

歯科医療における金属材料の ニーズの現在と未来

澤瀬 隆¹⁾ 平 曜輔²⁾

1. はじめに

歯科領域には様々な用途で金属材料が使用されてきた。金属の持つ強度や生体親和性、弾性、磁性など各種の特性を利用した治療法が存在し、金属材料無しでは歯科治療は全く行えないと言っても過言ではない。また歯科治療は、その多くがテーラーメイドの修復物を用いた医療であることから、金属の加工技術の開発と共に、金属材料の適用のされ方も変遷を遂げている。本稿では、歯科領域の具体的な治療法を紹介しながら金属材料の応用例と今後の開発が期待されることをまとめてみたい。

2. 強度を求められる歯科領域の金属材料

(1) 鑄造技術による金属製歯冠修復

天然歯牙歯冠部最外層のエナメル質の92%は無機質ハイドロキシアパタイトで構成され、ヌーブ硬さは“7”と石英に匹敵する生体の中で最も硬い組織といわれている。人間にとって歯牙は、咀嚼や発音・発語を担い、外貌にも関わる重要な組織であるが、とりわけ咀嚼(食物を噛み砕く)に際しては、硬い歯によって、あらゆる食物を粉碎し、最大噛み締め時には、体重程の荷重に耐えることが強いられる。そしてそれが一生を繰り返されることから、高い耐久性が必要となる。さらに人間は摂食によって栄養を摂取するだけでなく、「よく噛んで食べる」ことで心が満たされ、また力を出す時に「歯を食いしばる」というように、歯は運動機能の制御にも大きな役割を果たす。

このように様々な目的で重要な働きをする歯牙であるが、齲蝕^{ウソウク}や歯周病に代表される口腔内の感染症や、事故・外傷(図1)などにより、歯の一部や歯そのものを失ってしまうと、再生することはない。したがって失った歯が持っていた機能を取り戻すためには、何らかの代替材料で補う必要がある。歯牙の代替材料、すなわち歯冠修復材料として、永年採用されてきたのが、適度な硬さ、強度を兼ね備える金属材料

である。

口腔内は常に唾液の存在する湿潤環境にあり、また飲食物そのものや口腔内常在細菌の代謝産物により比較的大きな温度変化やpHの変動に晒される。したがって歯冠修復材料としての金属材料には、物理的な硬さ、強度、耐久性に加えて、化学的安定性、耐食性も求められる。さらに紙一枚の厚みでさえも感知できる繊細な噛み合わせの調整や厳密な歯の形態回復、修復物と残存歯質との緊密な適合のためには、高い精度の加工性が不可欠である。

そもそもヒトの歯の形は非常に複雑であり、さらに齲蝕の程度、大きさも二つとして同じものはないことから、金属による歯冠修復治療は、ロストワックス法による鑄造技術を応用した完全なテーラーメイド医療が実践されてきた(図2)。鑄造により精密な修復物を製作するために、貴金属合金が使用されており、特に本邦では健康保険に採用されている12%金銀パラジウム合金の使用頻度が高い。前歯部など審美性を求められる部位においては、コンポジットレジンや焼成陶材など歯冠色の修復材料が使用されるが、これらの材料

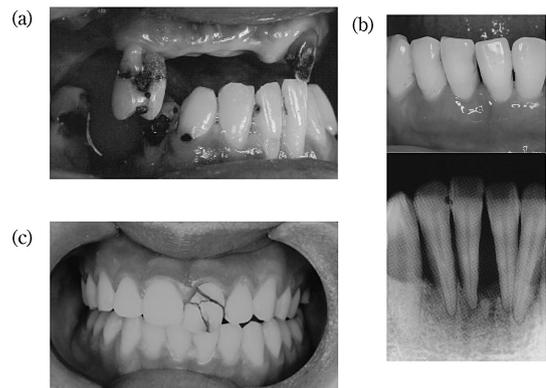


図1 様々な歯の病態。

- (a) 齲蝕：細菌の代謝産物である有機酸により歯が脱灰している
- (b) 歯周病：細菌感染により歯槽骨が吸収している
- (c) 外傷：外傷による歯牙破折

* 長崎大学大学院医歯薬学総合研究科口腔インプラント学分野；1)教授，2)准教授(〒852-8588 長崎市坂本1-7-1) Present and Future Requirements for Metallic Materials in Dentistry; Takashi Sawase, Yohsuke Taira (Nagasaki University Graduate School of Biomedical Sciences, Department of Applied Prosthodontics, Nagasaki)
Keywords: dental materials, dental implant, restorative materials
2013年11月25日受理[doi:10.2320/materia.53.143]

も単独では臨牀的に十分耐え得るだけの強度を持たないため、金属製フレームワークの表面にこれら歯冠色材料を装飾するといった形態をとることが多い(図3)。

また歯冠修復だけではなく、鑄造技術は可撤性義歯のフレームワークにも使用される。可撤性の義歯は堅牢さが求められるため、曲げ強度の高いCo-Cr合金が使用されることが

多い。

以上のように、歯の咀嚼機能を代替する歯冠修復物および大型の修復物に必要とされる、強度ならびに硬さ、耐久性、耐食性、化学的安定性、適合性(精度)などの要件に応じてきたのが、Au合金やCo-Cr合金を用いた鑄造修復物であり、長きにわたって歯科領域のテーラーメイド医療を支える中心的存在であった。

(2) CAD/CAM 技術の応用

21世紀に入り、歯科における金属加工は、工業界から発信されたCAD/CAM技術(Computer-Aided-Design/Computer-Aided Manufacturing)によって大きな変革をもたらされている。CAD/CAM技術が、歯冠修復で求められるミクロン単位の適合精度を達成し、臨床応用が現実になると共に、従来の鑄造技術では適合精度や鑄造機の観点からAu合金に見劣りしていたCo-Cr合金やTi合金が、アウトソーシング化されたCAMセンターにおいて機械加工され、製作された修復物が診療所や技工所に送られて臨床に提供されるようになってきている。さらに、CAD/CAMによる歯冠修復物の加工は、修復材料そのものの性質にも新たな可能性を呈示している。従来Co-Cr合金やTi合金の鑄造による修復物は、その製作過程で避けることが難しい鑄巣等の欠陥や埋没材との反応層の生成が問題であったが、CAD/CAMで切削加工、あるいは積層焼結加工されることにより、内部欠陥の少ない均質な修復物の製作が可能となっている。

鑄造からCAD/CAMへの変化を後押ししているのが、貴金属価格の高騰(図4)と歯科インプラント治療の普及である。鑄造技術においては、高い寸法精度を得るためには、金合金をはじめとする貴金属合金の使用が不可避であったが、歯科治療費が貴金属の相場に左右されるため、代替材料が長年にわたり希求されていた。また、後述するインプラント治療においては、インプラントそのものが大量生産可能な既製品であるため、CAD/CAMの応用が容易となる。今後この流れは一層促進されることと思われる。

CAD/CAMによる歯冠修復物の作製は、金属材料だけでなく、ジルコニアに代表される新たな素材の臨床応用も可能にした。金属材料ではないため本稿では詳述を避けるが、ジルコニアはホワイトメタルとも称される曲げ強度1000MPa

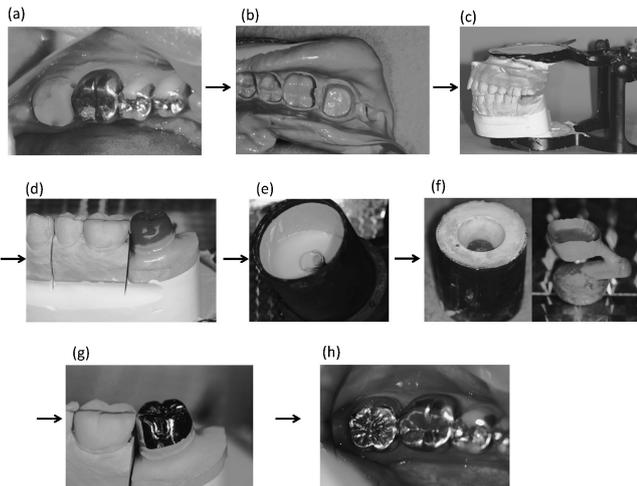


図2 ロストワックス法による歯冠修復(金属冠)の作製。(a)口腔内での支台歯形成 (b)印象採得 (c)模型作製 (d)蠟型形成 (e)埋没 (f)遠心鑄造 (g)研磨 (h)装着

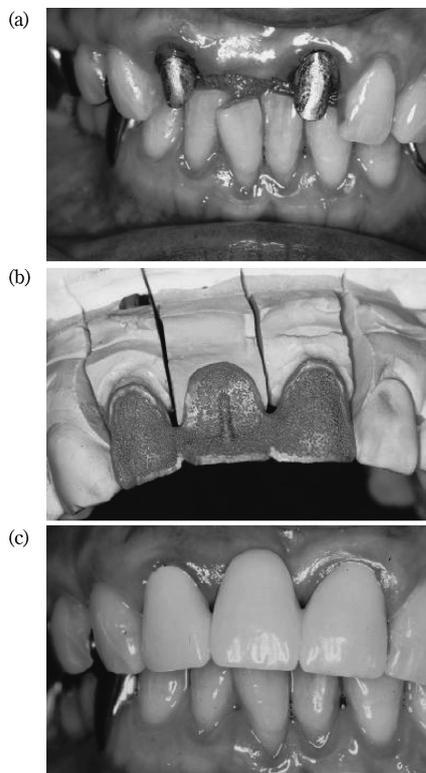


図3 (a)前歯部での歯冠修復物。(b)鑄造により作製されたメタルフレームに硬質レジンや陶材が築盛され、(c)前歯部の審美性を回復する。

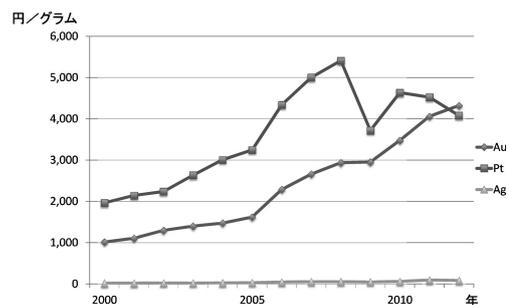


図4 貴金属小売り価格推移(田中貴金属ホームページより改変):精密鑄造に頻用される貴金属の高騰。

を越えるセラミックスで、CAD/CAM を用いて初めて精密加工が可能になった。本来透明感のない真っ白のセラミックスであるが、近年半透明ジルコニアとして歯冠色に近似するよう改良が加えられ、割れない歯冠色修復材料として注目されている。

さらに現在歯科領域ではCAD/CAM に留まらず、口腔内スキャナー(図5)をはじめとするデジタル化が急速に進行している。最新のスキャナーは、小型化され、高解像度でカラー表示が出来、数分で上顎や下顎の全ての歯のスキャンが完了するといわれている。患者の苦痛も術者の手間もそして材料コストも大幅に削減でき、さらに多くの新素材の加工に必要な形態情報をデジタルデータとして瞬時に得ることができ、CAD/CAM と組み合わせると高品質な修復物を提供できることから、これから飛躍的に普及することが予想される。

3. 生体親和性を求められる歯科領域の金属材料

歯科領域における金属材料として、近年特に注目を集めているのが歯科インプラント治療における純TiならびにTi合金である。腫瘍等に伴う顎骨切除や外傷に伴う顎骨再建に用いるTi製のプレートも、骨組織と接合するTiの生体親和性に負うところが大きい。Tiの生体親和性の本質は、最表層に形成される不動態膜ともいわれる酸化膜による。Ti酸化膜は緻密かつ強固に被覆し、これによりTiは例え過酷な塩素イオンの存在下であっても良好な耐食性を示す。従来、Tiの生体親和性は、耐食性が良く、化学的にも安定であること、すなわちパッシブであることから、骨組織が近接接合できるとされていた。しかしその後の研究から、Ti表面の酸化膜は、化学的に安定なだけでなく、骨組織との結合を得るのに十分な誘電率を有しており、疑似体液中で能動的にリン酸カルシウムの沈着を示すことが報告され、現在ではTiは骨組織との接合においてアクティブな材料と認識されている。

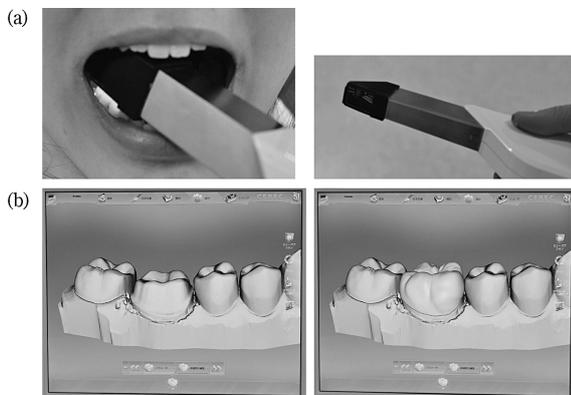


図5 口腔内スキャナーによる歯牙のデジタルインプレッションとCAD。(a)口腔内スキャナーにより撮影された3次元情報を元にコンピュータ上でデザインする。(b)最終的にCAMに送られ修復物が作製される。

(1) 歯科インプラントの特徴

整形外科領域の人工関節インプラントと異なり歯科インプラントの大きな特徴は、骨内から口腔粘膜を貫通し、生体外と言える口腔内に突出することである。そもそも生体組織は常に外胚葉性の組織である皮膚や粘膜で覆われているが、歯科インプラントはこの原則を逸脱し、ある意味人工物によって上皮の連続性を断つことで、成り立っている。すなわち歯科インプラントの成功のためには、創傷治癒の常態に反した、病態を維持することが求められることになる。

生体の正常な異物反応に逆行するような歯科インプラントは、すべからず構造的な欠陥がある。天然歯周組織においては図6(a)に示されるように、歯肉粘膜結合組織のコラーゲン繊維が歯根面に嵌合投錨したバイオロジカルシールにより細菌等の侵入を阻止する。これに対し、インプラントと周囲軟組織界面は、いわば寄り添うだけの接触であり、細菌感染に対する抵抗性が乏しい(図6(b))。そのため、インプラントの生物学的併発症の7割は、インプラント周囲炎、すなわちインプラント周囲の細菌感染症によるものであり、インプラントの成功のためには、天然歯にも勝るプラークコントロールが重要とされている。

歯科インプラントのもう一つの特徴は、インプラントと骨が密接に接合すること、すなわちオッセオインテグレーションを達成することである。天然歯根の周囲には歯根と歯槽骨との間に、歯根膜という100µm程の軟組織が介在し(図6(a)矢頭)、歯根膜内の血流が周囲の免疫や創傷治癒に大きく寄与し、また歯根膜を横断するコラーゲン繊維が歯牙にかかる荷重に対して、一種のショックアブソーバーの働きをする。歯科インプラントにはこの歯根膜が存在しないため(図6(b)矢頭)、上述の易感染性をもたらすばかりでなく、最大噛み締め時には自らの体重程もかかる荷重が直接顎骨に伝達されることになり、過大な応力集中によってインプラント支

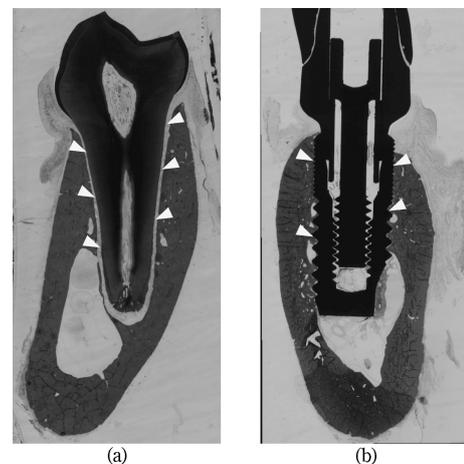


図6 天然歯(a)とインプラント(b)の歯肉貫通部研磨標本。矢頭：天然歯には骨組織と歯根の間に歯根膜が存在するが、インプラントは骨組織と直接接合する。

持骨の吸収をもたらす要因となり得る。

(2) 材料学的に見た歯科インプラントの現在と未来

インプラントの材料学的な重要事項⁽¹⁾である、①材質、②表面性状、③デザインの3項目に沿って、インプラント材の変遷と未来への展望を考えてみたい。

① Implant material(インプラントの材質)

歯科インプラント材の主流となっているのは、純Tiである。一部のシステムには、より強度の高いTi合金が使用されており、またより高い骨親和性のためにハイドロキシアパタイトでコーティングされたインプラントも存在する。現在本邦では未承認ではあるが、欧米では純Tiと同等の生体親和性を担保しながら強度が高いことで注目されている、Ti-Zr合金やジルコニアも実用化されている。

② Implant finish(インプラント表面性状)

オッセオインテグレートッドインプラントの創生期、機械加工表面やチタンプラズマスプレーなど、比較的平滑な面から粗い表面まで様々であったが、やがてある一定の表面粗さがオッセオインテグレーションに有効であることが示唆された⁽²⁾。細胞が接着する足場となる生体材料の表面形状は細胞形態に影響を与え、細胞行動を規制し、かつ骨形成関連タンパクの発現を亢進するといわれている。またインプラント表面での骨形成を促進するともいわれており、最適な表面粗さの存在を肯定している。現在では、プラスト、酸エッチング、陽極酸化など粗面を付与する方法に違いはあるものの、そのほとんどは中等度(Sa値1.0~2.0 μm)の粗さが採用されている⁽²⁾。

近年では第2世代の表面改質インプラントが上市されている。親水性を付与したインプラントや⁽³⁾。また、低濃度のフッ酸で処理することで、化学的にインプラントと骨との結合を促すことが示されている。

さらに第3世代のインプラント表面改質として、Bone morphogenetic protein(BMP)やFibroblast growth factor(FGF)をはじめとするインプラント周囲への骨形成を積極的に促すサイトカインの応用が、研究レベルで積極的に進められている⁽⁴⁾。サイトカインの適用方法や徐放システム、また費用対効果の観点など解決すべき問題はありますが、近い将来臨床に供されることが期待される場所である。

インプラントの表面改質はオッセオインテグレーションの亢進のみではなく、インプラントの弱点である脆弱なバイオリジカルシールの改善に関しても試みられており、数ミクロンの微細なレーザー加工を施し、コラーゲン繊維が貫入することを促すインプラント⁽⁵⁾や、また研究レベルでは、接着タンパクをコーティングすることで化学的に接合を高める試みや、逆にプラークの付着を阻害するような化学的表面改質も試みられている⁽⁶⁾。

③ Implant design(インプラントデザイン)

近年、表面性状とともにインプラントの(マクロ)デザイン

(形状)が大きく注目されている。テーパ形状は骨の中にスムーズにインプラントを挿入することができ、また挿入したインプラントが骨の中でガタつかないような皮質骨での確実な固定を容易に達成することができる。インプラントに付与されるネジ山の高さや、角度、ピッチにも構造力学に根ざした改良が試みられている⁽⁷⁾。歯科インプラントは、600回/日、最大咬合圧約600Nともされる咬合圧に晒され続ける。加えて歯根膜というショックアブソーバーがないため、荷重が直接骨へ伝達される。過大な応力集中は骨吸収を招き、インプラントの失敗に繋がるため、インプラントには適切な応力の分散を図るデザインが望まれる。いくつかのインプラントシステムに採用されているマイクロスレッド構造は、荷重下インプラントの辺縁骨への応力集中を分散させ、インプラント辺縁骨の維持に大きく貢献しているといわれている⁽⁸⁾。Nakanoら⁽⁹⁾は、荷重を受けた骨組織は、骨細胞、コラーゲン繊維(Col)ならびに生体アパタイト結晶(BAp)などで構成される骨微細構造(骨質)を変化させることを報告し、整形外科領域における人工関節システムにある種の表面溝加工を施すことで主応力付加を積極的に促進し、さらに良好な骨質の誘導を図ることができると報告している。今後歯科インプラントにも荷重を意識した意匠デザインが反映されるものと期待される。

4. 弾性・磁性を求められる歯科領域の金属材料

金属の特徴である弾性を利用した歯科材料がある。歯列矯正のワイヤーがその代表であるが、部分床義歯(部分入れ歯)の金属鉤(図7)も、歯のくびれた部分に入り込むことにより、義歯を外れにくくする。矯正用ワイヤーは治療が進むにつれ、数種類の弾性率を持つワイヤーを交換して用いる。特に治療の初期段階で使用されることが多いNi-Tiワイヤーは超弾性ワイヤーとして高い治療効果を発揮し頻用されるが、Niは金属アレルギーを引き起こしやすいところが問題点で

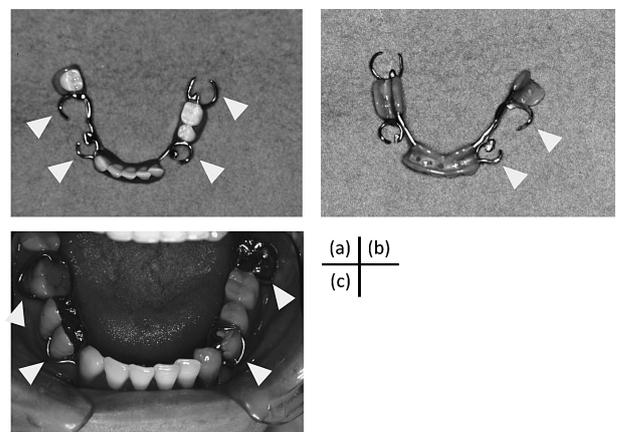


図7 部分床義歯の一例(矢頭が金属鉤)。
義歯の表面(a)と裏面(b)。口腔内に装着されると(c)金属鉤が歯牙のアンダーカットに入り鉤の弾性により維持力を発揮する。

ある。持続的かつ比較的大きな弾性力を有するのは金属材料の大きな利点であり、他の材料では得られない特性である。しかし歯列矯正用ワイヤーも部分床義歯の金属鉤も金属色を呈するため、審美性に関して臨床的にいまだ不満の残るところもある。

ユニークな金属の特性の歯科への応用に、義歯アタッチメントへの磁力の応用がある。現在では小型で高い磁力を有するNd-Fe磁石が応用され、これを義歯の中に組み込み、歯根にフェライト系のステンレス鋼を装着して義歯の維持力を発揮させている。このような磁性アタッチメントは歯根に対して垂直的には義歯が外れないだけの維持力を発揮する。一方水平的には吸引力を示さず、かつ着力点を低くすることができるため、歯を横に動かす力が減り、歯牙に対しては愛護的で臨床において有効性が高い。しかし近年の高磁力MRI検査では、通常磁力を有さない磁性体金属が磁場の中で磁石となり、局所的ではあるが、MR画像にアーチファクトを引き起こすことが問題視されている。

5. 最 後 に

金属材料の歯科利用について、必要とされる金属の特性に応じた例を述べてきた。各種純金属や合金が、様々な歯科臨床におけるニーズに応じて取捨選択され、現在では歯科治療に欠くことのできない材料となっている。今後は、材料の複合化や機能化、そしてさらなる新素材の開発による、審美性へのチャレンジと生体親和性の向上が期待されるところである。

文 献

- (1) T. Albrektsson, P. I. Brånemark, H. A. Hansson and J. Lindström: *Acta Orthop. Scand.*, **52**(1981), 155-170.
- (2) A. Wennerberg and T. Albrektsson: *Clin. Oral Impl. Res.*, **20**(2009), 172-184.
- (3) A. A. Balshe, D. A. Assad, S. E. Eckert, S. Koka and A. L. Weaver: *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, **24**(2009), 1113-1118.
- (4) R. Junker, A. Dimakis, M. Thoneick and J. A. Jansen: *Clin. Oral Impl. Res.*, **20**(2009), 185-206.
- (5) M. Nevins, L. Gobatto, H. J. Lee, C. W. Wang and D. M. Kim: *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, **33**(2013), 261-267.
- (6) R. Jimbo, T. Sawase, Y. Shibata, K. Hirata, Y. Hishikawa, Y. Tanaka, K. Bessho, T. Ikeda and M. Atsuta: *Biomaterials*, **28**(2007), 3469-3477.
- (7) T. Irinakis and C. Wiebe: *J. Oral Implantol.*, **35**(2009), 277-282.
- (8) D. W. Lee, Y. S. Choi, K. H. Park, C. S. Kim and I. S. Moon: *Clin. Oral Implants Res.*, **18**(2007), 465-470.
- (9) Y. Noyama, T. Nakano, T. Ishimoto, T. Sakai and H. Yoshikawa: *Bone*, **52**(2013), 659-667.

★★

澤瀬 隆

1993年 長崎大学大学院歯学研究所修了
 1996年 スウェーデンイエテボリ大学生体材料研究所客員研究員
 2004年 長崎大学大学院医歯薬学総合研究科准教授
 2009年1月-現職
 専門分野：歯科補綴学，口腔インプラント学
 ◎歯科材料・生体材料の表面改質，生体親和性の評価，歯科インプラントの開発に従事。

★★



澤瀬 隆



平 曜輔