

〔原著〕

## 3次元有限要素法を用いた口腔インプラント治療の術前シミュレーションの検討

石川 昌洋<sup>1)</sup>, 三嶋 直之<sup>2)</sup>, 仲西 康裕<sup>2)</sup>, 廣瀬 由紀人<sup>2)</sup>, 志茂 剛<sup>3)</sup>, 永易 裕樹<sup>1)</sup>, 越智 守生<sup>2)</sup>

1) 北海道医療大学歯学部 生体機能・病態学系 顎顔面口腔外科学分野

2) 北海道医療大学歯学部 口腔機能修復・再建学系クラウンブリッジ・インプラント補綴学分野

3) 北海道医療大学歯学部 生体機能・病態学系 組織再建口腔外科学分野

## Study of preoperative simulation of oral implant treatment by 3D FEA

Masahiro ISHIKAWA<sup>1)</sup>, Naoyuki MISHIMA<sup>2)</sup>, Yasuhiro NAKANISHI<sup>2)</sup>, Yukito HIROSE<sup>2)</sup>,  
Tsuyoshi SHIMO<sup>3)</sup>, Hiroki NAGAYASU<sup>1)</sup>, Morio OCHI<sup>2)</sup>

1) Division of Oral and Maxillofacial Surgery Department of Human Biology and Pathophysiology

2) Division of Fixed Prosthodontics and Oral Implantology, Department of Oral Rehabilitation

3) Reconstructive Surgery for Oral and Maxillofacial Region Department of Human Biology and Pathophysiology

**Key words** : Implant, Finite element analysis, Cone beam CT, Stent, STL files**Abstract**

**Purpose** : The aim of this study was to investigate the most mechanically useful treatment of dental implants to each case by creating an analysis model using CT data of an actual patient, reproducing postoperative conditions of prosthesis superstructure based on waxing up in a working model, and simulating preoperatively the mechanical movement after inserting implants.

**Methods** : The stent for the CT imaging of implants was created and the CT data in an actual patient while using the stent were simulated preoperatively with implant simulation software BIONA(Wadaseimitsu Inc., Japan).The simulated program files, the 3Ddata of the model and the data of

waxing up in superstructure were double-scanned, and thus the STL file was created and analyzed.

**Results** : The equivalent stress was calculated regarding the implant surrounding bone, the implant body and the implant superstructure respectively. Consequently, in this case it was recognized that as the implant size grew larger, the equivalent stress didn't decrease, and that the equivalent stress increased or decreased depending on the implant inserted site or its size.

**Conclusions** : The mechanical simulation can be performed preoperatively by constructing the STL file from the CT data in an actual patient using implant simulation software.

**緒 言**

口腔インプラント治療において現在まで多岐にわたる3次元有限要素法を用いた研究や力学的な研究が行われてきた。咬合力が口腔インプラント治療に及ぼす影響(塩田, 大野, 1997), 欠損様式や補綴形態による研究, インプラント体や上部構造の材料学的研究など, それぞれの研究で結論が示され, 今日のインプラント治療に大きく寄与してきた。しかし力学的動態や解剖学的条件は個々によって大きく異なり, 平均値による研究は必ずしも臨床と直結しないこともしばしばである(山川ら,

2008; 松島ら, 2012)。

また, 近年の口腔インプラント治療はCTより得た情報を基に顎骨の骨質や骨量, インプラントの選択や補綴治療を行うにあたりインプラントの植立位置と方向などの検査・診断に用いられている(正木ら, 2018)。さらに, インプラントシミュレーションソフトを用いて術前の計画を立案する等, サージカルテンプレートを作製して術前に計画された位置に正確に埋入が行われるように口腔インプラント治療の標準化が進んでいる(正木ら, 2018)。歯科医療におけるCTとしては, 歯科用コーンビームCTが一般開業医においても導入率が著しく増

加している。その利用方法は様々であるが、口腔インプラント治療での利用のみならず、パノラマX線撮影などでは十分な情報が得られないような、埋伏歯と周囲組織との関係や歯根破折と歯根形態の精査など多岐にわたって用いられている (柴田ら, 2016)。

しかし、現在の口腔インプラント治療は実際の埋入後を想定してシミュレーションを行うが、平均値によって解析された3次元有限要素解析のデータを参考としても、実際に埋入されたインプラントの材質の効果、インプラントの植立位置や方向・インプラントのサイズが及ぼす力学的影響を予測することはできず、必ずしも今までの3次元有限要素解析で得られている結論と状況が一致しないこともある。

そこで本研究は実際の患者CTデータを用いて解析モデルを作成し、上部構造などの補綴装置も作業模型上の理想的な位置のワックスアップを基に術後の状態を再現してインプラント埋入後の力学的動態を術前にシミュレーションし、個々の症例に対して力学的に最も有用である口腔インプラント治療を検討することを目的とした。

## 研究方法

インプラントCT撮像用のステント (Fig. 1) を製作し (和田精密歯研, 大阪, 日本), 上部構造ワックスアップ済みの診断用模型と実際の患者CTデータをダブルスキャンし、インプラントシミュレーションソフトBioNa (和田精密歯研) を用いて術前シミュレーションした (Fig. 2)。術前シミュレーションしたプログラムファイルから、和田精密歯研にてハレーションの無いSTLファイルを作成した (Fig. 3)。長径が10.0mmで3種類の直径 (3.7mm, 4.2mmおよび5.0mm) のインプラント体 (POI-EX, 京セラ, 大阪, 日本) をマイクロCTで撮影しモデル化した (Fig. 6)。インプラントは下顎左側第一

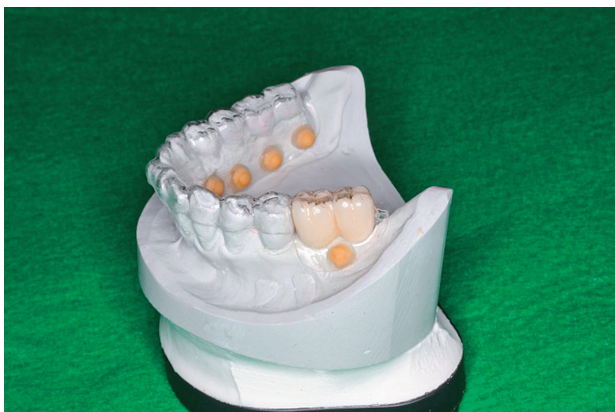


Fig.1 Template for photographing

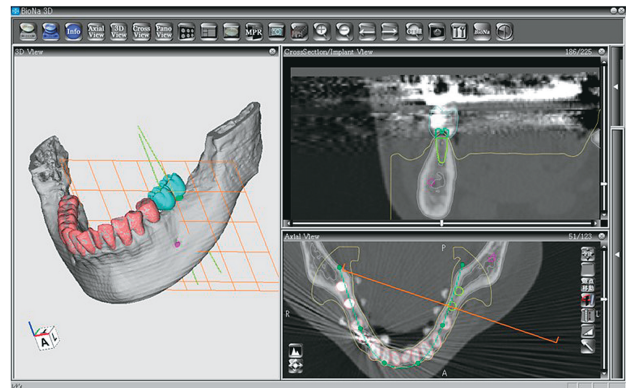


Fig.2 Implant treatment simulation (by BioNa)

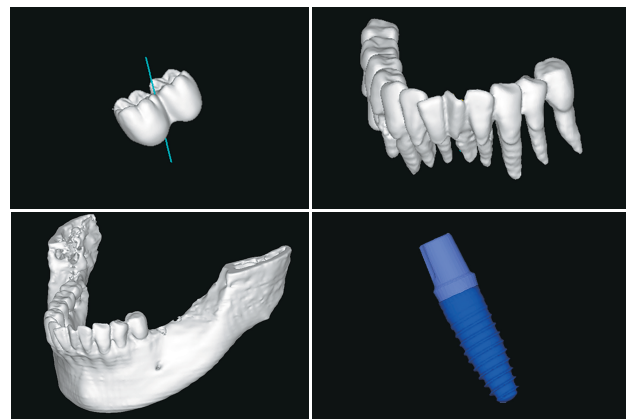


Fig.3 Stl-model

Upper left : Stl-model of final restraint. Upper right : Stl-model of tooth. Bottom left : Stl-model of mandibular. Bottom right : Stl-model of Implant

大臼歯相当部 (L1) と下顎左側第二大臼歯相当部 (L2) に設置された。設計から解析には、Mechanical Finder Version 9.0 (計算力学研究センター, 東京, 日本) を用いた。

解析モデルの構築は、メッシュサイズは最大1.0mm 最小0.5mmで構築し、総要素数1,907,544となった。境界条件はすべて接点共有とした (石川ら, 2013)。

材料条件は、インプラント体と上部構造がチタン合金を想定したヤング率108,000MPaポアソン比0.28とハイブリッドレジンを想定したヤング率20,000MPa, ポアソン比0.3。顎骨は最低ヤング率である海綿骨の14,800MPaポアソン比0.4。歯 (エナメル質を想定) はヤング率60,000MPaポアソン比0.3とした (Table. 1)。

荷重・拘束条件は、左右下顎角一点ずつを全方向に拘束, また頤部部位の一点を全方向のみ拘束し, 完全拘束条件とした。荷重条件は、本症例の咬合力を実際に測定し, 反対側の咬合力を参考に下顎第一大臼歯相当部であるL1インプラントにはインプラント上部構造中心に咬合平面に対し, 垂直に170Nを負荷し, L2インプラントにはL1インプラント同様に253Nを負荷した。 (Fig. 4)

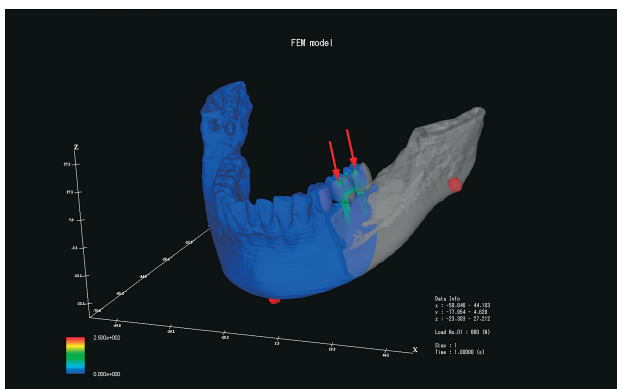


Fig.4 FEM-model

データの採取領域はインプラント体を中心として周囲を含む立方体状に設定し、インプラント体周囲骨と、上部構造とインプラント体よりそれぞれ抽出した。

対象となった患者には事前に説明し、同意書に署名を得た。また、同意の撤回、途中中断の自由も説明した。本研究は北海道医療大学歯学部・大学院歯学研究科倫理委員会の承認（承認番号第131号）と北海道医療大学個別差医療科学センター倫理委員会の承認（承認番号第2016\_017号）を得て実施した。

### 結 果

今回のモデル構築に要する時間は約30分程度で、解析時間は5分以内であった。しかし、症例や解析条件によっては解析時間が大幅に異なることも予想される。

#### 1. インプラント周囲骨の相当応力

Fig. 5に上部構造がチタン合金とハイブリッドの場合にインプラント周囲骨に発生した最大の相当応力を示す。上部構造がチタンの場合、L1インプラント周囲骨に発生する相当応力は直径を変化させてもL2インプラント周囲骨に発生する相当応力より小さくなった。最も大きな相当応力値を示したのは37相当部に直径4.2mmのインプラントを埋入した場合であり、最も小さな相当応力値を示したのは36相当部に直径5.0mmのインプラントを埋入した場合であった。

上部構造がハイブリッドの場合、37相当部に直径3.7mmと直径5.0mmのインプラントを埋入した場合にチタンより相当応力値が減少し、その他のインプラントサイズにおいて上部構造がチタン合金の場合より発生する相

Table.1 Material properties

| Material     | Young's modulus | Poisson'ratio |
|--------------|-----------------|---------------|
| Bone         | 14,800 MPa      | 0.4           |
| Tooth        | 60,000 MPa      | 0.3           |
| Titanium     | 108,000 MPa     | 0.28          |
| Hybrid resin | 20,000 MPa      | 0.3           |

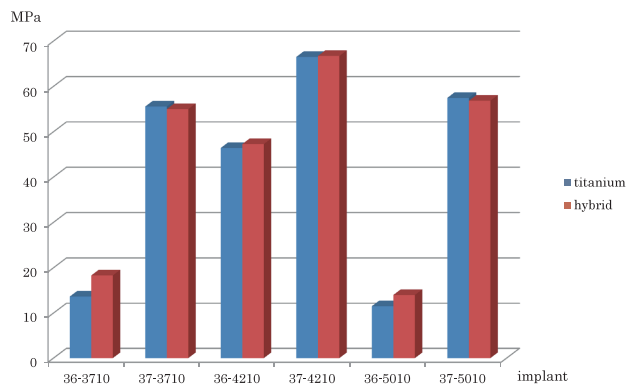


Fig.5 Maximum equivalent stress generated in the surrounding bone of the implant when the superstructure is composed of a titanium alloy and a hybrid.

当応力は増加したが、その差はわずかでありインプラントサイズと発生する応力の関係も同じであった。

#### 2. インプラント上部構造に発生する相当応力

Fig. 6に上部構造がチタン合金とハイブリッドの場合にインプラント上部構造に発生した最大の相当応力を示す。上部構造がチタン合金の場合、インプラント周囲骨と同様、インプラント体の直径にかかわらずL1インプラント上部構造に発生する相当応力はL2インプラントに発生する相当応力より小さくなった。最も大きな相当応力値を示したのは37相当部に直径5.0mmのインプラントを埋入した場合であり、最も小さな相当応力値を示したのは36相当部に直径4.2mmのインプラントを埋入した場合であった。

上部構造がハイブリッドの場合、チタン合金上部構造と同様にインプラント体の直径にかかわらずL1インプラント上部構造に発生する相当応力はL2インプラントに発生する相当応力より小さくなった。最も大きな相当応力値を示したのは37相当部に直径5.0mmのインプラントを埋入した場合であり、最も小さな相当応力値を示したのは36相当部に直径4.2mmのインプラントを埋入した場合であった。

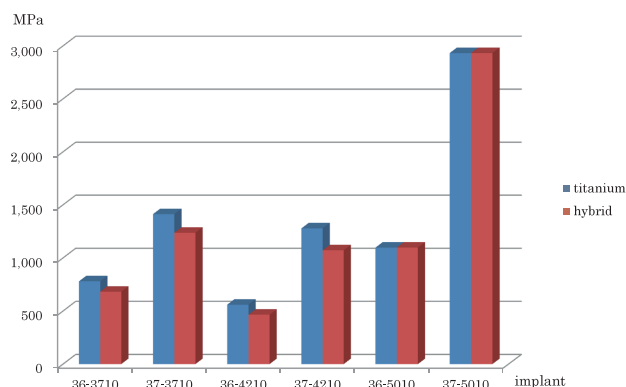


Fig.6 Maximum equivalent stress generated in the superstructure of the implant when the superstructure is composed of a titanium alloy and a hybrid.

### 3. インプラント体の相当応力

Fig. 7に上部構造がチタン合金とハイブリッドの場合にインプラントに発生した最大の相当応力を示す。L1インプラント周囲骨に発生する相当応力は直径が3.7mmと5.0mmの場合にL2インプラントに発生する相当応力より小さくなり、直径が4.2mmの場合はL2インプラントに発生した相当応力の方が大きくなった。最も大きな相当応力値を示したのは37相当部に直径3.7mmのインプラントを埋入した場合であり、最も小さな相当応力値を示したのは36相当部に直径5.0mmのインプラントを埋入した場合であった。

上部構造がハイブリッドの場合、上部構造がチタン合金の場合と同じように、直径が4.2mmの場合はL2インプラントに発生した相当応力の方が大きくなった。最も大きな相当応力値を示したのは37相当部に直径3.7mmのインプラントを埋入した場合であり、最も小さな相当応力値を示したのは36相当部に直径5.0mmのインプラントを埋入した場合であった。

## 考 察

本研究は実際の患者のCTデータを用いて解析モデルを作成した。従来の研究では実際の臨床を模したモデルや平均的な欠損状態を再現して応力解析が行われた(Shimada et al, 2001)。よって実際に必要とされる咬合高径やインプラント間距離など再現されずに応力解析は行われてきた。本研究によってこれらの問題を解決し、より実際に即した応力解析が行えたと考えられる。今後はインプラント位置関係や咬合条件、補綴装置の形態などさらなるデータが必要と考えられるが、本研究でも可能な限り理想を予測することができる結果を得た。

### 1. インプラント周囲骨の相当応力

Fig. 8にインプラント周囲骨相当応力のコンター図を示す。これまでの研究と同様に皮質骨相当のインプラン

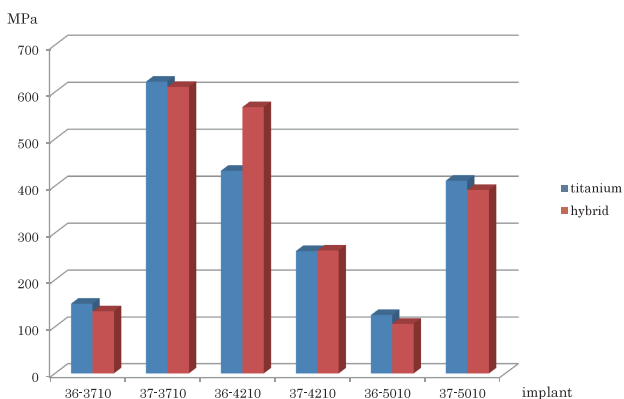


Fig.7 Maximum equivalent stress generated in the implant when the superstructure is composed of a titanium alloy and a hybrid.

ト頸部とインプラント体先端部に応力が集中している。

堤ら(2000)はミニプレートにおける下顎骨の応力測定から40MPa以下を生理的安全域、40MPa~60MPaを臨界域とし、60MPa以上を骨吸収域とした。太田ら(2012)はこの値が自身のブラキシズムの研究で咬合圧が40MPaという値を得ており、堤らの導き出した値をインプラントに応用して評価を行った。本研究もこの値を参考に結果を評価した。

上部構造がチタン合金の場合、37相当部に直径4.2mmのインプラント埋入した場合66.5MPaの相当応力を示しており、他の直径でも臨界域に達しているものの60MPaを越さないことから直径3.7mmか5.0mmのインプラント体を選択することが望ましいと考えられた。

上部構造がハイブリッドレジンの場合も同様に37相当部に直径4.2mmのインプラント埋入した場合66.7MPaと最も大きな相当応力を示しており、他の直径でのインプラント周囲に発生する相当応力もチタン合金と変わらないため、上部構造の材質はインプラント周囲への応力分布には大きな影響を与えないと考えられた。

### 2. インプラント上部構造に発生する相当応力

Fig. 9にインプラント上部構造相当応力のコンター図を示す。荷重部位および上部構造底面とインプラント体との接合部に応力が集中しており、上部構造の破折が起こる部位に合致した。

現在口腔インプラントには、強度のあるチタン合金としてチタンアルミニウムバナジウム(Ti-6Al-4V)が用いられている。このチタン合金の引張強さが約860MPa以上である(赤川ら, 2005)。またハイブリッドレジンの圧縮強さが303MPa~542MPaである(赤川ら, 2005)。

上部構造がチタン合金の場合、37相当部の相当応力は1000MPaを超えた。そして直径が5.0mmの場合2800MPa

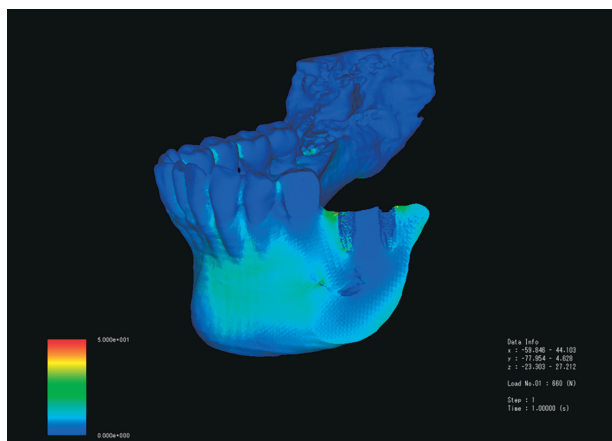
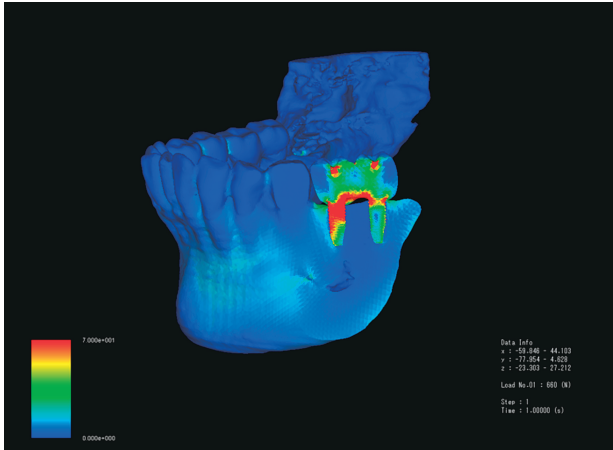


Fig.8 Contour diagram of stress equivalent to bone around the implant.



**Fig.9** Contour diagram of the stress equivalent to the superstructure of the implant.

と過大な相当応力を示した。チタン合金の引張強さを考慮すると直径が3.7mmか4.2mmのインプラント体を選択することが望ましいと考えられた。

上部構造がハイブリッドの場合も傾向は同様で、37相当部に直径5.0mmのインプラント体を選択した場合過大な相当応力を示した。すべての部位と直径でわずかに上部構造がチタン合金の場合より相当応力の減少を示したが、ハイブリッドレジンに圧縮強さが約540までだとすると37相当部の相当応力はどの直径でも圧縮強さを上回るため少しでも発生する相当応力の少ない直径4.2mmを選択することが望ましく考えられた。

### 3. インプラント体に発生した相当応力

上部構造がチタン合金の場合、37相当部に直径3.7mmのインプラントを埋入した場合最も大きい620MPaを示した。今回のインプラント体が純チタン2種を想定しており引張応力から、他の条件での相当応力はインプラント体の許容範囲だと考えられた。

上部構造がハイブリッドレジンの場合も同様に37相当部に直径3.7mmのインプラントを埋入した場合最も大きい610MPaを示した。しかし、36相当部に直径4.2mmのインプラントを埋入した場合でも567MPaの相当応力を示しており、直径5.0mmのインプラント体を望ましいと考えられた。

## 結 論

インプラントシミュレーションソフトを用いて実際の患者CTデータからSTLファイルを構築することで術前に力学的シミュレーションを行うことができる。力学的シミュレーションを行う事で解剖学的情報や平均値から得られたエビデンスだけでなく、患者個々での理想的な口腔インプラント治療を検討できた。

## 利益相反

本研究において開示すべき利益相反関係は無い。

## 文 献

- 赤川安正, 松浦正朗, 矢谷博文, 渡辺文彦. よくわかる口腔インプラント学. 医歯薬出版株式会社. 2005.
- 石川昌洋, 仲井太心, 遠藤一彦, 廣瀬由紀人, 越智守生. 下顎骨における即時垂直荷重でのインプラント周囲骨に発生する応力の3次元有限要素法解析. 歯産学誌. 27(1): 22-30, 2013.
- 太田貴之, 谷野之紀, 比嘉 昌, 大畑 昇. 3次元有限要素法を用いたチタンインプラント周囲骨の応力解析—インプラント体の直径と長径の違いが下顎骨の応力分布に与える影響—. 北海道歯誌 32: 156-165, 2012.
- 塩田真, 大野真一. インプラント適応患者の咬合力測定. 口病誌 64(3): 405-412, 1997.
- 柴田直樹, 内藤宗孝, 有地榮一郎, 中田和彦. 歯科用コーンビームCT. 日歯内療誌37(2): 75-89, 2016.
- Shimada J, Tajima K, Kakigawa H. Three-dimensional FEM Analysis of Implant for Controlling Stress Concentration on Surrounding Bone J Kyushu Dent Soc 55(1): 87-104, 2001.
- 堤定美, 末次恒夫, 松本直之: インプラントの生体力学. 厚徳社, 95-103, 2000.
- 正木千尋, 柄慎太郎, 近藤祐介, 向坊太郎, 田村暁子, 細川隆司. インプラント治療におけるデジタルデンティストリーの活用. 日補綴会誌 10: 216-223, 2018.
- 松島弘季, 阿部洋太郎, 渡辺浩, 服部重信. インプラント治療のための歯科用コーンビームCT画像による下顎骨臼歯部の解剖学的形態計測. 日口腔インプラント誌 25(3): 37-43, 2012.
- 山川優樹, 田村崇, 重光竜二, 依田信裕, 末永華子, 川田哲男, 佐々木啓一, 池田清宏. 口腔インプラントの力学的挙動の解明: 診療支援システムへ向けて. 日本計算工学会論文集2008年(2008巻): 20080014, 2008.



石川 昌洋

北海道医療大学歯学部生体機能・病態学系顎顔面口腔外科学分野

平成20年3月 岩手医科大学歯学部 卒業 歯科医師免許取得

平成21年3月 札幌医科大学歯科口腔外科 臨床研修終了

平成25年3月 北海道医療大学歯学部大学院歯学研究科博士課程修了

平成25年4月 北海道医療大学歯学部任期制助手（口腔機能修復・再建学系クラウンブリッジ・インプラント補綴学分野）

平成27年4月 北海道医療大学歯学部助教（生体機能・病態学系顎顔面口腔外科）

北海道医療大学病院勤務

現在に至る