



Porównanie jakości zabiegu podczas wykonania szczelin zębowych w twardych tkankach za pomocą laserów Er:YAG i Er,Cr:YSGG.

Prof. dr. Janez Diaci

Uniwerytet w Ljubljanie, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Ačkercova 6, 1000 Ljubljana, Słowenia

STRESZCZENIE:

Artykuł przedstawia wysoce precyzyjną i powtarzalną metodę opartą na zasadzie triangulacji optycznej, mającej na celu zmierzenie stopnia ablacji w twardych tkankach zębowych. Przy wykorzystaniu tej metody dokonuje się porównania pomiędzy dwiema wiodącymi długościami fali lasera dla zabiegów na twardych tkankach w stomatologii, Er:YAG (LightWalker, Fotona) oraz Er,Cr:YSGG (Waterlase MD, Biolase). Pomiar in vitro maksymalnych dostępnych prędkości borowania (objętość usunięta w ciągu sekundy) ujawniły, że stopień ablacji systemów laserowych Er:YAG jest 3,7 raza większy w przypadku zębiny i 5,0 raza większy w przypadku szkliwa w porównaniu do osiągniętych za pomocą systemu laserowego Er,Cr:YSGG.

Słowa kluczowe: Er:YAG; Er,Cr:YSGG; zasada triangulacji optycznej, technologia VSP (zmiennego kwadratowego impulsu), prędkość ablacji; zabiegi na twardej tkance zębowej.

WSTĘP

Lasery erbowe od dawna są uznawane za optymalne lasery stomatologiczne do efektywnej, precyzyjnej i jak najmniej inwazyjnej ablacji twardych tkanek zębowych.[1] cechują się one największą absorpcją w wodzie i hydroksyapatycie, i dlatego też idealnie nadają się do zimnego „borowania optycznego” w szkliwie, zębiny i wypełnieniach kompozytowych ze wszystkich laserów.

Pierwsze lasery erbowe nie zostały szeroko zaakceptowane przez społeczność dentystów, ponieważ ich prędkość borowania była niższa w porównaniu do wiertła mechanicznego. Jednakże zmieniło się to w ostatnich latach, jako że możliwym jest teraz uzyskanie o wiele większych prędkości ablacji, a technologia zmiennego kwadratowego impulsu (VSP) pomaga systemom laserowym osiągnąć nawet większe prędkości borowania od wiertel konwencjonalnych [2].

W niniejszej publikacji przedstawiamy nową, dokładną i szybką metodę pomiaru usuniętych objętości w twardych tkankach zębowych w oparciu o zasadę triangulacji, [4] która została użyta w badaniu in-vitro różnic w prędkościach ablacji pomiędzy dwiema głównymi długościami lasera obecnie używanymi w stomatologii, mianowicie Er:YAG (2940 nm) oraz Er,Cr:YSGG (2780 nm).[6,21]

Na cele pomiaru objętości jam poddanych ablacji w twardych tkankach zębowych zostało użytych wiele metod. Jednego z pierwszych pomiarów objętości jamy i stopnia ablacji dokonano w 1992r.[8] Jamy wykonane za pomocą ablacji laserem Er:YAG w zębiny i szkliwie zostały podzielone na skrawki za pomocą ostrza diamentowego tak, aby umożliwić pomiary głębokości jamy za pomocą mikroskopu.

Przybliżony pomiar stopnia ablacji materiału dentystycznego został także dokonany przez zmierzenie czasu potrzebnego na zakończenie perforacji próbki stomatologicznej o znanej grubości.[9]

Inna metoda pomiaru objętości została oparta na technice SEM (*skaningowej mikroskopii elektronowej*).[10] Zrobiono stereoskopowe zdjęcia SEM poprzez mimośrodowe przechylenie próbek wokół miejsca poddanego ablacji w płaszczyźnie powierzchni. Przy użyciu obrazowania stereoskopowego i oprogramowania przetwarzania i analizy uzyskano trójwymiarowy (3D) cyfrowy model wysokościowy.

Pomiary usuniętych objętości zęba zostały również wykonane poprzez ustawienie ostrości mikroskopu na górnej powierzchni zęba a następnie na dnie jamy uzyskanej poprzez ablację.[11] Wykonano zdjęcia aparatem w miarę, jak punkt ustawienia ostrości przesuwal się w kierunku pionowym. Następnie zdjęcia wykonane w różnych punktach zostały zgrupowane razem w celu utworzenia trójwymiarowego modelu jamy.

Nieniszcząca metoda pomiaru usuniętej objętości oparta jest na obrazowaniu OCT (optical coherence tomography - optyczna tomografia koherencyjna).[12] Pomiarów dokonano bez zmiany położenia zęba, ale używając długich odstępów czasu pomiędzy kolejnymi impulsami lasera.

Mikrotomografia rentgenowska to kolejna szybko rozwijająca się, nieniszcząca technika mikroskopowa służąca do zwizualizowania i scharakteryzowania trójwymiarowej struktury materiałów nieprzenikalnych dla promieni rentgenowskich. Używając nowoczesnej technologii obrazowania i źródła promieni rentgenowskich z supercienką końcówką, możliwe jest trójwymiarowe obrazowanie obiektów przy mikrometrowej rozdzielczości.[13] Ale proces oceny pojedynczego modelu 3D jamy na powierzchni zęba uzyskanej poprzez ablację ciągle zajmuje dość dużo czasu (kilka godzin).

Stopień ablacji twardej tkanki zębowej został również zmierzony za pomocą trójwymiarowej techniki skanowania laserem. Przed i po ablacji laserem pobrano wyciski zębów i zmierzono je skanerem triangulacyjnym.[14] Użyto wycisków w celu uniknięcia problemów z dyfuzyjnym rozpraszaniem światła widzialnego na twardych tkankach zębowych. Podobny system skanowania został także użyty w celu wykrycia stopnia zużycia zęba.[15] Linia wiązki laserowej została wytworzona przez laser i skierowana na powierzchnię próbki przy użyciu zestawu optycznego z cylindrycznymi soczewkami. Następnie obraz ten został naniesiony na czujnik CCD pod kątem triangulacyjnym. Metoda ta jest wciąż relatywnie złożona i czasochłonna, ponieważ wymaga wykonania kilku wycisków.

W niniejszym opracowaniu opracowaliśmy metodę bezpośredniej triangulacji służącej do zmierzenia jam w twardych tkankach zębowych,[4] która nie wymaga wykonywania wycisków opracowanych ubytków. Technika została zastosowana w celu dokonania oceny *in vitro* różnicy w działaniu laserów Er:YAG i Er,Cr:YSGG dla twardych tkanek zębowych.[6,21] Ponieważ metoda ta nie wymaga, aby kątówka lasera była w stałej pozycji względem zęba, pozwala ona na dokonanie pomiarów w realistycznych warunkach, identycznych do tych, jakie panują w przypadku ręcznego wykonywania leczenia laserowego przez lekarza dentystę.

ZESTAW EKSPERYMENTALNY

Lasery

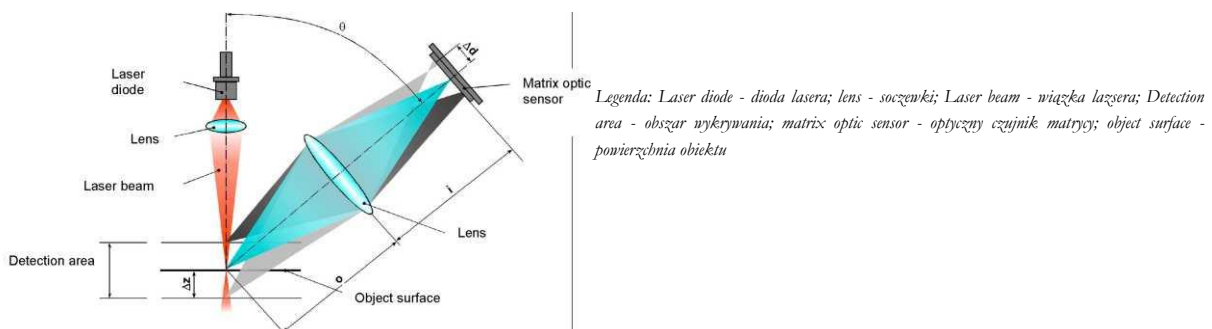
Użyto lasera Er:YAG z systemu laserowego Fotona Fidelis Plus III wyposażonego w bezkontaktową kątnicę R02 lub kontaktową kątnicę R14 z końcówką światłowodową. Użyty system laserowy Er,Cr:YSGG to Biolase Waterlase MD wyposażony w kątnicę „Gold” z końcówką ze światłowodem. Porównania pomiędzy tymi dwoma laserami dokonano używając szeregu konfiguracji szerokości impulsów, energii i fluencji, od pojedynczych impulsów po dłuższe serie impulsów. W eksperymencie użyto wbudowanego rozpylacza wody z ustawieniami zalecanymi przez producenta.

Materiały

Wybrano wyrwane zęby przedtrzonowe i trzonowe, przechowywane w 10% roztworze formaliny zaraz po wyrwaniu. Zęby zostały dokładnie oczyszczone ze wszystkich pozostałości tkanek za pomocą szczotek i kiretów. Przed rozpoczęciem procedury, wszystkie zęby wysterylizowano w autoklawie w temperaturze 121°C i pod ciśnieniem 2,1 atm. przez 30 minut, a następnie przechowywano je w roztworze soli fizjologicznej. Do eksperymentów związanych z ablacją zęby wybierano losowo. Każdy punkt danych reprezentuje średnią efektów impulsów laserowych 6x80 z 6 różnych próbek zęba. Ponieważ na precyzję pomiarów efektywności ablacji bardzo duży wpływ ma jakiegokolwiek starzenie się optyki dostarczającej wiązkę laserową, szczególną uwagę przywiązano do tego, aby pomiary odbywały się jedynie przy użyciu niezniszczonych końcówek światłowodowych, szybek ochronnych i systemów dostarczania wiązki laserowej.

Profilometr

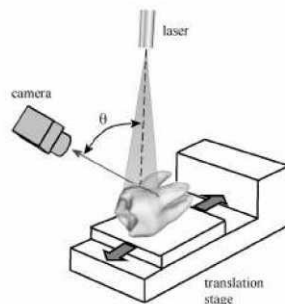
Metoda opiera się na trójwymiarowych pomiarach powierzchni zęba przy użyciu zasady triangulacji [16], która została wyjaśniona na Rys. 1.



Rys. 1: Schemat układu pomiarowego użytego do pomiarów oparty na zasadzie triangulacji optycznej.

Aby zmierzyć kształt powierzchni, powierzchnia jest przesuwana względem systemu pomiarowego przy użyciu specjalnie zaprojektowanego systemu pozycjonowania, podczas gdy w trakcie trwania tego procesu dokonywane są pomiary Δz . Aby prawidłowo scharakteryzować jamę uzyskaną w tkance zębowej za pomocą lasera należy dokonać setek tysięcy pomiarów Δz . Nowy system opracowany przez nas pozwala na wykonanie tych pomiarów w zaledwie kilka sekund i zostanie opisany szczegółowo [3]. W niniejszej publikacji ograniczyliśmy się do zaprezentowania omówienia jego głównych cech dla celów przejrzystości.

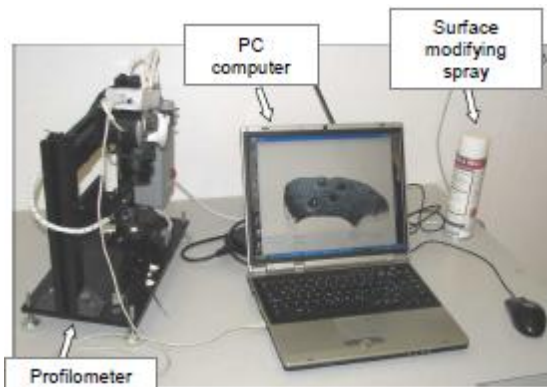
W procesie jego opracowywania podjęto kilka czynności mających na celu zwiększenie prędkości pomiarów bez pogorszenia dokładności. Wybór kształtu pomiarowej wiązki laserowej był jednym z nich. Badana powierzchnia zęba była oświetlana wiązką lasera o wysoce eliptycznym przekroju (Rys. 2). Widoczna jest jasna linia lasera, kiedy powierzchnia zęba jest oświetlana taką wiązką. Obraz linii uzyskano za pomocą aparatu. Takie ustawienie pozwala na opracowanie dokładnego profilu powierzchni, składającego się z około 500 pomiarów Δz , z jednego uzyskanego obrazu. Aby zmierzyć całą powierzchnię zęba, ząb jest przemieszczany w kierunku prostopadłym do linii lasera przy użyciu platformy do przemieszczania napędzanej silnikiem krokowym (Rys. 2).



Legenda: laser - laser; camera - kamera; translation stage - etap przemieszczenia

Rys. 2.: Projekt operacyjny profilometru

Rys. 3 przedstawia zdjęcie systemu pomiarowego, który składa się z profilometru laserowego (po lewej) i komputera osobistego. Za pomocą profilometru uzyskiwane są profile powierzchni badanego zęba, które są też przez niego wysyłane do komputera, gdzie są one przekształcane w trójwymiarowy model powierzchni. Model jest analizowany w celu uzyskania charakterystycznych parametrów geometrycznych (np. usunięta objętość), które są potem wykorzystywane do scharakteryzowania dwóch badanych procesów laserowych.



Legenda: Profilometer - profilometr; PC computer - komputer; Surface modifying spray - spray do modyfikowania powierzchni

Rys. 3 Zdjęcie profilometru podczas eksperymentu

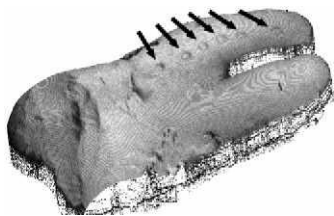
Kolejnym kluczowym elementem profilometru, który przyspiesza jego prędkość pomiarową, jest wbudowana cyfrowa kamera video ze zintegrowanym procesorem obrazu. Pozwala to na wydobycie profili powierzchni z prędkością do 200 pomiarów na sekundę.

Użyliśmy monochromowej matrycy CMOS 656 x 494 pikseli jako podstawę rozbudowy aparatu. Matryca posiada zintegrowany wbudowany w procesor przetwornik A/C (analogowo-cyfrowy) i pojedyncze 10-bitowe cyfrowe wyjście pikseli. Działa ona w trybie „globalnej migawki”, w którym wszystkie piksele jednocześnie przestają zbierać nośniki ładunku wygenerowane przez światło. Eliminuje to geometryczne zniekształcenia obrazu, znane z ang. jako tzw. „rolling shutter effect”. 10] Dedykowany procesor obrazu i interfejs służący do komunikacji z głównym komputerem został rozwinięty przy użyciu programowalnej logiki (FPGA).

Matryca została wbudowana w zmodyfikowaną obudowę aparatu Canon EOS 500N z obiektywem makro Canon EF 50 2.5, który odwzorowuje obszar powierzchni próbki zęba o wymiarach 13.2 x 9.94 mm na aktywnym obszarze matrycy o wymiarach 6.61 x 4.97 mm. Linia lasera jest skierowana wzdłuż krótszej strony matrycy (prostopadle do kierunku rzędu matrycy), ponieważ umożliwia to szybką ekstrakcję algorytmu linii lasera. Trójwymiarowe współrzędne zmierzonych punktów zostały obliczone za pomocą modelu triangulacji opisanego we wcześniejszych opracowaniach [16]. Zestaw został skalibrowany przy użyciu płaskiej szachownicy tak, jak to opisano we wcześniejszych opracowaniach [18, 19].

Linijowa platforma do przemieszczania napędzana silnikiem krokowym (zakres ruchu: 20 mm, rozdzielczość: 1.25 μm na pełen krok) została użyta do przemieszczania próbki. Platforma do przemieszczania jest zsynchronizowana z obrazem matrycy tak, aby uzyskać dokładne i powtarzalne pomiary. Logika sterowania platformy do przemieszczania jest zaimplementowana wewnątrz FPGA, które kontroluje matrycę. Silnik działa w trybie mikrokrokowym 1/8, który zapewnia najbardziej płynne działanie silnika.

Zakres pomiarowy zestawu wynosi 20mm, 10mm i 5mm wzdłuż osi x , y i z odpowiednio. Rozdzielczość wzdłuż osi x , y i z wynosi odpowiednio 156 nm, 20 μm i 5 μm . W typowym eksperymencie uzyskujemy 2000 profili wzdłuż 10mm zakresu przemieszczenia, który obejmuje kilka jam i trwa około 10 sekund. Typowe zapisy z pomiarów zajmują około 16 MB pamięci. Typowe wyniki pomiaru zęba przy użyciu opisanego zestawu są pokazane na Rys. 4.



Rys. 4: Komputerowo zrenderowana chmura punktów zęba z jamami uzyskanymi przez ablację (zaznaczone strzałkami).

Opracowane zostało specjalne oprogramowanie do kontroli pomiarów. Oprogramowanie pozwala na ustawienie kluczowych parametrów pomiarowych: moc lasera projektora, pozycja platformy do przemieszczania, zakres ruchu i odległość pomiędzy kolejnymi profilami. Oprogramowanie pozwala również na wyświetlanie komputerowo renderowanych obrazów trójwymiarowych modeli powierzchni zęba. Trójwymiarowe obrazy modelu można interaktywnie obracać, przybliżać i przesuwac. Zmierzone punkty znajdujące się w obszarze zainteresowania mogą być dowolnie wybrane i zapisane w pliku na cele dalszej analizy.

Oprogramowanie ("Volume_analyser") zostało opracowane w oparciu o zestaw narzędzi GUIDE Matlab na cele dalszej analizy jamy poddanej ablacji. Rys. 5 pokazuje zrzuty ekranu graficznego interfejsu użytkownika podczas dwóch etapów przetwarzania danych.

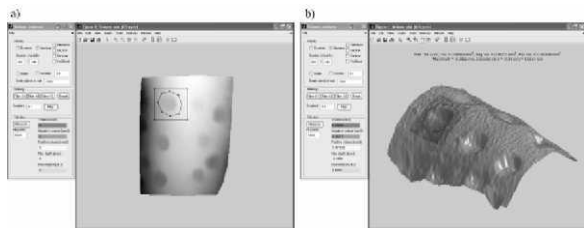
Kiedy dane pomiarowe są importowane do Volume_analyser, prostokątny obszar zainteresowania (POZ) (prostokąt na Rys. 5a) jest wybrany a dane poza POZ są wyłączone z dalszej analizy. Odstające pomiary również zostały wykluczone z POZ na tym etapie. W kolejnym etapie przetwarzania badane są okolice jamy oraz określany jest obszar w POZ, w którym powierzchnia zęba nie została przetworzona. Te nieprzetworzone punkty powierzchni są używane w celu dokonania rekonstrukcji powierzchni referencyjnej $z_2(x,y)$, która daje przybliżenie powierzchni zęba przed obróbką laserem. Powierzchnia referencyjna jest określana poprzez dopasowanie powierzchni przy użyciu biharmonicznej interpolacji warstwowej, która w trójwymiarze odpowiada interpolacji multikwadratowej [20].

Oznaczając zmierzoną powierzchnię jamy za pomocą $z_1(x,y)$ obliczamy objętość jamy używając następującego wzoru:

$$V \cong \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n [z_2(x_i, y_j) - z_1(x_i, y_j)] \Delta x \Delta y,$$

gdzie $x_i = i \cdot \Delta x$, $i = 1, 2, \dots, m$ oraz $y_j = j \cdot \Delta y$, $j = 1, 2, \dots, n$ to nieciągłe współrzędne kartezjańskie zmierzonych punktów. Δx i Δy to odległości pomiędzy dwoma sąsiednimi punktami interpolowanej siatki odpowiednio w kierunkach x i y .

Volume_analyser ma także możliwość obliczenia głębokości i średnicy jamy. Rys. 5b pokazuje również ciemniejszą powierzchnię referencyjną na modelu przetworzonej powierzchni zęba, oraz obliczoną objętość, głębokość i średnicę.



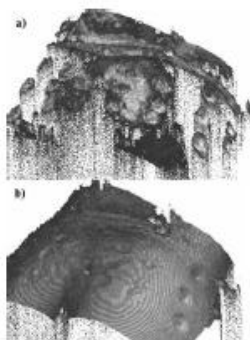
Rys. 5: Zrzuty ekranu z Volume analysera użytego na cele ustalenia usuniętej objętości. a) wybór obszaru zainteresowania; b) obliczona powierzchnia referencyjna naniesiona na zmierzone dane.

Przygotowanie Powierzchni Zęba

Kiedy ząb jest wystawiony na działanie czerwonego światła laserowego, część tego światła przenika głębiej w ząb. Co za tym idzie, jasna linia lasera na powierzchni próbki zęba jest szersza niż w rzeczywistości, co skutkuje błędnym obliczeniem pozycji profilu przez profilometr. Problem ten można zasadniczo stłumić systematycznie, ale materiał i struktura próbki, które mogą zakłócić szerokość linii, mogą być bardzo różne, co jest dodatkową trudnością. Innym problemem jest to, że odbite światło jest jaśniejsze w jamach w porównaniu do powierzchni zęba niepoddanej ablacji (patrz Rys. 6a). Dzieje się tak, ponieważ jamy poddane ablacji są bardziej szorstkie i bardziej dyfuzyjnie odbijają światło w porównaniu do nieopracowanych części zęba. Kamera cyfrowa wykrywa te odbicia jako lokalne jasne i ciemne źródła światła z bardzo dużym kontrastem. Jeśli ząb jest skanowany bez uprzedniej modyfikacji jego powierzchni, jego trójwymiarowy model powierzchni będzie bezużyteczny, ponieważ będzie zawierał za dużo szumu danych (patrz Rys. 7a). Rozwiązaliśmy powyższe problemy poprzez rozpylenie cienkiej warstwy białego proszku na powierzchni zęba (patrz Rys. 6b). Proszek ma grubość kilku mikrometrów i jest powszechnie stosowany do wykrywania pęknięć na powierzchni materiału [22]. Rys. 7b przedstawia obserwację, według której pomiary dokonane na zmodyfikowanych powierzchniach wykazują znacznie mniej artefaktów i dlatego też o wiele lepiej nadają się do oceny ilościowej niż pomiary dokonane na niezmodyfikowanych powierzchniach. Uważamy, że jest to najbardziej odpowiednia metoda dla uzyskania równych poziomów odbicia światła widocznego na całym rejonie powierzchni pokrytym proszkiem bez żadnego przenikania światła wewnątrz zęba.



Rys 6.: Zdjęcia badanego zęba. Jasna zakrzywiona linia to odbita wiązka lasera. a) Ząb o niezmodyfikowanej powierzchni; b) ząb o zmodyfikowanej powierzchni w celu zwiększenia odbicia rozproszonego.



Rys. 7: Komputerowo zrenderowane obrazy zmierzonej powierzchni zęba: (a) powierzchnia niezmodyfikowana, (b) powierzchnia zmodyfikowana.

Dokładność i Powtarzalność

Aby ocenić dokładność i powtarzalność systemu pomiarowego, wyprodukowaliśmy precyzyjnie frezowany i nawiercany numerycznie blok ze stopu aluminium. Wywiercono dziewięć dziur o różnych kształtach i rozmiarach, mniej więcej pokrywających się z zakresem spodziewanych rozmiarów (objętości) jam. W tabeli 1 pokazaliśmy uzyskaną powtarzalność odpowiednich pomiarów objętości uzyskanych za pomocą profilometru. Oceniono trzy sytuacje: bez zmiany pozycji próbki, ze zmianą pozycji próbki, oraz z powtarzaną modyfikacją powierzchni za pomocą białego proszku. Podczas zmiany pozycji próbki, ząb był zdejmowany z platformy do przemieszczania przed każdym pomiarem powierzchni, a następnie umieszczany z powrotem na platformie do przemieszczania w innych współrzędnych i pod innymi kątami nachylenia. Procedura ta symulowała sytuację, w której ząb jest zdejmowany z platformy do przemieszczania w celu zmodyfikowania jego powierzchni za pomocą proszku. Wykonywano powtarzane modyfikacje powierzchni poprzez usuwanie proszku z powierzchni za pomocą wody, osuszanie powierzchni a następnie ponowną modyfikację powierzchni z użyciem proszku. Uzyskana powtarzalność była lepsza o 2% dla wszystkich trzech sytuacji, z największymi odchyleniami uzyskanymi w przypadku powtarzanych modyfikacji powierzchni.

Warunki pomiaru	Powtarzalność (St. odchylenie / średnia wartość) [%]
Bez zmiany pozycji próbki	0,8
Ze zmianą pozycji próbki	1,5
Z powtarzanymi modyfikacjami powierzchni	1,8

Tabela 1: Powtarzalność pomiarów objętości przy użyciu próbki referencyjnej ze stożkowym ubytkiem (średnica powierzchni 2.60 mm, kąt rozwarcia 60° i głębokość 1.50mm). Liczba pomiarów na ubytek = 5.

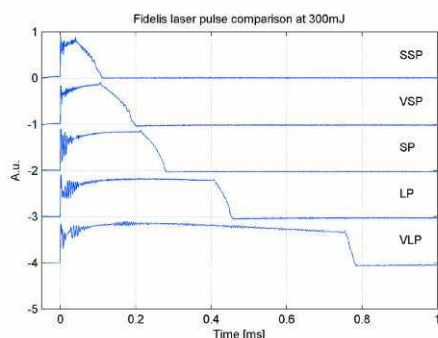
Dokładność pomiarów objętościowych dokonanych za pomocą profilometru została także oceniona poprzez zmierzenie głębokości i średnic dziur referencyjnych za pomocą mikroskopu optycznego. Wyniki uzyskane za pomocą obu metod różniły się średnio o mniej niż 5%.

WYNIKI

Czasy trwania impulsu laserowego

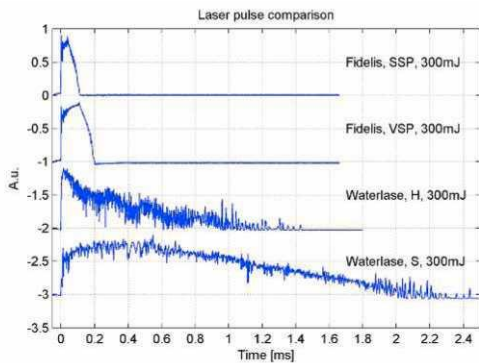
Wykazano, że czas trwania impulsu lasera za pomocą którego dokonuje się ablacji ma istotny wpływ na skuteczność ablacji.[2,7] Ściślej mówiąc, jeśli wymagana energia jest dostarczana do celu w bardzo krótkim czasie, wtedy energia ma bardzo mało czasu na „ucieczkę” z usuniętej objętości, dlatego też ciepło jest w mniejszym stopniu rozpraszane do sąsiednich tkanek, skutkując większą skutecznością ablacji. Z tego powodu postanowiliśmy zmierzyć czasy trwania impulsów dla obu systemów laserów erbowych użytych w naszych eksperymentach. System laserowy Waterlase MD pozwala na ustawienie dwóch czasów trwania impulsów, H i S, podczas gdy system Fidelis Plus III pozwala na pięć ustawień czasów trwania impulsów (SSP, VSP, SP, LP i VLP). Rys. 8 pokazuje zmierzone czasy trwania impulsów przy energii lasera 30 mJ uzyskane przy użyciu systemu laserowego Fidelis Plus III. W zależności od energii impulsu laserowego, czasy trwania impulsu lasera Er:YAG systemu Fidelis Plus III były regulowane w zakresie od 50 μs do 1000 μs.

Zmierzony zakres czasów trwania impulsów przy laserach Er,Cr:YSGG systemu laserowego Waterlase MD był mniejszy i widać tendencję do dłuższych czasów trwania impulsów (patrz Rys. 9).



Legenda: Fidelis laser pulse comparison at 300mJ - porównanie impulsów lasera Fidelis przy 300mJ;
Time - czas

Rys. 8: Zmierzone zakresy zmiennych czasów trwania impulsów lasera Er:YAG (Fidelis Plus III, Fotona)



Rys. 9: Porównanie najkrótszych szerokości impulsów badanych źródeł laserów

Należy zauważyć, że system laserowy Waterlase MD używa relatywnie krótkich impulsów pompujących o czasie trwania jedynie 140 μs w trybie H i 700 μs w trybie S. Pomimo tego, z powodu obecności jonu Cr^{3+} w kryształach lasera Er,Cr:YSGG, wygenerowane impulsy laserowe są o wiele dłuższe, np. trybie impulsów H, są w zakresie 400 - 1000 μs .

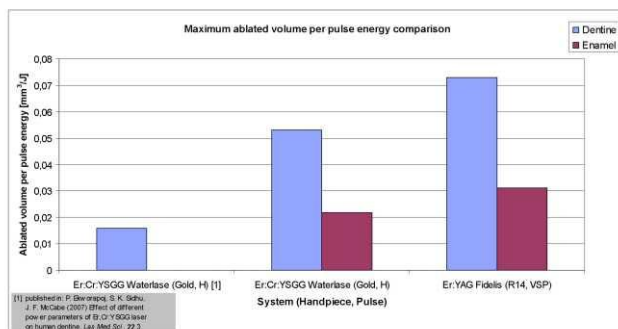
Maksymalny stopień i prędkość ablacji

Początkowe pomiary koncentrowały się na stopniu ablacji, tj. na usuniętej objętości na energię impulsu (w mm^3/J), dla impulsu 300mJ obu laserów (300mJ) było maksymalną energią impulsu dostępną przy użyciu systemu Waterlase MD Er,Cr:YSGG). Wszystkie dane SA reprezentują średnie wartości dla pojedynczego impulsu. Odkryto (patrz Rys. 10), że objętość zębiny na energię impulsu usuniętej przez system Er:YAG ($73 \text{ mm}^3/\text{mJ}$) była większa o 1.4 niż usuniętej systemem Er,Cr:YSGG ($53 \text{ mm}^3/\text{mJ}$). Dla porównania, włączono wyniki wcześniej opublikowanego badania, które pokazują niższy stopień usuwania objętości wynoszącej $16 \text{ mm}^3/\text{mJ}$ w przypadku Er,Cr:YSGG.[6] Przypisujemy tę różnicę w wysokiej czułości procesu ablacji laserem Er,Cr:YSGG zmniejszeniom intensywności wiązki (co może być spowodowane na przykład starzejącą się końcówką światłowodową), co może powodować przejście lasera z zimnej ablacji do mniej wydajnego reżimu termalnego.

Skuteczność ablacji w szkliwie, dla systemu Er:YAG ($32 \text{ mm}^3/\text{mJ}$) była większa o 1.5 w porównaniu do osiągnięć systemu Er,Cr:YSGG ($21 \text{ mm}^3/\text{mJ}$).

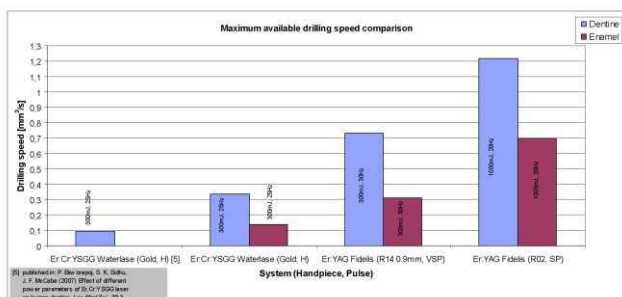
Należy zauważyć, że skuteczność ablacji systemu laserowego Er:YAG zwiększała się przy większych energiach impulsu. Dlatego też, kiedy energia impulsu laserowego Er:YAG została zwiększona z 300 do 450 mJ, skuteczność ablacji w szkliwie i zębinie zwiększyła się o około 10%.

Następnie dokonano pomiarów maksymalnych dostępnych prędkości borowania obu rodzajów lasera (patrz Rys. 11). Każdy laser skonfigurowano do ustawień zalecanych dla maksymalnej skuteczności borowania. Testowa procedura borowania o ustalonym czasie trwania została przeprowadzona na próbkach, a usunięte objętości zostały zmierzone, co dało w wyniku pomiary prędkości ablacji w mm^3/s . Dla systemu Er:YAG użyto dwóch ustawień, jeden dla ablacji precyzyjnej (300 mJ przy 30 Hz), a drugi w trybie specjalistycznym, zaprojektowanym specjalnie dla bardzo wysokich prędkości usuwania tkanek twardych (tryb MAX - 1000 mJ przy 20 Hz). Dla systemu laserowego Er,Cr:YSGG użyto maksymalnych zalecanych ustawień, mianowicie 300 mJ i 25 Hz.



Legenda: Maximum ablated volume per pulse energy comparison - porównanie maksymalnych usuniętych objętości względem energii impulsu; dentine - zębina; enamel - szkliwo; Ablated volume per pulse energy - usunięta objętość względem energii impulsu; System (Handpiece, Pulse) - System - kątówka, impuls; published in - opublikowano w

Rys. 10: Wykres zmierzonych wyników usuniętych objętości zębiny i szkliwa na energię impulsu dla obu źródeł lasera.

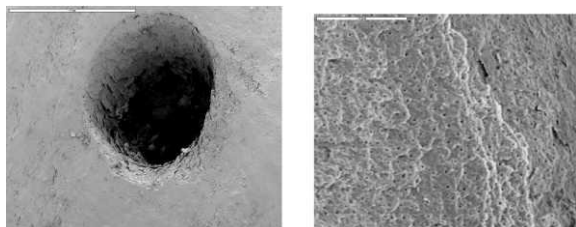


Legenda: Maximum available drilling speed comparison - porównanie maksymalnej dostępnej prędkości borowania; drilling speed - prędkość borowania;

Rys. 11: Wykres zmierzonych wyników prędkości borowania zębiny i szkliwa dla obu źródeł lasera.

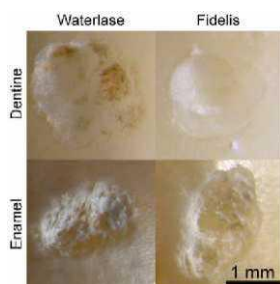
Pomiary wykazują, że laser Er,Cr:YSGG usuwał szkliwo z prędkością 0.14 mm³/s a zębinę z prędkością 0.33 mm³/s (szybciej niż 0.1 mm³/s zmierzone w poprzednim badaniu[6]). Ustawienia precyzyjnej ablacji Er:YAG dały w wyniku prędkości usuwania wynoszące 0.72 mm³/s w przypadku zębiny i 0.31 mm³/s w przypadku szkliwa; w przybliżeniu 2,2 raza szybciej niż laser Er,Cr:YSGG. Kiedy weźmiemy pod uwagę tryb MAX lasera Er:YAG, wyniki pokazują prędkości ablacji wynoszące 1.21 mm³/s (3.7 raza szybciej w porównaniu do szybkości ablacji Er,Cr:YSGG) w zębinie i 0.70 mm³/s w przypadku szkliwa (5.0 raza szybciej w porównaniu do szybkości ablacji Er,Cr:YSGG).

Należy zauważyć, że nawet przy bardzo wysokich prędkościach ablacji trybu MAX Er:YAG reżim ablacji pozostał zimny, i dlatego też nie zaobserwowano żadnego termicznego uszkodzenia zęba (patrz Rys. 12).



Rys. 12: Obrazy SEM uzyskane po ablacji z użyciem trybu MAX Er:YAG w szkliwie (po lewej) i zębinie (po prawej). Nie ma żadnych pęknięć czy zwięgłen na krawędzi ubytku, a kanaliki zębinowe są szeroko otwarte.

Z drugiej strony, przy użyciu lasera Er,Cr:YSGG uszkodzenia termiczne w postaci brunatnych odbarwień były stale obserwowane w zębinie, niemalże niezależnie od energii lasera czy częstotliwości powtarzania (patrz Rys. 13). Działo się tak pomimo zastosowania rozpylacza wody we wszystkich naszych eksperymentach. Podczas gdy potrzebne są dalsze badania w celu ustalenia przyczyny tego efektu, wstępnie przypisujemy ten efekt termiczny większej absorpcji długości fali lasera Er,Cr:YSGG (długość fali 2,78 μm w porównaniu do 2,94 μm) lasera Er:YAG [1]) oraz wysokiej, 20% zawartości materiału organicznego (składającego się w większości z kolagenu typu 1) w zębinie.



Rys. 13: Zdjęcia ubytków poddanych ablacji w zębinie i szkliwie po naświetlaniu laserem Er,Cr:YSGG (Waterlase MD, Biolase) i Er:YAG (Fidelis Plus III, Fotona). W przypadku obu systemów nie zaobserwowano żadnych uszkodzeń termicznych w szkliwie. Niemniej jednak w zębinie stale obserwowano brunatne plamki po leczeniu laserem Er,Cr:YSGG

Nasze pomiary pokazują zgodność z wcześniej opublikowanymi wynikami badań.[7,23] Jedno z wcześniej opublikowanych badań z użyciem lasera Er:YAG [7] wykazało przybliżone głębokości jam wynoszące 0.03-0.05 mm na impuls 50 J/cm² w zębinie, i przybliżone głębokości jam wynoszące 0.01-0.02 mm na impuls 50 J/cm² w szkliwie. Przeprowadzone pomiary triangulacji w przypadku Er:YAG, wykonane w podobnych warunkach, wykazują podobne przybliżone głębokości (obliczone przez podzielenie zmierzonej objętości usuniętej w obszarze plamki

lasera) przy 50 J/cm^2 wynoszące $0.03\text{--}0.04\text{ mm}$ w zębienie i 0.015 mm w szkliwie. Podobnie, ostatnie badanie z laserem Er,Cr:YSGG laser [23] pokazało stopień ablacji pojedynczego impulsu 50 J/cm^2 wynoszący 0.005 mm^3 , zgodny z naszym zmierzonym stopniem wynoszącym 0.004 mm^3 .

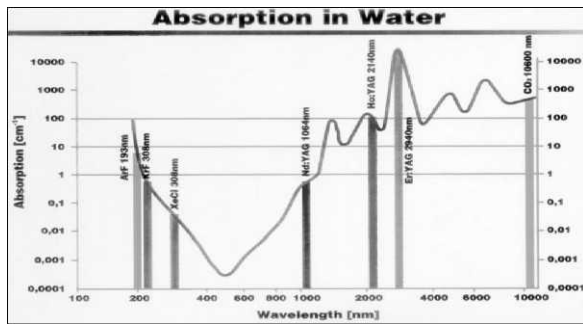
Ostatnio dokonano porównawczego pomiaru prędkości ablacji (borowania) dla wiertła o wysokiej prędkości.[24] Wiertło o wysokiej prędkości użyte w tym badaniu to S 68535KR 090, Komet/Gebr. Barasseler, Lemgo, Niemcy, z wielkością cząstek diamentu wynoszącą $125\mu\text{m}$ i o średnicy $0,9\text{mm}$. Zastosowany nacisk wiertła na ząb to 15N . Wykonano pomiary z użyciem wiertła i lasera Fidelis Plus III w takich samych warunkach oraz używając metody optycznej triangulacji. Uzyskana prędkość borowania (ablacji) wiertła o wysokiej prędkości wynosząca $0.3\text{ mm}^3/\text{s}$ była mniejsza w porównaniu do prędkości ablacji lasera Er:YAG (patrz Rys. 11).

ANALIZA

Jeśli spojrzymy na teorię stojącą za tymi dwoma rodzajami lasera zobaczymy, że fizyka lasera jest jedynym aspektem tłumaczącym zmierzoną dysproporcję w wydajności. Badanie różnic w specyfikacji i działaniu pomiędzy użytymi systemami laserowymi Er:YAG i Er,Cr:YSGG mogą wyjaśnić, jakie są inne przyczyny tych różnic.

Rozważania nt. długości fali

Długość fali jest kluczowym czynnikiem jeśli chodzi o przydatność jakiegokolwiek lasera w leczeniu związanym z twardymi tkankami w stomatologii. Absorpcja energii lasera w wodzie i hydroksyapatycie jest powiązana z długością fali lasera zgodnie z krzywą pokazaną na Rys. 14.

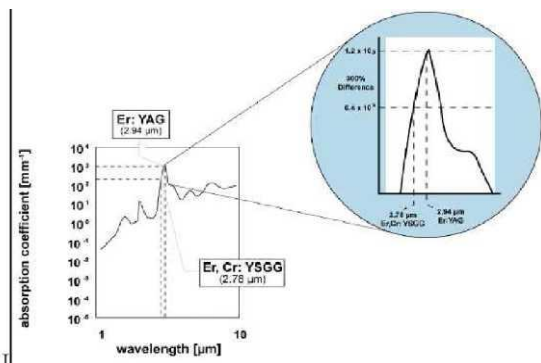


Legenda: Absorption in water- absorpcja w wodzie; Absorption - absorpcja; wavelength - długość fali

Rys. 14: Krzywa absorpcji dla wody pokazująca szczyt absorpcji laserów erbowych, nieco poniżej 300nm , oraz absorpcja różnych innych źródeł lasera.

Wszystkie długości fali lasera erbowego działają w obszarze największego szczytu absorpcji w przypadku wody, i dlatego najlepiej nadają się do zabiegów związanych z ablacją tkanki twardej. Zarówno laser CO_2 jak i Ho:YAG charakteryzują się znacznie mniejszą absorpcją w wodzie i dlatego też są mniej odpowiednie do zabiegów w tym zakresie.

Bliższe przyjrzenie się szczytowi absorpcji powiązanemu z laserami erbowymi wykazuje 300% różnicę pomiędzy współczynnikami absorpcji i Er,Cr:YSGG (400 mm^{-1}) oraz Er:YAG (1200 mm^{-1}) (patrz Rys. 15). Z powodu różnej zawartości wody i hydroksyapatytu w ludzkiej zębienie, współczynniki absorpcji dla laserów Er:YAG wynoszą około 150 mm^{-1} w szkliwie i 200 mm^{-1} w zębienie. Odpowiednie współczynniki absorpcji dla Er,Cr:YSGG są mniej więcej trzy razy mniejsze.



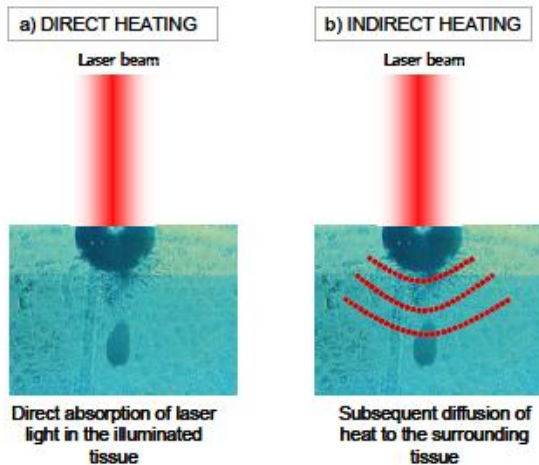
Legenda: Difference - różnica; absorption coefficient - współczynnik absorpcji; wavelength - długość fali

Rys. 15: Detal krzywej absorpcji w rejonie zarówno Er:YAG jak i Er,Cr:YSGG pokazujący wielkość różnicy w absorpcji pomiędzy nimi.

Dlatego też długości lasera Er:YAG wnikają około $1/\mu = 7\mu\text{m}$ w szkliwo i $5\mu\text{m}$ w zębinę. Długość fali lasera Er,Cr:YSGG przenikają głębiej, $21\mu\text{m}$ w szkliwie i $15\mu\text{m}$ w zębinie.

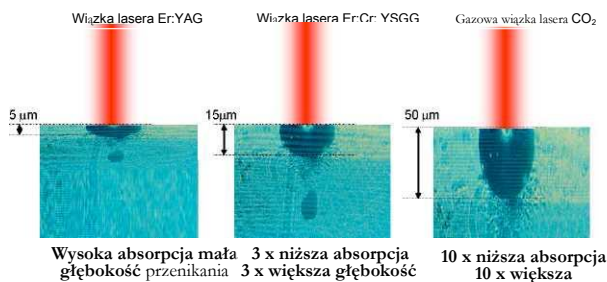
Różnica ta ma wpływ na objętość bezpośrednio oświetlanej tkanki, która musi być szybko nagrzana do temperatury ablacyjnej przez laser zanim zaabsorbowana energia rozproszy się do sąsiednich tkanek przez proces dyfuzji cieplnej (patrz Rys. 16).

Im większa głębokość przenikania, tym większa objętość bezpośrednio nagrzewanej tkanki, która musi być szybko nagrzana, i tym większa moc impulsu lasera wymagana dla skutecznej i zimnej ablacji.



Legenda: Direct heating - ogrzewanie bezpośrednie; Indirect heating - ogrzewanie pośrednie; laser beam - wiązka lasera; Direct absorption of laser light in the illuminated tissue - Bezpośrednia absorpcja światła lasera w oświetlanej tkance; Subsequent diffusion of heat to the surrounding tissue - Wtórna dyfuzja ciepła do sąsiednich tkanek

Rys. 16: Dwa etapy nagrzewania tkanki przy naswietlaniu laserem. Należy unikać nagrzewania pośredniego kiedy wymagana jest efektywna zimna ablacja, ponieważ nagrzewanie pośrednie prowadzi do powstania niepożądanych efektów termicznych.



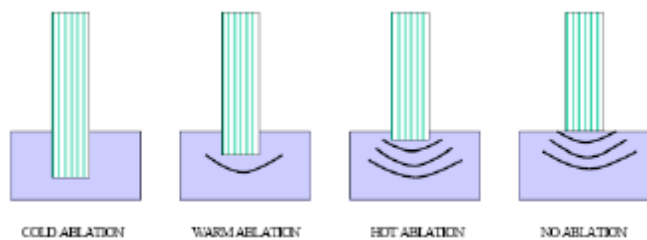
Rys. 17: W zależności od rodzaju lasera, różne objętości naswietlanej tkanki muszą być nagrzane bezpośrednio. Głębokości przenikania podano dla zębiny ludzkiej. Przy niższych współczynnikach absorpcji, a co za tym idzie większych głębokościach przenikania, potrzebna jest większa moc impulsu laserowego, aby uniknąć wtórnego nagrzewania tkanki.

Ogólnie rzecz ujmując, lasery z większą głębokością przenikania powodują więcej uszkodzeń termicznych. Dzieje się tak dlatego, że nawet przy wysokich stopniach ablacji zawsze pozostaje większa objętość (jedna głębokość przenikania) podgrzanych materiałów nie poddanych ablacji na dnie jam poddanych ablacji (patrz Rys. 17). Dodatkowo, wartości progowe ablacji są wyższe dla większych głębokości przenikania, co skutkuje większą ilością ciepła przeniesionego do tkanki przed rozpoczęciem ablacji powierzchni.

Rozważania dotyczące czasu trwania impulsu

W przypadku ablacji laserowej ogólnie mówimy o reżimach ablacji.[7] Przy wysokich energiach i impulsach o krótkim czasie trwania (tj. przy wysokiej mocy impulsów laserowych), prędkość ablacji jest większa niż szybkość, z jaką ciepło przenika do tkanek. W ten sposób cała energia lasera jest zużyta w ZIMNEJ ABLACJI (patrz Rys. 18). Przy zmniejszających się energiach i/lub dłuższych czasach trwania impulsu (tj. przy niższych energiach impulsu laserowego), warstwa tkanki, która zostaje nagrzana pośrednio staje się grubsza. Efekty termiczne stają się bardziej wyraźne i, w związku z tym, wydajność ablacji jest znacznie zmniejszona (CIEPŁA ABLACJA i, przy nawet mniejszych energiach, GORĄCA ABLACJA).

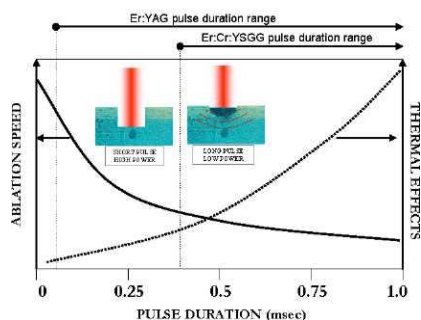
Przy energiach mniejszych niż wartość progowa ablacji, ABLACJA NIE występuje a cała energia jest uwalniana w postaci ciepła, niezależnie od czasu trwania impulsu.



Legenda: Cold ablation - zimna ablacja; warm ablation - ciepła ablacja; hot ablation - gorąca ablacja; no ablation - brak ablacji

Rys. 18: Wpływ wiązki laserowej na tkankę w czterech reżimach ablacji.

Jednym z kluczowych czynników określających reżim i wydajność ablacji laserowej jest czas trwania impulsu laserowego. Jeśli wymagana energia jest dostarczana do celu w bardzo krótkim czasie, wtedy energia ma bardzo mało czasu na „ucieczkę” z usuniętej objętości, dlatego też ciepło jest w mniejszym stopniu rozpraszane do sąsiednich tkanek (patrz Rys. 19).



Legenda: pulse duration range - zakres czasu trwania impulsu; ablation speed - prędkość ablacji; short pulse - krótki impuls; high power - wysoka moc; long pulse - długi impuls; low power - niska moc; thermal effects - efekty termalne; pulse duration - czas trwania impulsu; msec - ms

Rys. 19: Utrzymując stałą energię impulsu, efektywność ablacji zwiększa się, a efekty termiczne są coraz mniejsze im krótsze czasy trwania impulsu. Z powodu długiego czasu relaksacji krzyżowej jonu Cr^{3+} , Er,Cr:YSGG nie wolno używać poniżej około 400 μs .

W tym względzie, laser Er:YAG jest lepszy, ponieważ oferuje zmienne szerokości impulsów do 50 μs . Z powodu długiego czasu relaksacji krzyżowej jonu Cr^{3+} (patrz Rys. 8 i 9), laser Er,Cr:YSGG ma ograniczoną szerokość impulsu do około 400 μs .

Rozważania dotyczące kształtu impulsu

Kształt impulsu także powinien zostać uwzględniony, jako że ma on duży wpływ na „prawdziwą” szerokość i moc impulsu. Rys. 8 i 9 wskazują, że profil impulsu lasera Er:YAG z technologią VSP jest kontrolowany i zapewnia, że moc w ramach impulsów jest mniej więcej stała. Dzięki temu zapewnione jest, że modalność impulsów nie będzie się zmieniać w sposób niekontrolowany podczas trwania impulsu od „zimnej ablacji” na początku impulsu (wtedy, gdy krótkie impulsy Er,Cr:YSGG osiągają szczyt) do „cieplej ablacji” w środku czasu trwania impulsu i do „gorącej ablacji” w miarę, jak czas trwania impulsu będzie dobiegał końca.

Omówienie

Na potrzeby precyzyjnych i bezpiecznych procedur związanych z tkankami twardymi zarówno w przypadku szklawa jak i zębiny zaleca się pracować przy takich energiach i czasach trwania impulsu, które znajdują się znacznie powyżej wartości granicznej ablacji. W oparciu o rozważania na temat długości fali i czasu trwania impulsu, laser Er,Cr:YSGG okazuje się być wystarczający do zastosowań przy tkankach miękkich, gdzie pewien stopień efektu koagulacji termicznej jest pożądanym. Laser Er,Cr:YSGG posiada ograniczenia w przypadku używania go przy twardych tkankach. Z drugiej strony, laser Er:YAG, zwłaszcza przy pompowaniu za pomocą technologii VSP, może być używany przy regulowanych czasach trwania impulsu, od super krótkich impulsów (SSP), które najlepiej sprawdzają się w przypadku precyzyjnej ablacji twardych tkanek, po bardzo długie impulsy (VLP) dla procedur związanych z tkankami miękkimi (patrz Rys. 13).

Biorąc pod uwagę niezdolność systemów Er,Cr:YSGG do wygenerowania energii impulsu większej niż 300 mJ i impulsów o czasie trwania mniejszym niż 500 μs , jasnym staje się, że zdolność do pracy z tymi systemami jedynie w reżimie zimnej ablacji jest ograniczona. Oznacza to, że jakiegokolwiek zmniejszenie intensywności wiązki (które efektywnie zmniejsza moc impulsu, i które może być spowodowane silnym strumieniem wody, starzeniem się końcówki światłowodowej lub rozpraszaniem przez mgiełkę ablacyną) może skutkować tym, że laser przejdzie do reżimu ciepłej, a nawet gorącej ablacji. Należy zauważyć, że ważną przyczyną zmniejszenia mocy impulsu lasera może być także zmiana kąta położenia końcówki/wiązki przez lekarza.

WNIOSKI

Została opracowana nowa, bardzo dokładna i powtarzalna metodologia pomiaru usuniętych objętości w zębie. Ponieważ metoda ta nie wymaga, aby kątница lasera była w stałej pozycji względem zęba, pozwala ona na dokonanie pomiarów w realistycznych warunkach, identycznych do tych, jakie panują w przypadku ręcznego wykonywania leczenia laserowego przez lekarza dentystę. Przy wykorzystaniu tej metody dokonuje się porównania pomiędzy dwiema wiodącymi długościami fali lasera dla zabiegów na twardych tkankach w stomatologii, Er:YAG (Fidelis Plus III, Fotona) oraz Er,Cr:YSGG (Waterlase MD, Biolase).

Przy wyjściowej energii lasera wynoszącej 300 mJ, stopień ablacji (usunięta objętość na energię impulsu) zarówno w szklwie jaki i zębinie był 1,4 - 1,5 raza większy w przypadku lasera Er:YAG. Nie było możliwym dokonanie porównawczych pomiarów dwóch technologii przy energiach impulsu większych niż 300 mJ, ponieważ te energie impulsów nie są dostępne w przypadku systemu Er,Cr:YSGG. Niemniej jednak, zmierzone stopnie ablacji przy wyższych energiach impulsu lasera Er:YAG wskazują na mniej więcej dwa razy większy stopień ablacji w porównaniu do lasera Er,Cr:YSGG. Pomiar maksymalnych dostępnych prędkości borowania (objętość usunięta w ciągu sekundy) ujawniły, że stopień ablacji systemów laserowych Er:YAG jest 3,7 raza większy w przypadku zębiny i 5,0 raza większy w przypadku szklwiwa w porównaniu do tych osiągniętych za pomocą systemu laserowego Er,Cr:YSGG.

Jeśli spojrzymy na teorię dla tych dwóch rodzajów lasera, zobaczymy, że fizyka lasera jest jedynym aspektem tłumaczącym zmierzoną dysproporcję w wydajności (wyjaśniającym 1,5-2-krotną różnicę w stopniu ablacji). Innym aspektem (wyjaśniającym pozostałą różnicę w prędkości ablacji wynoszącą 5,0 raza) jest różnica w możliwościach operacyjnych danego systemu laserowego Er:YAG (20W w systemie laserowym Fidelis Plus III) i systemu laserowego Er,Cr:YSGG (8W w systemie laserowym Biolase Waterlase MD) użytych w eksperymentach.

Badanie wykazuje, że obie długości fali są odpowiednie dla zabiegów na twardej tkance zębowej, ale jednocześnie wykazują, że cechy długości fali Er:YAG związane z absorpcją i czasem trwania impulsu przekładają się na to, że jest on bardziej wydajny i bezpieczniejszy. Badanie udowadnia również, że najnowsza technologia systemów laserowych Er:YAG może, pod względem prędkości ablacji, równać się lub przewyższać wiertła o wysokiej prędkości.

BIBLIOGRAFIA

1. R. Hibst, Lasers for Caries Removal and Cavity Preparation: State of the Art and Future Directions. *J. Oral Laser Appl.* 2:203-211 (2002).
2. M. Lukac, M. Marincek, L. Grad, Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation, *J. Oral Laser Appl.* 4:171-173 (2004).
3. A. Gorkic, T. Perhavec, D. Bracun, J. Diaci, Using Laser Profilometry for Characterisation of Craters Produced in Hard Dental Tissue by Laser Ablation, oczekujący na publikację.
4. D. Bracun, M. Jezersek, J. Diaci, Triangulation Model Taking into Account Light Sheet Curvature, *eas.Sci.Techn.*, 17: 2191-2196 (2006).
5. P. Ekworapoj, S. K. Sidhu, J. F. McCabe (2007) Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine, *Las Med Sci*, 22 3.
6. A. Gorkic, T. Perhavec, D. Bracun, M. Marincek, J. Diaci, Using Laser Profilometry for Characterisation of Craters Produced in Hard Dental Tissue by Laser Ablation, oczekujący na publikację.
7. B. Majaron, D. Sustercic, M. Lukac, U. Skaleric, N. Funduk. Heat Diffusion and Debris Screening in Er:YAG Laser Ablation of Hard Biological Tissues. *Appl. Phys. B* 66,1-9 (1998).
8. Li Z Z, Code J E and Van De Merwe W P 1992 Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates *Lasers Surg Med* 12 625-30
9. Sarafetinides A A, Khabbaz M G, Makropoulou M I and Kar A K 1999 Picosecond laser ablation of dentine in endodontics *Lasers Med Sci* 14 168-174
10. Forrester P, Bol K, Lilje L and Marjoribanks R 2006 Effects of heat transfer and energy absorption in the ablation of biological tissues by pulsetrain-burst (>100 MHz) ultrafast laser processing *Proc. of SPIE* 6343 63430J- 1-63430J-7
11. Rode A V, Gamaly E G, Luther-Davies B, Taylor B T, Graessel M, Dawes J M, Chan A, Lowe R M and Hannaford P 2003 Precision ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed laser *Aust Dent J* 48 233-9

12. Ohmi M, Tanizawa M, Fukunaga A and Haruna M 2005 In-situ observation of tissue laser ablation using optical coherence tomography *Optical and Quantum Electronics* 37 1175-1183
13. Mercer C E, Anderson P and Davis G R 2003 Sequential 3D X-ray microtomographic measurement of enamel and dentine ablation by an Er:YAG laser *BDJ* 194 99-104
14. Albert M, Leo K, Katrin S and Reinhard H 1997 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser *Dent Mater* 13 246-251
15. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K H and Hickel R 1997 A new optical 3-D device for the detection of wear *J Dent Res* 76 1799-807
16. Bracun D, Jezersek M and Diaci J 2006 Triangulation model taking into account light sheet curvature *Meas. Sci. Technol.* 17 2191-2196
17. Liang C-K, Peng Y-C and Chen H H 2005 Rolling Shutter Distortion Correction *VCIP* 5960 1315-1322
18. Heikkila J and Silven O 1997 A four-step camera calibration procedure with implicit image correction *CVPR* 1106-1112
19. Bouguet J Y Camera Calibration Toolbox for Matlab, http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/index.html
20. Sandwell D T 1987 Biharmonic Spline Interpolation of GEOS-3 and SEASAT Altimeter Data *Geophysical Research Letters* 2 139-142
21. M. Lukac, T. Perhavec, J. Diaci, Compariosn of Er:YAG and Er,Cr:YSGG dental lasers, zaprezentowany na Międzynarodowej Konferencji Stowarzyszenia SOLA w Bangalurze, Indie, 8-9 lutego (2008r.).
22. Standard-Check Entwickler Nr. 3 (121.200.501)
http://www.bsksiegen.de/index.php?option=com_content&task=view&id=70&Itemid=115
http://www.bsksiegen.de/images/stories/datenblaetter/Pruefmittel/sdc_medium_nr3_entwickler_spray.pdf
23. H.W. Kang, I. Rizou, A.J. Welch, Hard tissue ablation with a spray assisted mid-IR laser, *Pys.Med.Biol.* 52, 7243-7259 (2007).
24. I. Miletic, A. Baraba, S. Krmek, Z. Bozic, T. Perhavec, I. Anic, comparison between Er:YAG laser and high speed handpiece: prepared cavity volumes and ablation speed rate in enamel and dentin in vitro. Temperature changes and SEM observations associated with Er:YAG preparation, oczekujący na publikację.

WYŁĄCZENIE ODPOWIEDZIALNOŚCI

Celem niniejszej publikacji Laser and Health Academy jest ułatwienie wymiany informacji na temat poglądów, wyników badań i doświadczeń klinicznych w społeczeństwie związanym z laserami medycznymi. Za zawartość niniejszej publikacji odpowiedzialni są wyłącznie autorzy, a także publikacja nie może w żadnym wypadku być traktowana jako oficjalne informacje o produkcie. W przypadku wątpliwości prosimy zwrócić się do producentów z zapytaniem, czy dany produkt lub zastosowanie zostało zatwierdzone lub dopuszczone do obrotu i sprzedaży w Twoim kraju.