

**Fino ad oggi, gli impianti dentali sono stati convenzionalmente ottenuti attraverso fresatura-tornitura di barrette di titanio, con successiva applicazione di trattamenti o rivestimenti superficiali, atti a promuovere ed accelerare l'integrazione nella struttura ossea. Negli ultimi anni, tuttavia, sono stati fatti numerosi passi avanti nello sviluppo di tecniche di prototipazione rapida (rapid prototyping, RP), inclusa la fabbricazione diretta tramite laser (Direct Laser Metal Forming, DLMF).**

### **Riassunto**

La fabbricazione diretta tramite laser è una tecnica costruttiva nella quale un raggio laser è diretto su un letto di microparticelle di metallo, e programmato per fondere insieme queste particelle, sulla base di un disegno tridimensionale computerizzato. La fusione di queste microparticelle, strato dopo strato, permette la creazione di oggetti fisici dotati di caratteristiche geometriche predefinite. Attraverso la tecnica di fabbricazione diretta tramite laser, è oggi possibile produrre impianti dentali in titanio direttamente da modelli tridimensionali computerizzati. Gli impianti TixOs (Leader-Novaxa, Milano, Italia) sono i primi impianti al mondo ottenuti attraverso tecnica di fabbricazione diretta tramite laser. Questi impianti possiedono un core centrale ad elevata densità ed una superficie porosa. Da un lato, questa configurazione potrebbe garantire a tali impianti caratteristiche elastiche simili a quelle dell'osso circostante, permettendo una migliore trasmissione dei carichi funzionali. Dall'altro, la presenza di una superficie porosa rappresenta un substrato ideale per la penetrazione di nutrienti e cellule in grado di produrre nuovo osso, secondo i moderni concetti dell'Ingegneria tessutale ossea.

### **L'importanza delle superfici implantari nella moderna Implantologia**

Gli impianti dentali rappresentano oggi una soluzione predicibile e di sicura efficacia per la riabilitazione di arcate parzialmente o completamente edentule(1-3). Negli ultimi anni, nel mondo dell'implantologia orale, è stata dedicata grande attenzione alla natura biologica dell'interfaccia tra osso ed impianto, ed ai meccanismi dell'osteointegrazione(4). In questo contesto, lo studio della morfologia delle superfici implantari ha acquisito un'importanza sempre maggiore(4-6). Già Albrektsson sottolineava l'importanza della superficie implantare per ottenere una adeguata osteointegrazione, insieme agli aspetti riguardanti il materiale (titanio), il design dell'impianto (macrostruttura), la risposta dell'ospite, la tecnica chirurgica, le condizioni ed i tempi del carico(7). Oggi sappiamo come l'osteointegrazione sia un fenomeno dinamico, e cioè un processo direttamente influenzato dalla superficie dell'impianto e dal carico oclusale nel tempo(4). In questo senso, l'ormai datata definizione istologica che descriveva l'osteointegrazione come "diretta connessione osso-impianto, senza l'interposizione di tessuto fibroso" non è più in grado di renderne la portata(4). L'osteointegrazione è oggi meglio definita come "un processo che consenta di ottenere e mantenere, nell'osso, una fissazione rigida e clinicamente asintomatica di un materiale alloplastico sottoposto a carico funzionale". D'altra parte, questa definizione è senz'altro più clinica e vicina alla realtà, dal momento che difficilmente la diretta connessione osso-impianto è raggiunta sul 100% della superficie implantare, ma piuttosto sul 60-70% della superficie, così che il fenomeno può definirsi spazialmente discontinuo(4). L'obiettivo della moderna implantologia è duplice: da una parte, si desidera ottenere un'assoluta integrazione spaziale osso-impianto (raggiungendo una diretta connessione sul 100% della superficie implantare); dall'altra, si intende ridurre i tempi di guarigione ossea, per poter procedere il prima possibile al carico ed alla funzionalizzazione dell'impianto(4, 5). Lo studio delle dinamiche superficiali all'interfaccia tra osso ed impianto è pertanto di importanza fondamentale, e la creazione di superfici con specifiche caratteristiche, disegnate per promuovere l'adesione degli osteoblasti e l'apposizione di tessuto osseo, permette di ottenere già oggi risultati incoraggianti(4-6).

### **Impianti dentali e superfici implantari convenzionali**

Gli impianti dentali sono da sempre realizzati in titanio commercialmente puro o in lega di titanio

Ti-6Al-4V (90% titanio, 6% alluminio, 4% vanadio). Fino ad oggi, gli impianti sono stati prodotti convenzionalmente attraverso fresatura-tornitura di barrette di titanio, con conseguente applicazione di trattamenti o rivestimenti superficiali, atti ad accelerare il processo di guarigione ossea e promuovere l'osteointegrazione(8, 9). Negli ultimi anni sono stati introdotti numerosi trattamenti superficiali, come sabbiatura(10), acidificazione(11), ossidazione anodica(12), deposizione discreta di nanocristalli di calcio-fosfato(13), modificazione chimica(14) e rivestimento con molecole biologiche. Tutte queste tecniche sono in grado di modificare le superfici implantari, ottenendo specifiche micro- e nanotopografie superficiali, in grado di accelerare il processo di integrazione dell'impianto nella struttura ossea(9). Le superfici microrugose, infatti, hanno dimostrato maggiore adsorbimento di biomolecole funzionali dall'ambiente circostante, e sembrano essere in grado di modificare la risposta cellulare stessa, favorendo la deposizione di nuovo osso sull'impianto(15, 16). Numerosi studi istologici hanno inequivocabilmente dimostrato come le superfici implantari microrugose siano in grado di promuovere una maggiore apposizione di nuovo osso sull'impianto, sostenendo una più rapida osteointegrazione, se comparate con le superfici implantari lisce(5, 10-16). Questi dati istologici hanno trovato conferma nei risultati clinici ottenuti con impianti dotati di superfici microrugose, con eccellenti percentuali di sopravvivenza e successo a lungo termine(5, 10-16). Più di recente, l'interesse dei ricercatori si è concentrato sull'ultrastruttura e la nanotopografia delle superfici implantari(6, 12-14). La superimposizione di una specifica nanotopografia superficiale sembra infatti essere in grado di potenziare la risposta ossea all'inserimento di impianti, accelerando ulteriormente i processi di guarigione(6, 12-14). Tutte queste metodiche produttive hanno dimostrato di poter efficacemente promuovere i processi di integrazione degli impianti dentali nella struttura ossea(4-6, 10-16). Esse modificano però la sola superficie implantare, e non permettono di intervenire sulla struttura fondamentale dell'impianto, che rimane in titanio compatto ad elevata densità(4). Questo aspetto è da sempre tenuto in scarsa considerazione nella moderna implantologia; in questo modo, tuttavia, le proprietà elastiche degli impianti dentali differiscono notevolmente da quelle dell'osso nel quale sono inseriti. La rigidità di un impianto dentale dipende infatti intrinsecamente dal modulo elastico (definito modulo di Young) del materiale da cui è costituito, oltre che dalle caratteristiche geometriche dell'oggetto. Il modulo elastico del titanio commercialmente puro (112 GPa) e quello della lega di titanio Ti-6Al-4V (115 GPa) sono considerevolmente superiori a quello dell'osso corticale (10-26 GPa). Benché l'esistenza di tale discrepanza venga spesso trascurata, essa potrebbe rappresentare un argomento di interesse nella moderna implantologia, laddove le esigenze cliniche si orientano sempre più su protocolli di carico anticipato ed immediato. In campo ortopedico, infatti, l'interesse dei ricercatori si è da sempre concentrato sul possibile impiego di impianti in materiale poroso, al fine di ridurre la discrepanza tra il modulo elastico dell'impianto e quello dell'osso circostante, permettendo una fissazione stabile e riducendo gli indesiderati fenomeni legati allo stress shielding(17, 18). Nessuna delle tecniche produttive convenzionali permette poi di ottenere una superficie in titanio poroso, che sappia rispondere ai requisiti e sappia ispirarsi ai principi dell'Ingegneria tessutale ossea(6). L'ingegneria tessutale è la moderna scienza che si occupa della rigenerazione dei tessuti e degli organi(19). In particolare, l'Ingegneria tessutale ossea si occupa della rigenerazione del tessuto osseo andato perduto attraverso la combinazione di tre fondamentali elementi: uno scaffold-substrato dotato di peculiari caratteristiche geometriche; delle cellule indifferenziate rispondenti in grado di deporre nuovo tessuto osseo su di esso; e dei segnali molecolari atti a stimolare le cellule indifferenziate a trasformarsi in osteoblasti e a produrre nuova matrice ossea(20, 21). Nella moderna prospettiva dell'Ingegneria tessutale ossea, per la promozione della crescita ossea, è richiesto uno scaffold-substrato o biomateriale poroso dotato di particolari caratteristiche geometriche(20-22). Requisiti essenziali di questo materiale sono la porosità e la presenza di un architettura porosa aperta, con pori di dimensioni definite (100-400 micron) interconnessi tra loro attraverso tunnel di interconnessione e comunicanti con la superficie esterna caratterizzata da concavità dal raggio di curvatura definita(20-22). Questo tipo di geometria raccoglie oggi il consenso di gran parte della comunità scientifica internazionale(20-24), ed è presente o riprodotta in

gran parte dei materiali impiegati per la chirurgia ossea rigenerativa, naturali o sintetici, anche in ambito odontoiatrico. Tuttavia, è molto difficile ottenere questo tipo di geometria lavorando un metallo come il titanio, e soprattutto con tecniche produttive convenzionali. In passato, infatti, diverse metodiche produttive sono state impiegate per poter ottenere un rivestimento microporoso sulla superficie degli impianti dentali(25-28). Tra queste, le tecniche di rivestimento tramite plasma-spray (in idrossiapatite o biossido di titanio) sono state le più comunemente utilizzate; tuttavia, la resistenza allo stress per gli impianti rivestiti in plasma-spray può ridursi sino a 1/3 rispetto a quella di impianti non rivestiti(25-28); ciò ha causato in passato, per alcune di queste superfici, notevoli problemi. Altri più recenti metodi per la produzione di rivestimenti porosi includono la sinterizzazione di particelle di titanio, o il plasma-spray di polveri su substrato denso, seguita da tecnica di taglio selettivo dello strato poroso, la deposizione 3D di fibre, le tecniche solid-state-foaming per espansione di pori riempiti di argon e le tecniche per replicazione di spugne polimeriche(25-28). Nessuna di queste tecniche, tuttavia, permette la creazione di scaffolds porosi con una geometria interna ed esterna completamente controllabile o modulabile, e che possa avvicinarsi ai requisiti della moderna Ingegneria tessutale ossea(6, 8, 9, 25-28).

### **Impianti dentali Direct Laser Metal Forming (DLMF): tecnica produttiva e caratteristiche strutturali**

Lo straordinario progresso evidenziato negli ultimi anni nel campo delle metodiche di prototipazione rapida (rapid prototyping, RP) permette oggi il superamento dei limiti legati alle modalità convenzionali di produzione e trattamento superficiale degli impianti dentali, aprendo nuove e affascinanti prospettive(6, 8, 9, 29-32). Attraverso tecniche di prototipazione rapida possiamo infatti modulare le proprietà elastiche degli impianti in titanio in modo simile a quelle dell'osso circostante, e ottenere impianti con caratteristiche di porosità desiderate(29-32). La fabbricazione diretta tramite laser (Direct Laser Forming, DLF) è una tecnica di prototipazione rapida che consiste nella realizzazione di strutture, anche a geometria complessa, a partire da micro- o nanoparticelle di polvere, che sono fuse insieme, strato dopo strato, da un raggio laser, in accordo con un disegno tridimensionale realizzato al computer(8, 9, 29-32). Nel caso degli impianti dentali, la fabbricazione avviene attraverso un processo di microfusione (Direct Metal Laser Forming, DLMF) per il quale il raggio laser, guidato dal computer, fonde insieme le microparticelle di titanio, realizzando così, strato dopo strato, l'oggetto tridimensionale desiderato(8, 9, 29-34). Grazie a questa metodica è possibile, semplicemente modificando le caratteristiche dei diversi strati, in funzione delle dimensioni delle particelle di polvere iniziale, ottenere impianti con porosità graduata e controllata, accentuata a livello della superficie e progressivamente ridotta verso la parte centrale(29-34). Questo tipo di impostazione può permettere un migliore adattamento meccanico dell'osso all'impianto con potenziali benefici riflessi nel trasferimento del carico; inoltre, essa favorisce l'integrazione dell'impianto stesso nella struttura ossea, grazie all'interconnessione meccanica determinata dalla crescita dell'osso all'interno della struttura porosa(29-34). Gli impianti TixOs® (Leader-Novaxa, Milano, Italia) sono i primi e unici impianti dentali attualmente ottenuti per fabbricazione diretta tramite laser, ovvero con tecnologia Direct Laser Metal Forming (DLMF). Sono impianti ottenuti a partire da microparticelle di polvere di lega di titanio (Ti-6Al-4V) di dimensioni comprese tra 25-45 micron(29-34). La fabbricazione degli impianti avviene in atmosfera di argon con l'impiego di un potente sistema laser in fibra drogata di Itrbio (Yb+) (EOS GmbH Monaco di Baviera, Germania), con la capacità di creare un volume di 250 x 250 x 215 mm, lunghezza d'onda di 1054 nanometri, potenza continua di 200 W e frequenza di scansione di 7 m/s. L'ampiezza del fascio laser è di 0,1 mm. Allo scopo di rimuovere le particelle residue ottenute dal processo di fusione, gli impianti sono quindi sonicati in acqua distillata per 5 minuti, a 25 °C, immersi quindi in NaOH (20 g/l) e perossido di idrogeno (20 g/l) alla temperatura di 80 °C per 30 minuti, quindi nuovamente sonicati per 5 minuti in acqua distillata. Subito dopo, sono immersi in miscela di acidi organici alla temperatura di 80 °C per 45 minuti, con successivo lavaggio in bagno

sonico di acqua distillata per 5 minuti(8, 9, 29-34). La topografia della superficie di questi impianti presenta caratteristiche peculiari. Questa modalità produttiva unica permette infatti di ottenere impianti con una geometria superficiale omogenea, ricca di concavità. Queste cavità, di diametro variabile (100-200 micron) si estendono al di sotto della superficie, continuandosi con gli spazi porosi interni di cui la porzione più superficiale dell'impianto (sino a 200 micron di profondità) è ricca; le porosità interne sono comunicanti e interconnesse per mezzo di canali e tunnel di interconnessione(29-36). Progressivamente, la porosità si riduce portandosi verso l'interno e cioè verso il core centrale dell'impianto, a elevata densità strutturale. La superficie così ottenuta non è semplicemente rugosa. Essa è una superficie porosa, caratterizzata da una architettura fatta di interconnessioni funzionali, come rivelato da caratterizzazione morfologica con microscopia elettronica a scansione supportata da ricostruzioni tridimensionali con software applicativi(8, 9, 29-36). Studiare tale superficie con mezzi d'indagine convenzionali risulta assai complesso. La caratterizzazione superficiale di una superficie simile può essere realizzata infatti soltanto combinando insieme diversi metodi d'indagine. Tuttavia, la fabbricazione diretta tramite laser combinata al trattamento con acidi organici determina una superficie con valori di Sa (media valori assoluti di tutti i punti del profilo), Sq (radice quadrata media di tutti i punti del profilo) e Sz (media valori assoluti dei cinque picchi più alti e depressioni più basse) rispettivamente di  $66,8 \pm 6,6$ ,  $77,6 \pm 11,1$  e  $358,3 \pm 101,9 \mu\text{m}$ (29-36).

#### **Impianti Direct Laser Metal Forming (DLMF): la ricerca**

I test di resistenza meccanica eseguiti su numerosi campioni di impianti ottenuti per fabbricazione diretta tramite laser (DLMF) hanno mostrato valori di molto superiori a quelli prestabiliti delle norme ASTM riferite al titanio ottenuto con metodiche convenzionali(29-36). La risposta biologica agli impianti DLMF è stata studiata attraverso diversi lavori in vitro(6,32-36). Sono stati effettuati test biologici in vitro, mettendo a contatto la superficie di campioni di titanio DLMF con fibrina umana(32-34). La superficie dei campioni veniva bagnata con sangue umano midollare per 5 minuti e subito dopo era esaminata, a fresco, al SEM. In tutti i campioni studiati, la superficie DLMF mostrava la capacità di supportare la rapida formazione di un network di fibrina stabile e ben organizzato(32-34). Esaminando al SEM con laser confocale il coagulo ottenuto sulla superficie, per una profondità da 0 a 16,4 micron, si osservava come quasi tutta la superficie fosse rivestita dal coagulo stesso(32-34). Successivamente, si è analizzato il comportamento di osteoblasti(32-34) e cellule staminali prelevate dalla polpa dentale(35) seminate e coltivate sulla superficie DLMF. Gli osteoblasti sembravano gradire questa superficie, migrando profondamente all'interno delle concavità e dei pori della stessa, nei quali si evidenziava sostanziale produzione di matrice ossea(34). Anche le cellule staminali prelevate dalla polpa dentale mostravano di gradire l'architettura porosa della superficie DLMF, colonizzando gli spazi porosi e aderendovi tenacemente(35). Esse erano quindi stimolate a una rapida differenziazione verso la linea osteogenica, producendo una grande quantità di matrice ossea a partire dalle concavità della superficie(35). La risposta biologica alla superficie DLMF era quindi studiata in vivo, in differenti studi istologici e istomorfometrici su uomo(29-31). In particolare, mini-impianti DLMF erano inseriti nell'area posteriore del mascellare superiore, distalmente ai secondi molari superiori (osso tipo III-IV) e quindi rimossi dopo un periodo di guarigione di soli due mesi(29-31). Dopo questo breve periodo, l'analisi istologica rivelava come una grande quantità di nuovo osso fosse in intimo contatto con la superficie degli impianti(29, 30). In alcune aree, inoltre, quest'osso neoformato mostrava segni evidenti di maturazione e rimodellamento, con trabecole ossee neoformate a interporsi tra la superficie dell'impianto e l'osso preesistente(29-31). L'analisi di simili campioni con microscopia elettronica confermava questi dati, mostrando come la matrice ossea extracellulare fosse in grado di penetrare sino in profondità gli spazi porosi caratteristici della superficie DLMF(29-31). Ulteriori evidenze istologiche inerenti il comportamento degli impianti direct laser metal forming (DLMF) nei confronti dei tessuti mucosi peri-implantari, hanno mostrato come le

fibre collagene dei tessuti mucosi peri-implantari tendono ad innestarsi perpendicolarmente alla superficie del colletto degli impianti DLMF(37).

### **Impianti Direct Laser Metal Forming (DLMF): applicazioni cliniche**

Gli impianti Direct Laser Metal Forming (DLMF) sono stati valutati clinicamente all'interno di uno studio prospettico e multicentrico che coinvolge diversi professionisti nell'ambito universitario e della libera professione. Questo studio multicentrico è in corso da 2 anni, ed i risultati preliminari dello stesso hanno dato luogo a 3 diversi lavori clinici attualmente in pubblicazione su riviste nazionali e internazionali(8, 9, 38). In un primo lavoro, gli impianti Direct Laser Metal Forming (DLMF) sono stati utilizzati a sostegno di overdenture mandibolari(38). Novantasei impianti one-piece con ball attachment erano inseriti in 24 pazienti (4 impianti interforaminali per ciascun paziente) e caricati immediatamente(38). A un anno dall'inserimento e al momento della funzionalizzazione degli impianti, la sopravvivenza implantare era molto soddisfacente (98,9%) con un solo impianto fallito; il successo implantare, infine, definito da criteri estremamente rigorosi, era altrettanto buono (97,8%)(38). In un secondo lavoro clinico, 201 impianti Direct Laser Metal Forming erano impiegati a sostegno di riabilitazioni protesiche fisse (corone singole, protesi fisse parziali ed arcate complete) in 62 pazienti(8). In questo caso gli impianti sono stati lasciati guarire sommersi per un periodo convenzionale di 2-4 mesi. A un anno dall'inserimento, la sopravvivenza implantare globale era del 99,5% mentre il successo implanto-protesico era del 97,5%(8). In un terzo ed ultimo lavoro, infine, 110 impianti DLMF erano impiegati a sostegno di corone singole in 82 pazienti, mostrando una sopravvivenza e un successo implanto-protesico del 99,1% e del 97,2% rispettivamente, a un anno dall'inserimento(9). I dati preliminari emersi da questi 3 lavori clinici con follow-up di 1 anno sono estremamente incoraggianti, ma necessiteranno senz'altro di essere confermati su tempi più lunghi.

### **Impianti Direct Laser Metal Forming (DLMF): conclusioni**

La fabbricazione di impianti dentali con tecnica Direct Laser Metal Forming (DLMF) presenta, come abbiamo visto, alcuni distinti vantaggi. Essa permette di ottenere impianti con core centrale denso e superficie porosa. Tale porosità ridotta nella porzione centrale e accentuata progressivamente verso la superficie permette agli impianti direct laser metal forming (DLMF) di possedere caratteristiche di elasticità simili a quelle dell'osso circostante. La superficie esterna (sino ai 200 micron in profondità) di questi impianti possiede infatti un modulo elastico decisamente inferiore (77 Gpa) rispetto a quello di impianti prodotti convenzionalmente, e più vicino a quello dell'osso corticale (10-26 Gpa). Ciò potrebbe garantire una migliore e più naturale trasmissione del carico dall'impianto all'osso circostante. Questo è senz'altro un aspetto poco considerato nella moderna Implantologia dentale, nonostante ci si orienti sempre più a protocolli di carico anticipato ed immediato; gli attuali orientamenti in Ortopedia, tuttavia, suggeriscono come la presenza di impianti dotati di caratteristiche di isoelasticità con l'osso circostante possa rappresentare una soluzione ideale per la distribuzione dei carichi, al fine di ridurre l'incidenza di fenomeni avversi legati allo stress shielding(39, 40). La tecnologia DLMF rende possibile la contemporanea fabbricazione di una grande quantità di impianti, eventualmente caratterizzati dalle più svariate morfologie, in tempi ridotti, e con costi contenuti. Inoltre, e ben più importante, tale tecnica permette di ottenere impianti dotati di struttura porosa con porosità, forma, dimensione, distribuzione e interconnessione dei pori controllate. Nella tecnica Direct Laser Metal Forming (DLMF) tutti questi aspetti possono essere finemente regolati controllando parametri produttivi quali potenza e picco del laser, diametro del raggio di fusione, spessore dello strato ottenibile desiderato, hatching pitch, velocità e strategia di scansione, o più semplicemente modificando le dimensioni delle microparticelle di titanio originarie. In accordo ai moderni concetti dell'Ingegneria tessutale ossea(22-24, 26, 39, 40), infine, la presenza di una architettura porosa interconnessa favorisce la penetrazione di fluidi, nutrienti, segnali molecolari e cellule osteogeniche all'interno dello scaffold di titanio(22-24, 39, 40). La forma e il diametro dei pori e le concavità dal grado di

curvatura definita che caratterizzano la porzione superficiale degli impianti direct laser metal forming (DLMF) sembrano essere in grado, infine, di stimolare le cellule osteogeniche all'adesione e alla differenziazione in osteoblasti funzionali, in grado di deporre da subito nuovo osso(22-24, 39, 40). Attualmente, nell'ambito dell'Ingegneria tessutale ossea, la comunità scientifica internazionale sta concentrando il proprio interesse nello studio delle relazioni tra le proprietà geometriche degli scaffolds e le cellule osteogeniche, in grado di differenziarsi in osteoblasti funzionali(22-24, 38-40). Come dimostrato inequivocabilmente da Ripamonti(22), infatti, e confermato da diversi altri ricercatori(26, 41), la prima nucleazione dell'osso avviene nelle concavità, indipendentemente dal materiale utilizzato(22, 26). La concavità è pertanto in grado di stimolare la cellule a differenziarsi ed ad iniziare la deposizione di nuovo tessuto osseo(22, 24). Le cellule sono in grado infatti di "sentire" un determinato raggio di curvatura, prendendo adesione con il proprio substrato mediante i meccanismi dell'adesione focale attraverso le integrine, recettori transmembrana(22-24); l'interazione con un predeterminato motivo geometrico o raggio di curvatura contenuto nella cavità di dimensioni predeterminate è in grado di "attivare" un numero di contatti focali uniformemente distribuiti, e compatibili con il commitment della cellula indifferenziata verso la linea osteoblastica funzionale(22, 41). Il prodotto finale di tutte queste interazioni è la formazione di un interlocking funzionale meccanico assolutamente desiderabile, vero e proprio potenziamento dei meccanismi dell'osteointegrazione. Infine, la superficie porosa degli impianti Direct Laser Metal Forming (DLMF) mostra un comportamento assolutamente innovativo nei confronti delle fibre collagene dei tessuti mucosi peri-implantari. Studi istologici su uomo hanno rivelato una tendenza delle fibre collagene dei tessuti mucosi peri-implantari ad innestarsi perpendicolarmente alla superficie del colletto degli impianti (DLMF). Questo aspetto è innovativo, dal momento che solo incidentalmente in passato era stato evidenziato un comportamento simile da parte delle fibre connettivali peri-implantari, che hanno normalmente un decorso parallelo alla superficie del colletto di impianti ottenuti convenzionalmente per fresatura-tornitura. L'inserzione perpendicolare delle fibre connettivali potrebbe infatti rappresentare un vantaggio, garantendo la formazione di un vero e proprio sigillo biologico al colletto implantare, in grado di contrastare la penetrazione batterica e stabilizzare il livello della cresta ossea nel tempo, prevenendo fenomeni di riassorbimento. In conclusione, per le molteplici ragioni descritte in questo articolo, la tecnologia di fabbricazione diretta tramite laser apre nuove ed affascinanti strade nel mondo della moderna implantologia: il futuro è già cominciato.