



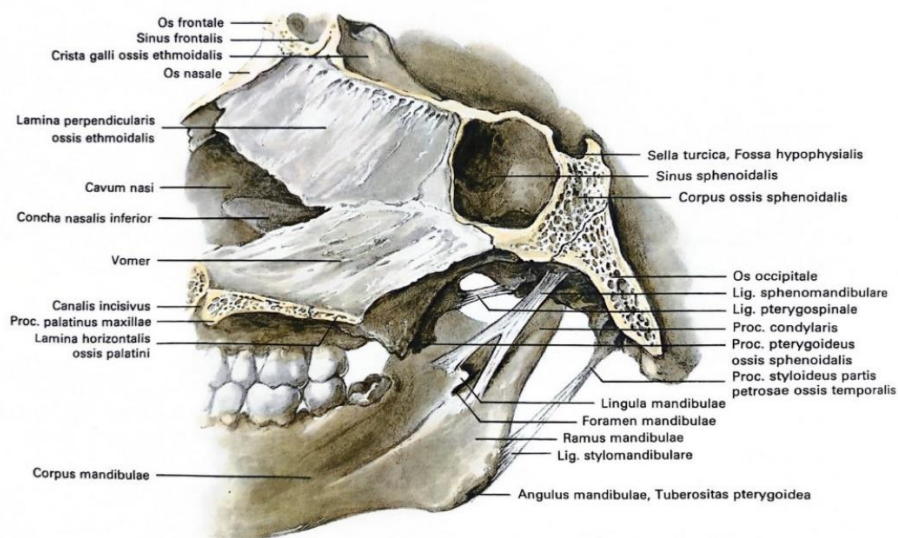
Ryc. 2. Czaszka ludzka z widoczną szczęką (*maxilla*) [27]

Staw skroniowo-żuchwowy (*articulatio temporomandibularis*), jest stawem kłykciowo-parzystym (ryc. 3). Powierzchnie stawowe, które pokrywa chrząstka włóknista są utworzone są przez dołek stawowy w przedniej części dołu żuchwowego i przez guzek stawowy kości skroniowej. W stawie tym znajduje się krążek stawowy (*discus articularis*) zbudowany z chrząstki włóknistej, który przyczepia się do błony włóknistej torebki stawowej i dzieli jamę stawową na dwa piętra-górne i dolne. Grubość krążka stawowego nie jest jednorodna, gdyż jest odbiciem powierzchni stawowych między którymi leży [22, 26]. Krążek stawowy ma kształt dwuwklęsły i jest zbudowany ze zbitej tkanki łącznej, tkanki włóknistej (w części środkowej) i komórek chrzęstnych (w części obwodowej). Jest wypukły w miejscu odpowiadającym dołkowi stawowemu, a wklęsły w okolicy guzka stawowego i po stronie głowy żuchwy. Przy zwartych szczękach jest ustawiony niemalże pionowo. Jest pozbawiony naczyń krwionośnych i włókien nerwowych w tych częściach. Tylne części krążka jest unerwiona i unaczyniona. Tworzą ją luźna i elastyczna tkanka łączna (górnica) oraz luźna i sprężysta tkanka łączna (dół) [22, 26]. Tylne części krążka, podzielone na dwie warstwy nosi nazwę tylnej strefy dwublaszkowej. Krążek stawowy w przedniej części łączy się z torebką stawową i mięśniem skrzydłowym bocznym górnym [20].



Ryc. 3. Staw skroniowo-żuchwowy prawy (*articulatio temporomandibularis dexter*) [27]

Stabilizację bierną stawu skroniowo-żuchwowego zapewnia torebka stawowa i system więzadeł. Torebka stawowa ma workowaty kształt, od góry łączy się z kością skroniową, obejmuje powierzchnię stawową dołu i guzka stawowego, od dołu otacza powierzchnię stawową głowy wyrostka kłykciowego żuchwy [25]. Torebka stawowa jest wzmocniona włóknami tworzącymi więzadła biegnące od przodu i od góry, od kości skroniowej ku dołowi i tyłowi do wyrostka kłykciowego żuchwy. Niektóre włókna biegną horyzontalnie i stanowią zabezpieczenie tylnej części stawu. Staw skroniowo-żuchwowy jest otoczony między innymi poprzez skroniowo-żuchwowe (*ligamentum temporomandibulare*), więzadło klinowo-żuchwowe (*ligamentum sphenomandibulare*), leżące przyśrodkowo oraz więzadło rylcowo-żuchwowe (*ligamentum stylomandibulare*) przczepiające się do wyrostka rylcowatego (ryc. 4) [22, 26].



Ryc. 4. Więzadła stawu skroniowo-żuchwowego [27]

Włókna tworzące więzadła zbudowane są z tkanki łącznej, bogatej w kolagen oraz dobrze unerwionej i ukrwionej. Są one źródłem informacji proprioceptywnej dotyczącej aktywności stawu, a ich napięcie jest sygnalizowane bólem. Dodatkowymi strukturami łącznotkankowymi stabilizującymi pozycję krążka w stawie są również dwa pasma łącznotkankowe: pasmo krążkowo-skroniowe i pasmo krążkowo-kłykciowe [20].

Więzadła zewnętrzne są w stawie skroniowo-żuchwowym strukturami pasywnymi. Ich rolą jest funkcja ochronna. Są to: więzadła skroniowo-żuchwowe, więzadła rylcowo-żuchwowe, więzadła klinowo-żuchwowe. Wewnątrz stawu obecne są więzadła oboczne (krążkowe przyśrodkowe i krążkowe boczne). Więzadła wraz z krążkiem stawowym uczestniczą w podziale stawu na dwie jamy stawowe i odpowiadają za ruchy zawiasowe w stawie skroniowo-żuchwowym [22, 26].

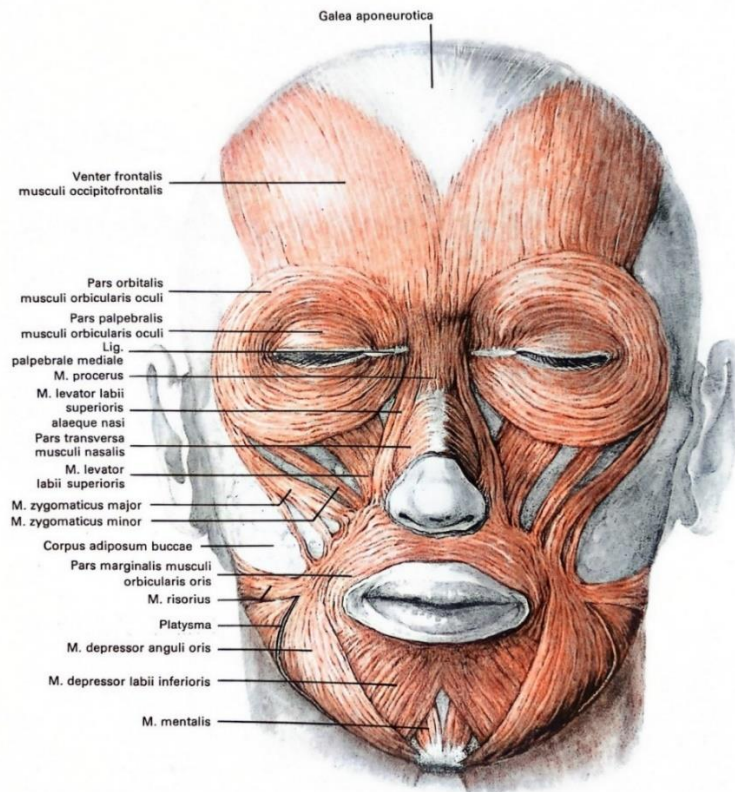
Unerwienie stawu skroniowo-żuchwowego stanowi nerw trójdzielny (nerw uszno-skroniowy), nerw skroniowy głęboki i nerw żwaczowy. Unaczynienie stawu skroniowo-żuchwowego pochodzi z tętnicy skroniowej powierzchownej (tętnica szyjna zewnętrzna), tętnicy oponowej środkowej i tętnicy szczękowej wewnętrznej [20, 26, 29].

Staw skroniowo-żuchwowy jest stawem złożonym o skomplikowanej budowie i funkcji. Połączenie z żuchwą sprawia, iż pomimo możliwości wykonywania samodzielnych ruchów w każdym ze stawów, ruchy w obu stawach są ze sobą sprzężone. Dolna jama stawu (kompleks kłykciowo-krążkowy) odpowiedzialna jest za wykonywanie ruchów rotacyjnych. Górna jama stawu (pomiędzy krążkiem stawowym, a powierzchnią stawową kości skroniowej) odpowiada za wykonywanie ruchów translacyjnych (na przykład wysuwanie żuchwy do przodu) [12].

Z uwagi na swoją budowę, elementy stawowe nie zapewniają stabilności stawu. Stabilność ta zagwarantowana jest działaniem mięśni unoszących żuchwę. Nawet w stanie spoczynku charakteryzują się one napięciem spoczynkowym. Dzięki zwiększeniu ciśnienia wewnątrzstawowego w wyniku docisku głowy żuchwy do krążka i krążka do dołka stawowego zapobiegają dyslokacji stawu [12, 29].

Mięśnie twarzy (*musculi faciales*) stanowią dynamiczną część strefy orofacjalnej (ryc. 5). Są to między innymi mięśnie mimiczne, mięśnie żwaczowe i mięśnie nadgnykowe [28]. Mięśnie otaczające szparę ustną nazywane są mięśniami mimicznymi, inaczej wyrazowymi. Nie mają przyczepów w tkance kostnej, i w związku z tym do prawidłowego działania potrzebują rusztowania, które stanowią zęby. Są to: mięsień jarzmowy większy (*musculus zygomaticus major*), mięsień dźwigacz wargi górnej i skrzydła nosa (*musculus levator labii*

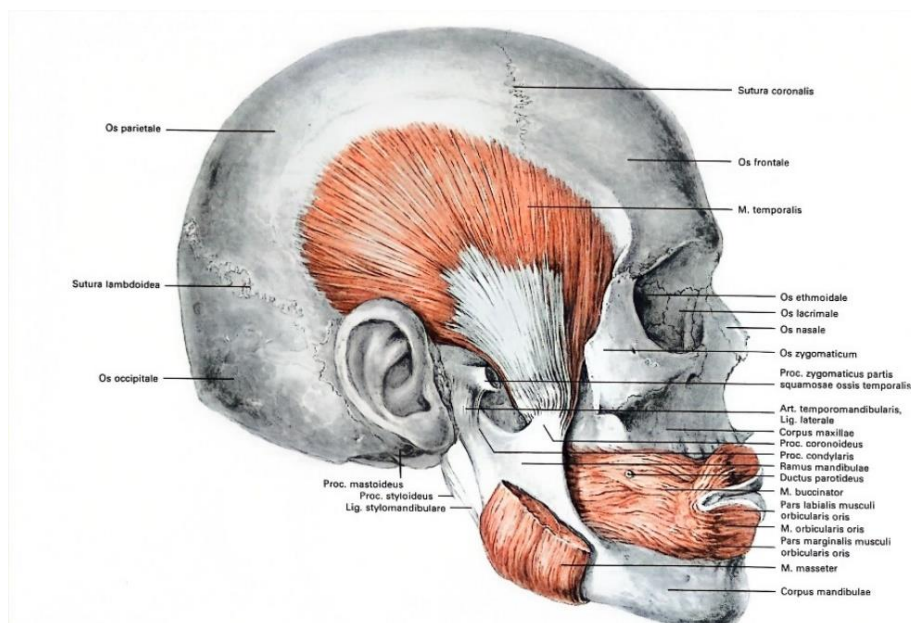
superioris alaeque nasi), mięsień dźwigacz wargi górnej (*musculus levator labii superioris*), mięsień jarzmowy mniejszy (*musculus zygomaticus minor*), mięsień śmiechowy (*musculus risorius*) [22, 26].



Ryc. 5. Mięśnie twarzy (*musculi faciales*) [27]

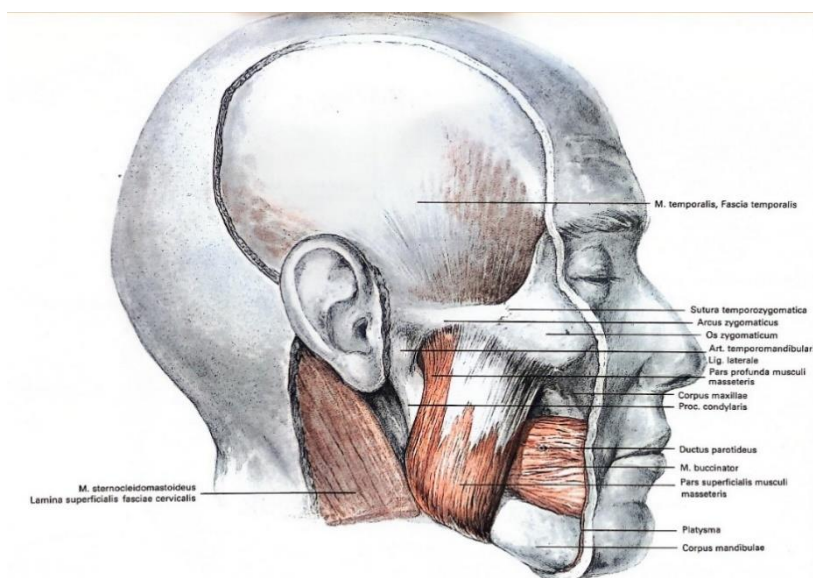
Przyczepy tej grupy mięśni tworzą sploty usytuowane częściowo w skórze, a częściowo w błonie śluzowej warg [28]. Do mięśni mimicznych zalicza się także mięsień okrężny ust (*musculus orbicularis oris*), mięsień policzkowy (*musculus buccinator*) i bródkowy (*musculus mentalis*) [22]. Wpływ na strefę orofacjalną ma także mięsień szeroki szyi (*platysma*) oraz pośrednio mięsień mostkowo-obojędkowo-sutkowy (*musculus sternocleidomastoideus*) [22, 30]. Ruch żuchwy powodują mięśnie żwaczowe (*musculi masticatores*): skroniowy, żwacz, skrzydłowy boczny i skrzydłowy przyśrodkowy (ryc. 7). Bezpośrednio na staw skroniowo-żuchwowy ma wpływ również mięsień dwubrzuścowy, a także mięśnie szyi i obręczy barkowej stabilizujące ustawienie głowy w przestrzeni [22, 30].

Mięsień skroniowy (*musculus temporalis*) jest najsilniejszym z mięśni żwaczowych, który przyczepia się wachlarzowo do dołu skroniowego czaszki, z żuchwą łączy się w okolicy wyrostka dziobiastego (ryc. 6). Unosi żuchwę i dociska zęby dolne do górnych. Jego tylne włókna cofają żuchwę [20, 28].



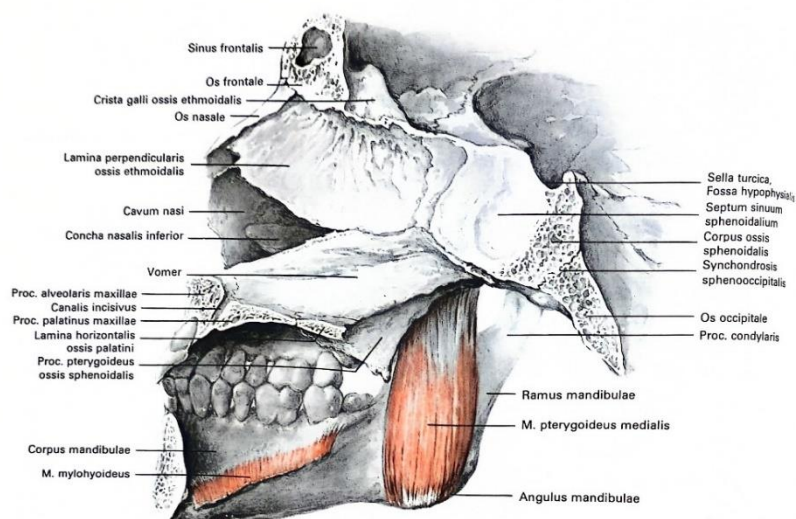
Ryc. 6. Czaszka ludzka - widok boczny z mięśniem skroniowym (*musculus temporalis*) [27]

Mięsień żwacz (*musculus masseter*) ma budowę dwuwarstwową. Część powierzchowna zaczyna się na łuku jarzmowym i dolnym brzegu kości jarzmowej, a kończy na bocznej części gałęzi i kąta żuchwy. Część głęboka biegnie od łuku jarzmowego i sięga do stawu skroniowo-żuchwowego (ryc. 7). Obie części przesuwają się względem siebie. Siła jego działania jest największa w okolicy zębów trzonowych. Mięsień ten unosi żuchwę oraz przesuwają ją do boku. Unerwienie mięśnia żwacza pochodzi z gałęzi nerwu trójdzielnego (nerw żwaczowy), a unaczynienie stanowi tętnica żwaczowa będąca gałęzią tętnicy szczękowej [20, 25].



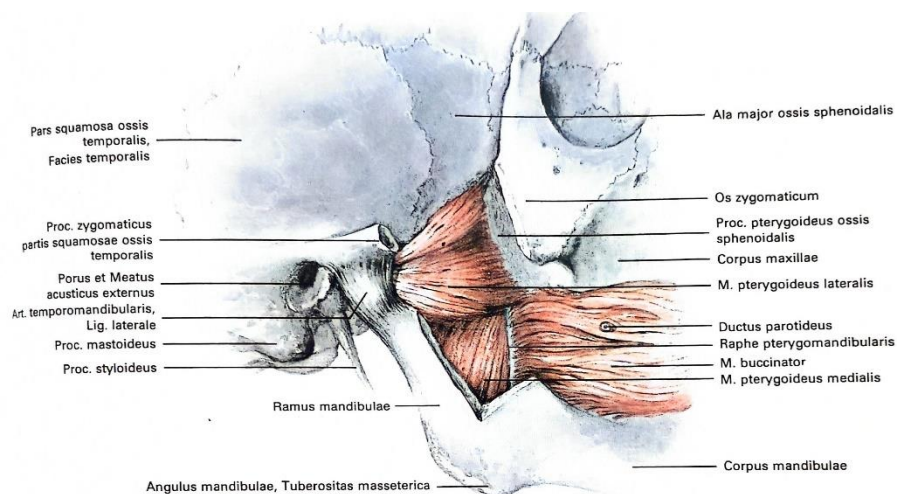
Ryc. 7. Czaszka ludzka – widok boczny z widocznym mięśniem żwaczem (*musculus masseter*) [27]

Mięsień skrzydłowy przyśrodkowy (*musculus pterygoideus medialis*) rozpoczyna się w dole skrzydłowym i biegnie do wewnętrznej powierzchni kąta żuchwy (ryc. 8). Współdziała z mięśniem żwaczem i mięśniem skroniowym unosząc żuchwę. Jego dodatkową funkcją jest wysuwanie żuchwy. Jest unerwiony z nerwu skrzydłowego przyśrodkowego (gałąź nerwu trójdzielnego), a jego unaczynienie pochodzi z gałęzi tętnicy szczękowej [22, 26].



Ryc. 8. Mięsień skrzydłowy przyśrodkowy (*musculus pterygoideus medialis*) [27]

Mięsień skrzydłowy boczny górny (*musculus pterygoideus lateralis superior*) biegnie od powierzchni podskroniowej skrzydła większego kości klinowej aż do szyjki wyrostka kłykciowego, torebki stawowej i krążka (ryc. 9). Pracuje podczas rozdrabniania pokarmów i żucia. Jego aktywność jest obserwowana również podczas zaciskania zębów [26].



Ryc. 9. Mięsień skrzydłowy boczny górny (*musculus pterygoideus lateralis superior*) [27]

Mięsień skrzydłowy boczny dolny (*musculus pterygoideus lateralis interior*) rozpoczyna się na powierzchni zewnętrznej bocznej blaszki wyrostka skrzydłowego i biegnie do szyjki wyrostka kłykciowego, gdzie znajduje się jego przyczep końcowy. Obustronna praca tego mięśnia powoduje ruch protruzji (wysunięcia żuchwy do przodu). Jednostronnie odpowiada za ruch w kierunku przyśrodkowym (po stronie nieaktywnego mięśnia dochodzi do ruchu bocznego żuchwy). Obydwa mięśnie unerwione są z nerwu skrzydłowego bocznego (gałąź nerwu trójdzielnego). Unaczynienie pochodzi z licznych drobnych gałązek tętnicy szczękowej [22, 26].

1.3. Zaburzenia układu stomatognatycznego

Zaburzenia czynnościowe układu stomatognatycznego dotyczą 50-80% populacji osób dorosłych co sprawia, że jest to problem o wymiarze cywilizacyjnym, klasyfikowany przez Światową Organizację Zdrowia (WHO), jako trzecia najczęstsza przyczyna zgłaszania się pacjentów do dentysty [29]. Wyróżnia się 5 głównych grup przyczyn dysfunkcji układu stomatognatycznego. Są to: warunki zwarcia, wzmożone napięcie emocjonalne, urazy, impulsacja dośrodkowa związana z odczuwaniem bólu głębokiego i parafunkcje [29-32].

Struktury zmienione czynnościowo można zidentyfikować przez badanie palpacyjne, gdyż posiadają one następujące cechy swoiste: nadmierna tkliwość na ucisk, zmieniona miejscowo temperatura tkanek, miejscowy obrzęk lub wysięk. Tkanki zaburzone czynnościowo wytwarzają pola punktów spustowych, maksymalnie bolesnych, zmiany w tkance podskórnej oraz punkty swoiste dla dysfunkcji [33].

Wady zgryzu powodują występowanie wzmożonej stymulacji czucia głębokiego wynikającej z ucisku tkanek zakręzkowych. Przemieszczone krążki lub/i głowy stawowe uciskają strefę dwublaszkową, w której zlokalizowane są nocyreceptory [24].

Otoczenie, stres a także typ osobowości człowieka mogą znacząco wpływać na poziom napięcia mięśni. Początkowo w organizmie pojawiają się mechanizmy adaptacyjne, jednak przekroczenie progu granicznego powoduje powstanie silnych dolegliwości bólowych, które mogą powodować nieodwracalne zmiany w układzie stomatognatycznym [23]. Narząd ruchu i jego tkanki stanowią odzwierciedlenie stanu psycho-funkcjonalnego człowieka. Dysfunkcja wisceralna, psychoemocjonalna, może powodować dysfunkcję narządu ruchu i odwrotnie. Zależności somatyczno-trzewne i trzewno-somatyczne ukazane są w modelach Newmanna. Wskazują, że w narządzie ruchu powstają przeciążenia, a strefa społeczno-środowiskowa, stres, praca, mają wpływ na postawę ciała. Brak homeostazy psychicznej

powoduje objawy somatyczne, np. bruksizm, zaburzenia oddychania, zmiany ciśnienia tętniczego krwi [29]. Mięśniowy dysbalans statyczny jest wynikiem wzrostu aktywności tkanek na skutek przeciążeń czynnościowych. W przewlekłych dysfunkcjach stawów skroniowo-żuchwowych dochodzi do zmian zwyrodnieniowo-wytwórczych [24, 34].

Duże znaczenie w generowaniu zaburzeń układu stomatognatycznego odgrywają parafunkcje, czyli szkodliwe nawyki ruchowe mięśni narządu żucia, często nieświadomie powtarzane. Zalicza się do nich nieprawidłowo utrwalone, nietypowe czynności narządu żucia (jak na przykład gra na instrumencie dętym) odbiegające ilościowo i jakościowo od fizjologicznego wzorca. Parafunkcje powodują nadmierny skurcz mięśni w obrębie układu stomatognatycznego, skutkujący długotrwałym i niefizjologicznym obciążeniem tkanek [23].

Parafunkcje dzieli się na:

1. zwarciowe, cechujące się kontaktem zębów przeciwstawnych. Zalicza się do nich nawykowe zaciskanie i zgrzytanie zębami. Najbardziej destrukcyjną dla narządu żucia i zarazem najczęściej występującą parafunkcją jest bruksizm, która pochodzi z języka greckiego od słowa „brugmos”, oznaczającego „miażdże niezębów”. Występująca w bruksizmie ciągła, niekontrolowana aktywność mięśni żucia, prowadzi do ich wzmożonego napięcia, a także zaciskania zębów i zgrzytania nimi [35];
2. niezwarciowe, przebiegające bez kontaktów międzyzębowych. Przykładem jest obgryzanie paznokci i skórek, nagryzanie przedmiotów (np. długopisów) oraz błony śluzowej jamy ustnej, (a w odniesieniu do gry na saksofonie – faza zadęcia);
3. językowe, również występujące podczas gry na saksofonie, podczas przytrzymywania ustnika zębami) [35].

Problematykę relacji pomiędzy stawami skroniowo-żuchwowymi a biomechaniką ciała podejmowali Wałczyńska-Dragon i wsp. [36]. Autorzy w rezultacie badań osób w wieku 18-40 lat sugerują, że bardzo często dysfunkcjom stawów skroniowo-żuchwowych towarzyszy ból odcinka szyjnego kręgosłupa. Wskazują na konieczność interdyscyplinarnej współpracy ortopedów, neurologów, stomatologów i laryngologów w leczeniu i terapii osób z dysfunkcją stawów skroniowo-żuchwowych. Według Maciejewskiej-Szaniec i wsp. [31], zaburzenia układu stomatognatycznego mogą mieć różnorodny charakter, a leczenie dysfunkcji obszaru dolnego piętra części twarzowej czaszki, w tym stawów skroniowo-żuchwowych i pozostałych elementów narządu żucia stanowi wyzwanie dla specjalistów

pracujących w interdyscyplinarnych zespołach, w tym stomatologów, laryngologów, neurologów, ortopedów i fizjoterapeutów.

Główne objawy dysfunkcji układu stomatognatycznego dzieli się na:

- objawy wywodzące się ze struktur stomatologicznych w obrębie zębów i przyzębia (nadmierna starcie powierzchni zębowych), mięśni (miopatie, zmiana ruchomości stawów, przerost żwaczy), stawów skroniowo-żuchwowych (krepitacje, ograniczenie ruchomości żuchwy, zaburzony tor odwodzenia i przywodzenia żuchwy, zwichnięcia, stany zapalne, przebudowa powierzchni stawowych) błony śluzowej policzków i języka;
- inne, pozastomatologiczne dolegliwości: bóle głowy, objawy otologiczne, objawy sensoryczne w obrębie jamy ustnej jak na przykład pieczenie, ból gardła), bóle okolicy szyi i obręczy barkowej, bóle oczne i zaburzenia konwergencji, okresowo zmniejszenie wydzielanie śliny, obniżenie libido oraz poczucie zmęczenia [20, 23, 24, 37].

Okluzja, to relacja pomiędzy zębami górnymi i dolnymi, w tym także prawidłowe ułożenie elementów stawu skroniowo-żuchwowego. Zaburzenia okluzji (centralnej – dotyczącej zębów siekaczy i pozacentralnej – dotyczącej zębów trzonowych) mogą być powodowane wadą zgryzu, brakami w uzębieniu, wyrzynającymi się zębami mądrości. Do wystąpienia zaburzeń warunków zwarciovych przyczynia się również nieodpowiedni kształt wypełnień (przykładowo płaskie wypełnienia, nie posiadające odtworzonych guzków i bruzd, czyli kształtu naturalnego zęba) i stres. Niestabilność okluzyjno-stawowa towarzysząca wadom zgryzu (tyłozgryz, zgryz głęboki, zgryz otwarty), przeciążeniu (nadmiernej kompresji), dystrakcji torebki stawowej powoduje zmianę szerokości szpary stawowej, zmianę położenia głów stawowych oraz krążka stawu skroniowo-żuchwowego [24].

Do objawów choroby okluzyjnej zalicza się ból zębów w trakcie gryzienia lub mówienia, przeskakowanie w stawie skroniowo-żuchwowym, zgrzytanie zębami i ich zaciskanie szczególnie w sytuacjach stresowych, ścieranie się zębów, powstające recesje zębowe, nadwrażliwość na ciepło lub zimno, kruchość zębów, ruchliwość zębów [24, 38].

Manfredini i wsp. [38] na podstawie analizy piśmiennictwa związanego z problemami stomatognatycznymi, wyciągnęli wnioski dotyczące związków okluzji zębowej z zaburzeniami stawów skroniowo-żuchwowych i postawą ciała człowieka. Jednak zdaniem autorów techniki i urządzenia posturograficzne, a także część badań wykonanych przy ich użyciu mają niewielkie znaczenie kliniczne. Poza tym większość badań nie uwzględniała konkretnej grupy zawodowej. Dlatego piśmiennictwo nie daje jednoznacznej odpowiedzi na

pytanie o wpływ nieprawidłowości w obrębie układu narządu żucia na postawę ciała człowieka.

1.4. Układ stomatognatyczny, a postawa ciała i stabilność posturalna

Postawa ciała według Kasperczyka [39], to indywidualne ukształtowanie ciała oraz położenie poszczególnych odcinków tułowia i kończyn dolnych w pozycji stojącej. Według Wilczyńskiego [40] postawa ciała jest nawykiem ruchowym, kształtującym się na określonym podłożu neurofizjologicznym, kostno-stawowym i więzadłowym, mięśniowym, środowiskowym i emocjonalno-wolicjonalnym. Regulacja postawy ciała i równowagi jest procesem złożonym, opartym o zjawisko sprzężenia-zwrotnego. W procesie tym rolę sterującą pełni ośrodkowy układ nerwowy, który odpowiada za programowanie i przechowywanie wzorców postawy [40].

Postawa prawidłowa to taka, która występuje dostatecznie często, aby można ją było uznać za charakterystyczną dla danej populacji. Jest ona atrybutem osobników zdrowych, o prawidłowym rozwoju fizycznym i psychicznym [39]. Ocena postawy ciała powinna uwzględniać odrębności płci, typu budowy konstytucyjnej oraz charakterystykę cech populacyjnych. Istotne jest określenie czynników mających decydujący wpływ na kształtowanie postawy. Wadą postawy nazywa się odchylenie od szeroko pojętej postawy prawidłowej [39-44].

Stabilność posturalna według Błaszczyka [45] jest jednym z najważniejszych wyznaczników prawidłowej postawy ciała człowieka. Pod pojęciem stabilności posturalnej rozumie się odporność postawy na zakłócenia endogenne i egzogenne, których źródłem może być zarówno zmienność środowiska, jak i interakcja organizmu z otoczeniem. W posturografii powszechnie za miarę stabilności postawy człowieka przyjmuje się odległość środka nacisku od krawędzi stóp przy założeniu, że obwód stóp będąca granicą płaszczyzny podparcia jest także granicą stabilności [45]. Należy pamiętać, że ze względu na wysoko ustawiony środek ciężkości oraz małą płaszczyznę podporu, ciało człowieka znajduje się w równowadze chwiejnej. Informacje płynące z receptorów zlokalizowanych w ciele (proprioceptory, błędnik, telereceptory wzrokowe) do ośrodkowego układu nerwowego stymulują wysyłanie informacji do odpowiednich grup mięśniowych, zapobiegających nadmiernym wychyleniom środka ciężkości [45].

Zdaniem Liema i Kulesy-Mrowieckiej [46], postawa ciała i stabilność posturalna mają powiązania ze strukturami układu stomatognatycznego, podlegając wzajemnym

zależnościom. Na oddziaływania te ma wpływ także rozwój i działanie centralnego układu nerwowego oraz czynniki ewolucyjne. Według Słobodzian-Rakowskiej [33], zasadniczą rolę w procesie pionizacji pełnią mięśnie antygrawitacyjne, jednak system żuchwowo-gnykowo-czaszkowy też może mieć wpływ na funkcje posturalne. Zdaniem autorki, długotrwałe zmiany w stawach skroniowo-żuchwowych, zaburzenia w układzie ruchu narządu żucia, zmiany w kompleksie czaszkowo-żuchwowo-gnykowym, będące podgrupą zaburzeń mięśniowo-szkieletowych, mogą mieć wpływ na zaburzenia krzywizn kręgosłupa [33]. W piśmiennictwie znane są teorie wyjaśniające występowanie tych zależnych od siebie zaburzeń. Według Kulesy-Mrowieckiej i wsp. [47], ból i dysfunkcje w niektórych obszarach kompleksu czaszkowo-szyjno-żuchwowego takich jak mięśnie żucia, stawy skroniowo-żuchwowe, powiązane struktury i mięśnie posturalne regionu szyjnego, można uznać za podgrupę ogólnych zaburzeń mięśniowo-szkieletowych. Nieprawidłowości zwarcia zębowego, czy okluzja mogą wpływać na zaburzenia postawy ciała i równowagi statycznej. Liem i wsp. [48], Czerwińska-Niezabitowska i Kulesa-Mrowiecka [24] są zdania, że zaburzenia równowagi statycznej ciała i jego postawy powiązane są ze strukturami układu ruchu narządu żucia i zmienne te podlegają wzajemnym zależnościom. Diers [49] podzielił zaburzenia postawy ciała i statyki na wstępujące (pochodzące z dolnych części ciała) i zstępujące (od stawu skroniowo-żuchwowego), w których napięcie jest przenoszone przez układ priopropreceptywny.

Zdaniem Czerwińskiej-Niezabitowskiej i Kulesy-Mrowieckiej [24] ciało człowieka, będąc w równowadze biologicznej, jest przygotowane do podejmowania aktywności fizycznej związanej z obciążeniem, a płaszczyzna zgryzu powinna znajdować się pod kątem prostym do osi grawitacji i równoległe do pozostałych płaszczyzn poprzecznych. Wady postawy ciała pozostają w interakcji z płaszczyzną żuchwowo-gnykową. Zdaniem Czerwińskiej-Niezabitowskiej i Kulesy-Mrowieckiej [24] zaburzenie równowagi mięśniowej uruchamia procesy kompensacyjne co oznacza, że zniekształcenie wynikające z nieprawidłowego zgryzu względem całego ciała może mieć wpływ na zaburzenia kolejnych segmentów. Słobodzian-Rakowska i Tomiczek [50] wyróżniły cztery płaszczyzny zniekształcenia: pierwotne posturalne, pierwotnie zębowe, pierwotnie czaszkowe i zniekształcenie wachlarzowate, pourazowe. Według Majewskiego [20], Czerwińskiej-Niezabitowskiej i Kulesy-Mrowieckiej [24], w przypadku dysfunkcji układu ruchu narządu żucia w fazie stanów klinicznych, bodziec wyzwała objawy patologiczne. Bodźcem tym może być między innymi długotrwała ekstrakcja zębów 38 i 48 (długotrwałe rozwarcie

stawów skroniowo-żuchwowych), intubacja w trakcie zabiegu operacyjnego, zwichnięcie stawu skroniowo-żuchwowego, założenie stałego aparatu ortodontycznego, przetrwały stres. W łańcuchu kinematycznym powstaje zaburzenie prowadzące do nieprawidłowości funkcjonowania organów wewnętrznych (na przykład żołądka), przepony, odcinka lędźwiowego kręgosłupa i stawów krzyżowo-biodrowych, a nawet kończyn dolnych. Bumann i wsp. [51] opisali takie zjawisko, nazywając je remodelingiem, które dotyczy wzrostu i modelowania tkanek. Poszczególnym etapom zmian tkankowych towarzyszyć mogą ból palpacyjny, ból samoistny, objawy wegetatywne, ograniczenie ruchomości stawu, całkowite zniesienie ruchomości fizjologicznej stawu a w stanach przewlekłych jego zwyrodnienie.

Fossum [52] podał dwa wzorce postawy ciała według Halla, Wernhama, Littlejohna: wentralny (typ przedni) i dorsalny (typ tylny). W przypadku wentralnego wzorca postawy ciała charakterystyczna jest zwiększona lordoza szyjnego odcinka kręgosłupa, usztywnienie przejścia szyjno-piersiowego, wzrost napięcia tylnych mięśni grzbietu i więzadeł, usztywnienie i wzrost napięcia na poziomie Th₁₁ i Th₁₂ (Th₁₀-L₁) i wzrost napięcia w obrębie przejścia lędźwiowo-krzyżowego. W dorsalnym wzorcu postawy ciała potylicy jest ustawiona w wyproście (i kompresji), występuje zwiększone napięcie w przejściu szyjno-piersiowym, pogłębiona kifoza piersiowa i zmniejszone napięcie dolnej części piersiowego odcinka, kompresja stawów żebrowo-mostkowych, zwiększona lordoza lędźwiowa i obciążenie stawów krzyżowo-biodrowych. Zdaniem autorów zależności funkcjonalne stawów skroniowo-żuchwowych obejmują między innymi oddziaływanie na wewnątrzczaszkową podwójną blaszkę opony twardej, mięśnie karku, a także kręgosłup i miednicę.

Według Czerwińskiej-Niezabitowskiej i Kulesy-Mrowieckiej [24], dokonując badania posturalnego należy zwrócić uwagę na płaszczyzny odniesienia oraz interakcje zaburzeń zgryzu i postawy.

Według Myers'a [53], Czerwińskiej-Niezabitowskiej i Kulesy-Mrowieckiej [24], a także Richtera i Hebgena [54], narząd ruchu człowieka jest wspierany przez układ powięziowy. W układzie tym występuje szereg łańcuchów, w których siły przenoszone są wielokierunkowo poprzez tkankę łączną. W obrębie układu powięziowego wyróżnia się układ trzewno-powięziowy, mięśniowo-powięziowy, stawowy oraz neuronalny.

Zgodnie z prawem tensegracji i teorią mięśniowo-powięziową Myers'a [53], przenoszenie napięcia mięśniowego z mięśni stawu skroniowo-żuchwowego zaburza

funkcjonowanie kolejnych mięśni i prowadzi do zaburzenia ich prawidłowego działania. Niesie to za sobą kolejne dolegliwości. Według Holgera [55] występują biomechaniczne zależności między ustawieniem stawu skroniowo-żuchwowego, trzonu kręgu TH₄, trzonu L₃, panewek stawów biodrowych i kości ogonowej również potwierdza istnienie wzajemnych zależności w układzie mięśniowo-szkieletowym. Natomiast Diers [49] opracował wstępujące i zstępujące mechanizmy powstawania zaburzeń stawów skroniowo-żuchwowych. Mechanizm tworzenia zaburzeń wstępujących ma swoją pierwotną przyczynę w dolnych częściach ciała, jednak poprzez kompensacyjne ustawienie kolejnych segmentów w przestrzeni wpływa na ustawienie odcinka szyjnego kręgosłupa, głowy oraz stawów skroniowo-żuchwowych. Natomiast mechanizm zaburzeń zstępujących ma swoją pierwotną przyczynę w zaburzeniach stawu skroniowo-żuchwowego, a poprzez przeniesienie napięcia mięśniowego oraz informację z proprioceptorów, prowadząc do dysfunkcji w dolnych częściach ciała.

Zintegrowanie funkcji biomechanicznych całego ciała ludzkiego jest zależne od działania taśm mięśniowo-powięziowych. Ich prawidłowa aktywność istotna jest podczas stabilizacji ciała, obciążania kończyn, utrzymywania równowagi a także w procesie kompensacji posturalnej. Taśmy pełnią funkcje antygrawitacyjne, posturalne i motoryczne. Zaburzenia w obrębie poszczególnych mięśni poprzez zaburzenia ich napięcia przenosi się na kolejne struktury w obrębie taśmy. Powoduje to zaburzenia funkcjonalne, które z czasem prowadzą do zaburzeń strukturalnych. Istotna jest zmiana długości mięśni oraz pobudliwości ich włókien, zaburzenia pracy koncentrycznej i ekscentrycznej oraz wytrzymałości [53].

Myers [53] wyróżnił taśmy: powierzchnią tylną i przednią, boczną, spiralną, taśmy kończyny górnej, głęboką taśmę przednią i tylną oraz taśmy funkcjonalne, stanowiące przedłużenie taśm kończyn górnych. Taśmy te tworzą zintegrowany system funkcjonalny, pozwalający na utrzymanie ciała w określonej pozycji w przestrzeni oraz na jego ruch. Taśma powierzchniowa tylna rozpoczyna się na podeszwowej części stopy i ciągnie aż do szczytu głowy. Odpowiedzialna jest za utrzymanie ciała w pełnym wyproście. W skład tej taśmy wchodzi między innymi mięsień podpotyliczny, które Myers [53] z uwagi na znajdujące się w nich receptory wrażliwe na rozciąganie, uznaje za funkcjonalne centrum taśmy powierzchniowej tylnej. Mięśnie te są istotne dla koordynowania pracy pozostałych mięśni grzbietu wchodzących w skład taśmy powierzchniowej tylnej. Mięśnie podpotyliczne stanowią jeden z łańcuchów przeniesienia napięcia mięśniowego ze stawów skroniowo-

zuchwowych i mięśni układu stomatognatycznego na mięśnie grzbietu. Taśma powierzchowna przednia często wykazuje tendencję do przesunięcia w dół, prowadząc do protrakcyjnego ustawienia głowy, ograniczenia ruchomości żeber i ustawienia miednicy w przodopochyleniu [53]. Taśma powierzchowna przednia biegnie od grzbietowych części stóp do bocznych powierzchni czaszki. Głównym zadaniem struktur wchodzących w jej skład jest równoważenie działania taśmy powierzchownej tylnej [53]. Przetrwale dysfunkcje jednej z taśm wpływają na zaburzenie napięcia w taśmie działającej przeciwnie. Zaburzenia w obrębie taśmy powierzchownej przedniej prowadzą najczęściej do ustawienia głowy w protrakcji, ograniczenia ruchomości klatki piersiowej i przodopochylenia miednicy. Taśma powierzchowna tylna w odpowiedzi przesuwana się do przodu [53]. Taśma głęboka przednia znajduje się pomiędzy taśmami powierzchownymi przednią i tylną. Biegnie od głębokich struktur poduszki stopy, tuż za kośćmi podudzia, przednią częścią stawu biodrowego, odcinka lędźwiowego i głęboko w klatce piersiowej aż do wewnętrznych części mózgu i trzewioczaszki. Taśma ta pełni istotną rolę przy podparciu ciała. Funkcjonalne ruchy innych taśm wiążą się z jej aktywacją. Z taśmą tą związane są mięśnie: długi głowy i długi szyi, mięsień prosty głowy przedni oraz mięśnie pochyle, które wchodzi również w skład taśmy bocznej [53]. Taśma głęboka przednia przeciwdziała działaniu taśm powierzchownych. Część głęboka taśmy głębokiej powierzchownej zawiera w swym przebiegu mięśnie: podgnykowe, mięsień mostkowo-gnykowy, mięsień łopatkowo-gnykowy, rylcowo-gnykowy, żwacz, skrzydłowy przyśrodkowy oraz powięź mięśnia skroniowego [53, 56]. Taśma spiralna oplata ciało w dwóch przeciwległych helisach, po prawej i lewej stronie, łącząc każdą stronę czaszki przez górną część pleców z przeciwległym ramieniem, a następnie wokół żeber z przodu, aby ponownie skrzyżować się na poziomie pępka, do biodra. Od biodra linia spiralna biegnie wzdłuż przednio-bocznej części uda i podudzia, pod stopą i biegnąc po tylnobocznej stronie kończyny dolnej do kości kulszowej i mięśnia prostownika grzbietu (z każdej strony, w zależności od postawy lub pozycji), a kończy się bardzo blisko miejsca, w którym zaczęła się na czaszce [53, 56]. Taśma ta pełni funkcje posturalne, owijając ciało podwójną spiralą, która pomaga utrzymać równowagę we wszystkich płaszczyznach. Łączy łuki stopy z kątem miednicy. W przypadku braku równowagi bierze udział w tworzeniu, kompensowaniu i utrzymywaniu ruchów skrętnych, obrotowych i bocznych [56]. Taśma boczna tworzy łuk podłużny od stopy do ucha. Jej ruchowa funkcja to udział w ruchu skłonu bocznego tułowia, odwodzenie kończyny dolnej, pochylenie głowy w bok, ruchy skrętne żeber, oraz hamowanie tych

ruchów. Wspomaga zachowanie stabilności ciała oraz stabilizuje kończyny dolne i tułów w czasie aktywności kończyn górnych.. Jest przekaźnikiem sił między pozostałymi powierzchownymi taśmami powięziowo-mięśniowymi. Wszelkie zmiany w tej taśmie dają efekt w pozostałych taśmach [53, 56].

1.5. Budowa saksofonu i specyfika gry oraz zaburzenia mięśniowo-szkieletowe w grupie zawodowej muzyków

Saksofon (wł. *sassofono*, skrót: *sass.*; ang. *saxophone*, *sax*), to instrument dęty drewniany z grupy aerofonów stroikowych. Został wynaleziony około 1841 roku przez belgijskiego budowniczego instrumentów Adolpha Saxa, a pierwsza publiczna informacja o instrumencie ukazała się w wydawanym w Paryżu *Journal des débats*, w 1842 roku [57]. O klasyfikacji instrumentu decyduje jego konstrukcja (a nie materiał, z którego jest wykonany), a zmiana wysokości wydobywanego dźwięku zależy od skracania i wydłużania słupa powietrza wprowadzanego do komory instrumentu i następuje poprzez zamykanie i otwieranie klap rozmieszczonych wzdłuż jego korpusu [58, 59].

Drgania saksofonu wprawiają w ruch słup powietrza, który jest źródłem dźwięku. Ze względu na wielkość i skalę rozróżnia się 9 typów saksofonów: soprillo, sopraninowy, sopranowy, altowy, tenorowy, barytonowy, basowy, kontrabasowy i subkontrabasowy, z tego praktyczne zastosowanie mają najczęściej: sopranowy (o skali as-des), altowy (o skali des-as), tenorowy (o skali as-es) i barytonowy (o skali des-ges) [58-60].

Saksofon jest instrumentem transportującym co oznacza, że zapisane pod postacią nut dźwięki brzmią w rzeczywistości inaczej. Saksofon sopranowy, zbudowany w stroju B, charakteryzuje się łagodną i delikatną barwą. Występuje w odmianie prostej lub wygiętej – wówczas przypomina saksofon altowy, lecz jest od niego znacznie mniejszy. Saksofon altowy, zbudowany w stroju Es (brzmi o sektę wielką niżej niż w zapisie nutowym) i jest stosunkowo niewielkim saksofonem. Jego długość wynosi około 72 cm, a masa mieści się w przedziale od 1,7 kg do 3 kg. Saksofon tenorowy, zbudowany w stroju B, brzmi nonę wielką niżej od zapisu nutowego. Ma zdecydowanie ciemniejszą barwę, niż saksofon altowy. Instrument ten znajduje zastosowanie w muzyce jazzowej i rozrywkowej. Waga saksofonów tenorowych waha się w granicach od 3 do 4 kg. Saksofon barytonowy, zbudowany w stroju Es jest instrumentem dużych rozmiarów. Jego wysokość wynosi około 108 cm, a masa 6,5 kg. Z tego względu zamiast paska zaleca się stosowanie specjalnych szelek lub holdera, rozkładającego masę instrumentu [60]. Drugim czynnikiem

określającym przynależność saksofonu do grupy instrumentów dętych jest ustnik, do którego za pomocą ligatury przymocowany jest stroik. Wybór ustnika, stroików, podobnie jak innych akcesoriów (przykładowo pasek lub holder podtrzymujący instrument) jest kwestią indywidualną i ma wpływ na jakość dźwięku, oraz ergonomię i komfort gry [60-62]. Dobór stroika zależy od umiejętności lub preferencji muzyka oraz od stopnia rozwarcia ustnika. W celu ułatwienia doboru stroika stosuje się skalę cyfrową twardości od 1 do 5, gdzie niskie cyfry oznaczają stroiki „miękkie”, a wyższe „twarde”. Należy podkreślić, że twarde stroiki umożliwiają uzyskanie mocniejszego brzmienia, ich użycie wymaga większego wysiłku ponieważ dużo trudniej jest wprowadzić je w drżenie [60-63].

Układ ruchu narządu żucia i aparat mowy nazywany jest w muzyce aparatem gry. Wydobycie dźwięku z saksofonu wymaga odpowiedniego ułożenia ustnika w jamie ustnej - pod niewielkim kątem, na głębokość zależną od indywidualnych preferencji grającego. Górne zęby dociskają ustnik, z kolei dolne zęby, osłonięte wargą jak przy smarowaniu ust pomadką powinny go lekko dotykać, a górna warga powinna luźno spoczywać na ustniku (ryc. 10). Podczas wdechu nosem i kącikami ust, dolna warga nie powinna tracić kontaktu z ustnikiem, natomiast w czasie wydechu przez uszczelniony ustami ustnik, żuchwa dociska stroik, a mięśnie policzkowe (policzki) są dociskane do zębów. Przednia część języka zakrywa wlot ustnika [60-62].



Ryc. 10. Saksofonista podczas gry
(źródło: archiwum prywatne autorki - za zgodą artysty)

W trakcie gry na saksofonie grający wydmuchuje powietrze z przedsonka jamy ustnej, przy użyciu mięśni policzkowych. W fazie zadęcia praca mięśni okrężnego ust i bródkowego pozwala na zaciśnięcie ust wokół ustnika. Mięsień policzkowy w tym czasie cofa kącik ust, spłaszcza policzek rozciągając usta bocznie, wraz z mięśniami języka uczestniczy w przyciśnięciu i utrzymaniu ustnika instrumentu, uczestniczy w zadęciu. Mięsień bródkowy odpowiada za uniesienie środkowej części dolnej wargi, wspólnie z mięśniem okrężnym ust i jarzmowym wypycha dolną wargę ku przodowi. Z kolei praca mięśnia jarzmowego polega na pociąganiu w bok i ku górze kąta ust, co powoduje odsłonięcie górnych zębów i esowate ułożenie bruzdy nosowo-wargowej. Istotną rolę podczas gry na saksofonie pełnią mięśnie żwaczowe, które unoszą żuchwę oraz przesuwają ją do boku [22].

W grze na instrumentach dętych kluczową rolę pełni kontrolowany oddech. Wydech musi stanowić fazę aktywną (w przeciwieństwie do naturalnego wydechu), a gra wymaga koordynacji kilku układów i sprawnego działania kilku połączonych ze sobą elementów, działających na zasadzie sprzężenia zwrotnego (ryc. 11). Istotną rolę w tym procesie pełnią mięśnie międzyżebrowe, przepona, tkanki krtani, mięśnie twarzoczaszki i połączone poprzez taśmy tkanki między innymi kończyny górnej [62].



Ryc. 11. Proces gry na instrumencie dętym [62]

Saksofon jest instrumentem utrzymywanym oburącz, przed ciałem w mniej lub bardziej symetrycznej pozycji. W czasie gry (w pozycji stojącej) lewa kończyna górna znajduje się powyżej prawej, a lewa kończyna dolna - w wykroku. Może to powodować między innymi zmiany w napięciu taśm powierzchownych przednich, taśmy powierzchownej tylnej oraz w mniejszym stopniu taśm spiralnych i bocznych.

Utrzymanie instrumentu w prawidłowej pozycji ułatwia pasek zakładany na szyję typu (V-neck) lub szelki na klatkę piersiową. Saksofon zawieszony na pasku lub szelkach powinien znajdować się wzdłuż ciała, na linii równoległej do pionowej osi tułowia. Można trzymać go również nieco z boku, przy prawym biodrze. Istotne jest zawieszenie saksofonu na odpowiedniej wysokości, tak, aby ustnik znajdował się na poziomie ust. Do podtrzymywania saksofonu służą również kciuki. Jeśli chodzi o sposób oddychania oraz opory powietrza, jakie mają miejsce podczas gry na saksofonie, są analogiczne jak w

przypadku klarnetu [64]. Warto również podkreślić, że saksofon jest instrumentem, który w trakcie gry nie zmienia kształtu. U saksofonistów zauważa się tendencję do występowania powtarzalnych wzorców ruchowych oraz przyjmowania pozycji ciała, kształtem zbliżonych do instrumentu, na którym grają. Dlatego muzycy grający na instrumentach dętych są jedną z grup zawodowych, które uznaje się za narażoną na dysfunkcje i urazy układu ruchu. Głównym zainteresowaniem medycyny sztuk performatywnych są zaburzenia mięśniowo-szkieletowe związane z grą na instrumentach. Wychodzi się z założenia, że niepewność pracy, nieregularne występy, masa i nieergonomiczne kształty instrumentów, a także napięcia psychosomatyczne związane z występami mogą mieć istotny związek z częstością występowania zaburzeń mięśniowo-szkieletowych w tej grupie [65-68]. Gasenzer i wsp. [12] zbadali częstość występowania bólu przewlekłego oraz przyczyny i mechanizmy chronicznego bólu u 8645 u zawodowych muzyków ze 132 niemieckich orkiestr dętych. Aż 66% spośród 740 badanych muzyków, zgłosiło ból przewlekły. Najczęściej zgłaszaną lokalizacją bólu były części ciała najczęściej zaangażowane w grę na instrumencie, takie jak plecy (70% badanych), ramiona (68% badanych), szyja (64% badanych), dłonie i nadgarstki (40% badanych). Również Korte i wsp. [69] uznali, że przewlekły ból układu ruchu jest poważnym problemem w badanej grupie ze względu na specyficzną technikę gry i pozycje ciała podczas wykonywania utworów muzycznych. Zdaniem Clemente i wsp. [70] za mało uwagi poświęca się problemom orofacjalnym i ich korelacji z wadami postawy ciała i równowagą, zwłaszcza wśród instrumentalistów. Jest to niepokojące, ponieważ zaburzenia skroniowo-żuchwowe, które wiążą się z bólem lub dysfunkcjami w niektórych obszarach kompleksu czaszkowo-szyjno-żuchwowego takimi jak mięśnie żucia, staw skroniowo-żuchwowy i powiązane struktury, mięśnie posturalne okolicy szyjnej, można uznać za podgrupę zaburzeń mięśniowo-szkieletowych. W piśmiennictwie spotyka się nieliczne artykuły poruszające problem dysfunkcji stawów skroniowo-żuchwowych u zawodowych muzyków [2, 12, 70-73], jednak w większości prace te dotyczą spojrzenia stomatologicznego lub ortodontycznego, a ich autorzy opisują techniki diagnozowania i leczenia tych dysfunkcji. Clemente i wsp. [70] opisali wybrane elementy diagnozy i leczenia klarnecistki cierpiącej z powodu dolegliwości kompleksu czaszkowo-szyjno-żuchwowego oraz zaburzeń pracy układu mięśniowo-szkieletowego w okolicy szyi i obręczy barkowej. Dokonane studium przypadku pokazuje przydatność czujników piezorezystancyjnych w analizie zadęcia oraz wykazuje symetryczne zaburzenie obu stawów skroniowo-żuchwowych połączone z chorobą zwyrodnieniową stawu skroniowo-żuchwowego po lewej

stronie oraz przednie przemieszczenie dysku z redukcją prawego stawu skroniowo-żuchwowego. Badania obejmowały także analizę rozkładu sił działających na uzębienie w trakcie zadęcia. Wyniki wykazały indukowanie największej siły podczas wydobywania wyższych dźwięków, która przenoszona była asymetrycznie na ząb 21. Autorzy podkreślili znaczenie przesiewowych badań stomatologicznych muzyków. Badania te nie są jednak wystarczające dla oceny globalnych zaburzeń układu ruchu, biorąc pod uwagę połączenie struktur anatomicznych i łańcuchów kinematycznych człowieka [70].

Badania Steinmetza i wsp. [2], odnoszące się do dysfunkcji układu ruchu i układu ruchu narządu żucia u muzyków, dotyczą dolegliwości występujących u członków orkiestry. Autorzy przedstawili występowanie bólu zębów, szczęki i stawów skroniowo-żuchwowych u 47% badanych muzyków. Stwierdzono występowanie dużego zróżnicowania objawów dysfunkcji czaszkowo-żuchwowych w zależności od sekcji instrumentów, w której grał członek orkiestry. Muzycy sekcji dętej zgłaszali ból okolicy ustno-twarzowej częściej, niż pozostali członkowie orkiestry. Wyniki Kaufmana-Cohena i Ratzona [74] wykazały, że 86% spośród 59 muzyków orkiestry zgłaszało dolegliwości mięśniowo-szkieletowe w ciągu ostatnich 12 miesięcy, a do najczęściej dotkniętych obszarów należały: kark, ramiona, górna część pleców, ręce i nadgarstki. Wróbel-Bednarz i wsp. [75] wskazali, że na podstawie klasyfikacji wywodzącej się z podziału używanego w *Badawczych Kryteriach Diagnostycznych* (ang. *International Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders Consortium Network*) wyróżnia się trzy typy kliniczno-etologiczne zaburzeń stawów skroniowo-żuchwowych: ból mięśniowo-twarzowy, zaburzenia wewnętrzne, choroba zwyrodnieniowa. W przypadku bólu mięśniowo-twarzowego występują objawy w postaci tkliwości mięśni i ich zwiększonego napięcia. Ból związany z zaburzeniami wewnętrznymi występuje w przypadku nieprawidłowej ruchomości struktur wewnątrzstawkowych stawów skroniowo-żuchwowych (krążka stawowego), z kolei ból w chorobie zwyrodnieniowej ma związek ze zniszczeniem powierzchni stawowych co wskazuje, że bruksizm i zaburzenia stawów skroniowo-żuchwowych najczęściej dotyczy muzyków grających na instrumentach dętych blaszanych, ze względu na konieczność utrzymania żuchwy w pozycji protruzyjnej.

Układ ruchu narządu żucia stanowi wśród instrumentalistów dętych swego rodzaju narzędzie pracy a co za tym idzie, jego stan funkcjonalny oraz strukturalny stanowi o dobrostanie zarówno fizycznym jak i jakości życia badanych osób, przekładając się bezpośrednio na ich możliwości wykonywania zawodu i życie codzienne. Podczas

wieloletniej gry na instrumencie saksofoniści wykonują aktywność motoryczną, która jest powtarzalna. Pracę taką uznać można za monotypową. Podobieństwo cykli dotyczy sekwencji czasowych, rozwijanej siły oraz napięcia mięśni oraz przestrzennej charakterystyki ruchów. Cykl pracy odpowiada wzorcowi motorycznemu powtarzanemu podczas odtwarzania konkretnych utworów czy ćwiczeń z wykorzystaniem tego samego instrumentu w tej samej pozycji (pozycja stojąca). Na obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego wpływa zarówno długość cyklu jak i liczba faz w nim występujących [62, 63]. Z przeglądu piśmiennictwa Woźniak i Piątkowskiej [76] wynika, że najczęściej badanymi mięśniami układu ruchu narządu żucia były mięśnie żwacze i skroniowe. Świadczy o tym również praca Castroflorio i wsp. [77] oraz przegląd publikacji Nęckiej [78], na temat aktywności mięśni w układzie stomatognatycznym w badaniach elektromiograficznych. Według Woźniak i Piątkowskiej [76], w pozycji spoczynkowej żuchwy najbardziej aktywne są mięśnie skroniowe, podczas gdy żwacze są najbardziej aktywne podczas ruchu przywodzenia żuchwy. Ruch przywodzenia żuchwy jest niezbędny podczas czynności przytrzymania ustnika saksofonu po otwarciu ust. Stąd zasadnym wydaje się badanie napięcia mięśnia żwaczy w czasie czynności związanych z grą na saksofonie. Mięśnie te przyciskają żuchwę do szczęki i wzmacniają siłę zgryzu (tu utrzymania ustnika). Tecco i wsp. [79] badali mięśnie twarzy, mostkowo-obończykowo-sutkowe oraz mięsień czworoboczny grzbietu, który pełni rolę posturalną i funkcjonalną poprzez stabilizację stawu ramiennego i unoszenie ramienia [22, 80]. Klich i wsp. [81] badali napięcie części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu, podczas podejmowania powtarzalnych aktywności, wymagających uniesienia kończyn górnych. Za taką aktywność można uznać utrzymywanie instrumentu w trakcie powtarzanych codziennie, wielogodzinnych ćwiczeń podczas gry na saksofonie. Wywiad z muzykami kwalifikowanymi do badań na potrzeby niniejszej dysertacji wskazał, że górna część mięśnia czworobocznego (punkty maksymalnie bolesne) była miejscem najbardziej napiętym i bolesnym po ćwiczeniu i koncertach, w trakcie których działał dodatkowo czynnik stresu. Powyższe stanowiło o wyborze mięśni żwaczy i części zstępującej mięśnia czworobocznego grzbietu do badań elektromiografii powierzchniowej.

Niniejsza praca doktorska może stanowić podstawę wypełnienia luki badawczej. Zamieszczone w niej wyniki mogą być ważne dla nauki i praktyki fizjoterapeutycznej, stanowiąc pomoc w stworzeniu programów profilaktyki wad postawy ciała u instrumentalistów dętych.

2. CEL PRACY

Celem pracy była ocena związków wybranych składowych i funkcji układu stomatognatycznego, a także napięcia określonych mięśni żwaczowych i grzbietu, z cechami postawy ciała i wskaźnikami stabilności posturalnej u muzyków - saksofonistów, na tle mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych.

Pytania badawcze:

1. Czy gra na saksofonie jest czynnikiem determinującym częstość występowania nieprawidłowości w obrębie układu stomatognatycznego oraz różnicującym nagryz i ruchy żuchwy u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych?
2. Czy u saksofonistów występuje zróżnicowanie napięcia mięśni żwaczy i części przylegających mięśni czworobocznego grzbietu w spoczynku i podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny?
3. Czy występują różnice pod względem cech postawy ciała i kierunku ich odchylenia, oraz częstości nieprawidłowości postawy ciała u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych?
4. Czy występują różnice pod względem stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi i zamkniętymi u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych?
5. Jakie są związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia i przesunięcia bocznego żuchwy (shiftu) w prawo i lewo z badanymi cechami postawy ciała u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych?
6. Jakie są związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia i przesunięcia bocznego żuchwy (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych?

7. Jakie są związki między napięciem mięśnia żwacza i części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej i lewej z cechami postawy ciała u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych?
8. Jakie są związki między napięciem mięśnia żwacza i części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej i lewej ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbach z oczami otwartymi i zamkniętymi u saksofonistów?
9. Czy objawy związane z nieprawidłowościami układu stomatognatycznego są czynnikiem różnicującym postawę ciała i stabilność posturalną saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych?
10. Czy wady zgryzu określone według klasyfikacji Angle'a są czynnikiem determinującym częstość nieprawidłowości postawy ciała u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych?
11. Czy gra na saksofonie altowym lub sopranowym, a więc o masie nieprzekraczającej 3kg i gra na saksofonie tenorowym (o masie przekraczającej 3 kg) jest czynnikiem różnicującym badane cechy postawy ciała i kierunek ich odchylenia, oraz wskaźniki stabilności posturalnej u saksofonistów?

Hipotezy badawcze:

1. U saksofonistów częściej występuje bolesność stawów skroniowo-żuchwowych, parafunkcje, trzaski, hyper- lub hypomobilność kłykci, zbaczający tor żuchwy podczas ruchów opuszczania, dolegliwości w trakcie kompresji biernej więzadeł i torebki stawu skroniowo-żuchwowego, trakcji i translacji, bolesność podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu, a także okluzja i bruksizm. Saksofonistów cechują wyższe wartości nagryzu, protruzji, odwodzenia i przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i w lewo.
2. U saksofonistów występuje zróżnicowanie napięcia mięśni żwaczy i części zstępujących mięśnia czworobocznego grzbietu w spoczynku i podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny. Napięcie wymienionych mięśni jest najniższe w spoczynku,

wzrasta podczas swobodnego otwierania i zamykania ust i zaciśnięcia zębów na ustniku instrumentu, następnie podczas gry na instrumencie osiąga optimum i obniża się w czasie odpoczynku po aktywności.

3. Gra na saksofonie oraz związane z tym symetryczne i asymetryczne obciążenia narządu ruchu wpływają deformująco na postawę ciała, będąc czynnikiem różnicującym odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej, odchylenie boczne tułowia od pionu, skośność miednicy, rotację powierzchni, ustawienie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej, skręcenie miednicy, kąt kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej i kierunek ich odchylenia od normy, oraz determinującym częstość nieprawidłowości postawy ciała u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych.
4. Systematyczna gra na saksofonie, trwająca przez kilka godzin każdego dnia, powoduje powtarzającą się asymetrię obciążenia kończyn dolnych, będąc czynnikiem różnicującym stabilność posturalną w próbie z oczami otwartymi i zamkniętymi między mężczyznami z grupy badanej i kontrolnej. Saksofonistów cechują wyższe wartości miar stabilności dla kończyny niedominującej, która pełni funkcję podporową i podczas gry jest w zakroku, oraz niższe wartości miar stabilności dla kończyny dolnej dominującej, pełniącej funkcję stabilizacyjną, i będącą w trakcie gry w wykroku. Konsekwencją zmęczenia mięśni i zmian strategii kontroli posturalnej mężczyzn grających na saksofonie cechują wyższe wartości 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy, długości ścieżki COP i prędkości środka nacisku stóp niż niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych.
5. Wady zgryzu i nieprawidłowości w zakresie ruchów żuchwy i odwodzenia wykazują związki z cechami postawy ciała. Nieprawidłowości dotyczące nagryzu i protruzji, powodują przesunięcie środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej, w związku z tym w miarę zwiększania wartości nagryzu, protruzji i odwodzenia żuchwy, rosną wartości pochylenia tułowia do przodu, a także kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej. Nieprawidłowości w zakresie przesunięcia bocznego żuchwy (shiftu) w prawo i lewo, powodując zmiany bocznego rozkładu masy ciała i asymetrie funkcjonalne, prowadzą do zaburzeń postawy ciała w płaszczyźnie czołowej, a zatem im większe przesunięcie boczne (shift) w prawo i lewo, tym większe odchylenie boczne tułowia od pionu i

uniesienie miednicy. Wady zgryzu i nieprawidłowości w zakresie ruchów żuchwy nie wykazują związków z rotacją powierzchni i skręceniem miednicy.

6. Wady zgryzu i nieprawidłowości dotyczące ruchów żuchwy mogą powodować odmienne ułożenie mięśni głowy i szyi, zmiany położenia środka ciężkości ciała i propriocepcji, w związku z tym w miarę zwiększania wartości nagryzu, protruzji i odwodzenia zwiększają się wartości nacisku na przodostopie, 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy, długości ścieżki COP, prędkości środka nacisku stóp i wychyleń COP w osi X, z kolei zmniejszeniu ulegają wartości nacisku na tyłostopie. Wartości przesunięcia bocznego (shiftu) korelują dodatnio z wartościami całkowitego nacisku na stopę przeciwną do przesunięcia, a ujemnie z wartościami całkowitego nacisku na stopę po stronie zgodnej z kierunkiem przesunięcia.
7. Napięcie mięśnia żwacza po stronie prawej lub lewej i części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej lub lewej wiąże się z odchyleniem bocznym tułowia od pionu, oraz uniesieniem, rotacją i skręceniem miednicy. Związki te są najsilniejsze w czasie mocniejszej aktywacji mięśni.
8. Aktywacja mięśnia żwacza, mocniejsze zaciskanie zębów i zmiana ułożenia szczęk powoduje modyfikacje położenia środka ciężkości ciała i przesunięcie ciężaru ciała na stronę przeciwną w stosunku do strony zaciskanej. Aktywacja części zstępującej mięśnia czworobocznego powoduje zmianę rozmieszczenia ciężaru ciała, przesuując ten ciężar w na stronę przeciwną do strony aktywowanego mięśnia. Związki te są najsilniejsze w czasie mocniejszej aktywacji mięśni i bardziej liczne w próbie z oczami zamkniętymi.
9. Objawy związane z nieprawidłowościami układu stomatognatycznego mogą powodować zaburzenia napięcia mięśniowego i wpływać na ustawienie głowy, tułowia i miednicy, prowadząc do zaburzeń postawy i statyki ciała. Mogą również prowadzić do przemieszczeń środka ciężkości ciała, asymetrii obciążeń stóp i różnic w zakresie obciążania przodo- i tyłostopia, pogarszając wyniki badania stabilometrycznego. W związku z powyższym są czynnikiem różnicującym postawę ciała i stabilność posturalną saksofonistów.
10. Wady zgryzu określone według klasyfikacji Angle'a są czynnikiem determinującym częstość nieprawidłowości postawy ciała u saksofonistów i mężczyzn niepodejmujących

zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych. U osób ze nieprawidłowościami zgryzu klasy II częściej występuje zmniejszona kifoza piersiowa, pogłębiona lordoza lędźwiowa i skolioza, a u posiadających nieprawidłowości klasy III – sztywność i spłaszczenie lordozy lędźwiowej.

11. Gra na saksofonie altowym lub sopranowym, a więc o masie nieprzekraczającej 3 kg i gra na saksofonie tenorowym (o masie przekraczającej 3 kg) jest czynnikiem różnicującym badane cechy postawy ciała i kierunek ich odchyleń, a nie różnicuje wskaźników stabilności posturalnej u saksofonistów. Grających na saksofonie tenorowym cechują wartości wskazujące na odchylenia od prawidłowych cech postawy ciała.

3. MATERIAŁ I METODY

3. 1. Materiał badań

Badaniami objęto 60 mężczyzn w wieku 20-30 lat, w tym 30 studentów klasy saksofonu na wydziałach Jazz i muzyka rozrywkowa losowo wybranych Akademii Muzycznych w Polsce (grupa badana) i 30 losowo wybranych studentów Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie (grupa kontrolna). Badania wykonano w 2024 roku, w placówkach, z których rekrutowano badanych.

Minimalną wielkość próby dla badanej populacji wyznaczono przy użyciu kalkulatora wielkości próby „*moduł PLUS*” z programu Statistica 13.3, biorąc pod uwagę liczbę mężczyzn studiujących na kierunku „Jazz i muzyka estradowa” na Akademiach Muzycznych w Polsce, w roku poprzedzającym badania, przy założeniu następujących parametrów: wielkość frakcji 0,5; błąd maksymalny 5%; poziom ufności 95%. Na tej podstawie oszacowano, że wielkość próby powinna wynosić 41, osób, aby grupa badana była reprezentatywna.

Kryteria włączenia do grupy badanej:

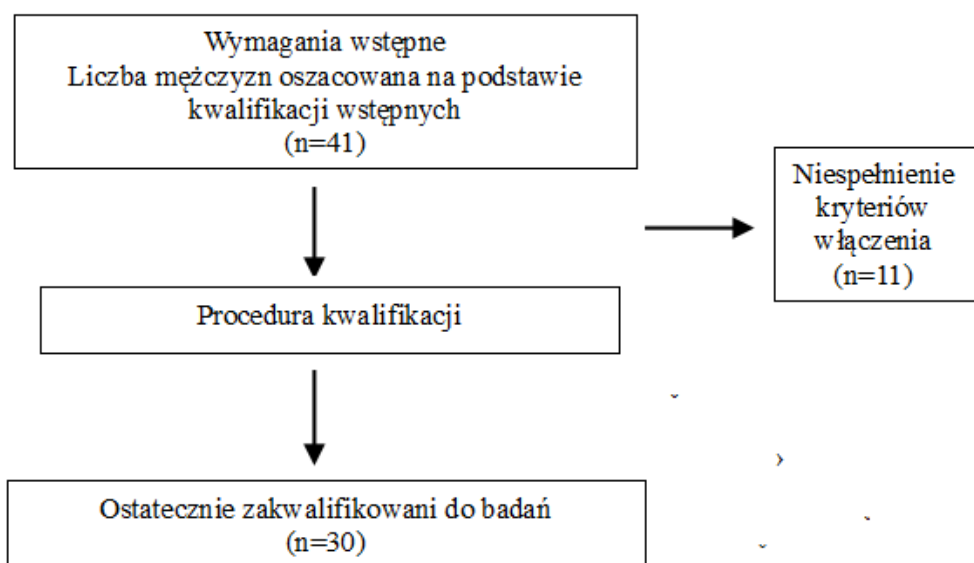
- staż gry na saksofonie w przedziale od 10 do 15 lat,
- gra na saksofonie sopranowym, altowym, lub tenorowym - w pozycji stojącej, z częstotliwością 7 dni w tygodniu, minimum 5 godzin dziennie,
- płeć męska,
- wiek mieszczący się w przedziale 20-30 lat,
- praworęczność i prawonożność,
- prawidłowa budowa ciała – wskaźnik BMI w przedziale wartości od 18,50 do 24,90 [82],
- niepodjęmowanie gry na saksofonie w ciągu 10 godzin poprzedzających badania,
- świadoma, pisemna zgoda na udział w badaniach.

Kryteria wyłączenia z grupy badanej:

- choroby układu nerwowo-mięśniowego lub inne choroby przewlekłe obejmujące układ ruchu,
- trwałe następstwa uszkodzeń urazowych i innych narządu ruchu, skutkujące zaburzeniami równowagi,
- zaburzenia widzenia spowodowane zaćmą, jaskrą, wadami refrakcji, wadami gałek ocznych, które mogą skutkować zaburzeniami równowagi,
- zaburzenia poznawcze lub otępienne,

- pourazowe, lub powypadkowe zaburzenia w stawach skroniowo-żuchwowych,
- wrodzone wady rozwojowe zgryzu,
- wrodzone wady (asymetrie) szkieletowe,
- nietolerancja badania wewnątrzustnego.

Po uwzględnieniu kryteriów włączenia i wyłączenia, do grupy badanej zakwalifikowano 30 mężczyzn. Dla przejrzystości na ryc. 12 podano przepływ mężczyzn z grupy badanej przez etapy badań.



Ryc. 12. Schemat przepływu mężczyzn z grupy badanej przez etapy badań

Grupę kontrolną stanowiło 30 losowo wybranych studentów Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie, w tym samym przedziale wieku, którzy spełnili ustalone poniżej kryteria włączenia:

- płeć męska,
- wiek mieszczący się w przedziale 20-30 lat,
- niepodjęmowanie zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych,
- praworęczność i prawonożność,
- prawidłowa budowa ciała – wskaźnik BMI w przedziale wartości od 18,50 do 24,90 [82],
- świadoma, pisemna zgoda na udział w badaniach.

Kryteria wyłączenia z grupy kontrolnej:

- choroby układu nerwowo-mięśniowego lub inne choroby przewlekłe obejmujące układ ruchu,

- trwałe następstwa uszkodzeń urazowych i innych narządu ruchu, skutkujące zaburzeniami równowagi,
- zaburzenia widzenia spowodowane zaćmą, jaskrą, wadami refrakcji, wadami gałek ocznych, które mogą skutkować zaburzeniami równowagi,
- zaburzenia poznawcze lub otępienne,
- pourazowe, lub powypadkowe zaburzenia w stawach skroniowo-żuchwowych,
- wrodzone wady rozwojowe zgryzu,
- wrodzone wady (asymetrie) szkieletowe,
- nietolerancja badania wewnątrzustnego.

Średnia wieku mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=25,27\pm 2,88$ roku, a średnia wieku mężczyzn z grupy kontrolnej to $\bar{x}=24,10\pm 2,50$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej cechy między grupą badaną i kontrolną ($p=0,071$), w związku z tym można uznać, że obie grupy pod względem wieku były jednorodne (tab. 1).

Tab. 1. Porównanie wieku mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej

Grupa	$\bar{x} \pm SD$	Min.-Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	Z	p
Wiek [lata]							
Badana	25,27±2,88	21,00-30,00	23,00	25,00	27,00	Z=1,80	0,071
Kontrolna	24,10±2,50	22,00-30,00	22,00	23,50	25,00		

Średnia masy ciała mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=68,37\pm 9,86$ kg, a średnia masy ciała mężczyzn z grupy kontrolnej to $\bar{x}=71,47\pm 8,01$ kg. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej cechy między grupą badaną i kontrolną ($p=0,187$), w związku z tym można uznać, że obydwie grupy pod względem masy ciała były jednorodne (tab. 2).

Średnia wysokości ciała mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=175,00\pm 9,33$ cm, a średnia wysokości ciała mężczyzn z grupy kontrolnej to $\bar{x}=176,47\pm 5,88$ cm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej cechy między grupą badaną i kontrolną ($p=0,501$), w związku z tym można uznać, że obydwie grupy pod względem wysokości ciała były jednorodne (tab. 2).

Średnia wskaźnika BMI mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=22,21\pm 1,95$ a średnia wskaźnika BMI mężczyzn z grupy kontrolnej to $\bar{x}=22,81\pm 1,74$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej cechy między grupą badaną i kontrolną

($p=0,258$), w związku z tym można uznać, że obydwie grupy pod względem wartości wskaźnika BMI były jednorodne (tab. 2).

Tab. 2. Charakterystyka badanych osób

Grupa	$\bar{x} \pm SD$	Min.-Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Masa ciała [kg]							
Badana	68,37±9,86	46,00-85,00	60,00	70,00	75,00	t=-1,34	0,187
Kontrolna	71,47±8,01	55,00-86,00	67,00	72,00	76,00		
Wysokość ciała [cm]							
Badana	175,00±9,33	150,00-187,00	168,00	172,00	184,00	Z=-0,67	0,501
Kontrolna	176,47±5,88	165,00-188,00	172,00	175,00	180,00		
Wskaźnik BMI							
Badana	22,21±1,95	19,26-24,98	20,44	22,12	24,28	Z=-1,13	0,258
Kontrolna	22,81±1,74	19,03-24,91	21,47	22,72	24,28		

Średnia stażu gry na saksofonie w przypadku mężczyzn z grupy badanej wyniosła 12,57±2,06 roku 10 a najdłużej 15 lat. Średnio było to 12,57±2,06 roku (tab. 3).

Tab. 3. Staż gry na saksofonie mężczyzn z grupy badanej

Staż gry na saksofonie [lata]	$\bar{x} \pm SD$	Min.- Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅
	12,57±2,06	10,00-15,00	10,00	12,00	15,00

Zebrane dane wskazują, że 12 mężczyzn z grupy badanej (40% grupy) grało na saksofonie altowym, 3 mężczyzn (10% grupy) na saksofonie sopranowym, a 15 mężczyzn (50% grupy) na saksofonie tenorowym.

Protokół badań został pozytywnie zaopiniowany przez Komisję Bioetyczną przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie (zgoda o numerze 183/KBL/OIL/2023 z dnia 25.09.2023 roku).

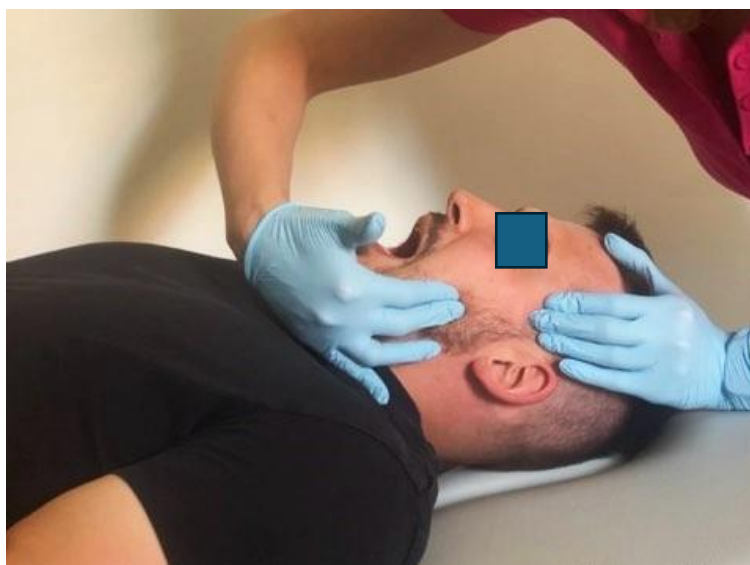
Badania prowadzono zgodnie z założeniami Deklaracji Helsińskiej i wytycznymi Ustawy o Ochronie Danych Osobowych z dnia 10 maja 2018 r. (Dz.U. 2018 poz. 1000). Badani zostali poinformowani o celu, metodach, przebiegu badań, a także o możliwości wycofania zgody na dowolnym etapie badań, bez podania przyczyny. Wszyscy badani wyrazili świadomą, pisemną zgodę na udział w projekcie badawczym.

3.2. Metody badań

3.2.1. Badanie układu stomatognatycznego

1. Ocena występowania bolesności stawów skroniowo-żuchwowych

Ocena bólu składała się z odpowiedzi na pytania o obecność i umiejscowienie bólu okolicy stawów skroniowo-żuchwowych, jego charakter np. pulsujący, tępy, o nasilenie bólu w spoczynku i podczas aktywności, o natężenie występującego bólu w skali VAS (ryc. 13). Drugim etapem badania bolesności były próby uciskowe [83-85].



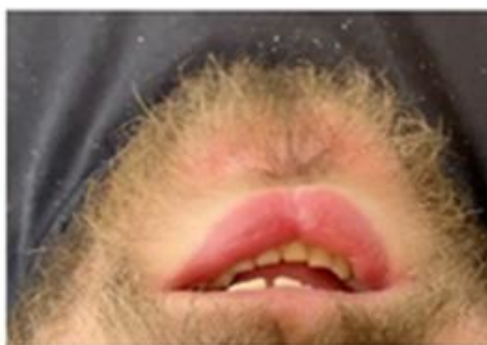
Ryc. 13. Ocena występowania bolesności stawów skroniowo-żuchwowych (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

Interpretacja:

Jeżeli badany deklarował w wywiadzie występowanie dolegliwości bólowych, w karcie zaznaczano obecność bólu i kontynuowano dalszy wywiad. Dodatkowo oznaczano także wystąpienie dolegliwości bólowych spowodowanych palpacją i uciskiem struktur okołostawowych.

2. Ocena występowania parafunkcji

Ocena parafunkcji polegała na wizualnym określeniu parafunkcji zwarciovych (wynikających z zaciskania zębów lub zgrzytania zębami) i niezwarciowych (bez kontaktu zębów przeciwstawnych) (ryc. 14) [83, 85].



a



b

Ryc. 14. Ocena wizualna zgryzu i poziomu starcia powierzchni zębowych
(źródło: archiwum własne: badani wyrazili pisemną zgodę na publikację zdjęć)

Interpretacja:

W przypadku stwierdzenia przynajmniej jednej z poniższych cech lub zachowań wynik badania oznaczano jako dodatni:

- starcie zębów,
- ubytki klinowe,
- uszkodzenia szkliwa,
- nagryziona błona śluzowa policzków lub warg,
- obgryziona płytki paznokciowa lub skórki wokół paznokci (lub czynność wykonywana w trakcie badania),
- obgryzanie przedmiotów typu ołówki, długopis,
- przetrwałe żucie gumy,
- tendencja do spożywania twardych przekąsek celem zredukowania stresu (dane z wywiadu) [83-85].

3. Ocena występowania trzasków

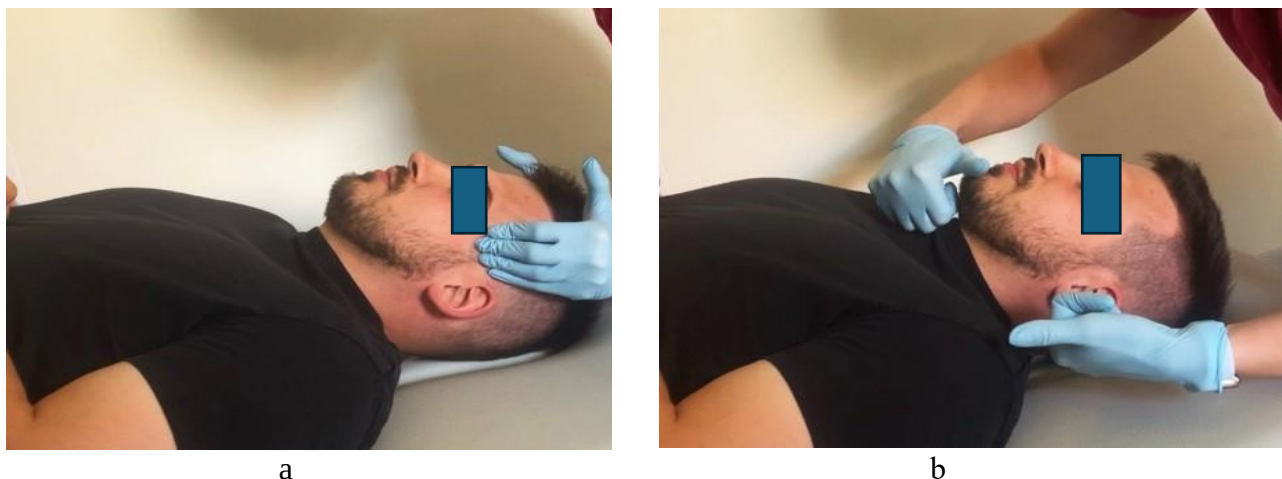
Występowanie trzasków w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych jest objawem zaburzonej koordynacji ruchowej głów żuchwy i krążków stawowych. W badaniu oceniono występowanie i głośność trzasków podczas ruchów czynnych w stawach skroniowo-żuchwowych [83-85].

Interpretacja:

Za dodatni objaw uznawano wystąpienie słyszalnych trzasków podczas badania funkcjonalnego w teście dynamicznego otwierania i zamykania ust oraz translacji bocznej, a także na podstawie deklaracji badanego słyszalnych trzasków podczas wykonywania czynności dnia codziennego takich jak na przykład spożywania posiłków, mówienia, gry na instrumencie [83, 85].

4. Ocena mobilności kłykci

W czasie badania badany był w pozycji leżenia tyłem z głową ustabilizowaną. Terapeuta był z tyłu lub z boku badanego i wykonywał palpację głów żuchwy podczas ruchów czynnych w stawie skroniowo-żuchwowym (zewnętrznie lub poprzez umieszczenie opuszek piątego palca wewnątrz kanału słuchowego osoby badanej) (ryc. 15) [83, 85].



Ryc. 15. Ułożenie rąk badającej do palpacji głów żuchwy: a) zewnętrznej; b) wewnętrznej (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

Interpretacja:

Wyraźnie ograniczony ruch głów stawowych oznaczano jako hypomobilność, z kolei wyraźnie wyczuwalne głowy stawowe, które przeskakiwały podczas ruchu oznaczano jako hypermobilność [83, 85]. W karcie badań zaznaczano: kłykcie hypomobilne, hypermobilne, lub normomobilne.

5. Ocena toru żuchwy podczas ruchu opuszczania

W czasie badania badany był w pozycji leżenia tyłem, badająca znajdowała się za głową badanego. Na twarzy badanego oznaczano punkty symetrii twarzy celem ułatwienia obserwacji przemieszczania się punktów względem osi długiej (ryc. 16) [83, 85].



Ryc. 16. Badanie toru żuchwy (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

Interpretacja:

Tor żuchwy obserwowano pod kątem jego charakteru: chwiejny, esowaty, zygzakowaty, ze zbaczaniem.

W przypadku stwierdzenia zbaczania toru żuchwy świadczącego o odchyleniu w kierunku zaburzonego stawu, w karcie badań zaznaczano:

- zbaczający w prawo,
- zbaczający w lewo [83-85].

Z badań wyeliminowano ocenę toru z przesunięciem w prawo lub w lewo, gdyż współwystępuje on z wrodzymi wadami (asymetrias) szkieletowymi, a te stanowiły czynnik wykluczający z badania.

6. Nagryz [mm]

Badanego proszono o swobodne zamknięcie ust z uzyskaniem kontaktu zębów górnych i dolnych, po czym po odsunięciu warg markerem oznaczano kreskę oznaczającą dolny brzeg siekaczy górnych, po rozwarciu ust dokonywano pomiaru odległości od brzegu górnego siekaczy dolnych do narysowanej uprzednio kreski (ryc. 17) [83, 85]. Pomiar wykonano za pomocą suwmiarki Beerendonk HOSSA (Hossa Int., Sialkot, Pakistan).



Ryc. 17. Badanie nagryzu

(źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

Interpretacja:

Pomiar głębokości, na jaką zęby sieczne górne zachodzą na zęby sieczne dolne [mm] dokonywany za pomocą suwmiarki Beerendonk HOSSA (Hossa Int., Sialkot, Pakistan).

7. Badanie ruchów żuchwy

Przed wykonaniem pomiarów na twarzy badanego oznaczano linię środkową twarzy (kropki wykonane markerem na środku bródki, wargi dolnej, górnej, siekaczach – po

odsunięciu wargi punkt przeniesiony z wargi), na wzgórku kupidyna, w punkcie subnasale [83, 85]. W trakcie badania ruchów żuchwy badany był w pozycji leżenia tyłem, a badająca znajdowała się z boku badanego i prosiła badanego o wykonanie po kolei poszczególnych ruchów czynnych żuchwy, po czym po zatrzymaniu żuchwy w pozycji maksymalnej dokonywano pomiaru za pomocą suwmiarki Beerendonk HOSSA (Hossa Int., Sialkot, Pakistan) [mm].

7.1. Pomiar protruzji

Badanego proszono o wysunięcie żuchwy do przodu (w kierunku sufitu), po czym dokonywano pomiaru odległości pomiędzy powierzchnią wargową zębów siecznych górnych, a językową zębów siecznych dolnych [mm] [83, 85]. Pomiary wykonano za pomocą suwmiarki Beerendonk HOSSA (Hossa Int., Sialkot, Pakistan).

Interpretacja:

Za normę u osób dorosłych uznaje się ruch doprzedni wynoszący około 7 mm [83, 85].

7.2. Pomiar odwodzenia

Badanego proszono o opuszczenie żuchwy, maksymalne otwarcie ust. Następnie wykonywano pomiar odległości pomiędzy powierzchniami siecznymi zębów górnych i dolnych [mm]. Do wartości pomiaru dodawano wartość nagryzu zębów górnych względem dolnych [mm], oznaczoną markerem na dolnych zębach siecznych [83, 85]. Pomiary wykonano za pomocą suwmiarki Beerendonk HOSSA (Hossa Int., Sialkot, Pakistan).

Interpretacja:

Za zakres normatywny uznaje się 40-60 mm u osób dorosłych [83, 85].

7.3. Pomiar przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo

Badanego proszono o wykonanie ruchu przemieszczenia żuchwy do boku w lewą i prawą stronę, każdorazowo dokonując pomiaru względem linii środkowej twarzy [mm] [83, 85]. Pomiary wykonano za pomocą suwmiarki Beerendonk HOSSA (Hossa Int., Sialkot, Pakistan).

Interpretacja:

Za normę u osoby dorosłej uznaje się przesunięcie boczne o wartości mieszczącej się w przedziale 8-12 mm [83, 85].

8. Test kompresji biernej więzadeł i torebki stawu skroniowo-żuchwowego

W trakcie testu kompresji biernej więzadeł i torebki stawu skroniowo-żuchwowego badany był w pozycji leżenia tyłem, a badająca znajdowała się za badanym i stabilizując

głowę badanego poprzez oparcie jej czubka o własne ciało, wykonywała test w pozycji dyskluzji (zęby rozsunięte na szerokość szpary spoczynkowej). Palcami lewej lub prawej ręki badająca kontrolowała dyskluzję, a palcami drugiej ręki, ułożonymi pod brodą badanego wykonywała ruch docisku w jednym z badanych kierunków:

- doczaszkowo,
- dotylnie,
- dotylnie-doczaszkowo,
- bocznie-doczaszkowo,
- bocznie-dotylnie,
- bocznie-dotylnie,
- bocznie-dotylnie-doczaszkowo,
- dośrodkowo-doczaszkowo.
- środkowo/bocznie.

Test powtarzano obustronnie zmieniając chwyt i funkcję prawej i lewej ręki [83-85].

Interpretacja:

Ocenie podlegało występowanie podczas w/w ruchu :

- bólu,
- tarcia,
- szumów usznych.

W przypadku wystąpienia co najmniej jednego z powyższych objawów test uzanawno za dodatni [83, 85].

9. Test trakcji i translacji

W trakcie testu biernej trakcji pacjent był w pozycji leżenia tyłem, a badająca znajdowała się za głową badanego, stabilizując głowę badanego. Palce badającej podtrzymywały żuchwę, a paluch przytrzymywał powierzchnie żujące zębów bocznego łuku (uchwyt Hipokratesa). Badaniu podlegały ruchy naciągania w kierunku doogonowym, brzuszny i boczny [83, 85].

Test translacji wykonywano w kierunku bocznym i przyśrodkowym. Ocenę ruchu translacji żuchwy względem osi długiej dokonano po wcześniejszym ocnaczeniu linii biegnącej pomiędzy zębami siecznymi na szpatułce [83, 85] (ryc. 18).



Ryc. 18. Ocena ruchu translacji (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

Interpretacja:

Ocenie podlegało występowanie podczas w/w ruchu :

- bólu,
- tarcia,
- ograniczenia ruchomości.

W przypadku wystąpienia co najmniej jednego z powyższych objawów test uzanawno za dodatni [83, 85].

10. Palpacja torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego

W trakcie palpacji wewnątrz i zewnątrzstawowej torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego badany był w pozycji leżenia tyłem, a badająca palcem wskazującym wykonywała palpację (ryc. 19) [83, 85].



Ryc. 19. Palpacja torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

Interpretacja:

Ocenie podlegała obecność tkliwości bólowej. Próbę oznaczano jako dodatnią w przypadku wystąpienia bólu podczas palpacji [83, 85].

11. Palpacja mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu

W trakcie badania palpacyjnego mięśni żwaczowych i szyi badany był w pozycji leżenia tyłem, natomiast w przypadku mięśni podpotylicznych i czworobocznego - w pozycji siedzącej na krześle, tyłem do badającej, która wykonywała badanie palpacyjne, stosując siłę ucisku około 1 do 2 kg, a w przypadku mięśnia skroniowego 0,5 kg [83-85].

Interpretacja:

W karcie badania oznaczano bolesność mięśni w skali VAS 1-10 punktów. Próbę uznawano za dodatnią, w przypadku gdy bolesność zgłaszana przez badanego przekroczyła wartość 5 [83-85].

12. Ocena prawidłowości zgryzu według klasyfikacji Angle'a

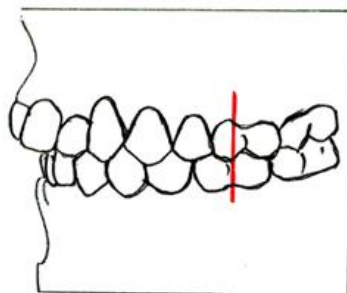
W trakcie badania badany był w pozycji leżenia tyłem, a badająca wizualnie oceniała jego zgryz. Po odsunięciu warg oceniała ułożenie, styk i nachylenie zębów względem siebie (ryc. 20) [83, 85].



Ryc. 20. Ocena prawidłowości zgryzu według klasyfikacji Angle'a (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

Interpretacja:

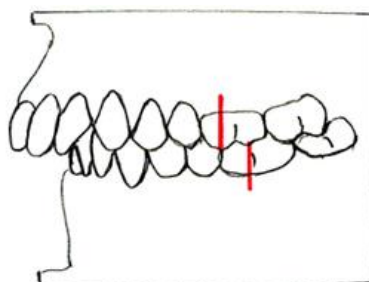
I klasę Angle'a (okluzję normalną) stwierdzono, gdy guzek policzkowy mezjalny górnego pierwszego trzonowca rzutował w bruzdę międzyguzkową policzkową (lub m. p. przednią/mezjalną, jeśli dolny pierwszy trzonowiec miał 3 guzki policzkowe) dolnego pierwszego trzonowca. Jest to prawidłowe wzajemne ułożenie łuków zębowych (eugnacja). Nieprawidłowości w tej klasie dotyczą jedynie przedniego górnego odcinka szczęki (ryc. 21),



Ryc. 21. I klasa Angle'a (okluzję normalną) [86]

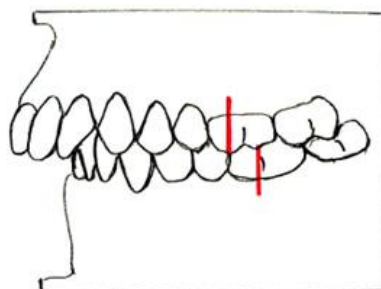
II klasę Angle'a (okluzję dystalną) stwierdzono, gdy guzek policzkowy meżalny górnego pierwszego trzonowca rzutował pomiędzy dolny drugi przedtrzonowiec i pierwszy trzonowiec. Świadczyło to o wadzie dotylnej (retrogenia, tyłozgryz). II klasa obejmuje także wszystkie dalsze położenia guzka. W zależności od ustawienia siekaczy wyróżnia się:

- grupę a – gdy siekacze są ustawione prawidłowo lub są wychylone, w tym wypadku nagryz poziomy jest jeszcze bardziej powiększony (ryc. 22),



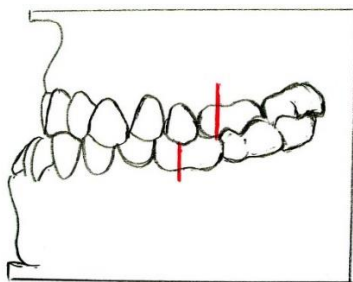
Ryc. 22. II klasa Angle'a (okluzja dystalna) – grupa a [86]

- grupę b – gdy siekacze są przechylone co powoduje zmniejszenie nagryzu poziomego; nagryz pionowy może być pogłębiony, siekacze boczne wychylone lub zrotowane dowargowo (ryc. 23),



Ryc. 23. II klasa Angle'a (okluzja dystalna) – grupa b [86]

III klasę Angle'a (okluzję mezialną) stwierdzono, gdy guzek policzkowy mezialny górnego pierwszego trzonowca rzutował pomiędzy pierwszy i drugi dolny trzonowiec (lub w bruzdę międzyguzkową policzkową dalszą/dystalną, jeśli dolny pierwszy trzonowiec ma 3 guzki policzkowe – ułożenie często też nazywane niepełną III klasą Angle'a). Świadczy to o wadzie doprzedniej (progenia, przodozgrzyz): siekacze dolne ustawione są przed górnymi a nagryz poziomy jest ujemny. III klasa obejmuje także wszystkie dalsze położenia guzka (ryc. 24) [83, 85].



Ryc. 24. III klasa Angle'a (okluzję mezialna) [86]

13. Badanie okluzji

Badanie polegało na wizualnej ocenie warunków zwarcia zębów siekaczy i trzonowych po odsunięciu wargi dolnej i górnej [83, 85] (ryc. 25).



Ryc. 25. Ocena warunków zwarciovych (okluzji) pomiędzy zębami łuku górnego i dolnego (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

Interpretacja:

- okluzję prawidłową stwierdzono w przypadku, występowania wszystkich zębów stałych, prawidłowego ułożenia żuchwy w stosunku do szczęki i prawidłowego ułożenia pierwszych trzonowców stałych górnych i dolnych,
- okluzję zaburzoną stwierdzono w przypadku, braku zębów stałych, nieprawidłowego ułożenia żuchwy w stosunku do szczęki i nieprawidłowego ułożenia pierwszych trzonowców stałych górnych i dolnych [83-85].

14. Badanie bruksizmu

Oceny występowania bruksizmu dokonano wizualnie. Badanego proszono o otwarcie ust, po czym dokonywano oceny [83, 85].

Interpretacja:

Bruksizm stwierdzono w przypadku wystąpienia następujących objawów:

- starte powierzchnie zębowe,
- uszkodzenia szkliwa,
- ślady zagryzania policzków,
- odbicia zębów na języku,
- pofalowania boków języka,
- fałdy na śluzówce wewnątrz policzków [83-85].

3.2.2. Badanie napięcia wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu w spoczynku oraz podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny

Do badań napięcia wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu w spoczynku oraz podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny zastosowano elektromiograf Noraxon Ultium EMG (Noraxon, Inc., Scottsdale, Arizona, USA). Dane sEMG zostały przetworzone przy użyciu oprogramowania MyoResearch XP do rejestracji i analizy danych z systemów elektromiografii powierzchniowej firmy Noraxon. Licencję na wykonanie badań udostępniła autorce firma Skyfi sp. z o.o. Współczynnik korelacji wewnątrzklasowej dla pomiarów przy użyciu tego aparatu wynosi $ICC=0,85-0,97$ [87].

Elektromiografia powierzchniowa sEMG (ang. *surface EMG*) jest metodą zapisu aktywności bioelektrycznej mięśni przy użyciu elektrod umieszczonych na powierzchni skóry, nad brzuścem mięśniowym. Umożliwia to ocenę zintegrowanej czynności jednostek motorycznych lub mięśnia globalnie, w sposób nieinwazyjny oraz w długim czasie trwania wysiłku. sEMG jest metodą pomiaru i wizualizacji potencjałów czynnościowych w mięśniach szkieletowych w fazie spoczynku i wysiłku, z użyciem elektrod naklejanych na skórę [88]. Wersja 4-kanalowa elektromiografu Noraxon Ultium EMG umożliwiła diagnostykę dwóch grup mięśniowych w tym samym czasie. Rejestrowano potencjały czynnościowe z powierzchni skóry dla takich mięśni, jak: żwacze (*musculi masseters*) i część zstępująca mięśnia czworobocznego (*musculus trapezius*). Kierunek elektrod był równoległy do przebiegu włókien mięśniowych. Elektrody czynne rozmieszczano w sposób przedstawiony na ryc. 26, z uwzględnieniem punktów antropometrycznych mieszczących

się w centralnej części brzuśców mięśniowych. Punkty te zidentyfikowano poprzez badanie palpacyjne w obszarze o największym natężeniu napięcia mięśni podczas skurczu izometrycznego [89].



Ryc. 26. Badany w trakcie elektromiografii powierzchniowej (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)

W przypadku mięśni żwaczy, skurcz izometryczny uzyskiwano poprzez zaciskanie zębów, a w celu określenia miejsca umieszczenia elektrody na mięśniu wykonywano badanie palpacyjne w obszarze 3 cm w górę, w kierunku przednio-górnym od kąta żuchwy równoległe do wyimaginowanej linii łączącej dolny kąt szczęki i zewnętrzny kącik oka po tej samej stronie twarzy [89].

W przypadku części zstępującej mięśnia czworobocznego, w celu uzyskania skurczu izometrycznego, badany wykonywał uniesienie barku po tej samej stronie wraz z bocznym zgięciem i przeciwstronną rotacją odcinka szyjnego przeciwko oporowi przykładanemu przez badającą do barku i głowy, w kierunku przeciwnym do ruchów badanego. W celu określenia miejsca umieszczenia elektrody na mięśniu czworobocznym, palpację wykonano w połowie odległości między 7. kręgiem szyjnym, a wyrostkiem barkowym łopatki (*akromion*), wzdłuż przebiegu włókien mięśniowych [90].

Na mięśniach żwaczach rozmieszczano symetrycznie elektrody kanałów 1 i 2, natomiast na mięśniu czworobocznym, symetrycznie umieszczano elektrody podłączone do kanałów 3 i 4. Pojedyncza elektroda referencyjna była umiejscawiana nad elementami kostnymi, w miejscach obojętnych elektrycznie (ryc. 28).

Do badań zastosowano jednorazowe elektrody emg AgCl do elektromiografii powierzchniowej EMG, z zatraskami ze stali nierdzewnej i bezłateksową, hipoalergiczną piankową podkładką samoprzylepną. Odpowiednią impedancję elektrod i moc przesyłanego sygnału biologicznego zapewniono poprzez użycie żelu. W celu zmniejszenia impedancji skóry, przed umieszczeniem elektrod powierzchniowych u każdego z badanych odtłuszczono powierzchnię skóry preparatem na bazie alkoholu (Kodan®, tinktur forte, Schülke).

Aktywność EMG rejestrowano w 6 następujących po sobie, 30-sekundowych testach (które nazwano fazami). W celu ułatwienia obróbki danych, przebieg badania zaplanowano w postaci protokołu pomiarowego, zawierającego ustaloną sekwencję pomiarową. Przy odpowiednim instruktażu ze strony badającej, badani wykonywali ruchy w określonych wcześniej sekwencjach (fazach):

- faza I: w spoczynku w pozycji stojącej (nawykowej z instrumentem utrzymywanym oburącz oraz z pomocą paska lub holdera w zależności od stosowanej przez muzyka pomocy),
- faza II: w czasie swobodnego otwierania i zamykania ust (ruchy powtarzalne),
- faza III: w czasie zaciśnięcia zębów (docisk powierzchni stawowych stawów skroniowo-zuchwowych),
- faza IV: w czasie zaciśnięcia zębów na ustniku instrumentu,
- faza V: w czasie aktywacji grup mięśniowych podczas gry na instrumencie. W tym celu każdy z badanych wykonywał to samo ćwiczenie, będące fragmentem utworu muzycznego, wymagający zmiennej siły celem wydobywania dźwięków z instrumentu. Nad powtarzalnością warunków gry czuwał obecny przy badaniu wykładowca klasy saksofonu.
- faza VI: z zamkniętymi ustami - w fazie odpoczynku po aktywności. Ocena napięcia mięśni w fazie spoczynku umożliwiła ocenę występowania ewentualnych miokinii (ruchów mimowolnych mięśni mimicznych).

Aktywność EMG dla każdego mięśnia oszacowano na podstawie maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia, wyrażonej w μV .

Przed każdym pomiarem wykonano kalibrację urządzenia. W czasie badania w pomieszczeniu przebywał tylko badany, osoba wykonująca badania i wykładowca klasy saksofonu. W celu ograniczenia wpływu czynników zewnętrznych, badania prowadzono w pomieszczeniu, w którym zapewniono względną ciszę. Badani byli w stroju sportowym.

3.2.3. Badanie postawy ciała

Badania postawy ciała wykonano przy użyciu urządzenia DIERS formetric III 4d (DIERS International GmbH, Schlangenba, Niemcy). Urządzenie pozwoliło na optoelektroniczną rejestrację powierzchni pleców za pomocą procesu stereografii rastrowej. Degenhardt i wsp. [91] wskazali na doskonałą rzetelność pomiarową urządzenia, gdyż współczynniki korelacji wewnątrzklasowej dla większości zmiennych określających postawę ciała przy użyciu tego urządzenia mieściły się w przedziale wartości ICC= 0,75-1,00.

Badany zdejmował koszulkę, a następnie ustawiał się w swobodnej pozycji stojącej, w odległości 3 metrów od statywu, tyłem do projektora i kamery. Głowa badanego była ustawiona w płaszczyźnie frankfurckiej [39]. W trakcie badania projektor emitował światło na plecy badanego, a kamera rejestrowała załamanie tej wiązki światła na plecach badanego. Tak zebrane dane były przekazywane do komputera, i przetwarzane przez oprogramowanie. Końcowym efektem była cyfrowa mapa badanej powierzchni ciała, w tym trójwymiarowy model kręgosłupa. Dzięki automatycznemu ustaleniu anatomicznych punktów orientacyjnych i modelowi korelacyjnemu obrazującego relacje pomiędzy kręgosłupem oraz kształtem powierzchni, możliwe jest przestrzenne odwzorowanie przebiegu kręgosłupa oraz ustawienia miednicy.

Dla dokładności pomiarów, w celu uniknięcia refleksów świetlnych, przed przystąpieniem do badań, zaciemniono pomieszczenie, w którym je wykonywano.

Do analizy wybrano następujące zmienne:

1. Pochylenie tułowia VP-DM [°] (ang. *trunk inclination VP-DM*) – odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej - jest to różnica wysokości między VP (kręg C7) a DM (punkt środkowy między dołkami lędźwiowymi DL-DR) względem płaszczyzny pionowej. Przy dodatniej wartości tej zmiennej, VP leży bardziej do przodu niż DM, a przy ujemnej wartości - VP leży bardziej do tyłu niż DM [92]. Wartości bezwzględne tego kąta powinny być mniejsze lub równe 5° ($\leq 5^\circ$) [93].
2. Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm] (ang. *lateral deviation VP-DM*) – jest to odchylenie boczne VP (kręg C7) od DM (punkt środkowy między dołkami lędźwiowymi DL-DR) względem płaszczyzny pionowej. Wartości dodatnie oznaczają przesunięcie VP w prawo, a wartości ujemne oznaczają przesunięcie VP w lewo [92]. Wartości bezwzględne tej zmiennej powinny być mniejsze lub równe 4 mm (≤ 4 mm) [93].

3. Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR (ang. *pelvic tilt*) [mm] – zmienna ta odnosi się do różnicy w wysokościach dołków lędźwiowych w płaszczyźnie czołowej. Wartość dodatnia tej zmiennej oznacza, że dołek prawy (DR) znajduje się wyżej niż lewy (DL), a wartość ujemna oznacza, że dołek prawy (DR) znajduje się niżej niż lewy (DL) [92]. Wartości bezwzględne tego kąta powinny być mniejsze lub równe 4 mm (≤ 4 mm) [93].
4. Rotacja powierzchni (rms), (ang. *surface rotation (rms)*) [°] – maksymalna rotacja wyrostków kolczystych w prawo lub w lewo. Wartości bezwzględne tej zmiennej powinny być mniejsze lub równe 4° ($\leq 4^\circ$) [93].
5. Skręcenie miednicy DL-DR [°] (ang. *pelvic torsion*) [°] – zmienna ta jest obliczana z wzajemnej torsji dołków lędźwiowych (komponent pionowy). Przy dodatniej różnicy kątów, prawy dołek (DR) jest skierowany bardziej do przodu i do góry niż lewy (DL). Przy ujemnej różnicy kątów, lewy dołek (DL) jest skierowany bardziej do tyłu i w dół niż prawy (DR) [92]. Wartości bezwzględne tej zmiennej powinny być mniejsze lub równe 2° ($\leq 2^\circ$) [93].
6. Kąt kifozy ICT-ITL max (ang. *kyphotic angle ICT-ITL max*) [°] – jest to maksymalny kąt kifozy, mierzony między styczną do powierzchni górnego punktu przegięcia ICT w pobliżu VP i styczną do piersiowo-lędźwiowego punktu przegięcia ITL,

gdzie:

ICT (ang. *inflection cervico-thoracic point*) – jest to szyjno-piersiowy punkt przegięcia, czyli punkt najwyższego nachylenia powierzchni w obrębie odcinka szyjnego (powyżej szczytu kifozy),

ITL (ang. *inflection thoracolumbar point*) – jest to piersiowo-lędźwiowy punkt przegięcia, czyli punkt najwyższego ujemnego nachylenia powierzchni w obszarze pomiędzy szczytem kifozy a szczytem lordozy [92].

Wartości prawidłowe tej zmiennej według Harzmanna [93] zawierają się w przedziale od 45 do 55°.

7. Kąt lordozy ITL-ITS max [°] (ang. *lordotic angle ICT-ITL max*) [°] – jest to maksymalny kąt lordozy, mierzony między styczną do powierzchni piersiowo-lędźwiowego punktu przegięcia ITL, a styczną do dolnego lędźwiowo-krzyżowego punktu przegięcia ILS,

gdzie:

ILS (ang. *inflection lumbosacral point*) - jest to lędźwiowo-krzyżowy punkt przegięcia, czyli punkt najwyższego dodatniego nachylenia powierzchni pomiędzy szczytem lordozy a kifozy krzyżowej [92].

Wartości prawidłowe tej zmiennej według Harzmann [93] zawierają się w przypadku mężczyzn w przedziale od 32 do 37°.

Zgodnie z wytycznymi producenta aparatu Diers formetric III 4D, częstość występowania postawy skoliozycznej i skoliozy określono na podstawie wartości trzech zmiennych:

1. Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm];
2. Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm];
3. Rotacja powierzchni (rms) [°].

Postawę skoliozyczną stwierdzono, gdy odchylenie boczne tułowia od pionu i uniesienie (skośność) miednicy były mniejsze niż 5 mm, a rotacja powierzchni miednicy była mniejsza niż 5° [92, 94, 95].

Skoliozę stwierdzono, gdy odchylenie boczne tułowia od pionu i uniesienie (skośność) miednicy były większe niż 5 mm, a rotacja powierzchni miednicy była większa niż 5°.

Stwierdzenie postawy skoliozycznej lub skoliozy opierało się na spełnieniu wszystkich 3 warunków. W przypadku braku tych 3 wymagań przyjmowano, że skolioza lub postawa skoliozyczna nie występuje [94, 95].

3.2.4. Badanie stabilności posturalnej

Do badań stabilności posturalnej zastosowano dynamograficzną platformę Zebris FDM-S z modułem oprogramowania Win FDMS 0.1.x. (Zebris Medical GmbH, Isny, Niemcy). Oprogramowanie platformy umożliwiło odczyt zmiennych określających siły reakcji na podłoże oraz generowanie raportów z badań. Rozmiar obszaru pomiarowego wynosił 550 mm × 400 mm, matryca zawierała 1920 indywidualnie kalibrowanych, pojemnościowych czujników siły, które umożliwiają analizę sił nacisku stóp. Dokładność pomiarowa platformy wynosiła ±5% (FS, ang. *Flow Sensor*), zakres pomiaru obciążenia czujników 1-120 N/cm², przy częstotliwości próbkowania w statyce równej 50 Hz [96]. Według Hemal i Balaganapathy [97] współczynnik korelacji wewnątrzklasowej wynosi ICC=0,916, wskazuje na doskonałą rzetelność pomiarową platformy.

Analizowane zmienne:

- Nacisk na przodostopie P (ang. *Forefoot force P*) – rozkład sił nacisku na przodostopie stopy prawej [%],
- Nacisk na tyłostopie P – (ang. *Backfoot force P*) – rozkład sił nacisku na tyłostopie stopy prawej [%],

- Całkowity nacisk P (ang. *Total force R*) – rozkład sił nacisku na stopę prawą [%],
- Nacisk na przodostopie L (ang. *Forefoot force L*) – rozkład sił nacisku na przodostopie stopy lewej [%],
- Nacisk na tyłostopie L – (ang. *Backfoot force L*) – rozkład sił nacisku na tyłostopie stopy lewej [%],
- Całkowity nacisk L (ang. *Total force L*) – rozkład sił nacisku na stopę lewą [%],
- 95% przedział ufności dla obszaru elipsy (ang. *95% confidence ellipse area*) – określa wielkość pola powierzchni zakreślonej przez COP na płaszczyźnie podporu (obszar elipsy obejmuje 95% punktów pomiarowych COP) [mm²],
- Długość ścieżki COP (ang. *COP path length*) – całkowita długość drogi, jaką pokonuje rzut środka nacisku stóp na platformę [mm],
- Prędkość środka nacisku stóp (ang. *COP average velocity*) - określa średnią prędkość, z jaką porusza się COP. Zmienna ta wskazuje szybkość przemieszczenia COP, która odzwierciedla szybkość reakcji posturalnych w pozycji stojącej [mm/s].
- Wychylenie COP w osi X (ang. *Deviation COP X*) – wychylenia COP w płaszczyźnie czołowej [mm],
- Wychylenie COP w osi Y (ang. *Deviation COP Y*) – wychylenia COP w płaszczyźnie strzałkowej [mm].

Każdy z badanych wykonywał dwie 30-sekundowe próby. Pierwszą próbę wykonywał z oczami otwartymi, z drugą - z oczami zamkniętymi. W czasie pomiaru badany stał na platformie w swobodnej pozycji stojącej. Stopy były rozstawione na szerokość bioder. Dla zapewnienia powtarzalności ułożenia stóp, na platformie wyznaczono miejsca ustawienia stóp podczas wykonywania próby statycznej. W tym celu na platformie przyklejono taśmę wyznaczającą linię środkową, która pokrywała się z linią środkową ciała osoby badanej. Badani ustawiali się na wadze w sportowym, lekkim stroju, bez obuwia, w pozycji swobodnej. W czasie próby z oczami otwartymi, badany miał twarz skierowaną w stronę punktu wyznaczonego w odległości 1 metra, skupiając na nim wzrok.

Przed badaniem, każdy z uczestników mógł zapoznać się z zasadami działania platformy i wykonać jedną, kilkunastosekundową, nierejestrowaną próbę testową. Platformę kalibrowano każdorazowo przed kolejnym z pomiarów. W czasie badania na platformie Zebris FDM-S w pomieszczeniu przebywał tylko badany i osoba prowadząca badanie. W celu ograniczenia wpływu czynników zewnętrznych, badania prowadzono w pomieszczeniu, w którym zapewniono względną ciszę.

3.2.5. Pomiary antropometryczne

Pomiary masy i wysokości ciała wykonano przy użyciu wagi medycznej SECA 799 ze wzrostomierzem (SECA GMBH, Hamburg, Niemcy). Masę ciała określono z dokładnością do 0,1 kg, a wysokość ciała z dokładnością do 0,1 cm. Badani ustawiali się na wadze w sportowym, lekkim stroju, bez obuwia, w pozycji swobodnej, równo obciążając każdą z kończyn dolnych i kierując wzrok przed siebie. Następnie obliczono wskaźnik BMI.

3.3. Zastosowane metody statystyczne

Do badania zgodności zmiennych z rozkładem normalnym użyto testu Shapiro-Wilka. Obliczono podstawowe miary statystyki opisowej: średnią arytmetyczną ($\bar{x}$), odchylenie standardowe (SD), wartości minimalne (Min), wartości maksymalne (Max), kwartył dolny (Q_{25}), Medianę (Me), kwartył górny (Q_{75}). Porównania wartości zmiennych ilościowych uzyskanych w grupie badanej i kontrolnej wykonano testem t-Studenta dla zmiennych niezależnych (w przypadku, gdy zmienne były zgodne z rozkładem normalnym), lub testem U-Manna Whitney'a (w przypadku, gdy rozkład badanych zmiennych odbiegał od normalnego). Zależności między danymi jakościowymi badano nieparametrycznym testem niezależności chi-kwadrat Pearsona (χ^2). Do porównania pomiarów badanej zmiennej wykonanych kilkakrotnie ($k \geq 2$) w różnych warunkach zastosowano analizę wariancji powtarzanych pomiarów dla rang Friedmana, czyli ANOVA Friedmana, z testem post-hoc Dunna. Do badania związków między zmiennymi ilościowymi zastosowano korelację liniową Pearsona (w przypadku, gdy zmienne były zgodne z rozkładem normalnym), lub korelację rang Spearmana (w przypadku, gdy rozkład badanych zmiennych odbiegał od normalnego). Siłę związków określono na podstawie następującej skali: $r/R = 0$ zmienne nie są skorelowane; $0 < r/R < 0,1$ korelacja nikła; $0,1 \leq r/R < 0,3$ korelacja słaba; $0,3 \leq r/R < 0,5$ korelacja przeciętna; $0,5 \leq r/R < 0,7$ korelacja wysoka; $0,7 \leq r/R < 0,9$ korelacja bardzo wysoka; $0,9 \leq r/R < 1$ korelacja prawie pełna [98].

Zastosowano próg istotności statystycznej $p < 0,05$. Analizę statystyczną wykonano w programie Statistica 13.3 TIBCO Software Inc.

4. WYNIKI

4.1. Wyniki badania układu stomatognatycznego

Częstość występowania bolesności stawów skroniowo-żuchwowych była zależna od grupy ($p=0,001$). Dolegliwości te stwierdzono częściej u mężczyzn z grupy badanej (17 mężczyzn: 57% grupy badanej), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej (5 mężczyzn: 17% grupy kontrolnej).

Częstość występowania parafunkcji była zależna od grupy ($p=0,014$). Parafunkcje częściej dotyczyły mężczyzn z grupy badanej (15 mężczyzn: 50% grupy badanej), niż mężczyzn z grupy kontrolnej (24 mężczyzn: 80% grupy kontrolnej).

Częstość występowania trzasków w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych była zależna od grupy ($p=0,020$). Trzaski częściej występowały mężczyzn z grupy badanej (12 mężczyzn: 40% grupy badanej), niż mężczyzn z grupy kontrolnej (4 mężczyzn: 13% grupy kontrolnej).

Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między danymi dotyczącymi oceny mobilności kłykci i toru żuchwy podczas ruchu opuszczania, a przynależnością do grupy. Kłykcie normomobilne stwierdzono u 12 mężczyzn z grupy badanej (40% grupy) i u 20 mężczyzn z grupy kontrolnej (66% grupy). Kłykcie hypermobilne występowały u 8 mężczyzn z grupy badanej (27% grupy) i u 5 mężczyzn z grupy kontrolnej (17% grupy), z kolei kłykcie hypomobilne stwierdzono w przypadku 10 mężczyzn z grupy badanej (33% grupy) i u 5 mężczyzn z grupy kontrolnej (17% grupy). Biorąc pod uwagę tor żuchwy podczas ruchu opuszczania, 10 mężczyzn z grupy badanej (33% grupy) oraz 3 mężczyzn z grupy kontrolnej (10% grupy) miało tor zbaczający w prawo, 9 mężczyzn z grupy badanej (30% grupy) oraz 11 mężczyzn z grupy kontrolnej (37% grupy) miało tor żuchwy zbaczający w lewo, z kolei w przypadku 11 mężczyzn z grupy badanej (37% grupy) i 16 mężczyzn z grupy kontrolnej (53% grupy) tor żuchwy podczas ruchu opuszczania nie wykazywał odchyłań (tab. 4).

Tab. 4. Zależności między częstością nieprawidłowości wykazanych w testach bolesności stawów skroniowo-żuchwowych, parafunkcji, trzasków, mobilności kłykci i toru żuchwy podczas ruchu opuszczania, a przynależnością do grupy

Zmienna		Grupa badana		Grupa kontrolna		Test chi-kwadrat
		n	%	n	%	
Bolesność stawów skroniowo-żuchwowych	Tak	17	57,0	5	17,0	$\chi^2(1)=10,33$ $p=0,001^*$
	Nie	13	43,0	25	83,0	
Występowanie parafunkcji	Tak	15	50,0	6	20,0	$\chi^2(1)=5,93$ $p=0,014^*$
	Nie	15	50,0	24	80,0	
Występowanie trzasków	Tak	12	40,0	4	13,0	$\chi^2(1)=5,45$ $p=0,020^*$
	Nie	18	60,0	26	87,0	
Mobilność kłykci	Hypermobilne	8	27,0	5	17,0	$\chi^2(2)=4,35$ $p=0,113$
	Hypomobilne	10	33,0	5	17,0	
	Normomobilne	12	40,0	20	66,0	
Tor żuchwy podczas ruchu opuszczania	Zbaczający w prawo	10	33,0	3	10,0	$\chi^2(2)=4,89$ $p=0,087$
	Zbaczający w lewo	9	30,0	11	37,0	
	Bez odchyień	11	37,0	16	53,0	

* $p<0,05$

Dane w tab. 5 wskazują, że średnia wartości nagryzu u mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=2,47\pm1,70$ mm, a średnia wartości nagryzu u mężczyzn z grupy kontrolnej to $\bar{x}=2,27\pm1,28$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,813$). Średnia wartości protruzji u mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=9,10\pm3,26$ mm, a średnia wartości tej zmiennej u mężczyzn z grupy kontrolnej to $\bar{x}=10,63\pm2,46$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,085$). Średnia pomiaru odwodzenia w przypadku mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=56,50\pm6,10$ mm, a średnia wartości tej zmiennej w przypadku mężczyzn z grupy kontrolnej wyniosła $\bar{x}=56,93\pm1,78$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,399$). Średnia wartości przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo u mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=12,57\pm3,59$ mm, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=12,20\pm2,01$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,627$).

Średnia wartości przesunięcia bocznego (shiftu) w lewo u mężczyzn z grupy badanej wyniosła $\bar{x}=12,60\pm3,45$ mm, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=12,73\pm2,21$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,859$).

Tab. 5. Porównanie wyników badania nagryzu i ruchów żuchwy u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej

Grupa	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nagryz [mm]								
Badana	2,47±1,70	0,00	6,00	1,00	2,00	4,00	Z=0,24	0,813
Kontrolna	2,27±1,28	0,00	4,00	1,00	3,00	3,00		
Protruzja [mm]								
Badana	9,10±3,26	4,00	17,00	6,00	10,00	12,00	Z=-1,72	0,085
Kontrolna	10,63±2,46	6,00	19,00	9,00	11,00	12,00		
Odwodzenie [mm]								
Badana	56,50±6,10	40,00	65,00	55,00	58,00	60,00	Z=0,84	0,399
Kontrolna	56,93±1,78	53,00	61,00	56,00	57,00	58,00		
Przesunięcie boczne (shift) w prawo [mm]								
Badana	12,57±3,59	5,00	18,00	11,00	13,00	15,00	t=0,49	0,627
Kontrolna	12,20±2,01	9,00	16,00	11,00	12,00	14,00		
Przesunięcie boczne (shift) w lewo [mm]								
Badana	12,60±3,45	7,00	19,00	10,00	12,00	15,00	t =-0,18	0,859
Kontrolna	12,73±2,21	9,00	19,00	11,00	12,50	14,00		

W trakcie testu kompresji biernej więzadeł i torebki stawu skroniowo-żuchwowego ból stwierdzono u 10 mężczyzn z grupy badanej (34% grupy) i u 6 mężczyzn z grupy kontrolnej (20% grupy). Tarcie i szумы uszne wystąpiły u 1 mężczyzny z grupy badanej (3% grupy). Test był bezobjawowy dla 18 mężczyzn z grupy badanej (60% grupy) i 24 mężczyzn z grupy kontrolnej (80% grupy). Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między częstością objawów, a przynależnością do grupy ($p=0,277$).

W trakcie testu trakcji i translacji ból wystąpił u 10 mężczyzn z grupy badanej (34% grupy) i u 2 mężczyzn z grupy kontrolnej (7% grupy). Tarcie stwierdzono u 1 mężczyzny z grupy badanej (3% grupy) oraz u 1 mężczyzny z grupy kontrolnej (3% grupy). U żadnego z mężczyzn nie stwierdzono ograniczenia ruchomości, z kolei test był bezobjawowy dla 19

mężczyzn z grupy badanej (63% grupy) i 27 mężczyzn z grupy kontrolnej (90% grupy). Stwierdzono statystycznie istotne zależności między częstością objawów, a przynależnością do grupy ($p=0,035$). Ból częściej występował u mężczyzn z grupy badanej, z kolei dla mężczyzn z grupy kontrolnej test częściej był bezobjawowy.

W trakcie palpacji torebki stawowej ból częściej występował u mężczyzn z grupy badanej (18 mężczyzn: 60% grupy), a palpacja częściej była bezbolesna dla mężczyzn z grupy kontrolnej (22 mężczyzn: 73% grupy). Zależność między częstością występowania objawów, a przynależnością do grupy była statystycznie istotna ($p=0.009$).

W trakcie palpacji mięśni ból częściej występował u mężczyzn z grupy badanej (13 mężczyzn: 43% grupy), a palpacja częściej była bezbolesna dla mężczyzn z grupy kontrolnej (27 mężczyzn: 90% grupy). Zależność między częstością występowania objawów, a przynależnością do grupy była statystycznie istotna ($p=0.004$).

Klasę Angle'a I stwierdzono u 4 mężczyzn z grupy badanej (13% grupy) i u 12 mężczyzn z grupy kontrolnej (40% grupy), klasę IIa stwierdzono u 7 mężczyzn z grupy badanej (23% grupy) i u 13 mężczyzn z grupy kontrolnej (43% grupy), klasę IIb stwierdzono u 14 mężczyzn z grupy badanej (47% grupy) i u 5 mężczyzn z grupy kontrolnej (17% grupy), z kolei klasę III w przypadku 5 mężczyzn z grupy badanej (17% grupy). Stwierdzono statystycznie istotne zależności między częstością występowania danej klasy Angle'a, a przynależnością do grupy ($p=0,002$). U mężczyzn z grupy badanej częściej stwierdzono klasę II b i III, natomiast u mężczyzn z grupy kontrolnej: I lub II a.

Okluzję zaburzoną stwierdzono u 11 mężczyzn z grupy badanej (37% grupy) i u 7 mężczyzn z grupy kontrolnej (23% grupy), z kolei okluzja prawidłowa wystąpiła u 19 mężczyzn z grupy badanej (63% grupy) i u 23 mężczyzn z grupy kontrolnej (67% grupy). Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między częstością zaburzeń okluzji, a przynależnością do grupy ($p=0,259$).

Objawy bruksizmu częściej występowały w grupie badanej (14 mężczyzn: 47% grupy), niż w grupie kontrolnej (4 mężczyzn: 13% grupy). Zależność ta była statystycznie istotna ($p=0,005$).

Tab. 6. Częstość nieprawidłowości wykazanych w testach kompresji biernej więzadeł i torebki stawu skroniowo-żuchwowego, translacji, palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego i mięśni, klasami Angle'a, okluzji, objawami bruksizmu, w zależności od grupy

Zmienna		Grupa badana		Grupa kontrolna		Test chi-kwadrat
		n	%	n	%	
Test kompresji biernej więzadeł i torebki stawu skroniowo-żuchwowego	Ból	10	34,0	6	20,0	$\chi^2(3)=3,85$ $p=0,277$
	Tarcie	1	3,0	0	0,0	
	Szumy uszne	1	3,0	0	0,0	
	Bezobjawowy	18	60,0	24	80,0	
Test trakcji i translacji	Ból	10	34,0	2	7,0	$\chi^2(3)=6,72$ $p=0,035^*$
	Tarcie	1	3,0	1	3,0	
	Ograniczenie ruchomości	0	0,0	0	0,0	
	Bezobjawowy	19	63,0	27	90,0	
Palpacja torebki stawu skroniowo-żuchwowego	Ból	18	60,0	8	27,0	$\chi^2(1)=6,78$ $p=0,009^*$
	Bezbolesna	12	40,0	22	73,0	
Palpacja mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu	Ból	13	43,0	3	10,0	$\chi^2(1)=8,52$ $p=0,004^*$
	Bezbolesna	17	57,0	27	90,0	
Klasa Angle'a	I	4	13,0	12	40,0	$\chi^2(3)=15,06$ $p=0,002^*$
	II a	7	23,0	13	43,0	
	II b	14	47,0	5	17,0	
	III	5	17,0	0	0,0	
Warunki zwarcia (okluzja)	Zaburzona	11	37,0	7	23,0	$\chi^2(1)=1,27$ $p=0,259$
	Prawidłowa	19	63,0	23	77,0	
Objawy bruksizmu	Tak	14	47,0	4	13,0	$\chi^2(1)=7,93$ $p=0,005^*$
	Nie	16	53,0	26	87,0	

* $p<0,05$

4.2. Wyniki badania napięcia wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu - w spoczynku oraz podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny, u mężczyzn z grupy badanej

Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej, uzyskanych w poszczególnych sekwencjach badania ($p < 0,001$). Średnia tych wartości była najniższa w I fazie i wyniosła $\bar{x} = 86,38 \pm 70,32$ μV , a najwyższa w V fazie ($\bar{x} = 449,22 \pm 261,00$ μV). Wysokie wartości odchyłeń standardowych w poszczególnych fazach świadczą o dużym rozproszeniu wartości omawianej zmiennej.

Wartości testu Dunna (testu post hoc dla Anovy Friedmanna) wskazują statystycznie istotne różnice wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej pomiędzy fazami I-III, I-IV, I-V, II-III, II-IV, II-V, III-VI, IV-VI oraz V-VI (tab. 7).

Tab. 7. Porównanie wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej w poszczególnych sekwencjach badania u mężczyzn z grupy badanej

Sekwencja	$\bar{x} \pm SD$	Min.	Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅
Faza I	86,38±70,32	10,29	257,73	34,55	69,50	118,74
Faza II	120,54±106,53	13,41	435,65	42,90	75,36	148,11
Faza III	317,45±200,56	43,48	872,07	174,19	250,53	369,41
Faza IV	414,23±214,52	171,47	978,33	265,26	332,30	576,21
Faza V	449,22±261,00	132,79	983,00	263,68	335,40	598,89
Faza VI	168,24±90,40	21,04	376,52	89,88	180,61	206,72
Test ANOVA Friedmanna i współczynnik zgodności Kendalla: Chi-kwadrat ANOVA (n=30; df=5) F= 116,09; $p < 0,001^*$ Absolutne różnice pomiędzy sumami rang są istotne (w przybliżeniu) jeżeli $> 42,5350813285625$ na poziomie istotności $\alpha = 0,05$						
Test post-hoc Dunna	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Faza I	---	34	90,5	114,5	123,5	42,5
Faza II	34	---	56,5	80,5	89,5	8,5
Faza III	90,5	56,5	---	24	33	48
Faza IV	114,5	80,5	24	---	9	72
Faza V	123,5	89,5	33	9	---	81
Faza VI	42,5	8,5	48	72	81	---

Wartości, które spełniły warunek istotności różnic pomiędzy sumami rang pogrubiono
* $p < 0,05$

Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej, uzyskanych w poszczególnych sekwencjach badania ($p < 0,001$). Średnia tych wartości była najniższa w I fazie i wyniosła $\bar{x} = 99,08 \pm 88,08 \mu V$, a najwyższa w V fazie ($\bar{x} = 482,95 \pm 307,91 \mu V$). Wysokie wartości odchyłeń standardowych w poszczególnych fazach świadczą o dużym rozproszeniu wartości omawianej zmiennej.

Wartości testu Dunna (testu post hoc dla Anovy Friedmanna) wskazują statystycznie istotne różnice wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej pomiędzy fazami I-III, I-IV, I-V, II-III, II-IV, II-V, IV-VI, oraz V-VI (tab. 8).

Tab. 8. Porównanie wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej w poszczególnych sekwencjach badania u mężczyzn z grupy badanej

Sekwencja	$\bar{x} \pm SD$	Min.	Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅
Faza I	99,08±88,08	16,93	302,76	33,49	62,40	120,87
Faza II	139,46±157,20	17,23	679,08	44,64	71,32	196,30
Faza III	337,37±210,08	22,82	853,07	178,55	275,57	436,87
Faza IV	434,70±218,06	168,05	1003,05	280,56	359,04	591,86
Faza V	482,95±307,91	178,48	1234,60	269,23	344,46	597,01
Faza VI	184,50±97,85	29,36	355,20	102,22	162,62	281,68
	Test ANOVA Friedmana i współczynnik zgodności Kendalla: chi-kwadrat ANOVA (n=30; df = 5) F=107,55; p<0,001* Absolutne różnice pomiędzy sumami rang są istotne (w przybliżeniu) jeżeli > 42,5350813285625 na poziomie istotności $\alpha=0,05$					
Test post-hoc Dunna	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Faza I	---	28	83,5	115,5	112,5	41,5
Faza II	28	---	55,5	87,5	84,5	13,5
Faza III	83,5	55,5	---	32	29	42
Faza IV	115,5	87,5	32	---	3	74
Faza V	112,5	84,5	29	3	---	71
Faza VI	41,5	13,5	42	74	71	---

Wartości, które spełniły warunek istotności różnic pomiędzy sumami rang pogrubiono
 *p<0,05

Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej, uzyskanych w

poszczególnych sekwencjach badania ($p < 0,001$). Średnia tych wartości była najniższa w I fazie i wyniosła $\bar{x} = 90,63 \pm 37,75 \mu V$, a najwyższa w V fazie ($\bar{x} = 246,26 \pm 154,01 \mu V$). Najwyższe wartości odchyłeń standardowych stwierdzono w fazie IV i V, co świadczy o dużym rozproszeniu wartości omawianej zmiennej w tych fazach.

Wartości testu Dunna (testu post hoc dla Anovy Friedmanna) wskazują statystycznie istotne różnice wartości maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej pomiędzy fazami I-III, I-IV, I-V, II-IV, II-V, III-VI, IV-VI oraz V-VI (tab. 9).

Tab. 9. Porównanie wartości maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej w poszczególnych sekwencjach badania u mężczyzn z grupy badanej

Sekwencja	$\bar{x} \pm SD$	Min.	Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅
Faza I	90,63±37,75	18,38	144,83	62,90	83,24	132,10
Faza II	113,87±49,06	28,07	239,62	71,12	115,46	152,45
Faza III	161,79±58,21	83,81	326,08	122,42	154,93	176,52
Faza IV	205,60±142,86	97,99	898,32	141,93	167,96	223,82
Faza V	246,26±154,01	16,93	908,45	177,75	206,96	283,97
Faza VI	106,47±56,74	18,03	270,45	75,49	103,57	131,22
Test ANOVA Friedmana i współczynnik zgodności Kendalla: chi-kwadrat ANOVA (n=30; df=5) = 102,65; $p < 0,001^*$ Absolutne różnice pomiędzy sumami rang są istotne (w przybliżeniu) jeżeli $> 42,5350813285625$ na poziomie istotności $\alpha = 0,05$						
Test post-hoc Dunna	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Faza I	---	39	81	94	122	24
Faza II	39	---	42	55	83	15
Faza III	81	42	---	13	41	57
Faza IV	94	55	13	---	28	70
Faza V	122	83	41	28	---	98
Faza VI	24	15	57	70	98	---

Wartości, które spełniły warunek istotności różnic pomiędzy sumami rang pogrubiono

* $p < 0,05$

Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej, uzyskanych w

poszczególnych sekwencjach badania ($p < 0,001$). Średnia tych wartości była najniższa w I fazie i wyniosła $\bar{x} = 94,96 \pm 39,85 \mu V$, a najwyższa w V fazie ($\bar{x} = 264,72 \pm 187,77 \mu V$). Najwyższe wartości odchyłeń standardowych stwierdzono w fazie IV i V, co świadczy o dużym rozproszeniu wartości omawianej zmiennej w tych fazach.

Wartości testu Dunna (testu post hoc dla Anovy Friedmanna) wskazują statystycznie istotne różnice wartości maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej pomiędzy fazami I-III, I-IV, I-V, II-III, II-IV, II-V, III-VI, IV-VI oraz V-VI (tab. 10).

Tab. 10. Porównanie wartości maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej w poszczególnych sekwencjach badania u mężczyzn z grupy badanej

Sekwencja	$\bar{x} \pm SD$	Min.	Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅
Faza I	94,96±39,85	23,06	152,18	63,76	87,80	138,23
Faza II	127,09±63,57	39,29	250,17	72,59	125,07	169,03
Faza III	188,62±83,34	60,38	368,44	128,58	179,68	228,67
Faza IV	227,81±172,42	102,34	1002,15	143,10	157,93	255,97
Faza V	264,72±187,77	29,75	1109,45	175,75	223,02	289,66
Faza VI	113,85±60,00	17,23	269,68	69,64	105,77	149,00
	Test ANOVA Friedmanna i współczynnik zgodności Kendalla: chi-kwadrat ANOVA (n=30; df=5) F= 101,56; p<0,001* Absolutne różnice pomiędzy sumami rang są istotne (w przybliżeniu) jeżeli > 42,5350813285625 na poziomie istotności $\alpha=0,05$					
Test post-hoc Dunna	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Faza I	---	42	86	91,5	119,5	21
Faza II	42	---	44	49,5	77,5	21
Faza III	86	44	---	5,5	33,5	65
Faza IV	91,5	49	5,5	---	28	70,5
Faza V	119,5	77,5	33,5	28	---	98,5
Faza VI	21	21	65	70,5	98,5	---

Wartości, które spełniły warunek istotności różnic pomiędzy sumami rang pogrubiono

*p<0,05

4.3. Wyniki badania postawy ciała

Średnia wartości odchylenia tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=2,61\pm3,27^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=2,49\pm2,21^\circ$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,767$).

Średnia wartości odchylenia bocznego tułowia od pionu VP-DM w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=2,21\pm1,47$ mm, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=2,23\pm1,81$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,728$).

Średnia wartości uniesienia (skośności) miednicy DL-DR w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=2,82\pm2,87$ mm, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=3,59\pm2,41$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,104$).

Średnia wartości rotacji powierzchni (amplitudy) w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=5,32\pm3,11^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=4,03\pm2,31^\circ$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,109$).

Średnia wartości skręcenia miednicy DL-DR w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=3,78\pm2,57^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=2,67\pm2,09^\circ$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,070$).

Średnia wartości kąta kifozy ICT-ITL max, w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=42,10\pm9,23^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=50,85\pm7,76^\circ$. Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p<0,001$). Wartości tego kąta u mężczyzn z grupy badanej były niższe niż u mężczyzn z grupy kontrolnej.

Średnia wartości kąta lordozy ITL-ITS max, w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=41,47\pm11,47^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=44,99\pm10,05^\circ$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,212$).

Tab. 11. Porównanie wartości bezwzględnych pomiarów określających postawę ciała w grupie badanej i kontrolnej

Grupa	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Badana	2,61±3,27	0,02	16,33	0,26	1,73	4,00	Z=-0,30	0,767
Kontrolna	2,49±2,21	0,00	9,00	0,97	1,67	3,69		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Badana	2,21±1,47	0,02	4,93	1,22	1,96	3,21	Z=0,35	0,728
Kontrolna	2,23±1,81	0,03	6,33	1,00	1,54	3,31		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Badana	2,82±2,87	0,00	12,05	0,88	2,44	3,67	Z=-1,63	0,104
Kontrolna	3,59±2,41	0,05	9,96	1,85	3,59	4,77		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Badana	5,32±3,11	0,89	11,77	1,67	5,94	7,04	Z=1,60	0,109
Kontrolna	4,03±2,31	0,20	9,03	2,23	3,90	5,87		
Skręcenie miednicy DL-DR [°]								
Badana	3,78±2,57	0,03	7,89	1,02	3,55	5,85	Z=1,81	0,070
Kontrolna	2,67±2,09	0,24	7,24	0,59	2,46	3,94		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Badana	42,10±9,23	22,38	58,19	36,00	43,75	48,56	t=-3,98	<0,001*
Kontrolna	50,85±7,76	29,08	66,61	46,50	50,25	55,00		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Badana	41,47±11,47	21,56	68,00	35,52	39,76	53,36	t=-1,26	0,212
Kontrolna	44,99±10,05	21,66	59,35	40,35	46,83	52,59		

*p<0,05

Średnia wartości odchylenia tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM w przód, w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=3,18\pm3,44^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=2,60\pm2,24^\circ$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami (p=0,579).

Średnia wartości odchylenia tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM w tył, w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=0,34\pm0,25^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=0,90\pm1,05^\circ$. Nie

stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,857$).

Średnia wartości odchylenia bocznego tułowia od pionu VP-DM w prawo, w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=1,70\pm1,85$ mm, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=1,71\pm1,49$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,714$).

Średnia wartości odchylenia bocznego tułowia od pionu VP-DM w lewo, w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=2,39\pm1,31$ mm, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=2,69\pm1,99$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,988$).

Średnia wartości uniesienia (skośności) miednicy DL-DR (DR wyżej niż DL), grupie badanej wyniosła $\bar{x}=2,18\pm2,84$ mm, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=2,50\pm2,88$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,705$).

Średnia wartości uniesienia (skośności) miednicy DL-DR (DR niżej niż DL), w grupie badanej wyniosła $\bar{x}=3,37\pm2,87$ mm, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=4,14\pm2,00$ mm. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,167$).

Średnia wartości skręcenia miednicy DL-DR (DR skierowany bardziej do przodu i w górę niż DL), grupie badanej wyniosła $\bar{x}=3,78\pm2,25^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=2,74\pm1,99^\circ$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,312$).

Średnia wartości skręcenia miednicy DL-DR (DL skierowany bardziej do tyłu i w dół niż DR), grupie badanej wyniosła $\bar{x}=3,78\pm2,78^\circ$, a w grupie kontrolnej $\bar{x}=2,61\pm2,23^\circ$. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach tej zmiennej pomiędzy grupami ($p=0,140$).

Tab. 12. Porównanie wartości określających kierunek odchylen zmiennych określających postawę ciała w grupie badanej i kontrolnej

Grupa	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°] – w przód								
Badana	3,18±3,44	0,02	16,33	1,31	2,22	4,00	305,50	0,579
Kontrolna	2,60±2,24	0,00	9,00	0,98	1,71	3,69		
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°] – w tył								
Badana	0,34±0,25	0,04	0,78	0,25	0,26	0,45	5,00	0,857
Kontrolna	0,90±1,05	0,15	1,64	0,15	0,90	1,64		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm] – w prawo								
Badana	1,70±1,85	0,02	4,56	0,09	1,36	3,06	50,00	0,714
Kontrolna	1,71±1,49	0,03	5,12	0,97	1,31	2,32		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm] – w lewo								
Badana	2,39±1,31	0,54	4,93	1,50	2,20	3,21	175,50	0,988
Kontrolna	2,69±1,99	0,61	6,33	1,06	1,64	4,34		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm] – DR wyżej niż DL								
Badana	2,18±2,84	0,05	9,96	0,40	1,05	2,84	49,50	0,705
Kontrolna	2,50±2,88	0,05	9,96	0,98	1,78	2,15		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm] – DR niżej niż DL								
Badana	3,37±2,87	0,02	12,05	1,32	2,85	4,50	132,00	0,167
Kontrolna	4,14±2,00	1,03	9,09	2,19	4,07	5,36		
Skręcenie miednicy DL-DR [°] – DR skierowany bardziej do przodu i w górę niż DL								
Badana	3,78±2,25	0,03	6,72	1,88	4,33	5,60	52,00	0,312
Kontrolna	2,74±1,99	0,45	6,02	0,59	2,65	3,94		
Skręcenie miednicy DL-DR [°] – DL skierowany bardziej do tyłu i w dół niż DR								
Badana	3,78±2,78	0,45	7,89	0,97	3,15	6,88	113,00	0,140
Kontrolna	2,61±2,23	0,24	7,24	0,54	2,31	3,60		

Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM w przód stwierdzono u 24 mężczyzn z grupy badanej (80% grupy) i u 28 mężczyzn z grupy kontrolnej (93% grupy), z kolei odchylenie w tył wystąpiło u 6 mężczyzn z grupy badanej (20% grupy) i u 2 mężczyzn z grupy kontrolnej (7% grupy). Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między częstością odchylenia tułowia w przód i w tył, a przynależnością do grupy ($p=0,128$). U większości mężczyzn, niezależnie od grupy ($p=1,000$), odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM mieściło się w granicach normy (26 mężczyzn z grupy badanej: 89% grupy oraz 26 mężczyzn z grupy kontrolnej: 89% grupy).

Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM w prawo stwierdzono u 8 mężczyzn z grupy badanej (27% grupy) i u 14 mężczyzn z grupy kontrolnej (47% grupy), z kolei odchylenie w lewo wystąpiło u 22 mężczyzn z grupy badanej (73% grupy) i u 16 mężczyzn z grupy kontrolnej (53% grupy). Częstość odchylenia tułowia w przód i w tył nie była zależna od grupy ($p=0,108$). U większości mężczyzn, niezależnie od grupy ($p=0,488$), odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM mieściło się w granicach normy (26 mężczyzn z grupy badanej: 89% grupy oraz 24 mężczyzn z grupy kontrolnej: 80% grupy).

Uniesienie (skośność) miednicy, gdy DR był wyżej niż DL stwierdzono u 11 mężczyzn z grupy badanej (37% grupy) i u 10 mężczyzn z grupy kontrolnej (33% grupy). DR niżej niż DL stwierdzono u 18 mężczyzn z grupy badanej (60% grupy) i u 20 mężczyzn z grupy kontrolnej (67% grupy). DR i DL na tej samej wysokości stwierdzono u 1 mężczyzn z grupy badanej (3% grupy). Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między częstością nadmiernego uniesienia (skośności) miednicy, a przynależnością do grupy ($p=0,561$). U większości mężczyzn, niezależnie od grupy ($p=0,390$), uniesienie (skośność) miednicy mieściło się w granicach normy (23 mężczyzn z grupy badanej: 77% grupy oraz 20 mężczyzn z grupy kontrolnej: 67% grupy).

Nadmierną rotację powierzchni (amplitudę) stwierdzono u 20 mężczyzn z grupy badanej (67% grupy) i u 14 mężczyzn z grupy kontrolnej (47% grupy), z kolei rotacja powierzchni w normie wystąpiła u 10 mężczyzn z grupy badanej (33% grupy) i u 16 mężczyzn z grupy kontrolnej (53% grupy). Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między częstością odchylenia tej zmiennej od normy, a przynależnością do grupy ($p=0,118$).

Większość mężczyzn, niezależnie od grupy ($p=0,078$) miała prawidłowe ustawienie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej (27 mężczyzn z grupy badanej (90% grupy) i 22 mężczyzn z grupy kontrolnej (73% grupy). Skoliozę stwierdzono u 1 mężczyzn z grupy

badanej (3% grupy), a postawę skoliozy u 2 mężczyzn z grupy badanej (7% grupy) i 8 mężczyzn z grupy kontrolnej (27% grupy).

Skręcenie miednicy DL-DR, gdy DR skierowany bardziej do przodu i w górę niż DL stwierdzono u 10 mężczyzn z grupy badanej (33% grupy) i 14 mężczyzn z grupy kontrolnej (47% grupy). DL skierowany bardziej do tyłu i w dół niż DR stwierdzono u 20 mężczyzn z grupy badanej (67% grupy) i 16 mężczyzn z grupy kontrolnej (53% grupy). Nadmierne skrócenie miednicy stwierdzono u 19 mężczyzn z grupy badanej (63% grupy) i u 15 mężczyzn z grupy kontrolnej (50% grupy), z kolei skrócenie miednicy w normie wystąpiło u 11 mężczyzn z grupy badanej (37% grupy) i u 15 mężczyzn z grupy kontrolnej (50% grupy). Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między częstością odchyleń tej zmiennej od normy, a przynależnością do grupy ($p=0,297$).

Stwierdzono statystycznie istotne zależności między ukształtowaniem kifozy piersiowej a przynależnością do grupy ($p=0,049$). Mężczyźni z grupy badanej mieli częściej zmniejszoną kifozę (12 mężczyzn, 40% grupy badanej), niż mężczyźni z grupy kontrolnej (5 mężczyzn, 17% grupy badanej). Prawidłowo ukształtowaną kifozę miało 16 mężczyzn z grupy badanej (53% grupy) i 19 mężczyzn z grupy kontrolnej (63% grupy), a kifozę zwiększoną stwierdzono u 2 mężczyzn z grupy badanej (7% grupy), i 6 mężczyzn z grupy kontrolnej (20% grupy).

Większość mężczyzn, niezależnie od grupy ($p=0,352$) miała lordozę zwiększoną (18 mężczyzn z grupy badanej (60% grupy) i 23 mężczyzn z grupy kontrolnej (77% grupy). Lordozę zmniejszoną stwierdzono u 4 mężczyzn z grupy badanej (13% grupy), i 3 mężczyzn z grupy kontrolnej (10% grupy), a lordozę w normie stwierdzono u 4 mężczyzn z grupy badanej (13% grupy) i 3 mężczyzn z grupy kontrolnej (10% grupy).

Tab. 13. Częstość nieprawidłowości postawy ciała w zależności od grupy

Zmienna		Grupa badana		Grupa kontrolna		Test chi-kwadrat
		n	%	n	%	
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM	w przód	24	80,0	28	93,0	$\chi^2(1)=2,31$ p=0,128
	w tył	6	20,0	2	7,0	
	nadmierne	4	13,0	4	13,0	$\chi^2(1)=0,00$ p=1,000
	w normie	26	87,0	26	87,0	
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM	w prawo	8	27,0	14	47,0	$\chi^2(1)=2,58$ p=0,108
	w lewo	22	73,0	16	53,0	
	nadmierne	4	13,0	6	20,0	$\chi^2(1)=0,48$ p=0,488
	w normie	26	87,0	24	80,0	
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR	DR wyżej niż DL	11	37,0	10	33,0	$\chi^2(2)=1,15$ p=0,561
	DR niżej niż DL	18	60,0	20	67,0	
	DR i DL na tej samej wysokości	1	3,0	0	0,0	
	nadmierne	7	23,0	10	33,0	$\chi^2(1)=0,74$ p=0,390
	w normie	23	77,0	20	67,0	
Rotacja powierzchni (amplituda)	nadmierna	20	67,0	14	47,0	$\chi^2(1)=2,44$ p=0,118
	w normie	10	33,0	16	53,0	
Ustawienie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej	skolioza	1	3,0	0	0,0	$\chi^2(2)=5,11$ p=0,078
	prawidłowe	27	90,0	22	73,0	
	postawa skoliozytyczna	2	7,0	8	27,0	
Skręcenie miednicy DL-DR	DR skierowany bardziej do przodu i w górę niż DL	10	33,0	14	47,0	$\chi^2(1)=1,11$ p=0,291
	DL skierowany bardziej do tyłu i w dół niż DR	20	67,0	16	53,0	
	nadmierne	19	63,0	15	50,0	$\chi^2(1)=1,09$ p=0,297
	w normie	11	37,0	15	50,0	
Kąt kifozy ICT-ITL max	kifoza zwiększona	2	7,0	6	20,0	$\chi^2(2)=5,14$ p=0,049*
	norma	16	53,0	19	63,0	
	kifoza zmniejszona	12	40,0	5	17,0	
Kąt lordozy ITL-ITS max	lordoza zwiększona	18	60,0	23	77,0	$\chi^2(2)=2,09$ p=0,352
	norma	8	27,0	4	13,0	
	lordoza zmniejszona	4	13,0	3	10,0	

*p<0,05

4.4. Wyniki badania stabilności posturalnej

Porównanie zmiennych określających stabilność posturalną w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej wykazało, że wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach nacisku na przodostopie prawe u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,010$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były wyższe ($\bar{x}=24,30\pm6,93\%$), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=19,94\pm5,61\%$).

Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach nacisku na tyłostopie prawe u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,023$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były niższe ($\bar{x}=27,28\pm7,44\%$), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=51,13\pm3,49\%$).

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach całkowitego nacisku na stopę prawą u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,079$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x}=55,80\pm13,86\%$, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=31,36\pm6,01\%$.

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach nacisku na przodostopie lewe u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,045$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były wyższe ($\bar{x}=22,37\pm6,12\%$), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=19,48\pm4,70\%$).

Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach nacisku na tyłostopie lewe u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,001$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były niższe ($\bar{x}=24,36\pm6,53\%$), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=29,73\pm5,26\%$).

Stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach całkowitego nacisku na stopę lewą u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,053$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x}=43,73\pm14,35\%$, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=49,07\pm3,53\%$.

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p<0,001$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były wyższe ($\bar{x}=1130,50\pm983,64 \text{ mm}^2$), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=153,70\pm 44,95 \text{ mm}^2$). Wysoka wartość odchylenia standardowego u mężczyzn z grupy badanej świadczy o dużym zróżnicowaniu wartości tej zmiennej.

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach długości ścieżki COP u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p < 0,001$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były wyższe ($\bar{x} = 179,13 \pm 98,43$ mm), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x} = 60,60 \pm 14,02$ mm). Wysoka wartość odchylenia standardowego u mężczyzn z grupy badanej świadczy o dużym zróżnicowaniu wartości tej zmiennej.

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach prędkości środka nacisku stóp u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p < 0,001$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były wyższe ($\bar{x} = 26,50 \pm 21,78$ mm/s), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x} = 6,53 \pm 4,77$ mm/s). Wysokie wartości odchyłeń standardowych świadczą o dużym zróżnicowaniu wartości tych zmiennej w każdej z grup.

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach wychylenia COP w osi X u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p = 0,888$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x} = -0,08 \pm 16,87$ mm, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x} = 0,30 \pm 16,98$ mm. Wysokie wartości odchyłeń standardowych świadczą o dużym zróżnicowaniu wartości tych zmiennej w każdej z grup.

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach wychylenia COP w osi Y u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p = 0,143$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x} = -3,90 \pm 23,37$ mm, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x} = 0,03 \pm 9,81$ mm. Wysokie wartości odchyłeń standardowych świadczą o dużym zróżnicowaniu wartości tych zmiennej w każdej z grup.

Tab. 14. Porównanie zmiennych określających stabilność posturalną w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej

Grupa	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Badana	24,30±6,93	11,50	39,00	20,00	26,00	28,38	t=2,68	0,010*
Kontrolna	19,94±5,61	11,36	31,89	15,54	19,17	24,19		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Badana	27,28±7,44	11,00	41,45	23,00	25,75	33,50	t=-2,33	0,023*
Kontrolna	31,36±6,01	21,00	43,61	27,52	31,75	34,00		
Całkowity nacisk P [%]								
Badana	55,80±13,86	26,00	78,00	47,00	59,50	66,00	t=1,79	0,079
Kontrolna	51,13±3,49	42,00	57,00	49,00	51,00	53,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Badana	22,37±6,12	6,49	36,00	18,72	23,41	26,00	t=2,05	0,045*
Kontrolna	19,48±4,70	9,83	29,02	16,00	19,94	22,42		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Badana	24,36±6,53	12,42	43,00	21,00	24,00	28,00	t=-3,51	0,001*
Kontrolna	29,73±5,26	19,29	41,20	24,80	29,57	33,70		
Całkowity nacisk L [%]								
Badana	43,73±14,35	22,00	74,00	34,00	42,50	53,00	t=-1,98	0,053
Kontrolna	49,07±3,53	43,00	58,00	47,00	49,00	51,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Badana	1130,50±983,64	35,00	366,00	213,00	936,50	2028,00	Z=5,39	<0,001*
Kontrolna	153,70± 44,95	192,00	341,00	122,00	153,50	165,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Badana	179,13±98,43	35,00	366,00	86,00	161,50	267,00	t=6,53	<0,001*
Kontrolna	60,60±14,02	38,00	89,00	51,00	59,00	69,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Badana	26,50±21,78	4,00	86,00	9,00	20,50	31,00	Z=5,24	<0,001*
Kontrolna	6,53±4,77	0,00	20,00	4,00	5,00	7,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Badana	-0,08±16,87	-29,00	30,70	-15,90	-0,85	14,40	Z=-0,14	0,888
Kontrolna	0,30±16,98	-45,70	41,70	-8,10	1,30	6,10		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Badana	-3,90±23,37	-42,10	47,20	-17,40	-7,50	7,00	Z=-1,46	0,143
Kontrolna	0,03±9,81	-30,90	19,00	-4,60	-0,86	3,30		

*p<0,05

Porównanie zmiennych określających stabilność posturalną w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej wykazało brak statystycznie istotnych różnic w wartościach nacisku na przodostopie prawe u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,243$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x}=21,50\pm7,01\%$, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=20,83\pm6,04\%$.

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach nacisku na tyłostopie prawe u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,246$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x}=29,36\pm6,94\%$, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=30,46\pm5,75\%$.

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach całkowitego nacisku na stopę prawą u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,065$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x}=56,97\pm12,08\%$, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=52,47\pm5,10\%$.

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach nacisku na przodostopie lewe u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,116$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x}=22,21\pm5,06\%$, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=20,02\pm5,59\%$.

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach nacisku na tyłostopie lewe u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,028$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były niższe ($\bar{x}=26,31\pm5,86\%$), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=35,87\pm36,16\%$).

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach całkowitego nacisku na stopę lewą u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,038$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były niższe ($\bar{x}=42,10\pm12,25\%$), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=35,87\pm36,16\%$).

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p<0,001$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były wyższe ($\bar{x}=1989,40\pm1499,90 \text{ mm}^2$), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=210,27\pm77,04 \text{ mm}^2$). Wysoka wartość odchylenia standardowego u mężczyzn z grupy badanej świadczy o dużym zróżnicowaniu wartości tej zmiennej.

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach długości ścieżki COP u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p<0,001$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej

zmiennej były wyższe ($\bar{x}=254,17\pm131,36$ mm), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=82,20\pm26,96$ mm). Wysoka wartość odchylenia standardowego u mężczyzn z grupy badanej świadczy o dużym zróżnicowaniu wartości tej zmiennej.

Wystąpiły statystycznie istotne różnice w wartościach prędkości środka nacisku stóp u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p<0,001$). U mężczyzn z grupy badanej wartości tej zmiennej były wyższe ($\bar{x}=68,37\pm83,78$ mm/s), niż u mężczyzn z grupy kontrolnej ($\bar{x}=6,77\pm3,85$ mm/s). Wysoka wartość odchylenia standardowego u mężczyzn z grupy badanej świadczy o dużym zróżnicowaniu wartości tej zmiennej.

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach wychylenia COP w osi X u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,395$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x}=-1,21\pm20,45$ mm, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=0,13\pm12,64$ mm. Wysokie wartości odchylen standardowych świadczą o dużym zróżnicowaniu wartości tych zmiennej w każdej z grup.

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach wychylenia COP w osi Y u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej ($p=0,641$). U mężczyzn z grupy badanej średnia wartości tej zmiennej wyniosła $\bar{x}=-5,42\pm17,92$ mm, a u mężczyzn z grupy kontrolnej $\bar{x}=-1,57\pm8,71$ mm. Wysokie wartości odchylen standardowych świadczą o dużym zróżnicowaniu wartości tych zmiennej w każdej z grup.

Tab. 15. Porównanie zmiennych określających stabilność posturalną w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej

Grupa	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Badana	21,50±7,01	1,50	35,00	20,80	22,75	25,20	Z=1,17	0,243
Kontrolna	20,83±6,04	12,09	31,89	16,42	19,17	26,41		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Badana	29,36±6,94	15,00	48,50	26,01	28,12	31,50	Z=-1,16	0,246
Kontrolna	30,46±5,75	20,20	41,45	24,88	31,35	33,82		
Całkowity nacisk P [%]								
Badana	56,97±12,08	27,00	78,00	51,00	56,50	64,00	t=1,88	0,065
Kontrolna	52,47±5,10	40,00	65,00	50,00	53,00	55,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Badana	22,21±5,06	11,80	30,00	18,72	22,53	25,50	t=1,59	0,116
Kontrolna	20,02±5,59	10,56	31,51	14,15	20,82	23,78		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Badana	26,31±5,86	19,50	40,43	22,00	24,50	29,28	Z=-2,20	0,028*
Kontrolna	35,87±36,16	16,49	224,50	24,76	30,03	34,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Badana	42,10±12,25	22,00	73,00	36,00	40,50	49,00	t=-2,13	0,038*
Kontrolna	47,20±4,70	35,00	60,00	45,00	47,00	50,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Badana	1989,40±1499,90	210,00	4892,0	791,00	1325,50	3355,00	Z=6,36	<0,001*
Kontrolna	210,27±77,04	130,00	432,00	168,00	182,00	220,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Badana	254,17±131,36	68,00	594,00	151,00	224,50	355,00	Z=5,74	<0,001*
Kontrolna	82,20±26,96	44,00	170,00	66,00	75,50	96,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Badana	68,37±83,78	4,00	367,00	23,00	36,50	59,00	Z=6,08	<0,001*
Kontrolna	6,77±3,85	2,00	19,00	4,00	6,00	8,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Badana	-1,21±20,45	-32,70	58,30	-17,80	-3,50	12,01	-0,85	0,395
Kontrolna	0,13±12,64	-47,00	19,70	-7,00	-0,05	7,90		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Badana	-5,42±17,92	-38,00	24,70	-19,00	-1,40	7,90	-0,47	0,641
Kontrolna	-1,57±8,71	-30,90	18,70	-5,20	-2,75	2,30		

4.5. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo z cechami postawy ciała i wskaźnikami stabilności posturalnej u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej

U mężczyzn z grupy badanej stwierdzono statystycznie istotne korelacje między protruzją, a kątem kifozy ICT-ITL max ($R=0,41$, $p=0,023$) i kątem lordozy ITL-ITS max ($R=0,37$, $p=0,042$). Były to korelacje o przeciętnej sile, dodatnie, a więc im większa protruzja, tym większy kąt kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej (tab. 16).

Tab. 16. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna (wartość bezwzględna)	Nagryz [mm]	Protruzja [mm]	Odwodzenie [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w prawo [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w lewo [mm]
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]	$R=0,04$ $p=0,821$	$R=0,29$ $p=0,117$	$R=0,11$ $p=0,570$	$R=0,13$ $p=0,498$	$R=0,19$ $p=0,310$
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]	$r=0,19$ $p=0,328$	$R=-0,34$ $p=0,070$	$R=0,05$ $p=0,781$	$r=-0,07$ $p=0,710$	$r=-0,11$ $p=0,572$
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]	$R=0,29$ $p=0,131$	$R=0,15$ $p=0,415$	$R=-0,01$ $p=0,958$	$R=0,18$ $p=0,337$	$R=0,28$ $p=0,128$
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]	$R=0,12$ $p=0,522$	$R=-0,09$ $p=0,633$	$R=-0,04$ $p=0,817$	$R=-0,26$ $p=0,171$	$R=-0,29$ $p=0,120$
Skręcenie miednicy DL-DR [°]	$R=0,03$ $p=0,861$	$R=-0,21$ $p=0,256$	$R=-0,11$ $p=0,548$	$R=0,06$ $p=0,746$	$R=0,17$ $p=0,383$
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]	$r=-0,00$ $p=0,986$	$R=0,41$ $p=0,023^*$	$R=0,21$ $p=0,263$	$r=0,35$ $p=0,064$	$r=0,30$ $p=0,114$
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]	$r=-0,02$ $p=0,929$	$R=0,37$ $p=0,042^*$	$R=0,14$ $p=0,469$	$r=0,24$ $p=0,204$	$r=0,27$ $p=0,051$

* $p<0,05$

U mężczyzn z grupy kontrolnej nie stwierdzono statystycznie istotnych związków zmiennych określających nagryz, protruzję, odwodzenie oraz przesunięcie boczne (shift) w prawo i lewo z cechami postawy (tab. 17).

Tab. 17. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy kontrolnej

Zmienna (wartość bezwzględna)	Nagryz [mm]	Protruzja [mm]	Odwodzenie [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w prawo [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w lewo [mm]
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]	R=0,02 p=0,917	R=0,13 p=0,481	R=-0,15 p=0,435	R=-0,08 p=0,682	R=-0,02 p=0,919
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]	R=-0,03 p=0,889	R=0,20 p=0,281	R=0,23 p=0,519	R=0,19 p=0,322	R=0,27 p=0,152
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]	R=0,04 p=0,843	R=0,11 p=0,551	R=0,02 p=0,934	R=-0,17 p=0,380	R=-0,02 p=0,936
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]	r=-0,19 p=0,326	R=0,17 p=0,375	R=0,03 p=0,895	r=0,30 p=0,113	r=0,21 p=0,265
Skręcenie miednicy DL-DR [°]	R=0,12 p=0,522	R=0,10 p=0,601	R=-0,22 p=0,244	R=-0,06 p=0,749	R=-0,17 p=0,373
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]	r=-0,25 p=0,181	R=-0,05 p=0,775	R=-0,01 p=0,956	r=-0,27 p=0,145	r=-0,12 p=0,528
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]	r=-0,13 p=0,496	R=0,07 p=0,722	R=0,16 p=0,398	r=-0,03 p=0,886	r=-0,12 p=0,521

W próbie stabilności z oczami otwartymi, u mężczyzn z grupy badanej wystąpił statystycznie istotny związek pomiędzy odwodzeniem żuchwy, a wychyleniem COP w osi Y ($R=-0,43$, $p=0,017$). Była to korelacja o przeciętnej sile, ujemna, a więc wraz ze wzrostem odwodzenia żuchwy zmniejszało się wychylenie COP w osi Y. Również przesunięcie boczne (shift) w prawo i wychylenie boczne (shift) w lewo korelowało z wychyleniem COP w osi Y ($r=-0,42$, $p=0,022$ oraz $r=-0,49$, $p=0,006$). Były to związki o przeciętnej sile, ujemne, a więc wraz ze wzrostem przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo, zmniejszało się wychylenie COP w osi Y. Stwierdzono też statystycznie istotny związek pomiędzy przesunięciem bocznym (shiftem) w prawo, a całkowitym naciskiem stopy prawej ($r=0,37$, $p=0,043$). Była to korelacja o przeciętnej sile, dodatnia, a więc im większe przesunięcie boczne żuchwy w prawo, tym większy całkowity nacisk na stopę prawą. Wystąpił również statystycznie istotny związek pomiędzy przesunięciem bocznym (shiftem) w prawo, a całkowitym naciskiem stopy lewej ($r=-0,37$, $p=0,045$). Była to korelacja o przeciętnej sile, ujemna, a więc im większe przesunięcie boczne żuchwy w prawo, tym mniejszy całkowity nacisk na stopę lewą (tab. 18).

Tab. 18. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Nagryz [mm]	Protruzja [mm]	Odwodzenie [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w prawo [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w lewo [mm]
Grupa badana					
Nacisk na przodostopie P [%]	r=0,18 p=0,337	R=-0,25 p=0,190	R=-0,09 p=0,644	r=-0,10 p=0,597	r=-0,18 p=0,338
Nacisk na tyłostopie P [%]	r=-0,08 p=0,692	R=0,27 p=0,143	R=0,09 p=0,641	r=0,07 p=0,707	r=0,20 p=0,281
Całkowity nacisk P [%]	r=0,06 p=0,771	R=0,22 p=0,249	R=0,29 p=0,120	r=0,37 p=0,043*	r=0,33 p=0,076
Nacisk na przodostopie L [%]	r=-0,19 p=0,315	R=-0,14 p=0,460	R=-0,02 p=0,934	r=-0,17 p=0,360	r=-0,16 p=0,412
Nacisk na tyłostopie L [%]	r=0,10 p=0,597	R=0,06 p=0,746	R=-0,11 p=0,578	r=0,20 p=0,295	r=0,16 p=0,371
Całkowity nacisk L [%]	r=-0,06 p=0,753	R=-0,17 p=0,378	R=-0,25 p=0,177	r=-0,37 p=0,045*	r=-0,30 p=0,103
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,13 p=0,482	R=0,09 p=0,637	R=-0,07 p=0,718	R=0,04 p=0,836	R=0,15 p=0,441
Długość ścieżki COP [mm]	r=-0,24 p=0,194	R=0,05 p=0,808	R=0,04 p=0,841	r=0,12 p=0,519	r=0,24 p=0,206
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=-0,08 p=0,668	R=0,01 p=0,957	R=-0,03 p=0,869	R=0,21 p=0,266	R=0,25 p=0,189
Wchylenie COP w osi X [mm]	r=0,28 p=0,134	R=0,30 p=0,104	R=0,27 p=0,156	r=0,16 p=0,390	r=0,18 p=0,343
Wchylenie COP w osi Y [mm]	r=0,06 p=0,751	R=-0,16 p=0,405	R=-0,43 0,017*	r=-0,42 p=0,022*	r=-0,49 p=0,006*

*p<0,05

U mężczyzn z grupy kontrolnej wystąpił statystycznie istotny związek pomiędzy nagryzem, a 95% przedziałem ufności dla obszaru elipsy (R=-0,42, p=0,022). Była to korelacja o przeciętnej sile, ujemna, a więc wraz ze wzrostem głębokości, na którą zęby sieczne górne zachodzą na zęby sieczne dolne, zmniejszał 95% przedział ufności dla obszaru elipsy (tab. 19).

Tab. 19. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy kontrolnej

Zmienna	Nagryz [mm]	Protruzja [mm]	Odwodzenie [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w prawo [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w lewo [mm]
Nacisk na przodostopie P [%]	R=-0,23 p=0,222	R=-0,30 p=0,108	r=-0,26 p=0,165	r=-0,05 p=0,786	r=-0,01 p=0,938
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=0,20 p=0,286	R=0,02 p=0,932	r=0,32 p=0,087	r=0,14 p=0,466	r=0,05 p=0,775
Całkowity nacisk P [%]	R=-0,08 p=0,674	R=-0,07 p=0,711	r=0,26 p=0,161	r=0,31 p=0,094	r=0,42 p=0,091
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,29 p=0,117	R=-0,21 p=0,259	r=-0,20 p=0,287	r=-0,25 p=0,186	r=-0,19 p=0,307
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=0,05 p=0,796	R=0,23 p=0,231	r=0,04 p=0,816	r=0,08 p=0,693	r=0,07 p=0,307
Całkowity nacisk L [%]	R=0,14 p=0,474	R=0,16 p=0,396	r=-0,15 p=0,420	r=-0,21 p=0,263	r=-0,24 p=0,209
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,42 p=0,022*	R=-0,23 p=0,227	R=-0,11 p=0,572	R=-0,08 p=0,669	R=-0,10 p=0,617
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,14 p=0,453	R=0,10 p=0,588	r=0,13 p=0,502	r=0,20 p=0,280	r=0,12 p=0,513
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=-0,22 0,234	R=0,06 p=0,737	R=-0,22 p=0,253	R=-0,21 p=0,275	R=-0,15 p=0,417
Wychylenie COP w osi X [mm]	R=-0,07 p=0,717	R=-0,06 p=0,765	R=0,17 p=0,363	R=0,19 p=0,303	R=0,24 p=0,210
Wychylenie COP w osi Y [mm]	R=0,14 p=0,471	R=0,09 p=0,653	R=-0,10 p=0,614	R=0,24 p=0,204	R=0,20 p=0,297

*p<0,05

W próbie stabilności z oczami zamkniętymi, u mężczyzn z grupy badanej odwodzenie żuchwy dodatnio korelowało z całkowitym naciskiem stopy prawej (R=0,38, p=0,037) i ujemnie z całkowitym naciskiem stopy lewej (r=-0,47, p=0,008). Były to korelacje o przeciętnej sile. Wraz ze wzrostem odwodzenia żuchwy zwiększał się całkowity nacisk stopy prawej i zmniejszał się całkowity nacisk na stopę lewą. Przesunięcie boczne (shift) w lewo dodatnio korelowało z całkowitym naciskiem stopy prawej (R=0,42, p=0,021) i ujemnie z całkowitym naciskiem stopy lewej (r=-0,38, p=0,036). Były to korelacje o przeciętnej sile, gdzie wraz ze wzrostem przesunięcia bocznego (shiftu) w lewo zwiększał się całkowity nacisk na stopę prawą, a zmniejszał się całkowity nacisk na stopę lewą (tab. 20).

Tab. 20. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Nagryz [mm]	Protruzja [mm]	Odwodzenie [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w prawo [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w lewo [mm]
Nacisk na przodostopie P [%]	R=-0,04 p=0,832	R=-0,03 p=0,896	R=0,08 p=0,688	R=-0,11 p=0,554	R=-0,06 p=0,755
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=0,12 p=0,537	R=0,12 p=0,538	R=0,11 p=0,550	R=0,20 p=0,290	R=0,17 p=0,375
Całkowity nacisk P [%]	r=0,19 p=0,326	R=0,08 p=0,671	R=0,38 p=0,037*	r=0,31 p=0,093	r=0,42 p=0,021*
Nacisk na przodostopie L [%]	r=-0,18 p=0,336	R=-0,06 p=0,738	R=0,07 p=0,707	r=-0,24 p=0,195	r=-0,28 0,136
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=0,04 p=0,845	R=0,03 p=0,868	R=-0,13 p=0,510	R=0,07 p=0,723	R=0,10 p=0,610
Całkowity nacisk L [%]	r=-0,16 p=0,394	R=-0,03 p=0,876	R=-0,47 p=0,008*	r=-0,30 p=0,113	r=-0,38 p=0,036*
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,25 p=0,179	R=-0,09 p=0,632	R=-0,03 p=0,874	R=-0,00 p=0,980	R=-0,02 p=0,913
Długość ścieżki COP [mm]	r=-0,28 p=0,139	R=0,06 p=0,772	R=0,11 p=0,547	r=0,21 p=0,271	r=0,23 p=0,222
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=0,31 p=0,093	R=-0,21 p=0,273	R=0,23 p=0,218	R=0,14 p=0,455	R=0,02 p=0,917
Wychylenie COP w osi X [mm]	r=-0,00 p=0,990	R=0,32 p=0,083	R=0,11 p=0,553	r=0,17 p=0,369	r=0,28 p=0,138
Wychylenie COP w osi Y [mm]	r=-0,08 p=0,657	R=-0,09 p=0,653	R=-0,07 p=0,722	r=0,15 p=0,425	r=0,08 p=0,684

*p<0,05

U mężczyzn z grupy kontrolnej wystąpił statystycznie istotny związek pomiędzy nagryzem, a 95% przedziałem ufności dla obszaru elipsy (R=-0,42, p=0,021). Była to korelacja o przeciętnej sile, ujemna, a więc wraz ze wzrostem odległości od brzegu górnego siekaczy dolnych do dolnego brzegu siekaczy górnych zmniejszał 95% przedział ufności dla obszaru elipsy. Stwierdzono także statystycznie istotne korelacje między protruzją, a wychyleniem COP w osi Y (R=0,47, p=0,009) oraz między przesunięciem bocznym (shiftem) w lewo, a wychyleniem COP w osi Y (R=0,37, p=0,043). Korelacje te były dodatnie, a więc wraz ze wzrostem wartości określających protruzję i przesunięcie boczne (shift) w lewo, zwiększało się wychylenie COP w osi Y (tab. 21).

Tab. 21. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy kontrolnej

Zmienna	Nagryz [mm]	Protruzja [mm]	Odwodzenie [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w prawo [mm]	Przesunięcie boczne (shift) w lewo [mm]
Nacisk na przodostopie P [%]	R=0,04 p=0,826	R=-0,15 p=0,423	r=-0,35 p=0,060	r=0,03 p=0,893	r=-0,00 p=0,996
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=0,03 p=0,861	R=-0,04 p=0,854	r=0,15 p=0,418	r=-0,15 p=0,435	r=-0,13 p=0,503
Całkowity nacisk P [%]	R=-0,18 p=0,342	R=-0,27 p=0,148	r=0,01 p=0,953	r=-0,13 p=0,491	r=-0,10 p=0,593
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,16 p=0,397	R=-0,18 p=0,334	r=-0,21 p=0,273	r=0,18 p=0,333	r=0,09 p=0,646
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=-0,11 p=0,575	R=0,32 p=0,084	r=0,05 p=0,784	r=0,15 p=0,437	r=-0,06 p=0,755
Całkowity nacisk L [%]	R=0,16 p=0,388	R=0,26 p=0,166	r=-0,01 p=0,938	r=0,15 p=0,432	r=0,07 p=0,720
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,42 p=0,021*	R=-0,10 p=0,583	R=-0,29 p=0,125	R=-0,30 p=0,113	R=-0,34 p=0,067
Długość ścieżki COP [mm]	R=0,10 p=0,584	R=0,13 p=0,483	r=-0,11 p=0,561	r=-0,06 p=0,770	r=-0,14 p=0,451
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=-0,10 p=0,606	R=-0,17 p=0,377	R=-0,21 p=0,263	R=-0,11 p=0,573	R=-0,09 p=0,630
Wchylenie COP w osi X [mm]	R=-0,05 p=0,782	R=0,11 p=0,550	R=-0,08 p=0,685	R=-0,17 p=0,357	R=-0,06 p=0,738
Wchylenie COP w osi Y [mm]	R=0,10 p=0,614	R=0,47 p=0,009*	R=0,17 p=0,374	R=0,23 p=0,215	R=0,37 p=0,043*

*p<0,05

4.6. Związki między napięciem wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu z postawą ciała i stabilnością posturalną u mężczyzn z grupy badanej

U mężczyzn z grupy badanej stwierdzono statystycznie istotne korelacje wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej w fazie I z uniesieniem (skośnością) miednicy DL-DR (R=-0,39, p=0,034) oraz z rotacją powierzchni (R=0,42, p=0,020). Były to związki o przeciętnej sile, w pierwszym przypadku związek był ujemny, a w drugim – dodatni, co oznacza, że wraz ze wzrostem wartości maksymalnej amplitudy

skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej, wartości określające uniesienie (skośność) miednicy ulegały obniżeniu, a wartości rotacji powierzchni - zwiększeniu.

Wystąpiły statystycznie istotne korelacje wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej w fazie II z uniesieniem (skośnością) miednicy DL-DR ($R=-0,40$, $p=0,029$) oraz z rotacją powierzchni ($R=0,52$, $p=0,003$). Były to związki o przeciętnej sile, w pierwszym przypadku związek był ujemny, a w drugim – dodatni, co oznacza, że wraz ze wzrostem wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej, wartości określające uniesienie (skośność) miednicy ulegały obniżeniu, a wartości rotacji powierzchni - zwiększeniu.

Stwierdzono statystycznie istotny związek wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej w fazie III z rotacją powierzchni ($R=0,57$, $p=0,001$). Był to dodatni, silny związek. Wraz ze wzrostem wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej, wartości rotacji powierzchni ulegały zwiększeniu.

Stwierdzono statystycznie istotny związek wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej w fazie VI z odchyleniem bocznym tułowia od pionu VP-DM ($R=-0,45$, $p=0,014$). Był to ujemny związek o przeciętnej sile. Wraz ze wzrostem wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej, wartości odchylenia bocznego tułowia od pionu ulegały obniżeniu (tab. 22).

Tab. 22. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]	$R=-0,18$ $p=0,344$	$R=-0,21$ $p=0,259$	$R=-0,13$ $p=0,481$	$R=0,11$ $p=0,568$	$R=-0,01$ $p=0,946$	$R=0,18$ $p=0,354$
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]	$R=-0,21$ $p=0,266$	$R=-0,18$ $p=0,334$	$R=-0,16$ $p=0,387$	$R=-0,26$ $p=0,162$	$R=-0,28$ $p=0,131$	$r=-0,45$ $p=0,014^*$
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]	$R=-0,39$ $p=0,034^*$	$R=-0,40$ $p=0,029^*$	$R=-0,04$ $p=0,852$	$R=0,19$ $p=0,306$	$R=0,11$ $p=0,577$	$R=-0,13$ $p=0,501$
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]	$R=0,42$ $p=0,020^*$	$R=0,52$ $p=0,003^*$	$R=0,57$ $p=0,001^*$	$R=0,29$ $p=0,123$	$R=0,28$ $p=0,137$	$R=0,13$ $p=0,503$
Skręcenie miednicy DL-DR [°]	$R=-0,24$ $p=0,202$	$R=-0,17$ $p=0,364$	$R=-0,14$ $p=0,466$	$R=-0,10$ $p=0,597$	$R=-0,06$ $p=0,743$	$R=-0,23$ $p=0,213$
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]	$R=-0,12$ $p=0,511$	$R=-0,19$ $p=0,306$	$R=-0,06$ $p=0,753$	$R=-0,17$ $p=0,359$	$R=-0,32$ $p=0,085$	$r=-0,28$ $p=0,127$
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]	$R=-0,05$ $p=0,794$	$R=-0,21$ $p=0,265$	$R=-0,01$ $p=0,953$	$R=-0,09$ $p=0,638$	$R=-0,21$ $p=0,266$	$r=0,09$ $p=0,629$

* $p<0,05$

Stwierdzono statystycznie istotne korelacje wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej w fazie I z uniesieniem (skośnością) miednicy DL-DR ($R=-0,36$, $p=0,049$) i rotacją powierzchni ($R=0,48$, $p=0,007$). Były to związki o przeciętnej sile, odpowiednio: ujemny i dodatni. Im wyższe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej, tym niższe uniesienie (skośność) miednicy, a wartości rotacji powierzchni – wyższe.

Wystąpiły statystycznie istotne korelacje wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej w fazie II z uniesieniem (skośnością) miednicy DL-DR ($R=-0,40$, $p=0,028$) oraz z rotacją powierzchni ($R=0,55$, $p=0,002$). W pierwszym przypadku związek miał przeciętną siłę i ujemny kierunek, a w drugim – silny, dodatni. Im większe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej, tym wartości określające uniesienie (skośność) miednicy niższe, a wartości rotacji powierzchni wyższe.

Stwierdzono statystycznie istotne związki wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej w fazie III i IV z rotacją powierzchni ($R=0,58$, $p=0,001$ oraz $R=0,41$, $p=0,023$). Były to dodatnie związki, odpowiednio: silny i przeciętny. Im większe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej w fazach III i IV, tym, wyższe wartości rotacji powierzchni (tab. 23).

Tab. 23. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]	$R=-0,18$ $p=0,329$	$R=-0,20$ $p=0,300$	$R=0,03$ $p=0,894$	$R=0,16$ $p=0,385$	$R=0,05$ $p=0,793$	$R=0,34$ $p=0,069$
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]	$R=-0,14$ $p=0,452$	$R=-0,13$ $p=0,505$	$R=0,08$ $p=0,679$	$R=-0,13$ $p=0,504$	$R=-0,22$ $p=0,250$	$r=-0,19$ $p=0,311$
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]	$R=-0,36$ $p=0,049^*$	$R=-0,40$ $p=0,028^*$	$R=0,03$ $p=0,869$	$R=0,16$ $p=0,391$	$R=0,14$ $p=0,458$	$R=0,06$ $p=0,741$
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]	$R=0,48$ $p=0,007^*$	$R=0,55$ $p=0,002^*$	$R=0,58$ $p=0,001^*$	$R=0,41$ $p=0,023^*$	$R=0,29$ $p=0,121$	$R=0,26$ $p=0,165$
Skręcenie miednicy DL-DR [°]	$R=-0,22$ $p=0,254$	$R=-0,18$ $p=0,330$	$R=-0,23$ $p=0,212$	$R=-0,20$ $p=0,299$	$R=-0,17$ $p=0,381$	$R=-0,25$ $p=0,188$
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]	$R=-0,13$ $p=0,499$	$R=-0,18$ $p=0,330$	$R=0,01$ $p=0,949$	$R=-0,18$ $p=0,350$	$R=-0,26$ $p=0,165$	$r=-0,29$ $p=0,124$
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]	$R=-0,07$ $p=0,732$	$R=-0,18$ $p=0,330$	$R=0,07$ $p=0,714$	$R=-0,06$ $p=0,758$	$R=-0,10$ $p=0,593$	$r=0,09$ $p=0,638$

* $p<0,05$

U mężczyzn z grupy badanej stwierdzono statystycznie istotne korelacje wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w III fazie ze skręceniem miednicy DL-DR ($R=-0,40$, $p=0,029$). Były to związki ujemne, o przeciętnej sile. Wraz ze wzrostem maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w III fazie, obniżeniu ulegał kąt skręcenia miednicy.

Wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w IV fazie korelowały z uniesieniem (skośnością) miednicy DL-DR ($R=-0,45$, $p=0,014$). Były to związki ujemne o przeciętnej sile. Im wyższe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w IV fazie, tym niższe wartości uniesienia (skośności) miednicy.

Wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w V fazie korelowały z uniesieniem (skośnością) miednicy DL-DR ($R=-0,44$, $p=0,016$). Były to związki ujemne o przeciętnej sile. Im wyższe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w V fazie, tym niższe wartości określające uniesienie (skośność) miednicy.

Wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w VI fazie korelowały z uniesieniem (skośnością) miednicy DL-DR ($R=-0,54$, $p=0,003$). Były to związki ujemne o przeciętnej sile. Im wyższe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w VI fazie, tym niższe wartości określające uniesienie (skośność) miednicy (tab. 24).

Tab. 24. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]	R=0,08 p=0,660	R=0,08 p=0,672	R=-0,00 p=0,980	R=-0,11 p=0,551	R=0,06 p=0,763	R=-0,18 p=0,335
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]	R=-0,18 p=0,328	r=-0,01 p=0,947	R=0,07 p=0,710	R=-0,18 p=0,348	R=-0,19 p=0,327	r=-0,12 p=0,519
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]	R=-0,25 p=0,190	R=-0,23 p=0,224	R=-0,20 p=0,300	R=-0,45 p=0,014*	R=-0,44 p=0,016*	R=-0,54 p=0,003*
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]	R=0,07 p=0,733	R=0,12 p=0,541	R=0,09 p=0,622	R=0,07 p=0,711	R=0,28 p=0,130	R=-0,20 p=0,280
Skręcenie miednicy DL-DR [°]	R=-0,28 p=0,140	R=-0,34 p=0,070	R=-0,40 p=0,029*	R=-0,17 p=0,374	R=-0,34 p=0,065	R=-0,14 p=0,448
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]	R=0,11 0,575	r=-0,06 p=0,749	R=-0,05 p=0,806	R=-0,13 p=0,500	R=-0,22 p=0,233	r=-0,15 p=0,426
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]	R=0,02 p=0,897	r=-0,09 p=0,628	R=-0,06 p=0,747	R=-0,29 p=0,115	R=-0,06 p=0,745	r=0,04 p=0,816

*p<0,05

U mężczyzn z grupy badanej stwierdzono statystycznie istotne ujemne korelacje wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w fazach I, II, III i V ze skreśnieniem miednicy DL-DR (R=-0,43, p=0,019; R=-0,46, p=0,010, R=-0,37, p=0,044; R=-0,37, p=0,042). Były to związki ujemne o przeciętnej sile. Wraz ze wzrostem wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w wymienionych fazach, obniżeniu ulegał kąt skreśnienia miednicy.

Wystąpiły też statystycznie istotne korelacje wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w VI fazie z uniesieniem (skośnością) miednicy DL-DR (R=-0,56, p=0,002). Były to związki ujemne, o przeciętnej sile. Wraz ze wzrostem maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w VI fazie, zwiększały się wartości określające uniesienie (skośność) miednicy (tab. 25).

Tab. 25. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]	R=0,28 p=0,133	R=0,25 p=0,190	R=0,05 p=0,782	R=-0,10 p=0,606	R=0,12 p=0,528	R=-0,17 p=0,366
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]	R=0,04 p=0,815	r=0,14 p=0,462	R=0,29 p=0,119	R=0,04 p=0,837	R=-0,03 p=0,865	r=-0,09 p=0,622
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]	R=-0,12 p=0,545	R=-0,14 p=0,466	R=-0,22 p=0,250	R=-0,36 p=0,054	R=-0,32 p=0,092	R=-0,56 p=0,002*
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]	R=0,26 p=0,170	R=0,36 p=0,050	R=0,26 p=0,167	R=0,29 p=0,120	R=0,34 p=0,070	R=-0,08 p=0,686
Skręcenie miednicy DL-DR [°]	R=-0,43 p=0,019*	R=-0,46 p=0,010*	R=-0,37 p=0,044*	R=-0,24 p=0,197	R=-0,37 p=0,042*	R=-0,20 p=0,298
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]	R=0,05 p=0,793	r=-0,02 p=0,917	R=-0,14 p=0,466	R=-0,21 p=0,265	R=-0,26 p=0,169	r=-0,21 p=0,274
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]	R=0,13 p=0,499	r=-0,03 p=0,883	R=-0,08 p=0,685	R=-0,19 p=0,307	R=-0,03 p=0,859	r=0,03 p=0,878

*p<0,05

W próbie stabilności z oczami otwartymi nie stwierdzono statystycznie istotnych związków między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej u mężczyzn z grupy badanej (tab. 26).

Tab. 26. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Nacisk na przodostopie P [%]	R=0,15 0,440	R=0,03 0,889	R=-0,22 0,235	R=-0,15 0,434	R=0,00 0,981	r=0,03 0,875
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=-0,14 0,460	R=0,01 0,966	R=0,15 0,414	R=0,13 0,493	R=0,05 0,777	r=-0,01 0,949
Całkowity nacisk P [%]	R=0,08 0,659	R=0,01 0,942	R=0,14 0,476	R=-0,04 0,850	R=-0,20 0,291	r=-0,04 0,829
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,04 0,828	R=-0,09 0,627	R=-0,14 0,465	R=0,06 0,747	R=0,17 0,370	r=0,12 0,519
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=-0,19 0,312	R=-0,23 0,220	R=0,07 0,694	R=-0,05 0,778	R=-0,27 0,148	r=-0,27 0,143
Całkowity nacisk L [%]	R=-0,04 0,845	R=0,01 0,944	R=-0,14 0,464	R=0,08 0,690	R=0,25 0,175	r=0,08 0,667
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,21 0,261	R=-0,20 0,300	R=0,03 0,872	R=0,30 0,102	R=0,33 0,070	R=0,15 0,427
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,12 0,530	R=-0,15 0,428	R=0,18 0,345	R=0,18 0,330	R=0,10 0,597	r=0,03 0,858
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=0,04 0,834	R=0,02 0,901	R=0,26 0,160	R=0,39 0,053	R=0,28 0,134	R=0,04 0,829
Wychylenie COP w osi X [mm]	R=-0,23 0,217	R=-0,25 0,185	R=-0,09 0,619	R=-0,13 0,482	R=-0,14 0,464	r=0,14 0,468
Wychylenie COP w osi Y [mm]	R=0,17 0,363	R=0,20 0,280	R=-0,12 0,518	R=-0,34 0,063	R=-0,22 0,238	r=0,25 0,185

W próbie stabilności z oczami otwartymi nie stwierdzono statystycznie istotnych związków między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej z miarami stabilności posturalnej u mężczyzn z grupy badanej (tab. 27).

Tab. 27. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Nacisk na przodostopie P [%]	R=0,07 0,722	R=-0,01 0,969	R=-0,13 0,505	R=-0,11 0,557	R=-0,04 0,834	r=0,02 0,931
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=-0,11 0,552	R=-0,02 0,907	R=0,13 0,508	R=0,20 0,300	R=-0,00 0,993	r=0,01 0,922
Całkowity nacisk P [%]	R=0,06 0,741	R=-0,06 0,769	R=0,00 0,991	R=-0,05 0,787	R=-0,18 0,335	r=0,09 0,648
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,01 0,978	R=0,01 0,962	R=-0,09 0,628	R=-0,01 0,974	R=0,19 0,309	r=-0,08 0,667
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=-0,16 0,385	R=-0,25 0,179	R=-0,03 0,879	R=-0,12 0,518	R=-0,23 0,218	r=-0,17 0,359
Całkowity nacisk L [%]	R=-0,02 0,896	R=0,08 0,667	R=-0,03 0,877	R=0,07 0,709	R=0,24 0,207	r=-0,08 0,679
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,25 0,190	R=-0,21 0,274	R=-0,06 0,754	R=0,19 0,314	R=0,25 0,182	R=0,07 0,716
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,10 0,613	R=-0,16 0,401	R=0,04 0,835	R=0,12 0,514	R=0,02 0,917	r=0,00 0,990
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=0,05 0,808	R=0,02 0,925	R=0,09 0,628	R=0,30 0,111	R=0,18 0,348	R=-0,02 0,921
Wychylenie COP w osi X [mm]	R=-0,21 0,275	R=-0,28 0,137	R=-0,12 0,512	R=-0,09 0,634	R=-0,06 0,763	r=0,37 0,062
Wychylenie COP w osi Y [mm]	R=0,16 0,385	R=0,24 0,193	R=-0,22 0,247	R=-0,30 0,103	R=-0,26 0,161	r=0,03 0,895

Nie stwierdzono statystycznie istotnych związków między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej (tab. 28).

Tab. 28. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Nacisk na przodostopie P [%]	R=-0,14 0,447	R=-0,30 0,111	R=0,06 0,771	R=-0,08 0,664	R=0,13 0,484	R=0,09 0,638
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=0,14 0,463	R=0,24 0,211	R=-0,08 0,681	R=-0,09 0,618	R=-0,27 0,151	R=-0,23 0,226
Całkowity nacisk P [%]	R=-0,25 0,190	R=-0,30 0,105	R=-0,20 0,300	R=0,05 0,776	R=-0,04 0,821	r=0,01 0,974
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,04 0,840	R=-0,10 0,581	R=-0,00 0,997	R=0,13 0,499	R=0,28 0,135	r=0,25 0,183
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=0,10 0,591	R=0,14 0,466	R=0,18 0,344	R=0,01 0,962	R=-0,12 0,521	R=-0,17 0,371
Całkowity nacisk L [%]	R=0,17 0,382	R=0,20 0,292	R=0,20 0,302	R=0,02 0,935	R=0,09 0,645	r=0,00 1,000
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,04 0,814	R=-0,05 0,790	R=0,14 0,472	R=0,06 0,735	R=0,13 0,499	R=-0,07 0,722
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,05 0,803	R=-0,06 0,744	R=0,23 0,221	R=0,12 0,520	R=0,02 0,911	R=-0,05 0,783
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=0,07 0,712	R=0,08 0,680	R=0,25 0,182	R=0,07 0,707	R=-0,02 0,921	R=-0,27 0,148
Wychylenie COP w osi X [mm]	R=-0,15 0,433	R=-0,13 0,505	R=0,07 0,709	R=0,11 0,563	R=0,14 0,467	r=0,08 0,690
Wychylenie COP w osi Y [mm]	R=-0,08 0,682	R=-0,15 0,430	R=-0,18 0,338	R=0,01 0,940	R=0,02 0,931	r=-0,00 0,991

Nie stwierdzono statystycznie istotnych związków między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej (tab. 29).

Tab. 29. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśni żwaczy po stronie lewej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśni żwaczy po stronie lewej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Nacisk na przodostopie P [%]	R=-0,12 0,525	R=-0,21 0,258	R=0,16 0,409	R=0,03 0,874	R=0,11 0,555	R=0,01 0,959
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=0,18 0,350	R=0,20 0,286	R=-0,07 0,709	R=-0,15 0,440	R=-0,19 0,321	R=-0,13 0,510
Całkowity nacisk P [%]	R=-0,28 0,136	R=-0,35 0,056	R=-0,14 0,460	R=-0,01 0,954	R=-0,02 0,913	r=0,19 0,305
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,10 0,607	R=-0,05 0,782	R=0,05 0,792	R=0,14 0,468	R=0,26 0,161	r=0,18 0,344
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=0,19 0,319	R=0,11 0,550	R=0,09 0,655	R=0,02 0,927	R=-0,13 0,504	R=-0,08 0,676
Całkowity nacisk L [%]	R=0,19 0,318	R=0,24 0,197	R=0,11 0,559	R=0,04 0,850	R=0,05 0,799	r=-0,23 0,223
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,04 0,840	R=-0,03 0,883	R=0,07 0,716	R=0,02 0,922	R=0,12 0,531	R=-0,11 0,549
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,02 0,915	R=-0,08 0,677	R=0,13 0,509	R=0,11 0,573	R=0,02 0,927	r=0,01 0,950
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=0,19 0,324	R=0,14 0,451	R=0,25 0,188	R=0,11 0,575	R=0,01 0,944	R=-0,17 0,372
Wychylenie COP w osi X [mm]	R=-0,03 0,855	R=-0,01 0,967	R=0,11 0,573	R=0,18 0,331	R=0,22 0,233	r=0,16 0,389
Wychylenie COP w osi Y [mm]	R=-0,22 0,235	R=-0,22 0,242	R=-0,21 0,267	R=-0,03 0,872	R=0,00 0,993	r=0,04 0,854

Wystąpił statystycznie istotny, ujemny związek o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w fazie I z wychyleniem COP w osi Y w próbie stabilności z oczami otwartymi ($r=0,37$, $p=0,044$). Im większa maksymalna amplituda skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej, tym mniejsze wartości wychyleń COP w osi Y.

Wystąpiły też statystycznie istotne, ujemne związki o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w fazie III z 95% przedziałem ufności dla obszaru elipsy ($r=-0,36$, $p=0,047$) i długością ścieżki COP ($R=-0,37$, $p=0,044$). Wraz ze wzrostem maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej, zmniejszeniu ulegały wartości 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy i długości ścieżki COP (tab. 30).

Tab. 30. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Nacisk na przodostopie P [%]	R=0,14 p=0,471	r=0,23 p=0,223	R=-0,02 p=0,901	R=-0,03 p=0,878	R=-0,05 p=0,797	r=0,09 p=0,620
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=-0,10 p=0,609	r=-0,16 p=0,404	R=-0,33 p=0,072	R=-0,09 p=0,632	R=-0,01 p=0,957	r=-0,25 p=0,186
Całkowity nacisk P [%]	R=0,09 p=0,629	r=-0,02 p=0,935	R=-0,15 p=0,438	R=0,13 p=0,481	R=0,11 p=0,563	r=0,08 p=0,669
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,27 p=0,147	r=-0,22 p=0,241	R=0,05 p=0,786	R=-0,07 p=0,721	R=-0,11 p=0,576	r=-0,01 p=0,691
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=-0,04 p=0,835	r=-0,07 p=0,732	R=0,02 p=0,931	R=-0,08 p=0,656	R=-0,13 p=0,478	r=-0,03 p=0,870
Całkowity nacisk L [%]	R=-0,10 p=0,589	r=0,01 p=0,976	R=0,16 p=0,407	R=-0,13 p=0,486	R=-0,13 p=0,488	r=-0,09 p=0,633
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,20 p=0,291	-0,28 p=0,140	R=-0,36 p=0,047*	R=-0,11 p=0,551	R=-0,23 p=0,225	R=-0,18 p=0,330
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,24 p=0,205	r=-0,28 p=0,130	R=-0,37 p=0,044*	R=-0,17 p=0,379	R=-0,15 p=0,437	r=-0,27 p=0,149
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=-0,28 p=0,141	R=-0,32 p=0,083	R=-0,34 p=0,065	R=-0,08 p=0,661	R=-0,06 p=0,763	R=-0,24 p=0,205
Wychylenie COP w osi X [mm]	r=0,05 p=0,801	0,09 p=0,641	R=-0,07 p=0,715	R=-0,15 p=0,430	R=0,07 p=0,722	R=0,10 p=0,588
Wychylenie COP w osi Y [mm]	r=0,37 p=0,044*	0,32 p=0,083	R=0,29 p=0,123	R=0,23 p=0,230	R=0,31 p=0,094	r=0,30 p=0,108

*p<0,05

W próbie stabilności z oczami otwartymi stwierdzono statystycznie istotne, ujemne związki o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w fazach I i II z wartościami nacisku na przodostopie lewe (R=-0,42, p=0,020 oraz r=-0,38, p=0,036). Wraz ze wzrostem maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej, zmniejszały się wartości nacisku na przodostopie lewe (tab. 31).

Wystąpiły też statystycznie istotne, ujemne związki o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w fazach II i III z 95% przedziałem ufności dla obszaru elipsy (R=-0,37, p=0,044 oraz r=-0,38, p=0,038). Wraz ze wzrostem maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej, zmniejszeniu ulegały wartości 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy.

Stwierdzono statystycznie istotny, ujemny związek o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w fazie III z wartościami długości ścieżki COP ($R=-0,38$, $p=0,040$). Im wyższe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej, tym niższe wartości długości ścieżki COP.

Stwierdzono statystycznie istotny, ujemny związek o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w fazie I z wartościami prędkości środka nacisku stóp ($R=-0,38$, $p=0,040$). Im wyższe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej, tym niższe wartości prędkości środka nacisku stóp.

Wystąpił statystycznie istotny, dodatni związek o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w fazie II z wychyleniem COP w osi Y ($r=0,37$, $p=0,046$). Wraz ze wzrostem maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej, zwiększały się wartości wychylenia COP w osi Y (tab. 31).

Tab. 31. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Nacisk na przodostopie P [%]	R=0,06 p=0,746	r=0,23 p=0,231	R=-0,05 p=0,786	R=-0,15 p=0,432	R=-0,07 p=0,713	r=0,08 p=0,661
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=-0,05 p=0,809	r=-0,09 p=0,643	R=-0,15 p=0,437	R=-0,04 p=0,816	R=-0,01 p=0,940	r=-0,26 p=0,162
Całkowity nacisk P [%]	R=0,09 p=0,645	r=0,10 p=0,612	R=-0,06 p=0,748	R=0,11 p=0,574	R=0,15 p=0,429	r=0,11 p=0,578
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,42 p=0,020*	r=-0,38 p=0,036*	R=-0,06 p=0,751	R=-0,12 p=0,526	R=-0,16 p=0,391	r=-0,10 p=0,582
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=0,08 p=0,671	r=-0,02 p=0,905	R=-0,02 p=0,906	R=0,02 p=0,929	R=-0,04 p=0,827	r=0,06 p=0,749
Całkowity nacisk L [%]	R=-0,14 p=0,472	r=-0,12 p=0,530	R=0,05 p=0,799	R=-0,10 p=0,609	R=-0,17 p=0,373	r=-0,11 p=0,572
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,34 p=0,067	R=-0,37 p=0,044*	R=-0,38 p=0,038*	R=-0,07 p=0,697	R=-0,25 p=0,179	R=-0,16 p=0,404
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,30 p=0,109	r=-0,31 p=0,097	R=-0,38 p=0,040*	R=-0,10 p=0,586	R=-0,16 p=0,389	r=-0,24 p=0,201
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=-0,38 p=0,040*	R=-0,34 p=0,064	R=-0,36 p=0,051	R=-0,09 p=0,632	R=-0,07 p=0,729	R=-0,23 p=0,220
Wychylenie COP w osi X [mm]	R=0,22 p=0,238	r=0,27 p=0,150	R=0,01 p=0,971	R=-0,10 p=0,590	R=0,19 p=0,313	r=0,11 p=0,568
Wychylenie COP w osi Y [mm]	R=0,35 p=0,056	r=0,37 p=0,046*	R=0,28 p=0,132	R=0,18 p=0,329	R=0,30 p=0,113	r=0,35 p=0,061

*p<0,05

W próbie stabilności z oczami zamkniętymi stwierdzono statystycznie istotny, dodatni związek o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej w fazie I z wychyleniem COP w osi Y ($r=0,40$, $p=0,027$). Wraz ze wzrostem maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej, zwiększały się wartości wychylenia COP w osi Y (tab. 32).

Tab. 32. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia czworobocznego po stronie prawej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Nacisk na przodostopie P [%]	R=-0,27 p=0,154	R=-0,06 p=0,735	R=0,02 p=0,897	R=-0,38 p=0,059	R=-0,10 p=0,600	R=-0,17 p=0,373
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=0,08 p=0,692	R=-0,07 p=0,722	R=-0,02 p=0,924	R=0,02 p=0,937	R=-0,02 p=0,920	R=-0,14 p=0,451
Całkowity nacisk P [%]	R=-0,02 p=0,931	r=-0,05 p=0,789	R=-0,16 p=0,391	R=-0,09 p=0,645	R=-0,25 p=0,184	r=0,04 p=0,833
Nacisk na przodostopie L [%]	R=0,05 p=0,785	r=0,08 p=0,691	R=0,17 p=0,376	R=0,21 p=0,275	R=0,23 p=0,216	r=0,33 p=0,047
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=-0,06 p=0,758	R=0,01 p=0,954	R=-0,07 p=0,717	R=-0,03 p=0,895	R=-0,01 p=0,953	R=-0,26 p=0,163
Całkowity nacisk L [%]	R=-0,04 p=0,839	r=-0,01 p=0,977	R=0,15 p=0,435	R=-0,01 p=0,941	R=0,16 p=0,412	r=-0,07 p=0,715
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,26 p=0,160	R=-0,31 p=0,100	R=-0,25 p=0,175	R=-0,18 p=0,346	R=-0,27 p=0,146	R=-0,27 p=0,144
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,26 p=0,161	r=-0,33 p=0,076	R=-0,35 p=0,061	R=-0,17 p=0,367	R=-0,15 p=0,431	r=-0,34 p=0,062
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=-0,34 p=0,068	R=-0,26 p=0,162	R=0,07 p=0,720	R=-0,05 p=0,780	R=0,04 p=0,831	R=-0,36 p=0,053
Wychylenie COP w osi X [mm]	R=0,09 p=0,645	r=-0,04 p=0,837	R=0,19 p=0,303	R=-0,20 p=0,286	R=0,25 p=0,184	r=-0,27 p=0,151
Wychylenie COP w osi Y [mm]	R=0,40 p=0,027*	r=0,30 p=0,111	R=0,07 p=0,695	R=0,25 p=0,187	R=0,14 p=0,465	r=0,26 p=0,172

*p<0,05

W próbie stabilności z oczami zamkniętymi stwierdzono statystycznie istotny, ujemny związek o przeciętnej sile między wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej w fazie I z 95% przedziałem ufności dla obszaru elipsy ($r=-0,37$, $p=0,047$). Wraz ze wzrostem maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej, zmniejszały się wartości 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy (tab. 33).

Tab. 33. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej z cechami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna	Maksymalna amplituda skurczów mięśnia czworobocznego po stronie lewej [nV]					
	Faza I	Faza II	Faza III	Faza IV	Faza V	Faza VI
Nacisk na przodostopie P [%]	R=-0,20 p=0,290	R=-0,10 p=0,590	R=-0,09 p=0,627	R=-0,34 p=0,064	R=-0,11 p=0,569	R=-0,20 p=0,288
Nacisk na tyłostopie P [%]	R=0,10 p=0,589	R=0,02 p=0,898	R=0,06 p=0,772	R=-0,00 p=0,980	R=-0,06 p=0,739	R=-0,14 p=0,450
Całkowity nacisk P [%]	R=-0,04 p=0,844	r=-0,09 p=0,632	R=-0,02 p=0,905	R=-0,05 p=0,804	R=-0,15 p=0,427	r=-0,02 p=0,926
Nacisk na przodostopie L [%]	R=-0,10 p=0,614	r=-0,10 p=0,590	R=0,13 p=0,493	R=0,22 p=0,237	R=0,19 p=0,302	r=0,32 p=0,087
Nacisk na tyłostopie L [%]	R=0,10 p=0,601	R=0,18 p=0,346	R=-0,05 p=0,784	R=0,02 p=0,911	R=0,06 p=0,750	R=-0,12 p=0,529
Całkowity nacisk L [%]	R=-0,01 p=0,939	r=-0,01 p=0,962	R=-0,02 p=0,900	R=-0,04 p=0,816	R=0,06 p=0,741	r=-0,02 p=0,915
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]	R=-0,37 p=0,047*	R=-0,33 p=0,071	R=-0,28 p=0,127	R=-0,07 p=0,704	R=-0,32 p=0,089	R=-0,21 p=0,256
Długość ścieżki COP [mm]	R=-0,26 p=0,171	r=-0,30 p=0,112	R=-0,28 p=0,127	R=-0,03 p=0,855	R=-0,12 p=0,536	r=-0,32 p=0,086
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]	R=-0,19 p=0,304	R=-0,11 p=0,578	R=0,10 p=0,593	R=-0,01 p=0,960	R=0,08 p=0,686	R=-0,29 p=0,123
Wychylenie COP w osi X [mm]	R=0,10 p=0,603	r=-0,06 p=0,754	R=0,12 p=0,534	R=-0,14 p=0,446	R=0,22 p=0,249	r=-0,29 p=0,125
Wychylenie COP w osi Y [mm]	R=0,23 p=0,216	r=0,12 p=0,545	R=0,05 p=0,813	R=0,03 p=0,869	R=0,07 p=0,724	r=0,20 p=0,291

*p<0,05

4.7. Porównanie cech postawy ciała i wskaźników stabilności posturalnej u mężczyzn z grupy badanej, u których częściej niż w grupie kontrolnej zdiagnozowano nieprawidłowości w trakcie badania układu stomatognatycznego

W tym rozdziale zawarto wyniki porównań wartości cech określających postawę ciała i stabilność posturalną u mężczyzn z grupy badanej, dla tych testów wykonanych w trakcie badania układu stomatognatycznego, dla których wystąpiły statystycznie istotne zależności między częstością nieprawidłowości wykazanych w trakcie badania, a przynależnością do grupy (rozdział 4.1). Zależności te wystąpiły w przypadku testów badających: bolesność stawów skroniowo-żuchwowych, występowanie parafunkcji, występowanie trzasków, a

także podczas testu trakcji i translacji, palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego, palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu, i badania bruksizmu. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych (tab. 34).

Tab. 34. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Tak	2,15±2,41	0,02	8,40	0,25	1,32	4,00	Z=90,50	0,408
Nie	3,22±4,18	0,02	16,33	1,29	1,98	3,69		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Tak	2,28±1,63	0,02	4,93	1,22	2,20	3,21	t=-0,32	0,751
Nie	2,11± 1,29	0,10	4,12	1,24	1,89	3,21		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Tak	3,22±3,35	0,05	12,05	1,05	2,50	2,85	Z=98,0	0,621
Nie	2,31±2,10	0,00	5,90	0,60	1,32	4,05		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Tak	5,20±3,52	0,89	11,77	1,66	5,21	7,22	t=0,25	0,807
Nie	5,48±2,61	1,03	9,78	5,00	6,34	7,04		
Skręcenie miednicyDL-DR [°]								
Tak	4,55±2,52	0,45	7,89	2,85	5,41	6,72	t=-1,97	0,059
Nie	2,77±2,36	0,03	6,98	0,89	2,64	4,34		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Tak	42,50±9,93	23,48	58,19	34,20	44,50	48,56	t=-0,27	0,789
Nie	41,57±8,60	22,38	52,33	39,89	43,00	47,01		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Tak	39,17±8,25	24,80	56,34	35,52	38,01	43,02	t=1,27	0,213
Nie	44,49±14,47	21,56	68,00	36,22	45,40	55,35		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych (tab. 35).

Tab. 35. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	25,20±7,43	26,00	11,50	39,00	22,00	31,00	t=-0,81	0,426
Nie	23,12±6,30	11,50	31,00	20,00	26,00	27,00		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	27,82±7,52	26,95	11,00	41,45	24,00	33,50	t=-0,45	0,655
Nie	26,57±7,57	17,00	38,50	21,00	24,00	31,22		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	55,53±16,14	49,00	26,00	78,00	45,00	66,00	t=0,12	0,905
Nie	56,15±10,81	33,00	70,00	50,00	61,00	63,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	21,43±7,16	23,32	6,49	36,00	16,64	24,90	t=0,95	0,349
Nie	23,58±4,40	16,00	31,50	20,00	25,09	26,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	23,67±8,22	23,00	12,42	43,00	17,00	28,00	t=0,66	0,516
Nie	25,27±3,39	18,50	31,22	24,00	24,00	28,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	43,88±16,60	51,00	22,00	74,00	27,00	55,00	t=-0,06	0,949
Nie	43,54±11,40	30,00	67,00	34,00	38,00	50,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1284,30±1048,70	1024,00	124,00	3140,0	441,00	2349,00	Z=90,50	0,408
Nie	929,23±891,21	121,00	2582,0	213,00	324,00	1393,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	180,29±103,72	156,00	59,00	366,00	109,00	267,00	Z=109,00	0,967
Nie	177,62±95,23	35,00	298,00	85,00	166,00	258,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	30,06±25,47	20,00	6,00	86,00	11,00	36,00	t=-1,02	0,314
Nie	21,85±15,49	4,00	59,00	8,00	21,00	29,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-2,24±17,50	-2,40	-29,00	27,20	-17,30	12,80	t=0,80	0,433
Nie	2,74±16,24	-21,60	30,70	-8,50	-0,60	16,80		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-7,65±23,09	-10,00	-42,10	47,20	-27,80	5,80	t=1,00	0,324
Nie	0,99±23,73	-33,10	47,20	-14,40	-7,00	10,20		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych (tab. 36).

Tab. 36. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	21,11±7,84	1,50	35,00	21,14	22,44	24,00	Z=97,50	0,592
Nie	22,01±6,04	7,50	29,00	20,50	23,40	27,00		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	30,07±7,58	15,00	48,50	27,00	28,23	32,61	Z=92,50	0,457
Nie	28,42±6,17	21,00	43,50	24,50	28,00	29,00		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	57,12±10,34	44,00	78,00	50,00	56,00	63,00	t=-0,08	0,939
Nie	56,77±14,50	27,00	76,00	52,00	59,00	64,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	21,64±5,24	12,50	30,00	18,40	21,50	25,50	t=0,71	0,486
Nie	22,97±4,92	11,80	29,00	21,00	23,00	27,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	26,30±6,27	19,50	40,43	21,60	24,50	29,78	Z=105,50	0,837
Nie	26,32±5,54	20,50	38,00	22,50	25,99	27,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	41,71±10,73	22,00	56,00	36,00	43,00	50,00	t=0,20	0,844
Nie	42,62±14,45	24,00	73,00	36,00	40,00	46,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1961,4±1441,10	234,00	4892,00	1048,00	1263,00	2813,00	Z=108,00	0,934
Nie	2026,0±1632,50	210,00	4682,00	587,00	1388,00	3355,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	242,94±123,91	68,00	473,00	151,00	213,00	320,00	t=0,53	0,601
Nie	268,85±144,27	85,00	594,00	175,00	266,00	361,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	67,47±73,72	4,00	228,00	17,00	44,00	69,00	Z=106,50	0,869
Nie	69,54±98,55	10,00	367,00	32,00	36,00	43,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	5,16±22,97	-32,70	58,30	-17,60	5,20	22,10	t=-2,06	0,051
Nie	-9,55±13,22	-32,20	12,01	-21,40	-8,20	-1,10		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-0,05±16,14	-33,40	24,70	-11,20	2,20	8,20	t=-1,97	0,059
Nie	-12,44±18,30	-38,00	17,30	-24,90	-16,90	7,20		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji (tab. 37).

Tab. 37. Porównanie wartości bezwzględnych pomiarów określających postawę ciała u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji

Parafunkcje	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Tak	2,63±2,34	0,02	8,40	0,78	1,95	4,00	Z=93,50	0,436
Nie	2,60±4,09	0,02	16,33	0,25	1,29	3,69		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Tak	2,23±1,44	0,07	4,76	1,22	1,75	3,33	t=-0,07	0,945
Nie	2,19±1,56	0,02	4,93	0,92	2,02	3,21		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Tak	3,31±3,05	0,11	12,05	1,05	2,75	4,50	Z=83,00	0,233
Nie	2,34±2,69	0,00	9,96	0,40	1,32	3,67		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Tak	5,47±2,70	1,03	9,78	2,20	6,45	7,04	t=-0,25	0,804
Nie	5,18±3,57	0,89	11,77	1,40	5,21	7,13		
Skręcenie miednicy DL-DR [°]								
Tak	2,80±2,43	0,03	6,98	0,65	2,85	5,60	Z=65,00	0,050
Nie	4,75±2,41	0,57	7,89	2,64	4,78	6,98		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Tak	42,43±8,01	23,48	54,77	36,30	44,50	47,01	t=-0,19	0,847
Nie	41,77±10,59	22,38	58,19	34,20	42,85	50,20		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Tak	41,44±11,31	24,80	56,34	29,09	40,77	53,36	t=0,02	0,988
Nie	41,51±12,02	21,56	68,00	35,52	36,70	45,04		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji (tab. 38).

Tab. 38. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji

Parafunkcje	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	25,76±7,72	11,50	39,00	22,05	26,00	31,12	t=-1,17	0,253
Nie	22,83±5,92	11,50	31,00	20,00	26,00	27,00		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	27,82±8,15	11,00	38,50	23,00	26,95	35,01	t=-0,39	0,697
Nie	26,74±6,90	17,00	41,45	22,50	24,00	30,00		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	51,93±14,26	26,00	78,00	41,00	49,00	64,00	t=1,57	0,129
Nie	59,67±12,75	33,00	77,00	48,00	63,00	70,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	23,14±6,17	16,00	36,00	17,00	23,32	26,00	Z=112,00	1,000
Nie	21,59±6,18	6,49	28,00	19,00	24,00	26,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	22,51±6,05	14,00	33,00	17,00	24,00	26,50	t=1,59	0,122
Nie	26,22±6,67	12,42	43,00	23,00	24,50	29,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	47,80±14,73	22,00	74,00	34,00	51,00	59,00	t=-1,59	0,122
Nie	39,67±13,19	23,00	67,00	27,00	37,00	52,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1060,2±985,56	161,00	2791,00	213,00	849,00	1919,00	Z=107,50	0,838
Nie	1200,6±1011,10	121,00	3140,00	196,00	1083,00	2225,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	152,60±80,53	35,00	327,00	86,00	141,00	201,00	t=1,51	0,143
Nie	205,67±109,90	59,00	366,00	85,00	249,00	289,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	22,47±21,70	4,00	86,00	9,00	17,00	22,00	Z=80,50	0,187
Nie	30,53±21,84	6,00	68,00	8,00	29,00	40,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	0,37±16,43	-20,90	30,70	-15,90	-2,40	14,40	t=-0,15	0,885
Nie	-0,54±17,85	-29,00	27,20	-17,30	0,40	16,70		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	2,63±27,42	-34,10	47,20	-27,80	5,80	25,90	t=-1,57	0,128
Nie	-10,43±16,98	-42,10	27,50	-17,40	-10,00	0,00		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji (tab. 39).

Tab. 39. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji

Parafunkcje	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	21,18±8,75	1,50	35,00	19,00	23,00	27,00	Z=109,50	0,902
Nie	21,81±5,02	7,50	27,50	21,50	22,50	23,50		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	30,42±8,52	15,00	48,50	26,00	28,45	34,80	Z=97,50	0,539
Nie	28,29±4,98	22,50	43,50	26,30	28,00	28,60		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	54,93±14,44	27,00	78,00	46,00	55,00	64,00	t=0,92	0,366
Nie	59,00±9,22	45,00	77,00	51,00	59,00	64,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	20,91±4,76	11,80	28,00	18,00	21,50	25,50	t=1,44	0,161
Nie	23,52±5,17	12,72	30,00	21,00	24,00	28,50		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	26,95±6,20	19,50	38,00	22,00	24,50	31,00	Z=103,00	0,713
Nie	25,67±5,65	20,00	40,43	21,00	23,00	27,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	45,07±14,44	22,00	73,00	36,00	45,00	54,00	t=-1,34	0,190
Nie	39,13±9,14	23,00	55,00	31,00	40,00	48,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1900,90±1557,70	234,00	4892,00	632,00	1388,00	3477,00	Z=105,00	0,775
Nie	2077,90±1488,90	210,00	4575,00	884,00	1263,00	3355,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	238,33±130,53	69,00	594,00	151,00	222,00	273,00	t=0,65	0,519
Nie	270,00±134,78	68,00	473,00	131,00	296,00	373,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	76,93±105,32	4,00	367,00	14,00	35,00	86,00	Z=94,50	0,461
Nie	59,80±57,36	10,00	214,00	32,00	43,00	57,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-2,73±22,40	-32,20	58,30	-17,90	-6,00	8,30	t=0,40	0,693
Nie	0,30±18,98	-32,70	29,10	-17,60	4,90	14,80		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-8,35±17,35	-33,40	24,70	-24,90	-11,20	5,80	t=0,89	0,379
Nie	-2,48±18,60	-38,00	20,90	-16,90	2,90	10,20		

Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach bezwzględnych kąta kifozy ICT-ITL max u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji. Wartości tego kąta były wyższe u mężczyzn, u których stwierdzono

występowanie parafunkcji ($\bar{x}=46,48\pm7,58^\circ$), niż u mężczyzn, u których nie stwierdzono parafunkcji ($\bar{x}=39,18\pm9,25^\circ$) (tab. 40).

Tab. 40. Porównanie wartości bezwzględnych pomiarów określających postawę ciała u mężczyzn z grupy badanej, u których występowały i niewystępowały trzaski

Trzaski	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Tak	2,52±2,64	0,02	8,40	0,26	1,78	4,18	Z=104,00	0,882
Nie	2,68±3,71	0,02	16,33	0,45	1,73	3,69		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Tak	2,61±1,65	0,07	4,93	1,15	2,61	4,06	t=-1,22	0,232
Nie	1,94±1,32	0,02	4,76	1,22	1,70	2,78		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Tak	3,71±3,93	0,05	12,05	1,01	2,61	5,62	Z=89,00	0,433
Nie	2,23±1,77	0,00	5,90	0,60	2,27	2,85		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Tak	4,86±3,55	1,03	11,77	1,59	4,85	6,69	t=0,66	0,515
Nie	5,63±2,85	0,89	9,98	3,48	6,54	7,13		
Skręcenie miednicy DL-DR [°]								
Tak	4,03±2,71	0,65	7,89	1,45	3,50	6,85	t=-0,44	0,667
Nie	3,61±2,55	0,03	7,89	0,92	3,77	5,60		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Tak	46,48±7,58	34,20	58,19	42,20	45,40	52,54	t=-2,27	0,031*
Nie	39,18±9,25	22,38	52,33	32,00	39,95	47,01		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Tak	40,69±9,16	24,80	56,34	34,74	41,89	45,22	t=0,30	0,767
Nie	41,99±13,01	21,56	68,00	35,52	37,72	53,36		

*p<0,05

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których występowały i niewystępowały trzaski (tab. 41).

Tab. 41. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których występowały i niewystępowały trzaski

Trzaski	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	24,21±6,62	11,50	31,12	22,03	25,50	29,44	t=0,06	0,954
Nie	24,36±7,31	11,50	39,00	20,00	26,00	27,50		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	28,37±7,48	18,00	41,45	23,25	26,48	34,18	t=-0,65	0,524
Nie	26,56±7,54	11,00	38,50	22,50	24,00	33,50		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	50,42±15,78	26,00	78,00	40,50	48,00	62,00	t=1,80	0,082
Nie	59,39±11,51	33,00	77,00	50,00	63,00	66,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	22,44±7,02	12,69	36,00	16,50	23,36	26,05	t=-0,05	0,960
Nie	22,32±5,66	6,49	31,50	19,00	23,41	26,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	23,35±6,81	12,42	33,00	17,25	24,25	28,14	t=0,69	0,496
Nie	25,04±6,45	14,09	43,00	22,00	24,00	28,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	48,17±17,22	22,00	74,00	29,50	52,00	59,50	t=-1,40	0,171
Nie	40,78±11,66	23,00	67,00	34,00	37,00	50,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1156,00±1094,00	124,00	3140,00	225,00	670,50	2134,00	Z=106,00	0,949
Nie	1113,40±935,59	121,00	2791,00	196,00	1053,50	2028,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	146,25±99,06	35,00	366,00	73,50	125,00	183,50	t=1,53	0,138
Nie	201,06±94,37	60,00	361,00	116,00	194,50	287,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	23,17±21,52	4,00	67,00	8,50	16,50	25,50	Z=81,00	0,262
Nie	28,72±22,28	6,00	86,00	11,00	22,50	36,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-2,94±17,56	-29,00	22,20	-19,10	-1,75	13,60	t=0,75	0,458
Nie	1,82±16,62	-21,60	30,70	-13,40	-0,10	16,80		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-7,08±21,20	-42,10	35,20	-21,40	-5,00	5,90	t=0,60	0,553
Nie	-1,79±25,08	-33,30	47,20	-17,40	-7,50	10,20		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których występowały i niewystępowały trzaski (tab. 42).

Tab. 42. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których występowały i niewystępowały trzaski

Trzaski	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	22,47±22,47	28,01	17,37	24,60	1,50	8,34	Z=93,00	0,539
Nie	22,72±5,91	7,50	35,00	21,14	23,00	26,50		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	28,23±28,23	48,50	27,25	33,71	24,50	7,54	Z=84,50	0,330
Nie	27,91±6,31	15,00	43,50	23,00	28,12	31,20		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	53,00±53,00	78,00	45,50	64,00	31,00	13,84	t=0,60	0,555
Nie	58,06±11,05	27,00	77,00	52,00	58,00	64,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	22,53±22,53	28,00	19,79	25,50	12,50	5,05	t=0,34	0,734
Nie	22,48±5,20	11,80	30,00	18,72	22,25	27,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	23,75±23,75	40,43	22,19	26,50	19,50	6,42	Z=100,50	0,767
Nie	26,47±5,65	20,00	38,00	21,50	25,50	29,78		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	42,50±42,50	69,00	30,50	54,50	22,00	14,46	t=-0,32	0,749
Nie	41,50±10,95	23,00	73,00	36,00	40,50	48,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1573,00±1573,00	4098,00	711,50	2554,50	335,00	1216,00	Z=96,00	0,626
Nie	2149,20±1677,30	210,00	4892,00	884,00	1225,50	3575,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	207,00±207,00	467,00	118,00	290,00	68,00	120,72	t=1,24	0,225
Nie	278,22±135,91	96,00	594,00	175,00	250,00	373,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	35,50±35,50	367,00	23,00	129,50	11,00	111,84	Z=-1,09	0,284
Nie	54,78±58,24	4,00	228,00	17,00	37,00	59,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	0,85±0,85	58,30	-15,00	23,55	-32,20	25,24	t=-1,39	0,176
Nie	-5,38±15,98	-32,70	22,80	-17,90	-7,10	5,20		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	4,00±4,00	24,70	-12,35	15,50	-31,00	17,46	t=-1,66	0,108
Nie	-9,72±17,37	-38,00	17,30	-24,90	-7,10	7,20		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy (tab. 43).

Tab. 43. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy

Objawy w trakcie testu	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Tak	2,01±1,69	0,02	4,36	0,24	1,67	4,00	Z=94,00	0,672
Nie	2,96±3,92	0,04	16,33	0,26	1,79	4,00		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Tak	2,32±1,43	0,54	4,76	1,50	1,68	4,00	Z=100,00	0,866
Nie	2,14±1,53	0,02	4,93	0,61	2,20	3,21		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Tak	3,16±3,07	0,49	9,96	0,88	2,04	5,90	Z=94,50	0,672
Nie	2,63±2,81	0,00	12,05	0,40	2,50	3,67		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Tak	5,53±2,47	1,66	9,78	3,48	5,86	7,04	t=-0,27	0,788
Nie	5,20±3,49	0,89	11,77	1,40	6,01	7,13		
Skręcenie miednicy DL-DR [°]								
Tak	3,49±2,31	0,03	6,98	1,02	3,20	4,78	Z=96,50	0,735
Nie	3,94±2,76	0,45	7,89	0,89	4,34	6,72		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Tak	42,65±11,56	22,38	58,19	36,70	44,50	52,33	t=-0,25	0,807
Nie	41,78±7,93	28,01	56,74	34,20	42,85	48,56		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Tak	44,67±12,01	29,01	68,00	35,80	42,33	53,36	t=-1,17	0,252
Nie	39,62±11,04	21,56	60,00	33,96	36,70	45,40		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy (tab. 44).

Tab. 44. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy

Objawy w trakcie testu	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	24,78±8,04	12,00	39,00	21,00	26,00	31,00	t=-0,29	0,776
Nie	24,02±6,41	11,50	34,50	20,00	26,00	28,38		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	27,17±9,75	11,00	41,45	18,00	26,95	37,20	t=0,06	0,954
Nie	27,34±6,03	19,00	38,50	23,00	25,50	31,22		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	55,09±11,18	33,00	70,00	48,00	58,00	64,00	t=0,21	0,835
Nie	56,21±15,48	26,00	78,00	45,00	62,00	66,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	23,53±5,44	14,12	31,50	18,72	24,50	26,00	t=-0,79	0,436
Nie	21,69±6,53	6,49	36,00	17,00	22,72	26,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	23,81±5,03	16,16	32,34	18,50	24,00	27,50	t=0,35	0,730
Nie	24,69±7,38	12,42	43,00	22,00	24,00	29,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	44,73±11,74	30,00	67,00	34,00	47,00	52,00	t=-0,28	0,778
Nie	43,16±15,94	22,00	74,00	27,00	38,00	55,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1358,60±1147,40	121,00	2791,00	162,00	1121,00	2582,00	Z=93,00	0,641
Nie	998,37±881,52	124,00	3140,00	213,00	849,00	1450,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	198,00±90,91	80,00	327,00	119,00	166,00	291,00	t=-0,79	0,434
Nie	168,21±103,32	35,00	366,00	83,00	156,00	258,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	28,27±24,71	8,00	86,00	9,00	17,00	40,00	Z=99,00	0,832
Nie	25,47±20,54	4,00	68,00	8,00	21,00	30,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	0,40±13,92	-17,90	22,20	-8,50	-2,40	12,80	t=-0,12	0,907
Nie	-0,36±18,72	-29,00	30,70	-17,30	0,40	16,70		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-2,25±26,48	-42,10	47,20	-17,40	-6,70	7,60	t=-0,29	0,774
Nie	-4,86±22,09	-34,10	47,20	-26,10	-8,00	7,00		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy (tab. 45).

Tab. 45. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy

Objawy w trakcie testu	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	23,85±5,38	14,24	35,00	21,50	23,00	27,00	Z=81,50	0,328
Nie	20,14±7,61	1,50	28,01	20,50	22,44	24,00		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	27,91±5,70	15,00	34,80	27,00	28,50	32,61	Z=101,00	0,899
Nie	30,19±7,58	22,50	48,50	26,00	28,00	31,20		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	53,36±11,14	27,00	64,00	45,00	56,00	63,00	t=1,25	0,220
Nie	59,05±12,40	31,00	78,00	51,00	59,00	69,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	21,76±4,75	12,72	30,00	18,40	22,05	25,50	0,37	0,717
Nie	22,48±5,34	11,80	29,00	18,72	23,00	27,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	26,80±6,43	20,00	40,43	21,60	24,50	29,28	Z=98,00	0,800
Nie	26,03±5,67	19,50	38,00	22,00	23,00	29,78		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	45,91±11,30	36,00	73,00	37,00	43,00	55,00	Z=80,00	0,307
Nie	39,89±12,53	22,00	69,00	29,00	40,00	49,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	2442,5±1576,6	234,00	4892,0	1143,0	2315,0	3575,0	Z=72,00	0,171
Nie	1727,1±1430,2	210,00	4575,0	587,00	1121,0	2907,0		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	271,09±138,76	129,00	594,00	151,00	266,00	361,00	t=-0,53	0,600
Nie	244,37±129,71	68,00	473,00	131,00	222,00	355,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	93,18±112,18	4,00	367,00	14,00	37,00	176,00	Z=91,50	0,582
Nie	54,00±61,01	10,00	228,00	23,00	36,00	52,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-3,17±14,29	-25,20	22,10	-17,60	-3,50	5,20	t=0,39	0,697
Nie	-0,08±23,60	-32,70	58,30	-18,30	-1,10	14,80		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-10,75±16,39	-33,00	17,30	-24,90	-12,90	2,90	t=1,25	0,221
Nie	-2,33±18,47	-38,00	24,70	-16,90	1,80	10,20		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego (tab. 46).

Tab. 46. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Tak	1,87±2,22	0,02	8,40	0,24	1,21	3,47	Z=63,00	0,059
Nie	3,73±4,28	0,26	16,33	1,48	2,62	4,05		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Tak	2,06±1,38	0,02	4,76	1,22	1,79	3,00	t=0,67	0,508
Nie	2,43±1,64	0,07	4,93	1,21	2,40	3,73		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Tak	3,37±3,26	0,40	12,05	1,05	2,63	2,85	Z=80,50	0,249
Nie	2,00±2,00	0,00	5,50	0,08	1,18	3,86		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Tak	5,47±3,13	0,89	9,98	1,67	6,16	7,22	t=-0,31	0,758
Nie	5,10±3,21	1,03	11,77	1,80	5,61	7,03		
Skręcenie miednicy DL-DR [°]								
Tak	4,47±2,64	0,03	7,89	2,85	5,08	6,98	t=-1,88	0,071
Nie	2,74±2,17	0,57	6,78	0,77	2,26	4,56		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Tak	42,11±9,59	23,48	58,19	34,20	42,95	47,01	Z=101,50	0,787
Nie	42,08±9,09	22,38	50,30	37,95	45,01	48,73		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Tak	40,36±9,68	24,80	56,34	35,52	39,76	45,04	t=0,65	0,524
Nie	43,15±14,03	21,56	68,00	35,09	41,20	54,36		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego (tab. 47).

Tab. 47. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	24,99±7,11	12,00	39,00	22,00	25,25	31,00	t=-0,66	0,514
Nie	23,27±6,81	11,50	31,00	19,39	26,50	27,94		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	28,03±7,63	11,00	41,45	24,00	26,48	34,32	t=-0,67	0,507
Nie	26,15±7,33	17,00	38,50	20,25	23,50	30,61		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	56,11±13,05	33,00	78,00	47,00	54,00	66,00	t=-0,15	0,883
Nie	55,33±15,59	26,00	77,00	44,50	62,50	65,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	22,16±6,26	6,49	31,50	17,00	23,75	26,00	t=0,22	0,828
Nie	22,67±6,17	12,69	36,00	18,89	22,00	26,25		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	24,43±7,05	14,09	43,00	18,50	24,00	28,00	t=-0,07	0,946
Nie	24,26±5,97	12,42	31,22	22,75	24,25	28,50		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	43,78±13,32	22,00	67,00	34,00	48,50	53,00	t=-0,02	0,984
Nie	43,67±16,38	23,00	74,00	32,00	37,50	55,50		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1326,60±1074,90	121,00	3140,00	237,00	1053,50	2457,00	Z=83,50	0,305
Nie	836,17±779,52	124,00	2225,00	204,50	382,50	1421,50		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	198,11±97,67	59,00	366,00	119,00	166,50	289,00	t=-1,31	0,201
Nie	150,67±96,58	35,00	298,00	73,50	112,50	253,50		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	32,06±25,24	8,00	86,00	15,00	21,00	59,00	Z=75,00	0,172
Nie	18,17±11,82	4,00	40,00	6,50	20,00	27,00		
Wychylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-1,51±16,86	-29,00	27,20	-15,90	-4,15	12,80	t=0,56	0,579
Nie	2,06±17,39	-21,60	30,70	-15,35	3,30	16,75		
Wychylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-3,44±27,45	-42,10	47,20	-27,80	-9,30	7,60	t=-0,13	0,898
Nie	-4,59±16,58	-33,30	25,90	-15,90	-3,50	6,50		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i

nieodczuwających bolesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego (tab. 48).

Tab. 48. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	22,63±6,87	1,50	35,00	21,14	23,00	26,50	Z=85,00	0,346
Nie	19,80±7,18	5,50	27,50	16,85	22,22	23,75		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	28,86±6,74	15,00	48,50	27,00	28,12	31,50	Z=107,50	0,983
Nie	30,11±7,46	22,50	44,40	25,26	28,25	33,00		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	55,22±11,01	27,00	78,00	50,00	55,50	63,00	t=0,97	0,342
Nie	59,58±13,61	31,00	77,00	51,50	61,00	71,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	21,23±5,17	12,50	30,00	18,00	21,34	25,50	t=1,32	0,197
Nie	23,69±4,71	11,80	29,00	21,50	23,75	27,50		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	27,38±6,30	20,00	40,43	22,37	25,25	31,00	Z=83,50	0,305
Nie	24,71±4,96	19,50	38,00	21,50	23,00	27,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	44,33±11,03	22,00	73,00	37,00	43,50	50,00	t=-1,23	0,228
Nie	38,75±13,69	23,00	69,00	28,00	36,50	47,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	2210,90±1573,20	234,00	4892,00	1051,00	1510,50	3575,00	Z=82,00	0,285
Nie	1657,10±1380,40	210,00	4575,00	509,00	1218,00	2611,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	267,89±145,38	68,00	594,00	151,00	246,50	355,00	t=-0,69	0,493
Nie	233,58±109,79	85,00	425,00	158,50	211,00	328,50		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	84,28±96,76	4,00	367,00	23,00	49,50	86,00	Z=74,00	0,158
Nie	44,50±54,77	10,00	214,00	17,50	36,00	40,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	4,30±21,84	-25,20	58,30	-17,60	0,70	22,10	t=-1,89	0,070
Nie	-9,48±15,54	-32,70	12,01	-23,30	-8,25	3,70		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-6,56±18,02	-33,40	24,70	-19,00	-7,10	2,90	t=0,42	0,676
Nie	-3,70±18,43	-38,00	17,30	-20,90	6,50	9,20		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu (tab. 49).

Tab. 49. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Tak	2,12±1,58	0,02	4,09	1,10	1,67	4,00	Z=110,00	1,000
Nie	2,99±4,15	0,02	16,33	0,26	1,95	3,69		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Tak	2,04±1,19	0,54	4,44	1,50	1,68	2,22	t=0,55	0,586
Nie	2,34±1,68	0,02	4,93	0,92	2,20	3,33		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Tak	2,51±1,60	0,60	6,73	1,05	2,75	2,85	Z=99,50	0,650
Nie	3,06±3,59	0,00	12,05	0,40	1,47	4,50		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Tak	5,65±3,05	1,06	9,98	3,48	6,45	7,04	t=-0,50	0,619
Nie	5,07±3,23	0,89	11,77	1,67	5,86	7,01		
Skręcenie miednicy DL-DR [°]								
Tak	3,79±2,83	0,03	7,89	1,02	4,75	5,85	t=-0,03	0,980
Nie	3,77±2,45	0,57	7,89	1,88	3,20	5,60		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Tak	41,96±9,58	22,38	56,74	36,30	44,50	47,01	t=0,07	0,945
Nie	42,20±9,26	23,48	58,19	36,00	43,00	48,89		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Tak	42,74±12,08	24,80	68,00	35,52	42,33	53,36	t=-0,52	0,605
Nie	40,50±11,25	21,56	60,00	35,52	36,70	45,40		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu (tab. 50).

Tab. 50. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	25,75±4,61	18,78	34,50	22,05	26,00	27,50	t=-1,01	0,322
Nie	23,18±8,24	11,50	39,00	16,51	26,00	28,38		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	26,75±6,27	17,00	37,20	23,50	26,00	31,22	t=0,34	0,737
Nie	27,69±8,39	11,00	41,45	23,00	25,50	33,50		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	56,62±13,35	33,00	77,00	47,00	58,00	66,00	t=-0,28	0,784
Nie	55,18±14,62	26,00	78,00	48,00	62,00	64,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	22,45±4,42	16,00	31,00	18,78	23,32	24,90	t=-0,07	0,948
Nie	22,30±7,30	6,49	36,00	17,00	23,50	26,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	23,90±5,52	14,09	31,22	21,00	24,00	28,00	t=0,34	0,738
Nie	24,72±7,37	12,42	43,00	22,00	24,00	28,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	43,08±13,82	23,00	67,00	32,00	47,00	53,00	t=0,22	0,831
Nie	44,24±15,14	22,00	74,00	34,00	38,00	52,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	973,62±1025,10	161,00	3140,00	237,00	492,00	1121,00	Z=96,5	0,563
Nie	1250,40±964,45	121,00	2791,00	213,00	1214,00	2028,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	161,00±88,54	59,00	366,00	109,00	141,00	167,00	t=0,88	0,387
Nie	193,00±105,88	35,00	361,00	85,00	201,00	287,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	25,31±20,21	8,00	67,00	11,00	21,00	23,00	Z=110,0	1,000
Nie	27,41±23,48	4,00	86,00	8,00	20,00	31,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-1,12±19,08	-29,00	30,70	-15,90	-2,40	12,80	t=0,29	0,775
Nie	0,71±15,53	-21,60	27,20	-13,40	-0,60	14,40		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	3,19±27,32	-33,30	47,20	-14,70	-6,70	25,90	t=-1,48	0,149
Nie	-9,33±18,92	-42,10	27,50	-26,10	-8,00	6,00		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i

nieodczuwających bólesności podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu (tab. 51).

Tab. 51. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesność podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	21,94±3,29	13,20	27,00	21,50	22,00	23,00	Z=92,00	0,457
Nie	21,16±8,99	1,50	35,00	20,50	23,40	27,00		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	29,81±3,40	26,00	37,00	27,50	28,00	31,50	Z=89,00	0,385
Nie	29,01±8,85	15,00	48,50	23,00	28,23	29,00		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	54,23±11,50	27,00	77,00	50,00	55,00	60,00	t=1,09	0,286
Nie	59,06±12,44	31,00	78,00	51,00	63,00	68,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	21,42±4,72	11,80	30,00	18,40	21,50	24,00	t=0,75	0,462
Nie	22,82±5,37	12,50	29,00	21,00	24,50	27,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	26,53±5,75	20,00	38,00	22,95	24,50	29,78	Z=100,50	0,680
Nie	26,15±6,12	19,50	40,43	22,00	24,50	27,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	45,77±11,50	23,00	73,00	40,00	45,00	50,00	t=-1,46	0,155
Nie	39,29±12,39	22,00	69,00	31,00	37,00	48,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1645,20±1307,00	234,00	4098,00	791,00	1121,00	2315,00	Z=85,00	0,300
Nie	2252,60±1620,60	210,00	4892,00	1048,0	1851,00	3355,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	222,92±104,19	68,00	467,00	151,00	209,00	266,00	t=1,15	0,262
Nie	278,06±147,42	69,00	594,00	175,00	296,00	373,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	83,31±111,29	4,00	367,00	14,00	37,00	57,00	Z=110,50	1,000
Nie	56,94±55,79	10,00	214,00	31,00	36,00	59,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-0,20±19,18	-32,70	29,10	-9,80	-3,50	14,80	t=-0,23	0,817
Nie	-1,99±21,93	-32,20	58,30	-17,90	-6,00	8,30		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-4,36±18,24	-33,40	20,90	-19,00	1,80	8,20	t=-0,28	0,783
Nie	-6,22±18,20	-38,00	24,70	-16,90	-3,00	7,60		

Stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach bezwzględnych kąta kifozy ICT-ITL max u mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu ($p=0,009$). Wartości tego kąta były niższe u mężczyzn z objawami bruksizmu ($\bar{x}=37,53\pm 8,65^\circ$), niż u mężczyzn bez objawów bruksizmu ($\bar{x}=46,10\pm 7,96^\circ$) (tab. 52).

Tab. 52. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu

Bruksizm	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Tak	2,09±1,80	0,04	5,78	0,26	1,73	3,69	Z=108,50	0,886
Nie	3,07±4,17	0,02	16,33	0,35	1,77	4,05		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Tak	2,07±1,56	0,02	4,76	0,92	1,58	3,33	t=0,46	0,651
Nie	2,32±1,44	0,10	4,93	1,46	2,11	3,11		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Tak	2,06±1,36	0,11	4,50	0,88	2,27	2,85	Z=97,00	0,552
Nie	3,49±3,65	0,00	12,05	0,74	2,61	5,70		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Tak	5,86±2,94	0,89	9,98	3,48	6,73	7,22	t=-0,88	0,386
Nie	4,85±3,28	1,06	11,77	1,59	5,11	6,83		
Skręcenie miednicy DL-DR [°]								
Tak	2,93±2,46	0,03	7,89	0,65	2,75	4,78	t=1,75	0,091
Nie	4,52±2,51	0,57	7,89	2,44	4,97	6,88		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Tak	37,53±8,65	22,38	50,20	32,00	36,50	45,33	t=2,83	0,009*
Nie	46,10±7,96	28,01	58,19	42,13	46,24	51,32		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Tak	41,45±12,48	24,80	68,00	35,52	38,38	53,36	t=0,01	0,993
Nie	41,49±10,91	21,56	60,00	34,74	41,89	49,20		

* $p<0,05$

W próbie z oczami otwartymi stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach całkowitego nacisku stopy lewej ($p=0,048$) i wychylenia COP w osi Y ($p=0,002$) u mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu. Wartości tych zmiennych były wyższe u mężczyzn z objawami bruksizmu ($\bar{x}=49,21\pm 14,43\%$ i $\bar{x}=9,29\pm 22,73$ mm), niż u mężczyzn bez objawów bruksizmu ($\bar{x}=38,94\pm 12,85\%$ i $\bar{x}=-15,44\pm 17,42$ mm) (tab. 53).

Tab. 53. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	25,93±6,78	11,50	39,00	22,00	26,00	30,50	t=-1,22	0,234
Nie	22,87±6,95	11,50	31,12	17,65	25,25	27,94		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	25,90±7,99	11,00	38,50	21,00	24,00	34,32	t=0,95	0,349
Nie	28,49±6,95	18,00	41,45	23,25	28,29	32,36		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	50,64±14,04	26,00	70,00	41,00	49,50	64,00	t=2,00	0,055
Nie	60,31±12,41	40,00	78,00	48,50	63,00	70,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	22,66±5,24	16,00	36,00	18,72	23,41	25,09	t=-0,24	0,809
Nie	22,11±6,96	6,49	31,50	17,89	23,81	26,75		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	23,17±5,10	14,00	29,00	21,00	24,25	27,50	Z=98,50	0,580
Nie	25,41±7,58	12,42	43,00	20,25	24,00	31,11		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	49,21±14,43	30,00	74,00	34,00	50,50	59,00	t=-2,06	0,048*
Nie	38,94±12,85	22,00	60,00	26,50	37,00	51,50		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	864,00±820,94	161,00	2791,0	213,00	537,50	1121,0	Z=91,00	0,400
Nie	1363,60±1078,00	121,00	3140,00	213,00	1303,50	2403,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	150,07±94,45	35,00	327,00	80,00	114,00	222,00	t=1,55	0,133
Nie	204,56±97,59	64,00	366,00	128,50	182,50	288,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	27,50±26,85	4,00	86,00	8,00	18,00	40,00	Z=98,50	0,580
Nie	25,63±17,05	6,00	67,00	15,50	22,00	30,50		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-2,69±18,61	-27,00	27,20	-17,30	-8,50	19,30	t=0,79	0,438
Nie	2,20±15,43	-29,00	30,70	-5,95	1,30	13,60		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	9,29±22,73	-27,80	47,20	-6,70	6,50	27,50	t=-3,37	0,002*
Nie	-15,44±17,42	-42,10	25,90	-30,60	-14,55	-7,50		

*p<0,05

W próbie z oczami zamkniętymi stwierdzono statystycznie istotne różnice w wartościach całkowitego nacisku stopy prawej i całkowitego nacisku stopy lewej u

mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu. Wartości całkowitego nacisku stopy prawej były niższe u mężczyzn z objawami bruksizmu ($\bar{x}=52,14\pm12,50\%$ i $\bar{x}=61,19\pm10,31\%$, a wartości całkowitego nacisku stopy lewej - wyższe niż u mężczyzn bez objawów bruksizmu ($\bar{x}=47,86\pm12,50\%$ i $\bar{x}=37,06\pm9,85\%$) (tab. 54).

Tab. 54. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu

Bolesność	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Tak	22,41±6,25	5,50	35,00	20,80	22,50	24,00	Z=108,5	0,886
Nie	20,70±7,74	1,50	29,00	17,69	22,75	26,10		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Tak	28,22±6,40	15,00	44,40	26,00	28,00	31,20	Z=98,0	0,580
Nie	30,35±7,44	21,00	48,50	26,65	28,34	33,71		
Całkowity nacisk P [%]								
Tak	52,14±12,50	27,00	76,00	49,00	52,00	57,00	t=2,17	0,038*
Nie	61,19±10,31	44,00	78,00	53,00	61,50	68,50		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Tak	23,34±3,95	17,50	30,00	21,00	23,00	25,50	t=-1,15	0,261
Nie	21,23±5,81	11,80	29,00	16,88	21,59	26,25		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Tak	25,34±4,78	19,50	36,50	21,50	25,25	27,00	Z=96,0	0,525
Nie	27,16±6,71	20,50	40,43	22,44	23,75	31,84		
Całkowity nacisk L [%]								
Tak	47,86±12,50	24,00	73,00	43,00	48,00	51,00	t=-2,64	0,013*
Nie	37,06±9,85	22,00	56,00	30,00	37,00	40,50		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Tak	1504,0±1313,1	234,00	4892,0	587,00	1132,0	1851,0	Z=79,0	0,179
Nie	2414,1±1562,9	210,00	4682,0	966,00	2554,5	3787,5		
Długość ścieżki COP [mm]								
Tak	216,29±98,21	68,00	380,00	131,00	224,50	273,00	t=1,51	0,142
Nie	287,31±149,96	69,00	594,00	180,50	254,50	399,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Tak	72,21±101,77	4,00	367,00	17,00	36,00	69,00	Z=104,0	0,759
Nie	65,00±67,59	10,00	214,00	27,00	40,00	58,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Tak	-3,37±17,05	-32,20	25,00	-17,80	-5,85	12,01	t=0,53	0,598
Nie	0,68±23,42	-32,70	58,30	-17,95	-2,30	13,65		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Tak	-4,82±18,17	-38,00	18,00	-19,00	1,00	7,60	t=-0,17	0,868
Nie	-5,94±18,28	-33,00	24,70	-20,90	-7,40	8,05		

*p<0,05

Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między liczbą nieprawidłowości cech postawy ciała, w zależności od stwierdzonej klasy Angle'a u mężczyzn z grupy badanej (tab. 55).

Tab. 55. Liczba nieprawidłowości postawy ciała w zależności od stwierdzonej klasy Angle'a u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna		Klasa Angle'a				Test chi-kwadrat
		I	II a	II b	III	
		n				
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM	w przód	3	5	11	5	$\chi^2(3)=1,65$ p=0,648
	w tył	1	2	3	0	
	nadmierne	0	0	2	2	$\chi^2(3)=4,78$ p=0,189
	w normie	4	7	12	3	
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM	w prawo	2	0	3	3	$\chi^2(3)=6,69$ p=0,082
	w lewo	2	7	11	2	
	nadmierne	0	1	3	0	$\chi^2(3)=2,18$ p=0,535
	w normie	4	6	11	5	
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR	DR wyżej niż DL	1	1	6	3	$\chi^2(6)=9,68$ p=0,139
	DR niżej niż DL	2	6	8	2	
	DR i DL na tej samej wysokości	1	0	0	0	
	nadmierne	1	2	3	1	$\chi^2(3)=0,17$ p=0,981
	w normie	3	5	11	4	
Rotacja powierzchni (amplituda)	nadmierna	4	6	8	2	$\chi^2(3)=5,31$ p=0,150
	w normie	0	1	6	3	
Ustawienie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej	skolioza	0	0	1	0	$\chi^2(6)=3,42$ p=0,754
	prawidłowe	4	7	12	4	
	postawa skoliotyczna	0	0	1	1	
Skręcenie miednicy DL-DR	DR skierowany bardziej do przodu i w górę niż DL	1	0	7	2	$\chi^2(3)=5,48$ p=0,140
	DL skierowany bardziej do tyłu i w dół niż DR	3	7	7	3	
	nadmierne	2	5	8	4	$\chi^2(3)=1,33$ p=0,721
	w normie	2	2	6	1	

Nie stwierdzono statystycznie istotnych zależności między liczbą nieprawidłowości dotyczących kształtu kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej, w zależności od stwierdzonej klasy Angle'a u mężczyzn z grupy badanej (tab. 56).

Tab. 56. Liczba nieprawidłowości dotyczących kształtu kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej w zależności od stwierdzonej klasy Angle'a u mężczyzn z grupy badanej

Zmienna		Klasa Angle'a				Test chi-kwadrat
		I	II a	II b	III	
		n				
Kąt kifozy ICT-ITL max	kifoza zwiększona	0	0	2	0	$\chi^2(6)=3,59$ p=0,732
	norma	2	3	8	3	
	kifoza zmniejszona	2	4	4	2	
Kąt lordozy ITL-ITS max	lordoza zwiększona	1	3	11	3	$\chi^2(6)=6,62$ p=0,356
	norma	2	2	2	2	
	lordoza zmniejszona	1	2	1	0	

4.8. Porównanie cech postawy ciała i wskaźników stabilności posturalnej u mężczyzn z grupy badanej, grających na saksofonie altowym lub sopranowym i grających na saksofonie tenorowym

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej, grających na saksofonie altowym lub sopranowym, a więc o masie nie przekraczającej 3kg i grających na saksofonie tenorowym (o masie przekraczającej 3 kg) (tab. 57).

Tab. 57. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym i tenorowym

Saksofon	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°]								
Alt lub sopran	2,33±2,44	0,02	8,40	0,25	1,67	3,69	Z=108,00	0,870
Tenor	2,89±4,01	0,02	16,33	0,45	1,79	4,00		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm]								
Alt lub sopran	2,41±1,63	0,07	4,93	0,92	2,20	4,12	t=0,75	0,461
Tenor	2,01±1,33	0,02	4,44	1,22	1,75	3,21		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm]								
Alt lub sopran	3,28±3,66	0,05	12,05	0,60	2,04	4,50	Z=108,50	0,870
Tenor	2,37±1,79	0,00	5,90	0,98	2,75	2,85		
Rotacja powierzchni (amplituda) [°]								
Alt lub sopran	5,52±3,28	1,03	11,77	2,20	5,21	7,22	Z=109,50	0,902
Tenor	5,12±3,04	0,89	9,98	1,40	6,45	7,04		
Skręcenie miednicy DL-DR [°]								
Alt lub sopran	3,69±2,41	0,03	7,89	1,88	3,09	5,60	Z=104,50	0,744
Tenor	3,86±2,81	0,45	7,89	0,92	4,34	6,78		
Kąt kifozy ICT-ITL max [°]								
Alt lub sopran	41,90±10,26	22,38	58,19	36,00	43,00	50,20	t=-0,12	0,908
Tenor	42,30±8,45	28,01	56,74	34,20	44,50	48,56		
Kąt lordozy ITL-ITS max [°]								
Alt lub sopran	42,14±11,08	24,80	68,00	35,52	40,77	45,40	t=0,31	0,757
Tenor	40,81±12,19	21,56	60,00	29,09	36,70	53,36		

t - wartość testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych; Z - wartość testu U Manna-Whitney'a; p - wskaźnik prawdopodobieństwa testowego

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach określających kierunek odchylenia cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej, grających na saksofonie altowym lub sopranowym, a więc o masie nie przekraczającej 3 kg i grających na saksofonie tenorowym, o masie przekraczającej 3 kg (tab. 58).

Tab. 58. Porównanie wartości określających kierunek odchylenia cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym i tenorowym

Saksofon	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°] – w przód								
Alt lub sopran	2,81±2,51	0,02	8,40	0,91	2,22	4,03	Z=69,50	0,887
Tenor	3,56±4,25	0,02	16,33	1,31	2,37	4,00		
Odchylenie tułowia od pionu w płaszczyźnie strzałkowej VP-DM [°] – w tył								
Alt lub sopran	0,43±0,30	0,25	0,78	0,25	0,26	0,78	Z=2,50	0,400
Tenor	0,25±0,21	0,04	0,45	0,04	0,25	0,45		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm] – w prawo								
Alt lub sopran	2,04±2,29	0,07	4,56	0,07	1,50	4,56	t=0,38	0,716
Tenor	1,49±1,80	0,02	4,44	0,10	1,22	1,68		
Odchylenie boczne tułowia od pionu VP-DM [mm] – w lewo								
Alt lub sopran	2,50±1,54	0,54	4,93	1,21	2,21	3,73	t=0,42	0,680
Tenor	2,26±1,04	0,56	4,00	1,65	2,11	3,21		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm] – DR wyżej niż DL								
Alt lub sopran	2,50±3,79	0,05	9,96	0,11	1,27	2,37	Z=12,00	0,662
Tenor	1,79±1,39	0,40	3,67	0,98	1,05	2,84		
Uniesienie (skośność) miednicy DL-DR [mm] – DR niżej niż DL								
Alt lub sopran	3,80±3,71	0,60	12,05	1,03	2,85	4,50	Z=38,50	0,863
Tenor	2,95±1,83	0,02	5,90	2,50	2,85	2,85		
Skręcenie miednicy DL-DR [°] – DR skierowany bardziej do przodu i w górę niż DL								
Alt lub sopran	3,70±2,28	0,03	6,72	1,88	3,90	5,60	Z=9,50	0,833
Tenor	3,97±2,67	0,89	5,60	0,89	5,41	5,60		
Skręcenie miednicy DL-DR [°] – DL skierowany bardziej do tyłu i w dół niż DR								
Alt lub sopran	3,69±2,68	0,65	7,89	1,65	2,97	5,88	Z=47,00	0,970
Tenor	3,84±2,96	0,45	7,89	0,97	3,77	6,88		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym, a więc o masie nie przekraczającej 3 kg i grających na saksofonie tenorowym, o masie przekraczającej 3 kg (tab. 59).

Tab. 59. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym i tenorowym

Saksofon	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Alt lub sopran	24,24±7,32	11,50	39,00	20,00	26,00	28,38	t=-0,04	0,967
Tenor	24,35±6,76	11,50	34,50	20,00	26,00	31,00		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Alt lub sopran	26,21±7,98	11,00	41,45	21,00	25,50	31,16	t=-0,78	0,441
Tenor	28,35±6,97	18,00	38,50	23,50	26,00	35,01		
Całkowity nacisk P [%]								
Alt lub sopran	52,00±15,97	26,00	78,00	40,00	50,00	64,00	t=-1,54	0,136
Tenor	59,60±10,58	44,00	77,00	48,00	63,00	66,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Alt lub sopran	21,13±7,06	6,49	36,00	16,00	22,72	25,09	t=-1,11	0,278
Tenor	23,60±4,95	16,00	31,50	18,78	24,00	27,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Alt lub sopran	25,22±7,70	12,42	43,00	21,00	24,50	29,00	t=0,72	0,480
Tenor	23,50±5,26	14,09	31,22	18,50	23,50	28,00		
Całkowity nacisk L [%]								
Alt lub sopran	47,67±16,59	22,00	74,00	30,00	50,00	60,00	t=1,54	0,136
Tenor	39,80±10,86	23,00	56,00	34,00	37,00	52,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Alt lub sopran	1125,60±986,98	121,00	2791,00	196,00	849,00	2225,00	Z=106,50	0,806
Tenor	1135,30±1014,90	161,00	3140,00	237,00	1024,00	2028,00		
Długość ścieżki COP [mm]								
Alt lub sopran	171,27±106,28	35,00	361,00	83,00	156,00	289,00	t=-0,43	0,669
Tenor	187,00±92,96	59,00	366,00	109,00	166,00	267,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Alt lub sopran	21,80±21,01	4,00	86,00	8,00	16,00	31,00	Z=77,50	0,148
Tenor	31,20±22,23	7,00	68,00	15,00	23,00	59,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Alt lub sopran	-0,45±13,77	-20,90	19,30	-17,30	-0,60	12,80	t=-0,12	0,909
Tenor	0,28±19,99	-29,00	30,70	-15,90	-2,40	21,80		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Alt lub sopran	-5,36±21,83	-42,10	47,20	-17,40	0,00	7,00	t=-0,34	0,739
Tenor	-2,45±25,50	-33,30	47,20	-26,10	-8,00	25,90		

Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic w wartościach miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym, i grających na saksofonie tenorowym (tab. 60).

Tab. 60. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym i tenorowym

Saksofon	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t/Z	p
Nacisk na przodostopie P [%]								
Alt lub sopran	20,50±8,26	1,50	35,00	19,00	22,44	24,00	Z=89,50	0,345
Tenor	22,50±5,62	7,50	29,00	22,00	23,00	27,00		
Nacisk na tyłostopie P [%]								
Alt lub sopran	30,38±7,89	15,00	48,50	27,00	28,56	32,61	Z=76,50	0,137
Tenor	28,33±5,93	21,00	43,50	23,00	27,50	31,20		
Całkowity nacisk P [%]								
Alt lub sopran	55,53±14,54	27,00	78,00	46,00	56,00	64,00	t=-0,64	0,525
Tenor	58,40±9,30	44,00	77,00	51,00	57,00	63,00		
Nacisk na przodostopie L [%]								
Alt lub sopran	20,96±5,18	12,50	30,00	17,50	21,17	25,50	t=-1,38	0,178
Tenor	23,47±4,77	11,80	29,00	21,00	24,50	27,00		
Nacisk na tyłostopie L [%]								
Alt lub sopran	27,67±6,67	19,50	40,43	22,00	27,00	34,40	Z=88,50	0,325
Tenor	24,95±4,77	20,50	38,00	21,50	23,00	26,50		
Całkowity nacisk L [%]								
Alt lub sopran	42,60±14,97	22,00	73,00	32,00	40,00	54,00	t=0,22	0,828
Tenor	41,60±9,30	23,00	56,00	37,00	43,00	49,00		
95% przedział ufności dla obszaru elipsy [mm ²]								
Alt lub sopran	2006,2±1369,4	335,00	4892,0	1048,0	1758,0	2813,0	Z=99,00	0,595
Tenor	1972,6±1668,6	210,00	4682,0	510,00	1121,0	3477,0		
Długość ścieżki COP [mm]								
Alt lub sopran	239,13±117,84	69,00	473,00	131,00	213,00	355,00	t=-0,62	0,540
Tenor	269,20±146,19	68,00	594,00	151,00	227,00	373,00		
Prędkość środka nacisku stóp [mm/s]								
Alt lub sopran	66,80±70,08	11,00	214,00	23,00	36,00	86,00	Z=108,50	0,870
Tenor	69,93±98,09	4,00	367,00	14,00	43,00	59,00		
Wchylenie COP w osi X [mm]								
Alt lub sopran	0,47±23,23	-32,20	58,30	-17,90	4,90	12,01	t=0,44	0,661
Tenor	-2,89±17,92	-32,70	29,10	-17,80	-3,50	14,80		
Wchylenie COP w osi Y [mm]								
Alt lub sopran	-3,25±18,17	-38,00	24,70	-16,20	2,20	10,20	t=0,65	0,518
Tenor	-7,58±18,04	-33,40	20,90	-24,90	-11,20	7,90		

5. DYSKUSJA

Badania własne wykazały, że gra na saksofonie jest czynnikiem predysponującym do wystąpienia nieprawidłowości w obrębie układu stomatognatycznego. U saksofonistów częściej niż u mężczyzn niepodjęmujących gry na instrumentach dętych, występuje bolesność stawów skroniowo-żuchwowych, parafunkcje, trzaski w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych, ból w trakcie testu trakcji i translacji, palpacji torebki stawowej i mięśni, a także objawy bruksizmu. W przypadku instrumentalistów dętych nieliczne badania analizują wpływ gry na konkretnym typie instrumentu, jak saksofon, klarnet, trąbka, czy flet na układ stomatognatyczny muzyków, stąd trudności w przeprowadzeniu dyskusji w oparciu o dane dotyczące bezpośrednio saksofonistów. Rozpoczynając dyskusję na temat zmian zachodzących w układzie stomatognatycznym instrumentalistów, warto nawiązać do badań Friaz-Bulhosa [7], który na podstawie przeglądu piśmiennictwa w bazach Medline, Scielo, Embase i SciVers, a także ręcznego przeszukiwania bibliotek uniwersyteckich i szkół muzycznych w Portugalii, Hiszpanii i Wielkiej Brytanii na temat charakterystyki instrumentów muzycznych, które mogą mieć wpływ na struktury jamy ustnej lub okołoustnej i ich objawy kliniczne, doszedł do wniosku, że aerofony mają największy wpływ na stan zdrowotny jamy ustnej i okolicy orofacjalnej. Badania nad generowaniem dźwięku przez układ ruchu narządu żucia podczas gry na instrumentach dętych podjęli Pampel i wsp. [9]. Autorzy wnioskowali, że w dłuższej perspektywie i przy intensywnej aktywności, u muzyków powstają zmiany w muskulaturze i strukturach stawu skroniowo-żuchwowego. Wyniki stomatologicznej klinicznej analizy funkcjonalnej wykazały, że gra na instrumentach dętych generuje ryzyko zawodowe dysfunkcji stawów skroniowo-żuchwowych. Steinmetz i wsp. [2] zwrócili uwagę, że dysfunkcje skroniowo-żuchwowych nie są jedyną dolegliwością artystów, a w wielu przypadkach na skutek długotrwałego wysiłku podczas długotrwałej gry dochodzi do pobudzenia zakończeń nerwowych, co prowadzi do bolesności w różnych obszarach, przykładowo w obrębie szyi lub zębów, zwłaszcza podczas zamykania jamy ustnej. Ciekawe badania przekrojowe przeprowadzili Glória i wsp. [15] w grupie 40 zawodowych muzyków z Diamantina, Minas Gerais w Brazylii, grających na instrumentach dętych. Dane z części ankietowej, dotyczącej nawyków i kariery muzycznej, a także wyniki badań diagnostycznych stanu przyzębia, wskaźnika płytki nazębnej oraz wskaźnika zębów z próchnicą, brakujących i wypełnionych wykazały, że po grze muzycy najczęściej odczuwali drętwienie górnej wargi lub brak czucia (25% muzyków), a najliczniejszą zmianą w uzębieniu było nachylenie górnych zębów (15%

muzyków). Autorzy na podstawie analizy występowania zmian w strefie orofacialnej u muzyków, stwierdzili dodatnie korelacje pomiędzy rodzajem pracy aparatu żucia, a dysfunkcjami i chorobami układu stomatognatycznego, z kolei nie odnotowali związków między zmianami stomatologicznymi, bólem i typem instrumentu. Nishiyama i wsp. [11] badali 72 muzyków grających na instrumentach dętych i 66 niegrających. Stwierdzili, że nacisk ustnika instrumentu na zęby był jednym z czynników przyczyniających się do wysokiego ryzyka wystąpienia dysfunkcji stawów skroniowo-żuchwowych u badanych osób. Płeć żeńska badanych może mieć wpływ na stopień dysfunkcji, jednak biorąc pod uwagę homogeniczność grupy badanej i kontrolnej, stwierdzono że muzycy są bardziej predystynowani do występowania zaburzeń układu stomatognatycznego. Z kolei Sapienza [17], motywowany osobistymi doświadczeniami dyskomfortu i bólu podczas gry na klarnecie wykonał przegląd piśmiennictwa dotyczącego potencjalnego związku między zdrowiem zębów a grą na instrumentach dętych, a w szczególności wpływu ustnika na pozycję i stabilność zębów. Przegląd piśmiennictwa wykazał, że gra na instrumentach dętych może powodować zmiany w ustawieniu zębów, a w szczególności zwiększenie nagryzu. Jednak badania zawarte w niniejszej dysertacji nie potwierdziły tego przypuszczenia. Wykazały bowiem, że gra na saksofonie nie jest czynnikiem różnicującym wartości nagryzu i ruchów żuchwy u saksofonistów i mężczyzn niepodających gry na instrumentach dętych. Z kolei rezultaty zbieżne z badaniami własnymi w zakresie wartości nagryzu uzyskali Grammatopoulos i wsp. [8], analizując wpływ gry na instrumencie dętym na ustawienie zębów. Autorzy wykonali przekrojowe badania obserwacyjne, porównując zgryz u 170 zawodowych muzyków wybranych z 21 orkiestr i organizacji w Wielkiej Brytanii. Badanych podzielono biorąc pod uwagę typ ustnika instrumentu na grupy: muzyków dętych blaszanych z dużymi ustnikami w kształcie miseczki (32 badanych), muzyków dętych blaszanych z małymi ustnikami w kształcie miseczki (42 badanych) i muzyków dętych drewnianych z ustnikami z pojedynczym stroikiem (37 badanych). Grupę kontrolną stanowiło 59 muzyków grających na instrumentach strunowych i perkusyjnych. Od każdego pobrano wyciski zębów, a następnie na podstawie odlewów wykonano ocenę parametrów zgryzowych. Autorzy nie stwierdzili statystycznie istotnych różnic w zakresie nagryzu, przodozgryzu, stłoczenia (łuk szczękowy, łuk żuchwowy), wskaźnika nieregularności (łuk szczękowy, łuk żuchwowy) i częstości występowania klas siekaczy między grającymi na instrumentach dętych, a grupą kontrolną. W grupie muzyków grających na instrumentach dętych blaszanych z dużym ustnikiem zaobserwowano znacznie

wyższą częstość występowania zgryzów krzyżowych językowych, niż u osób z pozostałych grup. Badania pozwoliły na wyciągnięcie wniosków, że gra na instrumencie dętym nie wpływa w znaczący sposób na pozycję zębów przednich i nie stanowi głównego czynnika etiologicznego rozwoju wad zgryzu, jednak wielkość i kształt stosowanego ustnika (kombinacji stroik-ustnik) może predysponować do rozwoju zgryzów krzyżowych językowych, lub tendencji do zgryzów krzyżowych językowych. Autorzy podkreślili, że zrozumienie charakterystyki wdechu osoby grającej na instrumencie dętym jest niezbędne do skorelowania sił przerywanych z przemieszczeniem zębów i resorpcją korzeni zębowych.

Gra na instrumencie dętym implikuje rytmiczne ruchy szczęki, podczas których ustnik wywiera siły o różnych kierunkach i intensywności na struktury orofacjalne. W nawiązaniu do wyników dotyczących ruchomości szczęki, warto przytoczyć badania Pais Clemente i wsp. [98], którzy na podstawie bocznych cefalogramów, wykonanych u instrumentalistów grających na instrumentach dętych blaszanych przeanalizowali relacje między ustnikiem, a strukturami ustno-twarzowymi. Badania te potwierdziły wpływ ruchomości szczęki na restrukturyzację układu stomatognatycznego muzyków. Zatem można wnioskować, że na układ ruchu narządu żucia ma sama aktywność/obciążenie stawów skroniowo-żuchwowych, a niekoniecznie zakres ich ruchomości.

Sapienza [17] obserwował korelacje między grą na klawirze, a zwiększonym ryzykiem problemów stomatologicznych, w tym ruchomości zębów, erozji i odczuwanego podczas dęcia dyskomfortu. Przegląd literatury na temat badań dotyczących związku między grą na instrumentach dętych, a ruchem (ustawieniem wtórnym) zębów stał się podstawą do opracowania urządzenia o nazwie PlayAid, wspierającego embouchure (ułożenie warg wokół ustnika). Urządzenie zostało prototypowane i przetestowane przez autora z pozytywnym wynikiem. Badania praktyczne Sapienza sugerują jednak, że urządzenie PlayAid, wspierającego wylot ustnika, może skutecznie zapewnić wsparcie dentystyczne instrumentalistów dętych z problemami dentystycznymi, ale także tych, którzy szukają wyłącznie lepszego komfortu embouchure i jakości dźwięku. Przegląd piśmiennictwa przez Hurjui i wsp. [99], uwzględniający 37 publikacji zawartych w Narodowej Bibliotece Medycznej Rumunii wykazał, że najczęściej występujące choroby i nieprawidłowości u profesjonalnych instrumentalistów dętych dotyczą głównie obszaru warg, stawów skroniowo-żuchwowych, błony śluzowej jamy ustnej, układu oddechowego, reakcji alergicznych jamy ustnej i urazów twarzoczaszki. Dane zawarte w pracy przeglądowej czasopism ortodontycznych z baz PubMed, Cochrane, Embase i Google Scholar, dotyczącej

wpływu ułożenia zębów na grę instrumentalistów dętych i komfort zadęcia, wykonanej przez van der Weijden i wsp. [100] wskazują na istnienie przesłanek sugerujących, że nieprawidłowości w uzębieniu mają negatywny wpływ na komfort gry, zadęcie i wydajność instrumentu dętego. Duży nagryz poziomy (overjet) może utrudniać grę muzykom grającym na instrumentach dętych blaszanych i może mieć negatywny wpływ na grę. Szeroki kształt szczęki wydaje się być bardziej korzystnym dla występu i wydobywania dźwięku. Relacja klasy I bez wad zgryzu wydaje się optymalna dla każdego typu instrumentu dętego. Im bardziej ekstremalna wada zgryzu, tym większa ingerencja w grę (aktywność adaptowana układu ruchu) instrumentalistów dętych i komfort zadęcia. Autorzy konkludują, że dowody dostępne w piśmiennictwie są jednak ograniczone.

Według Czech i wsp. [18] gra na instrumentach dętych ma wpływ na zdrowie jamy ustnej i ruchy (repozycję) zębów u profesjonalnych instrumentalistów, a dentyści powinni brać pod uwagę wpływ zmian w uzębieniu na wydajność układu stomatognatycznego podczas gry. Autorzy wykazali, że wyciski dentystyczne i trójwymiarowe skany wewnątrzustne są ważne dla rekonstrukcji prawidłowej płaszczyzny okluzji, która poprzez łańcuchy kinematyczne wpływa na pozycję ułożenia głowy i postawę ciała. Są to bardzo wartościowe spostrzeżenia z punktu widzenia rezultatów badań własnych, które wykazały, że grający na saksofonie częściej mają okluzję dystalną (grupa b) i meżalną, a niepodjemający gry na instrumentach dętych - okluzję normalną i dystalną (grupa a).

Kontynuując dyskusję na temat zmian zachodzących w układzie stomatognatycznym instrumentalistów, warto nawiązać do badań Cygańskiej i wsp. [19] oraz Gesanzer [12], którzy podjęli się analizy problemu dotyczącego bólu, jako czynnika ryzyka chorób zawodowych układu mięśniowo-szkieletowego u członków orkiestry, wychodząc z założenia, że znajomość lokalizacji, intensywności i intensyfikacji dolegliwości bólowych jest niezbędna z punktu widzenia profilaktyki zdrowotnej. Cygańska i wsp. [19] w wyniku badań aktywnych zawodowo muzyków grających w 10 polskich orkiestrach symfonicznych stwierdzili, że 90% badanych doświadczało w swojej karierze dolegliwości bólowych związanych z grą, a dyskomfort bólowy wynikający z czynników fizycznych, biomechanicznych i psychologicznych stanowił przyczynę zaniechania gry na instrumencie. Warto podkreślić, spośród 848 muzyków orkiestr symfonicznych w Polsce, na zaproszenie autorów do badań odpowiedziało zaledwie 27 instrumentalistów grających na instrumentach dętych blaszanych i 25 grających na instrumentach dętych drewnianych (łącznie 52 z 182 badanych, a więc współczynnik odpowiedzi na zaproszenie wyniósł 21% zaproszonych na

badania). Wśród badanych nie było grających na saksofonie. Badani grający na instrumentach dętych blaszanych doświadczali dolegliwości bólowych najczęściej w górnej części pleców, w przedniej części prawego barku i w obrębie twarzy, z kolei grający na instrumentach dętych drewnianych – w okolicy kręgosłupa szyjnego i przedniej części prawego ramienia.

Badania własne wykazały częstsze występowanie objawów bruksizmu u saksofonistów, niż u mężczyzn niepodających gry na instrumentach dętych. Również Wróbel-Bednarz i wsp. [16] wskazali na częste występowanie objawów bruksizmu (30% badanych) wśród muzyków, jednakże nie zaobserwowano wpływu rodzaju instrumentu dętego (blaszany/drewniany) na występowanie zgrzytania, zaciskania, lub starcia zębów. Stwierdzono natomiast, że osoby grające na instrumentach dętych blaszanych zdecydowanie więcej ćwiczą, co może prowadzić do zwiększonego napięcia mięśniowego i częstszej diagnozy bruksizmu. Zdaniem autorów objawy w postaci pojedynczych trzasków sugerują możliwość doprzedniego przemieszczenia krążka stawu skroniowo-żuchwowego. Trzeszczenia mogą być spowodowane przez zwyrodnienia, w przypadku których dochodzi do zmniejszenia szpary stawowej i wzajemnego tarcia powierzchni stawowych i krążka, a przeskakiwanie krążka stawowego wiąże się z nieregularnym jego przemieszczaniem podczas ruchów żuchwy.

Wróbel-Bednarz i wsp. [16] oraz Odzimek i Maj-Gnat [102] zwrócili uwagę, że muzycy w czasie ćwiczenia, prób i występów są zmuszeni do utrzymywania niefizjologicznych pozycji ciała przez długi czas. Pozycja ciała służąca utrzymaniu instrumentu poprzez oparcie o żuchwę, a także konieczność zadęcia w odpowiedni sposób przy doprzedniej pozycji żuchwy wymusza przekroczenie anatomicznego limitu funkcjonalnego poszczególnych struktur, powoduje ból okolicy twarzy i zmiany strukturalne. Wielogodzinne, powtarzane ćwiczenia gry na instrumencie, wymagające zwiększonej, nienaturalnej aktywności mięśniowej wprowadzającej powietrze w wibracje predysponują do rozwinięcia dysfunkcji układu stomatognatycznego. Głowacka i wsp. [10] zwrócili uwagę, że wieloletnia gra na instrumencie dętym może prowadzić do powstania wad zgryzu, na co szczególny wpływ ma rodzaj ustnika, z którego korzysta muzyk. Gra na instrumencie dętym blaszanym wymaga włożenia ustnika do ust, natomiast na dętym drewnianym polega na umieszczeniu ustnika pomiędzy wargami z lekkim oparciem o zęby siekacze. Ciśnienie wywierane przez ustnik saksofonu na zęby sieczne może wynosić od 10 do 30 niutonów, w zależności od siły gryzienia, konstrukcji ustnika i techniki gry. Ustnik w połączeniu z siłą

nacisku dolnej wargi i języka na stroik wpływa na wywierane obciążenie. Długotrwała ekspozycja na tego typu nacisk może prowadzić mikropęknięć szkliva, starcia zębów i bólu w obrębie siekaczy. Nacisk wywierany przez ustnik saksofonu na górne siekacze może być zróżnicowany, ale badania wykorzystujące czujniki piezorezystancyjne dostarczają wymiernych danych [14]. Według badań, średnia siły wywieranej na górne siekacze u saksofonistów podczas występu waha się od 25 do 118 gramów, w zależności od rodzaju utworu i techniki embouchure. Podczas gry na saksofonie, większy nacisk wywierany jest na dolną wargę i dolne siekacze, podczas gdy górne siekacze wywierają mniejszą siłę ze względu na mechanikę chwytania instrumentu. Odkrycia te są istotne dla zrozumienia biomechaniki gry na instrumentach dętych i mają wpływ na zdrowie zębów, szczególnie w odniesieniu do potencjalnego ruchu zębów lub zużycia zębów spowodowanego długotrwałą ekspozycją na te siły.

Autorka niniejszej dysertacji doktorskiej wyszła z założenia, że znajomość napięć mięśniowych towarzyszących aktywnościom związanym z grą na saksofonie jest niezbędna zarówno z punktu widzenia odpowiedniej ekonomii i wysiłku części narządu ruchu uczestniczących w pracy instrumentalisty, jak i w kwestii zapobiegania przeciążeniom. Podkreśla to znaczenie prowadzenia badań elektromiograficznych w trakcie czynności związanych z grą na instrumencie. Wyniki badań własnych wykazały, że u saksofonistów występuje zróżnicowanie napięcia mięśni żwaczy i części zstępujących mięśnia czworobocznego grzbietu w spoczynku i podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny. Napięcie tych mięśni ma tendencję rosnącą w czasie swobodnego otwierania i zamykania ust (ruchy powtarzalne), oraz w czasie zaciśnięcia zębów na ustniku instrumentu (fazy II i III), optimum osiąga w podczas aktywacji - gry na instrumencie (faza V), a w czasie odpoczynku po aktywności (faza VI) ulega obniżeniu. Dane te pozwoliły na szczegółowe poznanie wartości napięć mięśniowych w poszczególnych etapach badania i zdaniem autorki są uzasadnione. Wskazują, że w poszczególnych fazach badania mięśnie te pracują cały czas, w warunkach większego lub mniejszego napięcia. Z uwagi na brak podobnych badań naukowych dyskusja w tym miejscu jest trudna do przeprowadzenia, a koncepcję niniejszej pracy doktorskiej w tej kwestii można uznać za nowatorską. W interpretacji uzyskanych danych warto zwrócić uwagę na wcześniejsze doniesienie Przeździeka [63] dotyczące analizy złożonego procesu wydobywania dźwięków podczas gry na instrumentach dętych. Zdaniem autora proces ten wymaga precyzyjnej pracy układu zadęcia (służącego do tworzenia w odpowiedniej formie słupa powietrza w instrumencie),

który warunkuje częstotliwość, głośność i barwę dźwięku, pracę układu oddechowego (zapewniając odpowiednie ciśnienie i przepływ powietrza niezbędny do wytworzenia dźwięku), a także wyobrażenia wzrokowo-słuchowe i skoordynowane ruchy manipulacyjne palców. Składowe te są ze sobą ściśle powiązane złożoną pracą nerwowo-mięśniową, tworząc aparat wykonawczy muzyka. Franz i wsp. [103] zwrócili uwagę, że instrumentalisci często doświadczają dysfunkcji mięśni twarzy, co wpływa na ich wydajność zawodową, a nawet prowadzi do objawów niezdolności do pracy. Autorzy wykorzystali elektromiografię do analizy wzorców aktywności mięśni twarzy zaangażowanych w kontrolę emisji i artykulację podczas aktywności muzycznej. Stwierdzili, że aktywność mięśni twarzy u klarncistów z mniejszym doświadczeniem jest wyższa, w porównaniu do muzyków bardziej doświadczonych, co wskazuje na potencjalne ryzyko nadużywania tych mięśni. Wskazuje to, że bardziej doświadczeni instrumentalisci prezentują bardziej zoptymalizowane wzorce aktywności mięśni. Clemente i wsp. [104] wykazali, że gra na instrumentach dętych blaszanych wymaga działania większych sił niż gra na instrumentach dętych drewnianych, przy czym największą siłę wywierała gra na puzonie, z kolei gra na fagocie, będącym instrumentem dętym drewnianym z grupy aerofonów stroikowych z podwójnym stroikiem – wymaga generuje najmniejsze wartości sił.

Macowei i wsp. [105] podkreślili, że mięsień żwacz, to duży mięsień zlokalizowany po zewnętrznej stronie pionowej gałęzi żuchwy. Przyczep początkowy ma na dolnej krawędzi łuku jarzmowego i kości jarzmowej, a kończy się pod kątem żuchwy. W czasie skurczu mięsień ten wyraźnie się wyróżnia, nadając twarzy bardziej kanciasty wygląd i groźny wyraz. Zdaniem autorów z uwagi na swoją objętość i powierzchowne położenie wydaje się być najbardziej widocznym mięśniem podczas żucia, unosząc żuchwę i wywierając dużą siłę na górną szczękę.

Uzyskane w badaniach własnych różnice napięć mięśni żwaczy wskazują na znaczącą rolę tych mięśni w procesie modyfikacji wprowadzonego do instrumentu słupa powietrza, zwłaszcza, że Przeździek [63] podkreślił specyficzne wymagania fizjologiczne w trakcie gry na saksofonie, będącym instrumentem z pojedynczym stroikiem. Zdaniem autora ruch drgający stroika w zasadniczym stopniu reguluje warga dolna, z kolei warga górna ściśle przylega do górnej strony ustnika, aby zapobiec uchodzeniu wydychanego strumienia powietrza na zewnątrz i nie ma bezpośredniego kontaktu ze stroikiem. Dunbar i wsp. [106] ocenili poziom aktywacji mięśni twarzy na podstawie badania elektromiograficznego, w zależności od instrumentu, na którym grali instrumentalisci dużych orkiestr i grup

teatralnych, a także muzycy uczestniczący w sesjach nagraniowych w studio. Autorzy wzięli pod uwagę pięć instrumentów wymagających znacznego zaangażowania mięśni twarzy: fagot, flet, obój, saksofon i klarnet. Wykazali, że największą aktywność wykazywał mięsień żwacz po prawej stronie twarzy. Ten wzór był spójny podczas gry na każdym instrumencie, z wyjątkiem fletu, gdzie napięcie tego mięśnia po obu stronach twarzy było równe. Stwierdzono, że obój wykazuje najwyższe wzorce aktywacji mięśni żwaczy podczas aktywności muzycznej, a następnie klarnet, saksofon, fagot i flet. Również Fria-Bulhosa [7] wskazali, że różnice techniczne w budowie poszczególnych instrumentów mogą odzwierciedlać różne warunki kliniczne i biomechanikę tkanek osoby grającej. Instrument wraz z układem ruchu narządu żucia wchodzi w złożone interakcje nerwowo-mięśniowe ustanowione między wargami, mięśniami twarzy i zębami, podniebieniem a językiem i ustnikiem instrumentu, z których wszystkie są powiązane z produkcją i kierunkiem intensywności słupa powietrza (wentylacji), który wytwarza dźwięki charakterystyczne dla każdego instrumentu. Każdy rodzaj zadęcia wymaga specyficznej artykulacji pomiędzy ustnikiem, wargami i układem oddechowym, aby umożliwić prawidłowe wykonanie utworu muzycznego. Jednocześnie może być źródłem zaburzeń występujących w obrębie ust i twarzy instrumentalistów [7]. Gra na instrumencie dętym, takim jak saksofon jest ściśle powiązana z formatem zadęcia, tempem i częstotliwością wykonywania ruchów. Dlatego sposób gry i cechy anatomiczne muzyka mogą ułatwić wykonanie niektórych utworów, podczas gdy u innych będą zachodziły mechanizmy kompensacyjne w szczęce oraz mięśniach głowy i szyi, generując problemy zębowo-twarzowe. Dlatego u saksofonistów mogą powstawać problemy ortodontyczne i dysfunkcje stomatognatyczne powodowane stabilizacją ustnika przez wargi oraz zęby. Odchylenia od normy obciążenia wywieranego na stawy skroniowo-żuchwowe podczas gry może powodować zaburzenia łańcuchów kinematycznych i zmiany biomechaniczne w strefie twarzowo-szczękowej. Położenie zębów siecznych względem siebie może wpływać na postawę globalną ciała, przyczyniając się do większego zmęczenia układu mięśniowo-szkieletowego, a z czasem do zmniejszenia zdolności ergonomicznej reakcji na aktywność muzyczną. Zjawiskom tym towarzyszyć mogą zmiany napięcia mięśniowego w obrębie narządu ruchu i układu ruchu narządu żucia podczas gry i bezpośrednio po niej, na co wskazują rezultaty uzyskane w niniejszej dysertacji doktorskiej.

Fria-Bulhosa [7] jest zdania, że występowanie repozycji zębów i zmian w napięciu mięśniowym uwarunkowane jest paralelnymi procesami biologicznymi,

charakteryzującymi się sekwencyjnym zespołami zmian zachodzących w tkankach przyzębia i okolicy stawów skroniowo-żuchwowych, głowy i szyi. Kiedy na zęby działa przez pewien czas zestaw sił, powoduje to powolny proces przebudowy tkanek je okalających. Zdaniem niektórych autorów [2, 9, 15, 19] u saksofonistów, z uwagi na nawykowe napinanie żuchwy w odpowiedzi na wieloletnią aktywność muzyczną, napięcie spoczynkowe mięśni żwaczy może być wyższe, niż u osób nie wykorzystujących zawodowo układu ruchu narządu żucia,. Długie sesje ćwiczeniowe, trwające po kilka godzin dziennie, prowadzą do zwiększonego napięcia mięśni żwaczy, które odpowiadają za utrzymanie stabilności ustnika w jamie ustnej. To napięcie może się bardziej nasilać w czasie gry na saksofonie barytonowym i tenorowym, niż sopranowym, gdzie potrzebna jest większa kontrola nad ustnikiem. Intensywność sił przykładanych do zębów poprzez ustnik instrumentu oraz tych generowanych w trakcie wydobywania dźwięku w tkankach miękkich będzie miała wpływ na proces przebudowy stawów skroniowo-żuchwowych i układu mięśniowo-więzadłowego okolicy orofacialnej. Z kolei obecność parafunkcji zwarciovych i niezwarciowych przyczynia się do niesymetrycznej pracy mięśni, a w następstwie do przeciążeń i mikrourazów. Mogą temu towarzyszyć objawy chorobowe innych narządów z sąsiednich okolic, przykładowo bóle głowy, gałki ocznej i oczodołu, wysadzenie gałki ocznej, zaburzenia otolaryngologiczne w tym bóle ucha i szumy uszne [2, 9, 15, 19]. Wzajemne relacje czynnościowe poszczególnych struktur układu stomatognatycznego i narządów sąsiednich okolic anatomicznych wskazują na konieczność prowadzenia szczegółowej diagnostyki, która z uwagi na złożoność opisanych procesów może stwarzać trudności. Wśród nielicznych badań koncentrujących się na analizie elektromiograficznej aktywności mięśni w różnych warunkach, w tym podczas gry na instrumentach muzycznych należy wymienić pracę Naikmasura i wsp. [107], oceniającą męczliwość mięśni żwaczy, szyi i obręczy barkowej, a także badania Clarka i Seligmana [108] oceniające wytrzymałość, zmęczenie i czas regeneracji mięśni zamykających żuchwę. Elektromiografia powierzchniowa znalazła również zastosowanie w badaniach Kaufmana-Cohana i Ratzona [74] oraz Ackermana i wsp. [109] w analizie problemów mięśniowo-szkieletowych u instrumentalistów dętych. Wróbel-Bednarz i wsp. [75] stwierdzili zwiększone napięcie mięśni głowy i szyi (*musculus masseter*, *musculus sternocleidomastoideus*, *musculus trapezius*), zwłaszcza u muzyków grających na blaszanych instrumentach dętych. Badania elektromiograficzne Clarka i Seligmana [108], Kaufmana-Cohana i Ratzona [74], Dunbara i wsp. [106] oraz Franza i wsp. [103] wykazały podwyższone napięcie mięśniowe w trakcie

gry, szczególnie w mięśniach szyi, ramion, twarzy i żwaczach co jest zbieżne z wynikami badań własnych. W związku z tym można uznać, że wysokie napięcie mięśni w tych obszarach ma związek z długotrwałym, powtarzanym ruchem i statyczną pozycją ciała podczas gry.

Gra na saksofonie wymaga synchronizacji mięśni żucia, szyi i obręczy barkowej. Uzyskane w badaniach własnych różnice napięć części zstępującej mięśnia czworobocznego pozwalają wychwycić momenty rozluźnienia zaangażowanych mięśni, które występują wtedy, gdy do pracy włączają się mięśnie antagonistyczne. Stałe monitorowanie napięć tych mięśni może pozwolić na wychwycenie stanów, w których dochodzi do jego podwyższenia, które może występować u muzyków, którzy mają tendencję do nawykowego napinania okolicy karku i ramion podczas gry. Wymuszona pozycja ciała podczas trzymania instrumentu, może bowiem powodować przeciążenia tych mięśni, z kolei podczas gry może dochodzić do podwyższenia napięcia mięśni, zwłaszcza w sytuacji, gdy postawa ciała muzyka nie jest odpowiednio zrównoważona, a instrument i jego akcesorium są źle dopasowane.

Wykazane zmiany napięcia mięśni żwaczy oraz części zstępujących mięśnia czworobocznego grzbietu u saksofonistów, zarówno w spoczynku, jak i podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny są ważną wskazówką diagnostyczną dotyczącą stanu układu mięśniowo-szkieletowego podczas gry, zwłaszcza, że saksofon wymaga kontrolowania oddechu, utrzymania ustnika w odpowiednim położeniu, a także koordynacji ruchów ust, języka i żuchwy, co może prowadzić do przeciążeń mięśni twarzy, szyi i karku a także pośrednio obręczy barkowej. Dlatego elektromiografia powierzchniowa może stanowić kluczowe narzędzie do pomiaru napięcia mięśniowego i jego zmian w czasie, a informacje te są niezbędne do opracowania strategii prewencyjnych w celu zminimalizowania ryzyka urazów i przeciążeń mięśniowych u muzyków. Znajomość zagadnień dotyczących fizjologii aparatu wykonawczego, jak również konsekwencji jego niewłaściwej eksploatacji jest ważna zarówno dla zawodowych muzyków, jak również dla osób rozpoczynających grę na instrumentach dętych.

Badania własne wykazały, że gra na saksofonie jest czynnikiem różnicującym tylko wartości kąta kifozy ICT-ITL max. Mężczyźni grający na saksofonie cechują się mniejszym nachyleniem kifozy piersiowej, niż niepodlegający gry na instrumentach dętych. Gra na saksofonie nie jest czynnikiem różnicującym kierunek odchylenia badanych cech postawy ciała od normy. Gra na saksofonie warunkuje tylko częstość nieprawidłowości kąta

nachylenia kifozy piersiowej. Zmniejszona kifoza piersiowa częściej występuje u grających na saksofonie i jest to najważniejsza cecha postawy ciała. Wydaje się, że jednym z czynników wpływających na zniesienie kifozy piersiowej jest konieczność długotrwałego utrzymywania instrumentu i jego podparcia za pomocą przyborów typu V-neck oraz holder, które powoduje przemieszczenie środka ciężkości układu saksofonista-instrument i jego rzut w tył płaszczyzny podporu, co wpływa na zwiększenie napięcia mięśni stabilizatorów tułowia i wzmożone napięcie mięśni grzbietu. Prowadzi to do utrwalania się nawykowej pozycji ciała podczas gry, związanej ze stabilizacją i napięciem mięśni tułowia oraz kończyn górnych (budowanie mobilności na stabilności według koncepcji PNF), i w konsekwencji do nadmiernej aktywacji tylnej taśmy i rozluźnienia taśmy przedniej (stałej aktywacji mięśni prostowników grzbietu). Warto w tym miejscu nawiązać do opracowanej przez Myersa [53] teorii taśm anatomicznych, które tworzą układy mięśniowo-powięziowe, łączące różne części ciała w ciągłe linie napięcia. Zmniejszenie kifozy piersiowej u saksofonistów można wyjaśnić w kontekście dwóch kluczowych taśm anatomicznych: taśmy powierzchownej tylnej, odpowiadającej za utrzymanie wyprostowanej postawy ciała i przeciwdziałanie grawitacyjnemu zginaniu ciała do przodu, a także taśmy powierzchownej przedniej, odpowiadającej za zginanie ciała do przodu i przeciwdziałanie nadmiernemu wyprostowi. Podczas gry na saksofonie, napięcie w klatce piersiowej i okolicach brzucha jest mniejsze, co sprzyja wyprostowaniu kręgosłupa w odcinku piersiowym i może powodować zwiększenie napięcia taśmy powierzchownej tylnej. Podsumowując, ograniczenie napięcia w przedniej części tułowia, w połączeniu ze zwiększonym napięciem w tylnej części ciała, prowadzi do zmniejszenia krzywizny kifozy piersiowej. Wyniki badań własnych nie potwierdzają zatem ustaleń Blanco-Pineiro i wsp. [110], że saksofon zmusza muzyka do przyjęcia pozycji pochylonej, przesunięcia osi grawitacji w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej oraz wysunięcia ramion w przód i pogłębienia krzywizny piersiowej kręgosłupa. Również Shanoff i wsp. [111] na podstawie deklaracji w kwestionariuszu internetowym podali, że najczęstszymi nawykami postawy u adeptów klas saksofonu uniwersytetów w Ameryce Północnej jest wysunięcie do przodu głowy i zaokrąglenie górnej części pleców. Warto podkreślić, że były to jedynie subiektywne deklaracje respondentów.

Jak ustalono powyżej, z uwagi na charakter instrumentu używanego do gry, tkanki taśmy powierzchownej tylnej mogą mieć tendencję do skrócenia. Warto podkreślić, że gra na instrumentach dętych wymaga właściwego oddychania, zatem skrócenie to wymusza u osoby grającej na saksofonie koncentrację oddechu w przedniej części płuc oraz wysunięcia

do przodu przedniej części ciała. Gra na saksofonie wymaga właściwej wentylacji płuc z jednoczesną kontrolą przepływu powietrza oraz zdolnością generowania wystarczającego ciśnienia w jamie ustnej [61, 62]. Wprowadzanie powietrza wydechowego przez szczelinę między ustnikiem instrumentu, a stroikiem napotyka znaczne opory, które wymagają dużego zaangażowania pomocniczych mięśni wydechowych, jak również intensywnej pracy przepony. Zatem konieczność wykonywania jednocześnie kilku czynności, takich jak trzymanie instrumentu, dmuchanie w ustnik, kontrolowanie oddechu może przekładać się na mechanikę piersiowego odcinka kręgosłupa, oraz napięcie mięśni klatki piersiowej, ramion i szyi. Wcześniej wspomniano, że z uwagi na charakter instrumentu używanego do gry, tkanki taśmy powierzchownej tylnej mają tendencję do skrócenia, dlatego skrócenie to wymusza u osoby grającej na saksofonie koncentrację oddechu w przedniej części płuc [61, 62, 64, 104, 105]. Zdaniem Norrisa [112], w celu zapewnienia sobie pełnej kontroli nad instrumentem oraz swobody wdechu i wydechu, u grających na saksofonie dochodzi do wymuszonej retrakcji głowy i unikania nadmiernego zgięcia w odcinku piersiowym, przez co dochodzi do zmian obciążenia przypadającego na stawy przejścia szyjno-piersiowego.

Warto zaznaczyć, że również praca przepony ma istotny wpływ na postawę ciała, w tym na zmniejszenie kąta kifozy piersiowej, zwłaszcza u osób wykonujących aktywności wymagające intensywnej kontroli oddechu, takich jak gra na saksofonie. Przepona jest głównym mięśniem oddechowym, który podczas skurczu zwiększa objętość klatki piersiowej, umożliwiając wdech. Jego działanie wpływa na układ mięśniowo-szkieletowy w sposób, który może przyczyniać się do zmniejszenia kifozy piersiowej poprzez aktywację mięśni posturalnych. Warto bowiem podkreślić, że przepona jest ściśle związana z układem mięśni głębokich, warunkujących stabilizację kręgosłupa, w tym z mięśniami prostownikami grzbietu i mięśniami brzucha. Dlatego intensywna praca oddechowa podczas gry na saksofonie powoduje, że przepona działa nie tylko jako mięsień oddechowy, ale również jako stabilizator tułowia [61, 62, 105, 113].

Ponadto w czasie głębokiego wdechu, szczególnie u saksofonistów, dochodzi do wzmożonej aktywacji mięśni oddechowych i stabilizujących, co prowadzi do zwiększonego napięcia prostowników grzbietu, w wyniku którego może dochodzić do zmniejszenia kifozy piersiowej.

Praca przepony podczas gry na saksofonie wymaga głębokich i kontrolowanych wdechów, które powodują zwiększanie objętości klatki piersiowej, i w konsekwencji rozciąganie przednich mięśni tułowia, takich jak mięśnie międzyżebrowe i piersiowe, co

sprzyja prostowaniu odcinka piersiowego kręgosłupa. Ponadto rozszerzenie klatki piersiowej przy intensywnym wdechu powoduje zwiększenie przestrzeni w obrębie klatki piersiowej, co może wpływać na zmniejszenie kifozy piersiowej [114, 115].

Według Kocjana i wsp. [115] praca przepony podczas wdechu wpływa na zwiększenie ciśnienia wewnątrzbrzusznego, które działa jak naturalny gorset stabilizujący kręgosłup, zwłaszcza w piersiowej i lędźwiowej części. Stabilizacja ta działa synergistycznie z mięśniami prostownikami grzbietu. Obok funkcji oddechowej, przepona odgrywa ważną rolę w utrzymywaniu równowagi ciała poprzez współpracę z innymi mięśniami głębokimi, takimi jak, mięśnie biodrowo-lędźwiowe, dna miednicy i brzucha. Ta współpraca w procesie stabilizacji ciała może prowadzić do lepszego wsparcia kręgosłupa i zmniejszenia kifozy piersiowej [115]. Dlatego u saksofonistów intensywne wykorzystanie przepony może wymuszać bardziej wyprostowaną postawę ciała, co jest konieczne do efektywnego kontrolowania oddechu podczas gry.

Obayashi i wsp. [116] na podstawie badań osób uprawiających pływanie, koncentrujących się na relacji między aktywacją mięśni tylnych, jak prostownik grzbietu, oraz funkcji przepony, a postawą ciała, w tym kątem kifozy piersiowej wskazali na związki między tymi strukturami, a stabilizacją kręgosłupa i jego wygięciami. Zdaniem autorów oddychanie angażuje mięśnie pleców i brzucha, które jednym z elementów warunkujących kontrolę postawy ciała, a wyniki sugerują, że ćwiczenia mięśni oddechowych mają wpływ na zmniejszenie kifozy piersiowej, prawdopodobnie z powodu aktywizacji mięśni brzucha. Kapandji [117], w wyniku analizy biomechaniki kręgosłupa oraz złożonych relacji pomiędzy pracą przepony, a krzywiznami kręgosłupa wskazał na istotną rolę tzw. czwartej grupy mięśni oddechowych - dodatkowych (mięsień biodrowo-żebrowy odcinka piersiowego, najdłuższy, zębaty tylny dolny, czworoboczny lędźwi) w procesie intensywnej ekspiracji powietrza. Mięśnie te wraz z przeponą stanowią układ antagonistyczno-synergistyczny. W związku z tym, że wydech podczas gry na saksofonie jest aktem aktywnym, mocne napięcie głównych i dodatkowych mięśni wydechowych prowadzi do powstania tłoczni brzusznej, tworzącej cylindryczny, ciśnieniowy „słup” wykorzystywany przy podnoszeniu ciężaru (tu instrumentu) podczas gry. Kolar i wsp. [118] w rezultacie badań dotyczących zaburzeń pracy narządów, w tym przepony i wpływu tych dysfunkcji na układ ruchu podkreślili, że na efektywną pracę układu oddechowego wpływa praca całego kompleksu motorycznego, składającego się z obręczy barkowej, klatki piersiowej, struktur jamy brzusznej i kręgosłupa.

Podsumowując, należy podkreślić potrzebę tworzenia programów profilaktycznych, ukierunkowanych na uświadamianie osób które nabywają podstawowe umiejętności gry na instrumencie muzycznym, zwłaszcza tych na początkowych etapach edukacji, kiedy kształtują się nawyki ruchowe. Pozwoli to uniknąć nieprawidłowości, które powielane podczas dalszej edukacji muzycznej, mogą ulegać utrwaleniu i prowadzić do poważnych zaburzeń w kolejnych etapach kariery muzycznej. Autorka jest zdania, że podręczniki do nauki gry na instrumentach powinny zawierać treści dotyczące charakterystyki prawidłowej postawy ciała, i sposobów zapobiegania deformacjom.

Badania własne wykazały, że w próbie z oczami otwartymi, u grających na saksofonie wartości nacisku na przodostopie prawe i lewe, jak również wartości 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy, długości ścieżki COP i prędkości środka nacisku stóp były wyższe niż u mężczyzn z grupy kontrolnej, z kolei wartości nacisku na tyłostopie prawe i lewe - niższe niż u mężczyzn z grupy kontrolnej. W próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej wartości 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy, długości ścieżki COP i prędkości środka nacisku stóp były wyższe - niż u mężczyzn z grupy kontrolnej, natomiast wartości nacisku na tyłostopie lewe i całkowitego nacisku na stopę lewą - niższe, niż u mężczyzn z grupy kontrolnej. Różnice te wskazują, że grających na saksofonie charakteryzuje większa dynamika kontroli równowagi, co może być podyktowane zmianą propriocepcji, która ma wpływ na połączenia nerwowo-mięśniowe, przyczyniając się do zmian strategii kontroli postawy ciała, osłabienia ośrodkowej integracji informacji sensorycznych i zmęczenia obwodowego. Warto w tym miejscu podkreślić, że kontrola motoryczna i posturalna u saksofonistów podczas gry ma związek z różnymi aspektami biomechaniki ciała, w tym z obciążeniem stóp i przenoszeniem środka ciężkości ciała nad płaszczyznę podoru. Istnieje kilka strategii, które mogą być podświadomie stosowane przez muzyków celem zminimalizowania zmęczenia i zoptymalizowania kontroli oddechu oraz ruchu palców. Saksofon, jako narzędzie pracy jest instrumentem wymagającym zarówno dobrych zdolności manualnych, praktyki, gnozy, propriocepcji, prawidłowej ideacji i planowania motorycznego jak i stabilnej postawy ciała, co oznacza, że kontrola środka ciężkości ciała i obciążenia kończyn dolnych może mieć znaczący wpływ na technikę gry. W związku z powyższym warto podkreślić, że na strategię kontroli motorycznej u saksofonistów może mieć wpływ konieczność stabilizacji postawy i przenoszenie ciężaru ciała podczas gry, a także dynamiczna kontrola postawy ciała. Przenoszenie ciężaru ciała podczas gry może być stosowane jako element kontroli motorycznej pomagający regulować

ciśnienie powietrza i ton/dźwięk), konieczność stosowania odpowiednich technik oddechowych, jak również stosowanie ergonomicznych rozwiązań wspomagających typu holder, lub V-neck, które mogą mieć wpływ na rozkład sił związanych z masą instrumentu, prowadząc do zmiany ustawienia saksofonu względem ciała i powstawania kompensacyjnych wzorców ruchowych zmieniających obciążenie stóp oraz ich nacisk na podłoże. Może to również prowadzić do zmiany typowej dla osób dorosłych strategii stabilizacji głowy, na strategię tułowia. W piśmiennictwie dostępne są doniesienia dotyczące biomechaniki, postawy i obciążenia ciała podczas gry na instrumentach oraz ich wpływu na zaburzenia mięśniowo-szkieletowe, w których w szczególności zwraca uwagę na rolę równowagi i przenoszenia środka ciężkości ciała u muzyków grających na instrumentach dętych, takich jak saksofon [119, 120]. Autorzy wskazują, że integracja układów sensorycznych, jak również właściwa koordynacja funkcji oko-ruchowych i poznawczych ma duże znaczenie dla sztuk performatywnych. Bellisle i Decker [121] podjęli próbę wyjaśnienia znaczenia procesów mapowania ciała, jak również ergonomicznych pozycji trzymania instrumentów takich jak flet i obój. Pomimo różnic w pozycji ciała flecisty i saksofonisty podczas gry, analiza doniesienia autorów sugeruje, że kontrola motoryczna saksofonistów w odniesieniu do obciążania stóp i przenoszenia środka ciężkości ciała jest kluczowa dla efektywnej gry, w trakcie której może dochodzić do trwałych zmian propriocepcji, jak również do powstawania nowych, kompensacyjnych mechanizmów ruchowych, które uznać należy za „aktualne” dla danego człowieka. Zdaniem Vuillerme i wsp. [122], zmęczenie mięśni stabilizujących stawy skokowy, kolanowy, biodrowy, a także szyjną i lędźwiową część kręgosłupa ma wpływ na obniżenie kontroli postawy. Za główny czynnik osłabiający stabilność autorzy uznali zmianę propriocepcji, i wpływ tego stanu na połączenia nerwowo-mięśniowe, powodując zmęczenie obwodowe i zakłócenie ośrodkowej integracji informacji sensorycznych. Rekompensata skutków zmęczenia mięśni podczas zadania posturalnego może nastąpić poprzez rekrutowane nowych jednostek motorycznych, a proces ten wymaga przeorganizowania aktywacji mięśni i kontroli ruchu celem wyrównania deficytów. Autorzy zwrócili również uwagę, że może to skutkować zmianami zarówno strategii, jak i asymetrii postawy ciała podczas jej kontroli, co dodatkowo zwiększa niestabilność posturalną w wyniku nierównomiernego obciążenia kończyn dolnych.

Uzyskane w badaniach własnych międzygrupowe różnice w obciążeniu przodostopia i tyłostopia wskazują na występowanie różnic w zautomatyzowanych reakcjach posturalnych. Mężczyźni grający na saksofonie mają tendencję do silniejszego obciążania

tyłostopia, a w warunkach wyłączenia kontroli wzrokowej – dodatkowo bardziej dociażają lewą stopę. Biorąc pod uwagę to, że do badań kwalifikowano mężczyzn prawonożnych, należy uznać, że badani saksofoniści bardziej obciążają kończynę dolną lewą, a więc niedominującą, która pełni funkcję podporową. Również Sobera [123], Puszczałowska-Lizis i wsp. [124], Puszczałowska-Lizis i wsp. [125], Bujas i wsp. [126] wskazali na wyższą aktywność lewej kończyny w funkcji stabilizacyjnej, a więc lewa stabilizuje ciało w pozycji stojącej, a prawa kończyna dolna jest w gotowości do wykonania ruchu. Stwierdzone w badaniach własnych tendencje do większego nacisku na kończynę niedominującą sugerują wzajemne wspieranie się obydwu kończyn dolnych w procesie kontroli równowagi. Dane te wydają się uzasadnione, zwłaszcza, że według Ankera i wsp. [127], u zdrowych osób dorosłych zwiększona asymetria obciążeń ma związek ze zwiększonym kołysaniem postawy ciała w kierunku przednio-tylnym i strategią stawu skokowego.

Siniaki i wsp. [128] zwrócili uwagę na zmiany strategii kontroli równowagi u osób z nieprawidłowościami kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej. Dlatego wydaje się, że większe obciążenie tyłostopia badanych saksofonistów może mieć związek z opisaną w poprzednim podrozdziale tendencją do zniesienia kifozy piersiowej, która współwystępując z nadmiernym wysunięciem tułowia do przodu i wymusza przemieszczenie rzutu środka ciężkości ciała blisko przedniej granicy podparcia. Dlatego przeniesienie ciężaru ciała na tyłostopie może stanowić strategię zabezpieczającą przed utratą równowagi.

W niniejszej dysertacji doktorskiej u podejmujących grę na saksofonie tylko wartości protruzji dodatnio korelowały kątem kifozy i lordozy co sugeruje, że protruzja (przodozgryz), może wpływać na zaburzenia napięcia w taśmie powierzchownej przedniej, prowadząc do protrakcyjnego ustawienia głowy, przesunięcie środka ciężkości również do przodu, ograniczenia ruchomości żeber i ustawienia miednicy w przodopochyleniu, w konsekwencji powodując zwiększenie kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej. Warto jednak podkreślić, że były to związki o przeciętnej sile. W piśmiennictwie znane są opracowania, których autorzy próbowali wyjaśnić relacje układu stomatognatycznego z postawą ciała, w tym łańcuchami mięśniowo-powięziowymi, aktywacją lub dezaktywacją nerwu trójdzielnego, a następnie interakcją w pniu mózgu [53, 129]. Jest to jednak temat dyskusyjny w środowisku naukowym, gdyż istnieją opracowania potwierdzające wspomniane zależności [130, 131], jak również je wykluczające [132-135]. Rocha i wsp. [136] wykluczyli występowanie związków cech postawy ciała z zaburzeniami w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych i bolesnością w okolicy ustno-twarzowej. Autorzy

stwierdzili, że wyciągnięcie konkretnych wniosków na temat przydatności posturografii w badaniach w praktyce klinicznej jest możliwe po dokładnych analizach fizjologii tych zmian i ustaleniu wartości referencyjnych.

Z kolei w opracowaniach wskazujących na istnienie tych zależności wskazuje się na łańcuch zaburzeń zstępujących, gdy nieprawidłowości w okolicy czaszkowo-żuchwowej, przykładowo wady zgryzu, takie jak przodozgryz i protruzja, wpływają na postawę ciała i jego części położone bardziej dystalnie, jak miednica i kończyny dolne. Pérez-Belloso i wsp. [137] stwierdzili, że dysfunkcje stawów skroniowo-żuchwowych, często związane z wadami zgryzu powodują zmianę napięcia mięśni okolicy szyi i karku, co w dalszej kolejności może wywierać wpływ na ustawienie kręgosłupa u dzieci w wieku 8-14 lat. Natomiast Šidlauskienė i wsp. [138] rozważali wstępujący charakter zaburzeń u dzieci w wieku 7-14 lat. Jednak część badaczy [139], kwestionuje hipotezę o korelacji ustawienia głowy i lordozy szyjnej z ustawieniem żuchwy, uznając, że w większości aktualnych badań pominięto możliwy zakłócający wpływ wieku, który może przyczyniać się do zmiany kąta lordozy szyjnej, a zatem na ustawienie żuchwy bardziej wpływają zaburzenia rozwojowe.

Rozważania nad wpływem protruzji żuchwy na siły działające w okolicy przejścia szyjno-piersiowego i związanymi z tym problemami posturalnymi prowadzili również Kaczmarek i Kaczmarek [140]. Zdaniem autorów zwiększenie protruzji żuchwy może wywierać wpływ na różne struktury w obszarze przejścia szyjno-piersiowego, generując określone siły działające na przejście C7-Th₁. Autorzy wskazali również na istotne znaczenie wzajemnych powiązań rejonów połączenia głowowo-szyjnego, przejścia szyjno-piersiowego, segmentów kręgosłupa Th₄-Th₆, przejścia piersiowo-lędźwiowego, a także stawów krzyżowo-biodrowych i stóp.

W wyniku protruzji żuchwy, niektóre mięśnie mogą być bardziej napięte. Przykładowo mięśnie mostkowo-obojędkowo-sutkowe mogą być zmuszone do pracy w niekorzystnej pozycji, co prowadzi do ich napięcia i bólu. Wynikające z protruzji nieprawidłowości postawy ciała mogą prowadzić do zmiany rozkładu sił działających na głowę i szyję. Ponadto wysunięcie żuchwy w przód może wymuszać kompensacyjne ruchy głowy, co dodatkowo zwiększa obciążenie kręgosłupa szyjnego i piersiowego. Protruzja żuchwy może wpływać na zmiany kątów ustawienia głowy w stosunku do kręgosłupa. To z kolei wpływa na siły działające na stawy międzykręgowe, prowadząc do zwiększonego ciśnienia (siły kompresyjnej) w odcinku szyjnym i rozciągania tkanek miękkich w obszarze szyjno-piersiowym. Przy protruzji żuchwy, zmiana w rozkładzie sił może prowadzić do trudności

w stabilizacji postawy, co z kolei może wpłynąć na mechanikę ciała i w konsekwencji - dalsze problemy posturalne. Zwiększona protruzja żuchwy może wpływać także na kąt ustawienia głowy i szyi, co z kolei może prowadzić do zmiany w lordozie szyjnej oraz kompensacji w postaci pogłębionej kifozy piersiowej. Ferrillo i wsp. [141] zwrócili uwagę na brak wysokiej jakości badań wykorzystujących zaawansowane narzędzia pomiarowe w celu lepszego zrozumienia badanego problemu.

Również relacje układu stomatognatycznego ze stabilnością posturalną są problemem dyskusyjnym. Znane są opracowania, których autorzy próbowali wyjaśnić te relacje. Michalakis i wsp. [142] w wyniku badań 20 osób w wieku 27-40 lat, wykazali związki nieprawidłowości zgryzu ze zmianami bocznego rozkładu masy ciała, które przejawiały się przenoszeniem ciężaru ciała na stronę przeciwną do strony o zwiększonym nacisku. Autorzy obserwowali również wzmożone napięcie mięśni żwaczy, skroniowych oraz mostkowo-obojęczkowo-sutkowych i czworobocznych. Uważają, że brak tylnego wsparcia okluzyjnego może powodować zmianę informacji wysyłanych z mechanoreceptorów więzadeł przyzębia, a także informacji wysyłanych z mięśni żucia lub proprioceptorów stawu skroniowo-żuchwowego. Z kolei Rocha i wsp. [136] na podstawie porównania wskaźników stabilności u osób z zaburzeniami w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych i bolesnością w okolicy ustno-twarzowej uznali, że niestabilność stawów skroniowo-żuchwowych nie wykazuje powiązań ze wskaźnikami równowagi. Autorzy postawili pod znakiem zapytania kwestię potencjalnych wzajemnych związków schorzeń stawów skroniowo-żuchwowych ze stabilnością posturalną. Rozbieżności w wynikach badań różnych autorów tłumaczą stosowaniem różnych narzędzi badawczych, które często nie spełniają standardów pomiarowej rzetelności, jak również brakiem wartości referencyjnych.

W piśmiennictwie brakuje opracowań na temat związków miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej, zwłaszcza u osób podejmujących grę na instrumencie dętym. Dlatego autorka niniejszej pracy doktorskiej podjęła się próby wypełnienia tej luki. W badaniach własnych w obu grupach wykryto kilka korelacji o przeciętnej sile pomiędzy niektórymi miarami nagryzu, protruzji, odwodzenia i przesunięcia bocznego żuchwy (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności. Jednak kierunek i charakter tych związków wskazuje na losowe ustawienie danych, co sugeruje prawdopodobieństwo, że wystąpiły przypadkiem, z powodu losowych fluktuacji. W związku z tym nie implikują istnienia mechanizmów przyczynowo-skutkowych wiążących rozważane zmienne i można je uznać za klinicznie nieistotne.

Wykryte w badaniach własnych związki u podejmujących grę na saksofonie wskazują, że im większe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza w fazie I i II po stronie prawej lub lewej, tym mniejsza skośność miednicy, a większe wartości rotacji powierzchni. Ponadto im większe wartości maksymalnej amplitudy tego mięśnia po stronie prawej lub lewej w fazie III i po stronie lewej w fazie IV, tym większe wartości rotacji powierzchni. W przypadku mięśnia czworobocznego, im większa maksymalna amplituda skurczów po stronie prawej w IV, V fazie oraz prawej lub lewej w VI fazie, tym niższe wartości kąta skośności miednicy, z kolei im większa maksymalna amplituda skurczów po stronie prawej lub lewej w fazie III, a także po stronie lewej w fazach I, II i V - tym mniejsze wartości kąta skręcenia miednicy.

Brak podobnych opracowań powoduje trudności w odniesieniu się badań innych autorów. Podejmując próbę interpretacji wykazanych związków można wziąć pod uwagę relacje układu stomatognatycznego z łańcuchami mięśniowo-powięziowymi. Połączenie poszczególnych grup mięśni połączone są poprzez powięź pozwala na rozważenie wpływu napięcia w obszarze twarzoczaszki na odległe struktury, jak miednica. Nadmierne napięcie w obrębie przedniej części ciała może pociągać miednicę do przodu, powodując jej przechylenie przednie (ang. *anterior pelvic tilt*) za pośrednictwem taśmy powierzchownej przedniej i mięśni mimicznych (żwacz, okrężny ust) będących jej częścią [53, 54]. Dane w piśmiennictwie wskazują, że siła generowana przez mięśnie żwacze (które wykazują wzmożone napięcie przy protruzji żuchwy) może być znaczna [46]. Bellisle i Decker [121] podkreślili, że pełna analiza biomechaniczna sił nacisku na segmenty kręgosłupa C7-Th₁ (przejście szyjno-piersiowe) wymaga zastosowania zaawansowanych metod badawczych, takich jak pomiary sił w czasie rzeczywistym i modelowanie komputerowe.

Z kolei mięsień czworoboczny, wspólnie z prostownikami grzbietu stanowią część taśmy tylnej. Dlatego napięcie mięśni karku i okolicy potylicy (powiązane z powięzią potyliczną), może prowadzić do kompensacyjnych zmian w dolnych częściach tej taśmy, prowadząc do przechylenia tylnego miednicy (ang. *posterior pelvic tilt*) lub rotacji miednicy w kierunku jednej ze stron, w zależności od tego, która część tej taśmy jest bardziej napięta [53, 54].

Natomiast na rotację ciała względem osi długiej może mieć wpływ taśma spiralna, rozpoczynająca się w okolicach karku i żuchwy, biegnąca przez mięśnie mostkowo-obończykowo-sutkowy i skośne brzucha. Asymetryczne napięcie w okolicy żuchwy i stawu skroniowo-żuchwowego może powodować kompensacyjne zmiany w ustawieniu głowy i

szy, które mogą być przenoszone przez taśmy mięśniowo-powięziowe na inne obszary ciała, w tym miednicę, dając w konsekwencji asymetryczne napięcie w układzie mięśniowo-powięziowym, które może przekładać się na asymetryczne ustawienie miednicy prowadząc do jej rotacji (która może uwidaczniać się jako nierówne ustawienie bioder) lub przechylenia [53].

W piśmiennictwie brakuje prac na temat związków między napięciem wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu a stabilnością posturalną u instrumentalistów, w związku z tym niniejszą pracę doktorską można w tej kwestii uznać za nowatorską. Brak podobnych opracowań stwarza brak możliwości do odniesienia wyników badań własnych do innych prac innych autorów. Badania własne wykazały, że w próbie stabilności z oczami otwartymi i zamkniętymi wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej i lewej nie wykazują związków z miarami stabilności posturalnej. Wartości maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego wykazały kilka korelacji o przeciętnej sile. Jednak kierunek, charakter tych związków oraz niemal znikoma ich liczba w próbie z oczami zamkniętymi wskazują na losowe ustawienie danych, i sugeruje prawdopodobieństwo, że korelacje wystąpiły przypadkiem, z powodu losowych fluktuacji. W związku z tym nie implikują istnienia mechanizmów przyczynowo-skutkowych wiążących rozważane zmienne i można je uznać za klinicznie nieistotne.

Badania własne wykazały, że objawy związane z nieprawidłowościami układu stomatognatycznego są czynnikiem różnicującym niektóre cechy postawy ciała mężczyzn podejmujących grę na saksofonie. Mężczyzn, u których występowały trzaski w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych (będące objawem zaburzonej koordynacji ruchowej głów żuchwy i krążków stawowych) cechują wyższe wartości kąta kifozy piersiowej, z kolei mężczyźni z objawami bruksizmu odznaczają się niższymi wartościami tego kąta.

Interpretując uzyskane wyniki, w odniesieniu do objawów takich jak trzaski, przeskakiwanie głów stawowych należy uznać ich związek z niestabilnością stawów skroniowo-żuchwowych. Liem i Kulesa-Mrowiecka [46] niestabilność tę dzieli się na anatomiczną i czynnościową, która ma związek z nieprawidłową szerokością szpary stawowej i zaburzeniem relacji centralnej główki stawowej. Dystrakcji szpary stawowej, rozciągnięciu torebki i więzadeł towarzyszą towarzyszy przeskakiwanie głów stawowych i IV grupa trzasków według Bumanna (typ 2 niestabilności). Bragatto i wsp. [143] zwrócili uwagę, że dolegliwości w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych mogą powodować doprzednie ustawienie głowy i następne zmiany w ustawieniu kręgosłupa szyjnego,

polegające na pogłębieniu lordozy lędźwiowej, powodujące również podrażnienie jąder nerwu trójdzielnego, a także dolegliwości bólowe głowy i twarzy, przykładowo przewlekły ból w okolicy podpotylicznej i czołowej z promieniowaniem w okolicy oczodołów. Analiza powyższych danych sugeruje, zmniejszone wygięcie lordowy szyjnej może być skutkiem nie tylko dalszych dolegliwości w postaci bólów szyi i kończyn górnych, ale przede wszystkim może prowadzić do kompensacyjnego pogłębienia kifozy piersiowej, na co wskazują uzyskane w badaniach własnych wyższe wartości kąta kifozy piersiowej u mężczyzn, u których występowały trzaski w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych

Niższe wartości kąta kifozy piersiowej u mężczyzn z objawami bruksizmu, który według Lobbezoo i wsp. [144] określany jest jako powtarzalna aktywność mięśni żucia, charakteryzująca się zaciskaniem zębów (ang. *clenching*), zgrzytaniem zębów (ang. *grinding*) i/lub szybkimi, nagłymi ruchami żuchwy (ang. *thrusting*) lub utrzymywaniem żuchwy w określonej pozycji (ang. *bracing*), która może występować w ciągu dnia i nocy, można tłumaczyć wzmożonym napięciem mięśniowym okolicy orofacjalnej. Amorim i wsp. [145] na podstawie przeglądu systematycznego uznali, że napięcie mięśni żucia, szyi i obręczy barkowej u osób z bruksizmem prowadzi do uszkodzenia stawów skroniowo-żuchwowych, co zaburza ich biomechanikę. Z czasem dochodzi do przeskakiwania głów stawowych, rozciągania więzadeł i torebki stawowej, a także przemieszczenia krążka stawowego, trzasków i stanów zapalnych, a także bólów głowy o charakterze napięciowym. Nadmierne przeciążenie mięśni żwaczy oraz struktur okolicy twarzoczaszki, zgodnie z teorią tensegracji i łańcuchów powięziowych [53] może ulegać przeniesieniu na tkanki szyi, obręczy barkowej i pozostałe tkanki taśmy tylnej, powodując ich patologiczne napięcie (przy jednoczesnym osłabieniu taśmy przedniej), co może wtórnie prowadzić do spłaszczenia kąta kifozy piersiowej. Kumulacja napięcia mięśniowego w okolicy przejścia szyjno-piersiowego oraz piersiowego może wynikać także z konieczności stabilizowania odcinków położonych poniżej poruszających się „nieustannie”, niestabilnych stawów skroniowo-żuchwowych, co może odbywać się zgodnie z teorią Cook’a [146] naprzemiennej mobilności i stabilności odcinków w organizmie człowieka (ang. *joint by joint approach*).

Objawy związane z nieprawidłowościami układu stomatognatycznego są również czynnikiem różnicującym niektóre wskaźniki stabilności posturalnej mężczyzn podejmujących grę na saksofonie. W próbie stabilności z oczami otwartymi mężczyźni z objawami bruksizmu cechowali się wyższym całkowitym naciskiem stopy lewej i większymi wychyleniami COP w płaszczyźnie strzałkowej, z kolei w teście z oczami

zamkniętymi nacisk stopy prawej był niższy, a całkowity nacisk stopy lewej – wyższy niż u mężczyzn bez bruxizmu. Różnice te mogą wynikać z niewolicznej tendencji do utrzymywania głowy w takiej pozycji, aby umożliwić jak najlepsze dopasowanie do siebie zębów. Mogą również stanowić rezultat kompensacji. Według Chrośniak-Sitarz [23] oraz Gorzechowskiego [147] przechylenie płaszczyzny okluzyjnej, wynikające z nieprawidłowych warunków zwarcia zębowego w stosunku do płaszczyzny stawów skroniowo-żuchwowych może podlegać regułom kompensacji, które objawiają się zmianami w ustawieniu głowy i pozostałych segmentów ciała względem siebie w celu zachowania paralelnego ułożenia płaszczyzn. W obrębie twarzoczaszki linią referencyjną jest linia przechodząca przez otwory słuchowe zewnętrzne. Zdaniem autorów nieprawidłowości w ustawieniu płaszczyzn poprzecznych mogą stanowić przyczynę asymetrii. Dyslokacja krążka prowadzi do zmiany położenia żuchwy, patologii zgryzu a także blokowania się krążka i niszczenia stawu. Asymetria żuchwy często powiązana jest asymetrią posturalną, z nierównym położeniem otworów słuchowych, oczodołów a także brakiem równoległości płaszczyzn poprzecznych. Dlatego u mężczyzn z objawami bruxizmu, w rezultacie zmian w wysokości szpar stawowych stawu skroniowo-żuchwowego, i w następstwie tego zmian położenia płaszczyzny przechodzącej przez ten staw i płaszczyzny zgryzu - może dochodzić do zmian w zakresie stabilności.

Według Suarez-Rodriguez'a i wsp. [148] zaburzenie stabilności posturalnej może stanowić wtórną przyczynę słabej koordynacji funkcji układu ruchu narządu żucia a także zaburzeń sensorycznych strefy orofacialnej. Brak koordynacji w układzie układu ruchu narządu żucia, w tym ruchów żuchwy (nieprawidłowy tor ruchu żuchwy) może korelować z zaburzeniami związanymi z ustaleniem pozycji kości gnykowej, stanowiącej podparcie dla języka.

Badania własne wykazały, że wady zgryzu określone według klasyfikacji Angle'a nie są czynnikiem determinującym częstość nieprawidłowości kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych. Nowak i wsp. [149] na podstawie badań pacjentów jednego z gabinetów stomatologicznych w Krakowie i studentów krakowskich uczelni wyższych w wieku 18-35 lat wykazali, że stopień okluzji nie różnicuje głębokości kifozy piersiowej. Osoby z tyłozgryzem wykazywały większą protrakcję głowy, niż osoby z przodozgryzem i zgryzem prawidłowym, co może być podyktowane potrzebą udrożnienia w ten sposób górnych dróg oddechowych, w celu zwiększenia ich pojemności funkcjonalnej. Również

Bardellini i wsp. [150] na podstawie badań dzieci w przedziale wieku 9-12 lat wskazali na korelacje między zgryzem, a ustawieniem głowy w płaszczyźnie strzałkowej oraz brak związków z ukształtowaniem kręgosłupa w odcinku piersiowym. Natomiast Omar i wsp. [151] upatrują związków między okluzją, pozycją głowy i postawą ciała, które zdaniem autorów mogą zachodzić za pośrednictwem więzadeł przyzębia, mechanoreceptorów, jądra nerwu trójdzielnego i kory czuciowo-ruchowej. Autorzy uważają, że wady zgryzu klasy II powodują protrakcję głowy i pochylenie w ciała przód, z kolei wady zgryzu klasy III skutkują retrakcją głowy i odchyleniem ciała do tyłu. Różnice te mogą wynikać z dużej powierzchni pierwszych zębów trzonowych, która w przypadku wad zgryzu stwarza obciążenia posturalne przekraczające 4,5-5,5 kg, prowadząc do nieprawidłowości w ustawieniu głowy.

Podsumowując, niektóre badania wskazują na wpływ układu stomatognatycznego na postawę ciała i wskaźniki stabilności posturalnej, inne nie wykazują spójnych lub klinicznie istotnych wyników, co nadal czyni ten obszar badań dyskusyjnym.

Badania własne wykazały, że gra na saksofonie altowym lub sopranowym, a więc o masie nieprzekraczającej 3 kg i gra na saksofonie tenorowym (o masie przekraczającej 3 kg) nie jest czynnikiem różnicującym badane cechy postawy ciała, kierunku ich odchyień, oraz wskaźniki stabilności posturalnej u saksofonistów. A zatem nie potwierdziła się założona hipoteza, że gra na saksofonie altowym lub sopranowym, i gra na saksofonie tenorowym jest czynnikiem różnicującym badane cechy postawy ciała i kierunku ich odchyień, a więc że grających na saksofonie tenorowym cechują wartości wskazujące na odchylenia od prawidłowych cech postawy ciała. Shanoff [73] zwróciła uwagę, że saksofon altowy podczas gry jest trzymany symetrycznie, a jego rozmiar i ustawienie saksofonu pozwala kręgosłupowi pozostać w neutralnym ułożeniu. Utrzymanie saksofonu sopranowego wymaga uniesienia ramion i ich ustawienia w mniej naturalnej pozycji, aby utrzymać głowę i szyję w pozycji neutralnej. Z tego powodu wymaga prawego kciuka do utrzymania większości ciężaru, co może powodować ból ramienia, nadgarstka, lub ręki w czasie lub po zakończeniu gry. Z kolei saksofon tenorowy, mimo większej masy pozwala na względnie symetryczną pozycję ciała muzyka podczas gry. Informacje te sugerują, że gra na poszczególnych typach saksofonów może w różny sposób wpływać na postawę ciała. Jednak brak różnic może wynikać z doświadczenia badanych muzyków, którzy zmuszeni do utrzymania instrumentu kompensują poprzez ustawienie poszczególnych części ciała (przykładowo kończyny górne), kompensując obciążenia statyczne w układzie mięśniowo-

szkieletowym. Być może uzyskane w niniejszej pracy doktorskiej dane mają również związek z zastosowaniem przez badanych muzyków pasków podtrzymujących instrument typu V-neck lub Saxholder, których zadaniem jest zwiększenie komfortu i ergonomii gry, a przede wszystkim rozłożenie ciężaru (szczególnie cięższych) instrumentów na kilka punktów podporu. Ponadto należy podkreślić, że wielogodzinne ćwiczenia i powtarzanie wzorców motorycznych utrwala postawę oraz schematy ruchowe. Muzycy przyjmować więc będą podobną, nawykową pozycję i ułożenie ciała stojąc zarówno podczas gry jak i w spoczynku (nie podejmując aktywności muzycznej). W piśmiennictwie brakuje podobnych badań. Wśród nielicznych, Piatek i wsp. [152] badali za pomocą topometrii ultradźwiękowej wpływ systemów nośnych saksofonu u 14 fizycznie zdrowych saksofonistów altowych. Wykazano, że zastosowanie Saxholdera ma wpływ na korzystne, osiowe ustawienie głowy, a także osiowo zrównoważoną pozycję ciała i stabilizację przedniej części obręczy barkowej. Autorzy dodatkowo jedną osobę poddali badaniom wpływu na postawę ciała saksofonów o różnej masie, a więc altowego, tenorowego i barytonowego. Wśród nielicznych autorów podejmujących badania na temat wpływu gabarytów instrumentu na postawę ciała również Valenzuela-Gómez i wsp. [153], którzy zaproponowali jedenaście wytycznych dotyczących projektowania wsporników do pozycjonowania gitary w oparciu o zasady ergonomii, w celu poprawy wydajności pracy i zapobiegania urazom narządu ruchu gitarzystów.

W badaniach własnych gra na saksofonie altowym lub sopranowym, i gra na saksofonie tenorowym nie jest czynnikiem różnicującym wskaźniki stabilności posturalnej, co potwierdza założoną hipotezę badawczą. Jednak ze względu na brak podobnych opracowań autorka nie ma możliwości przeprowadzenia dyskusji dotyczącej tego zagadnienia.

Podsumowując, w pracy wykazano zmiany w postawie ciała saksofonistów, które można wytłumaczyć specyficznymi wymaganiami gry na saksofonie. Poznanie i zrozumienie relacji między układem stomatognatycznym i napięciem wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu, a postawą ciała u mężczyzn grających na saksofonie, wykazanych w niniejszej pracy, może pomóc w opracowaniu skutecznych strategii profilaktycznych i terapeutycznych. Z uwagi na to, że nauka gry na instrumencie najczęściej jest rozpoczynana w okresie szkolnym, rodzice/opiekunowie, jak również fizjoterapeuci i lekarze nadzorujący muzyka powinni mieć wiedzę i świadomość tych zagadnień w celu zapewnienia spersonalizowanych porad i wsparcia adekwatnie do potrzeb młodego artysty, zwłaszcza w

aspekcie wpojenia mu właściwych nawyków i zapobiegania nieprawidłowościom w czasie dalszej kariery zawodowej.

Dlatego rozprawa doktorska i zamieszczone w niej wyniki badań mogą być ważne z punktu widzenia nauki, jak również praktyki fizjoterapeutycznej. Mogą przynieść korzyści zdrowotne grupie zawodowych instrumentalistów. Mogą stanowić podstawę do zaproponowania programu ćwiczeń profilaktycznych, zapobiegających powstawaniu dysfunkcji w układzie ruchu muzyków, lub będącego formą działań interwencyjnych dla osób, u których zaburzenia już istnieją. Program powinien zawierać część edukacyjną oraz praktyczną i stanowić element procesu kształcenia studentów muzycznych uczelni wyższych w klasach saksofonu.

6. WNIOSKI

1. Gra na saksofonie jest czynnikiem predysponującym do wystąpienia nieprawidłowości w obrębie układu stomatognatycznego. U saksofonistów częściej występuje bolesność stawów skroniowo-żuchwowych, parafunkcje, trzaski w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych, ból w trakcie testu trakcji i translacji palpacji torebki stawowej i mięśni, a także objawy bruksizmu. Saksofoniści częściej mają okluzję dystalną (grupa b) i meżalną, a niepodjemujący gry na instrumentach dętych - okluzję normalną i dystalną (grupa a). Gra na saksofonie nie jest czynnikiem różnicującym wartości nagryzu i ruchów żuchwy u saksofonistów i mężczyzn niepodjemujących gry na instrumentach dętych.
2. U saksofonistów występuje zróżnicowanie napięcia mięśni żwaczy i części zstępujących mięśnia czworobocznego grzbietu w spoczynku i podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny. Napięcie tych mięśni ma tendencję rosnącą w czasie swobodnego otwierania i zamykania ust oraz w czasie zaciśnięcia zębów na ustniku instrumentu, optimum osiąga w czasie gry na instrumencie, a w czasie odpoczynku po aktywności ulega obniżeniu.
3. Gra na saksofonie jest czynnikiem różnicującym tylko wartości kąta kifozy ICT-ITL max. Sakofoniści cechują się mniejszym nachyleniem kifozy piersiowej, niż niepodjemujący gry na instrumentach dętych. Gra na saksofonie nie jest czynnikiem różnicującym kierunek odchyłeń badanych cech postawy ciała od normy, natomiast warunkuje tylko częstość nieprawidłowości kąta nachylenia kifozy piersiowej. Zmniejszona kifoza piersiowa częściej występuje u saksofonistów.
4. W próbie z oczami otwartymi, u saksofonistów wartości nacisku na przodostopie prawe i lewe, jak również wartości 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy, długości ścieżki COP i prędkości środka nacisku stóp były wyższe niż u niepodjemujących gry na saksofonie, z kolei wartości nacisku na tyłostopie prawe i lewe - niższe niż u niepodjemujących gry na saksofonie. W próbie z oczami zamkniętymi u saksofonistów wartości 95% przedziału ufności dla obszaru elipsy, długości ścieżki COP i prędkości środka nacisku stóp były wyższe - niż u niepodjemujących gry na saksofonie, natomiast wartości nacisku na tyłostopie lewe i całkowitego nacisku na stopę lewą - niższe, niż u niepodjemujących gry na saksofonie. Różnice te mogą być podyktowane zmianą

propriocepcji saksofonistów, która ma wpływ na połączenia nerwowo-mięśniowe, przyczyniając się do zmęczenia obwodowego, osłabienia ośrodkowej integracji informacji sensorycznych i zmian strategii kontroli postawy ciała.

5. U saksofonistów tylko wartości protruzji dodatnio korelowały kątem kifozy i lordozy co sugeruje, że protruzja może wpływać na zaburzenia napięcia w taśmie powierzchownej przedniej, prowadząc do protrakcyjnego ustawienia głowy, przesunięcie środka ciężkości również do przodu, ograniczenia ruchomości żeber i ustawienia miednicy w przodopochyleniu, w konsekwencji powodując zwiększenie kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej.
6. W obu grupach wykryto kilka korelacji o przeciętnej sile pomiędzy niektórymi miarami nagryzu, protruzji, odwodzenia i przesunięcia bocznego żuchwy (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności. Jednak kierunek i charakter tych związków wskazuje na losowe ustawienie danych, co sugeruje prawdopodobieństwo, że wystąpiły przypadkiem, z powodu losowych fluktuacji. W związku z tym nie implikują istnienia mechanizmów przyczynowo-skutkowych wiążących rozważane zmienne i można je uznać za klinicznie nieistotne.
7. Wykryte u saksofonistów związki wskazują, że im większe wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza w fazie I i II po stronie prawej lub lewej, tym mniejsza skośność miednicy, a większe wartości rotacji powierzchni. Ponadto im większe wartości maksymalnej amplitudy tego mięśnia po stronie prawej lub lewej w fazie III i po stronie lewej w fazie IV, tym większe wartości rotacji powierzchni. W przypadku mięśnia czworobocznego, im większa maksymalna amplituda skurczów po stronie prawej w IV, V fazie oraz prawej lub lewej w VI fazie, tym niższe wartości kąta skośności miednicy, z kolei im większa maksymalna amplituda skurczów po stronie prawej lub lewej w fazie III, a także po stronie lewej w fazach I, II i V - tym mniejsze wartości kąta skręcenia miednicy.
8. W próbie stabilności z oczami otwartymi i zamkniętymi wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej i lewej nie wykazują związków z miarami stabilności posturalnej. Wartości maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego wykazały kilka korelacji o przeciętnej sile. Jednak kierunek, charakter tych związków oraz niemal znikoma ich liczba w próbie z oczami

zamkniętymi wskazują na losowe ustawienie danych, i sugeruje prawdopodobieństwo, że korelacje wystąpiły przypadkiem, z powodu losowych fluktuacji. W związku z tym nie implikują istnienia mechanizmów przyczynowo-skutkowych wiążących rozważane zmienne i można je uznać za klinicznie nieistotne.

9. Objawy związane z nieprawidłowościami układu stomatognatycznego są czynnikiem różnicującym niektóre cechy postawy ciała i wskaźniki stabilności saksofonistów. Mężczyzn, u których występowały trzaski w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych cechują wyższe wartości kąta kifozy piersiowej, z kolei u mężczyzn z objawami bruksizmu odznaczają się niższymi wartościami tego kąta. W próbie stabilności z oczami otwartymi mężczyźni z objawami bruksizmu cechowali się wyższym całkowitym naciskiem stopy lewej i większymi wychyleniami COP w płaszczyźnie strzałkowej, z kolei w teście z oczami zamkniętymi nacisk stopy prawej był niższy, a całkowity nacisk stopy lewej – wyższy niż u mężczyzn bez bruksizmu. Różnice te mogą wynikać z niewolicznej tendencji do utrzymywania głowy w takiej pozycji, aby umożliwić jak najlepsze dopasowanie do siebie zębów.
10. Wady zgryzu określone według klasyfikacji Angle'a nie są czynnikiem determinującym częstość nieprawidłowości postawy ciała u saksofonistów i mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych.
11. Gra na saksofonie altowym lub sopranowym, a więc o masie nieprzekraczającej 3kg i gra na saksofonie tenorowym (o masie przekraczającej 3 kg) nie jest czynnikiem różnicującym badane cechy postawy ciała, kierunek ich odchylenia, oraz wskaźniki stabilności posturalnej u saksofonistów.

PIŚMIENNICTWO

1. Ohlendorf D, Marx J, Clasen K, Wanke EM, Kopp S, Groneberg DA, Uibel S. Comparison between the musician-specific seating position of high string bow players and their habitual seating position - a video raster stereographic study of the dorsal upper body posture. *J Occup Med Toxicol*. 2018; 13:34.
2. Steinmetz A, Zeh A, Delank KS, Peroz I. Symptoms of craniomandibular dysfunction in professional orchestra musicians. *Occup Med*. 2014; 64: 17-22.
3. Kenny D, Ackermann BJ. (2016). "Hitting the high notes: healthy aging in professional orchestra musicians" in *The aging workforce handbook: Individual, organizational and societal challenges*. Red. C. Cooper, R. Burke, A. Stamatios-Alexandrou. Emerald, Publishing, Bingley, UK, 2016.
4. Kok LM, Huisstede BM, Voorn VM, Schoones JW, Nelissen RG. The occurrence of musculoskeletal complaints among professional musicians: a systematic review. *Int Arch Occup Environ Health*. 2016; 89 (3): 373-396.
5. Perkins R, Reid H, Araújo LS, Clark T, Williamon A. Perceived Enablers and Barriers to Optimal Health among Music Students: A Qualitative Study in the Music Conservatoire Setting. *Front Psychol*. 2017; 28 ;8: 968.
6. Wijsman S, Ackermann BJ. Educating Australian musicians: are we playing it safe? *Health Promot Int*. 2019; 34 (4): 869-876.
7. Friaz-Bulhosa JF. Impactos oro-faciais associados à utilização de instrumentos musicais. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial* 2012; 53 (2): 108-116.
8. Grammatopoulos E, White AP, Dhopatkar A. Effects of playing a wind instrument on the occlusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012; 141 (2): 138-145.
9. Pampel M, Jakstat HA, Ahlers OM. Impact of sound production by wind instruments on the temporomandibular system of male instrumentalists. *Work*. 2014; 48 (1): 27-35.
10. Głowacka A, Matthews-Kozanecka M, Kawala M, Kawala B. The impact of the long-term playing of musical instruments on the stomatognathic system - review. *Adv Clin Exp Med*. 2014; 23 (1): 143-146.
11. Nishiyama A, Tsuchida E. Relationship Between Wind Instrument Playing Habits and Symptoms of Temporomandibular Disorders in Non-Professional Musicians. *Open Dent J*. 2016; 10: 411-416.

12. Gasenzer ER, Klumpp MJ, Pieper D, Neugebauer EA. The prevalence of chronic pain in orchestra musicians. *Ger Med Sci*. 2017; 15:Doc01.
13. Cattarello P, Vinelli S, D'Emanuele S, Gazzoni M, Merletti R. Comparison of chairs based on HDsEMG of back muscles, biomechanical and comfort indices, for violin and viola players: A short-term study. *J Electromyogr Kinesiol*. 2018; 42: 92-103.
14. Pais Clemente M, Mendes J, Cerqueira J, Moreira A, Vasconcelos M, Pinhão Ferreira A, Amarante JM. Integrating piezoresistive sensors on the embouchure analysis of the lower lip in single reed instrumentalists: implementation of the lip pressure appliance (LPA). *Clin Exp Dent Res*. 2019; 5(5):491-496.
15. Glória JC, Balestra AA, Iasbik NS, Douglas-de-Oliveira DW, Flecha OD, Gonçalves PF. Prevalence of orofacial changes in wind instrumentalists: a cross-sectional pilot study in Brazil. *Med Probl Perform Art*. 2018; 33 (1): 1-5.
16. Wróbel-Bednarz KM, Drożdżyńska A, Kłosowska E, Ceglarska A, Korzeniewski R. Subjective problems and temporomandibular disorders symptoms among musicians playing wind instruments. *Prosthodontics*. 2021; 71 (1): 18-37.
17. Sapienza G. An embouchure aid for wind musicians. 2023.
18. Czech NP, Alt KW. Wind instruments and oral health: challenges faced by professional wind musicians. *Dentistry Journal*. 2024; 12 (10): 306.
19. Cygańska AK, Kaczorowski M, Rodzik B. The musculoskeletal pain intensity and interference questionnaire for musicians: assessment of patient-related outcomes among professional orchestra musicians in Poland-a cross-sectional study. *J Clin Med*. 2024; 13 (16): 4751.
20. Majewski SW. Gnatofizjologia stomatologiczna Normy okluzji i funkcje układu stomatognatycznego. PZWL, Warszawa 2009.
21. Margielewicz J, Kijak E, Lipski T, Pihut M, Kosiewicz J, Lietz-Kijak D. Badania modelowe równowagi biostatycznej narządu żucia człowieka. Centrum Inżynierii Biomedycznej, Gliwice 2012.
22. Bochenek A, Reicher M. Anatomia człowieka t I. Anatomia ogólna. Kości, stawy i więzadła, mięśnie. PZWL, Warszawa 2022.
23. Chrośniak-Sitarz M, Cieśla A, Żmuda M. Rehabilitacja stomatologiczna w ujęciu holistycznym. *Rehabilitacja w Praktyce* 2022; 1: 28-33.
24. Czerwińska-Niezabitowska B, Kulesa-Mrowiecka M. Diagnostyka i leczenie dysfunkcji czaszkowo-żuchwowych w ujęciu holistycznym. *Medycyna Praktyczna*, Kraków 2022.

25. Majewski S, Wieczorek A, Loster J, Pihut M. Mięśnie żucia i stawy skroniowo-żuchwowe w aspekcie fizjologicznych funkcji układu stomatognatycznego. *Protet Stomatol.* 2010; 60 (1): 10-16.
26. Walocha J. Skawina A, Gorczyca J, Skrzat J. Anatomia prawidłowa człowieka t. 4 – Czaszka. Podręcznik dla studentów i lekarzy. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków 2006.
27. Bertolini R, Leutert R. Atlas anatomii człowieka : układowy i topograficzny. Tom 3. Głowa i szyja, mózg, rdzeń kręgowy i narządy zmysłów. Mladinska Knjiga, Ljubljana 2009.
28. Spiechowicz E. Protetyka stomatologiczna. PZWL, Warszawa 2013.
29. Owczarek-Drabińska JE, Zielińska I. Temporomandibular disorders and kinesiotaping: literature review. *Prosthodontics.* 2022;72 (1): 59-67.
30. Muscolino JE. Badanie palpacyjne układów mięśniowego i kostnego z uwzględnieniem punktów spustowych, stref odruchowych i stretchingu. (Redakcja naukowa wydania I polskiego: Z. Śliwiński). Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2016.
31. Maciejewska-Szaniec Z, Maciejewska B, Piotrowski P, Wiskirska-Woźnica B. The temporomandibular disorders among otologic patients. *Fam Med Prim Care Rev.* 2014; 16 (3): 255-256.
32. Jancelewicz M. Stomatognathic system dysfunctions as an increasing problem of modern health care - determination of its causes. *Hyg Publ Health.* 2010; 45 (1): 17-20.
33. Słobodzian-Rakowska J. Igłoterapia według Andrzeja Rakowskiego jako skuteczna technika w leczeniu dysfunkcji systemu żuchwowo-gnykowo-czaszkowego. *Rehabilitacja w Praktyce* 2022; 1: 18-26.
34. Skawina A. Anatomia Prawidłowa Człowieka Szyja i głowa. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków 2023.
35. Rusin B, Wójcik A, Pakaszewski W, Ziomko B, Smulewicz K. Bruxism - contemporary knowledge about the disorder and therapeutic possibilities . *J Educ Health Sport.* 2022; 12 (12): 131-135.
36. Walczyńska-Dragon K, Baron S, Nitecka-Buchta A, Tkacz E. Correlation between TMD and cervical spine pain and mobility: is the whole body balance TMJ related? *Biomed Res Int.* 2014; 2014: 582414.
37. Kulesa-Mrowiecka M. Dysfunkcje czaszkowo-żuchwowe. Diagnostyka, leczenie i rehabilitacja. PZWL, Warszawa 2022.

38. Manfredini D, Castroflorio T, Perinetti G, Guarda-Nardini L. Dental occlusion, body posture and temporomandibular disorders: where we are now and where we are heading for. *J Oral Rehabil.* 2012; 39 (6): 463-471.
39. Kasperczyk T. Wady postawy ciała. Diagnostyka i leczenie. Kasper, Kraków 2004.
40. Wilczyński J. Korekcja wad postawy człowieka. Antropos, Starachowice 2005.
41. Nowotny J, Saulicz E. Niektóre zaburzenia statyki ciała i ich korekcja. AWF, Katowice 2011.
42. Górniak K, Lichota M. Ukształtowanie przednio-tylnych krzywizn kręgosłupa studentów filii AWF w Białej Podlaskiej. *Rocznik Lubuski* 2018; 44, cz. 2a: 129-139.
43. Puszczałowska-Lizis E, Mól M, Omorczyk J. Inter-gender differences in the formation of anteroposterior spinal curvatures in people practicing ballroom dancing. *Acta Bioeng Biomech.* 2020; 22 (4): 123-131.
44. Puszczałowska-Lizis E, Mikuláková W, Fitas P, Lizis S. Shape of the sagittal curvatures of the spine in young female volleyball players. *Applied Sciences* 2024; 14 (22): 10142.
45. Błaszczyk JW. Biomechanika kliniczna. Podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii. PZWL, Warszawa 2024.
46. Liem T, Kulesa-Mrowiecka M. Stawy skroniowo-żuchwowe w osteopatii. *Praktyczna Fizjoterapia i Rehabilitacja* 2015; 9: 6-16.
47. Kulesa-Mrowiecka M, Sycz P, Zyznawska J, Jaworek M, Manko G, Cyran M. Assessment of temporomandibular joint dysfunctions and the position of pelvis. *J Orthop Trauma Surg Rel Res.* 2013; 33 (3): 48-52.
48. Liem T, Dobler TK, Puylaert M. Przewodnik po terapii wisceralnej. t.I. MedPharm, Wrocław 2017.
49. Diers H. Wady zgryzy a postawa ciała. Streszczenie. Materiały konferencyjne XXIII Międzynarodowych Dni Inwalidy w Zgorzelcu 23-25.04.2017; 100.
50. Słobodzian-Rakowska J, Tomiczek M. Terapia zaburzeń czynności systemu żuchwowo-gnykowo-czaszkowego. *Rehabilitacja w Praktyce* 2022; 1: 27.
51. Bumann A, Lotzmann U, Mah J. TMJ Disorders and Orofacial Pain The Role of Dentistry in a Multidisciplinary Diagnostic Approach. Georg Thieme, Germany, 2002.
52. Fossum Ch. Allgemeine Diagnostik. Leitfaden Osteopathie. Red. T. Liem, T. Dobler. Urban und Fischer, Monachium 2002.
53. Myers TW. Taśmy anatomiczne. Meridiany mięśniowo-powięziowe dla terapeutów manualnych i specjalistów leczenia ruchem. DB Publishing, Warszawa 2023.

54. Richter P, Hebgen E. Punkty spustowe i łańcuchy mięśniowo-powięziowe w osteopatii i terapii manualnej. Galaktyka, Łódź 2014.
55. Holger J. Wirbelsäulenvermessung Workshop. Materiały XXIV Międzynarodowych Targów Sprzętu Rehabilitacyjnego w Łodzi, Łódź 22-24.09.2016.
56. Schleip R. (red.) Powieź. Sport i aktywność ruchowa. Edra Urban & Partner, Wrocław 2017.
57. Salata J. Saksofon - krótka historia najbardziej romantycznego instrumentu wszechczasów. Czas na Muzykę 2014.
58. Drobner M. Instrumentoznawstwo i akustyka. PWM, Kraków 1997.
59. Dziębowska E. Encyklopedia muzyczna. PWM, Kraków 1998.
60. Wojtasik A. Jak ugryźć saksofon. Podreczecznik multimedialny. Centrum Edukacji Artystycznej, 2023.
61. Kralka K. Ładny dźwięk i precyzyjna intonacja. Wydatkowanie oddechu. Wydanie multimedialne. Katowice, 2023.
62. Kralka K. Obniżenie siły nacisku warg a produkcja tonu saksofonowego. Szkoła improwizacji. Wydanie multimedialne. Katowice, 2023.
63. Przeździecki B. Aparat wykonawczy i technika wydawania dźwięków. W: Studia Pedagogiczno-Muzyczne.T.1. Między dziełem a interpretacją. Uniwersytet Muzyczny Fryderyka Chopina, Białystok: 2006.
64. Hejda T. Szkoła na saksofon. Kraków, Polskie Wydawnictwo Muzyczne, 2013.
65. Ostwald P, Baron B, Byl M, Wilson R. Performing arts medicine. West J Med. 1994; 160 (1): 48-52.
66. Sung NJ, Sakong JJ, Chung JH. Musculoskeletal disorders and related factors of symphony orchestra players. Korean J Occup Environ Med. 2000; 12 (1): 48-58.
67. Lee HS, Park HY, Yoon JO, Kim JS, Chun JM, Aminata IW, Cho WJ, Jeon IH. Musicians' medicine: musculoskeletal problems in string players. Clin Orthop Surg. 2013; 5 (3): 155-160.
68. Baadjou VAE, Roussel NA, Verbunt JAMCF, Smeets RJEM, de Bie RA. Systematic review: risk factors for musculoskeletal disorders in musicians. Occup Med (Lond). 2016; 66 (8): 614-622.
69. Korte M, Cerci D, Wehry R, Timmers R, Williamson VJ. The relationship between musicianship and pain. Is chronic pain and its management a problem for student musicians only? Front Pain Res (Lausanne). 2023; 4: 1194934.

70. Clemente MP, Mendes J, Moreira A, Vardasca R, Ferreira AP, Amarante JM. Wind instrumentalists and temporomandibular disorder: from diagnosis to treatment. *Dent J (Basel)*. 2018; 6 (3): 41.
71. Perinetti G. Dental occlusion and body posture: no detectable correlation. *Gait Posture*. 2006; 24 (2): 165-168.
72. Perinetti G. Temporomandibular disorders do not correlate with detectable alterations in body posture. *J Contemp Dent Pract*. 2007; 8 (5): 60-67.
73. Shanoff C. Playing-related injuries and posture among saxophonists. A thesis submitted in conformity with the requirements for the degree of Doctorate of Musical Arts. University of Toronto, 2020.
74. Kaufman-Cohen Y, Ratzon NZ. Correlation between risk factors and musculoskeletal disorders among classical musicians. *Occup Med (Lond)*. 2011; 61 (2): 90-95.
75. Wróbel-Bednarz KM, Drożdżyńska A, Kłosowska E, Ceglarska A, Korzeniewski R. Subjective problems and temporomandibular disorders symptoms among musicians playing wind instruments. *Prosthodontics*. 2021; 71 (1): 18-37.
76. Woźniak K, Piątkowska D. Wykorzystanie elektromiografii w ortopedii szczękowej - systematyczny przegląd badań oryginalnych. *Dental Forum* 2014; XLII (1): 75-82.
77. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Piacino MG, Bracco P, Merletti R. Surface EMG of jaw elevator muscles: effect of electrode location and inter-electrode distance. *J Oral Rehabil*. 2005; 32 (6): 411-417.
78. Nęcka A. Muscle activity change in stomatognathic system in different clinical situations in the light of electromyography - literature review. *Dent. Med. Probl*. 2006; 43 (1): 115-119.
79. Tecco S, Tetè S, D'Attilio M, Perillo L, Festa F. Surface electromyographic patterns of masticatory, neck, and trunk muscles in temporomandibular joint dysfunction patients undergoing anterior repositioning splint therapy. *Eur J Orthod*. 2008; 30 (6): 592-597.
80. Klich S, Kawczyński A, Pietraszewski B, Zago M, Chen A, Smoter M, Hassanlouei H, Lovecchio N. Electromyographic Evaluation of the Shoulder Muscle after a Fatiguing Isokinetic Protocol in Recreational Overhead Athletes. *Int J Environ Res Public Health*. 2021; 18 (5): 2516.
81. Klich S, Kawczyński A, Sommer K, Danek N, Fernández-de-Las-Peñas C, Michener LA, Madeleine P. Stiffness and thickness of the upper trapezius muscle increase after repeated climbing bouts in male climbers. *PeerJ*. 2022;10 :e14409.

82. A healthy lifestyle - WHO recommendations. In Global Recommendations on Physical Activity for Health; World Health Organization: Geneva, Switzerland, 2010.
83. Czerwińska-Niezabitowska B. Wybrane aspekty diagnostyki i leczenia zaburzeń czynnościowych układu ruchu narządu żucia w ujęciu holistycznym w oparciu o manualną analizę funkcjonalną oraz praktyczne zastosowanie łuku twarzowego. Materiały szkoleniowe kursu naukowo-szkoleniowego „Diagnostyka i leczenie pacjentów dorosłych z wadami zgryzu i dysfunkcją narządu żucia w ujęciu holistycznym”. Centrum Rehabilitacji i Promocji Zdrowia, Kraków 2017.
84. Sambor B. Logopedyczno-foniatryczne podstaw terapii pacjentów z dysfunkcją czaszkowo-żuchwową. Materiały szkoleniowe kursu „Rozwiązywanie problemów klinicznych w dysfunkcjach czaszkowo-żuchwowych – kurs zaawansowany”. Centrum Rehabilitacji i Promocji Zdrowia, Kraków 2017.
85. Kulesa-Mrowiecka M. Fizjoterapia w dysfunkcjach czaszkowo-żuchwowych. Materiały szkoleniowe kursu „Neuromobilizacje w dysfunkcjach czaszkowo-żuchwowych oraz fizjoterapia w ortognatyce”. Centrum Rehabilitacji i Promocji Zdrowia, Kraków 2017.
86. Karłowska I. Zarys współczesnej ortodoncji. Podręcznik dla studentów i lekarzy dentystów. PZWL, Warszawa 2016.
87. Kim SY, Weon JH, Jung DY, Oh JS. Effect of the scapula-setting exercise on acromio-humeral distance and scapula muscle activity in patients with subacromial impingement syndrome. *Phys Ther Sport* 2019; 37: 99-104.
88. Kisiel-Sajewicz K, Dębiec-Bąk A, Jaskólska A, Jaskólski A. Metody diagnostyczne wykorzystywane w diagnostyce fizjoterapeutycznej (Red: K. Kisiel-Sajewicz). *Studia i Monografie Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Akademia Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu, Wrocław* 2021.
89. Smaglyuk L, Liakhovska A, Kulish N. Features related to EMG-activity of masticatory muscles in patients with unilateral posterior crossbite: a cross-sectional study. *Orthodontic Forum*. 2021; 17 (2): 144-121.
90. Kim SY, Yu IY, Oh JS, Kang MH. Effects of intended scapular posterior tilt motion on trapezius muscle electromyography activity. *Int J Environ Res Public Health*. 2021; 18 (17): 9147.
91. Degenhardt BF, Starks Z, Bhatia S. Reliability of the DIERS Formetric 4D Spine Shape Parameters in Adults without Postural Deformities. *Biomed Res Int*. 2020; 2020: 1796247.

92. Diers. Biomedical Solution - producte brochure. www.diers.eu [dostęp: 20.11.2023].
93. Harzmann, H. Stellenwert der Videorasterstereografie als schulärztliche Screeningmethode von skoliotischen Fehlhaltungen und strukturellen Skoliosen. Dissertation. München: Ludwig-Maximilians-Universität, Medizinischen Fakultät, 2000.
94. Wilczyński J. Wykorzystanie aparatu Diers formetric 4D do badania postawy ciała i kręgosłupa. *Wychowanie Fizyczne i Zdrowotne* 2014; 2: 13-22.
95. Wilczyński J, Bieniek K. Correlations of somatic traits and postural defects in girls and boys aged 10-12. *Acta Bioeng Biomech.* 2019; 21 (1): 79-86.
96. Zebris Medical GmbH, WinFDMS Instrukcja Obsługi. 2007.
97. Hemal MP, Balaganapathy M. Reliability, agreement, and validity of FDM Zebris pressure platform to measure lower limb weight distribution during quiet standing. *Int J Curr Res Rev.* 2023; 15 (22): 01-07.
98. Stanisław A. Przystępny kurs statystyki w oparciu o program STATISTICA PL na przykładach z medycyny. Stat Soft Polska, Kraków 2007.
99. Pais Clemente M, Mendes J, Moreira A, Bernardes G, Van Twillert H, Ferreira A, Amarante JM. A new classification of wind instruments: Orofacial considerations. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2019; 9 (3): 268-276.
100. Hurjui L, Hurjui I, Tarniceriu CC, Saveanu I, Balcos C, Armencia OA, Mitrea M, Grădinaru I. Electromyography and its importance for dental practice. *Romanian Journal of Medical and Dental Education.* 2020; 9 (2): 1-10.
101. van der Weijden FN, Kuitert RB, Lobbezoo F, Valkenburg C, van der Weijden GA, Slot DE. Does playing a wind instrument influence tooth position and facial morphology? : Systematic review and meta-analysis. *J Orofac Orthop.* 2020; 81 (4): 267-285.
102. Odzimek M, Maj-Gnat K. Disorders of the statics of the body and the temporomandibular joint. *J Edu Health Sport.* 2021; 11 (8): 369-380.
103. Franz L, Travan L, Isola M, Marioni G, Pozzo R. facial muscle activity patterns in clarinet players: a key to understanding facial muscle physiology and dysfunction in musicians. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2020; 129 (11): 1078-1087.
104. Clemente M.P, Moreira A, Mendes JG, Ferreira AP, Amarante JM. Wind instrumentalist embouchure and the applied forces on the perioral structures. *Open Dent J.* 2019; 13, 107-114.
105. Macovei G, Minea R, Dumitraș IT, Precup CA, Baroiu L, Nechifor A, Armencia AO, Lese AC. Changes in dento-facial morphology induced by wind instruments, in

- professional musicians and physical exercises that can prevent or improve them-a systematic review. *Life* (Basel). 2023; 13 (7): 1528.
106. Dunbar S, Surve S, Chesky K, Fisher C, Patterson R. Facial muscle activation patterns across woodwind instruments, texas center for performing arts health. In *Proceedings of the 7th Annual PAMA International Symposium*. Hollywood, CL, USA, 28 June-1 July 2019.
 107. Naikmasur VG, Shrivastava R, Battur, H. Evaluation of masseter muscle fatigue in different age groups using surface electromyography. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 2010; 4 (6): 3253-3257.
 108. Clark GT, Seligman DA. Electromyographic study of human jaw-closing muscle endurance, fatigue, and recovery time. *Archives of Oral Biology* 1991; 36 (8): 613-619.
 109. Ackermann T, Brownen K, Driscoll DT. Musculoskeletal pain and injury in professional orchestral musicians in Australia. *Medical Problems of Performing Artists* 2012; 27 (4): 181-187.
 110. Blanco-Pineiro P., Diaz-Pereira M.P., Martinez A. Common postural defects among music students. *J Bodyw Mov Ther.* 2015; 19, 565-572.
 111. Shanoff C, Kang K, Guptill C, Thaut M. Playing-related injuries and posture among saxophonists. *Med Probl Perform Art.* 2019; 34 (4): 215-221.
 112. Norris RN. Applied ergonomics: adaptive equipment and instrument modification for musicians. *Md Med J.* 1993; 42(3): 271-275.
 113. Arjmand N, Shirazi-Adl A. Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. *Eur Spine J.* 2006; 15(8):1265-1275.
 114. Woźniewski M, Rosławski A. *Fizjoterapia oddechowa*. AWF Wrocław, 2016.
 115. Kocjan J, Adamek M, Gzik-Zroska B, Czyżewski D, Rydel M. Sieć oddechowa. Wielofunkcyjna rola przepony - przegląd piśmiennictwa. *Adv. Respir. Med.* 2017; 85 (supp. IV): 29-38.
 116. Obayashi H, Urabe Y, Yamanaka Y, Okuma R. Effects of respiratory-muscle exercise on spinal curvature. *J Sport Rehabil.* 2012; 21 (1): 63-68.
 117. Kapandji IA. *The Physiology of the joints: the spinal column, pelvic girdle and head*. Handspring Publishing Limited, USA 2019; 3:160-165.

- 118.Kolar P, Sulc J, Kyncl M, Sanda J, Cakrt O, Andel R, Kumagai K, Kobesova A. Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012 Apr;42(4):352-62.
- 119.Brandfonbrener AG. Musculoskeletal problems of instrumental musicians. *Hand Clin.* 2003; 19 (2): 231-239.
- 120.Ackermann BJ, O'Dwyer N, Halaki M. The difference between standing and sitting in 3 different seat inclinations on abdominal muscle activity and chest and abdominal expansion in woodwind and brass musicians. *Front Psychol.* 2014; 5: 913.
- 121.Bellisle R. Decker JL. The biomechanics of music performance. Senior Honors Projects. 2017; Paper 564.
- 122.Vuillerme N, Danion F, Forestier N, Nougier V. Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci Lett.* 2002; 333 (2): 131-135.
- 123.Sobera M. Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała u dzieci w wieku 2-7 lat. *Studia i Monografie AWF we Wrocławiu, Wrocław* 2010.
- 124.Puszczałowska-Lizis E, Bujas P, Omorczyk J, Jandziś S, Żak M. Feet deformities are correlated with impaired balance and postural stability in seniors over 75. *PLoS ONE.* 2017; 12 (9): e0183227.
- 125.Puszczałowska-Lizis E, Bujas P, Jandziś S, Omorczyk J, Żak M. Inter-gender differences of balance indicators in persons 60-90 years of age. *Clin Interv Aging.* 2018; 13: 903-912.
- 126.Bujas P, Puszczałowska-Lizis E, Tchórzewski D, Omorczyk J. Changes in the symmetry of the stabilization function of lower limbs in geriatric women versus younger females. *Balt J Health Phys Act.* 2018; 10 (3): 48-56.
- 127.Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture.* 2008; 27 (3): 471-477.
- 128.Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporos Int.* 2005; 16 (8): 1004-1010.
- 129.Cabrera-Domínguez M.E., Domínguez-Reyes A., Pabón-Carrasco M., Pérez-Belloso A.J., Coheña-Jiménez M., Galán-González A.F. Dental malocclusion and its relation to the podal system. *Front. Pediatr.* 2021; 9: 654229.

130. Marchena-Rodríguez A, Moreno-Morales N, Ramírez-Parga E, Labajo-Manzanares MT, Luque-Suárez A, Gijon-Nogueron G. Relationship between foot posture and dental malocclusions in children aged 6 to 9 years. A cross-sectional study. *Medicine*. 2018; 97: e0701.
131. Iacob SM, Chisnoiu AM, Buduru SD, Berar A, Fluerașu MI, Iacob I, Objelean A, Studnicska W, Viman LM. Plantar pressure variations induced by experimental malocclusion - A pilot case series study. *Healthcare*. 2021; 9: 599.
132. Perinetti G, Contardo L, Silvestrini-Biavati A, Perdoni L, Castaldo A. Dental malocclusion and body posture in young subjects: A multiple regression study. *Clinics*. 2010; 65 :689-695.
133. Scharnweber B, Adjami F, Schuster G, Kopp S, Natrup J, Erbe C, Ohlendorf D. Influence of dental occlusion on postural control and plantar pressure distribution. *Cranio*. 2017; 35: 358-366.
134. Perinetti G, Primožic J, Manfredini D, Di Lenarda R, Contardo L. The diagnostic potential of static body-sway recording in orthodontics: a systematic review. *Eur J Orthod*. 2013; 35 (5): 696-705.
135. Isaia B, Ravarotto M, Finotti P, Nogara M, Piran G, Gamberini J, Biz C, Masiero S, Frizziero A. Analysis of dental malocclusion and neuromotor control in young healthy subjects through new evaluation tools. *J. Funct. Morphol. Kinesiol*. 2019; 4: 5.
136. Rocha T, Castro MA, Guarda-Nardini L, Manfredini D. Subjects with temporomandibular joint disc displacement do not feature any peculiar changes in body posture. *J Oral Rehabil*. 2017; 44 (2): 81-88.
137. Pérez-Belloso AJ, Coheña-Jiménez M, Cabrera-Domínguez ME, Galan-González AF, Domínguez-Reyes A, Pabón-Carrasco M. Influence of dental malocclusion on body posture and foot posture in children: a cross-sectional study. *Healthcare (Basel)*. 2020; 8 (4): 485.
138. Šidlauskienė M, Smailienė D, Lopatienė K, Čekanauskas E, Pribušienė R, Šidlauskas M. Relationships between malocclusion, body posture, and nasopharyngeal pathology in pre-orthodontic children. *Med Sci Monit*. 2015; 21: 1765-1773.
139. Gomes Lde C, Horta KO, Gonçalves JR, Santos-Pinto AD. Systematic review: craniocervical posture and craniofacial morphology. *Eur J Orthod*. 2014; 36 (1): 55-66.
140. Kaczmarek B, Kaczmarek Ł. Zaburzenia czynnościowe stawu skroniowo-żuchwowego. *Magazyn Stomatologiczny* 2017; 9.

141. Ferrillo M, Marotta N, Giudice A, Calafiore D, Curci C, Fortunato L, Ammendolia A, de Sire A. Effects of occlusal splints on spinal posture in patients with temporomandibular disorders: A systematic review. *Healthcare*. 2022; 10: 739.
142. Michalakakis KX, Kamalakidis SN, Pissiotis AL, Hirayama H. The effect of clenching and occlusal instability on body weight distribution, assessed by a postural platform. *Biomed Res Int*. 2019; 2019: 7342541.
143. Bragatto MM, Bevilaqua-Grossi D, Regalo SC et al.: Associations among temporomandibular disorders, chronic neck pain and neck pain disability in computer office workers: a pilot study; *J Oral Rehabil* 2016; 43 (5): 321-332.
144. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, Santiago V, Winocur E, De Laat A, De Leeuw R, Koyano K, Lavigne GJ, Svensson P, Manfredini D. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil*. 2018; 45 (11): 837-844.
145. Amorim CSM, Espirito Santo AS, Sommer M, Marques AP. Effect of physical therapy in bruxism treatment: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther*. 2018; 41 (5): 389-404.
146. Cook G. *Movement: Functional Movement Systems*. Lotus Publishing, Santa Cruz, California 2011.
147. Gorzechowski K. *Rehabilitacja stomatologiczna*. KARGO, Białystok. 2016.
148. Suarez-Rodriguez V, Loro-Ferrer JF, Rodriguez-Ruiz D. Effect of myofascial induction therapy in pterygoid muscles of woodwinds and string musicians on muscular stiffness of the upper trapezius. *Med Probl Perform Art*. 2022; 37 (3): 143-150.
149. Nowak M, Golec J, Golec P, Wieczorek A. Assessment of the relationship between antero-posterior dental malocclusions, body posture abnormalities and selected static foot parameters in adults. *J Clin Med*. 2024; 13 (13): 3808.
150. Bardellini E, Gulino MG, Fontana S, Amadori F, Febbrari M, Majorana A. Can the treatment of dental malocclusions affect the posture in children? *J Clin Pediatr Dent*. 2022; 46 (3): 241-248.
151. Omar MMKM, Westersund C, Savastano F, Anton JS. The relationship between occlusion and posture. *Int J Health Sci*. 2023; 7 (S1): 2768-2785.
152. Piatek S, Hartmann J, Günther P, Adolf D, Seidel EJ. Influence of different instrument carrying systems on the kinematics of the spine of saxophonists. *Med Probl Perform Art*. 2018; 33 (4): 251-257.
153. Valenzuela-Gómez SA, Rey-Galindo JA, Aceves-Gonzalez C. Analyzing working conditions for classical guitarists: Design guidelines for new supports and guitar positioning. *Work*. 2020; 65 (4): 891-901.

STRESZCZENIE

Wstęp: Zawodowi muzycy często zgłaszają problemy dotyczące układu mięśniowo-szkieletowego wynikające z gry na instrumencie już na wczesnym etapie szkolenia zawodowego. Fizyczne i psychiczne wymagania związane z grą na instrumencie muzycznym na profesjonalnym poziomie wiążą się z dużymi wyzwaniem dla układu mięśniowo-szkieletowego. Złożone i często powtarzalne zadania podczas ćwiczeń i występów muzycznych mogą zwiększać ryzyko przeciążeń, urazów i związanych z tym problemów zdrowotnych.

Cel pracy: Ocena związków wybranych składowych i funkcji układu stomatognatycznego, a także napięcia określonych mięśni żwaczowych i grzbietu, z cechami postawy ciała i wskaźnikami stabilności posturalnej u saksofonistów, na tle mężczyzn niepodających zawodowo lub hobbystycznie gry na instrumentach dętych.

Materiał i metody: Badaniami objęto 60 mężczyzn w wieku 20-30 lat, w tym 30 studentów klasy saksofonu losowo wybranych Akademii Muzycznych w Polsce (grupa badana, średnia wieku $\bar{x}=25,27\pm2,88$ lat) i 30 losowo wybranych studentów Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie (grupa kontrolna, średnia wieku $\bar{x}=24,10\pm2,50$). Średnia stażu gry na saksofonie w przypadku mężczyzn z grupy badanej wyniosła $12,57\pm2,06$ roku. Przeprowadzono badania układu stomatognatycznego (ocena bolesności stawów skroniowo-żuchwowych, parafunkcji, trzasków, mobilności kłykci, toru żuchwy podczas ruchu opuszczania, nagryzu, odwodzenia, przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo, kompresji biernej więzadeł i torebki stawu skroniowo-żuchwowego, trakcji i translacji, wykonano palpację torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego, mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu, badanie okluzji, prawidłowości zgryzu według klasyfikacji Angle'a, bruksizmu). U mężczyzn z grupy badanej wykonano badanie napięcia wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu w spoczynku oraz podczas aktywności obciążających układ stomatognatyczny przy użyciu elektromiografu Noraxon Ultium EMG. Przeprowadzono badanie postawy ciała przy użyciu urządzenia DIERS formetric III 4d, a także badanie stabilności posturalnej przy użyciu platformy dynamograficznej Zebris FDM-S. Do analizy statystycznej wykorzystano testy: t-Studenta dla zmiennych niezależnych U-Manna Whitney'a, chi-kwadrat Pearsona (χ^2), analizę wariancji powtarzanych pomiarów dla rang Friedmana, czyli ANOVA Friedmana, z testem post-hoc Dunna, korelację liniową Pearsona, lub korelację rang Spearmana.

Wyniki: Przynależność do grupy badanej determinowała częstość występowania bolesności stawów skroniowo-żuchwowych ($p=0,001$), parafukcji ($p=0,014$), trzasków w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych ($p=0,020$), ból w trakcie testu trakcji i translacji ($p=0,035$), ból w trakcie palpacji torebki stawowej ($p=0,009$), ból w trakcie palpacji mięśni ($p=0,004$), objawy bruksizmu ($p=0,005$). U mężczyzn z grupy badanej częściej stwierdzono klasę II b i III, a w grupie kontrolnej: I lub II a ($p=0,002$). U mężczyzn z grupy badanej stwierdzono niższe wartości kąta kifozy ICT-ITL max ($p<0,001$) i częstsze występowanie zmniejszenia kifozy piersiowej ($p=0,049$).

Wnioski: Gra na saksofonie jest czynnikiem predysponującym do wystąpienia nieprawidłowości w obrębie układu stomatognatycznego, takich jak bolesność stawów skroniowo-żuchwowych, parafunkcje, trzaski w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych, ból w trakcie testu trakcji i translacji palpacji torebki stawowej i mięśni, a także objawy bruksizmu. Mężczyźni grający na saksofonie cechują się mniejszym nachyleniem kifozy piersiowej i częstszym występowaniem zmniejszonej kifozy piersiowej, niż niepodjmujący gry na instrumentach dętych. Mężczyźni, u których występowały trzaski w obrębie stawów skroniowo-żuchwowych cechują wyższe wartości, a posiadających objawy bruksizmu - niższe wartości kąta kifozy piersiowej. Nie istnieją mechanizmy przyczynowo-skutkowe między miarami nagryzu, protruzji, odwodzenia i przesunięcia bocznego żuchwy (shiftu) w prawo i lewo, wartościami maksymalnej amplitudy skurczów mięśni żwacza i części zstępującej mięśnia czworobocznego ze wskaźnikami stabilności.

Słowa kluczowe: postawa ciała, stabilność posturalna, ustawienie głowy, stawy skroniowo-żuchwowe, wada zgryzu, saksofon.

ABSTRACT

Introduction: Professional musicians frequently report musculoskeletal issues arising from playing musical instruments, often from an early stage of professional training. The physical and psychological demands of playing a musical instrument at a professional level pose significant challenges to the musculoskeletal system. The complex and often repetitive tasks performed during practice and musical performances may increase the risk of overuse injuries, trauma, and associated health problems.

Objective: To evaluate the relationships between selected components and functions of the stomatognathic system, as well as the tension of specific masticatory and back muscles, with body posture characteristics and postural stability indices in saxophonists, compared to men not professionally or recreationally engaged in playing wind instruments.

Materials and Methods: The study involved 60 men aged 20-30 years, including 30 saxophone students randomly selected from Music Academies in Poland (study group, $\bar{x}=25.27\pm2.88$ years) and 30 students randomly selected from Jagiellonian University in Kraków (control group, $\bar{x}=24.10\pm2.50$ years). The average duration of saxophone playing in the study group was $\bar{x}=12.57\pm2.06$ years. Examinations included assessments of the stomatognathic system (evaluation of temporomandibular joint pain, parafunctions, clicks, condylar mobility, jaw movement trajectories during opening, overbite, deviation, lateral shift to the right and left, passive ligament and capsule compression of the temporomandibular joint, traction and translation, palpation of the joint capsule, masticatory, cervical, suboccipital, and back muscles, occlusion assessment, malocclusion classification based on Angle's system, and bruxism). In the study group, muscle tension of selected masticatory and back muscles was evaluated both at rest and during activities taxing the stomatognathic system using a Noraxon electromyograph. Body posture was assessed using a DIERS device, and postural stability was examined using a Zebris FDM-S dynamographic platform. Statistical analysis utilized t-tests for independent variables, U-Mann Whitney tests, chi-square tests, repeated measures analysis of variance (Friedman ANOVA) with post-hoc Dunn tests, Pearson's linear correlation, or Spearman's rank correlation.

Results: Membership in the study group determined the frequency of temporomandibular joint pain ($p=0.001$), parafunctions ($p=0.014$), clicks within the temporomandibular joints ($p=0.020$), pain during traction and translation tests ($p=0.035$), pain during joint capsule palpation ($p=0.009$), muscle palpation pain ($p=0.004$), and bruxism symptoms ($p=0.005$). The study group showed a higher prevalence of Angle class IIb and III malocclusions,

whereas the control group more often presented with class I or IIa ($p=0.002$). The study group exhibited lower ICT-ITL max kyphosis angle values ($p<0.001$), and a higher prevalence of reduced thoracic kyphosis ($p=0.049$).

Conclusions: Playing the saxophone predisposes individuals to abnormalities within the stomatognathic system, such as temporomandibular joint pain, parafunctions, clicks in the temporomandibular joints, pain during traction and translation tests, joint capsule and muscle palpation pain, and bruxism symptoms. Saxophone players exhibit less pronounced thoracic kyphosis and a higher prevalence of reduced thoracic kyphosis compared to non-wind instrument players. Individuals with temporomandibular joint clicks demonstrated higher kyphosis angle values, while those with bruxism symptoms exhibited lower kyphosis angle values. No causal mechanisms were identified between overbite, protrusion, deviation, lateral shift of the jaw, maximum amplitude of masseter muscle contractions, descending part of trapezius muscle activity, and stability indices.

Key words: body posture, postural stability, head position, temporomandibular joints, malocclusion, saxophone.

WYKAZ TABEL

- Tab. 1. Porównanie wieku mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej
- Tab. 2. Charakterystyka badanych osób
- Tab. 3. Staż gry na saksofonie mężczyzn z grupy badanej
- Tab. 4. Zależności między częstością nieprawidłowości wykazanych w testach bolesności stawów skroniowo-żuchwowych, parafunkcji, trzasków, mobilności kłykci i toru żuchwy podczas ruchu opuszczania, a przynależnością do grupy
- Tab. 5. Porównanie wyników badania nagryzu i ruchów żuchwy u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej
- Tab. 6. Częstość nieprawidłowości wykazanych w testach kompresji biernej więzadeł i torebki stawu skroniowo-żuchwowego, translacji, palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego i mięśni, klasami Angle'a, okluzji, objawami bruksizmu, w zależności od grupy
- Tab. 7. Porównanie wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej w poszczególnych sekwencjach badania u mężczyzn z grupy badanej
- Tab. 8. Porównanie wartości maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej w poszczególnych sekwencjach badania u mężczyzn z grupy badanej
- Tab. 9. Porównanie wartości maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej w poszczególnych sekwencjach badania u mężczyzn z grupy badanej
- Tab. 10. Porównanie wartości maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej w poszczególnych sekwencjach badania u mężczyzn z grupy badanej
- Tab. 11. Porównanie wartości bezwzględnych pomiarów określających postawę ciała w grupie badanej i kontrolnej
- Tab. 12. Porównanie wartości określających kierunek odchylen zmiennych określających postawę ciała w grupie badanej i kontrolnej
- Tab. 13. Częstość nieprawidłowości postawy ciała w zależności od grupy
- Tab. 14. Porównanie zmiennych określających stabilność posturalną w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej
- Tab. 15. Porównanie zmiennych określających stabilność posturalną w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej i kontrolnej
- Tab. 16. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej
- Tab. 17. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy kontrolnej
- Tab. 18. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej
- Tab. 19. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy kontrolnej
- Tab. 20. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 21. Związki miar nagryzu, protruzji, odwodzenia oraz przesunięcia bocznego (shiftu) w prawo i lewo ze wskaźnikami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy kontrolnej

Tab. 22. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 23. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 24. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 25. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej z cechami postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 26. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 27. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie lewej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 28. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśnia żwacza po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 29. Związki maksymalnej amplitudy skurczów mięśni żwaczy po stronie lewej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 30. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 31. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 32. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie prawej z miarami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 33. Związki maksymalnej amplitudy skurczów części zstępującej mięśnia czworobocznego po stronie lewej z cechami stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 34. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych

Tab. 35. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych

Tab. 36. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bolesność stawów skroniowo-żuchwowych

Tab. 37. Porównanie wartości bezwzględnych pomiarów określających postawę ciała u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji

Tab. 38. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji

Tab. 39. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których stwierdzono i nie stwierdzono parafunkcji

Tab. 40. Porównanie wartości bezwzględnych pomiarów określających postawę ciała u mężczyzn z grupy badanej, u których występowały i niewystępowały trzaski

Tab. 41. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których występowały i niewystępowały trzaski

Tab. 42. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których występowały i niewystępowały trzaski

Tab. 43. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy

Tab. 44. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy

Tab. 45. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej, u których test trakcji i translacji był objawowy i bezobjawowy

Tab. 46. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego

Tab. 47. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego

Tab. 48. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego

Tab. 49. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu

Tab. 50. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesności podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu

Tab. 51. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej odczuwających i nieodczuwających bólesność podczas palpacji mięśni żwaczowych, szyi, podpotylicznych i grzbietu

Tab. 52. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu

Tab. 53. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu

Tab. 54. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej posiadających i nieposiadających objawów bruksizmu

Tab. 55. Liczba nieprawidłowości postawy ciała w zależności od stwierdzonej klasy Angle'a u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 56. Liczba nieprawidłowości dotyczących kształtu kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej w zależności od stwierdzonej klasy Angle'a u mężczyzn z grupy badanej

Tab. 57. Porównanie wartości bezwzględnych cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym i tenorowym

Tab. 58. Porównanie wartości określających kierunek odchylenia cech postawy ciała u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym i tenorowym

Tab. 59. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami otwartymi u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym i tenorowym

Tab. 60. Porównanie miar stabilności posturalnej w próbie z oczami zamkniętymi u mężczyzn z grupy badanej grających na saksofonie altowym lub sopranowym i tenorowym

WYKAZ RYCIN

- Ryc. 1. Żuchwa (mandibula) [27]
- Ryc. 2. Czaszka ludzka z widoczną szczęką (maxilla) [27]
- Ryc. 3. Staw skroniowo-żuchwowy prawy (articulatio temporomandibularis dexter) [27]
- Ryc. 4. Więzadła stawu skroniowo-żuchwowego [27]
- Ryc. 5. Mięśnie twarzy (musculi faciales) [27]
- Ryc. 7. Czaszka ludzka – widok boczny z mięśniem skroniowym (musculus temporalis) [27]
- Ryc. 8. Czaszka ludzka – widok boczny z widocznym mięśniem żwaczem (musculus masseter) [27]
- Ryc. 8. Mięsień skrzydłowy przyśrodkowy (musculus pterygoideus medialis) [27]
- Ryc. 9. Mięsień skrzydłowy boczny górny (musculus pterygoideus lateralis superior) [27]
- Ryc. 10. Saksofonista podczas gry (źródło: archiwum prywatne autorki - za zgodą artysty)
- Ryc. 11. Proces gry na instrumencie dętym [62]
- Ryc. 12. Schemat przepływu męczyzn z grupy badanej przez etapy badań
- Ryc. 13. Ocena występowania bolesności stawów skroniowo-żuchwowych (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)
- Ryc. 14. Ocena wizualna zgryzu i poziomu starcia powierzchni zębowych (źródło: archiwum własne: badani wyrazili pisemną zgodę na publikację zdjęć)
- Ryc. 15. Ułożenie rąk badającej do palpacji głów żuchwy: a) zewnętrznej; b) wewnętrznej (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)
- Ryc. 16. Badanie toru żuchwy (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)
- Ryc. 17. Badanie nagryzu (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)
- Ryc. 18. Ocena ruchu translacji (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)
- Ryc. 19. Palpacja torebki stawowej stawu skroniowo-żuchwowego (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)
- Ryc. 20. Ocena prawidłowości zgryzu według klasyfikacji Angle'a (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)
- Ryc. 21. I klasa Angle'a (okluzję normalną) [86]
- Ryc. 22. II klasa Angle'a (okluzja dystalna) – grupa a [86]
- Ryc. 23. II klasa Angle'a (okluzja dystalna) – grupa b [86]
- Ryc. 24. III klasa Angle'a (okluzję mezjalna) [86]
- Ryc. 25. Ocena warunków zwarciovych (okluzji) pomiędzy zębami łuku górnego i dolnego (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)
- Ryc. 26. Badany w trakcie elektromiografii powierzchniowej (źródło: archiwum własne: badany wyraził pisemną zgodę na publikację zdjęcia)



Komisja Bioetyczna
przy Okręgowej Izbie Lekarskiej
w Krakowie

Nr 183 /KBL/OIL/2023 z dnia 25 września 2023 r.

Na posiedzeniu w dniu 25 września 2023 r. Komisja zapoznała się z wnioskiem (dokumentacja w załączeniu) złożonym przez :

Koordinator Badania: mgr Danuta Smoląg
Instytut Nauk o Zdrowiu Uniwersytet Rzeszowski
Akademia Muzyczna w Krakowie i Katowicach

Tytuł badania: Układ stomatognatyczny i napięcie wybranych mięśni żwaczowych i grzbietu, a postawa ciała i stabilność posturalna u saksofonistów

Do wniosku dołączono:

- Wniosek w sprawie wyrażenia zgody na przeprowadzenie eksperymentu medycznego
- Protokół badania
- Streszczenie protokołu
- Życiorys głównego badacza
- Informacja dla Pacjenta
- Formularz Świadomej Zgody Pacjenta z klauzulą o „Ochronie Danych Osobowych”
- Kserokopia polisy ubezpieczeniowej OC lekarza nadzorującego badanie
- Kserokopia polisy ubezpieczeniowej Ośrodka, w którym będzie realizowane badanie
- Lista ośrodków Biorących Udział w Badaniu

Komisja wyraża zgodę na przeprowadzenia badania na warunkach przedstawionych we wniosku.

Zgoda Komisji dla Ośrodka jest ważna do dnia ważności Polisy Ubezpieczeniowej Skład i działanie Komisji zgodne z zasadami Dobrej Praktyki Klinicznej (GCP) oraz wymogami lokalnymi

Lista członków Komisji biorących udział w posiedzeniu stanowi załącznik do niniejszego dokumentu.

Pouczenie: W ciągu 14 dni od otrzymania niniejszej opinii Wnioskodawcy przysługuje prawo odwołania do Komisji Odwoławczej za pośrednictwem Komisji Bioetycznej przy OIL w Krakowie

Kraków, dnia 09.10.2023 r.

Przewodniczący Komisji Bioetycznej
przy OIL w Krakowie

Dr Mariusz Janikowski

ul. Rybnicza II a, 31-123 Kraków
tel. 12 619 17 12
e-mail: ukrawczyk@hipokratas.org

Konto Komisji Bioetycznej
Bank PAK S.A.
65 1240 14680 1111 0000 5149 3957