

Komputerowy system analizy zwarcia T-Scan III – budowa, funkcje i zastosowanie

T-Scan III Computerized Occlusal Analysing System: Structure, functions and applications

Piotr Jurkowski, Jolanta Kostrzewa-Janicka, Elżbieta Mierzwińska-Nastalska

Z Katedry Protetyki Stomatologicznej IS Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

Kierownik: prof. dr hab. E. Mierzwińska-Nastalska

HASŁA INDEKSOWE:

system T-Scan, analiza zwarcia

KEY WORDS:

T-Scan System, occlusion analysis

Streszczenie

W pracy przedstawiono budowę, funkcje i zastosowanie systemu komputerowej analizy zwarcia T-Scan III. Od czasu wyprodukowania pierwszego urządzenia przez Maness'a w 1984 roku, ewoluowało ono trzykrotnie. Obecna, czwarta generacja systemu, posiada sensor wysokiej czułości (HD), zapewniający dużą dokładność i powtarzalność przy rejestracji statycznych i dynamicznych kontaktów zwarciowych. W odróżnieniu od kalki zgryzowej wskazującej jedynie miejsca kontaktów przeciwstawnych zębów, elektroniczny czujnik informuje również badającego o kolejności ich powstania i względnych wartościach działających sił zgryzowych. Po modyfikacji sensora, możliwy jest pomiar bezwzględnych sił zgryzowych wyrażonych w Newtonach. Spośród wielu zastosowań systemu, szczególną wartość ma badanie aparatem T-Scan w implantoprotetyce. Pozwala na precyzyjną korektę zwarcia tak, by różnica czasowa między kontaktem zębów własnych a kontaktem uzupełnień opartych na wszczepach wynosiła około 0,4 s. Zapobiega to przeciążeniu implantów. Skrócenie czasu dyskluzji przy ruchach bocznych żuchwy poniżej 0,4s. przyczynia się z kolei do zmniejszenia napięcia mięśniowego u pacjentów cierpiących na bruxizm. Wadą systemu T-Scan jest jego wysoka cena, ograniczająca jego rozpowszechnienie w gabinetach stomatologicznych.

Summary

In this paper, the structure, functions and applications of the T-Scan Computerized Analysis System for Dental Occlusion are presented. Since the time of its introduction by Maness in 1984, it has been upgraded three times. The recent fourth generation of the system is equipped with a high definition sensor, which assures the measurement precision and repeatability in static and dynamic occlusions. Unlike the articulating paper that indicates occlusal contacts only, electronic sensor provides information about the order of their appearance and relative occlusal forces. After sensor modification, it is possible to measure absolute occlusal forces expressed in Newtons. Among numerous applications of the system, T-Scan occlusion analysis in implantoprosthodontics is of particular value. This allows for precise occlusion adjustment, so that the time difference in the contact between the patient's own opposing teeth and implant-based restorations accounts for approximately 0.4 s. This prevents overloading of the implants. The disocclusion time reduction of less than 0.4 s during excursions, decreases the chewing muscles tension in patients with bruxism. A major drawback of the T-Scan system is its high price, limiting its distribution among dental offices.

Wprowadzenie

Prawidłowe funkcjonowanie układu stomatognatycznego jest zależne od wszystkich tworzących go tkanek i narządów. Poszczególne jego części składowe oddziałują na siebie wzajemnie, tworząc zespół morfologiczno-czynnościowy (1). Wyróżnia się w nim trzy podzespoły funkcjonalne, tj.: 1) mięśniowo-stawowy (mięśnie żucia i stawy skroniowo-żuchwowe), 2) zębowo-zębodołowy (zęby wraz z przyzębiem), 3) zespół zębowo-zębowy (okluzyjny układ zębów dolnego i górnego łuku zębowego) (2). Zaburzenia funkcjonowania jednego z podzespołów, wpływają bezpośrednio na dwa pozostałe. Zaburzenia zwarcia, mogą więc prowadzić do uszkodzenia tkanek zęba, przyzębia, jak również być przyczyną schorzeń w obrębie mięśni żucia i ssz. Z tego względu, w leczeniu protetycznym kluczowa jest precyzyjna analiza zwarcia, umożliwiająca eliminację nieprawidłowości mających szkodliwy wpływ na pracę całego układu stomatognatycznego.

Analiza zwarcia

W celu przeprowadzenia analizy zwarcia, konieczna jest znajomość norm prawidłowej okluzji, rozumianej jako statyczne i dynamiczne pozycje żuchwy, przy zachowanych ciągłych kontaktach powierzchni zębów, przeciwstawnych łuków zębowych (1).

Analiza zwarcia obejmuje ocenę stanu uzębienia w aspekcie występowania braków zębowych oraz wzajemnej relacji zębów w obrębie łuków przeciwstawnych (3). Badając zwanie statyczne należy zwrócić uwagę czy dotylna pozycja kontaktowa pokrywa się z maksymalnym zaguzkowaniem, czy występuje poślizg centryczny i jak rozkładają się kontakty zwarciowe w tych pozycjach. Prawidłowo, w zwarciu centralnym, w uzębieniu naturalnym punktowe kontakty powinny występować tylko w obrębie szczytów guzków i bruzd centralnych oraz listewek brzeżnych. W zwarciu dynamicznym, przy ruchach doprzednich i bocznych, powinna następować natychmiastowa dyskluzja, poprzez zabezpieczenie prowadzenia siecznego i kłowego (3). W protezach całkowitych, w celu zwiększenia ich stabilizacji na podłożu, dąży się do uzyskania licznych kontaktów międzyzębowych

zarówno w centralnym zwarciu, jak i przy ruchach doprzednich i bocznych. Okluzję taką określa się jako obustronnie zbalansowaną (4).

Standardowe metody analizy zwarcia

Zależności między zębami naturalnymi lub uzupełnieniami protetycznymi, standardowo badane są przy użyciu kalek zwarciowych, folii artykulatoryjnych, folii typu shimstock, płytek wosku, mas silikonowych i polieterowych. Do zalet najczęściej używanych kalek zgryzowych należy niewielka, niezaburzająca położenia żuchwy względem szczęki grubość (8-100 mikrometrów) i precyzyjne oznaczenie barwnikiem miejsc kontaktu. Występowanie kalki w dwóch kolorach umożliwia oznaczenie punktów kontaktów zębowych w zwarciu statycznym i w czasie ruchów. Nie bez znaczenia jest również stosunkowo niewielka cena w/w narzędzi pomocniczych. Ich niedoskonałość polega na tym, że za ich pomocą można oznaczać jedynie lokalizację kontaktów, bez wiedzy w jakiej kolejności się pojawiają i jakie występują w tych miejscach siły zgryzowe. Dodatkowo, interpretacja odbitych, barwnych śladów, może sprawiać wiele trudności. W zależności od pozycji początkowej, z której pacjent przywodzi żuchwę, dochodzi do kontaktów zębowych w różnych miejscach. Wpływ pozycji głowy pacjenta na wyniki analizy zwarcia dokładnie opisuje Makofsky (5,6). W miejscach najsilniejszych kontaktów zębowych, często powstaje obszar nazywany w literaturze anglojęzycznej „bull's-eye”. W środku jest pusty, pozbawiony zabarwienia, a na zewnątrz otoczony barwną obwódka. Jest to mylące dla niedoświadczonych lekarzy, którzy korygując zwanie, zeszlifowują nierzadko barwne kontakty, zamiast pustego środka. Kerstein dowodzi jednak, że nie należy sugerować się kształtem i rozmiarem barwnych śladów po kalce. Wiarygodność zależności pomiędzy ich rozmiarem a wywieraną przez zęby siłą wynosi tylko 21% (7). W innym badaniu z 2007 roku (8), przeanalizowano 600 śladów po kalce zgryzowej, odbitych na modelach epoksydowych, po przyłożeniu różnych sił zgryzowych. Ustalono, że rozmiary barwnych znaków na zębach przy zadanej sile zgryzowej różniły się między sobą tak bardzo, że dokonując jedynie analizy wzrokowej nie sposób określić, czy dane odbicie powstało przy działaniu małej czy dużej siły. W pracy tej

wykazano, że tej samej wielkości barwny znak po kalce, może powstać przy różnych obciążeniach od 0 do 500N. Przeświadczenie, że im większe odbicie kalki, tym większa, działająca w tym miejscu siła, jest więc złudne. Zgodnie z prawami fizyki, im mniejsza powierzchnia, na którą działa siła, tym większe ciśnienie ($p=F/S$).

Inną wadą kalek zwarciowych jest konieczność mocnego zaciśnięcia zębów, w celu uzyskania jej odbicia na zębach. Lekarze często wydają polecenie, by pacjent „postukał zębami”, co wg wielu autorów (9, 10, 11), może być źródłem błędu w analizie zwarcia. Problemem jest również wpływ wilgoci, która pogarsza osadzanie się barwnika na zębach. Nie bez znaczenia jest także materiał, na którym osadza się barwnik. Najtrudniej uzyskać odbicie kalki na porcelanie (12). Lokalizacja przedwczesnych kontaktów przy pomocy kalki zgryzowej często bywa mało precyzyjna i wymaga bardzo dobrej współpracy pacjenta z lekarzem. Zastosowanie wyżej wymienionych płytek wosku, mas silikonowych i polieterowych oraz analiza miejsc perforowanych przez pacjenta, również nie daje informacji o wielkościach sił nacisku i kolejności ich powstawania.

Do najpoważniejszych konsekwencji występowania przedwczesnych kontaktów i innych zaburzeń zwarcia, należą podłużne złamania korzenia, przedwczesna utrata implantów, przeciążenie przyzębia i zaburzenia skroniowo-żuchwowe (2, 13, 14, 15) Z tego względu dokładna analiza zwarcia i prawidłowe jego ukształtowanie ma duże znaczenie.

Komputerowe systemy analizy zwarcia

Obrazowanie powstawania kontaktów zwarciowych w czasie, od pierwszego kontaktu w relacji centralnej do pełnej interkuspidacji, umożliwiają systemy komputerowej analizy zwarcia. Główną ich częścią są folie rejestrujące siły zwarciowe. Grubość folii jest porównywalna do kalek zgryzowych tak, aby możliwie w jak najmniejszym stopniu wpływały na okluzję. Wymaganie to spełnia japoński system Prescale (Fuji Film Co., Tokyo, Japan) i amerykański T-Scan III (Tekscan, South Boston, MA, USA). Prescale jest systemem dwuetapowym. W pierwszym etapie, kontakty zwarciowe rejestruje się folią zmieniającą kolor od białego do czarnego pod wpływem wywieranej na nią siły.

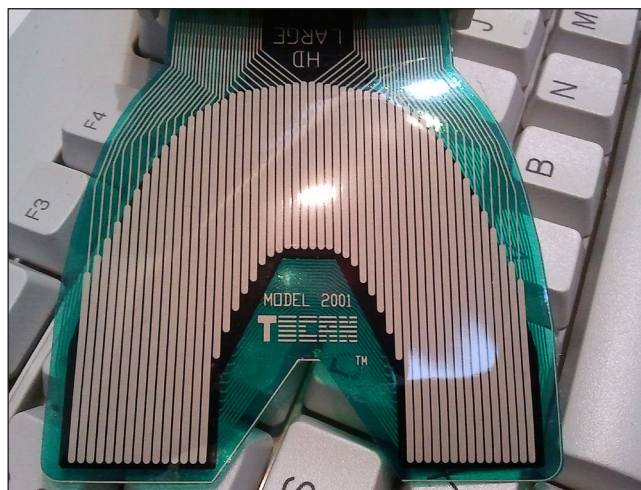
Następnie folia umieszczana jest w skanerze, który analizuje kolory folii w poszczególnych punktach kontaktu i umożliwia tym samym pomiar sił bezwzględnych. Jednakże – podobnie jak kalka zgryzowa – system nie rejestruje dynamiki powstawania kolejnych punktów kontaktu, a jedynie końcowy efekt maksymalnego zaguzkowania. Dodatkowo, system rozróżnia tylko 8 odcieni szarości, co sprawia, że ocena sił bezwzględnych jest mało precyzyjna. Nacisk powyżej 0,9kN, odbarwia folię na czarno, stąd siły powyżej tej wartości są niemierzalne. Kostrzewa korzystając z własnej metody pomiarowej udowodniła, że rejestrowane wartości sił zgryzowych często bywają wyższe od 0,9kN (16). T-Scan III działa na innej zasadzie. Obrazuje rozkład sił we wszystkich odcinkach łuku zębowego, a wartość wywieranej siły przedstawia w relacji do maksymalnej zarejestrowanej siły (8).

System T-Scan – budowa i funkcje

System T-Scan składa się z głowicy Evolution zbierającej i przetwarzającej dane z czujników – sensorów (w dwóch rozmiarach), ich podstawek i oprogramowania komputerowego (ryc. 1). Najważniejszym elementem w zestawie jest czujnik (sensor) w postaci poliestrowej folii, pokrytej obustronnie prostopadłymi do siebie liniami folii przewodzącej, tworzącej gęstą siatkę. W skład dużego czujnika wchodzi 1370 aktywnych punktów odczytu nacisku (ryc. 2). Mały czujnik zawiera 1122 punktów odczytu nacisku (17). Takie punkty odczytu nazywa się „elementami odczytu” lub „senselemi”. Sensele są uporządkowane na czujniku w wiersze i kolumny. Każdy sensel można obejrzeć na ekranie komputera jako osobny kwadrat, wybierając tryb obrazu 2-D. Na wyjściu każdego sensela uzyskuje się 256-stopniowy sygnał, który jest wyświetlany przez program jako wartość (nie przetworzona suma) w zakresie od 0 do 255 (17). Uzyskana wartość zależy od siły nacisku na folię przewodzącą, w której zmienia się wówczas opór elektryczny. Wg producenta, poliestrowa folia czujnika, mimo niewielkiej grubości (100 mikrometrów), jest odporna na rozerwanie i przedziurawienie, co pozwala na wykonanie ok. 15 pomiarów, przy użyciu jednego sensora. Zarejestrowane przez poszczególne sensele wartości sił przedstawiane są w programie komputerowym w postaci punk-



Ryc. 1. System T-Scan III, głowica Evolution.



Ryc. 2. Sensor jednorazowego użytku, posiadający na swojej powierzchni 1370 senseli.

tów kontaktu w różnych kolorach, tworząc barwną skalę. Punkty te rzutowane są na wirtualny łuk zębowy, umożliwiając ich lokalizację w jamie ustnej pacjenta. Badanie aparatem T-Scan III polega na umieszczeniu czujnika między zębami pacjenta i poleceniu zagryzienia go. Można również manualnie poprowadzić żuchwę do zwarcia centrycznego. Od momentu wystąpienia pierwszych kontaktów zębowych nagrywany jest film rejestrujący powstawanie kontaktów w czasie, aż do maksymalnego zaguzkowania. Możliwa jest również rejestracja sił w czasie ruchów ekscentrycznych. Nagrany film można szczegółowo analizować, wykorzystując opcje narzędziowe programu komputerowego. Przydatną w zrównoważeniu zwarcia może okazać się opcja Center of Force (COF), wyznaczająca środek sił zwarciowych. Po jej włączeniu, na ekranie komputera pojawia się marker wskazujący lokalizację wypadkowego momentu wszystkich sił działających podczas kontaktu zwarciowego w tym samym czasie. Ten wypadkowy moment siły jest obliczoną wypadkową sumą momentów sił działających w miejscach kontaktów zębowych względem półśrodkowej osi strzałkowej oraz wypadkową sumą momentów sił względem płaszczyzny siecznej (12, 17). Program umożliwia również uwidocznienie toru, po którym przemieszczał się środek sił od pierwszego kontaktu do maksymalnej interkuspidacji. Pozwala to lekarzowi na ocenę stabilności zwarcia i poślizgu centrycznego. Zastosowanie tej funkcji w klinice, dokładnie opisuje Olivieri (18).

Za pomocą funkcji „MAX” można zobrazować na wirtualnym łuku zębowym lokalizację wszystkich maksymalnych sił działających od początku filmu do maksymalnego zaguzkowania. Funkcja „Delta” z kolei obrazuje różnicę sił przedstawionych w funkcji „MAX” i w maksymalnym zaguzkowaniu zębów. Na ekranie monitora ukazują się miejsca występowania maksymalnych sił zwarciowych powstających na drodze żuchwy od dotylnego położenia zwarciowego do maksymalnego zaguzkowania. Innymi słowy, są to najsilniejsze kontakty zwarciowe na drodze poślizgu centrycznego, za pomocą kalki bardzo trudne do uwidocznienia. Jeszcze jednym narzędziem, pozwalającym na dokładną analizę i zrównoważenie okluzji jest funkcja wykresu, na którym zobrazowane są siły po prawej i lewej stronie łuków zębowych w funkcji czasu. Komputer oblicza sumę wszystkich sił działających w danej chwili po danej stronie łuku i przedstawia tę wartość jako odsetek sumy wszystkich sił działających na sensor. W przypadku zwarcia optymalnego odsetek po prawej i lewej stronie powinien wynosić pięćdziesiąt.

System T-Scan, ze względu na deklarowane przez producenta możliwości ułatwiające przywracanie pacjentom zrównoważonej okluzji, wzbudził szerokie zainteresowanie wśród lekarzy, o czym świadczą liczne publikacje naukowe na jego temat. Badano w nich wiarygodność urządzenia, powtarzalność wyników oraz przydatność w różnych dziedzinach stomatologii.

W 1989 roku, pięć lat po stworzeniu przez *Maness'a* pierwszego urządzenia T-Scan (G1), *Tokamura* i *Yamashito* (19) wskazywali na słabą korelację między wywieraną siłą a wskazaniem urządzenia oraz na obecność nieczułych na obciążenie miejsc na powierzchni sensora. Czujnik był wówczas w stanie rejestrować tylko 16 różnych wartości sił (20). Podobnie *Harvey* i wsp. (21) oraz *Hsu* i wsp. (22), testujący sensor drugiej generacji (G2), cieńszy i bardziej elastyczny w stosunku do pierwowzoru, wskazali na wady urządzenia, stwierdzając inną czułość w różnych miejscach sensora oraz mniejszą ilość kontaktów wykrytą przez komputer, w stosunku do badania kalką zgryzową. Inni japońscy badacze (23) opublikowali doświadczenia z użytkowania trzeciej generacji systemu – T-Scan II (G3) – wprowadzonego na rynek w 1998 roku. Ocenili dokładność i powtarzalność wyników badania pozytywnie. Stwierdzili zależność liniową między przykładaną siłą a wskazaniem urządzenia oraz powtarzalność wyników przy kolejnych pomiarach. Pozytywne wyniki testów nowej generacji urządzenia wynikały ze zmiany rozdzielczości systemu, z 4-bitowej na 8-bitową. Pozwoliło to na zwiększenie ilości poziomów rejestrowanych sił z 16 do 256 (20). W 2002 roku udostępniona została ostatnia, czwarta generacja urządzenia T-scan (G4). *Kerstein* (20) opublikował w 2006 badanie *in vitro* – prowadzone na modelach epoksydowych w warunkach laboratoryjnych – w którym wykazał większą powtarzalność wyników, przy zastosowaniu sensora G4 w stosunku do sensora G3. Sensor G4 zwany również czujnikiem wysokiej czułości (HD) ma na swojej powierzchni o 33% większe sensele (pola rejestrujące wartości sił), w porównaniu do poprzednika, a powierzchnia nieaktywna (niewrażliwa na ucisk) została zmniejszona aż o 50%. Znacząca poprawa parametrów technicznych, zmniejsza do minimum prawdopodobieństwo kontaktu guzków zębowych ze strefami nieaktywnymi, co mogło wcześniej fałszować wyniki pomiarów. Badanie *in vivo*, przeprowadzili w 2010 autorzy niemieccy, którzy potwierdzili wiarygodność czujnika HD, nie stwierdzając istotnych statystycznie różnic w wynikach kolejnych pomiarów u tego samego pacjenta oraz kolejnych pomiarów przy użyciu innych sensorów (24).

Pomimo ciągłego udoskonalania systemu T-scan,

niektórzy autorzy poddają w wątpliwość jego przydatność badawczą. Uważają, że grubość sensora wynosząca 100 mikrometrów, ma wpływ na sposób zagryzania zębów przez pacjenta. Twierdzą też, że taka grubość czulej na nacisk folii, powoduje powstawanie mocniejszych kontaktów na zębach trzonowych, a mniejszych na zębach siecznych (25). Dowodzą również, że nagryzanie nawet 20 mikrometrowej folii aluminiowej może już powodować wysyłanie informacji proprioceptywnych zaburzających okluzję (26). Interesujące, że w artykule opublikowanym w *Quintessence Int* w 2008, stwierdzono, że występowanie najsilniejszych kontaktów na ostatnich trzonowcach jest zjawiskiem prawidłowym. Wskazywała na to nie tylko analiza zgryzu młodych, zdrowych osób aparatem T-Scan – co wg wcześniejszych autorów jest spowodowane grubością czujnika – ale również potwierdzały to rejestraty woskowe i silikonowe (27). Występowanie większych sił zgryzowych na zębach trzonowych jest zgodne z zasadą działania dźwigni III klasy (3). Im bliżej mięśni są usytuowane zęby, tym większe siły mogą na nie działać, stąd – w prawidłowych warunkach – największe siły działają na zęby trzonowe a najmniejsze na przyśrodkowe siekacze.

Zastosowanie systemu T-Scan

1. Badanie relatywnych sił zgryzowych

System T-Scan stosowany jest do analizy zwarcia u osób z uzębieniem własnym, jak również zaopatrzonych uzupełnieniami protetycznymi. U pacjentów uzębionych możliwa jest lokalizacja i eliminacja tzw. węzłów urazowych, których obecność skutkuje uszkodzeniem tkanek zęba (pęknięcia szkliwa, ubytki abrakcyjne) i przyzębia (28). Pomiar czasu dyskluzji pozwala na ustalenie prawidłowych prowadzeń zębowych w zwarciu dynamicznym, co zmniejsza napięcie mięśni żucia (29). U pacjentów użytkujących szyny zgryzowe, zrównoważenie okluzji zapewnia równomierne obciążenie obu stawów skroniowo-żuchwowych. U użytkowników protez całkowitych, najbardziej przydatna jest funkcja Center of Force (COF), umożliwiająca wyznaczenie wypadkowego momentu sił zwarciowych (18). Jednak większe znaczenie wydaje się mieć zbalansowanie okluzji u pacjentów zaopatrzonych nieosiadającymi uzupełnieniami protetycznymi. Niezrównoważone siły zgryzowe nie są amor-

tyzowane resiliencją błony śluzowej, lecz przenoszą się na ozębną filarów protetycznych. Może to prowadzić do uszkodzenia przyzębia i utraty kości, co skutkuje rozchwianiem zębów. Inną możliwością rozładowania nadmiernych obciążeń jest uszkodzenie protez stałych (pękanie i odpryskiwanie porcelany) (30).

2. Badanie sił bezwzględnych

Dla celów naukowych, oprócz relatywnych sił wywieranych na poszczególne zęby, interesująca jest informacja o całkowitej, bezwzględnej sile zgryzowej wyrażonej w Newtonach. Dużą trudnością było opracowanie metody pomiaru siły całkowitej. Podjęto próby wykorzystania do tego celu aparatu T-Scan z modyfikacją sensora (31). Zauważono, że folie detekcyjne umieszczone między zębami, dostosowują się pod naciskiem do ich morfologii. Nawet w prawidłowych warunkach zgryzowych obciążenie osiowe zęba można uzyskać na dwa sposoby – pojedynczy kontakt guzek-płaska powierzchnia i kontakt trójpunktowy. Przy zadziałaniu jednakowej siły mięśniowej w obu przypadkach, ozębna zębów jest obciążana osiowo z taką samą siłą. Jednak wartości rejestrowane przez folię są wtedy znacząco różne. W pierwszym przypadku, przy pojedynczym kontakcie guzek – płaska powierzchnia, siła rejestrowana przez folię jest równa sile generowanej przez mięśnie. W drugim przypadku, siła ta zostanie rozłożona na trzy wektory o różnej długości i kierunku zależnym od nachylenia guzka, na którym ma miejsce kontakt. Suma geometryczna tych wektorów jest równa sile generowanej przez mięśnie, jednak pofałdowana między guzkami i bruzdami folia mierzy sumę bezwzględnych wartości wektorów bez uwzględniania ich kierunku. Suma arytmetyczna wektorów jest tym większa od sumy geometrycznej, im wektory te nachylone są pod większym kątem do osi zęba, czyli im bardziej strome są guzki. Podsumowując należy stwierdzić, że przy jednakowym obciążeniu ozębnej danego zęba, w zależności od jego morfologii, uzyskuje się różne wartości sił mierzonych przez czujniki. Należy więc pamiętać, że aparat T-Scan mierzy siły działające na guzki i bruzdy zębów, a nie na ich ozębną. Możliwa jest więc sytuacja, w której słupek na ekranie monitora wskazujący względną siłę w danym punkcie zęba jest wy-

soki i zabarwiony na czerwono, ale siła wywierana na przyzębie tego zęba jest mała.

Wiarygodną metodę pomiaru sił bezwzględnych przy użyciu systemu T-Scan opisał *Trockmorton* i wsp. (32). Autorzy poddawali znanym obciążeniom *in vitro* dwa komplety protez o wydatnych i startych guzkach. Badano „surowe wartości sił” (wartości od 0 do 255) obliczane przez program komputerowy: przy zastosowaniu niepokrytego niczym sensora, sensora pokrytego folią shim stock i niepokrytego sensora usytuowanego między zębami protez pokrytymi szyną zgryzową. Okazało się, że przy zastosowaniu tego samego obciążenia, w pierwszym przypadku dla obu kompletów protez rejestrowane były niewielkie „surowe wartości sił”, większe w przypadku protezy z płaskimi guzkami. Autorzy publikacji tłumaczą to tym, że mimo zastosowania czujnika wysokiej czułości (HD), ostre guzki kontaktują się z sensorem bardzo małą powierzchnią i mogą przez to teoretycznie trafić między dwa sensle, co skutkuje brakiem rejestracji siły. Jeśli nawet ostry guzek trafia w sensel, to wywierany miejscowo duży nacisk może ten sensel maksymalnie wysycić lub nawet uszkodzić. Dlatego płaskie guzki, pobudzające większą ilość senseli i wywierające na nie mniejszy nacisk, dają w sumie większe odczyty wartości działających sił. W drugim i trzecim przypadku, siły rozłożone były na cały sensor poprzez odpowiednio folię shim stock i szynę zgryzową. Powodowało to otrzymanie kilkukrotnie większych odczytów sił przy tym samym obciążeniu, w stosunku do przypadku pierwszego. Siły te były prawie takie same w obu kompletach protez, gdyż wynik niezależniony był od morfologii zębów w protezach. W dwóch ostatnich przypadkach, pomiary były powtarzalne, a wartości siły odczytywane przez system rosły proporcjonalnie do przykładanego obciążenia. Natomiast w pierwszym przypadku zmiany w położeniu sensora między zębami skutkowały innymi odczytami. Autorzy badania stworzyli krzywe kalibracji, z których na podstawie „surowych wartości sił” obliczonych przez program, przy ustawieniu danej czułości urządzenia, można oszacować w Newtonach przykładane obciążenie. Największą wiarygodność osiągnięto stosując pokrywającą sensor folię shim stock. Niedokładność przy przełożeniu surowych wartości sił na Newtony wynosiła poniżej 15 N. Opisana przez autorów ba-

dania metoda pozwala jednak na obliczanie jedynie maksymalnych sił zgryzowych użytkowników protez całkowitych po wcześniejszej kalibracji. Jest to bardziej skomplikowane u osób z własnym uzębieniem, ze względu na brak możliwości jego usunięcia z jamy ustnej do przeprowadzenia kalibracji, a stosowanie do tego celu odlewów, w zależności od materiału z jakiego były wykonane, dawało różne wyniki (32).

3. Zastosowanie systemu T-Scan w leczeniu implantoprotetycznym

System T-Scan wykorzystywany jest w leczeniu zachowawczym i protetycznym do zrównoważenia zwarcia a w badaniach naukowych, do mierzenia bezwzględnych wartości sił zgryzowych. Urządzenie T-Scan znajduje również zastosowanie w implantoprotetyce. W 1995 roku *Dario* (33) zauważył, że siły okluzyjne u pacjentów posiadających odbudowy na implantach oraz własne zęby, ulegają zmianom w czasie. Badał on rozkład sił zwarcia za pomocą aparatu T-Scan u pacjentów tuż po zakończeniu leczenia oraz co 3 miesiące przez półtora roku. U 46% pacjentów, dystrybucja sił uległa zmianie tak, że najbardziej obciążone były odbudowy na wszczepach, a kontakty zwarciowe na własnych zębach uległy zmniejszeniu. W celu ochrony implantów przed przeciążeniem konieczne były okresowe korekty zwarcia. Za wczesną utratę implantów odpowiedzialne są: infekcja *Bacteroides forsythus* i *Staphylococcus aureus* (34), nadmierny uraz okołozabiegowy, upośledzone zdolności gojenia oraz przedwczesne obciążenie (35). Późna utrata wszczepów spowodowana jest głównie przewlekłym stanem zapalnym tkanek okołowszczepowych (peri-implantitis) oraz przeciążeniem implantów (36, 37, 38). W celu uniknięcia przeciążenia, w codziennej praktyce klinicznej dąży się do zrównoważenia zwarcia, zwykle korzystając z kalki zgryzowej i kierując się odczuciami pacjenta. Jednak ze względu na brak oębnej oraz proprioceptorów wokół wszczepów, odczucia sił zgryzowych w obrębie uzupełnień protetycznych na implantach są wg *Hammerle* (39) 8 razy mniej wiarygodne niż na własnych zębach. Nawet jeśli zwarcie zostanie ustalone prawidłowo, u prawie połowy pacjentów, już po 6 miesiącach największe siły koncentrują się na odbudowach na wszczepach (33). Jest to naj-

prawdopodobniej spowodowane znacznie większą ruchomością zębów zawieszonych na włóknach oębnej niż zintegrowanych z kością implantów. Wg *Sekine* (40) ruchomość wszczepów w płaszczyźnie pionowej nie przekracza 5 mikrometrów. Dla zębów własnych wartość tego parametru jest prawie sześciokrotnie większa i wynosi średnio 28 mikrometrów. W czasie żucia pokarmów zęby własne mają możliwość niewielkiej intruzji pod wpływem obciążenia. Wysokość zwarcia może być wówczas utrzymywana w większym stopniu przez nieruchome wszczepy, co prowadzi do ich przeciążenia. Zarówno pacjent, jak i lekarz dysponując jedynie kalką zgryzową, mogą tego nie zauważyć, co prowadzić może do niepowodzenia leczenia w perspektywie długoterminowej. W celu rozwiązania tego problemu, *Kerstein* proponuje precyzyjne odciążenie odbudów na implantach, korzystając z urządzenia T-Scan (41). W pierwszym etapie zaleca zrównoważenie zwarcia, zgodnie z normami prawidłowej okluzji (2, 3). Następnie, proponuje oznaczenie punktów kontaktu zębów przeciwstawnych kalką i stopniowe zeszlifowywanie ich w obrębie uzupełnień protetycznych opartych na wszczepach. Punktem granicznym jest różnica czasowa między kontaktem zębów własnych a kontaktem uzupełnień opartych na implantach wynosząca około 0,4s. Wg pomiarów aparatem T-Scan, stworzenie większej różnicy czasowej prowadzi do pełnego rozkontaktowania protez opartych na wszczepach. Mniejsze różnice czasowe lub kontakt jednoczesny prowadzą do zwiększonego obciążenia implantów przy maksymalnym zwarciu ze względu na resiliencję więzadeł oębnej. Wg powyższych zaleceń postępował *Stevens* (36), który przez 9 lat obserwował radiologicznie poziom kości wokół implantów odbudowujących brak skrzydłowy 45 i 46. Po 2 latach użytkowania stałych protez, poziom kości wokół wszczepu w miejscu zęba 46 obniżył się do 2 gwintu. Po kolejnych 5 latach do 4 gwintu. Po korekcie zwarcia wyżej opisaną metodą, nastąpiła regeneracja kości w ciągu 2 lat do poziomu 2 gwintu. Przypadek ten potwierdza konieczność monitorowania pacjentów leczonych implantologicznie. Powinno się ono opierać nie tylko na ocenie higieny i analizie radiologicznej, ale również ilościowej ocenie relatywnych sił okludalnych działających na uzupełnienia protetyczne.

4. Zastosowanie T-Scan w leczeniu bruxizmu

Zwiększone napięcie mięśni żucia jest jedną z przyczyn zaburzeń skroniowo-żuchwowych. Częste skurcze mięśni prowadzą do ich niedotlenienia i gromadzenia się kwasu mlekowego, co skutkuje dolegliwościami bólowymi. Ten typ zaburzenia wg nomenklatury stosowanej w Warszawskim Uniwersytecie Medycznym określa się bólem mięśniowo-twarzowym (BMT) (42) i oznacza postać schorzenia, w której radiologicznie niewidoczne są zmiany w stawach skroniowo-żuchwowych, a klinicznie mogą występować jedynie zaburzenia ruchów żuchwy i objawy akustyczne pochodzenia mięśniowego. Główną dolegliwością, z którą zgłaszają się wówczas pacjenci jest ból. Brak leczenia może doprowadzić do rozwoju wewnętrznych zaburzeń w stawie s-ż. Napięcie mięśni skrzydłowych bocznych i ich nieprawidłowa praca w czasie ruchów żuchwy mogą być przyczyną zmiany pozycji krążka stawowego. Napięcie mięśni przywodzących żuchwę przyczynia się z kolei do destrukcji tkanek zębów i przyzębia. Nadaktywność mięśni żucia ma często podłoże psychoemocjonalne. Stres może być podświadomie rozładowywany poprzez zaciskanie i zgrzytanie zębami, ze wszystkimi wymienionymi wyżej tego konsekwencjami. Drugą przyczyną zwiększonego napięcia mięśni żucia jest nieprawidłowe zwarcie. Za pomocą aparatu T-Scan, *Kerstein* (43) dokładnie określa parametry, jakie powinny być zachowane w optymalnej okluzji. Czas od pierwszych kontaktów zębowych do maksymalnego zaguzkowania nie powinien przekraczać 0,2s, a zęby powinny się łączyć synchronicznie i równomiernie. Dyskluzja zębów przedtrzonowych i trzonowych przy ruchu doprzednim oraz przy ruchach bocznych powinna następować natychmiastowo i wynosić maksimum 0,4s. Wzajemny rozkład sił w każdym kwadrancie użębienia powinien być jednakowy, z tolerancją $\pm 2\%$. Dowiedziono, że niespełnienie tych warunków, może prowadzić do nieosiowego obciążania zębów bocznych (44). Siły wyważające, powodujące rozciąganie i zgniatanie włókien periodontium, mogą wpływać na pobudzanie jej receptorów. Aferentny sygnał nerwowy biegnie wówczas do śródmózgowia, skąd wraca włóknami eferentnymi nerwu trójdzielnego do mięśni żucia, powodując ich skurcz.

Kerstein (44) opisuje przypadek 48-letniej kobiety z bólem mięśniowo-twarzowym (bruxizm, poranne bóle mięśniowe, bóle głowy w okolicy skroni, zmęczenie w czasie żucia pokarmów) leczonym farmakologicznie i przy użyciu szyny relaksacyjnej. Pozytywne efekty tej terapii były tymczasowe i wymagały ciągłego przyjmowania leków i stosowania szyny zgryzowej. W badaniu klinicznym stwierdzono nieprawidłowe prowadzenia zębowe, co potwierdziły pomiary aparatem T-Scan czasu okluzji powyżej 0,4s i czasu dyskluzji przy ruchu bocznym w lewo 2,5s. W pierwszym etapie terapii leczniczej, w celu usunięcia nieprawidłowych kontaktów zębowych, posłużono się jedynie kalką zgryzową i wiertłem. Doprowadzono do sytuacji, w której w badaniu wzrokowym i za pomocą kalki, okluzja statyczna i dynamiczna wydawały się być prawidłowe. Pomiar sensorem T-scan wykazał jednak, iż czas okluzji nadal przekraczał referencyjne 0,2s, a czas dyskluzji przy ruchu bocznym w lewo przekraczał 0,4s. Siły zgryzowe, również nie zostały zrównoważone a granica $\pm 2\%$ została znacznie przekroczona. Miało to swoje odbicie w wydłużonym czasie napięcia części powierzchownej mięśni żwaczy i części przedniej mięśni skroniowych. Był on rejestrowany za pomocą elektromiografu połączonego z aparatem T-scan. Dopiero po korekcie pod kontrolą elektronicznego sensora, uzyskano równomierny rozkład sił zgryzowych oraz krótkie czasy okluzji i dyskluzji, co skutkowało szybkim przejściem mięśni żucia odpowiedzialnych za dany ruch w stan spoczynku. Na wizytach kontrolnych po 2 tygodniach i 4 miesiącach stwierdzono ustąpienie dolegliwości, z którymi zgłosiła się pacjentka. Opisany przypadek kliniczny potwierdza, że stosowanie precyzyjnych narzędzi pomiarowych, znacznie ułatwia optymalizację okluzji, co bezpośrednio wpływa na napięcie mięśni żucia.

Podsumowanie

Analiza zwarcia za pomocą kalki zgryzowej i pytań o odczucia pacjenta, jest mało precyzyjna. Kalka wskazuje jedynie miejsca kontaktu zębów, nie dając informacji o kolejności ich powstawania i wartościach działających sił. Wyraźne odbicia kalki zajmujące większy obszar reprezentują często niewielkie siły zgryzowe, a mimo to usuwa-

ne są zazwyczaj w pierwszej kolejności. Kontakty punktowe, gdzie działające ciśnienie ($p=F/S$) jest nierzadko największe, mogą pozostać pominięte. Odpowiedzi pacjenta na pytania „czy nie jest za wysoko?”, czy czuje równomierny rozkład sił? i które zęby kontaktują się w pierwszej kolejności?”, mają ograniczoną wartość diagnostyczną. Za najmniej wiarygodne, można uznać odczucia użytkowników rozległych uzupełnień osiadających i protez opartych na implantach, w których to przypadkach czucie proprioceptywne jest osłabione. Dlatego optymalnym rozwiązaniem w codziennej praktyce, zapobiegającym w wielu przypadkach niepowodzeniom leczenia, byłoby połączenie analizy zwarcia na podstawie odczuć pacjenta i kalki zgryzowej, z badaniem za pomocą aparatu T-Scan, którego skuteczność i wiarygodność potwierdzono naukowo.

Piśmiennictwo

1. *Majewski S., Majewski P.*: Okluzja jako kluczowy problem w implantologii dentystycznej. *Por. Stomat.*, 2010, 10, 2, 46-53.
2. *Majewski S.*: Gnatofizjologia stomatologiczna. Normy okluzji i funkcje układu stomatognatycznego. PZWL, Warszawa 2007.
3. *Mierzwińska-Nastalska E.*: Diagnostyka układu ruchowego narządu żucia. *Med. Tour Press International* 2009.
4. *Spiechowicz E.*: Protetyka Stomatologiczna. Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2006.
5. *Makofsky H. W.*: The Effect of Head Posture on Muscle Contact Position: The Sliding Cranium Theory. *J. Craniomandib. Pract.*, 1989, 7, 4, 286-292.
6. *Makofsky H. W., D.P.T., O.C.S.*: The Influence of Forward Head Posture on Dental Occlusion. *J. Craniomandib. Pract.*, 2000, 18, 1, 30-39.
7. *Kerstein R. B.*: Articulating paper mark misconceptions and computerized occlusal analysis technology. *Dent. Implantol. Update*, 2008, 19, 41-46.
8. *Carey J. P., Craig M., Kerstein R. B., Radke J.*: Determining a relationship between applied occlusal load and articulating paper mark area. *The Open Dent. J.*, 2007, 1, 1-7.
9. *Pröschel P. A.*: Chewing patterns in subjects with normal occlusion and with malocclusions. *Semin. Orthod.*, 2006, 12, 138-149.
10. *Reiber T., Fuhr K., Hartmann H.*, i wsp.: Das Zeichnungsverhalten von Okklusionindikatoren. I. Einfluss der Indikatorstärke, des Druckes und der Oberflächenmorphologie. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, 1989, 44, 90-93.
11. *Reiber T., Fuhr K., Hartmann H.*, i wsp.: Das Zeichnungsverhalten von Okklusionsindikatoren. Einfluss des Oberflächenmaterials und der Oberflächenrauigkeit. *ZWR*, 1989, 98, 756, 8, 60-61.
12. *Karasiński A., Baron S., Kokot T.*: T Scan II System – Urządzenie do komputerowej analizy zwarcia. *Protet. Stomatol.*, 2000, 1, 2, 63-70.
13. *Conrad H. J., Schulte J. K., Vallee M. C.*: Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, 2008, 99, 251-256.
14. *Isidor F.*: Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin. Oral Implants. Res.*, 1996, 7, 143-152.
15. *Zeng Y., Wang J., Zhou S.*: Occlusal contact force and stress analysis of molars with vertical root split. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 2000, 35, 142-143.
16. *Kostrzewa-Janicka J.*: Izometryczna siła zgryzowa u pacjentów ze schorzeniami skroniowo-żuchwowymi. *Protet. Stomatol.*, 2007, LVII, 4, 237-244.
17. Tekscan, Instrukcja obsługi urządzenia T-Scan III, wersja 5.x.
18. *Olivieri F., Kang Ki-ho, Hirayama H., Maness W. L.*: New method for analyzing complete denture occlusion using the center of force concept: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, 1998, 80, 519-523.
19. *Tokumura K., Yamashita A.*: Study on occlusal analysis by means of T-Scan system. Its accuracy for measurement. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi*, 33, 5, 1037-1043.
20. *Kerstein R. B., Lowe M., Harty M., Radke J.*: A Force Reproduction Analysis of Two Recording Sensors of a Computerized Occlusal Analysis System. *J. Craniomandib. Prac.*, 2006, 24, 1, 1-10.
21. *Harvey W. L., Osborne J. W., Hatch R. A.*: A preliminary test of the replicability of a computerized occlusal analysis system. *J. Prosthet. Dent.*, 1992, 67, 697-700.
22. *Hsu M., Palla S., Gallo L. M.*: Sensitivity and reliability of the T-Scan system for occlusal analysis. *J.*

- Craniomandib. Disord., 1992, 6, 17-23.
23. Hirano S., Okuma K., Hayakawa I.: In vitro study on accuracy and repeatability of the T-Scan II system. Kokubyo Gakkai Zasshi, 2002, 69, 3, 194-201.
 24. Koos B., Godt A., Schille C., Göz G.: Precision of an Instrumentation-based Method of Analyzing Occlusion and its Resulting Distribution of Forces in the Dental Arch. J. Orofac. Orthop., 2010, 6, 403-410.
 25. Baba K., Tsukiyama Y., Clark G. T.: Reliability, validity and utility of various occlusal measurement methods and techniques. J. Prosthet. Dent., 2000, 83, 83-89.
 26. Kampe T., Haraldson T., Hannerz H., Carlsson G.E.: Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. Acta Odontol. Scand., 1987, 45, 101-107.
 27. Filtchev A. D., Kalachev Y. S.: Phenomenon of domination of the strongest contacts in centric occlusion. Quintessence Int., 2008, 39, 3, 99-106.
 28. Lerman, Martin D.: A Revised View of the Dynamics, Physiology, and Treatment of Occlusion: A New Paradigm. J. Craniomandib. Pract., 2004, 22, 1, 50-63.
 29. Kerstein R. B., Radke J.: The Effect of Disclusion Time Reduction on Maximal Clench Muscle Activity Levels, J. Craniomandib. Pract., 2006, 24, 3, 156-165.
 30. Masek R.: Integrating T-Scan & CEREC – A Perfect Match, ACDNA Connections, 2003, 2 (1), 7 i 14.
 31. Rottner K., Richter E.-J.: Effect of occlusal morphology on the accuracy of bite force measurements using thin film transducers. Int. J. Prosthodont., 2004, 17, 5, 518-523.
 32. Throckmorton G. S., Rasmussen J., Caloss R.: Calibration of T-Scan sensors for recording bite forces in denture patients. J. Oral Rehab., 2009, 36, 9, 636-643.
 33. Dario L. J.: How occlusal forces change in implant patients: a clinical research report.. 1995, JADA, 126, 1130-1133.
 34. Kronstrom M., Svenson B., Hellman M., i wsp.: Early implant failures in patients treated with Branemark System titanium dental implants: a retrospective study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 2000, 16, 201-207.
 35. Esposito M., Hirsch J. M., Lekholm U.: Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. Eur. J. Oral Sci., 1998, 106, 721-764.
 36. Stevens C. J.: Computerized occlusal implant management with the T-Scan II System: a case report. Dent.Today, 2006, 25, 2, 88-91.
 37. Misch C. E.: Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. Contemp. Impl. Dent., St Louis, Mo: Mosby, 1993.
 38. Saadoun A., Le Gall M., Kricheck M.: Microbial infections and occlusal overload: causes of failure in osseointegrated implants. Pract. Periodontics Aesthet. Dent., 1993, 5, 11-20.
 39. Hammerle C. H., Wagner D., Bragger U.: Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. Clin. Oral Implants. Res., 1995, 6, 83-90.
 40. Sekine H., Komiyama Y., Hotta H., i wsp.: Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. in Van Steenberghe D, wyd: Tissue Integration in Oral Maxillofacial Reconstruction. Amsterdam: Excerpta Medica, Elsevier, 1986, 306-332.
 41. Kerstein R. B.: Delayed Implant Loading in Cases with Implants and Natural Teeth. Aesth. Dent., 2006, 16, 20.
 42. Wanyura H., Stopa Z., Brudnicki A., Kostrzewa-Janicka J., Knorr R.: Wstępna kliniczno-etiologicalna ocena osób leczonych w OASSŻ z powodu chorób stawu skroniowo-żuchwowego. Czas. Stomat., 2001, LIV, 12, 790-799.
 43. Kerstein R.B.: Reducing chronic masseter and temporalis muscular hyperactivity with computer-guided occlusal adjustments. Compend. Contin. Educ. Dent., 2010, 31, 7, 530-534.
 44. Kerstein R.B.: A comparison of traditional occlusal equilibration and immediate complete anterior guidance development. Cranio., 1993, 11, 2, 126-139.
- Zaakceptowano do druku: 17.I.2012 r.
Adres autorów: 02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 59.
© Zarząd Główny PTS 2012.