ITALIAN PATENT OFFICE

Document No.

102011901938166A1

Publication Date

20121021

Applicant

GP INVESTIMENTI S.R.L.

Title

APPARECCHIATURA PER TRATTAMENTI ODONTOIATRICI

DESCRIZIONE

del brevetto per Invenzione Industriale dal titolo: "APPARECCHIATURA PER TRATTAMENTI ODONTOIATRICI" di GP INVESTIMENTI S.R.L.

di nazionalità italiana

con sede: VIA DELLA GORA, 15/13

MONTESPERTOLI (FI)

Inventore: NALDONI Moreno

* * *

La presente invenzione è relativa a una apparecchiatura per trattamenti odontoiatrici.

In particolare, la presente invenzione trova vantaggiosa, ma non esclusiva applicazione nel trattamento della parodontite, e in particolare per il trattamento dello stato infiammatorio dei tessuti molli peri-dentali, quali gengive e mucose, cui la descrizione che segue farà esplicito riferimento senza per questo perdere in generalità.

La parodontite, comunemente nota anche come piorrea, è una patologia infiammatoria dei tessuti peri-dentali che rappresenta attualmente, nei paesi ad elevato tenore di vita, la principale causa di perdita dei denti e di disturbi correlati a malocclusione. La parodontite interessa il 50% della popolazione adulta nella forma moderata e tra il 5% e 15% nella forma severa. La

Andrea FIORINI (Iscrizione Albo N.1197/B)

patogenesi della parodontite è multifattoriale, ma tra i fattori determinanti vi è la colonizzazione del tessuto periodontale da parte di germi patogeni, tra cui, in primo luogo, il Porfiromonas gingivalis e l'Actinobacyllus actinomycetemcomitans.

In anni recenti, si è constatata una relazione causale tra colonizzazione batterica cronica del periodonto e l'incidenza delle malattie cardiovascolari, quali esempio la aterosclerosi, l'ischemica cardiaca, l'ictus, e arteriopatie obliterative periferiche. La parodontite cronica costituisce di per sé un fattore di rischio, che va a sommarsi a quelli inerenti le abitudini di vita. Studi hanno dimostrato che i pazienti con parodontite hanno una contrarre malattie cardiovascolari probabilità di significativamente superiore, variabile dal 25% al 70%. Il nesso patogenetico consiste nel rilascio nel torrente circolatorio di batteri o dei loro prodotti tossici e proinfiammatori, quali lipopolisaccaride, prostanoidi citochine, che inducono uno stato di sofferenza dei tessuti dei sanguigni che vasi prelude alla malattia cardiovascolare. Il rilascio in circolo di fattori proinfiammatori dai focolai periodontali cronici può avvenire in modo intermittente in relazione a eventi svariati, quali la masticazione, le manovre di igiene orale, gli interventi odontoiatrici oppure i trattamenti terapeutici normalmente in uso per la cura della parodontite stessa. Infine, è interessante notare che, secondo dati recenti del Ministero della Salute, le malattie cardiovascolari rappresentano la causa principale del 44% di tutti i decessi registrati attualmente in Italia. In prospettiva, fra 10 anni si calcola che le persone con patologie cardiovascolari saranno oltre 240.000 casi l'anno, a meno che non si riesca a ridurre i relativi fattori di rischio.

I trattamenti tradizionali della parodontite sono basati sulla combinazione di trattamenti meccanici, antisettici ed antibiotici.

trattamenti meccanici constano fondamentalmente nella ripulitura della superficie esposta delle radici dentarie. Questi trattamenti sono, però, di per inadeguati a rimuovere completamente i batteri dai tessuti infetti, i quali sono in parte inaccessibili anatomicamente ai dispositivi impiegati, e possono anzi causare infezioni batteriemiche come pure lesioni del cemento che riveste la radice, esponendo i tubuli dentinali alla colonizzazione batterica. Inoltre, i batteri parodontopatogeni hanno sviluppato la strategia di invadere i margini sulculari e coronali dell'epitelio giunzionale per evadere le difese sistema immunitario dell'ospite e resistere alle tradizionali terapie farmacologiche.

I trattamenti antisettici o antibiotici, che si

dividono tra topici, per esempio la clorexidina, o sistemici, per esempio il metronidazolo, sono finalizzati ad abbattere la carica batterica, ma non sono esenti da problemi, in quanto possono indurre resistenze batteriche e alterazioni della normale flora batterica buccale e gastrointestinale e possono danneggiare le cellule dei tessuti parodontali. A titolo di esempio, la clorexidina, che rappresenta il trattamento topico più diffuso per le affezioni parodontali in considerazione della sua elevata attività battericida nei confronti dei germi orali, può esercitare, alle concentrazioni normalmente usate nella pratica clinica, effetti lesivi sui tessuti orali.

Una parodontite non adequatamente e tempestivamente curata può anche dare origine a edentulia, cioè la perdita parziale o totale dei denti, che trova attualmente nella implantologia un importante presidio terapeutico. impianti odontoiatrici sono grandemente progrediti negli anni recenti in termini di tecniche chirurgiche e materiali utilizzati per l'impianto ed offrono sempre migliori garanzie di biocompatibilità e durata a lungo Tra le termine. più comuni complicanze della terapia implantare vi è la colonizzazione del manufatto con i germi della flora batterica orale, inclusi qli stessi microorganismi coinvolti nella parodontite. Anche quando si ottenga una adeguata antisepsi dell'impianto, è noto che la superficie metallica di quest'ultimo è in grado di adsorbire prodotti di degradazione batterica, quali il lipopolisaccaride (LPS) della parete dei Gram-, che causano condizioni di flogosi cronica che possono pregiudicare l'osteogenesi e, quindi, compromettere l'osteointegrazione e la tenuta dell'impianto stesso.

Da quanto sopra esposto, emerge una forte necessità di nuove strategie terapeutiche per il trattamento della parodontite e/o delle complicanze post-impiantari che possano prevenire il rilascio in circolo di germi e di fattori pro-infiammatori, in modo da ridurre il rischio di sviluppare malattie cardiovascolari.

Scopo della presente invenzione è di realizzare una apparecchiatura per trattamenti odontoiatrici, la quale permetta di curare efficiente la parodontite, sia esente dagli inconvenienti sopra descritti e, nello stesso tempo, sia di facile ed economica realizzazione.

In accordo con la presente invenzione vengono forniti una apparecchiatura per trattamenti odontoiatrici e un metodo di trattamento dello stato infiammatorio di almeno una porzione di tessuto gengivale, secondo quanto definito nelle rivendicazioni allegate.

Per una migliore comprensione della presente invenzione, viene ora descritta una forma di realizzazione preferita, a puro titolo di esempio non limitativo e con

riferimento alla figura unica allegata, la quale illustra l'apparecchiatura per trattamenti odontoiatrici realizzata secondo i dettami dell'invenzione.

Nella figura, con 1 è indicata, nel suo complesso, la trattamenti odontoiatrici apparecchiatura per presente invenzione. L'apparecchiatura 1 comprende una unità di fotodiagnosi 2 per effettuare una fotodiagnosi di almeno una porzione del tessuto gengivale di un paziente (non illustrato), una unità di fotoablazione 3 effettuare una fotoablazione di almeno parte di detta porzione del tessuto gengivale, una unità di fototerapia 4 per effettuare una terapia fotodinamica o una terapia fotoinduttiva (fotostimolazione) di detta porzione del tessuto gengivale e una unità di misurazione di temperatura per misurare, senza contato, la temperatura della porzione di tessuto gengivale durante il trattamento.

L'apparecchiatura 1 comprende, inoltre, una centralina di controllo elettronica 6, la quale è configurata per acquisire dati sullo stato della porzione di tessuto gengivale forniti dalla unità di fotodiagnosi 2 e/o dati di temperatura della porzione di tessuto gengivale forniti dalla unità di misurazione di temperatura 5 e per controllare il funzionamento della unità di fotoablazione 3 e della unità di fototerapia 4 in funzione dei dati acquisiti, e una interfaccia uomo-macchina 7, la quale

comunica con la centralina di controllo 6 ed ha lo scopo di permettere ad un operatore di impartire comandi alla apparecchiatura 1 e visualizzare dati e parametri relativi al trattamento odontoiatrico in corso. Ciascuna delle unità 2, 3, 4 e 5 comprende un rispettivo cavo elettrico e/o ottico 2a, 3a, 4a e 5a collegato alla centralina di controllo 6.

L'apparecchiatura 1 comprende un corpo scatolare principale 8 per contenere e/o supportare i componenti dell'apparecchiatura 1. In particolare, la centralina di controllo 6 è alloggiata all'interno del corpo scatolare principale 8 e l'interfaccia uomo-macchina 7 comprende un dispositivo touch-screen 9, il quale è montato in corrispondenza di una finestra 10 del corpo scatolare principale 8, e altri dispositivi di sicurezza illustrati, quali, per esempio, selettori a chiave e interruttori di emergenza. Secondo una forma di attuazione alternativa non illustrata, l'interfaccia uomo-macchina 7 comprende, al posto del dispositivo touch-screen 9, un visualizzatore montato in corrispondenza della finestra 10 e una tastiera alfanumerica.

Il corpo scatolare principale 8 comprende una appendice di supporto 11 sporgente da una parete laterale 12 del corpo scatolare principale 8 e presentante apposite sedi 13 e 14 in cui è possibile riporre la unità di

fotodiagnosi 2 e, rispettivamente, la unità di misurazione temperatura 5. L'apparecchiatura 1 comprende due supporti elastici 15 e 16 costituiti da rispettivi tondini metallici di piccolo diametro aventi rispettive prime fissate al corpo scatolare principale estremità rispettive seconde estremità 15a e 16a ripiegate ad U e rivolte verso l'alto, a cui appendere, arrotolato, il cavo 3a della unità di fotoablazione 3 e, rispettivamente, il cavo 4a della unità di fototerapia 4. Il corpo scatolare principale 8 è installabile su un carrello apposito oppure su un riunito dentale, di per sé noti e quindi non illustrati.

Ciascuna delle unità 2, 3, 4 e 5 comprende rispettivo manipolo ("handpiece") 17, 18, 19, 20 avente una forma sostanzialmente cilindrica facilmente impugnabile dall'operatore e provvisto, ad una prima estremità, di una rispettiva sonda 21, 22, 23, 24. Il cavo 2a, 3a, 4a, 5a di ciascuna delle unità 2, 3, 4 e 5 sporge dalla seconda estremità del rispettivo manipolo 17, 18, 19, 20. Le sedi 13 e 14 dell'appendice di supporto 11 sono sagomate per corpo del manipolo 17 della unità ricevere il di fotodiagnosi 2 e, rispettivamente, il corpo del manipolo 20 della unità di misurazione di temperatura 5. Il corpo scatolare principale 8 presenta, in una porzione vicina ai punti di fissaggio dei supporti elastici 15 e 16, due avvallamenti 25 e 26 per ricevere la punta della sonda 22 e, rispettivamente, la punta della sonda 23 quando i rispettivi manipoli 18 e 19 sono i rispettivi cavi 3a e 4a appesi alle estremità 15a e 16a dei supporti elastici 15 e 16.

La unità di fotodiagnosi 2, la unità di fotoablazione e la unità di fototerapia 4 comprendono rispettive sorgenti ottiche 27, 28 e 29, le quali sono in grado di emettere radiazioni elettromagnetiche genericamente nello spettro ottico, cioè aventi lunghezze d'onda comprese tra parte dello spettro ultravioletto e parte dello spettro infrarosso, e sono comandate dalla centralina di controllo 6. Le sorgenti ottiche 28 e 29 dell'unità di fotoablazione 3 e, rispettivamente, della unità di fototerapia 4, sono disposte all'interno del corpo scatolare principale 8. La sorgente ottica 27 della unità di fotodiagnosi 2 è disposta all'interno del rispettivo manipolo 17. Ciascuna unità 2, 3 e 4 comprende un rispettivo sistema di convogliamento ottico per convogliare le radiazioni emesse dalla rispettiva sorgente ottica 27, 28, 29 all'esterno della rispettiva sonda 21, 22, 23 in corrispondenza di un rispettivo foro di uscita 21a, 22a, 23a. In uso, le sonde 21, 22 e 23 vengono poste, ciascuna durante una o più fasi del trattamento odontoiatrico, con i rispettivi fori di uscita 21a, 22a, 23a in prossimità della porzione di

tessuto gengivale da trattare.

La unità di fotodiagnosi 2 comprende, inoltre, un ricevitore ottico 30 in grado di rilevare radiazioni elettromagnetiche ottiche che, in uso, sono riflesse, o emesse per fluorescenza, dalla porzione di tessuto gengivale quando essa viene colpita dalla radiazione della sorgente ottica 27. Il ricevitore ottico 30 è anch'esso alloggiato all'interno del manipolo 17.

La sorgente ottica 27 della unità di fotodiagnosi 2 emette radiazioni elettromagnetiche nello aventi una prima lunghezza d'onda L2 selezionata nell'intervallo compreso tra 350 e 450 nm. Vantaggiosamente, la lunghezza d'onda L2 è pari a 400 \pm 10 nm, cioè cade nell'intervallo compreso tra 390 e 410 nm. Dunque, la sorgente ottica 27 è una sorgente di luce viola visibile. La sorgente ottica 27 è costituita, per esempio, da una lampada ad ampio spettro provvista di un filtro per ottenere la lunghezza d'onda L2, oppure da una sorgente LED o una sorgente laser in grado di emettere direttamente la lunghezza d'onda L2. Il ricevitore ottico 30 della unità di fotodiagnosi 2 è costituito, per esempio, da un sensore di immagine CCD, oppure da una matrice di fotodiodi, oppure da una piccola videocamera, oppure da un dispositivo spettometro, oppure da dispositivo spettrofotometro.

La centralina di controllo 6 comprende circuiti

elettronici 6a per trattare, in forma analogica, il segnale fornito dal ricevitore ottico 30 e un microcontrollore 6b per acquisire ed elaborare il segnale trattato dai circuiti elettronici 6a in modo tale da ottenere informazioni sullo stato infiammatorio e sul livello di contaminazione batterica della porzione di tessuto gengivale e sulla effettiva parte di tessuto rimosso con la fotoablazione.

Secondo una ulteriore forma di attuazione. ricevitore ottico 30 comprende più dispositivi rivelatori accoppiati, per esempio una videocamera ed spettrometro. In questo modo, il microcontrollore 6b è in grado di ottenere ulteriori informazioni, quali il tipo di tessuto gengivale che si sta trattando, per esempio se è un tessuto epiteliale oppure un tessuto connettivale.

La sorgente ottica 28 della unità di fotoablazione 3 emette radiazioni elettromagnetiche aventi una seconda lunghezza d'onda L3 selezionata nell'intervallo compreso tra 780 nm e 1200 nm, e preferibilmente nel sottointervallo compreso tra 800 e 850 nm. Vantaggiosamente, la lunghezza d'onda L3 è pari a 810 ± 10 nm, cioè cade nell'intervallo compreso tra 800 e 820 nm. Dunque, la sorgente ottica 28 è una sorgente di radiazione infrarossa.

La sorgente ottica 29 della unità di fototerapia 4 emette radiazioni elettromagnetiche aventi una terza lunghezza d'onda L4 selezionata nell'intervallo compreso

tra 600 e 700 nm. Vantaggiosamente, la lunghezza d'onda L4 è pari a 650 \pm 20 nm, cioè cade nell'intervallo compreso tra 630 e 670 nm. Dunque, anche la sorgente ottica 29 è una sorgente di luce rossa visibile.

Vantaggiosamente, le sorgenti 27 e 28 sono sorgenti laser, e in particolare sono costituite da rispettivi diodi laser. La sorgente ottica 29 è costituita da un LED oppure da un diodo laser. Secondo ulteriori forme di attuazione, la sorgente 27 è costituita da un diodo LED ad alta brillanza, oppure entrambe le sorgenti 27 e 28 sono costituite da rispettivi diodi LED ad alta brillanza.

I sistemi di convogliamento ottico della unità di fotoablazione 3 e della unità di fototerapia 4 comprendono, ciascuno, una rispettiva fibra ottica 32, 33 che si estende lungo tutto il rispettivo manipolo 18, 19, a partire dal foro di uscita 22a, 23a della rispettiva sonda 22 e 23. I manipoli 18 e 19 sono costituiti, pertanto, da rispettivi involucri portafibra rigidi. Ciascuna fibra ottica 32, 33 ha un diametro compreso tra 200 e 600 ·m ed è realizzata di silice/silice/polimide. Ciascuna fibra ottica 32, 33 si estende, senza interruzioni, fino alla rispettiva sorgente ottica 28, 29, lungo e all'interno del rispettivo cavo 3a, 4a, il quale è otticamente schermato ed è connesso tra il rispettivo manipolo 18, 19 e il corpo scatolare principale 8.

Secondo una ulteriore forma di attuazione non illustrata dell'invenzione, ciascuna fibra ottica 32, 33 è divisa in due tronconi connessi tramite un connettore ottico, un primo troncone essendo disposto lungo il rispettivo manipolo 18, 19, e un secondo troncone essendo disposto lungo il rispettivo cavo 3a, 4a.

Secondo una ulteriore forma di attuazione non illustrata dell'invenzione, i manipoli 18 e 19 comprendono pulsanti di comando e spie luminose di segnalazione.

Il sistema di convogliamento ottico della unità di fotodiagnosi 2 comprende due guide ottiche 31 e 34 che si estendono lungo la sonda 21, la prima, dal foro di uscita 21a alla sorgente ottica 27 e, la seconda, dal foro di uscita 21a al ricevitore ottico 30. La quida ottica 31 è atta a convogliare all'esterno della sonda 21 la radiazione ottica emessa dalla sorgente ottica 27 e l'altra quida ottica 34 è atta a convogliare verso il ricevitore ottico 30 radiazione ottica riflessa, 0 emessa fluorescenza, dalla porzione di tessuto gengivale. La guida ottica 31 ha un diametro compreso tra 8 e 12 mm per generare uno spot luminoso in grado di coprire, in uso, un'area sufficientemente ampia della porzione del tessuto gengivale da trattare. Le quide ottiche 31 e 34 sono costituite, per esempio, da guide ottiche rigide di vetro di silice oppure di borosilicato. Secondo una differente

34 attuazione, le guide ottiche 31 e di costituite da due rispettivi fasci di fibre ottiche, le fibre di un primo fascio essendo parallele alle fibre dell'altro fascio. Le fibre delle quide ottiche 31 e 34 sono realizzate, per esempio, di silice/silice/polimide, oppure di altro materiale plastico. La unità fotodiagnosi 2 comprende un cavo elettrico 2a per collegare la sorgente ottica 27 e il ricevitore ottico 30 alla centralina di controllo 6.

Secondo una ulteriore forma di attuazione non illustrata dell'invenzione, l'apparecchiatura 1 comprende un quinto manipolo dedicato esclusivamente al rilevamento delle radiazioni ottiche, ossia il ricevitore ottico 30 è alloggiato all'interno di tale quinto manipolo.

ulteriore forma di Secondo una attuazione non illustrata dell'invenzione, la unità di fotodiagnosi 2 è simile alle unità 3 e 4, cioè ha la rispettiva sorgente ottica 27 e il ricevitore ottico 30 alloggiati all'interno corpo scatolare principale 8 е il sistema convogliamento ottico di ciascuna delle unità 2 e 4 e le quide ottiche 31 e 34 sono costituite da due rispettivi fasci di fibre ottiche, che si estendono dal foro di uscita 21a della sonda 21 ai rispettivi sorgente 27 e ricevitore 30, passando lungo il cavo 2a, che è costituito, quindi, da un cavo ottico schermato.

quanto riguarda la unità di misurazione di temperatura 5, essa comprende un sensore di temperatura 35 costituito, per esempio, da un sensore termoelettrico, oppure un fotodiodo, oppure una termopila, oppure di temperatura infrarossi, ad oppure termocamera. Il sensore di temperatura 35 è disposto in corrispondenza del foro di uscita 24a della sonda 24 della unità di misurazione di temperatura 5. Secondo varie forme di attuazione, il sensore di temperatura 35 è costituito da un singolo elemento sensibile oppure da una matrice di elementi sensibili.

La centralina di controllo 6 comprende circuiti elettronici 6c per trattare, in forma analogica, il segnale fornito dalla unità di misurazione di temperatura 5. Il microcontrollore 6b è atto ad acquisire ed elaborare il segnale trattato dai circuiti elettronici 6c in modo tale da ottenere valori di temperatura della porzione di tessuto gengivale.

Secondo una ulteriore forma di attuazione non illustrata dell'invenzione, la unità di fotodiagnosi 2 e la unità di misurazione di temperatura 5 sono almeno parzialmente integrate in un solo manipolo provvisto delle due rispettive sonde 21 e 24.

Secondo una ulteriore forma di attuazione non illustrata dell'invenzione, l'apparecchiatura 1 comprende

una unità di raffreddamento cutaneo per soffiare aria sulla porzione di tessuto gengivale in modo da raffreddarla durante il trattamento e/o ridurre il dolore provocato dal riscaldamento della porzione di tessuto gengivale. La unità raffreddamento cutaneo comprende un dispositivo erogazione di aria, il quale comprende un manipolo dotato di sonda tubolare per erogare aria sulla porzione tessuto gengivale, e un sistema di valvole per collegare la sonda ad un sistema di fornitura e distribuzione di aria esterno all'apparecchiatura 1. Il sistema di valvole una elettrovalvola di intercettazione e comprende rubinetto. Alternativamente, nel caso in cui il sistema esterno di fornitura e distribuzione di aria non sia disponibile, il dispositivo di erogazione di comprende un piccolo compressore oppure una soffiante alloggiata all'interno del corpo scatolare principale 8 collegato a monte del sistema di valvole.

Secondo ulteriori forme di attuazione non illustrate dell'invenzione, la sonda della unità di raffreddamento è integrata nel manipolo 18 della unità di fotoablazione 3 oppure nel manipolo 20 della unità di misurazione di temperatura 5.

L'apparecchiatura 1 sopra descritta permette di effettuare un particolare metodo di trattamento dello stato infiammatorio di almeno una porzione di tessuto gengivale,

il quale metodo di trattamento costituisce un ulteriore aspetto della presente invenzione e comprende le fasi descritte qui di seguito.

Il metodo di trattamento prevede una fase di diagnosi iniziale per acquisire dati relativi allo stato iniziale della porzione di tessuto gengivale da trattare. In particolare, la fase di diagnosi iniziale comprende una fotodiagnosi iniziale, la quale permette di acquisire prime informazioni relative allo stato infiammatorio e al livello di contaminazione batterica della porzione di tessuto gengivale e sul tipo di tessuto gengivale che si sta trattando. La fase di diagnosi iniziale comprende, inoltre, una misurazione di temperatura iniziale, la quale permette di acquisire valori iniziali di temperatura della porzione di tessuto gengivale.

La fotodiagnosi consiste essenzialmente in emettere, verso la porzione di tessuto gengivale, radiazioni ottiche nella forma di una radiazione ottica avente la lunghezza d'onda L2, ricevere la conseguente radiazione riflessa o emessa per luminescenza (fluorescenza) dalla porzione di tessuto gengivale e determinare le prime informazioni sopra menzionate, relative allo stato iniziale della porzione di tessuto gengivale, in funzione della radiazione riflessa o emessa per luminescenza. Tali informazioni comprendono dati relativi alla architettura epiteliale, connettivale e

vascolare e alla componente cellulare (per esempio polimorfonucleati, globuli rossi, ecc.) della porzione di tessuto gengivale. Inoltre, la parte delle informazioni relative allo stato infiammatorio permettono di valutare la vitalità cellulare ed analizzare la produzione di ossido di azoto (NO), citochine, prostaglandine e tossine rilasciate nel tessuto gengivale dal processo infiammatorio e dai batteri.

Con una successiva fase di fotoablazione, parte della porzione di tessuto gengivale viene rimossa in funzione delle informazioni acquisite con la fotodiagnosi, e in funzione delle informazioni sullo stato particolare in infiammatorio, sul livello di contaminazione batterica sul tipo di tessuto gengivale che si sta trattando, allo scopo di rimuovere tutto il tessuto infiammato. La fotoablazione viene effettuata emettendo, verso la porzione di tessuto gengivale, radiazioni ottiche nella forma di una radiazione avente la lunghezza d'onda L3 per causare una ablazione selettiva di cellule epiteliali intra- ed extrasulculiari. Eventualmente, la fase di fotoablazione prevede di applicare una sostanza coadiuvante, per esempio, una sostanza cosiddetta scavanger ad azione antiossidante e/o antinfiammatoria sul tessuto gengivale prima di emettere la lunghezza d'onda L3 che produce radiazione ottica di l'ablazione. I parametri di emissione della radiazione ottica a lunghezza d'onda L3, quali, per esempio, la modalità di emissione continua o pulsata e la potenza di emissione, vengono regolati in funzione delle informazioni acquisite con la fotodiagnosi iniziale. Un ulteriore effetto, positivo, della fotoablazione è di produrre una coartazione dei vasi sanguigni che si aprono durante l'ablazione.

A questo punto, viene esequita una fase di diagnosi di controllo per acquisire nuovi dati relativi allo stato del tessuto gengivale dopo la fotoablazione allo scopo di verificare gli effetti della ablazione sul tessuto gengivale. La procedura della diagnosi di controllo è analoga a quella della diagnosi iniziale. In particolare, la diagnosi di controllo comprende una fotodiagnosi di controllo e una misurazione di temperatura di controllo. Le nuove informazioni acquisite con la diagnosi di controllo comprendono informazioni analoghe, per tipologia, informazioni ottenute con la diagnosi iniziale. Inoltre, la fotodiagnosi di controllo permette di acquisire informazioni sull'effettiva parte di tessuto rimosso mediante fotoablazione. Per esempio, utilizzando un filtro ottico arancione è possibile vedere, dalla luce viola (lunghezza d'onda L2) riflessa dalla porzione di tessuto gengivale, l'effettiva zona della porzione di tessuto gengivale che ha subito l'ablazione. Se la fotodiagnosi di controllo rivela che non tutto il tessuto gengivale infiammato è stato rimosso, allora la fotoablazione viene ripetuta per un certo numero di volte fino alla completa asportazione del tessuto gengivale infiammato rimodellazione del tessuto gengivale. Necessariamente, dopo ogni ripetizione della fotoablazione viene ripetuta la diagnosi di controllo. La misurazione di temperatura di controllo, che viene effettuata durante o subito dopo ogni singola ripetizione di fotoablazione, consente di mantenere sotto controllo la temperatura della porzione di tessuto gengivale per evitare danni termici al tessuto gengivale. Eventualmente, se la temperatura misurata supera una certa soglia di temperatura, per esempio 60° C, la ripetizione di fotoablazione viene sospesa temporaneamente.

Se la diagnosi di controllo dà esito positivo, cioè rivela che tutto il tessuto gengivale infiammato è stato asportato, allora viene effettuata una terapia fotodinamica della porzione di tessuto gengivale in funzione degli ultimi dati acquisiti con la fotodiagnosi di controllo per rimuovere batteri, sostanze tossiche e sostanze infiammanti dalla porzione di tessuto gengivale. In altre parole, la terapia fotodinamica ha una azione antibatterica, antiinfiammatoria e antitossica sulla porzione di tessuto gengivale sotto trattamento. La terapia fotodinamica viene emettendo, verso effettuata la porzione di tessuto gengivale, radiazioni ottiche aventi la lunghezza d'onda L4. I parametri di emissione della radiazione ottica a lunghezza d'onda L4, quali, per esempio, la modalità di emissione continua o pulsata e la potenza di emissione, vengono regolati in funzione delle ultime informazioni acquisite con la fotodiagnosi di controllo.

Più in dettaglio, la terapia fotodinamica consiste essenzialmente in applicare, sulla porzione di tessuto da trattare, una sostanza battericida gengivale fotoattivabile da radiazioni ottiche aventi la lunghezza d'onda L4, e, successivamente, emettere le radiazioni ottiche con lunghezza d'onda L4 sulla porzione di tessuto gengivale a cui è stata applicata la sostanza battericida fotoattivabile. La sostanza battericida fotoattivabile è di costituita, per esempio, da blu metilene. Vantaggiosamente, la terapia fotodinamica viene fatta con una potenza di emissione ottica almeno pari a 70 mW.

posto della, o in aggiunta alla terapia fotodinamica, può essere effettuata una terapia fotoinduttiva (fotostimolazione) per indurre una del tessuto gengivale, rigenerazione epiteliale connettivo, dopo la fotoablazione. Con la terapia fotoinduttiva può essere anche stimolata la crescita del tessuto osseo, per consentire una più veloce guarigione nel caso di impianti e/o perimplantite. Anche la terapia fotoinduttiva viene effettuata emettendo radiazioni ottiche con lunghezza d'onda L4. Tuttavia, l'effetto fotostimolante della terapia fotoinduttiva si ottiene emettendo radiazioni ottiche con una intensità inferiore rispetto a quella necessaria per l'azione fotodinamica. Vantaggiosamente, la terapia fotoinduttiva viene fatta con una potenza di emissione ottica almeno pari a 10 mW.

Infine, viene effettuata una diagnosi finale della porzione del tessuto gengivale per acquisire ulteriori dati relativi allo stato del tessuto gengivale alla fine del trattamento, allo scopo di verificare gli effetti della fototerapia sul tessuto gengivale. La procedura della diagnosi finale è sostanzialmente identica a quella della diagnosi di controllo. In particolare, la diagnosi finale comprende una fotodiagnosi finale e una misurazione di temperatura finale.

L'apparecchiatura 1 consente di effettuare il metodo di trattamento del tessuto gengivale sopra descritto. Infatti, le varie fasi di fotodiagnosi vengono effettuate tramite unità di fotodiagnosi 2 la la е unità temperatura 5, la fotoablazione viene misurazione di effettuata tramite la unità di fotoablazione 3 e la terapia fotodinamica e/o la terapia fotoinduttiva vengono effettuata tramite la unità di fototerapia 4. Più particolare, il microprocessore 6b della centralina di controllo 6 è configurato per implementare un metodo di controllo del funzionamento della apparecchiatura 1, il quale metodo di controllo è fornito con la presente invenzione ed è descritto qui di seguito.

Il microcontrollore 6b è configurato per ottenere, sulla base del segnale fornito dalla unità di fotodiagnosi 2, informazioni relative allo stato infiammatorio, al livello di contaminazione batterica e al tipo di tessuto della porzione di tessuto gengivale, informazioni sulla effettiva parte di tessuto rimosso con la fotoablazione, e, sulla base del segnale fornito dalla unità di misurazione di temperatura 5, valori di temperatura della porzione di tessuto gengivale. Il microcontrollore 6b è programmato per elaborare le informazioni ottenute relative alla porzione di tessuto gengivale in modo da determinare un trattamento da effettuare. Il trattamento determinato viene proposto all'operatore, visualizzandolo sul dispositivo touch-screen 9.

Ciascun trattamento è definito da indicazioni su quale unità abilitare, a scelta tra la unità di fotoablazione 3 e la unità di fototerapia 4, e da parametri di funzionamento della unità 3, 4 da abilitare. I parametri di funzionamento comprendono parametri di emissione delle radiazioni ottiche, quali la modalità di emissione delle radiazioni ottiche, che è selezionabile tra modalità continua e

modalità pulsata, la potenza di emissione delle radiazioni ottiche, il valore di lunghezza d'onda delle radiazioni ottiche e, nel caso di modalità pulsata, il duty-cycle degli impulsi di radiazioni ottica.

In particolare, per quanto riguarda la unità 3, nella fotoablazione modalità pulsata la dell'impulso è selezionabile in un intervallo compreso tra 0.02 e 2 ms e la frequenza di ripetizione dell'impulso è selezionabile in un intervallo compreso tra 200 e 5000 Hz. La potenza di emissione P3 viene regolata anche in funzione della modalità di emissione. Nella modalità continua, la potenza di emissione P3 è selezionabile in un intervallo compreso tra 0.5 e 2.5 W. Nella modalità pulsata, la potenza di emissione P3 è regolabile in modo tale per cui l'energia di emissione di ciascun impulso sia selezionabile intervallo compreso tra 0.1 е 100 Vantaggiosamente, la durata dell'impulso è compresa tra 40 60 ·s, la frequenza di ripetizione dell'impulso è compresa tra 4000 e 5000 Hz e l'energia di emissione è compresa tra 0.2 e 0.4 mJ. Gli intervalli di potenza di emissione P3 sopra riportati evitano, in uso, la carbonizzazione della fibra ottica 32 e, in combinazione le dimensioni e il materiale di quest'ultima, permettono di effettuare una efficace ablazione del tessuto gengivale senza causare danni termici allo stesso.

Per quanto riguarda la unità di fototerapia 4, la potenza di emissione P4 è selezionabile in un intervallo compreso tra 5 e 200 mW. Nel caso di terapia fotodinamica, la potenza di emissione P4 è selezionabile in un intervallo compreso tra 100 e 200 mW. Nel caso di terapia fotoinduttiva la potenza di emissione P4 è selezionabile in un intervallo compreso tra 5 e 50 mW.

La centralina di controllo 6 acquisisce, tramite il dispositivo touch-screen 9, una conferma dell'operatore sul trattamento proposto, abilita la unità 3, 4 prevista dal trattamento proposto e imposta i parametri di funzionamento del trattamento proposto sulla unità 3, 4 abilitata. A questo punto l'operatore può azionare la unità 3, 4 abilitata ed effettuare il trattamento.

Il microcontrollore 6b è configurato per inibire l'azionamento della unità 3, 4 correntemente abilitata nel caso in cui valore di temperatura misurato superi una soglia di temperatura prefissata, per esempio pari a 60° C. In questo modo, quando il riscaldamento della porzione di tessuto gengivale sotto trattamento diventa eccessivo, viene sospeso il trattamento in atto.

Secondo una ulteriore forma di attuazione della invenzione, il microcontrollore 6b è configurato per variare, nel caso in cui valore di temperatura misurato superi la soglia di temperatura prefissata, uno o più

parametri di funzionamento della unità 3, 4 correntemente abilitata che ha un effetto sull'energia trasmessa alla porzione di tessuto gengivale dalle radiazioni ottiche emesse dalla rispettiva sorgente ottica 28, 29, in modo da ridurre l'energia trasmessa. Tali parametri comprendono, per esempio, la potenza di emissione P3, P4 delle radiazioni ottiche e/o il valore di duty-cycle e/o il valore delle lunghezze d'onda L3 e L4. Per esempio, la potenza di emissione P3, P4 potrebbe essere ridotta.

Durante l'esecuzione del trattamento, l'operatore può interagire con l'apparecchiatura 1 tramite l'interfaccia uomo-macchina 7 per analizzare i dati acquisiti con la unità di fotodiagnosi 2 e la unità di misurazione di temperatura 5, per effettuare eventuali regolazioni manuali dei parametri di funzionamento della unità di fotoablazione 3 e della unità di fototerapia 4, per esempio anche intervenire manualmente sulla selezione della modalità di emissione e sulla regolazione della potenza di emissione, e per azionare le unità di fotoablazione 3 e della unità di fototerapia 4 in modo da eseguire correttamente il trattamento.

Il principale vantaggio dell'apparecchiatura 1 sopra descritta è di permettere l'esecuzione di nuovi trattamenti dello stato infiammatorio del tessuto gengivale in modo semiautomatico per curare in modo efficiente la parodontite

e trattare adeguatamente le complicanze post-impiantari in seguito all'applicazione di un impianto odontoiatrico. In particolare, l'apparecchiatura 1 permette di eseguire il trattamento dello stato infiammatorio del tessuto gengivale sopra descritto, il quale trattamento inibisce notevolmente l'immissione di batteri, tossine e chemochine pro-infiammatorie nel torrente circolatorio e quindi riduce notevolmente il rischio di sviluppare malattie cardiovascolari.

L'apparecchiatura 1 sopra descritta può, essere vantaggiosamente utilizzata per il trattamento dello stato infiammatorio dei tessuti molli, quali gengive e mucose, per il trattamento delle peri-implantiti, in quanto è possibile effettuare una azione battericida (terapia fotodinamica) e una azione di stimolazione della ricrescita tessuto epiteliale, connettivo е dell'osso (fotostimolazione), e come strumento di aiuto l'implantologia, sia per trattamenti pre-impianto disinfezione e/o sterilizzazione delle superfici implantari, sia come trattamento post-operatorio per favorire la guarigione e ridurre le complicanze.

RIVENDICAZIONI

- Apparecchiatura per trattamenti odontoiatrici, comprendente almeno una unità di fotodiagnosi (2) per effettuare una fotodiagnosi di almeno una porzione tessuto gengivale, almeno una unità di misurazione temperatura (5) per misurare la temperatura di detta porzione di tessuto gengivale, almeno una unità di fotoablazione (3) per effettuare una fotoablazione detta porzione del tessuto gengivale, almeno parte di almeno una unità di fototerapia (4) per effettuare una terapia fotodinamica o/e una terapia fotoinduttiva di detta porzione del tessuto gengivale, mezzi di elaborazione e controllo (6) configurati per acquisire, tramite detta unità di fotodiagnosi (2) e detta unità di misurazione di temperatura (5), informazioni relative allo stato della porzione di tessuto gengivale e controllare funzionamento delle unità di fotoablazione e di fototerapia (3, 4) in funzione di dette informazioni.
- 2. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 1, in cui detta unità di fotodiagnosi (2) comprende una prima sorgente ottica (27) per emettere radiazioni ottiche aventi una prima lunghezza d'onda (L2) selezionata nell'intervallo compreso tra 350 e 450 nm e mezzi ricevitori ottici (30) per rilevare radiazioni ottiche che, in uso, vengono riflesse, o emesse per fluorescenza, da detta porzione di

tessuto gengivale quando essa viene colpita dalla radiazione ottica emessa da detta prima sorgente ottica (27).

- 3. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 1 o 2, in cui detta unità di fotoablazione (3) comprende una seconda sorgente ottica (28) per emettere radiazioni ottiche aventi una seconda lunghezza d'onda (L3) selezionata nell'intervallo compreso tra 780 e 1200 nm.
- 4. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 3, in detta unità di fotoablazione (3) è atta ad emettere radiazioni ottiche con modalità continua o pulsata; nel caso di modalità continua, detta seconda sorgente ottica (28) essendo atta ad emettere radiazioni ottiche con una prima potenza di emissione (P3) selezionabile in un intervallo compreso tra 0.5 e 2.5 W; nel caso di modalità pulsata detta seconda sorgente ottica (28) essendo atta ad emettere radiazioni ottiche con una energia di emissione selezionabile in un intervallo compreso tra 0.1 e 100 mJ.
- 5. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 4, in cui detta unità di fototerapia (4) comprende una terza sorgente ottica (29) per emettere radiazioni ottiche aventi una terza lunghezza d'onda (L4) selezionata nell'intervallo compreso tra 600 e 700 nm.
- 6. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 5, in detta terza sorgente ottica (29) è atta ad emettere

radiazioni ottiche con una seconda potenza di emissione (P4) selezionabile in un intervallo compreso tra 5 e 200 mW.

- 7. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 2 a 6, in cui ciascuna di dette sorgenti ottiche (27-29) è costituita da un rispettivo diodo laser.
- 8. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 2 a 6, in cui ciascuna di dette prima e seconda sorgente ottica (27, 28) è costituita da un rispettivo diodo laser e detta terza sorgente ottica (29) è costituita da un LED.
- 9. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 2 a 6, in cui ciascuna di dette seconda e terza sorgente ottica (28, 29) è costituita da un rispettivo diodo laser e detta prima sorgente ottica (27) è costituita da un LED.
- 10. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 9, e comprendente mezzi di raffreddamento cutaneo ad aria per soffiare aria su detta porzione di tessuto gengivale in modo da raffreddarla durante detta fotoablazione e/o durante detta terapia fotodinamica e/o durante detta una terapia fotoinduttiva.
- 11. Apparecchiatura secondo una qualsiasi 10, in cui rivendicazioni da 1 а detti mezzi di elaborazione e controllo (6) comprendono mezzi di

elaborazione (6b), i quali sono configurati per ottenere, sulla base del segnale fornito da detta unità fotodiagnosi (2), informazioni relative allo infiammatorio e al livello di contaminazione batterica di detta porzione di tessuto gengivale e per abilitare una tra la unità di fotoablazione (3) e la unità di fototerapia (4) e impostare parameri di funzionamento della unità abilitata (3, 4) in funzione di dette informazioni.

- Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 а 11, in cui detti mezzi di elaborazione e controllo (6) comprendono di mezzi elaborazione (6b), i quali sono configurati per ottenere, sulla base del segnale fornito da detta unità di temperatura (5), almeno un valore misurazione di di temperatura di detta porzione di tessuto gengivale e per inibire l'azionamento di detta unità di fotoablazione (3) e/o di detta unità di fototerapia (4) nel caso in cui detto valore di temperatura superi una soglia di temperatura prefissata.
- Apparecchiatura secondo qualsiasi una delle rivendicazioni 11, da 1 а in cui dette unità di fotoablazione e fototerapia (3, 4) comprendono rispettive sorgenti ottiche (28, 29) per emettere radiazioni ottiche; detti mezzi di elaborazione e controllo (6) comprendendo mezzi di elaborazione (6b), i quali sono configurati per

ottenere, sulla base del segnale fornito da detta unità di misurazione di temperatura (5), almeno un valore di temperatura di detta porzione di tessuto gengivale e, nel caso in cui detto valore di temperatura superi una soglia di temperatura prefissata, per variare almeno un parametro di funzionamento di detta unità di fotoablazione (3) e/o di detta unità di fototerapia (4) in modo da ridurre l'energia trasmessa a detta porzione gengivale dalle radiazioni ottiche emesse dalla rispettiva sorgente ottica (28, 29).

- 14. Metodo di trattamento dello stato infiammatorio di almeno una porzione di tessuto gengivale, comprendente:
- effettuare una fotodiagnosi iniziale di detta porzione di tessuto gengivale per acquisire prime informazioni relative allo stato infiammatorio e al livello di contaminazione batterica di detta porzione di tessuto gengivale;
- effettuare una fotoablazione in funzione di dette prime informazioni acquisite per rimuovere la parte di tessuto infiammato di detta porzione di tessuto gengivale;
- effettuare una fotodiagnosi di controllo di detta porzione di tessuto gengivale dopo detta fotoablazione per acquisire seconde informazioni relative allo stato infiammatorio e al livello di contaminazione batterica di detta porzione di tessuto gengivale e all'effettiva parte di tessuto rimosso tramite detta foto ablazione, allo scopo di verificare gli effetti della ablazione sul tessuto

gengivale;

- nel caso in cui detta fotodiagnosi di controllo dia esito positivo, effettuare una fototerapia su detta porzione di tessuto gengivale per rimuovere batteri, sostanze tossiche e sostanze infiammanti dalla porzione di tessuto gengivale; e
- effettuare una fotodiagnosi finale di detta porzione di tessuto gengivale dopo detta fototerapia per acquisire terze informazioni sullo stato infiammatorio e sul livello di contaminazione batterica di detta porzione di tessuto gengivale allo scopo di verificare gli effetti della fototerapia sul tessuto gengivale.
- 15. Metodo secondo la rivendicazione 14, in cui ciascuna di dette fotodiagnosi iniziale, fotodiagnosi di controllo e fotodiagnosi finale comprende:
- emettere, verso detta porzione di tessuto gengivale, radiazioni ottiche aventi una prima lunghezza d'onda (L2) selezionata nell'intervallo compreso tra 350 e 450 nm; e
- ricevere la conseguente radiazione riflessa o emessa per luminescenza da detta porzione di tessuto gengivale in modo da determinare dette informazioni sullo stato infiammatorio e sul livello di contaminazione batterica di detta porzione di tessuto gengivale.
- 16. Metodo secondo la rivendicazione 14 o 15, in cui detta fase di fotoablazione comprende:
 - emettere, verso detta porzione di tessuto gengivale,

radiazioni ottiche aventi una seconda lunghezza d'onda (L3) selezionata nell'intervallo compreso tra 780 e 1200 nm e primi parametri di emissione regolati in funzione di dette prime informazioni.

- 17. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 14 a 16, in cui detta fase di fototerapia comprende:
- applicare, su detta porzione di tessuto gengivale, una sostanza battericida fotoattivabile, la quale è attivabile tramite radiazioni ottiche aventi una terza lunghezza d'onda (L4) selezionata nell'intervallo compreso tra 600 e 700 nm;
- emettere, verso la porzione di tessuto gengivale su cui è applicata detta sostanza battericida fotoattivabile, radiazioni ottiche aventi detta terza lunghezza d'onda (L4) e secondi parametri di emissione regolati in funzione di dette seconde informazioni.
- 18. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 14 a 17, e comprendente:
- nel caso in cui detta fotodiagnosi di controllo dia esito negativo, ripetere detta fotoablazione;
- subito dopo l'effettuazione di ogni fotoablazione, acquisire valori di temperatura di detta porzione di tessuto gengivale; e
- nel caso in cui detti valori di temperatura superino una soglia di temperatura prestabilita, sospendere la ripetizione di detta fotoablazione.

p.i.: GP INVESTIMENTI S.R.L.

Andrea FIORINI

Andrea FIORINI (Iscrizione Albo N.1197/B)

CLAIMS

- 1. A device for dentistry treatments, comprising at least one photodiagnosis unit (2) for performing photodiagnosis of at least one portion of gum tissue, at least one temperature measurement unit (5) for measuring the temperature of said portion of gum tissue, at least one photoablation unit (3) for performing a photoablation of at least part of said portion of the qum tissue, at least one phototherapy unit (4) for performing a photodynamic therapy and/or a photoinductive therapy of said portion of the gum tissue, processing and control means (6) configured to acquire, by means of said photodiagnosis unit (2) and said temperature measurement unit (5), information concerning the state of the portion of qum tissue and to control the operation of the photoablation and phototherapy units (3, 4) as a function of said information.
- 2. A device according to claim 1, wherein said photodiagnosis unit (2) comprises a first optical source (27) for emitting optical radiations having a first wave length (L2) selected within the interval ranging from 350 to 450 nm and optical receiver means (30) for detecting optical radiations which, in use, are reflected, or emitted by fluorescence, by said portion of gum tissue, when the latter is hit by the optical radiation emitted by said first optical source (27).

- 3. A device according to claim 1 or 2, wherein said photoablation unit (3) comprises a second optical source (28) for emitting optical radiations having a second wave length (L3) selected within the interval ranging from 780 to 1200 nm.
- 4. A device according to claim 3, wherein said photoablation unit (3) is suited to emit optical radiations in continuous or pulsed mode; in case of continuous mode, said second optical source (28) being suited to emit optical radiations with a first emission power (P3) selectable within an interval ranging from 0.4 to 2.5 W; in case of pulsed mode, said second optical source (28) being suited to emit optical radiations with an emission energy selectable within an interval ranging from 0.1 to 100 mJ.
- 5. A device according to any of the claims from 1 to 4, wherein said phototherapy unit (4) comprises a third optical source (29) for emitting optical radiations having a third wave length (L4) selected within the interval ranging from 600 to 700 nm.
- 6. A device according to claim 5, wherein said third optical source (29) is suited to emit optical radiations with a second mission power (P4) selectable within an interval ranging from 5 to 200 mW.
- 7. A device according to any of the claims from 2 to 6, wherein each one of said optical sources (27-29)

consists of a respective laser diode.

- 8. A device according to any of the claims from 2 to 6, wherein each one of said first and second optical sources (27, 28) consists of a respective laser diode and said third optical source (29) consists of a LED.
- 9. A device according to any of the claims from 2 to 6, wherein each one of said second and third optical sources (28, 29) consists of a respective laser diode and said first optical source (27) consists of a LED.
- 10. A device according to any of the claims from 1 to 9, and comprising air skin cooling means for blowing air onto said portion of gum tissue, so as to cool it down during said photoablation and/or during said photodynamic therapy and/or during said photoinductive therapy.
- 11. A device according to any of the claims from 1 to 10, wherein said processing and control means (6) comprise processing means (6b), which are configured to obtain, based on the signal provided by said photodiagnosis unit (2), information concerning the inflammatory state and the bacterial contamination level of said portion of gum tissue and to enable one between the photoablation unit (3) and the phototherapy unit (4) and to set operating parameters of the unit (3, 4) enabled as a function of said information.
 - 12. A device according to any of the claims from 1 to

- 11, wherein said processing and control means (6) comprise processing means (6b), which are configured to obtain, based on the signal provided by said temperature measurement unit (5), at least one temperature value of said portion of gum tissue and to inhibit the actuation of said photoablation unit (3) and/or of said phototherapy unit (4) in case said temperature value is higher than a predetermined temperature threshold.
- 13. A device according to any of the claims from 1 to 11, wherein said photoablation and phototherapy units (3, 4) comprise respective optical sources (28, 29) emitting optical radiations; said processing and control means (6) comprising processing means (6b), which are configured to obtain, based on the signal provided by said temperature measurement unit (5), at least one temperature value of said portion of gum tissue and, in case said is temperature value higher than а predetermined temperature threshold, to vary at least one operating parameter of said photoablation unit (3) and/or of said phototherapy unit (4), reduce the energy so as to transmitted to said gum portion by the optical radiations emitted by the respective optical source (28, 29).
- 14. A treatment method of the inflammatory state of at least one portion of gum tissue, comprising:
 - performing an initial photodiagnosis of said portion

of gum tissue, so as to acquire first items of information concerning the inflammatory state and the bacterial contamination level of said portion of gum tissue;

- performing a photoablation as a function of said first items of information acquired, so as to remove the inflamed part of tissue of said portion of gum tissue;
- performing a control photodiagnosis of said portion of gum tissue after said photoablation, so as to acquire second items of information concerning the inflammatory state and the bacterial contamination level of said portion of gum tissue, as well as the actual part of tissue removed by means of said photoablation, in order to verify the effects of the photoablation on the gum tissue;
- in case said control photodiagnosis has a positive result, performing a phototherapy on said portion of gum tissue, so as to remove bacteria, toxic substances and inflammatory substances from the portion of gum tissue; and
- performing a final photodiagnosis of said portion of gum tissue after said phototherapy, so as to acquire third items of information concerning the inflammatory state and the bacterial contamination level of said portion of gum tissue, in order to verify the effects of the phototherapy on the gum tissue.
- 15. A method according to claim 14, wherein each one of said initial photodiagnosis, control photodiagnosis and

final photodiagnosis comprises:

- emitting, towards said portion of gum tissue, optical radiations having a first wave length (L2) selected within the interval ranging from 350 to 450 nm; and
- receiving the consequent radiation, reflected or emitted by luminescence by said portion of gum tissue, so as to determine said items of information concerning the inflammatory state and the bacterial contamination level of said portion of gum tissue.
- 16. A method according to claim 14 or 15, wherein said photoablation step comprises:
- emitting, towards said portion of gum tissue, optical radiations having a second wave length (L3) selected within the interval ranging from 780 to 1200 nm and first emission parameters adjusted as a function of said first items of information.
- 17. A method according to any of the claims from 14 to 16, wherein said phototherapy step comprises:
- applying, on said portion of gum tissue, a photoactivatable bactericide substance which is activatable by means of optical radiations having a third wave length (L4) selected within the interval ranging from 600 to 700 nm;
- emitting, towards the portion of gum tissue in which the photoactivatable bactericide substance has been

applied, optical radiations having said third wave length (L4) and second emission parameters adjusted as a function of said second items of information.

- 18. A method according to any of the claims from 14 to 17, and comprising:
- in case said control photodiagnosis has a negative result, repeating said photoablation;
- immediately after the execution of each photoablation, acquiring temperature values of said portion of gum tissue; and
- in case said temperature values are higher that a predetermined temperature threshold, suspending the repetition of said photoablation.

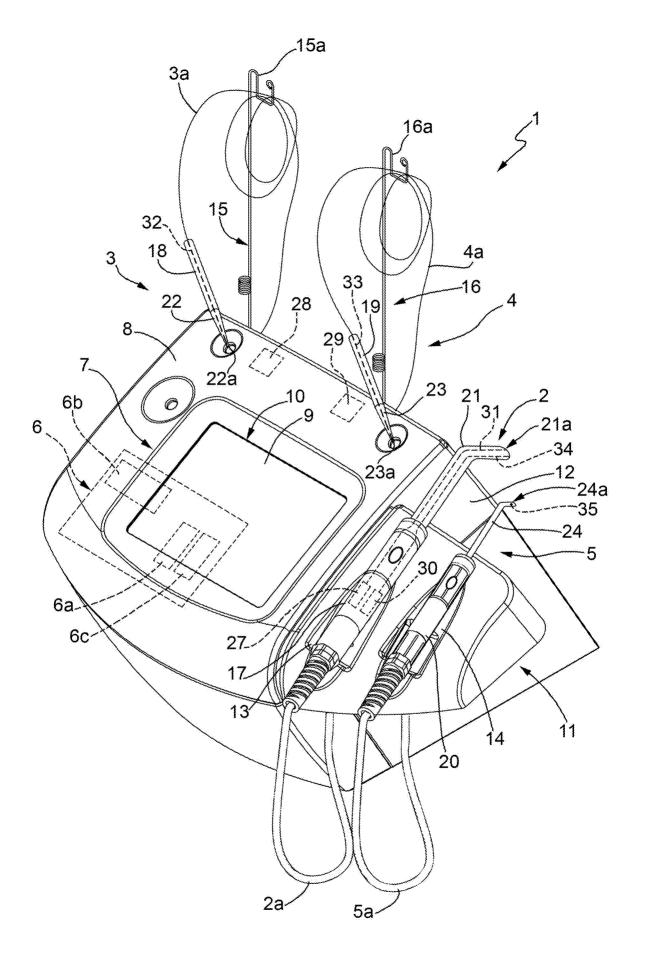


FIGURA UNICA

p.i.: GP INVESTIMENTI S.R.L.

Andrea FIORINI (Iscrizione Albo N.1197/B)