



(12) BẢN MÔ TẢ SÁNG CHẾ THUỘC BẢNG ĐỘC QUYỀN SÁNG CHẾ

(19) Cộng hòa xã hội chủ nghĩa Việt Nam (VN)
CỤC SỞ HỮU TRÍ TUỆ

(11)



1-0032563

(51)⁷ A61C 8/00; A61C 13/225

(13) B

(21) 1-2018-00897

(22) 22/02/2016

(86) PCT/KR2016/001698 22/02/2016

(87) WO/2017/022915 09/02/2017

(30) 10-2015-0109361 03/08/2015 KR

(45) 25/07/2022 412

(43) 25/05/2018 362A

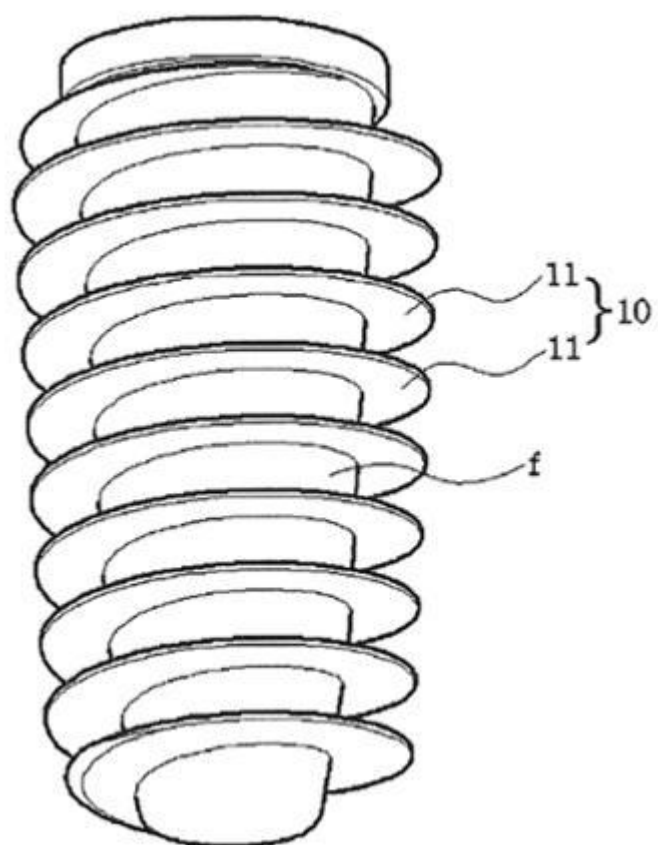
(76) WANG, Je-Won (KR)

201Dong 505Ho, 133, Baeul 2-ro, Yuseong-gu, Daejeon 34034, Republic of Korea

(74) Công ty TNHH T&T INVENMARK Sở hữu trí tuệ Quốc tế (T&T INVENMARK CO., LTD.)

(54) REN DÀNH CHO RĂNG CÂY GHÉP TÍNH ĐẾN ĐỘ BỀN CỦA TITAN VÀ XƯƠNG

(57) Sáng chế đề cập đến ren dành cho răng cây ghép, cụ thể là răng cây ghép có khả năng tăng độ bền kết nối nhờ một cấu trúc ổn định bằng cách định rõ độ dày của phần ren, và bước giữa các phần ren tính đến sự khác biệt về độ bền giữa titan và xương ổ răng để làm giảm áp lực đặt lên xương ổ răng bởi phần ren này càng nhiều càng tốt và ngăn ngừa sự phá hủy xương ổ răng càng nhiều càng tốt và có khả năng dẫn lực nén của phần ren lên xương ổ răng chỉ theo một hướng (hướng A), tối thiểu hóa lực nén của phần ren lên xương ổ răng theo hướng B hoặc theo hướng C nghiêng so với hướng A, và tối đa hóa sự phân tán áp lực bằng cách cấu hình phần ren ở dạng bản mỏng hình chữ nhật và định rõ góc của ren vít ở một khoảng giá trị số cụ thể.



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế đề cập đến ren dành cho răng cấy ghép, và cụ thể hơn là tới ren dành cho răng cấy ghép, trong đó ren này có khả năng gia tăng độ bền liên kết nhờ cấu trúc ổn định bằng cách định rõ độ dày của phần ren và bước giữa các phần ren tính đến sự khác biệt về độ bền và độ đàn hồi giữa titan và xương để làm giảm áp lực của xương ổ răng nhờ phần ren này càng nhiều càng tốt và ngăn phá hủy xương ổ răng càng nhiều càng tốt khi lực cắn được đặt vào và có khả năng dẫn lực nén của phần ren lên xương ổ răng theo chỉ một hướng (hướng A), giảm thiểu lực nén của phần ren lên xương ổ răng theo hướng B hoặc hướng C nghiêng đối với hướng A, và tối đa hóa sự phân tán áp lực bằng cách cấu hình phần ren ở dạng bản mỏng hình chữ nhật và định rõ góc của ren vít ở một khoảng số cụ thể.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Răng cấy ghép dùng để cấy ghép răng nhân tạo được sử dụng bằng cách cấy ghép một trụ răng, là chân răng làm từ titan không có các triệu chứng thái ghép chống lại cơ thể người, vào xương ổ răng ở đó răng đã được nhổ ra, để thay thế chân răng bị mất, và sau cố định răng nhân tạo trên đó để phục hồi chức năng của răng ban đầu. Răng cấy ghép không làm tổn thương mô nha chu, có cùng chức năng và hình dạng như răng tự nhiên, và không gây sâu răng, như vậy răng cấy ghép có thể được sử dụng bán tạm thời. Do đó, điều trị cấy ghép gần đây đã tăng nhanh.

Răng cấy ghép là khác nhau tùy thuộc vào loại trụ răng, nhưng nói chung được hoàn thành bằng cách khoan để tạo ra vị trí cấy ghép bằng cách sử dụng một khoan đã định, cấy trụ răng vào xương ổ răng để tích hợp trụ răng vào xương ổ răng, kết nối khớp nối lên trụ răng, và sau đó bao phủ khớp nối bằng một răng giả cuối cùng.

Răng cấy ghép bao gồm trụ răng được cấy dưới dạng chân răng nhân tạo, khớp nối được ghép vào trụ răng, vít khớp nối cố định khớp nối vào trụ răng, và răng

giả được gắn vào khớp nối. Ở đây, trước khi khớp nối được kết nối vào trụ răng, đó là, trong giai đoạn trong đó trụ răng được tích hợp xương vào xương ổ răng, khớp nối hàn (không minh họa) được kết nối vào trụ răng, và được giữ ở trạng thái được kết nối.

Ngoài ra, trụ răng là phần được cấy ghép vào lỗ cấy được tạo ra trong xương ổ răng bằng cách sử dụng một máy khoan, hoặc thiết bị tương tự ở vị trí mà tại đó việc điều trị cấy ghép được thực hiện, có tác dụng như là một chân răng nhân tạo, và bao gồm một thân trụ răng và phần ren vít (tương ứng với ren theo sáng chế) được tạo thành trên bề mặt bên ngoài của thân trụ răng.

Phần ren vít được đưa vào xương ổ răng để cho phép trụ răng và xương ổ răng được kết nối chặt với nhau và gia tăng diện tích tiếp xúc giữa trụ răng và xương ổ răng, bằng cách đó có tác dụng gia tăng lực định vị của trụ răng đối với xương ổ răng.

Fig.4 minh họa trụ răng cấy ghép theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan.

Trụ răng cấy ghép 100 bao gồm phần thân 110 có ren vít 111 được tạo ra với cùng một kích thước từ phần trên cùng của nó đến phần dưới cùng của nó và phần đi vào 120 nằm ở phần phía dưới của phần thân 110 và có rãnh cắt 121 được tạo ra ở phần bên ngoài của nó. Ở trụ răng cấy ghép theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan được mô tả trên đây, có xu hướng là một dạng mômen xoắn xuất hiện ở thời điểm đưa vào bởi thao tác quay lặp lại của trụ răng cấy ghép ban đầu tăng lên và sau đó giảm dần, như vậy lực định vị ban đầu bị giảm xuống. Do đó, trụ răng cấy ghép nên được nén, đẩy, và cố định vào xương ổ răng. Kết quả là, việc trị liệu xương bị trì hoãn, và nếu lực cắn (lực nhai) được tạo ra sau khi trị liệu xương, thì lực cắt được tạo ra giữa ren và xương ổ răng, như vậy xương ổ răng bị hỏng và dẫn đến gãy, và sự khác biệt về độ bền và độ đàn hồi giữa ren và xương ổ răng không được xem xét, như vậy có thể là xương ổ răng sẽ gãy.

Ngoài ra, vì ren vít với phần đầu nhọn có tiết diện ngang hình tam giác, nó có thể dễ dàng đưa vào ở thời điểm xoay, nhưng được ép vào xương ổ răng theo chiều

thẳng đứng bởi một bề mặt nghiêng cũng như theo chiều ngang, như vậy có nguy cơ là xương ổ răng sẽ bị phá hủy, và một lượng lớn các mảnh xương được tạo ra.

Do đó, có nhu cầu phát triển một loại trụ răng mới có khả năng ngăn ngừa gãy xương ổ răng và tối thiểu hóa lực nén và tạo áp lực khi lực cắn được áp vào bằng cách chú ý đến sự khác biệt giữa bộ bền và độ đàn hồi của ren vít của trụ răng làm từ titan và độ bền và độ đàn hồi của xương ổ răng.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Vấn đề kỹ thuật

Mục đích của sáng chế là tạo ra ren dành cho răng cấy ghép có khả năng gia tăng độ bền kết nối nhờ một cấu trúc ổn định bằng cách định rõ độ dày của phần ren và bước giữa các phần ren lưu tâm đến sự khác biệt về độ bền và độ đàn hồi giữa titan và xương ổ răng để làm giảm áp lực của xương ổ răng bởi phần ren càng nhiều càng tốt và ngăn phá hủy xương ổ răng càng nhiều càng tốt.

Một mục đích khác của sáng chế là tạo ra ren dành cho răng cấy ghép có khả năng dẫn lực nén của phần ren lên xương ổ răng chỉ theo một hướng (hướng A), tối thiểu hóa lực nén của phần ren lên xương ổ răng theo hướng B hoặc hướng C nghiêng so với hướng A, và tối đa hóa sự phân tán áp lực bằng cách cấu hình phần ren ở dạng bản mỏng hình chữ nhật và định rõ góc của ren vít ở khoảng giá trị số cụ thể.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

FIG.1 là hình phối cảnh minh họa ren cho răng cấy ghép tính đến độ bền của titan và xương ổ răng theo một phương án ví dụ của sáng chế.

Fig.2 là hình chiếu cắt ngang minh họa ren dành cho răng cấy ghép tính đến độ bền của titan và xương ổ răng theo phương án ví dụ của sáng chế.

Fig.3A và Fig.3B là sơ đồ khái niệm minh họa các hướng nén lên xương ổ răng trong ren theo sáng chế và ren theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan.

FIG.4 là hình minh họa trụ răng cấy ghép theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan.

Trong đó, các số chỉ dẫn có nghĩa sau:

10: ren

11: phần ren

15: đỉnh t: độ dày

h: chiều cao

a: góc của ren vít p: bước

s: khoảng cách quăng

f: thân trụ răng

b: xương ổ răng

Mô tả chi tiết sáng chế

Giải pháp kỹ thuật

Theo một khía cạnh chung, tính đến sự khác biệt về độ bền và độ đàn hồi giữa titan và xương, ren dành cho răng cấy ghép được làm từ titan và được tạo ra theo cách xoắn ốc dọc theo chu vi của bề mặt bên ngoài của thân trụ răng, trong đó ren có cấu trúc trong đó các phần ren có tiết diện ngang hình chữ nhật mỏng khi được quan sát theo mặt cắt cấu trúc theo hướng trục của thân trụ răng được bố trí ở khoảng cách bước từ 500 đến 1500 μ m, và mỗi phần ren có hình dạng bản mỏng phẳng trong đó độ dày t của mỗi phần ren nằm trong khoảng từ 50 đến 200 μ m.

Góc của ren vít của phần ren có thể nằm trong khoảng từ 0,1 đến 5°.

Tỷ lệ dài giữa độ dày t và bước giữa các phần ren p có thể nằm trong khoảng từ 1:5 đến 12.

Tỷ lệ dài giữa bước giữa các phần ren p và chiều cao của ren vít của phần ren h có thể nằm trong khoảng từ 1:0,3 đến 1,5.

Trong trường hợp trong đó thân trụ răng có cấu trúc hình côn mà trở nên hẹp dần về phía dưới, mỗi đỉnh của phần ren có thể có cấu trúc hình côn tương ứng với thân trụ răng.

Khoảng bước giữa các phần ren liên kế có thể là giống nhau.

Khoảng bước giữa các phần ren liên kế có thể trở nên hẹp dần về phía dưới của thân trụ răng.

Hiệu quả của sáng chế

Ren dành cho răng cấy ghép theo sáng chế với cấu hình như được mô tả trên đây có thể gia tăng độ bền kết hợp nhờ cấu trúc ổn định khi lực cắn (lực nhai) tác động bằng cách định rõ độ dày của phần ren, và bước giữa các phần ren tính đến sự khác biệt về độ bền và độ đàn hồi giữa titan và xương để làm giảm áp lực đặt lên xương ổ răng nhờ phần ren càng nhiều càng tốt và ngăn phá hủy xương ổ răng càng nhiều càng tốt, và đặc tính cấy ghép và lực định vị là rất tốt bất kể chất lượng của xương ổ răng do độ dày mỏng của phần ren.

Theo ren cho răng cấy ghép theo sáng chế, có thể dẫn lực nén của phần ren lên xương ổ răng chỉ theo một hướng (hướng A), tối thiểu hóa lực nén của phần ren lên xương ổ răng theo hướng B hoặc hướng C nghiêng đối với hướng A, và tối đa hóa phân tán áp lực bằng cách cấu hình phần ren ở dạng bản mỏng hình chữ nhật và định rõ góc của ren vít ở khoảng giá trị số cụ thể.

Ví dụ thực hiện sáng chế

Phương thức tốt nhất

Sau đây, các phương án ví dụ của sáng chế sẽ được mô tả chi tiết có tham khảo các hình vẽ đính kèm.

Khi quyết định rằng mô tả chi tiết cho các chức năng hoặc cấu hình đã biết có liên quan đến bản mô tả này có thể che giấu ý nghĩa của bản mô tả này, do đó việc mô tả chi tiết sẽ bị bỏ qua. Ngoài ra, các thuật ngữ được mô tả dưới đây được định nghĩa khi xem xét các chức năng trong bản mô tả này và có thể được hiểu theo nhiều cách khác nhau theo ý định của người sử dụng hoặc thực hành. Do đó, các thuật ngữ này nên được xác định trên cơ sở các nội dung trong cả bản mô tả này.

Ngoài ra, trong bản mô tả của sáng chế này, các thành phần như nhau hoặc tương tự sẽ được biểu thị bởi các số chỉ dẫn như nhau hoặc tương tự, và sự mô tả chi tiết về chúng được bỏ qua.

Fig.1 là hình phối cảnh minh họa ren dành cho răng cấy ghép tính đến độ bền và lực điện của titan và xương ổ răng theo phương án ví dụ của sáng chế, Fig.2 là

hình chiếu cắt ngang minh họa ren dành cho răng cây ghép tính đến độ bền và lực điện của titan và xương ổ răng theo phương án ví dụ của sáng chế, và Fig.3A và Fig.3B là sơ đồ khái niệm minh họa hướng nén lên xương ổ răng trong ren theo sáng chế và ren theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan.

Về Fig.1, ren 10 dành cho răng cây ghép tính đến độ bền của titan và xương ổ răng theo sáng chế (sau đây, gọi là ren) được tạo ra theo cách xoắn ốc dọc theo chu vi của bề mặt bên ngoài của thân trụ răng f, và được kết nối bằng vít vào xương ổ răng b.

Thân trụ răng f, mà được đưa vào xương ổ răng b để tạo ra một chân răng nhân tạo, được tạo ra theo cách tích hợp với ren 10, và có thể được làm từ, ví dụ, titan mà không có triệu chứng thải ghép chống lại cơ thể con người.

Do ren có mặt trên trụ răng cây ghép theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan có tiết diện ngang hình tam giác với phần đầu nhọn nên cường độ chịu nén và áp lực của ren lên xương ổ răng bị tăng lên, như vậy độ bền kết nối bị giảm đi và ren bị phá hủy cấu trúc một cách dễ dàng.

Mặt khác, ren 10 theo sáng chế bao gồm nhiều phần ren 11 có tiết diện ngang hình chữ nhật mỏng khi được quan sát trong phần cắt cấu trúc theo hướng trục của thân trụ răng f, và do đó cường độ chịu nén và áp lực của ren lên xương ổ răng b được giảm thiểu, như vậy độ bền kết nối có thể được cải thiện.

Một cách chi tiết về Fig.3A, trong trường hợp của trụ răng cây ghép theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan có tiết diện ngang hình tam giác, các phần ren được nén theo mỗi hướng B và hướng C xiên lên và xiên xuống so với hướng A trực giao với trục cũng như được nén theo hướng A, như vậy áp lực bị tăng lên. Về Fig.3B, các phần ren theo sáng chế được nén theo hướng A trực giao với trục, như vậy cường độ chịu nén và áp lực có thể được giảm xuống.

Trong lúc đó, do xương ổ răng b có độ bền nhỏ hơn độ bền của các phần ren được tạo ra từ titan, khi một lượng lớn xương ổ răng được lấp đầy trong khoảng cách quãng s được tạo ra giữa các phần ren liền kề 11, độ bền của xương ổ răng được cải

thiện và sự khác biệt về độ bền và độ đàn hồi giữa ren và xương ổ răng được giảm xuống, như vậy một cấu trúc ổn định chịu được lực cắn tốt có thể được tạo ra. Khoảng cách quãng nhỏ hơn và một lượng xương ổ răng được lấp đầy trong khoảng cách quãng là ít hơn trong các phần ren theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan có tiết diện ngang hình tam giác so với trong các phần ren được tạo ra bởi titan, như vậy mà các phần ren theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan có cấu trúc không ổn định khi lực cắn được đặt vào đó. Mặt khác, ở các phần ren theo sáng chế được tạo ra ở hình dạng đĩa mỏng, thì khoảng cách quãng được đảm bảo đủ, như vậy một lượng tương đối xương ổ răng được lấp đầy trong khoảng cách quãng khi so sánh với các phần ren theo lĩnh vực kỹ thuật có liên quan. Kết quả là, sự khác biệt về độ bền và độ đàn hồi giữa các phần ren và xương ổ răng giảm xuống, do đó các phần ren trở thành một cấu trúc ổn định khi lực cắn được đặt vào đó.

Sau đây, một cấu hình chi tiết của ren theo sáng chế sẽ được mô tả chi tiết hơn.

Ở ren 10 theo sáng chế, nhiều phần ren 11 có tiết diện ngang hình chữ nhật mỏng được bố trí ở khoảng bước nằm trong khoảng từ 500 đến 2000 μ m, mỗi phần ren 11 có hình dạng bản mỏng phẳng trong đó nó có cùng một độ dày t từ thân trụ răng f đến đỉnh 15, độ dày t của mỗi phần ren 11, ví dụ, có thể nằm trong khoảng từ 50 đến 200 μ m, chiều cao của mỗi phần ren 11, ví dụ, có thể nằm trong khoảng từ 200 đến 2000 μ m, và các khoảng giá trị số này có thể được xác định phụ thuộc vào các trường hợp khác nhau như mật độ xương của xương ổ răng b , kích thước của lỗ cấy ghép được tạo ra trong xương ổ răng, và các yếu tố tương tự.

Ở đây, tốt hơn là tỷ lệ dài giữa độ dày t của mỗi phần ren 11 và bước p giữa các phần ren 11 nằm trong khoảng từ 1:5 đến 12. Lý do là trong trường hợp tại đó tỷ lệ dài giữa độ dày t và bước p nhỏ hơn 1:5, thì khoảng cách quãng s được mô tả trên đây và lượng xương ổ răng b được điền đầy trong khoảng cách quãng đó bị giảm xuống, như vậy khó khăn trong việc đảm bảo đủ độ bền kết nối và độ ổn định cấu trúc, và trong trường hợp tại đó tỷ lệ dài giữa độ dày t và bước p cao hơn 1:12, thì

bước p lớn hơn rất nhiều lần độ dày t, như vậy số vòng ren bị giảm đi và do đó cấu trúc kết nối bị giảm sút.

Ngoài ra, tốt hơn là, tỷ lệ dài giữa bước p và chiều cao h của ren vít nằm trong khoảng từ 1:0,8 đến 1,2, tốt hơn nữa là 1:1.

Ví dụ, trong trường hợp trong đó độ dày t của phần ren 11 bằng $100\mu\text{m}$, bước p giữa các phần ren liền kề bằng $1000\mu\text{m}$, chiều cao h của ren vít bằng $1000\mu\text{m}$, và khoảng cách quãng s có diện tích mặt cắt ngang bằng $1000\mu\text{m} \times 1000\mu\text{m} = 1 \times 10^6 \mu\text{m}^2 = 1\text{mm}^2$, trong khi đó trong trường hợp của ren có tiết diện ngang hình tam giác cân, khoảng cách quãng có diện tích mặt cắt ngang nằm trong khoảng từ 0,4 đến $0,6\text{mm}^2$, bằng khoảng một nửa diện tích mặt cắt ngang của khoảng cách quãng s.

Ngoài ra, tốt hơn là góc của ren vít của phần ren 11 nằm trong khoảng từ $0,1^\circ$ đến 5° .

Trong trường hợp trong đó góc của ren vít nhỏ hơn $0,1^\circ$, cấu trúc của phần ren 11 trở nên yếu, như vậy phần ren có thể gãy ở thời điểm cấy ghép, và trong trường hợp trong đó góc của ren vít lớn hơn 5° , khoảng cách bước là một khoảng rất lớn, như vậy khó tạo ra sự kết nối chắc chắn. Đó là, do cường độ chịu nén theo hướng B hoặc hướng C tăng lên, lực cắt được tạo ra, như vậy có thể là xương ổ răng sẽ gãy.

Ví dụ, các tính chất mô tả của xương ổ răng và titan, xương ổ răng có độ bền yếu hơn rất nhiều so với titan, nhưng lại độ đàn hồi lại cao hơn khoảng 6 lần hoặc hơn so với độ đàn hồi của titan. Do các tính chất chung này, sự tạo ra hiện tượng bề mặt chuyển tiếp khi trụ răng được cấy vào xương ổ răng bị tách ra khỏi xương ổ răng bởi áp lực ngoài (lực nhai) được ngăn ngừa.

Trong lúc đó, tốt hơn là thân trụ răng f có cấu trúc hình côn trở nên hẹp dần về phía bên dưới, hoặc hình dạng được tạo bởi mỗi đỉnh của các phần ren có cấu trúc hình côn, mỗi đỉnh 15 của phần ren 11 có cấu trúc hình côn tương ứng với thân trụ răng, và các bước p giữa các phần ren 11 là tương tự như nhau.

Lý do là phần đầu dưới của thân trụ răng bị thu hẹp, như vậy một quá trình kết

nối ban đầu của việc đưa thân trụ răng vào lỗ cấy trở nên dễ dàng, và phần ren được bố trí ở phía trên được kết nối bằng vít nối theo định hướng của rãnh vít được tạo ra bởi phần ren được bố trí ở đầu cuối thấp nhất, như vậy lượng bột xương nghiền có thể được tối thiểu hóa.

Trong trường hợp trong đó khoảng cách bước phía trên và phía dưới là khác biệt với nhau, phần ren được bố trí ở phía trên không được kết nối dọc theo rãnh vít được tạo ra bởi phần ren được bố trí ở phần phía dưới, và một rãnh vít mới được tạo ra bởi phần ren được bố trí ở phần phía trên như vậy cấu trúc bị yếu đi.

Ngoài ra, tiết diện ngang mặt bên của phần ren có thể được cấu hình theo hình dạng tuyến tính như đã minh họa hoặc được làm tròn.

Ngoài ra, thân trụ răng có thể được cấu hình sao cho các bước trở nên thu hẹp lại về phía bên dưới khi xem tính đến mật độ của xương ổ răng, độ dày của ren và chiều dài của thân trụ răng.

Ở đây, ren theo sáng chế sẽ được mô tả chi tiết nhờ phương án ví dụ.

Phương án ví dụ 1

Nhiều phần ren được tạo ra dọc theo chu vi của bề mặt bên ngoài của thân trụ răng được làm từ titan và có hình trụ và hẹp dần về phía bên dưới.

Độ dày của mỗi phần ren bằng 110 μ m, chiều cao của mỗi phần ren bằng 1000 μ m, và góc của ren vít của mỗi phần ren bằng 2,5°. Ngoài ra, khoảng cách bước giữa các phần ren liền kề bằng 1200 μ m.

Ngoài ra, tỷ lệ dài giữa độ dày và bước bằng 1:10,91, tỷ lệ dài giữa bước và chiều cao bằng 1:1,2, và số vòng ren bằng 10.

Ở đây, khoảng lõi của độ dày, chiều cao, và góc của ren vít của phần ren bằng khoảng $\pm 5\%$.

Ví dụ so sánh 1

Các phần ren được tạo ra với cấu trúc như nhau như cấu trúc trong phương án ví dụ 1 ngoại trừ là độ dày của phần ren bằng 250 μ m và tỷ lệ dài giữa bước giữa các phần ren và chiều cao của ren vít của phần ren bằng 1:0,69.

Ví dụ so sánh 2

Các phần ren được tạo ra với cấu trúc như nhau như cấu trúc trong phương án ví dụ 1 ngoại trừ là độ dày của phần ren bằng $250\mu\text{m}$ và tỷ lệ dài giữa bước giữa các phần ren và chiều cao của ren vít của phần ren bằng 1:1,42.

Ví dụ so sánh 3

Các phần ren được tạo ra với cấu trúc như nhau như cấu trúc trong phương án ví dụ 1 ngoại trừ là tiết diện ngang của các phần ren là hình tam giác cân, khoảng cách bước bằng $1200\mu\text{m}$, tỷ lệ dài giữa độ dày của phần ren và bước giữa các phần ren bằng 1:11,4, và tỷ lệ dài giữa bước giữa các phần ren và chiều cao của ren vít của phần ren bằng 1:1,5.

Bảng 1 dưới đây minh họa áp lực lớn nhất tác động trong trường hợp kết nối các phần ren của phương án ví dụ 1 đến Ví dụ so sánh 3 đặt lên xương ổ răng nhân tạo.

Bảng 1

Phân chia	Phương án ví dụ 1			Ví dụ so sánh 1	Ví dụ so sánh 2	Ví dụ so sánh 3
Áp lực	79			98	103	127

Khi so sánh Phương án ví dụ 1 và Ví dụ so sánh 1 với nhau, có thể thấy rằng trong trường hợp trong đó độ dày của phần ren bằng $250\mu\text{m}$, mặc dù tỷ lệ dài giữa bước và chiều cao của ren vít là nhỏ, áp lực sẽ trở nên lớn.

Ngoài ra, về Ví dụ so sánh 3, có thể xác nhận là mặc dù khoảng cách bước, tỷ lệ dài giữa độ dày và bước, tỷ lệ dài giữa bước và chiều cao của ren vít là tương tự như khoảng cách bước, tỷ lệ dài giữa độ dày và bước, tỷ lệ dài giữa bước và chiều cao của ren vít của Phương án ví dụ 1, nếu các phần ren có tiết diện ngang hình tam giác thì áp lực sẽ lớn gấp 1,6 lần áp lực của Phương án ví dụ 1.

Có thể hiểu rõ rằng sáng chế không giới hạn ở chỉ dạng được nêu trong mô tả chi tiết ở trên. Theo đó, một phạm vi kỹ thuật thực tế của sáng chế sẽ được xác định

bởi tinh thần kỹ thuật của các điểm yêu cầu bảo hộ sau đây. Ngoài ra, phải hiểu rằng sáng chế bao gồm tất cả các sửa đổi, tương đương, và các thay đổi thuộc trong tinh thần và phạm vi của chế độ sáng được xác định bởi các điểm yêu cầu bảo hộ.

Khả năng áp dụng công nghiệp

Khi sử dụng ren dành của răng cấy ghép theo sáng chế, có thể gia tăng độ bền kết nối nhờ cấu trúc ổn định khi lực cắn (lực nhai) tác động bằng cách định rõ độ dày của phần ren, và bước giữa các phần ren xem xét sự khác biệt về độ bền và độ đàn hồi giữa titan và xương để làm giảm áp lực của xương ổ răng bởi phần ren càng nhiều càng tốt và ngăn ngừa sự phá hủy ở xương ổ răng càng nhiều càng tốt, và tính chất cấy ghép và lực định vị là rất tốt bất kể chất lượng xương của xương ổ răng do độ dày mỏng của phần ren, như vậy ren dành của răng cấy ghép có khả năng áp dụng công nghiệp.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Ren dành cho răng cấy ghép có tính đến độ bền của titan và xương, trong đó ren này được làm từ titan và được tạo ra theo cách xoắn ốc dọc theo chu vi của bề mặt bên ngoài của thân trụ răng,

trong đó ren này có cấu trúc trong đó các phần ren được bố trí ở khoảng cách bước nằm trong khoảng từ 500 đến 1500 μ m, và

mỗi phần ren có hình dạng bản mỏng phẳng, và độ dày t của mỗi phần ren nằm trong khoảng từ 50 đến 200 μ m và tỷ lệ dài giữa bước giữa các phần ren p và chiều cao của ren vít của phần ren h nằm trong khoảng từ 1:0,8 đến 1,2, trong đó mỗi trong số các phần ren có tiết diện ngang hình chữ nhật khi được quan sát trong cấu trúc được cắt theo hướng trục của thân trụ răng và góc của ren vít của phần ren nằm trong khoảng từ 0,1° đến 5° so với hướng vuông góc với hướng trục.

2. Ren dành cho răng cấy ghép có tính đến độ bền của titan và xương theo điểm 1, trong đó tỷ lệ dài giữa độ dày t và bước giữa các phần ren p nằm trong khoảng từ 1:5 đến 12.

3. Ren dành cho răng cấy ghép có tính đến độ bền của titan và xương theo điểm 1, trong đó thân trụ răng có cấu trúc hình côn trở nên hẹp dần về phía bên dưới, mỗi đỉnh của các phần ren có cấu trúc hình côn tương ứng với thân trụ răng.

4. Ren dành cho răng cấy ghép có tính đến độ bền của titan và xương theo điểm 3, trong đó khoảng cách bước giữa các phần ren liên kế là tương tự nhau.

5. Ren dành cho răng cấy ghép có tính đến độ bền của titan và xương theo điểm 3, trong đó khoảng cách bước giữa các phần ren liên kế trở nên hẹp dần về phía bên dưới của thân trụ răng.

Fig. 1

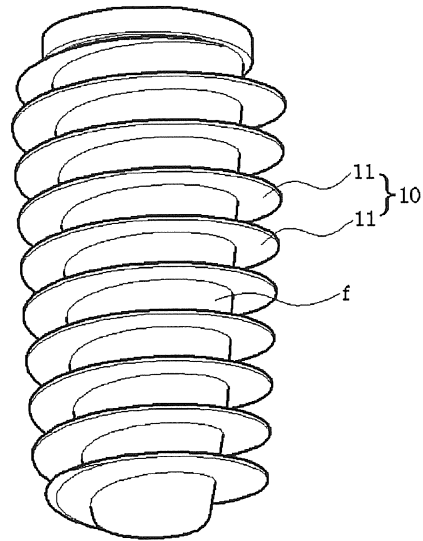


Fig. 2

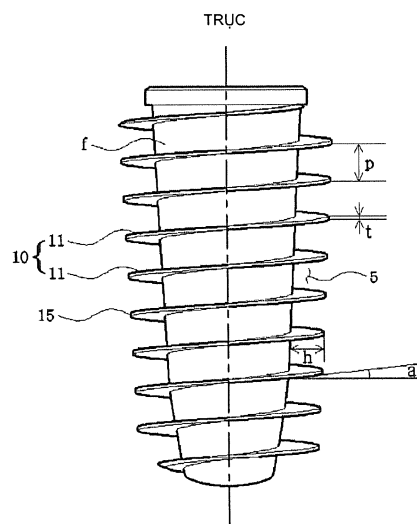


Fig. 3

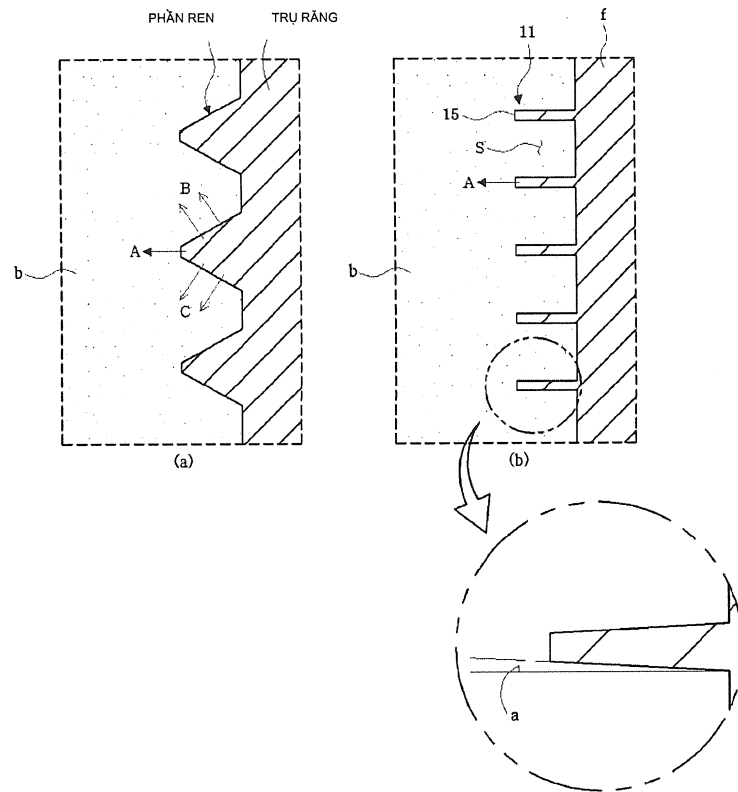


Fig. 4

