

日 磁 齒 誌

J J Mag Dent

ISSN 0918-9629

2012

Volume 21. Number 1

JJMD

The Journal of the Japanese Society
of Magnetic Applications in Dentistry

日本磁気歯科学会雑誌

第21巻

第1号

日本磁気歯科学会

The Japanese Society of Magnetic Applications in Dentistry

日本磁気歯科学会雑誌

The Journal of the Japanese Society
of Magnetic Applications in Dentistry

Vol. 21, No. 1 2012

日本磁気歯科学会発行

第22回 日本磁気歯科学会学術大会の開催について

この度、第22回日本磁気歯科学会学術大会が下記の要綱で行われました。

会 期：平成24年11月2日（金）、3日（土）

会 場：徳島大学歯学部 大講義室

徳島県徳島市蔵本町3-18-15（市営バス・医学部前）

大会長：市川哲雄（徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部口腔顎顔面補綴学分野 教授）

特別講演・市民公開講座：平成24年11月3日（土）

演題：「天文学最前線ー私たちは宇宙をどこまで知ることができるかー」

講師：観山正見（広島大学学長室特任教授、国立天文台名誉教授、自然科学研究機構 理事）

教育シンポジウム：平成24年11月2日（金）

テーマ：「磁性アタッチメントで困ったら：診療ガイドラインを踏まえて」

座長：秀島雅之（医療委員会委員長、東京医科歯科大学回復系診療科 講師）

演題1：「磁性アタッチメントの適用は、どのような点に有効か？」

講師：鱒見進一（九州歯科大学顎口腔欠損再構築学分野 教授）

演題2：「磁性アタッチメントの失敗と対策」

講師：石上友彦（日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座 教授）

委員会シンポジウム：平成24年11月3日（土）

テーマ：「歯科における磁気用途の将来」

座長：市川哲雄（磁気用途検討委員会委員長、徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部口腔顎顔面補綴学分野 教授）

演題1：「MR画像に対する歯科材料の磁性の影響」

講師：誉田栄一（徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部歯科放射線学分野 教授）

演題2：「磁場の骨芽細胞への影響について」

講師：尾澤昌悟（愛知学院大学歯学部有床義歯学講座 准教授）

演題3：「口腔顎顔面領域における磁気計測技術の応用」

講師：重本修伺（徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部咬合管理学分野 助教）

ー 学術大会参加要綱 ー

参加登録：参加登録費の振込みをもって参加登録と致します。

参加登録および登録費：

10月1日（月）迄 会員5,000円、非会員7,000円

10月2日（火）以降 会員6,000円、非会員8,000円

参加登録費振込先：

みずほ銀行 津田沼支店（店番号334）普通2523012

第22回日本磁気歯科学会学術大会

複数人数分をまとめてお振込みの場合には、代表者名にてお振込み頂き、お手数ですがE-MailまたはFaxにて、事前登録者員の氏名を大会事務局までお知らせ下さい。（振込みだけでは氏名を確認できませんので必ずご連絡下さい。）

懇親会：平成24年11月2日（金） 19：00～

懇親会会場：ザ・グランドパレス徳島

会費：8,000円（お支払いは当日、学会場もしくは懇親会場でお願い致します。参加予定の方は事前にお名前をメールもしくはFAXでお知らせ頂ければ幸いです。）

連絡先：第22回日本磁気歯科学会学術大会実行委員会

実行委員長 永尾 寛

徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部

口腔顎顔面補綴学分野 日本磁気歯科学会 第22回学術大会実行委員会

TEL 088-633-7347, FAX 088-633-7461

E-mail: md24_tokushima@dent.tokushima-u.ac.jp

学会ホームページ：<http://www.jsmad.jp/>

本学会では認定医制度を設けており、磁気に関する専門知識、臨床技能を有する歯科医師を認定医として認定しています。

第12回 国際磁気歯科学会のお知らせ

THE 12TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON MAGNETIC APPLICATIONS IN DENTISTRY

GENERAL INFORMATION

The Japanese Society of Magnetic Applications in Dentistry (President: Prof. Tomohiko Ishigami, Nihon University) is a scientific association founded in 1991 and is devoted to furthering the application of magnetism in dentistry. The 12th International Conference on Magnetic Applications in Dentistry organized by JSMAD will take place on the Internet as follows.

Meeting Dates:

Monday, March 4 to Friday, March 22, 2013

Location:

JSMAD web site: <http://www.jsmad.jp/international-e.shtml>

General Chair:

Prof. Tetsuo Ichikawa
(The University of Tokushima).

Subjects:

Researches and developments related to dentistry and magnetism such as:

- Magnetic attachments for dentures
- Orthodontic appliances using magnets
- Measurement of jaw movement using magnetic sensors
- Biological effects of magnetic fields
- Dental applications of MRI
- Others

REGISTRATION INFORMATION

Registration:

Send e-mail titled "registration for 10th international conference" with your Name, University or Institution, Postal address, Phone, Fax and E-mail address to conference secretariat.

Registration Fees:

No registration fees. Anyone who is interested in magnetic applications in dentistry can participate in the conference via the Internet.

Publishing Charge for Proceedings:

After the conference, the proceeding will be published. The publishing charge is 8,000 JPY per page. (No charge for invited paper.)

GUIDELINES FOR PRESENTATION

Deadlines:

Entry: February 4, 2013

Poster submission: February 28, 2013

Entry:

Send Title and Abstract within 200 words with your Registration.

Paper submission:

Please send papers in Microsoft Word format to the conference secretariat by E-mail. All contents should be written in English. No multi-byte character, such as Japanese Kanji, should be contained. A template file can be obtained from the conference web site. Web presentations for the conference will be produced by the secretariat from the paper. The secretariat will not make any correction of the paper even miss-spelling, grammatical errors etc. Alternative format files are acceptable. Please contact to the secretariat for more detailed information.

Discussion:

Discussions will be done using a bulletin board on JSMAD Web Site via the Internet. The authors should check the board frequently during the meeting dates. If questions or comments on your presentation are posted, please answer them as soon as possible.

Notice to Contributors:

Freely-given informed consent from the subjects or patients must be obtained. Waivers must be obtained for photographs showing persons.

Note:

Copyright of all posters published on the conference will be property of the Japanese Society of Magnetic Applications in Dentistry. Copies of the posters will be made and transferred to JSMAD web site for continuous presentation after the meeting dates. For further information, send e-mail to md24_tokushima@dent.tokushima-u.ac.jp

CONFERENCE SECRETARIAT:

SECRETARIAT: Kan Nagao, The University of Tokushima
E-mail: md24_tokushima@dent.tokushima-u.ac.jp
Tel: +81-88-633-7347, Fax: +81-88-633-7461

Visit JSDMD Home Page for updates!

[Http://www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)

日本磁気歯科学会よりお知らせ

☆お願い☆

現在磁気歯科学会では、会員への情報伝達の省力化を考え、電子メールでの情報配信を目指し、会員の方々へ、メールアドレスの登録をお願いしています。事務局へメールアドレスの登録をお願いいたします。

[新規入会]

入会希望者は、綴じ込みの会員登録用紙に必要事項を御記入の上、事務局宛に御送付ください。入会金、年会費は綴じ込みの郵便振替用紙を御利用ください。

入会金：5,000円

年会費：5,000円

[未納会費の払込み]

既に会員の方で、旧年度の会費未納な方は綴じ込みに郵便振替用紙を用いて、該当年度の会費をお支払いください。

[認定医制度のご案内]

平成17年度より日本磁気歯科学会認定医制度が発足しました。

詳細は、本雑誌綴じ込みの案内または、下記ホームページを参照してください。不明は、事務局までお問い合わせください。

[ホームページのご案内]

日本磁気歯科学会のホームページは <http://www.jsmad.jp/> です。ご活用ください。

[事務局]

ご質問等は、以下事務局にお問い合わせください。

〒803-8580 北九州市小倉北区真鶴2-6-1

九州歯科大学顎口腔欠損再構築学分野内

日本磁気歯科学会事務局

Tel 093-582-1131 Fax 093-582-1139



目次

総説論文

歯科用金属による MR 画像への影響（金属 artifact の低減、除去方法）	1
土橋 俊男	
医療用低磁性合金の開発	10
野村直之, 埴 隆夫	
特集「磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定」	
磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定	16
秀島 雅之	
顎関節学会ガイドライン策定の経緯	22
西山 暁	
磁性アタッチメントのインプラントへの適用	28
－ 顎顔面補綴診療ガイドライン作成の経験から －	
尾澤 昌悟	
デルファイ法とは	32
永尾 寛, 後藤崇晴, 石田雄一, 市川哲雄	

原著論文

MRI 対応策としてのキーパー着脱が容易な根面板の考案	37
阿部有希, 長谷川みかげ, 宮田和幸, 石島 学, 塩野目尚, 安田裕康, 石上友彦	
インプラント用キーパーのスクリーホールが吸引力に及ぼす影響	42
岩井孝充, 熊野弘一, 中村好徳, 吉原健太郎, 川口卓行, 山田康平, 岡本樹一郎, 大野友三, 高田雄京, 田中貴信	
インプラント用キーパーの固定法の違いにおける力学的検討	50
林 建佑, 神原 亮, 中村好徳, 大野芳弘, 岩井孝充, 庄司和伸, 増田達彦, 坂根 瑞, 大野友三, 高田雄京, 田中貴信	
インプラントオーバーデンチャー用緩圧型アタッチメントの維持力と被圧変位性	57
小澤大輔, 鈴木恭典, 長田秀和, 河野健太郎, 大久保力廣	

臨床論文

低位咬合をともなう下顎臼歯部欠損に磁性アタッチメント義歯を応用した 1 症例	66
曾根峰世, 根来理沙, 奥津史子, 草野寿之, 松川高明, 豊田有美子, 頼近 繁, 岡本和彦, 大川周治	
Magno-Telescopic Crown (MT 冠) を用いた補綴症例	70
熊野弘一, 中村好徳, 増田達彦, 坂根 瑞, 金野弘靖, 白石浩一, 板倉 崇, 大野友三, 高田雄京, 田中貴信	
磁性アタッチメントを応用した可撤性歯肉の一例	75
河野稔広, 鱒見進一, 楨原絵理, 八木まゆみ, 千草隆治, 有田正博	

臨床論文

- 硬質レジン前装冠の基底結節部に磁性アタッチメント用キーパーを応用した一症例 79
 泉田 明男
- 磁性アタッチメントを応用した部分床義歯補綴症例の18年間の経過 83
 中村 和夫

安全基準委員会報告

- 「磁性アタッチメントとMRI」歯科用磁性アタッチメント装着者のMRI安全基準マニュアル 91
 日本磁気歯科学会 安全基準委員会

第21回日本磁気歯科学会学術大会 抄録

- 歯科用磁性合金「Attract P®」再鋳造による吸引力への影響 111
 — 組成変化、構成元素分散状態について —
 吉原健太郎, 岩井孝充, 中村好徳, 金野弘靖, 小木曾太郎, 増田達彦, 田中茂生, 高田雄京,
 田中貴信
- 三次元有限要素法を用いた歯冠外磁性アタッチメントの力学的解析 112
 大野芳弘, 神原 亮, 中村好徳, 増田達彦, 熊野弘一, 林 建佑, 中村浩子, 宮田信男, 田中貴信
- MI センサを用いた嚥下運動測定法と咽頭マイクによる嚥下音との比較 113
 濱口和仁, 芥川正武, 手川歆識, 木内陽介, 市川哲雄, 本釜聖子
- 改良型プローブを用いた口蓋粘膜血流量の観察 114
 川口卓行, 星合和基, 伊藤 瑠, 藤波和華子, 音田亜矢子, 田中義大, 永井秀典, 三井 誠,
 田中貴信
- 低位咬合を伴う下顎臼歯部欠損に磁性アタッチメントを応用した1症例 115
 根来理沙, 曾根峰世, 奥津史子, 草野寿之, 松川高明, 豊田有美子, 頼近 繁, 蓮池敏明, 岡本和彦,
 大川周治
- キーパーの除去が容易なダイレクトボンディング法による磁性アタッチメントの臨床応用 116
 竹内沙和子, 佐藤裕二, 北川 昇, 木下芳樹, 鍛冶田忠彦, 鯨井 修
- 磁性アタッチメントを応用した可撤性歯肉の一例 117
 河野稔広, 榎原絵理, 八木まゆみ, 千草隆治, 有田正博, 鱒見進一
- インプラント用キーパーにおける窒化チタンイオンコーティングの基礎的検討 119
 岩井孝充, 吉原健太郎, 中村好徳, 熊野弘一, 大野芳弘, 白石浩一, 中村浩子, 齊藤 一, 村上 弘*,
 田中貴信
- インプラント用キーパーの固定法の違いに関する力学的検討 120
 林 建佑, 神原 亮, 中村好徳, 大野芳弘, 岩井孝充, 庄司和伸, 熊野弘一, 津田賢治, 村上 弘,
 田中貴信
- インプラントオーバードンチャー用緩圧型アタッチメントの負担圧配分 121
 河野健太郎

下顎歯列および歯槽骨が著しく舌側傾斜している患者に対して磁性アタッチメントを用いた オーバーデンチャーで咬合回復した1症例	122
石田 雄一	
Magno-Telescopic Crown (MT 冠) を用いた補綴症例	124
熊野 弘一	
磁性アタッチメントを用いたフルマウスリコンストラクション	125
増田 達彦	
テレスコープ型磁性アタッチメント義歯による、補綴再治療症例	126
永田和裕, 川村真之	
磁性アタッチメントを応用したコーヌステレスコープ遊離端義歯の症例	127
佐藤雅之, 秀島雅之, 和田淳一郎, 安藤智宏, 犬飼周佑, 和達重郎, 鶴見麻有子, 小高容平, 坪田康弘, 五十嵐順正	
磁性アタッチメントの各種吸引力測定法について	128
— ISO 新治具を用いた測定 —	
庄司和伸, 中村好徳, 増田達彦, 岩井孝充, 神原 亮, 小木曾太郎, 中村浩子, 高田雄京, 田中貴信	
キーパー付き根面板の軸面形態が支台歯および周囲組織におよぼす影響	129
渋谷哲勇, 山中大輔, 内田天童, 大山哲生, 中林晋也, 豊間 均, 大谷賢二, 石島 学, 石上友彦	
臨床使用されたキーパーの表面性状が維持力に及ぼす影響	130
塩野目尚, 小川 泰, 遠藤茂樹, 木内美佐, 梅川義忠, 長谷川みかげ, 宮田和幸, 阿部有希, 石上友彦	
根面板が装着された支台歯のセメント質とマージンの観察	132
杉田杏奈, 遠藤茂樹, 永井栄一, 月村直樹, 齋藤秀雄, 秋田大輔, 諸隈正和, 鈴木奈央未, 石上友彦	
ハイブリッド型コンポジットレジンを用いたキーパー付き根面板の製作	133
前田祥博, 高山慈子, 大久保力廣, 土田富士夫, 細井紀雄	
平成23年度 日本磁気歯科学会第2回理事会議事要旨	135
平成24年度 日本磁気歯科学会第1回理事会議事要旨	136
日本磁気歯科学会会則	138
日本磁気歯科学会認定医制度規則	138
日本磁気歯科学会認定医制度施行細則	140
日本磁気歯科学会雑誌投稿規定	141
平成24年度日本磁気歯科学会役員	143
平成25-26年度日本磁気歯科学会役員	144
日本磁気歯科学会 認定医名簿	145
磁気歯科診療ガイドライン作成のためのアンケート予備調査のお願い	147
賛助会員	149
編集後記	149



*The Journal of the Japanese Society
of Magnetic Applications in Dentistry
Vol. 21, No. 1, 2012*

Contents

Influence of Metal Dental Materials on MR Imaging. – Removal and redaction of Metal Artifact –	1
<i>Toshio Tsuchihashi</i>	
Development of metallic biomaterials with low magnetic susceptibility	10
<i>Naoyuki Nomura, Takao Hanawa</i>	
Formulating Clinical Practice Guidelines for Magnetic Attachment Applications	16
<i>Masayuki Hideshima</i>	
Details of clinical guidelines in the Japanese Society for the Temporomandibular Joint	22
<i>Akira Nishiyama</i>	
Application of magnetic attachment for dental implant therapy – From editorial experience of the maxillofacial prosthetic clinical guideline –	28
<i>Shogo Ozawa</i>	
Delphi technique to draw up a clinical practice guideline on magnetic attachment	32
<i>Kan Nagao, Takaharu Goto, Yuichi Ishida, Tetsuo Ichikawa</i>	
New technique for making root coping of removable magnetic keeper as a countermeasure for MRI	37
<i>Yuki Abe, Mikage Hasegawa, Kazuyuki Miyata, Manabu Ishijima, Takashi Shionome, Hiroyasu Yasuda, Tomohiko Ishigami</i>	
Influence of implant magnetic keeper screw halls on their attractive force	42
<i>Takamitsu Iwai, Hirokazu Kumano, Yoshinori Nakamura, Kentaro Yoshihara, Takayuki Kawaguti, Kohei Yamada, Kiichiro Okamoto, Yuzo Ohno, Yukyo Takada, Yoshinobu Tanaka</i>	
Stress Analysis for Different Retaining Methods of Implant Keeper	50
<i>Kensuke Hayashi, Ryo Kanbara, Yoshinori Nakamura, Yoshihiro Ohno, Takamitsu Iwai, Kazunobu Shoji, Tatsuhiko Masuda, Mizuho Sakane, Yukyo Takada, Yoshinobu Tanaka</i>	
Retentive forces and displacement of stress breaking ball attachment	57
<i>Daisuke Ozawa, Yasunori Suzuki, Hidekazu Osada, Kentaro Kono, Chikahiro Ohkubo</i>	
A case report of a removable denture using magnetic attachments for mandibular molar missing with a decreased occlusal vertical dimension	66
<i>Mineyo Sone, Risa Negoro, Fumiko Okutsu, Toshiyuki Kusano, Takaaki Matsukawa, Yumiko Toyota, Shigeru Yorichika, Kazuhiko Okamoto and Shuji Ohkawa</i>	

A Case Report of Prosthesis using the Magno-Telescopic Crown	70
<i>Hirokazu Kumano, Yoshinori Nakamura, Tatsuhiko Masuda, Mizuho Sakane, Hiroyasu Konno, Koichi Shiraishi, Takashi Itakura, Yuzo Ohno, Yukyo Takada, Yoshinobu Tanaka</i>	
A case report of removable gum using a magnetic attachment	75
<i>Toshihiro Kawano, Shin-ichi Masumi, Eri Makihara, Mayumi Yagi, Ryuji Chigusa, Masahiro Arita</i>	
A Resin Facing Cast Crown with a Keeper-Bonding between the Keeper of a Magnetic Attachment and a Ag-Pd-Au Cast Alloy Was Used : A Case Report	79
<i>Akio Izumida</i>	
An 18-year Follow-up of the Patient treated by Removable Partial Denture with a Magnetic Attachment	83
<i>Kazuo Nakamura</i>	



解説 Review

Journal home page : www.jsmad.jp/

歯科用金属による MR 画像への影響（金属 artifact の低減、除去方法）

土橋俊男

日本医科大学付属病院放射線科

Influence of Metal Dental Materials on MR Imaging.

—Removal and redaction of Metal Artifact—

Toshio Tsuchihashi

Department of Radiology, Nippon Medical Main Hospital

要旨

MRI 撮像時に、歯科の治療に用いられている金属材料が原因と思われる金属 artifact は日常よく経験する。頭頸部の撮像の際には、歯の金属修復物の周囲が広範囲に無信号になったり、画像が歪んだりし問題となる。この金属 artifact は、治療に用いた金属の磁性（磁化率）によりその影響範囲は大きく異なる。また、MRI 装置の静磁場強度、撮像条件によっても大きく異なる。金属 artifact の影響範囲は、静磁場強度および金属材料の磁化率に比例し、周波数エンコード用の傾斜磁場強度に反比例する。

画像の歪みや信号の消失という一般的な金属 artifact 以外に、歯の金属修復物が存在する場所から離れた所に異常高信号（遊走性金属 artifact と呼ばれる）が発生する場合もある。

本稿では、撮像 sequence、撮像 parameter と金属 artifact の関係を示し、金属 artifact の低減および除去方法を中心に解説する。

Abstract

By metal artifact, around the metallic restoration of a tooth becomes no signal. In addition, the image is distorted. Metal artifact, the influence may vary depending on the magnetism of the metal (magnetic susceptibility) used in the treatment. Also depends on magnetic field and imaging parameter. Influence of metal artifact is proportional to the magnetic field and magnetic susceptibility of metallic materials.

Describe the relationship between the parameter (sequence) and the metal artifact. To describe the reduction and removal of metal artifact.

キーワード

(Key words)

MRI	(Magnetic resonance imaging)
金属アーチファクト	(Metal artifact)
遊走性金属アーチファクト	(Marching metal artifact)
磁性アタッチメント	(Magnetic attachment)
キーパー	(Keeper)

1. はじめに

Magnetic resonance imaging (MRI) 検査では、歯科の治療に用いられている金属材料が原因と思われる artifact を日常よく経験する。歯科治療の際、歯に強固にセメント合着された金属性の修復物は、一般に壊して撤去する以外に取り外すことが不可能である。このため、頭頸部の撮像の際には、歯の金属修復物の周囲が広範囲に無信号になったり、画像が歪んだりする、いわゆる金属 artifact が問題となる。この金属 artifact は、治療に用いた金属の磁性（磁化率）によりその影響範囲は大きく異なる。また、MRI 装置の静磁場強度、撮像 sequence および各種撮像 parameter によっても大きく異なる。金属 artifact の影響範囲は、静磁場強度および金属材料の磁化率に比例し、周波数エンコード用の傾斜磁場強度に反比例する¹⁾。したがって、静磁場強度が高くなれば金属 artifact も大きくなるが、実際の撮像においては撮像 parameter の設定の影響が大きく、理論通りにはならないことが多い。

画像の歪みや信号の消失という一般的な金属 artifact 以外に、歯の金属修復物が存在する場所から離れた所に異常高信号（遊走性金属 artifact と呼ばれる）が発生する場合もある^{2,3)}。この金属 artifact は、撮像 parameter の工夫により完全に除去することが可能である。

本稿では、撮像 sequence、撮像 parameter と金属 artifact の関係を示し、金属 artifact の低減および除去方法について記載する。

2. 金属 artifact

強磁性体が存在すると、その周囲で磁場が歪み共鳴周波数が変化する。その結果、プロトンの位相がずれることになり、画像歪みや信号の消失が発生する⁴⁾。これが金属 artifact であり、図 1 (a) に代表的な画像を示す。また、金属が存在する部分から離れた場所に発生する特殊な金属 artifact である遊走性金属 artifact を図 1 (b) に示す。

3. Pulse sequence と金属 artifact

Spin echo sequence (SE 法)、gradient echo sequence (GRE 法) および echo planar imaging (EPI) の金属 artifact を比較した画像を図 2 に

示す。EPI を除いて基本的な撮像条件をそろえて比較を行った結果である。

SE 法と GRE 法を比較すると、明らかに GRE 法で金属 artifact が大きくなっている。GRE 法と EPI を比較すると、EPI が非常に大きな影響を受けていることが分かる。

今回比較した撮像方法による金属 artifact の影響範囲は、SE 法 < GRE 法 < EPI 法の関係がある。

4. 静磁場強度の影響

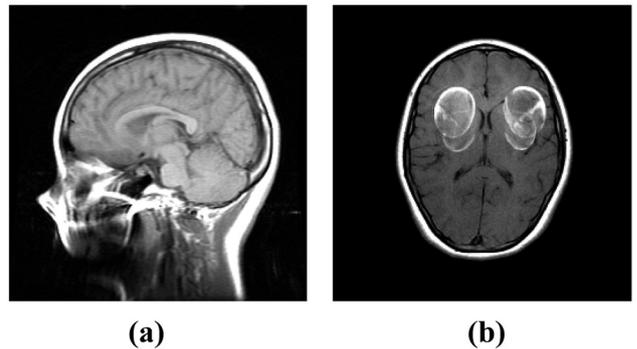


図 1. 金属 artifact
a: 一般的な金属 artifact
b: 遊走性金属 artifact

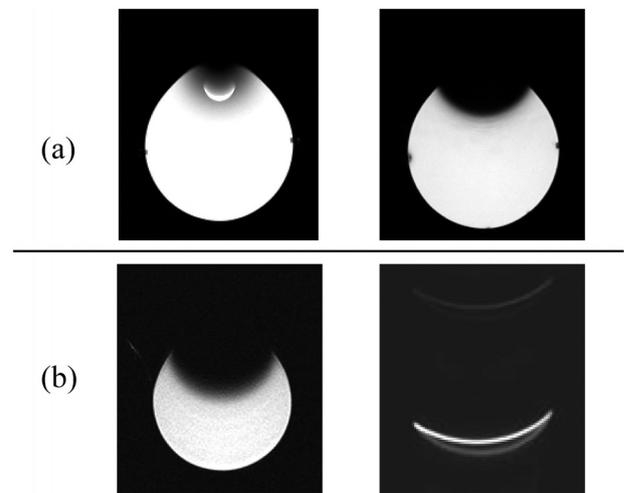


図 2. SE 法、GRE 法および EPI の金属 artifact の比較
a: SE 法と GRE 法の比較 (TR、TE、BW などの撮像条件を統一して比較)
b: GRE 法と EPI の比較 (一般的に臨床で使用している撮像条件で比較)

3T と 1.5T の空気と水の磁化率差による影響の違いを図 3 に示す。金属 artifact ではないが、発生原因は同じであり静磁場強度が高い 3T で影響範囲が増大している。撮像条件をすべて同一にした比較であり、静磁場強度の違いだけが画像に

現れるようにしている。静磁場強度に比例して金属 artifact が大きくなるのが分かる。

強磁性体と周辺組織の磁化率差が100ppm 程度存在したと仮定した場合、1.5T 装置での金属 artifact の影響範囲は次の様になる。

静磁場強度が1.5T の場合、プロトンの共鳴周波数は64MHz である。磁化率の差が100ppm とすると、両者の共鳴周波数のずれは、 $64 \times 10^6 \times 100 \times 10^{-6} = 6400\text{Hz}$ となる。次に、1G 当りの周波数帯域は、 $(64 \times 10^6) / 1.5 \times 10^4 = 4000\text{Hz/G}$ である。ここで、周波数エンコード用傾斜磁場の勾配が5mT/m で印加されると、1mm 当りの勾配は0.05G となる。ピクセルサイズが1mm の場合、1ピクセル当りの周波数帯域は $4000 \times 0.005 = 200\text{Hz}$ となる。この状態で周波数エンコード方向の影響範囲は、 $6400 / 200 = 32$ ピクセルとなる。同様に3T 装置で求めると、両者の共鳴周波数のずれは2倍になる。1ピクセル当りの周波数帯域には変化がないため、周波数エンコード方向の影響範囲は2倍の64ピクセルとなる。この様に、撮像 parameter が同じであれば、静磁場強度に比例して影響範囲が増大する。しかしながら、実際の撮像においては撮像 parameter の設定の影響が大きく、理論通りにはならないことが多い。低磁場装置だからといって、金属 artifact が小さくなるとは限らない。図4にファントム画像による比較を示す。aは1.5T、bは0.3T 装置の画像である。撮像条件は、それぞれ頭部のルーチン検査で使用する T1強調画像用のものである。静磁場強度が低い装置の金属 artifact が、高磁場装置より大きくなっている。この原因としては、データ収集時の sampling bandwidth (BW) の影響が考えられる。例えば、先ほどの例と同様に強磁性体と周辺組織の磁化率差が100ppm 程度存在したと仮定して考える。

1.5T の場合、プロトンの共鳴周波数は約64MHz であり、磁化率差100ppm は、 $64 \times 10^6 \times 100 \times 10^{-6} = 6400\text{Hz}$ となる。この状態で、1ピクセルあたりの周波数帯域が400Hz になるような BW のシーケンスを選択すると、磁化率差の影響は $6400 / 400 = 16$ ピクセルとなる。全く同じ状態で静磁場強度が0.3T の場合を考えると、プロトンの共鳴周波数は約12.8MHz であるため、磁化率差100ppm は、 $12.8 \times 10^6 \times 100 \times 10^{-6} = 1280\text{Hz}$

となる。この状態における磁化率差の影響は $1280 / 400 = 3.2$ ピクセルとなり、1.5T よりも影響範囲が減少する。ところが、0.3T 装置において BW が狭帯域に設定されているシーケンスを選択し、1ピクセルあたりの周波数帯域が50Hz 程度になっていると、磁化率差の影響範囲は $1280 / 50 =$ 約26ピクセルとなり、1.5T 装置よりも金属 artifact の影響範囲が増大する。このように、金属 artifact は、静磁場強度に比例して大きくなるが、BW の影響を強く受けることになる。BW を任意に設定できる装置もあるが、一般に低磁場装置では SNR が低いため、BW を狭帯域に設定していることが多い。したがって、低磁場装置だからといって必ずしも金属 artifact が小さくなるとは限らない。

5. 撮像 parameter と金属 artifact

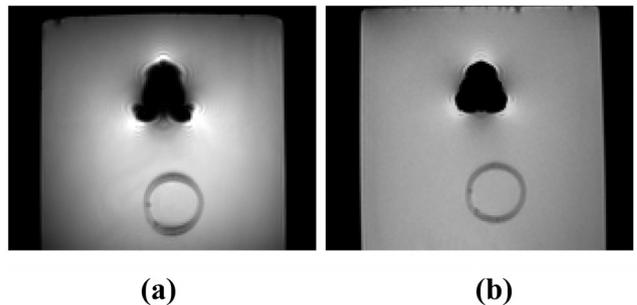


図3. 静磁場強度の影響

a : 3T
b : 1.5T

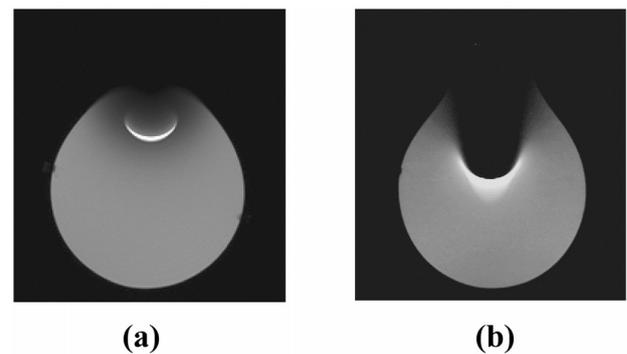


図4. 静磁場強度の影響

a : 1.5T
b : 0.3T

MRI の撮像 parameter は、repetition time (TR)、echo time (TE)、BW、field of view (FOV)、matrix などがある。これらと金属 artifact の関係を述べていく。

5-1. TE と金属 artifact

SE 法の場合は、 180° RF pulse によりエコー中心において静磁場の不均一に起因する位相の乱れがキャンセルされる。その結果、TE を延長しても金属 artifact に変化が認められない (図 5 a)。したがって、SE 法における TE の短縮は、金属 artifact を小さくする効果がない。一方、GRASS などの GRE 法は、refocusing pulse がなく傾斜磁場の反転でエコーを収集するため、静磁場の不均一に起因する位相の乱れがキャンセルされない。その結果、TE の延長とともに金属 artifact が大きくなる (図 5 b)。

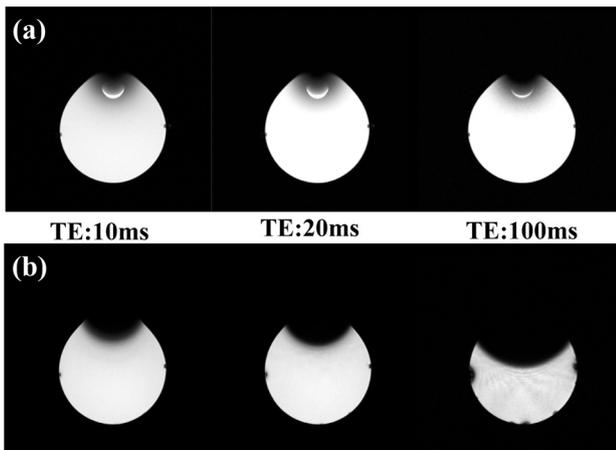


図 5. TE と金属 artifact
a: SE 法の比較
b: GRE 法の比較

5-2. BW と金属 artifact

MRI の金属 artifact の影響範囲を考えるには、BW と周波数エンコード用傾斜磁場の強度および 1 ピクセル当りの周波数帯域の関係を理解することが重要となる。

MRI では、FOV とピクセルサイズが等しい場合、周波数エンコード用傾斜磁場強度とサンプリング時間の積は必ず一定になる⁵⁾。このため、BW を狭帯域にするとサンプリング時間が長くなり、周波数エンコード用傾斜磁場強度が弱くなる。例えば、matrix が 256 で BW が $\pm 16\text{kHz}$ (32kHz) でのデータの収集時間は $1 / 32 \times 10^3 \times 256 = 0.008$ (8ms) となる。この時に、周波数エンコード用傾斜磁場強度が 2kHz/cm とする。この状態で、他の parameter は変更することなく BW を $\pm 32\text{kHz}$ (16kHz) にすると、データの収集時間は $1 / 64 \times 10^3 \times 256 = 0.004$ (4ms) と半分になり、

周波数エンコード用傾斜磁場強度が 4kHz/cm となる。1 ピクセル当りの周波数帯域は、 $32\text{kHz} / 256 = 125\text{Hz}$ と $64\text{kHz} / 256 = 250\text{Hz}$ となる。強磁性体の影響で共鳴周波数にずれが生じた場合には、そのずれの影響範囲は 1 ピクセル当りの周波数帯域が狭い方が増大する。このように、BW を狭帯域にするほど金属 artifact が大きくなる。

BW は、1 ピクセル当りの周波数の範囲を決定する parameter であり、金属 artifact、ケミカルシフト artifact および SNR に大きく関係し、MRI の画質に係る重要な parameter である。BW は、装置によってその表示方法が異なり、FOV あたりの BW として表示する装置と、ピクセルあたりの BW として表示する装置がある。また、装置によってはユーザーが任意に設定できないこともある。

SE 法および GRE 法の BW の変更に伴う金属 artifact の変化を図 6 に示す。BW のみを変更した場合、BW が狭帯域になるほど金属 artifact が大きくなる。

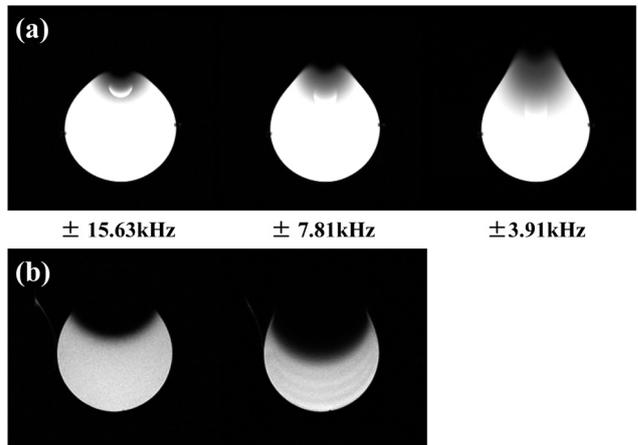


図 6. BW と金属 artifact
a: SE 法の比較 (TR および TE は一定)
b: GRE 法の比較 (TR および TE は一定)

5-3. FOV と金属 artifact

MRI の場合、FOV の変更は周波数エンコード用傾斜磁場強度を変化する方法と、BW を変化する方法がある。周波数エンコード用傾斜磁場強度を変化する方法では、FOV を縮小すると周波数エンコード用傾斜磁場が強く印加され BW には変化がない。BW に変化がないが、金属 artifact は小さくなる。例えば、ある FOV で 1mm / ピクセルの大きさに 150Hz / ピクセルの周波数帯域の

時に、450Hz/ピクセルのズレを生じると3ピクセルのずれとなる。この場合、ズレの大きさは3mmである。周波数エンコード用傾斜磁場の強度を2倍にしてFOVを1/2にした場合、ピクセル当りの周波数帯域は変化がない。したがって、3ピクセルのずれは同じであるが、1ピクセルの大きさは0.5mm/ピクセルになっているため、画像上の影響範囲は1.5mmと半減する。つまり、周波数エンコード用傾斜磁場強度を強くしてFOVを縮小すると、金属 artifact が小さくなる(図7 b)。逆にFOVを拡大する場合は、周波数エンコード用傾斜磁場強度を弱くしなければならないので、本法では金属 artifact が大きくなる。一方、BWの変化による方法では、周波数エンコード用傾斜磁場強度に変化がない。BWは変化するが、FOVの大きさに関係なく(FOVを縮小しても拡大しても)金属 artifact に変化がない(図7 c)。

FOVを縮小する場合は、BWが狭帯域になる。例えば、FOVを1/2にするとBWが1/2になり1ピクセル当たりの周波数帯域も1/2になる。したがって、金属 artifact の影響範囲はピクセル数では2倍になる。しかしながら、FOVが1/2になっているということはピクセルサイズも1/2になっているため、画像上での金属 artifact の大きさには変化がない。FOVを拡大した場合も同様に考えることができ、金属 artifact の大きさに変化がない。

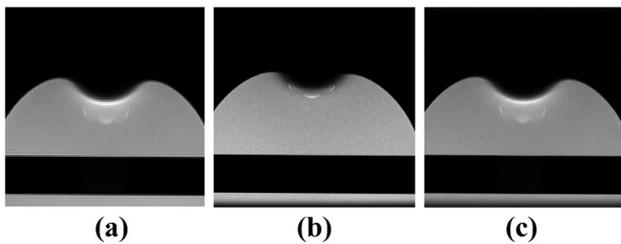


図7. FOVと金属 artifact
a: FOV=20×20cm 拡大表示
b: FOV=10×10cm 傾斜磁場強度を2倍
c: FOV=10×10cm BWを1/2

5-4. Matrixと金属 artifact

Matrixを変更する方法は2通りあり、装置によって異なる。図8に示す装置Aでは、matrixが256から512に変化するとBWが2倍になる。この様な設定では、周波数エンコード用傾斜磁場の強度もBWとの関係から2倍になる。この場合、BWが2倍になってピクセル数が2倍になる

ため、ピクセル当りの周波数帯域に変化がない。したがって、金属 artifact が影響するピクセル数は同じである。しかしながら、ピクセルサイズが1/2に縮小しているため、金属 artifact は小さくなる。一方、装置Bではmatrixを256から512に変化してもBWに変化がない。したがって、印加される周波数エンコード用傾斜磁場の強度にも変化がない状態でピクセルサイズが1/2になる。この場合は、BWが同じでピクセル数が2倍になるため、ピクセル当りの周波数帯域は1/2になる。したがって、金属 artifact が影響するピクセル数は2倍にはなるが、ピクセルサイズが1/2になっているため、金属 artifact の大きさに変化がない。

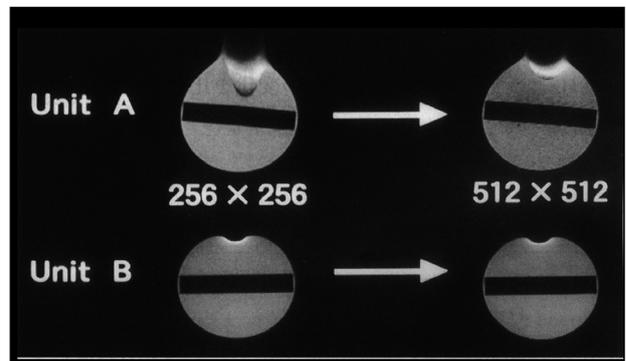


図8. matrixと金属 artifact
装置A: BWが2倍、周波数エンコード用傾斜磁場強度も2倍。
装置B: BW、周波数エンコード用傾斜磁場強度に変化なし。

5-5. 周波数エンコードおよび位相エンコードとの関係

金属 artifact と周波数エンコードおよび位相エンコードの関係は、周波数エンコード方向に金属 artifact が大きく表れる⁶⁾(図9 a)。これは、周波数エンコード用傾斜磁場強度に比べ、位相エンコード用傾斜磁場強度が、全体として強く印加されることに関係している⁷⁾。最近臨床に多用されている、EPIによる金属 artifact は、位相エンコード方向に大きく表れる(図9 b)。これは、EPIの場合、位相エンコード用の傾斜磁場を連続的に印加するため、その強度は著しく小さくなる。一方、周波数エンコードは非常に強力な傾斜磁場の反転を使用する^{8,9)}。したがって、周波数エンコード用傾斜磁場強度と位相エンコード用傾斜磁場強度の関係が、SE法やGRE法と逆転するこ

とが影響している⁷⁾。

金属 artifact が大きく影響する方向は、画像データ収集時に印加される周波数エンコード用傾斜磁場および位相エンコード用傾斜磁場の強度に関係する。すなわち、1ピクセル当りの周波数帯域と関係し、1ピクセル当りの周波数帯域が狭い方向に大きく表れる

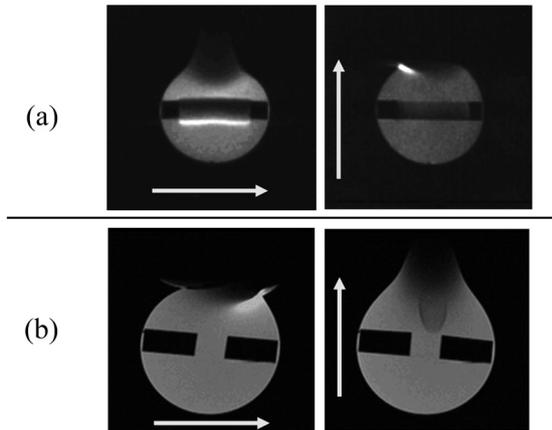


図9. 位相エンコード、周波数エンコード方向と金属 artifact

→: 周波数エンコード方向

a: EPI

b: SE法

EPIでは位相エンコード方向に影響が大きくなっている。一方、SE法では周波数エンコード方向に影響が大きくなっている。

6. 歯科用の金属材料による artifact

6-1. 歯科用金属材料

金属 artifact の大きさを比較した歯科用金属材料(合金)を表1に示す。これらの中で、白金合金(金合金)、金銀パラジウム合金、銀合金およびアマルガム合金に関しては、金属 artifact はほとんど認めなかった。磁化率差に非常に敏感な EPI でわずかに金属 artifact を認めるが、診断に大きな支障はないと考えられる。一方、ニッケル・クロム合金およびコバルト・クロム合金は、EPI で金属 artifact の影響が大きく表れた(図10)。これは、強磁性を示す金属である鉄、コバルト、ニッケルが含まれているためである。しかしながら、EPI 以外の撮影法では診断に大きな支障はないと考えられる。

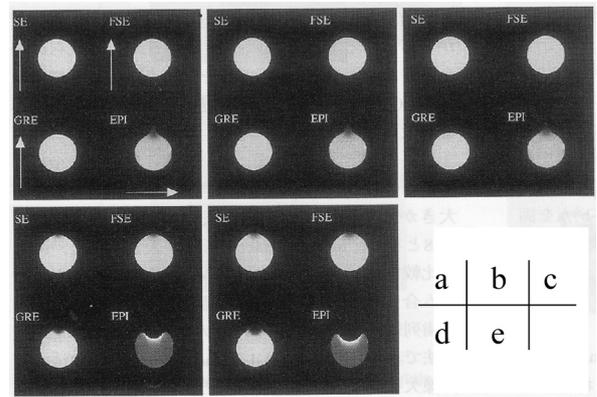


図10. 歯科用金属材料による金属 artifact

a: 金・プラチナ合金

b: 金・銀・パラジウム合金

c: 銀合金

d: ニッケル・クロム合金

e: コバルト・クロム合金

表1. 金属 artifact の比較に使用した歯科用金属材料

金・プラチナ合金	Au=68%	Pt=5%	Pb=2%	Ag=9.2%	Cu=15%	Others=0.8%
金・銀・パラジウム合金	Au=12%	Ag=46%	Pb=20%	Cu=20%	Others=2%	
銀合金	Ag=67.5%	Zn=15%	Sn=16.5%	Others=1%		
ニッケル・クロム合金	Ni=67.3%	Mo=5.1%	Al=7.4%	Cr=18.1%	Others=2.1%	
コバルト・クロム合金	Co=63%	Cr=29.5%	Mo=5%	Others=2.5%		
アマルガム合金	Hg=50%	Ag=29.8%	Sn=13.8%	Cu=6.5%	Al=0.05%	
インプラント	Ti=99.9%					

全ての合金を、直径9mm、高さ10mmの円柱に加工して比較

6-2. 磁性アタッチメント

磁性アタッチメントによる金属 artifact の画像を図11に示す。残存歯に合着し支持台となるキーパーは、強磁性体のクロムステンレス鋼が使用されているため、非常に大きな金属 artifact が発生する。SE 法や GRE 法においてもキーパー周辺に大きな金属 artifact が発生する。EPI では、広範囲にわたって影響が表れ、診断に大きな支障をおよぼす可能性がある¹⁰⁾。

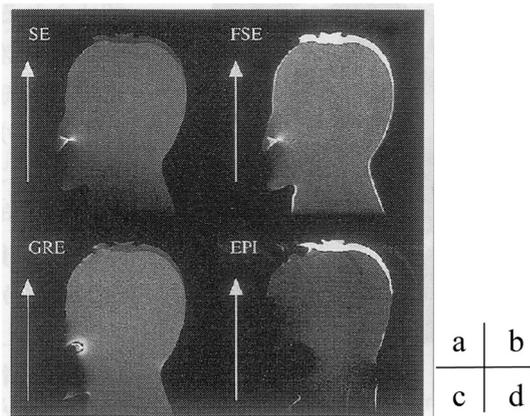


図11. 磁性アタッチメントの影響

SE 法、高速 SE 法、GRE 法および EPI の比較 (EPI 以外は、TR、TE、BW などの撮像条件を統一。EPI は、一般的に臨床で使用している撮像条件。)

→: 周波数エンコード方向

a: SE 法

b: 高速 SE 法

c: GRE 法

d: EPI

7. 金属 artifact の低減・抑制方法

7-1. SE 法 (高速 SE 法)

SE 法における金属 artifact は、BW を広帯域に設定することで影響範囲を低減することが可能である。TE の短縮は、図 5 で示したように効果がない事がわかる。BW の広帯域化は、金属 artifact 低減には効果的であるが、SNR が低下するという問題点もある。しかしながら、SNR は撮影時間は増加するもののデータの加算回数を増加することで補うことができる。

高速 SE 法と SE 法で、スライス厚、BW 等の撮像条件をすべて同一にした場合は、金属 artifact に大きな変化はない (図12)。しかしながら、装置にもよるが、TR および実効 TE が SE 法と同じでも、高速 SE 法で metal artifact が小さくなることを経験することがある。これは、高速 SE

法では短時間に繰り返し 180° pulse を印加するため BW を広帯域に設定していることが原因と考えられる。高速 SE 法により金属 artifact が低減したのではなく、あくまでも BW が広帯域になったことによるものである。

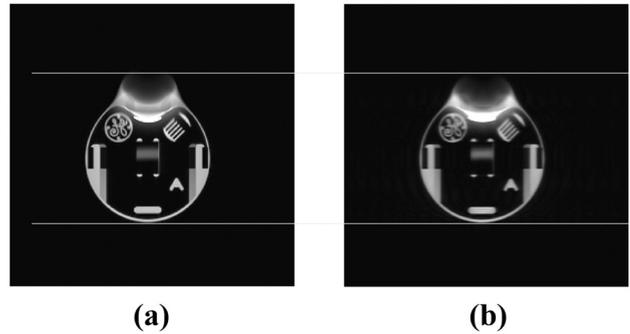


図12. SE 法と高速 SE 法の比較

a: 通常の SE 法

b: 高速 SE 法

BW を揃えた場合、高速 SE 法の ES や ETL に関係なく、金属 artifact の影響範囲は同じである。

7-2. GRE 法

GRE 法における金属 artifact は、BW の広帯域化と TE の短縮で影響範囲を低減することが可能である。しかしながら、TE の短縮は画像コントラストの制限がともなう。また、TE が延長するソフト (flow compensation など) の使用が制限される。

7-3. EPI

EPI における金属 artifact は、1 回の励起に対するデータ収集時間を短縮することで影響範囲を低減することが可能である。データ収集時間を短縮するには、shot 数の増加、matrix の低減、位相エンコード方向の FOV の縮小および parallel MRI の利用が挙げられる。

shot 数の増加は、撮像時間の増加および $n/2$ artifact が増加する可能性がある。Matrix の低減は、空間分解能の低下がある。位相エンコード方向の FOV 縮小は、SNR の低下および折り返し artifact が発生する可能性がある。parallel MRI の利用は、SNR の低下および折り返しの折り返し artifact が発生する可能性がある。

EPI の撮像 parameter と金属 artifact の関係を図13に示す。EPI における金属 artifact の抑制は、BW を広帯域に設定して ES を短くし、データ収集時間を短縮する撮像 parameter の設定が重要である。ただし、EPI は空気と組織のわずか

な磁化率の差においても画像歪みが発生する撮像方法である。強磁性体が存在する場合は、撮像 parameter の工夫による金属 artifact の抑制には限界がある事も事実である。高速 SE 法と EPI の画像を図14に示す。口腔内に強磁性体が存在しない場合でも、副鼻腔の空気の影響で画像に歪みが発生している (図14b)。強磁性体が存在すると、parameter の最適化を行っても金属 artifact の低減は難しい (図14c)。

$$= \Delta\beta_0 \cdot \frac{ES \cdot FOV(PE) \cdot Matrix}{SENSE}$$

図13. EPI の撮像 parameter の設定と金属 artifact の関係

金属 artifact の抑制には、BW の広帯域化による ES の短縮、位相エンコード方向の FOV の縮小、matrix の減少および parallel MRI の reduction factor の増加がある。しかしながら、空気と組織の僅かな磁化率の差によっても画像歪み発生するため、強磁性体が存在する場合の金属 artifact 抑制には限界がある。

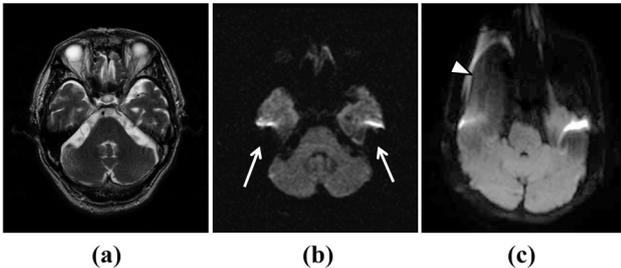


図14. EPI の金属 artifact
a : 高速 SE 法
b : EPI
c : EPI (口腔内に金属有)

高速 SE 法に比べ、EPI では画像の歪が顕著である (b : 矢印)。口腔内に金属がある場合、撮像 parameter を最適に設定しても非常に大きな金属 artifact が避けられない (c : 矢印)。

7-4. 遊走性金属 artifact

図 1 (b) に示した遊走性金属 artifact は、SE 法、GRE 法および EPI の金属 artifact 低減方法では抑制することが不可能である。この金属 artifact は、強磁性体による共鳴周波数の変化が発生原因である。口腔内に存在するキーパーなどの強磁性体の影響により局所的な磁場の変化が起き、その結果、強磁性体近傍の共鳴周波数がずれ、そのずれた共鳴周波数が他のスライス位置の共鳴周波数と同じになり、そのスライスに高信号が重なって遊走性金属 artifact として現れる^{2,3)}。

遊走性金属 artifact の抑制は、SE 法 (高速 SE 法) における 90° RF pulse と 180° RF pulse の極性を反転するか強度を変えることにより完全に画像上から消去することが可能である³⁾。90° RF pulse と 180° RF pulse 印加時の傾斜磁場 (スライス選択用傾斜磁場) 強度を変えることにより遊走性金属 artifact を抑制した画像を図15に示す。

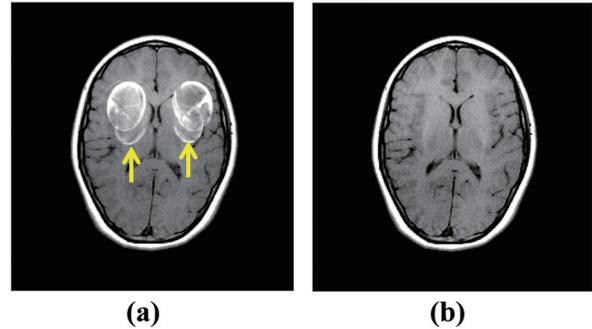


図15. 遊走性金属 artifact
a : 高信号の遊走性金属 artifact (矢印)
b : SE 法の 90° RF pulse と 180° RF pulse 印加時の傾斜磁場強度を変更することにより artifact を完全に除去

8. 磁性アタッチメントに対する検査現場での現状

磁性アタッチメントを装着している患者が MRI 検査を受ける状況が増加している。磁性アタッチメントを使用しているということだけで検査が中止になるケースも少なくない。国内で使用されている磁性アタッチメントは、義歯にマグネットを使用し、歯根部にキーパーと呼ばれる強磁性体を使用されている。このため、検査施行時にマグネットが装着されている義歯を外せば、金属 artifact の発生はあるものの、安全に検査可能である。しかしながら、磁性アタッチメントの情報が検査現場に正確に伝わっていなかったり、歯根部に磁石が埋め込まれているなどの誤った情報により、検査を中止している場合もあるようである。一方で、検査現場では正確な情報に基づいて検査を施行しているにも係らず、磁性アタッチメントの吸着力低下に関する問題発生が少なくない。マグネットが装着されている義歯を外したにもかかわらず、吸着力が低下した、以前とは義歯の状態が異なるなどの訴えがある。実際に強磁性体であるキーパーが MRI 検査で外れるという事例も発生している¹¹⁾。

強磁性体であるキーパーへの並進吸引力は非常に大きい。磁場勾配が一番強いガントリー入口付近でその影響が一番強いと考えられる。しかしながら、その質量が小さいため並進吸引力はわずかであり、固定がしっかりしていれば問題になることはないと考えられる。キーパーには、並進吸引力以外に、トルクによる力が加わる。このトルクは、静磁場中心で最も大きくなるため、頭部などでは検査中常に力が加わっていることになる。このトルクにより、合着不良などがある場合にはキーパーが動き、使用時（吸着時）に義歯（マグネット）とキーパーの間に僅かな間隙が発生する可能性は否定できない。この影響により、マグネットが装着されている義歯を外して検査を施行したにもかかわらず、吸引力が低下するのではないかと考えている。

9. おわりに

金属 artifact の影響範囲は、SE 法（高速 SE 法）や GRE 法で parameter を変更したときに、周波数エンコード用傾斜磁場強度が強くと減少する。また、撮像方法に係らず BW を広帯域化に設定することが重要である。さらに、GRE 法では TE の短縮、EPI では shot 数の増加、matrix の低減、位相エンコード方向の FOV の縮小および parallel MRI の利用で低減可能である。EPI は、空気と水の僅かな磁化率差によっても大きな画像歪みが発生する。したがって、強磁性体が存在すると、BW の高帯域化や parameter の工夫を行っても、金属 artifact の影響を抑制することは難しい場合が多い。

遊走性金属 artifact は、SE 法（高速 SE 法）で発生する特殊な金属 artifact であるが、 90° RF pulse と 180° RF pulse の強度を変えることにより完全に画像上から除去することができる。

MRI は、非常に強い磁場を用いて画像を作成するため、体内インプラントには十分な注意が必要である。ペースメーカーや人工内耳など MRI が絶対禁忌なインプラントが装着されている患者の検査を施行することは絶対にあってはならない。しかしながら、検査を施行しても問題ない場合に、正確な情報がない事で検査を施行しない事は避けなければならない。

参考文献

- 1) Ludeke KH, Roschmann P, and Tischler R: Susceptibility artifact in NMR imaging. *Mag Reson*, 3: 329-343, 1985.
- 2) モリエル・ネスエイバー（押尾晃一・百島祐貴訳）：第11章アーチファクト．図解 原理からわかる MRI, pp. (11-3)-(11-4), 医学書院, 東京, 1996.
- 3) 土橋俊男, 藤田 功, 岩崎 淳, ほか：磁性体による高信号 artifact (遊走性金属 artifact) の除去, *日本放射線技術学会誌*, 58(3): 406-412, 2002.
- 4) 土井 司, 室伊三男, 土橋俊男, ほか：ビギナーのための MR 検査の Q&A, *日本放射線技術学会誌*, 56(8): 1010-1025, 2000.
- 5) 櫻井康介, 藤田典彦, 村上卓道, ほか：サンプリング周波数帯域の MR 画像に与える影響, *日本医学放射線学会誌*, 50(8): 910-917, 1990.
- 6) Augustiny N, Von Schulthess GK, Meier D, et al.: MR imaging of large nonferromagnetic metallic implants. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 11(4): 678-683, 1987.
- 7) 土橋俊男, 槇 利夫, 鈴木 健, ほか：SE 法における metal artifact について (各種 parameter と metal artifact の関係), *日本放射線技術学会誌*, 53(7): 798-805, 1997.
- 8) Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F.: Echo planar MR imaging. *Radiology*, 192(3): 600-612, 1994.
- 9) Farzaneh F, Riederer SJ, Pelc NJ, et al.: Analysis of T2 Limitations and off-resonance effects on spatial resolution and artifact in echo-planar imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 14(1): 123-139, 1990.
- 10) 土橋俊男, 藤田 功, 槇 利夫, ほか：歯科用磁性アタッチメントの MR 画像への影響, *日本放射線技術学会誌*, 54(4): 517-520, 1998.
- 11) 土橋俊男, 中田 稔, 藤田 功, ほか：歯科用金属材料の MR 画像への影響, *日本放射線技術学会誌*, 54(11): 1309-1315, 1998.



解説 Review

Journal home page : www.jsmad.jp/

医療用低磁性合金の開発

野村直之, 埴 隆夫

東京医科歯科大学生体材料工学研究所

Development of metallic biomaterials with low magnetic susceptibility

Naoyuki Nomura, Takao Hanawa

Institute of Biomaterials and Bioengineering, Tokyo Medical and Dental University

要旨

磁気共鳴画像診断法(MRI)は、歯科を始め整形外科や脳外科において広く使用される重要な診断法の一つである。しかし金属が体内に存在する際には MRI 像中にアーチファクトが形成され、診断に支障をきたす。強磁場化が進む MRI においてアーチファクトの形成を防止するには、現在使用されている生体用金属よりも低い磁化率を有する金属材料を開発する必要がある。本稿では、金属材料の低磁性化を行うための方策と、これまでに進めてきた低磁性ジルコニウム合金の開発について紹介する。

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is widely used as an important diagnostics, especially for dentistry, orthopedics, and brain surgery. However, when metals are implanted into the human body, metallic implants causes artifacts in the image, preventing exact diagnosis. In order to decrease artifact in MRI, utilizing higher magnetic field, metallic biomaterials with low magnetic susceptibility should be developed. In this article, strategy for lowering magnetic susceptibility of lowering was described and the development of Zr-based alloys was introduced.

キーワード

(Key words)

磁気共鳴画像法	(MRI)
アーチファクト	(artifact)
磁化率	(magnetic susceptibility)
ジルコニウム基合金	(Zr-based alloy)
相構成	(phase constitution)

はじめに

磁気共鳴画像診断法 (MRI) は非侵襲で放射線被爆がないこと、任意の断面画像が得られること、コントラスト分解能が優れていることから、整形外科や脳外科、歯科領域で有用な検査方法として広く用いられている。図 1 に人口100万人当たりの MRI 設置台数の推移を示す。我が国にお

ける MRI の普及率は世界でトップであり、2位の米国を大きく引き離している。加えて、普及率は年々増加を続けている¹⁾。一方、歯科用インプラント、人工関節、ステントを始めとする金属製インプラントの日本における適用数も年々増加を続けており、生体機能を代替する人工材料として必要不可欠な存在となっている。一方、体内に金

属が埋入されている患者に対する MRI 診断は禁忌とされている。これは、ステンレス鋼、Co-Cr 合金等の金属は MRI を使用する際の強磁場および電磁波環境下において、発熱や動揺、画像中のアーチファクトが生じる可能性があるためである。特に MRI 像中に発生するアーチファクトは、インプラント周辺の臓器または組織の撮像が妨げ、正確な診断に支障を与えることが問題となっている。本稿では、アーチファクトを防止するための低磁性合金の開発に焦点を当て、特に筆者らがこれまでに進めている Zr 合金の低磁性化について紹介する。(図 1)

が必要とされる。インプラント等の金属が体内に存在する場合には、金属が静磁場により磁化され、金属周辺に不均一な磁場を生じる。その結果、水素原子核の共鳴周波数を変化させ、MR 画像中に欠損や歪みが生じてしまう。図 2 にアーチファクトの例を示す。磁場方向は金属棒の長手方向に対して平行である。白線の大きさに対応する金属(直径 3 mm、長さ 25mm)を寒天培地に埋入し 1.5T の印加磁場にて撮像を行うと、金属の周辺に黒色と白色の領域が現れる。これらは本来の金属の形状および寒天の状態と全く異なる虚像であり、特に金属の高い磁化率に起因することから、これを磁化率アーチファクトと呼んでいる。(図 2)

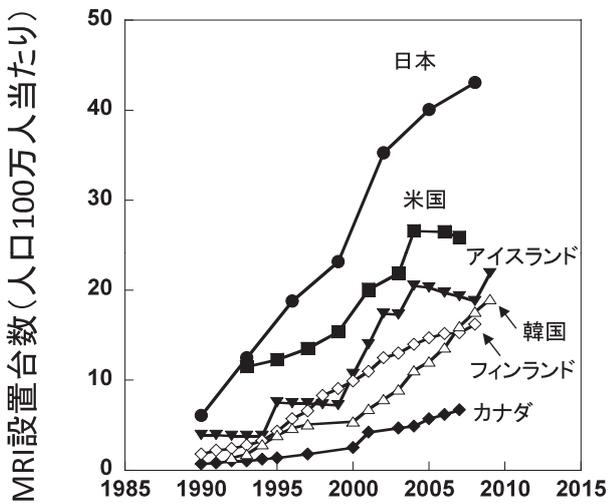


図 1. 人口100万人当たりの MRI 設置台数の推移¹⁾

MRI アーチファクトとその対策

MRI は、使用する静磁場中でスキャナが電磁波を照射し、生体内に存在する水素原子核から磁気共鳴信号を発生させて画像化する方法である。水素原子核の密度が信号強度の差となり、生体内の組織を描画することが可能となる。MRI 撮像の際には、撮像部位内で静磁場が均一であること

MRI が臨床応用されたのは1980年頃とされるが、1985年には、物質の磁化率がアーチファクト発生に関与するとの報告がされている²⁾。1980年後半から信号強度の S/N 比向上のために MRI スキャナの高磁場化 (1.0T 以上) が顕著となり、これに伴いアーチファクト抑制に関する研究報告がされるようになった³⁻⁵⁾。Matsuura ら^{6,7)} は、アーチファクトの形成範囲と磁化率について調べ、磁化率が低い材料ほどアーチファクトが小さいこと、印加磁場が大きくなるにつれてアーチファクトが増大することを明らかにした。MRI が使用する印加磁場は増加傾向にあり、動物実験用では 7T にまで達している。磁化されにくいポリマーやセラミックスを使用することでアーチファクトを回避することは可能であるが、強度・靱性などの力学的な信頼性の観点から、多くの医療用デバイスでは金属材料の使用が必須である。すなわち磁化率アーチファクトを抑制する金属材料の開発には、強度と靱性を損なわずに、磁化率を下げるのが大きな課題となる。

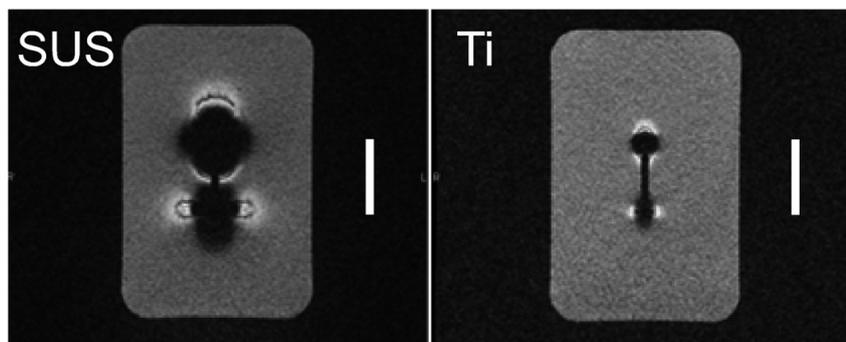
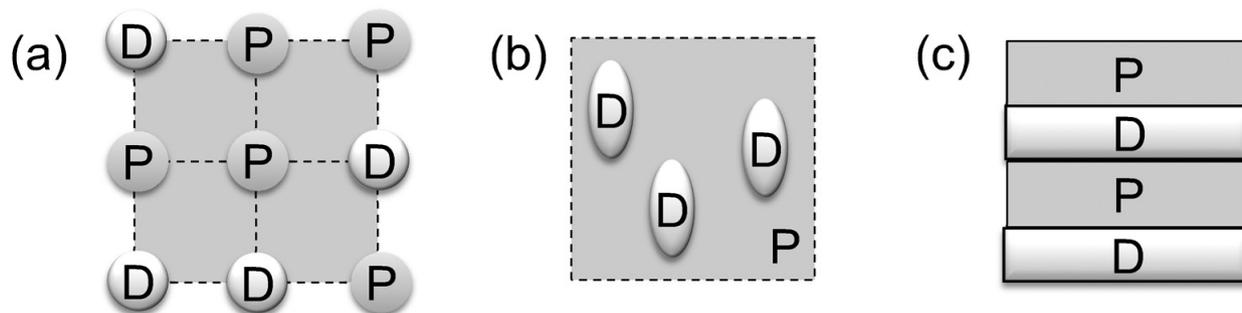


図 2. 金属周辺に発生する磁化率アーチファクト



P: 常磁性体, D: 反磁性体

図3. 低磁性材料開発の概念図 (a) 常磁性体と反磁性体による合金化 (例: Au-Pt)、(b) 反(低)磁性相の析出 (例: β -Zr/ ω -Zr)、(c) 常磁性体と反磁性体による複合化 (例: CoCr/C)

低磁性材料の開発指針

図3に低磁性材料開発の概念図を示す。(a)は常磁性体と反磁性体を合金化することにより磁性を低減する手法であり、Au-Pt-Nb合金が生体組織に近い水の磁化率に近似していることが報告されている⁸⁾。本法では、毒性の低い常磁性および反磁性を示す金属元素を選択し、固容量を平衡状態図等を基に検討を進めていく。(b)は常磁性体を母相とし、内部に反磁性体もしくは極めて低い磁性を示す相を析出させる方法である。著者らはこの手法を用いて β -Zr中に現れる ω -Zrを利用して低磁性化に取り組んでいる。これについては後述する。この手法では、母相に対して異なる結晶構造を有する析出相が反磁性または低磁性を示す必要があるが、化合物の磁性に関するデータは限られているのが現状である。(c)は常磁性体と反磁性体を組み合わせて複合材料とし、材料全体の磁化率を低減させる方法である。Chaubelら⁹⁾は本法により磁化率を低減できることを計算および実験により証明している。(a)や(b)とは異なり、状態図による平衡状態を考慮する必要はない利点があるが、比較的巨視的に磁性が相殺されるために、複合化させる材料のサイズや形状がおよぼす磁場の均一性への影響を検討する必要がある。(図3)

低磁性 Zr 合金の開発

アーチファクトを抑制でき、生体内で使用できる金属として、種々の金属元素の中からZrに着目した。ZrはTiより磁化率が低く¹⁰⁾、低細胞毒

性¹¹⁾であり、表面に形成される不動態酸化皮膜により耐食性に優れるといった特徴を持つ。しかし、純Zrは生体材料部材としては強度が十分でないことから、合金化による強化が必要である。Zrに対して効果的な強化元素であり、低磁化率かつ低細胞毒性を示す添加元素としてNbおよびMoを選択した^{12,13)}。合金の磁化率は組成および相構成に依存することが知られている^{14,15)}。ここではZr-NbおよびZr-Mo合金の磁化率に及ぼす組成および相構成の影響と本合金の機械的特性についてこれまでに得た知見について述べる¹⁵⁻¹⁷⁾。

図4にZr-Nb合金の磁化率と組成との関係を示す。Zr-Nb合金の磁化率は、Nbが0~3%で急激に低下したが、その後9%付近まで大きな変動は見られなかった。それ以上のNb添加により磁化率は9~20%付近で再び上昇し、それ以上の濃度では一定の割合で増加した。Zr-Nb合金の磁化率は、構成元素の磁化率と濃度との積を加算した線形複合則(図中点線)には従わず、極小値を取ることがわかる。Zr-Mo合金においても同様の傾向があることが確認されている^{17,18)}。(図4)

表1にX線回折法により決定したZr-Nb合金の相構成を示す。Nb濃度が3%では六方最密充填構造を有する α' 単相であるが、6%では α' 相に加え、 β 相(体心立方構造)と ω 相(六方構造)の存在が確認される。 ω 相からの回折強度は9%において最も高く、その後Nb濃度の増加に伴って ω 相からの回折強度が減少し、20%以降は β 相が安定化することが分かった。(表1)

磁化率の変化(図4)と相構成の関係(表1)

について考察する。β相が安定に存在する組成(20%Nb以上)では、磁化率はNb濃度の増加とともにほぼ一定に増加している。これはβ相中にZrとNbが組成比に応じて存在していることを示している。Nbが20%以下になるとω相が出現し、9%まで磁化率が急激に減少する。さらにNb濃度が減少するとα'相が出現し、磁化率はやや減少傾向を示し、Nbが3%でα'相のみとなる。すなわちZr-3Nbにおける磁化率はα'相の磁化率に対応する。もしZr-3Nb合金がβ相となることを仮定した場合、その磁化率は、先に述べたβ相が安定に存在する組成(20~40%Nb)を用いた外挿線から予測できる。しかし実測値は予測値よりも低いことから、α'相の磁化率はβ相よりも低いことを示している。Nb濃度が20%よりも減少し、β相にω相が出現すると磁化率は急激に減少していく。β相とω相から構成されるZr-9Nbとα'相から構成されるZr-3Nbの磁化率はほぼ同程度であることから、ω相の磁化率はα'相の磁化率より低いことが示唆される。

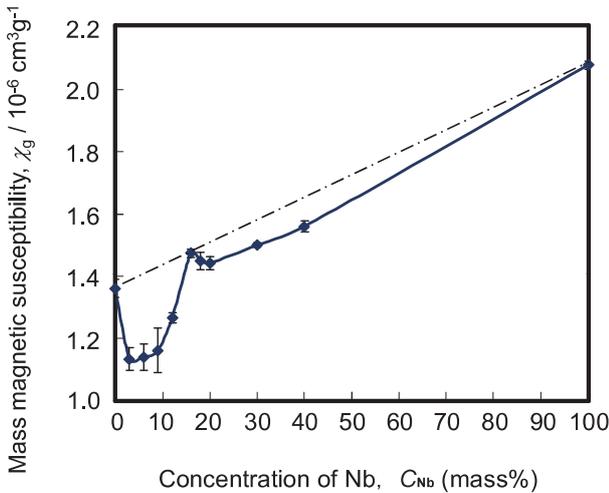


図4. Zr-Nb合金の磁化率と組成の関係

表1. Zr-Nb合金の相構成

Alloys	Phase
Zr-3Nb	α'
Zr-6Nb	α', ω, β
Zr-9Nb	ω, β
Zr-12Nb*	ω, β
Zr-16Nb*	ω, β
Zr-20Nb*	β
Zr-30Nb	β

*不明な相が含まれる

図5には、Zr-Nb合金の機械的特性をまとめた。磁化率の低減にはω相が大きく寄与するが、ω相が出現する組成周辺では破断伸びが低下し脆性的となる。このため、ω相が多量に存在する組成は避ける必要がある。α'相から構成されるZr-Nb合金は、低磁化率と高強度、高弾性を示すことから、脳動脈クリップや歯科用インプラント等への応用が期待できる。一方で相と僅かな相から構成されるZr-Nb合金は、低磁性に加えて適度な強度と延性が両立できる。さらにNbを増大させると弾性率が極小値を示すことも判明した。一般的な金属製インプラントは骨と比較すると弾性率が過大であり、インプラント周囲の骨が吸収される(応力遮蔽効果)¹⁹⁾ことが報告されている。これを防ぐためにはインプラントの低弾性率化が求められていることから、低磁性と低弾性を示すZr-Nb合金は人工股関節や骨固定材等への応用が期待できる。(図5)

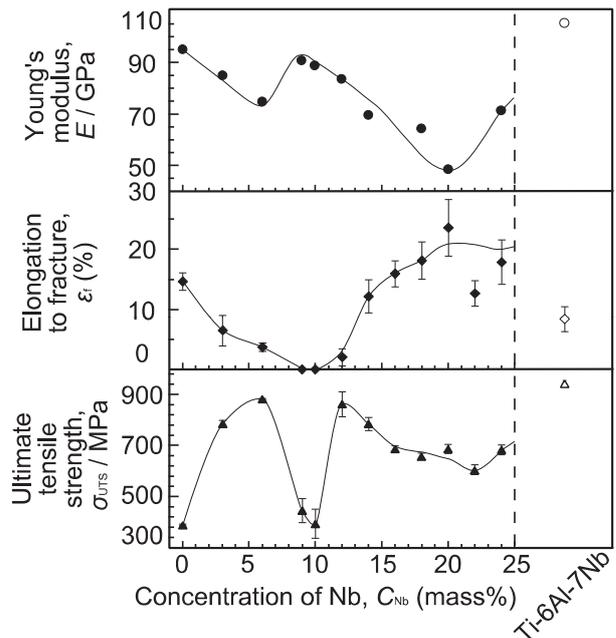


図5. Zr-Nb合金の機械的性質

α'相を基としたZr-Nb合金およびZr-Mo合金の磁化率は、現在医療用金属材料として使用されているCo-Cr合金の約7分の1、チタン合金の約3分の1程度の値を示す(図6)ことから、Zr合金はアーチファクトを抑制できる新たな生体用金属として期待できる。今後は第三元素添加によりZr合金の磁化率低減と機械的特性の向上を目指し、更にMRIを用いて磁化率とアーチファクトの関連について詳細な検証を進めている。

(図6)

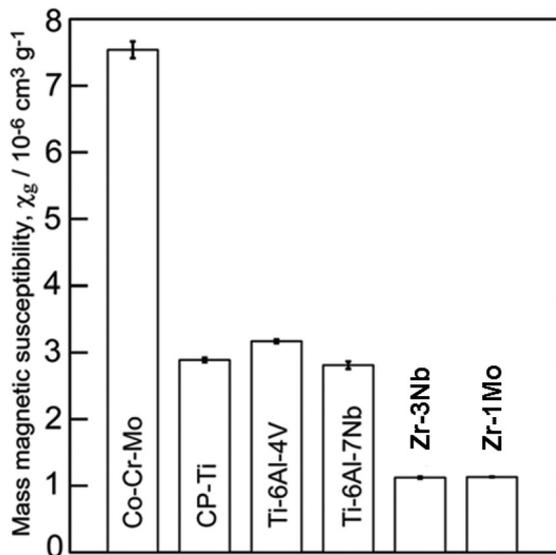


図6. Zr-Nb および Zr-Mo 合金と各種生体用金属の磁化率の比較

おわりに

MRI アーチファクトを防止する医療用低磁性合金の開発について述べた。そのためには、低磁化率を有し、かつ毒性の低い元素を中心に金属元素を選定し合金開発を行い、必要な機械的特性を満足する必要がある。磁気特性と機械的特性には構成相が大きく関与することから、金属組織学的な観点から解析を進めなければならない。アーチファクトの低減には、信号強度の数値解析的手法や撮像パラメータの最適化も効果的である。これらの方法をより有効に用いるためにも磁化率を低減することは大変重要である。加えて、近年オープンMRIの開発によってMRI造影下で手術を行うことが可能となり、強磁場環境下でも磁場の影響を受けずに使用できる手術器具が求められている。このような状況において、磁化率の低減を目指した医療用金属材料に関する研究は、MRI先進国の我が国が世界に先駆けて推進していく必要がある。

謝 辞

MRIによる金属アーチファクトの撮像には、東京医科歯科大学医学部田中洋次博士の協力を得た。なお、本研究の一部は科学研究費補助金(No. 22360287)の支援により行われた。

参考文献

- 1) OECD Health Data 2010. (<http://www.oecd.org/els/health/data>)
- 2) K. M. Lüdeke, P. Röschmann, R. Tischler: Susceptibility Artefacts in NMR Imaging, *Magn Reson Imaging*, 3: 329-343, 1985.
- 3) A. Ericsson, A. Hemmingsson, B. Jung, S. Go: Calculation of MRI Artifacts Caused by Static Field Disturbances, *Phys Med Biol*, 33: 1103-1112, 1988.
- 4) S. Eustace, R. Goldberg, D. Williamson, E.R. Melhem, O. Oladipo, E.K. Yucel, H. Jara: MR Imaging of Soft Tissues Adjacent to Orthopaedic Hardware: Techniques to Minimize Susceptibility Artefact, *Clin Radiol*, 52: 589-594, 1997.
- 5) S. Balac, G. Caloz, G. Cathelineau, B. Chauvel, J.D. de Certaines: Integral Method for Numerical Simulation of MRI Artifacts Induced by Metallic Implants, *Magn Reson Med*, 45: 724-727, 2001.
- 6) H. Matsuura, T. Inoue, H. Konno, M. Sasaki, K. Ogasawara, A. Ogawa: Quantification of Susceptibility Artifacts Produced on High Magnetic Resonance Images by Various Biomaterials Used for Neurosurgical Implants, *J Neurosurg*, 97: 1472-1475, 2002.
- 7) H. Matsuura, T. Inoue, K. Ogasawara, M. Sasaki, H. Konno, Y. Kuzu, H. Nishimoto, A. Ogawa: Quantitative Analysis of Magnetic Resonance Imaging Susceptibility Artifacts Caused by Neurosurgical Biomaterials: Comparison of 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla Magnetic Fields, *Neurol Med Chir*, 45: 397-399, 2005.
- 8) 宇山恵美、浜田賢一、浅岡憲三: 生体用非磁性 AuPtNb 合金の磁化率と機械的特性, *日本歯科理工学会誌*, 29(5): 415, 2010.
- 9) B. Chauvel, G. Cathelineau, S. Balac et al: Cancellation of Metal-Induced MRI Artifacts with Dual-Component Paramagnetic and Diamagnetic Material: Mathematical Modelization and Experimental

- Verification, *J Magn Reson Imaging*, 6 : 936-938, 1996.
- 10) D.R. Ride : *CRC Handbook of Chemistry and Physics*, 87th edition, (CRC Press, Taylor & Francis Group), 4 : 142-147, 2006.
 - 11) A. Yamamoto, R. Homma, M. Sumita : Cytotoxicity Evaluation of 43 Metal Salts Using Murine Fibroblasts and Osteoblastic Cells, *J Biomed Mater Res*, 39 : 331-340, 1998.
 - 12) R. Kondo, Suyalatu, Y. Tsutsumi, H. Doi, N. Nomura, T. Hanawa : Microstructure and Mechanical Properties of Pt-added and Pd-added Zr-20Nb Alloys and Their Metal Release in 1 Mass% Lactic Acid Solution, *Mater Sci Eng C*, 31: 900-905, 2011.
 - 13) D.O. Northwood : Heat treatment, Transformation Reactions and Mechanical Properties of Two High Strength Zirconium Alloys, *J L-common Met*, 61 : 199-212, 1978.
 - 14) E.W. Collings : Magnetic Studies of Phase Equilibria in Ti-Al (30 to 57 At. Pct) Alloys, *Metall Trans A* ,10A : 463-474, 1979.
 - 15) N. Nomura, Y. Tanaka, Suyalatu, R. Kondo, H. Doi, Y. Tsutsumi, T. Hanawa: Effects of Phase Constitution of Zr-Nb Alloys on Their Magnetic Susceptibilities, *Mater Trans*, 50 : 2466-2472, 2009.
 - 16) R. Kondo, N. Nomura, Suyalatu, Y. Tsutsumi, H. Doi, T. Hanawa : Microstructure and Mechanical Properties of as-cast Zr-Nb alloys, *Acta Biomater*, 7 : 4278-4284, 2011.
 - 17) Suyalatu, N. Nomura, K. Oya, Y. Tanaka, R. Kondo, H. Doi, Y. Tsutsumi, T. Hanawa : Microstructure and Mechanical Properties of As-cast Zr-Mo Alloys, *Acta Biomater*, 6 : 1033-1038, 2010.
 - 18) Suyalatu, R. Kondo, Y. Tsutsumi, H. Doi, N. Nomura, T. Hanawa : Effects of Phase Constitution on magnetic susceptibility and Mechanical Properties of Zr-rich Zr-Mo Alloys, *Acta Biomater*, 7 : 4259-4266, 2011.
 - 19) M. E. O'Sullivan, E. Y. Chao, P. J. Kelly: The Effects of Fixation on Fracture-healing, *J Bone Joint Surg*, 71 : 306-310, 1989.



特集 Feature

磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定

磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定

秀島雅之

東京医科歯科大学歯学部附属病院回復系診療科快眠歯科（いびき・無呼吸）外来

Formulating Clinical Practice Guidelines for Magnetic Attachment Applications

Masayuki Hideshima

Dental Clinic for Sleep Disorders (Apnea and Snoring), Oral and Maxillofacial Rehabilitation,
University Hospital of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University

要旨

近年各学会で診療ガイドラインの作成が行われており、本学会も医療委員会にて磁性アタッチメント適用の診療ガイドラインについて、会員、臨床医の問題意識、臨床上の疑問（CQ）を分析するためアンケート調査を行った。

その結果147題のCQが収集され、内容別にインプラント関連、欠損様式における他装置との比較、咬合・歯周疾患からみた他装置との比較、支台歯の配置・形態、管理・その他の5つのグループに分類した。その中から代表的なCQとしてインプラント4題、欠損様式3題、咬合・歯周疾患3題、支台配置・形態2題、管理・他2題の計14題を選定し、各関連施設に依頼してGRADEシステムに準拠した診療ガイドラインを策定中である。しかしCQに関連した文献が少なく、また歯科補綴の特性によりGRADEシステムの導入が困難な面もあり、策定に苦慮しているのが現状である。

そこで第21回学術大会のシンポジウムにて「磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定」のテーマで、各分野の診療ガイドライン策定に携わった経験者に講演を依頼し、エビデンス収集の作業の進め方と、エビデンス不足の際、臨床専門家にアンケート調査にてコンセンサスを得るデルファイ法を紹介し、策定者を含む参加者に広く周知するとともに、本学会の特色を生かした診療ガイドライン策定について討議を行った。

Abstract

The Japanese Society of Magnetic Applications in Dentistry (JSMAD) has established a dental care council that has examined the clinical practice guidelines (CPGs) as they relate to magnetic applications in dentistry. The council developed a questionnaire survey dealing with the subject of magnetic attachments and distributed it to the members and clinicians in order to analyze the clinical questions (CQs) that they had. A total of 147 CQs were collected and CQs were classified into 5 categories: Applications to implants (Implant), Comparison of MA among other retainers with individual type of defect (Defects), Comparison of MA among other retainers with individual type of occlusion or with periodontal disease (Occlusion/Periodontics), Arrangement with regard to dentition or configuration of MA (Arrange/Form) and Management of MAs or others (Manage/etc.). As a result a total of 14 typical CQs; Implant, 4; Defects, 3; Occlusion/Periodontics, 3; Arrange/Form, 2; Manage/etc. 2 were selected and were asked the related departments to formulate CPGs according to the GRADE system. However, it is difficult to search enough related evidence-based articles for some of the CQs. So a symposium titled "Formulating Clinical Practice Guidelines for Magnetic Attachment Applications" were held at the 21th annual meeting of JSMAD and lectures about collecting and analyzing evidences and covering less evidences by questionnaire survey to multiple expert clinicians such as Delphi Method were delivered. Participants were well informed and discussed in order to exploit characteristics of JSMAD in the CPGs.

キーワード

(Key words)

診療ガイドライン (Clinical Practice Guidelines) 臨床上の疑問 (Clinical Question)
アンケート調査 (Questionnaire Survey) デルファイ法 (Delphi Method)
GRADE システム (System of Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation)

I. 目 的

近年根拠に基づく医療の必要性・質の向上が求められ¹⁾、各学会で診療ガイドラインの作成が行われており、本学会も医療委員会にて磁性アタッチメントの診療ガイドライン作成のために調査を行い、磁性アタッチメントの保険導入の是非についてもアンケート調査した。

現在の診療ガイドラインは設問形式で臨床上の疑問 (Clinical Question : CQ) を呈示し、その回答を呈示するのが一般的で、ガイドライン作成はGRADEグループ (Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation) のシステムに準拠して、文献的なエビデンスだけでなく、医師・患者因子等を加味して総合的に決定される²⁾。

当医療委員会でも収集した147題の CQ の中から、代表的な14題を選定し、各関連施設に依頼して診療ガイドラインを策定中である³⁻⁶⁾。しかし CQ に関連した文献が少なく、また歯科補綴の特性により GRADE システムの導入が困難な面もあり、策定に苦慮しているのが現状である。

そこで学会員を対象に「磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定」のテーマでシンポジウムを企画し、各専門分野の診療ガイドライン策定に携わった経験者に講演を依頼して、エビデンス収集の作業の進め方や、エビデンス不足の際、臨床専門家にアンケート調査にてコンセンサスを得るデルファイ法について紹介し討論を行った。

本企画の目的は診療ガイドラインの意義、策定法について、策定者を含む学会員に広く周知するとともに、本学会の特色を生かした診療ガイドラインについて検討することにある。

II. 方 法

1. 医療委員会活動の経緯

平成21年に開催された歯科医学会ワークショップで、各分科会、認定分科会から新技術の保険導入のために提出された技術提案書のブラッシュアップに関する研修が行われ、その結果医療委員会として本学会に以下の検討課題を挙げた。

- 1) 磁性アタッチメント適用の診療ガイドラインの策定
- 2) 保険導入の是非に関するアンケート調査
- 3) 関連多機関による厚労科研費の申請

- 4) 一部保険導入への打診
- 5) コストダウンへの働きかけ

- 1) は保険・私費治療を問わず必要で、会員ならびに一般臨床医を対象に広く行い、その意向を十分確認して進める必要がある。
- 2) は保険導入の意向が確認された場合、高度先進医療の申請を見据え、3) の多機関による厚労科研費の申請、4) の一部保険導入への打診を行い、また5) の磁性アタッチメントのコストダウンへの働きかけを、学会からメーカーに向けて行うのがよいと考えられる。そこでまず1), 2) の課題について学会役員経験者を中心に調査を行った。その結果2) の保険導入の是非に関しては、全116回答中、賛成26、条件付き賛成29、反対37と、賛成、反対ともに多い結果となった³⁻⁵⁾。そのため3) 以降の厚労科研費の申請、保険導入の打診等は、大半の同意を得てからと判断し、まず1) のガイドライン策定作業を進めることとした。

2. 診療ガイドラインの定義

「歯科診療ガイドライン」は Evidence Based Medicine (科学的根拠に基づく医療 : EBM) による診療ガイドラインであり、一般の歯科診療に従事する歯科医師が特定の臨床状況のもとで行う、歯科疾患の予防および治療の適切な選択、意思決定を支援するものである²⁾。したがって手技の解説や保険診療の指針等とは異なり、また歯科医師の裁量を規制する趣旨のものでもない。

現在診療ガイドラインは設問形式で臨床上の疑問点 (Clinical Question : CQ) を呈示し、それに対する回答を記載する設問と回答の形式が一般的で、CQ については一般臨床医の治療法、疑問点を広く収集し反映する必要がある^{1, 2)}。そのため診療ガイドラインは成書と異なり、設問方式のため診療全般を網羅しているわけではなく、年々新たな CQ が追加され、既存の CQ は回答、解説が更新、改訂されるべきである。

診療ガイドラインの策定法は従来より種々の方法があるが、現在 GRADE (Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation) と呼ばれるグループの考案したシステム²⁾に準拠して、エビデンスの評価と推

表1. アンケート調査の質問事項の抜粋

質問：あなたは磁性アタッチメントの臨床適用に対し、どのような疑問をお持ちでしょうか？

どんな症状（症例）に（Patient） どんな検査・治療に	～は（Intervention）	～よりも （Comparison）	効果があるか？ 有効か？ （Outcome）
例1）下顎少数歯残存症例に対し	磁性アタッチメントの適用は	クラスプ義歯よりも	経過がよいか？
例2）インプラントオーバーデンチャーへの	磁性アタッチメントの適用は	他の装置よりも	有効か？
例3）磁性アタッチメントの支台歯のキーパーは	平坦な根面形態の方が	ドーム型形態より	義歯の安定が良いか？
①			
②			
⑤			

奨度を決定するのが主流となっており、日本医療評価機構の医療情報サービス Minds（Medical Information Network Distribution Service）、日本歯科医学会においても GRADE システムを推奨している。本方法では医師の専門性・経験・技能と、患者因子、エビデンスの質の3つの要素を加味し、エビデンスの質、利益・不利益のバランス、価値観・好み、コスト・資源利用の4つの主要因子を総合的に判断して推奨度が決定される。

3. アンケート調査

アンケート調査はまず本学会役員経験者宛にメールにて送付し、所属施設の歯科医師や地域の一般臨床医等に広く回答を求めるよう依頼した。さらに第19回学術大会参加者にアンケート用紙を配布し、また学会ホームページ、学会誌巻末（第19・20巻1号参照3）にも掲載し、各都道府県の歯科医師会学術宛にも調査用紙を郵送して調査を行った。

CQ は症例（Patient；～に対して）、介入（Intervention；～は）、対象（Comparison；～よりも）、結果（Outcome；有効か？）の PICO の書式に準じ、記載例を呈示して複数の回答の記入を依頼した（表1）。

Ⅲ. 結果と考察

アンケート調査の結果117名から回答を得、延べ147題の CQ を収集した⁴⁻⁶⁾。

回答者117名の臨床経験年数は10年以上が77名、5～10年が18名、2～5年が21名、研修医が1名だった（表2）。主な職場は開業歯科、診療所が67名で、大学病院は50名だった（表3）。また本

学会員は52名、非会員は64名で、記載無し1名だった（表4）。磁性アタッチメント経験症例数は10例以上が58名、5～10例が12名、5例未満が24名、無しが23名だった（表5）。

表2. 回答者の臨床経験年数

年数	(人)
10年～	77
5～10年	18
2～5年	21
研修医	1

表3. 回答者の主な職場

職場	(人)
開業, 診療所	67
大学病院	50

表4. 回答者の会員/非会員数

	(人)
会員	52
非会員	64
無回答	1

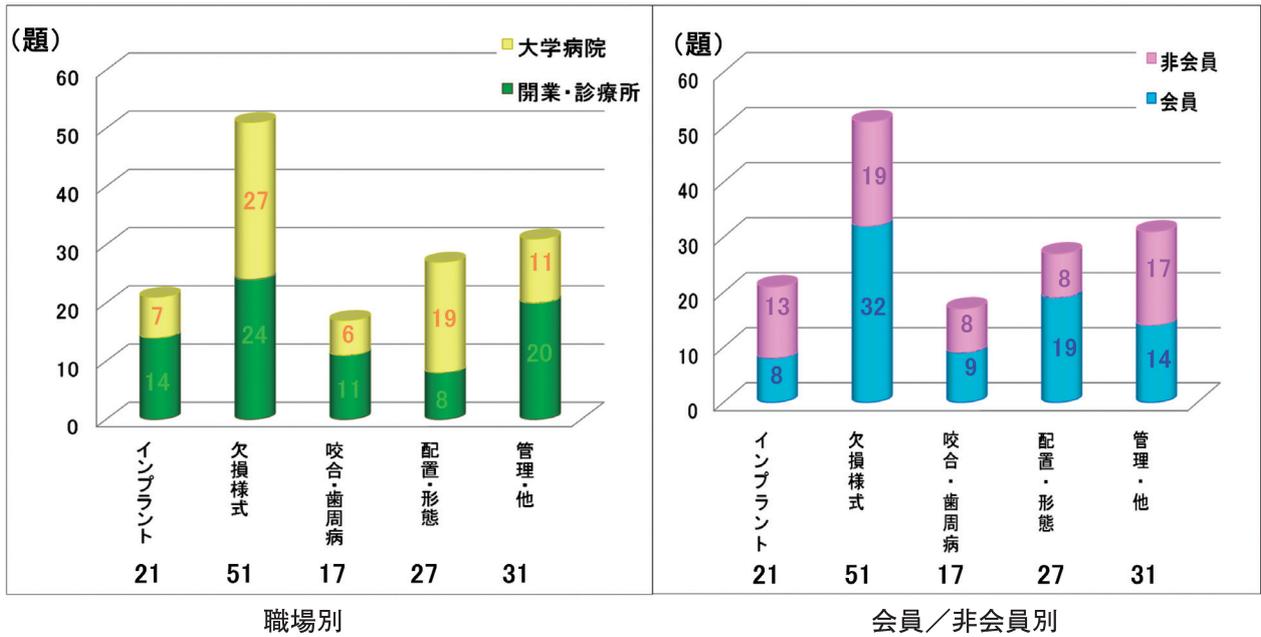


図1. 各CQのテーマ別分類と、職場、会員別比較 (全147題)

表5. 回答者の経験症例数

症例数	(人)
10例～	58
5～10例	12
5例未満	24
無	23

各CQを内容別に5つのグループに分類すると、インプラント関連21題、欠損様式における他装置との比較51題、咬合・歯周疾患からみた他装置との比較17題、支台歯の配置・形態27題、管理・その他31題となった。

各CQの職場別比較ではインプラント、咬合・歯周疾患、管理・他では開業、診療所の分布が多いのに対し、配置・形態では大学病院が多く、欠損様式ではほぼ同数の分布を示した(図1)。会員、非会員別では、欠損様式、配置・形態で会員の分布がかなり多く、咬合・歯周疾患ではほぼ同数、逆にインプラント、管理・他では非会員の分布が多く認められた。

以上のCQの中から代表的なCQとしてインプラント4題、欠損様式3題、咬合・歯周疾患3題、支台配置・形態2題、管理・他2題の計14題を選定した(表6)。

現在、選定したCQを専門の各教室に依頼し、GRADEシステムに準拠してエビデンスの収集、アウトカム別エビデンスの質の評価を行い、診療ガイドラインを策定中である。アウトカムとしては11項目を挙げ(表7)、各文献を吟味している。しかし、関連文献は少なく策定に苦慮しているため、本学会の特色、独自性を生かした評価法等の工夫を検討中である。例えば医科では疫学的な手法による検証が必須だが、歯科補綴学、磁性アタッチメント等においては、1.の維持力、7.の耐久性等は模型実験、シミュレーション実験の方が再現性は高く、十分な根拠として引用可能である。そこでエビデンスレベルの1つとして、A(高)、B(低)、C(極低)以外にS(擬似・模型実験)を設定した(表8)。

また当学会では国際標準化を目指したISO規格案がISO/FDIS13017(最終国際規格案)を無事通過し、国際標準に向け順調に進行中だが、その関連資料、データは診療ガイドラインの科学的根拠として十分利用可能である。

さらにGRADEシステムでは専門家によるパネルディスカッションが必要だが、エビデンスの少ないCQについて臨床経験の豊富な専門家にアンケート調査を行い、その集計結果、意見を基に適正な判断を導くデルファイ法を実施中である。デルファイ法ではアンケート調査結果をフィードバックし、何度か調査を行うことで意見を収束さ

表6. 日本磁気歯科学会診療ガイドライン策定のためのCQ（クリニカル・クエスション）14題
（MA：Magnetic Attachment）

I. インプラント 1. インプラントオーバーデンチャーへのMAの適用は、他装置よりも有効か？ 2. インプラントオーバーデンチャーへのMAの適用は、天然歯適用よりも経過がよいか？ 3. 上顎インプラントオーバーデンチャーへのMAの適用は、下顎よりも経過がよいか？ 4. インプラントオーバーデンチャーの複数支台へのMAの適用は、単独支台よりも有効か？
II. 欠損様式 5. 下顎少数残存例へのMAの適用は、他装置(クラスプ義歯等)よりも有効か？ 6. 遊離端欠損症例へのMAの適用は、他装置(クラスプ義歯等)よりも有効か？ 7. オーバーデンチャーへのMAの適用は、他装置(クラスプ義歯等)よりも有効か？
III. 咬合・歯周疾患 8. すれ違い咬合症例へのMAの適用は、他装置よりも経過がよいか？ 9. 咬合平面の乱れた症例では、MAの適用による咬合再構成は他装置よりも有効か？ 10. 歯周疾患を伴う支台歯へのMAの適用は、他装置よりも経過がよいか？
IV. 支台配置・形態 11. オーバーデンチャーで複数支台を使用する際は、左右対称の配置が非対称よりも有効か？ 12. オーバーデンチャーでのMAの根面板形態は、平坦型の方がドーム型よりも有効か？
V. 管理・他 13. MRI検査でのMA適用例は、他装置よりもアーチファクトが大きいか？ 14. MAを義歯に付着する際は、加圧状態の方が無圧よりも経過がよいか？

表7. 各CQのアウトカム（11項目）

1. 維持力 2. 咀嚼機能 3. 発音機能 4. 審美性 5. 快適性(装着感, 違和感) 6. 対応性(管理, 修理 etc.) 7. 耐久性(支台歯・義歯の延命, 歯周疾患・ウ蝕 etc.) 8. 歯周組織の健康 9. 負担(患者・術者の肉体・時間的負担等) 10. 害(切削による歯のダメージ, 疼痛等) 11. コスト
--

表8. 研究デザイン別エビデンスレベルとエビデンスの質の評価

エビデンスレベル	研究デザイン
A(高い)	ランダム化比較試験 (システマティックレビュー)
B(低い)	観察研究
C(非常に低い)	症例報告, ケーススタディ
S(擬似・模型実験)	工学的手法による模型実験, シミュレーション実験

* 医学：疫学的証明必須。補綴：再現性高い模型実験は証拠となり得る。

エビデンスの質	H(高)	M(中)	L(低)	VL(極低)
---------	------	------	------	--------

各エビデンスレベルの研究について、その質を評価する。

せることを期待する。

診療ガイドライン策定手順は図の通りで、エビデンステーブル上でエビデンスレベルの決定、エビデンスの質のグレーディングを行った上で、アウトカム別にエビデンスの質の総合評価を行い、回答文、評価プロファイルを作成して、専門家のコンセンサスグループに各CQ、評価プロファイル等の評価を依頼し、さらに外部評価委員に依頼して、最終的な評価プロファイル、推奨レベルを決定する。

その後AGREEチェックで必要手続きを確認の上、日本歯科医学会に申請し、日本医療機能評価機構のMinds (Medical Information Network Distribution Service) への収載を目標としており、関係諸兄のこれまでの協力を深謝するとともに、さらなるご支援を切に願う次第である。

参考文献

- Grant W: An evidence-based journal club for dental residents in a GPR program. J Dent Educ 69: 681-686, 2005.
- 相原守夫, 三原華子, GRADE ワーキンググループ, 他: 診療ガイドラインのためのGRADE システム, 凸版メディア株式会社,

- 弘前, 2010.
- 3) 日本磁気歯科学会医療委員会：磁気歯科診療ガイドライン作成のためのアンケート予備調査のお願い - クリニカル ケスジョン (CQ) -. 日本磁気歯科学会雑誌, 第19巻1号, 119-120, 2010.
- 4) M.Hideshima, Y.Igarashi, T.Ichikawa, et al.: Preliminary Questionnaire Survey for formulating Clinical Practice Guidelines for Magnetic Attachments Applications - Analysis and Selection of the Clinical Questions (CQ) -. J J Mag Dent 19 : 29-34, 2010.
- 5) 秀島雅之, 五十嵐順正, 市川哲雄, 他：磁性アタッチメントの診療ガイドラインに関するアンケート調査 - クリニカル ケスジョン (CQ) の調査と選定 -. 日本磁気歯科学会雑誌, 第20巻1号, 114, 2011.
- 6) M.Hideshima, Y.Igarashi, T.Ichikawa, et al: Questionnaire Survey for formulating Clinical Practice Guidelines for Magnetic Attachments Applications - Analysis and Selection of the Clinical Questions (CQ) -. J J Mag Dent 20 : 5-10, 2011.



特集 Feature
磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定

顎関節学会ガイドライン策定の経緯

西山 暁

東京医科歯科大学顎関節治療部（顎関節口腔機能学分野）

Details of clinical guidelines in the Japanese Society for the Temporomandibular Joint

Akira Nishiyama

Temporomandibular Joint Clinic (Temporomandibular Joint and Oral Function),
Tokyo Medical and Dental University.

要旨

診療ガイドラインとは、「特定の臨床状況において適切な判断を行うために、臨床医と患者を支援する目的で系統的に作成された文書」であり、Evidence Based Medicineを推進するためのツールである。この診療ガイドラインの作成法として、世界的に「GRADE システム」が用いられるようになってきており、2010年に日本顎関節学会の診療ガイドライン作成委員会は、日本の医療界としては初めてGRADE システムを用いて作成した診療ガイドラインを発表した。このGRADE システムはその作成過程において「エビデンスの質」と「推奨度」を明確に分離していることが特徴であり、エビデンスの収集においても、すべてのアウトカムではなく患者にとって重要なアウトカムについて検討するとしている。ここでは、GRADE システムの概要を示すとともに、このシステムを用いた日本顎関節学会の診療ガイドラインの作成過程を紹介する。

Abstract

Clinical guidelines are systematically developed to assist practitioners and patients with appropriate healthcare for specific clinical circumstances; furthermore, these guidelines are a tool to help establish evidence based medicine. One of the many systems used to generate clinical guidelines is the Grades of Recommendation Assessment, Development and Evaluation (GRADE) system. The GRADE system was developed by the GRADE Working Group, which was formed in 2000. This system characteristically rates the quality of evidence and grades the strength of recommendations. The Japanese Society for the Temporomandibular Joint formulated clinical guidelines for temporomandibular disorders in 2010 and 2011; these were the first clinical guidelines created using the GRADE system in Japan. In this article, I introduce an outline of the GRADE system and the process used by the Japanese Society for the Temporomandibular Joint for creating clinical guidelines for temporomandibular disorders.

キーワード

(Key words)

診療ガイドライン	(Clinical guideline)	GRADE システム	(GRADE system)
ヘルスケアアクション	(Healthcare question)	エビデンス	(Evidence)
推奨度	(Recommendation)		

1. はじめに

ガイドライン (Guideline) を国語辞典で調べてみると、「政府や団体が指導方針として掲げる大まかな指針、指標」、あるいは「ある物事に対する方針についての大まかな指針・指標。ルールやマナーなどの決まり事、約束事を明文化し、それらを守った行動をするための具体的な方向性を示すもの」とある。このようなガイドラインの中で診療ガイドラインとはどういったものかという点、「一定のルールに従って作成されたガイドライン」である。言い換えると、「Practice guidelines are "systematically developed statements to assist practitioner and patients about appropriate health care for specific clinical circumstances" (特定の臨床状況において、適切な判断を行うために、臨床医と患者を支援する目的で、系統的に作成された文書)」¹⁾であり、「Evidence Based Medicine: EBM」を推進するためのツールであるといえる。ここでポイントとなるのは「一定のルール」というところである。現在まで多くの診療ガイドラインが様々な団体から出されてきたが、それぞれの団体独自のルールによって作られることが多かった。

診療ガイドラインの作成に当たって重要なのは、入手可能な最良のエビデンスに基づいたものであると同時に、推奨度判定における意思決定や判断において透明性が確保されているということである。

この重要な鍵を含んだ診療ガイドライン作成の「一定のルール」として、世界的に GRADE (Grades of Recommendation Assessment, Development and Evaluation) システムという方法が用いられるようになってきている。日本顎関節学会 (日顎会) の診療ガイドライン作成委員会 (委員長: 木野孔司) もこの GRADE システムを用いたガイドライン作成を行っており、2010年に日本の医療界としては初めて本システムを用いた診療ガイドラインを発表し、GRADE ワーキンググループのホームページにも紹介されている²⁾。ここでは、この GRADE システムについての概要と、日顎会で行った作成の実際について解説してゆく。

2. GRADE システムについて

GRADE システムとは GRADE ワーキンググループにより開発された診療ガイドライン作成法である。GRADE ワーキンググループは、医療で用いられる既存のグレーディング・システムの問題点を改善したいと願う人々により、非公式の共同グループとして2000年に発足し、その目的は、エビデンスの質と推奨の強さをグレーディングするための、一般的かつわかりやすい方法を開発することである。

本システムの特徴は「エビデンスの質」と「推奨度」を明確に分離しているところにある。すなわち、エビデンスの質を確定するプロセスと、推奨度を判定するプロセスを分離しているということである (図1)。また、エビデンスの収集においてもすべてのアウトカムを対象としているのではなく、患者にとって重要なアウトカムについて検討していることも特徴の一つである (表1)。また、もう一つの特徴として、エビデンスの質と推奨度を明確に分離していることから、エビデンスの質が高くても推奨度が低くなるということが起こり得る。その逆も然りである。ただ、現在のところこのシステムは介入または政策の比較という2つの管理戦略に関する疑問に対応するために開発されたものであり、予後や病因、あるいはリスクに関する疑問を対象としてはいない。以下に本システムの概略を示すが、詳細については相原先生らが書かれた「GRADE ワーキンググループ。診療ガイドラインのための GRADE システム」を参照していただきたい³⁾。

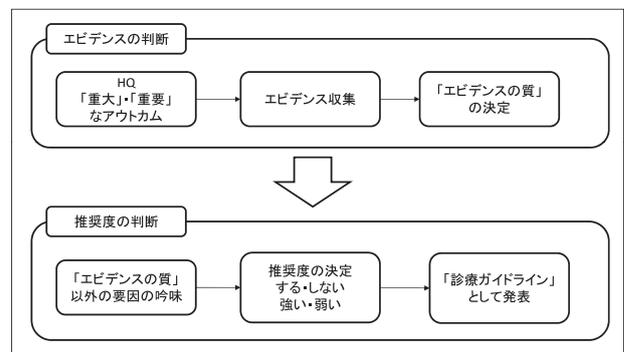


図1. GRADE システムにおける診療ガイドライン作成の流れ

表1. GRADE システムの特徴

1. ガイドライン開発を代表する人たちが国際的に共同して作成や評価をしている
2. エビデンスの質と推奨度を明確に分離している
3. 患者にとって重要なアウトカムについて検討している
4. エビデンスの質の評価基準を明確にしている
5. エビデンスから推奨への移行プロセスを明確にしている
6. 推奨を作成する際に患者の価値観や好みを考慮することを明確にしている
7. 臨床医、患者および政策立案者に対して、推奨度の解釈を明確にしている
8. システマティック・レビュー、医療技術評価および診療ガイドラインに役立つ

1) Healthcare question の決定

診療ガイドラインの作成において、最初に行うのは Healthcare question (HQ) の決定である。この HQ は医療者側から生じる Clinical Question (CQ) と医療消費者 (患者) 側から生じる Patient Question (PQ) に分けられ、PICO (P: patients, I: intervention, C: comparison, O: outcome) の形式で表現される。すなわち「ある患者 (P) に対して」、「ある治療を行うこと (I) は」、「対照となる治療と比べて (C)」、「効果 (O) があるか」という定型文で表現される。

2) アウトカムと重要度

次に、HQ におけるアウトカムを決定してゆく。この場合は患者にとって重要なアウトカムを検討してゆく。これは患者自身が重視する直接的なアウトカムであり、医療提供者が重視する可能性のある代理アウトカムや生理学的アウトカムとは異なるものである。この後のエビデンス収集においては「重大」および「重要」なアウトカムを対象に行ってゆく。

3) エビデンス収集および質の決定

エビデンスの検索を行う前に、組み入れ基準や除外基準を明確にしておく必要がある。対象患者、アウトカム、研究デザイン、介入方法や対照をどのように設定するかなどを吟味して検索式を作成する。この検索式を用いて様々なデータソースからエビデンスを収集してゆく。データソースとしてはシステム (Systems) と呼ばれる教科書型の情報源や、あらかじめエビデンスが評価された情報源であるシノプス (Synopses)、システマティックレビューや他の診療ガイドラインなどのサマリー (Summaries) が利用しやすいが、必ずしも情報

数としては多いわけではない。多くのエビデンスは Medline・PubMed を用いて個々の研究 (Study) を収集してゆくことになるであろう。

エビデンスの収集が済んだら、次にエビデンスの質を決定してゆく。最初に RCT (Randomized Controlled Trial) は「高」、観察研究は「低」から評価を開始する。評価については、複数の RCT の研究を検討して「研究の限界」、「結果の非一貫性」、「エビデンスの非直接性」、「データの不精確さ」および「出版バイアス」の5項目の要因を考慮し、必要に応じて「高」から「中」、「低」あるいは「非常に低」へ下げてゆき、個々のアウトカムについてエビデンスの質を決定する。観察研究については「効果の程度が大きい」、「交絡因子による過小評価」および「用量反応勾配の存在」を考慮して、「低」から「中」あるいは「高」に上げてゆき、個々のアウトカムについてエビデンスの質を決定する (図2)。なお、ここでの作業は、個々のエビデンスごとに行うのではなく、アウトカムごとに行ってゆき、結果はエビデンス・プロファイルや SoF (Summary of findings) テーブルの形でまとめられる。

4) 推奨度の決定

推奨度の決定はガイドラインパネルによって構成されたパネル会議において行われる。パネル会議ではまず、個々のアウトカムをまとめた全体のエビデンスの質を決定する。GRADE システムにおける推奨度は、「推奨の方向と強さ」の2種類、結果として4通りの表現となる (図3)。また、推奨度の決定においてはエビデンスの質のみで判断せず、「利益と不利益のバランス」や「価値観や好み」、「コストや資源の利用」なども考慮して総合的に決定してゆく (図3)。例えば、各研究において明らかな効果が認められた治療方であったとしても、同時に重篤な有害事象も存在するような場合にはエビデンスの質が「高」であっても、「利益と不利益のバランス」の観点からみるとそのような治療を行うことが強く推奨される可能性は低くなるであろう。このように、エビデンスの質における判断と、推奨に関する判断とを分離し独立して実施してゆくことが特徴であり、推奨度決定において非常に重要な点である。

また、「価値観や好み」についてはその判断結

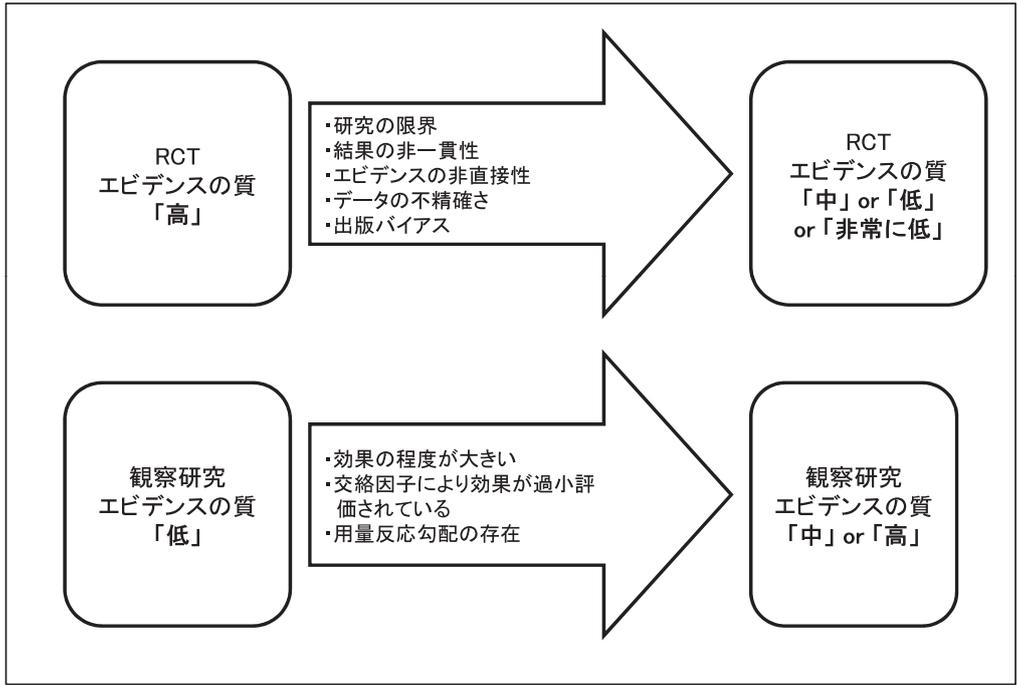


図2. エビデンスの質の評価。RCTでは「高」から、観察研究では「低」から評価を開始する。

果の適用を受ける人々、多くは医療消費者であると考えられるが、これらの人々からの情報を可能な限り把握しておく必要がある。そのためにも推奨度決定を行うガイドラインパネルに医療消費者を含めておくことが望ましいといえるであろう。

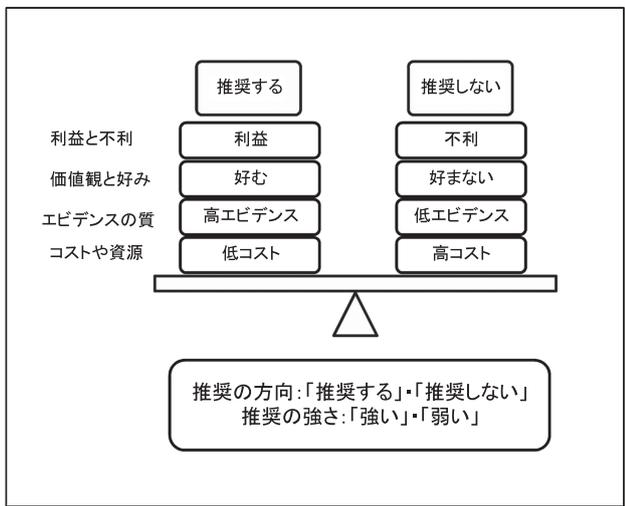


図3. 推奨度判定の要素。エビデンスの質だけでなく、利益と不利益のバランスや価値観、コストなどの要素についても検討する。

3. 顎関節学会でのガイドライン作成

日顎会の診療ガイドライン作成委員会を中心として、顎関節症の初期治療に対する診療ガイドラインの作成が行われた⁴⁾。

1) HQの作成とアウトカムの決定

日顎会ではHQの作成のために、2007～2009年にかけてCQとPQの収集調査を行った。CQは学会会員と一般開業歯科医師を対象にアンケート調査を行い、PQにおいては開業歯科医院の患者へのアンケート調査やインターネットを用いた調査、および新聞広告にて募集した顎関節症経験者への面接調査等を行い収集した。

収集した情報を分析したところ、顎関節症の症状と治療に対する興味の上位3つは図4に示した通りとなった。この結果をもとに2つのHQが決定された。昨年行われたシンポジウムでは2つ目のHQについて紹介したので、ここでもこれについての流れを示すこととした。

顎関節症に関するアウトカムは様々なものが考えられるが、ここでは開口障害という症状を考えたときに“重大”あるいは“重要”なアウトカムを考える必要がある。この決定は委員会での討議を経て行われた(表2)。

2) エビデンス収集、質の評価

組み入れ基準や除外基準、アウトカム、研究デザインなどをもとに作成した検索式にしたがって、MedlineやPubMedを用いて論文を収集した。それ以外にもハンドサーチにて論文収集を行った。初めは234論文が集まったが、アブストラクトを

	症状	治療
医療提供者	開口障害 疼痛 関節雑音	スプリント療法 開口練習 咬合治療
医療消費者	関節雑音 開口障害 疼痛	開口練習 マッサージ スプリント



HQ-1
咀嚼筋痛を主訴とする顎関節症患者において、
スタビライゼーションスプリントは有効か？
HQ-2
開口障害を主訴とする顎関節症患者において、
患者本人が徒手的に行う開口訓練は有効か？

図4. アンケート調査結果と決定されたヘルスケアクエスチョン (HQ)

表2. 開口障害におけるアウトカムと重要度

開口障害におけるアウトカム	重要度
疼痛: Pain	重大
最大開口域: range of mandibular movement	重大
顎関節部の運動時痛: pain of the TMJ	重大
咀嚼筋の運動時痛: pain of muscle	重大
害: harm / 有害事象: adverse effect	重要
日常障害度: dysfunction score	重要
QOL: quality of life	重要
全般改善率: overall improvement	重要
医療資源 (コスト): cost	重要
咀嚼筋部圧痛: muscular tenderness	重要だが重大でない
雑音: sound	重要でない
関節部圧痛: tenderness of TMJ	重要でない
抑うつ・不安: depression	重要でない

中心に吟味した結果、RCTの4論文が残った。いずれも顎関節症Ⅲb型（非復位性関節円板転位）に対するものであり、I型（咀嚼筋障害）に対する論文は見つからなかった。

この4論文について重大、重要なアウトカムごとのエビデンス・プロファイルを作成し、RCT論文に対するグレードダウン要因の検討を行った。その結果はSummary of findings (SoF) テーブルとして示した。いずれのアウトカムについても、エビデンスの質は「低」～「中」であった。

3) 推奨度決定、推奨文作成

この過程は委員会とは別にパネル会議の場で行った。パネラーの構成は大学関係者だけでなく一般開業医も参加した。また、医療消費者も加わってもらった。この時、利益相反申告書への署名を全員に求め、利害関係がないことを確認した。さら

に、収集した論文の著者あるいは共著者はパネラーとしては採用しなかった。

委員会によって決定された各アウトカムに対するエビデンスの質から全体のアウトカムを決定した。この際、重大なアウトカムに注目し、結果の方向性が一致していたので最も高い質を採用し、今回の全体のエビデンスの質は「中」と決定された。

全体のエビデンスの質以外に害、価値観、好み、コストなどのバランスについても議論を行った。この中で開口訓練は論文からは利益が害を明らかに上回るとは言い切れないが、大きな害があるともいえないこと、PQの調査で開口訓練の選択率は高く、医療消費者への面接においても好感の持たれる方法であったこと、また、患者自身が行うことからコストもほとんどかからないことなどが議論された。

討論終了後に推奨度決定のための投票を行った。1回目の投票では推奨の方向性について票が分かれたため、再度議論を行った後に2回目の投票を行った。その結果、推奨の方向性は「推奨する」ということで一致し、その強さは「強い推奨」が9票、「弱い推奨」が3票となった。ここで、推奨の方向性は一致したわけだが、その強さに関しては票が分かれた。このような場合は普遍的な指標ではないが、全体数に対する「強い推奨」の比率が70%を超えたときに「強い推奨」と判断される。この時の投票結果では「強い推奨」の比率が69.2%であったことから、最終的に決定された推奨度の方向は「推奨する」、強さは「弱い」ということになった(図5)。

投票回数	投票者	推奨する		推奨しない	
		強い	弱い	強い	弱い
1回目	医療提供者	9	1	0	0
	医療消費者	0	2	1	0
2回目	医療提供者	9	1	1	0
	医療消費者	0	3	0	0

<推奨度>
GRADE 2B : 弱い推奨, “中”の質のエビデンス

<推奨文>
開口障害を主訴とする関節円板転位に起因すると考えられる顎関節症患者(Ⅲ型bタイプ)において、関節円板の位置など病態の説明を十分に行ったうえで、患者本人が徒手的に行う開口訓練(鎮痛剤の併用は可)を行うことを提案する。

図5. パネル会議での投票結果と最終的な推奨度および推奨文

4. 磁性アタッチメントの診療ガイドライン作成と GRADE システム

磁性アタッチメント診療ガイドラインを作成するに当たり、まず初めに行うべきことは HQ の決定である。磁性アタッチメントにおける HQ について考えられるアウトカムとしては、咀嚼機能、発音機能、審美性、快適性、対応性（修理など）、歯周組織やアタッチメントの耐久性、身体的負担、害、コストなどが考えられるが、各アウトカムについてその重要性を検討する必要がある。すべての HQ において、必ずしもアウトカムの重要性が同じということはないであろう。重大、重要なアウトカムが異なれば、同じエビデンスであってもその質が異なってくるということも起こり得る。

磁性アタッチメントのような領域で問題となるのは、RCT 論文の少なさであろう。この問題は歯科領域全般に言えることである。この時にエビデンスの質が絶対的に低くなってしまうのかというと、必ずしもそうとは限らない。GRADE システムにおいては、観察研究であってもエビデンスの質が高いと判断される場合もある。図 2 に示すように、複数の研究で治療の効果が一貫しておりその推定値が大きい場合や、交絡因子によって真の効果が過小評価されてしまっている場合、さらに、用量の増加に伴いその効果も一貫して増加または減少する（用量反応勾配）場合にはエビデンスの質の評価が上げられることがある。

また、エビデンスの質と推奨度を分離して考えるという GRADE システムの特徴から、たとえ質の低いエビデンスしか集まらなくても、必ずし

も推奨度も弱いものになるとは限らない。この過程で重要となるのがパネル会議である。磁性アタッチメントに関して利益と不利益のバランスやコスト、審美性や自分の歯を残すことができるということに対する医療消費者の価値観などを吟味することによって、強い推奨度となる可能性もあるといえる。是非ともパネル会議に医療消費者も加えることによって、医療消費者の意見も踏まえた有効な診療ガイドラインを作成していただきたいと願っている。

謝 辞

この度は、第21回日本磁気歯科学会学術大会シンポジウムのシンポジスト、ならびに日本磁気歯科学会雑誌へ執筆をさせていただく機会を頂き、本学会関係者の方々に感謝の意を表します。

参考文献

- 1) Guidelines for Clinical Practice for Development to use. MJ. Field, KN Lohr. National Academy Press. Washington, D. C. 1992. P27.
- 2) GRADE working group. <http://www.gradeworkinggroup.org/index.htm>
- 3) 相原守夫, 三原華子, 村山隆之, 相原智之, 福田眞作, GRADE ワーキンググループ. 診療ガイドラインのための GRADE システム. 一, 凸版メディア, 2010.
- 4) 顎関節症患者のための初期治療診療ガイドライン 2. 日本顎関節学会ホームページ. <http://kokuhoken.net/jstmj/>



特集 Feature

磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定

磁性アタッチメントのインプラントへの適用 顎顔面補綴診療ガイドライン作成の経験から

尾澤昌悟

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

Application of magnetic attachment for dental implant therapy — From editorial experience of the maxillofacial prosthetic clinical guideline —

Shogo Ozawa

Department of removable prosthodontics, School of dentistry, Aichi Gakuin University

要旨

磁性アタッチメントに関する診療ガイドラインの策定にあたり、著者らによって作成された「顎顔面補綴診療ガイドライン」における経験から、ガイドラインの作成方法や文献的エビデンスのまとめ方について解説した。顎顔面補綴診療にインプラントを適用することに関して、論文によるエビデンスからはその有用性を示唆していたが、専門家の意見を加味して最終推奨度を決めると、推奨レベルは更に上がる傾向であった。磁性アタッチメントのインプラントへの適用については、海外の文献的エビデンスに依るところが大きく、その効果は肯定的ではあるが不確定な要素も存在する。今後は、日本製の磁性アタッチメントによる臨床研究が必須と考えられる。

Abstract

This article describes a method of editing the clinical guideline and summarizing published evidences, according to my experience of editing the clinical guideline for maxillofacial prosthetic treatment. Application of implants to the maxillofacial prosthetics is supported by several articles with lower evidence level. However, considering clinical experts' experiences, the recommendation level tends to increase. The magnetic attachment for implant overdenture was studied by European countries but still not fully evaluated. Therefore, domestic clinical study for Japanese magnetic attachments should be required.

キーワード

(Key words)

診療ガイドライン	(Clinical Guideline)	磁性アタッチメント	(Magnetic Attachment)
インプラント	(Implant)	エビデンスレベル	(Evidence level)

I. はじめに

インプラント治療は欠損補綴診療の新たな方法として確立され、患者からも高い満足度が得られ、その適応範囲も拡大している。インプラントを可撤式補綴装置の支台として使用する場合、義歯とインプラントを連結するアタッチメントが必要となるが、その中で磁性アタッチメントの適用は、

本学会でも古くから報告されている^{1,2)}。しかし、より一般的であるボールアタッチメントやバークタイプのアタッチメントのような、機械的な勘合による維持装置との比較については、エビデンスが未だ十分とはいえない。

本稿はシンポジウムの趣旨である磁気歯科診療ガイドラインの策定に向けた取り組みについて、

著者らが顎顔面補綴診療ガイドラインの作成に関わった経験から、診療ガイドラインをまとめた経緯について解説するとともに、磁性アタッチメントのインプラントへの適用について、文献的考察を行ったものである。

顎顔面補綴診療ガイドライン³⁾は、日本歯科医学会が主催する平成20年度プロジェクト研究に採択された課題である、「わが国における顎顔面補綴治療の現状分析と診療ガイドラインの作成」⁴⁾に基づいて策定された。顎顔面補綴診療は、主に頭頸部悪性腫瘍の患者に対する治療において、腫瘍切除や放射線治療によって後遺した顎顔面領域の欠損に対する治療法である。しかし、これまで各診療施設により治療の開始時期や方法が異なっており、学会としての統一見解を持っていなかった。また関連する各学会においても、診療ガイドラインがつけられている背景もあり、この分野における診療ガイドラインを、日本補綴歯科学会、日本口腔外科学会、日本顎顔面補綴学会が協力して作成することとなった。

II. 方 法

まず始めに、日本顎顔面補綴学会を中心にワーキンググループが発足し、診療ガイドラインのための、クリニカルクエスチョン (CQ) の抽出を行った。CQはMinds (医療情報サービスセンター) の発行する診療ガイドライン作成の手引き⁵⁾を参考に、PICO形式に則って作成された。PICOとは、Patient (どのような対象に)、Intervention (どの様な治療を行ったら)、Comparison (治療を行わない場合に比べて)、Outcome (どれだけ結果が違つか) という形式に沿ってCQを抽出する方法である。その後、幾つかの抽出されたCQの中で優先順位をつけて文献検索を行った。検索によってヒットした論文を更に絞り込んで、ワーキンググループメンバーとその協力者で抄読し、構造化抄録を作成した。構造化抄録は、目的、研究デザイン、研究施設、対象患者、介入方法、評価項目、結果、結論について、それぞれの項目別にまとめられる。

選択された論文を抄読し、それぞれの研究から得られた結果を評価する際に、研究論文のエビデンスレベルを考慮し分類した。このエビデンスレベルは研究のデザインにより、6つのカテゴリと

一つのサブカテゴリによって7つのレベルに分類されている。そしてそのエビデンスレベルにより、CQの治療の推奨度が変化する (表1)。

表1. エビデンスレベルとMINDS推奨度

エビデンスレベルとMinds推奨度	
<ul style="list-style-type: none"> • I: システマティックレビュー/メタアナリシスによる 	Grade A 強い科学的根拠があり、行うよう強く勧められる。
<ul style="list-style-type: none"> • II: 1つ以上のランダム化比較試験による 	Grade B 科学的根拠があり、行うよう勧められる。
<ul style="list-style-type: none"> • III: 非ランダム化比較試験による 	Grade C1 科学的根拠はないが、行うように勧められる。
<ul style="list-style-type: none"> • IVa: 分析疫学的研究 (コホート研究) による 	Grade C2 科学的根拠がなく、行わないように勧められる。
<ul style="list-style-type: none"> • IVb: 分析疫学的研究 (症例対照研究、横断研究) による 	Grade D 否定根拠がある
<ul style="list-style-type: none"> • V: 記述的研究 (症例報告やケース・シリーズ) による 	
<ul style="list-style-type: none"> • VI: 患者データに基づかない、専門委員会や専門家個人の意見による 	

顎顔面補綴診療ガイドラインでは、1989年から2008年までに発表された論文を対象に、日本語の論文に対しては医学中央雑誌刊行会のインターネットサイト (医中誌 Web) を利用し、英文に対してはPubMedのデータベースを活用して、述べ156編の論文を抄読した。推奨度については、一次推奨度と最終推奨度を設定して、論文から得られるエビデンスレベルと、臨床的経験をも加味した各CQに対する最終的な推奨度案を決定した。本稿ではその中から、インプラントに関連したCQについて、構造化抄録と推奨文および推奨度を紹介した。

今回の磁気歯科診療ガイドラインでは、14題のCQが採択された。その中から「インプラントオーバーデンチャーへの磁性アタッチメント (MA) の適用は、他装置よりも有効か」と「上顎インプラントオーバーデンチャーへのMAの適用は、下顎よりも経過がよいか」の二つのCQについて、顎顔面補綴診療ガイドラインと同様に、Keywordを設定して文献検索を行い、構造化抄録をまとめアブストラクトテーブルを作成した。また、診療ガイドラインの策定にあたり、今後の課題についても考察した。

III. 結果および考察

顎顔面診療ガイドラインでは、論文のエビデンスレベルから得られる推奨度を一次推奨度としたが、作業を行った殆どのCQが推奨度C1「行う

ことを考慮しても良い」という弱い推奨レベルに分類された。しかし実際の臨床現場では、文献で示される推奨度よりも臨床的経験や蓄積されつつある臨床データにより、CQの推奨度が今後変化してくることが予想される。これらのことを考慮して、一次推奨度に加えて最終推奨度を設定し、CQに対してより現実的な対応を行うこととなった。これにより、一次推奨度C1のCQについて、最終推奨度B「行うように勧められる」と推奨度が併記されるCQが多くなった。(表2) また、構造化抄録の例を表3に示す。ガイドラインでは顎顔面補綴治療において、インプラントの適用は機能障害の回復に有効であることが示されている。

表2. インプラントに関するCQと推奨度

インプラントに関するCQ		
Patient	intervention	outcome
上顎欠損患者において	インプラント治療	C1/ B
	放射線治療後のインプラント手術	C1/ B 審美修復機能回復に有効か
下顎欠損患者において	インプラント治療	B/ B
	放射線治療後のインプラント手術	C1/ B
顔面欠損患者において	エビテーゼ+インプラント治療	B/ B 制約を受けるか
	放射線治療後のインプラント手術	C1/ B

表3. 構造化抄録の一例

構造化抄録の一例

「タイトル」The Use of Implant-Supported Protheses in the Functional and Psychosocial Rehabilitation of Tumor Patients

「著者名」Muller F, Schadler M, Wahlmann U, Newton JP

「雑誌名, 巻, 頁」Int J Prosthodont, 2004 ;17: 512-517

「エビデンスレベル」IVb. 分析疫学的研究(症例対照研究, 横断研究)による

「目的」インプラント義歯による補綴処置を通して癌患者の心理社会的なリハビリと同様な後遺機能障害について研究する。

「研究デザイン」比較観察研究

「対象患者」66名(1985年から1997年間の癌の切除並びにインプラント補綴)

「介入」インプラント義歯

「評価項目」インプラントの有効性(アンケート調査)

「結果」機能的と心理社会的な障害は、全ての症例で91%と47%の間の数字であった。しかしこれらの障害は、完全に補償することはできなかった。舌の動き、感覚障害、放射線治療における流涎は、咀嚼と嚥下に問題を残した。良いとの結果であったのは、外見の改善、咀嚼の回復、義歯の動揺と続いた。

「結論」機能障害はインプラント義歯で十分補償できなかったが、この治療により本質的な思慮と病気による社会的な拘束からの開放することに寄与した。

また、磁気歯科診療ガイドラインのCQに対して、「magnet」と「implant」、「overdenture」、「outcome」の4つのkey wordを絡めてPubMed検索を行ったところ、該当する論文は14本であった。しかしこの中では、上顎と下顎のMAの比

較に関する記述は見当たらなかった。この中からエビデンスレベルが比較的高いと思われる3論文について、アブストラクトテーブルを作成した。これらの研究はいずれも下顎が無歯顎の患者を対象に、2本のインプラントを埋入し、オーバーデンチャーを製作したものであった。維持装置として磁性アタッチメントの他にバーアタッチメント、またはボールアタッチメントを使用して比較検討していることも共通事項であった(表4)。

表4. アブストラクトテーブルの一例

論文名	方法 (RCT, コホート, 観察, 症例報告)	報告機関	被験数	性別	年齢	観察期間	どんな介入か	どんなアウトカムか
Patient satisfaction with two designs of implant supported removable overdentures; ball attachment and magnets.	クロスオーバー	Newcastle University UK	16	男女	平均64.31	3か月	新義歯製作, 2本のインプラントにオーバーデンチャー, ボールまたは磁性アタッチメント	患者満足度
Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures; a cross-over clinical trial.	クロスオーバー	Utrecht University Netherland	18	男17 女1	33歳から56歳, 平均51.6歳	3か月	2本のインプラントに3種類のアタッチメント(バー, ボール, マグネット)	主観的咀嚼能力VAS, 最大咬合力
A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction.	RCT	Catholic University of Leuven, Belgium	36	男17 女19	平均63.7	5年	下顎無歯顎に2本のインプラントに3種類のアタッチメント(バー, ボール, マグネット)	患者満足度, 経過観察

Ellisら⁶⁾の研究によれば、インプラントオーバーデンチャーは通常の全部床義歯に比べ、全てのアウトカムの項目で有意に高い評価を受けたと報告している。更に維持装置に使用したボールアタッチメントは、MAに比べ満足度、安定度、咬み易さで有意に高い評価を受けていた。しかし、その他の項目では清掃性、発音、快適度、審美性、口腔機能状態では差がなかった。この研究では二種類のアタッチメントを体験後、最終的に11人がボールアタッチメント、5人が磁石タイプを選択した。女性のほうが磁石を選ぶ傾向があり、磁石を選んだ患者は快適性や、清掃性を評価していたことが確認された、一方、Naertら⁷⁾はバータイプ、ボールアタッチメントおよび磁性アタッチメントの長期にわたるインプラントオーバーデンチャーの経過を観察し、3種類の維持装置を比較した貴重な報告を行っている。これによると、術後5年経過後に最も維持力が高かったのはバータイプで1240g、最も低かったのはマグネットタイプで110gであった。マグネットとボールタイプのアタッチメントに、磁石の腐食やOリングの交換等の合併症が多かったと報告している。また術後

評価としては、満足度、発語や審美では同様の評価であったが、維持力と咬み易さではMAが有意に低かった。さらに磁石を使用した患者は、固定式を望む傾向があったと報告している。しかしこれらの研究で使用されたMAは日本製のものではなく、吸引力や耐腐食性が向上している現在のMAを使用した、ケースコントロールスタディはこれまでに報告が無く、本学会の今後の取り組むべき課題であると考えられる。

診療ガイドラインでは、エビデンスレベルの高い研究をもとにCQに対する推奨文が作成されることが理想ではあるが、実際にはそのような研究を文献レベルで探すことは困難である。そこでデルファイ法等を用いて、専門家の意見を集約することでコンセンサスを得る手法も用いられている。磁気歯科診療ガイドラインは、MAのユーザーである患者と、その主な提供者である一般開業歯科医、そしてMAの影響をうけるMRI画像診断の関係者等に対しても、参考になるような判りやすい指針を示すことが必要と思われる。

IV. 結 論

著者は顎顔面補綴診療ガイドラインの作成に関わり、ガイドラインの基本的な作成手順や、文献的なエビデンスを集約する手法を経験した。ガイドラインの作成には大変な労力を要するが、完了というゴールは無く、常に新しいエビデンスを盛り込んで改訂を行い、利用者に判りやすく解説する努力を怠ってはいけないと考えられる。

また、MAのインプラントへの適用について、下顎無歯顎に2本のインプラントを使用した症例において、有効な維持装置であることが海外の研究によって報告されている。しかし临床上に起こりうる様々な欠損形態に対して、どのように対応すべきかについての指針を作ることは今後の課題

であり、日本製のMAについての多施設共同研究が必要であると考えられる。

参考文献

- 1) 田中譲治, 鳥居秀平, 柏原毅ほか: インプラントにおける磁性アタッチメントの応用 ITI Bonefit インプラントにおいて, 日口腔インプラント誌 8 (2): 162-168, 1995.
- 2) HongJau-Min: 磁性アタッチメントとミリングバーを用いたインプラント支持型オーバーデンチャー, 日磁歯誌 7 (1): 23-26, 1998.
- 3) 日本顎顔面補綴学会, 日本歯科補綴学会, 日本口腔外科学会, 合同委員会編 顎顔面補綴診療ガイドライン2009年版 (<http://square.umin.ac.jp/jamfp/pdf/guideline.pdf>) 日本顎顔面補綴学会発行 東京 2010.
- 4) 後藤昌昭, 小野高裕, 松浦正朗, ほか, わが国における顎顔面補綴治療の現状分析と診療ガイドラインの作成. 日歯医学会誌30: 75-79, 2011.
- 5) 福井次矢, 吉田雅博, 山口直人 編 診療ガイドライン作成の手引き2007 医学書院 東京 2007
- 6) Ellis JS, Burawi G, Walls A, et al: Patient satisfaction with two designs of implant supported removable overdentures; ball attachment and magnets. Clin Oral Implants Res 20(11): 1293-1298, 2009.
- 7) Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, et al: A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. J Oral Rehabil 26(3): 195-202, 1999.



特集 Feature

磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定

デルファイ法とは

永尾 寛, 後藤崇晴, 石田雄一, 市川哲雄

徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部 口腔顎顔面補綴学分野

Delphi technique to draw up a clinical practice guideline on magnetic attachment

Kan Nagao, Takaharu Goto, Yuichi Ishida, Tetsuo Ichikawa

Department of Oral & Maxillofacial Prosthodontics, Institute of Health Biosciences,
The University of Tokushima Graduate School

要旨

補綴歯科領域ではその臨床的な特殊性から、多くの Clinical Question (CQ) に対して高いエビデンスを持っていないことがある。ガイドラインの作成にあたって、十分なエビデンスが不足していたり、その質が低い場合、意見が拮抗し結論が出にくい場合には、コンセンサスを得ることが難しくなる。そこで、エキスパートの意見を参考にコンセンサスを形成する方法、いわゆるコンセンサスメソッドを採用することがある。

コンセンサスメソッドの代表的なものにデルファイ法がある。これは、専門家を対象にアンケートを用いて、設問に対する同意の程度を調査するものである。このアンケートは意見が収束するまで繰り返し行われ、コンセンサスが形成される。

磁性アタッチメントの診療ガイドライン作成においても、エビデンスが不足している CQ があり、デルファイ法を採用することになる。ここでは、その概要を説明する。

Abstract

There is a lack of high clinical evidence for Clinical Question in the field of prosthetic dentistry, a special clinical dentistry. On drawing up a clinical practice guideline, it is difficult to build consensus if we have only insufficient and/or poor clinical evidences. Therefore consensus method to build consensus with the questionnaire for experts is occasionally used. The Delphi technique is a typical method of the consensus method. A questionnaire survey is conducted for experts and the grade of the consent to a question is investigated. This questionnaire survey is repeatedly conducted until the consensus is built. This article describes the outline of the Delphi technique effective to draw up the clinical practice guideline on magnetic attachment since it is expected to insufficient evidence.

キーワード

(Key words)

クリニカルクエッション (Clinical Question) コンセンサスの形成 (Consensus Development)
デルファイ法 (Delphi Technique)

1. Consensus method とは (図 1)

補綴歯科診療においては、その臨床的な特殊性から、多くの Clinical Question (CQ) に対して高いエビデンスを持っているとは限らない。各 CQ に対するガイドラインに十分なエビデンスの質が担保されない場合、意見が拮抗する場合、あるいはエビデンスが存在しない場合に、エキスパートの意見を基にコンセンサスを形成する方法が consensus method であり、その代表的なものにデルファイ法がある。

もともとデルファイ法という名前は、アメリカ空軍が専門家の意見を集めて、アメリカ産業を標的としたときに必要となる原子爆弾の数を推定する研究である“Project Delphi”が由来である。デルファイとは、神託地として栄えた古代ギリシャの地名であるデルフォイに因んでいる。デルファイ法では、エキスパートの同意の程度を明らかにしたり (コンセンサスの測定)、対立する意見をすり合わせたりする (コンセンサスの形成) ことが可能である。

Consensus method

定義	
エビデンスが不足していたり、存在しない場合、あるいは意見が拮抗する場合に、エキスパートの意見を参考にコンセンサスを形成する方法。代表的なものとしてデルファイ法がある。	
適応	
同意の程度を調査する	近い将来車は空を飛ぶ 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
数値を予測する	車が空を飛ぶのは何年後か? ()年後
選択肢を用いる	車が空を飛ぶのは西暦何年か? 2020年以前 2030年頃 2040年頃 2050年以降

図 1. Consensus method の定義と適応

2. デルファイ法の適応 (図 1)

デルファイ法は、以下のようなときに用いられる。

- 1) 設問に対する同意の程度を調査する場合
同意の程度を点数化できる。この方法は、保健医療、教育、情報、看護や臨床医学の分野で広く応用されるようになってきている。
- 2) 数値を予測する場合
意見を集約するときには、中央値/四分位範囲を使うことが多い。得られた回答を数値順に並べ、上下それぞれ 4 分の 1 を除いたものを集約された

意見として各回答者にフィードバックする。このとき、度数分布を加えることによって、回答者は自身の意見がエキスパート集団 (コンセンサスグループ) の中でどのような位置にあるかを知ることができ、必要に応じて意見を修正することができる。

3) 選択肢を用いる場合

選択肢を表示し、その中からもっとも自分の意見にあったものを選択してもらう方法である。

3. デルファイ法を用いたアンケートの手順

デルファイ法のアンケート調査は以下のように段階的に進められる。

- ①第 1 段階：コンセンサスの得られなかった CQ に対して、ガイドライン作成者で協議の上、1 回目のアンケート用紙を作成する。同時に、各 CQ に対して、その分野のエキスパートで構成されるコンセンサスグループを作成する。
- ②第 2 段階：これらのコンセンサスグループにアンケートを配布し、各項目の内容について数値の予測と同意の程度を点数で示してもらう。
- ③これを集計し、設問ごとに度数分布で表示する。
- ④第 3 段階：1 回目のアンケート結果 (コンセンサスグループ全体の回答結果の度数分布) を記載した 2 回目のアンケートをコンセンサスグループに配布し、再度、同意の程度を点数で示してもらう。ここで回答者は 1 回目の結果を参考にして各自の点数を修正することができる。
- ⑤この行程をコンセンサスが得られるまで繰り返す。

4. デルファイ法の使用状況

1) 学術論文での使用状況

デルファイ法がどのように用いられているのかを調査するために、MEDLINE と医学中央雑誌で検索を行った。検索式と検索結果を図 2 に示す。2011年10月31日時点の検索では、MEDLINE における検索論文数は年々増加しており、とくに最近 5 年間の増加率は顕著であった。医学中央雑誌では、検索論文数が少ないものの、同じような増加傾向が見られた。

図 3 に分野別の検索論文数を示す。医学中央雑誌では、原著論文の検索総数 43 件のうち、公衆衛生分野が 13 件と最も多く、次いで看護、歯科の順

であった。この歯科領域の論文をさらに専門分野別に分けると、5件はすべて口腔衛生学領域のものであった¹⁻⁵⁾。一方、MEDLINEでは、総検索数2045件のうち歯科領域のものは47件であった。これらを専門分野別に分けると、口腔衛生分野⁶⁻⁹⁾が16件と最も多く、次いで歯周、口腔外科領域が4件であった。

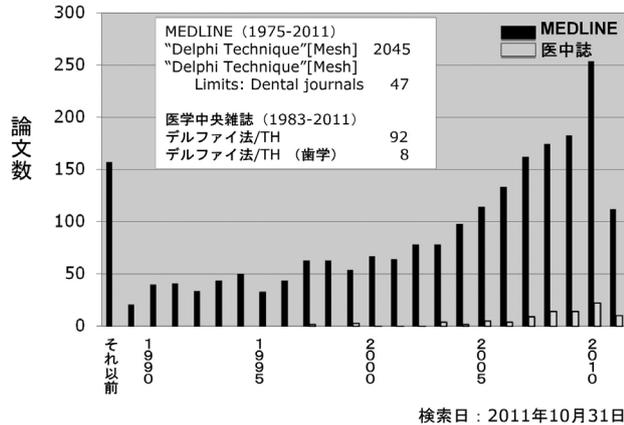


図2. 医学分野でのデルファイ法に関する論文数

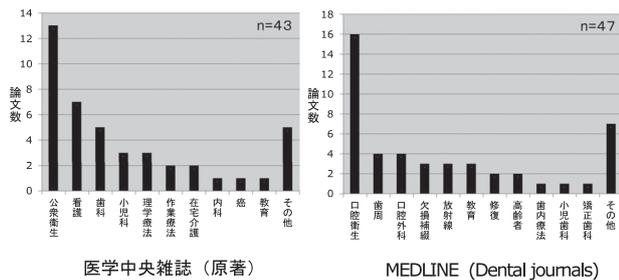


図3. 分野別論文数

2) ガイドラインでの使用状況

診療ガイドラインと関連情報を提供している医療情報サービス Minds (マインズ)において、ガイドラインの作成時にどのようにデルファイ法が用いられているかを調査した結果、23の診療ガイドラインにおいてデルファイ法が使用されていた。図4にその代表的なものを示す。「歯の欠損の補綴歯科診療ガイドライン2008」、「小児急性中耳炎診療ガイドライン2009年版」などでは、前述のように、CQに関連したアンケートを作成し、CQに対するコンセンサスを得る目的でデルファイ法を用いている。また、「摂食・嚥下障害、構音障害に対する舌接触補助(PAP)の診療ガイドライン」や「エビデンスとコンセンサスを統合した潰瘍性大腸炎の診療ガイドライン」では、最終的な推奨度の決定にデルファイ法を応用している(表1)。

5. デルファイ法の応用例 「歯の欠損の補綴歯

CQに関連したデルファイ法アンケートからコンセンサスを形成しているもの

- ・ 歯の欠損の補綴歯科診療ガイドライン2008
- ・ 小児急性中耳炎診療ガイドライン2009年版
- ・ EBMの手法による周産期ドメスティック・バイオレンスの支援ガイドライン2004年版
- ・ 高尿酸血症・痛風の治療ガイドライン第2版
- ・ 卵巣がん治療ガイドライン2007年版
- ・ 有効性評価に基づく子宮頸がん検診ガイドライン

デルファイ法アンケートを用いて推奨度を決定しているもの

- ・ 摂食・嚥下障害、構音障害に対する舌接触補助(PAP)の診療ガイドライン
- ・ エビデンスとコンセンサスを統合した潰瘍性大腸炎の診療ガイドライン

図4. ガイドラインでのデルファイ法の使用状況

表1. 摂食・嚥下障害、構音障害に対する舌接触補助(PAP)の診療ガイドラインにおける推奨度の決定

一次 Grade	評価中央値: M				
	M ≤ -6	-6 < M ≤ -3	-3 < M < 3	3 ≤ M < 6	6 ≤ M
A	C1	B	A	—	—
B	C2	C1	B	A	—
C1	D	C2	C1	B	A
C2	—	D	C2	C1	B
D	—	—	D	C2	C1

推奨度(案)とそれに対するデルファイ法評価の中央値から最終推奨度を決定する。

推奨度案に対する評価

- 9: 全く同意しない(推奨度はもっと低いと思う)
- 0: 完全に同意する
- 9: 全く同意しない(推奨度はもっと高いと思う)

科診療ガイドライン2008」

「歯の欠損の補綴歯科診療ガイドライン2008」では、エビデンスを収集した結果、①参考となる文献が全く見つからない場合、②関連する文献が見つかったが、その数が少なくエビデンスの質が非常に低い場合、③文献検索を行った結果、それぞれの意見が拮抗して判断が困難な場合に、デルファイ法を応用した。

1) コンセンサスグループ

ガイドライン作成部会が、有床義歯、クラウンブリッジ、インプラントのエキスパートをそれぞれ17名ずつ選定し、この合計計51名をコンセンサスグループとし、アンケートを配布した。最終的な回収率は72.5%であった。

2) アンケート用紙

図5は本ガイドライン作成にあたって用いられた2回目のアンケート用紙である。「義歯装着者においてリコールの間隔の違いは予後に影響するか」というCQに対して、「リコール間隔が長すぎた場合どのような悪影響を与えるか?」という

質問を設定した。回答は、咀嚼機能、発音機能、審美性など9項目における同意の程度を、0（まったく同意できない）～9（完全に同意する）の10段階の中から選択できるようにした。また、2回目のアンケート用紙には、1回目の回答結果の度数を記入し、これを参考に2回目の回答をするように指示した。

リコール間隔が長すぎた場合どのような悪影響を与えるか？

同意する程度を表す数字に○をつけてください。
まったく同意できない=0 どちらとも言えない=5 完全に同意する=9

選択肢の下の数字は1回目の度数分布です。ご参考の上ご回答下さい。

咀嚼機能に悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
発音機能に悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
審美性に悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
快適性(装着感)に悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
対応性(修理、リラインなど)に悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
耐久性(ロンゲビティ)に悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
治療のための肉体的、時間的負担に悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
害(誤嚥、疼痛など)に悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9
コストに悪影響を与える	0 1 2 3 4 5 6 7 8 9

図5. 2回目のアンケート用紙の1例

「義歯装着者においてリコールの間隔の違いは予後に影響するか」というCQに対するコンセンサスを得るためのデルファイ法アンケートの1例
※実際のアンケート用紙では1回目の度数分布を朱書きした

3) 同意度の選択

図6に質問に対する同意度の選択方法を示す。同意度は2回目のアンケート結果より、意見の収束度と中央値によって決定した。このガイドラインでの収束度は、度数が3以下のものを収束度：高、分布範囲が4～7のものを収束度：中、分布範囲が8以上のものを収束度：低とした。また、中央値は比例配分により算出した。すなわち、中央値が6以上で、かつ、収束度：高のものをPP：同意する（positiveな強い同意）、収束度：中のものをP：同意してよい（positiveな弱い同意）とし

	中央値 ≤ 3	3 < 中央値 < 6	6 ≤ 中央値
収束度：高	NN	U	PP
収束度：中	N	U	P
収束度：低	U	U	U

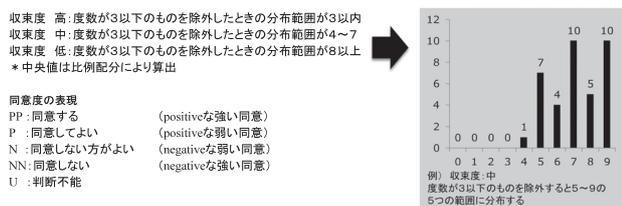


図6. 同意度の選択

た。逆に、中央値が3以下で、かつ、収束度：高のものをNN：同意しない（negativeな強い同意）、収束度：中のものをN：同意しない方がよい（negativeな弱い同意）と定義した。なお、上記に該当しないものは判断不能とした。

4) 結果

表2にアンケート結果を示す。上記のように、質問に対して咀嚼機能、発音機能、審美性など9項目に回答させ、各項目における同意度を決定した。「治療のための肉体的、時間的負担に悪影響を与える」という項目ではPP：同意する（positiveな強い同意）、「咀嚼機能に悪影響を与える」、「対応性（修理、リラインなど）に悪影響を与える」、「耐久性（ロンゲビティ）に悪影響を与える」ではP：同意してよい（positiveな弱い同意）という同意度となったが、その他の項目ではアンケートから同意度を判断できなかった。

表2. アンケート結果

設問	中央値	収束度	同意度
咀嚼機能に悪影響を与える	6.50	中	P
発音機能に悪影響を与える	4.29	中	U
審美性に悪影響を与える	4.31	中	U
快適性(装着感)に悪影響を与える	5.60	中	U
対応性(修理、リラインなど)に悪影響を与える	6.30	中	P
耐久性(ロンゲビティ)に悪影響を与える	6.70	中	P
治療のための肉体的、時間的負担に悪影響を与える	6.14	高	PP
害(誤嚥、疼痛など)に悪影響を与える	5.25	中	U
コストに悪影響を与える	4.25	高	U
CQに対する推奨度	全体としての判断 P		

CQ：義歯装着者においてリコールの間隔の違いは予後に影響するか
 質問：リコール間隔が長すぎた場合、どのような悪影響を与えるか？
 9項目の同意度から総合的に判断して、最終的な推奨度を決定する

CQに対する最終的な推奨度は、これら9項目の結果から多軸で総合的に判断し、「義歯装着者においてリコールの間隔の違いは予後に影響するか？」という質問に対してはP：推奨してよい（positiveな弱い推奨）という結果であった。すなわち、『リコール間隔の違いは義歯の予後に影響を与える可能性がある』、という結果であった。

5) まとめ(図7)

以上のアンケート結果より、リコール間隔が長すぎた場合には、咀嚼機能、修理、リラインなどの対応性、義歯の耐久性に悪い影響を与え、加えて、治療のために患者の肉体的、時間的負担が増加するというコンセンサスが得られた。

CQ:義歯装着者においてリコールの間隔の違いは予後に影響するか

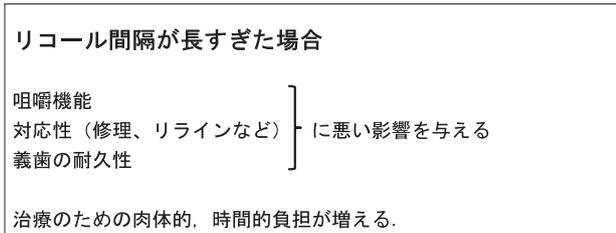


図7. アンケート結果のまとめ

6. さいごに

デルファイ法は、専門家へのアンケートを繰り返すことによって、意見を集約させ、コンセンサスを形成する手法であり、確度の高い予測を得ることができる。一方、少数の専門家の先見性に富んだ意見が埋没する可能性や、結果が専門家の専門知識や情報の質に左右されるという欠点もある。また、専門家の選出方法、アンケート用紙（質問）の作成方法、同意度の決定方法など、この方法の問題点も指摘されている。

ガイドラインの作成においてデルファイ法を用いる際には、利用者やコンセンサスグループの専門家がこの手法の限界を十分に理解した上で、適切に実施、応用することが肝要である。

参考文献

- 1) 鏡宣昭、眞木吉信、杉原直樹、ほか：学校歯科医の役割と歯科保健教育についての Delphi 法の応用、歯科学報、96(12)：1221-1228、1996.
- 2) 鏡宣昭、眞木吉信、杉原直樹、ほか：児童生徒を対象とした保健行動評価のための Delphi 法の応用、口腔衛生学会雑誌、47(1)：36-43、1997.
- 3) 鏡宣昭：Delphi 法による児童生徒の日常生活行動及び保健行動の評価、歯科学報、98(9)：863-885、1998.
- 4) 鏡宣昭、高江洲義矩：歯科保健にかかわる養護教諭の役割についての Delphi 法による評価、口腔衛生学会雑誌、50(1)：31-39、2000.
- 5) 鏡宣昭：Delphi 法による児童生徒の日常生活行動および保健行動の評価、国際歯科学士会日本部会雑誌、35(1)：67-73、2004.
- 6) Lightfoot WS, Hefti A, Mariotti A. : Using a Delphi panel to survey criteria for successful periodontal therapy in anterior teeth. J Periodontol. 76(9):1508-12, 2005.
- 7) Bourgeois DM, Llodra JC. : Strategies to promote better access to over the counter products for oral health in Europe: a Delphi survey. Int Dent J. 59(5)：289-96, 2009.
- 8) Buunk-Werkhoven YA, Dijkstra A, van der Schans CP. : Determinants of oral hygiene behavior: a study based on the theory of planned behavior. Community Dent Oral Epidemiol 39(3):250-9, 2011.
- 9) Ni Riordain R, Meaney S, McCreary C. : A patient-centered approach to developing a quality-of-life questionnaire for chronic oral mucosal diseases. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 111(5)：578-86, 2011.



原著論文 Original paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

MRI 対応策としてのキーパー着脱が容易な根面板の考案

阿部有希¹, 長谷川みかげ¹, 宮田和幸¹, 石島 学¹, 塩野目尚¹, 安田裕康¹, 石上友彦^{1,2}

¹ 日本大学歯学部歯科補綴学教室 II 講座, ² 日本大学歯学部総合歯学研究所臨床研究部門

New technique for making root coping of removable magnetic keeper as a countermeasure for MRI

Yuki Abe¹, Mikage Hasegawa¹, Kazuyuki Miyata¹, Manabu Ishijima¹,
Takashi Shionome¹, Hiroyasu Yasuda¹, Tomohiko Ishigami^{1,2}

¹ Department of Partial Denture Prosthodontics, Nihon University School of Dentistry

² Division of Clinical Research, Dental Research Center, Nihon University School of Dentistry

Abstract

The magnetic attachment may be required to remove keeper before MRI because of keeper cause metal artifact. Therefore, we developed a new root coping of removable magnetic keeper as a countermeasure for MRI. The new root coping is put spillway, the mechanism of removable magnetic keeper eliminate cement of spillway and toss the keeper from the bottom with dental explorer. The technical method, cut a hole in the Keeper-Bonding keeper tray and produce a wax pattern embedded $\phi 0.7$ mm carbon rod as spillway space. Then, the wax pattern embedded carbon rod cast and polished according to the standard procedure. In the clinical applications, the keeper was able to be easily removed without damaging the coping and keeper, in addition again keeper luting was possible. Because of no requires special instrument and it is easy to produce the coping and remove the keeper, it was shown the new root coping of removable keeper was useful as a countermeasure for MRI.

キーワード

(Key words)

磁性アタッチメント	(Magnetic attachment)	MRI	(磁気共鳴映像法)
キーパーボンディング法	(keeper-bonding technique)	キーパー	(keeper)
可撤式	(removable)		

I. 緒 言

磁性アタッチメントは磁力の特性からなるいくつかの優れた特徴と、臨床術式が簡便であることから現在広く臨床に応用されている¹⁻⁵⁾。しかし Magnetic Resonance Imaging (MRI) においてアーチファクトが発生するという問題点がある⁶⁻⁸⁾。近年 MRI 検査は装置の信号雑音比の向上に伴い空間分解能も向上し、また高速撮像法による撮像時間の短縮が可能となり、需要が高まる

と共に新しい撮像方法も日々報告されている⁹⁻¹²⁾。そのため磁性アタッチメント装着患者が MRI 検査を受ける可能性も高くなり、キーパーの除去が必要となる機会も増加することが予想される。

MRI 対応策として、これまでにキーパーをねじ止めする方法や、キーパーを加工し回転式やスライド式、ビス止め式にする方法、キーパー底面にスクリューを設ける方法等、様々な可撤式キーパーが報告されている¹³⁻¹⁶⁾。しかしいずれの方法

においても製作や除去操作が煩雑であること、長期使用後の隙間腐食等により除去が困難であることなどが問題であった。

現在はキーパーボンディング法 (KB 法) により、キーパーを根面板にセメント合着し、必要に応じてキーパーを切除し、MRI 撮像後に新しいキーパーを合着する方法¹⁷⁻¹⁹⁾ が推奨されている。以前より広く用いられている鑄接法は、鑄接によりキーパーと根面板の境界が不明瞭であり、また埋没時にキーパーの維持棒が補綴装置に組み込まれているため、キーパーのみの切削が困難であった。KB 法は、撤去の必要性が生じた場合、セメントラインがあることでキーパーと根面板との境界が明瞭となり、比較的簡単に取り外すことができ、また根面板に新しいキーパーを再装着することも可能である。しかしこの方法はキーパー切削時の患者への負担や根面板損傷の危険性があると共に、再装着の際、新しいキーパーが必要となる。

そこで著者らはキーパーの除去操作が容易であり、除去したキーパーの再装着が可能な遁路付き根面板を考案した。さらに眼科領域の神経性疾患の既往があり、定期的に MRI 撮像を行う可能性が高い患者に対し臨床応用し、2010年、第19回日本磁気歯科学会において発表した。遁路付き根面板の模式図を図 1 に示す。KB 法を用いた根面板に遁路を付与することにより、キーパー除去時には遁路部より突き上げることでキーパーを取り外す仕組みである。今回この遁路付き根面板の製作方法と臨床経過を報告する。

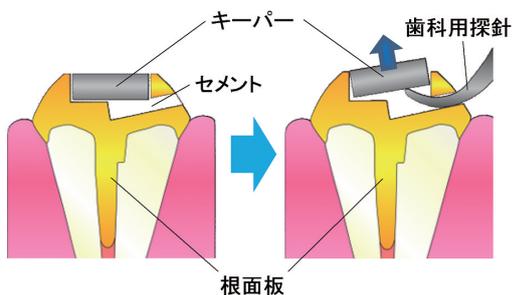


図 1. 遁路付き根面板模式図

II. 製作方法

材料として GC 社製 GIGAUSS C600 KB キーパーおよび KB キーパートレイを使用した。製作方法は、まず KB キーパートレイに # 699 フィッシャーバー (ジョタ スチールバー、日本歯科商

社) を用いて穴を開け (図 2)、炭素棒 $\phi 0.7\text{mm}$ (シャープペンシル芯、neox eno 0.7mm/B, pilot) をワックスにて固定した (図 3A)。その際キーパートレイの上縁は削らないように注意し、炭素棒は根面板に高さが出ないようにキーパートレイに向かってやや下向きに固定した (図 3B)。炭素棒を固定したキーパートレイを用い、通法に従って根面板のワックスアップを行った (図 4A)。炭素棒を組み込んだ状態でワックスパターンにスプルーを植立し (図 4B)、クリストバライト埋没材を用いて埋没後、金銀パラジウム合金にて鑄造を行った。得られた鑄造体は通法に従って研磨し、完成した (図 5)。

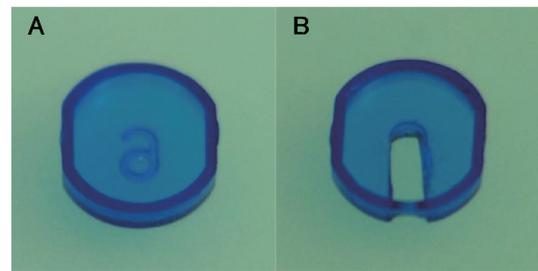


図 2. キーパートレイの加工
A: キーパートレイ
B: 切削したキーパートレイ

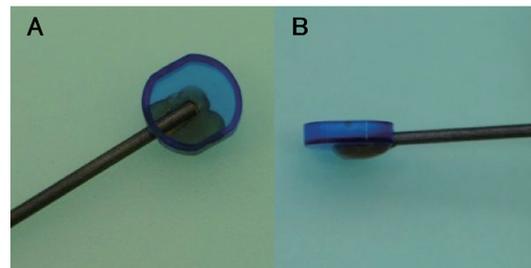


図 3. 炭素棒の固定
A: 上面観
B: 側方面観

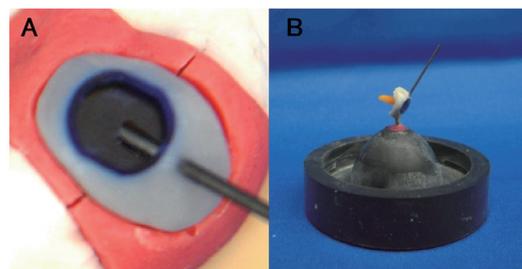


図 4. ワックスパターンの製作
A: ワックスパターン
B: 埋没前

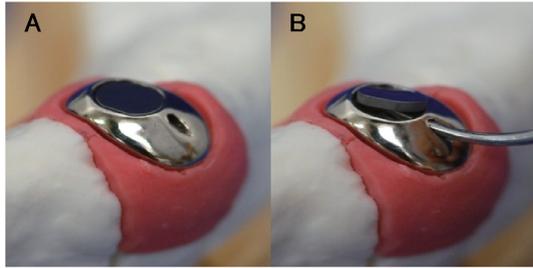


図5. 完成した通路付き根面板
A: キーパーの試適
B: 探針によるキーパーの着脱操作

口腔内に装着された右側上顎犬歯の通路付き根面板を図6Aに示す。キーパーの合着には著者らの実験結果²⁰⁾よりガラスアイオノマーセメント(フジ1, GC)を用いてセメント合着し、通路付き根面板はレジンセメント(フジルーティングS, GC)にて口腔内に装着した。装着から一ヵ月後、MRI検査のため、キーパーを取り外し、その後再合着を行った様子を図6B-Eに示す。超音波スケーラー(プチピエゾ, E.M.S. Electro Medical Systems S.A)を用いて通路部のセメントを除去し、次に歯科用探針を用いてキーパーを取り外した。キーパー撤去後、残留したセメントを超音波スケーラー等にて除去した。取り外したキーパーおよび根面板に特に大きな傷は認められなかった。MRI検査後、キーパーと根面板の適合状態に問題がないことを確認し、キーパーを再合着した。セメントは今後もキーパー着脱が容易に行えるよう、フジ1を使用した。

Ⅲ. 考 察

磁性アタッチメントは支台歯に加わる側方力の軽減と歯冠歯根比の改善が可能であることが大きな利点であり¹⁻⁵⁾、支台歯の状態によっては低く根面板を製作できることが望ましい。多くのキーパー可撤式根面板は高くなることが問題の1つとされていたが、今回考案した通路付き根面板はKB法にて製作する根面板とほぼ同じ高さに製作することが可能である。またキーパーの除去が容易に行えるよう、使用する器具は臨床にて頻用される歯科用短針を想定した。探針操作が行える最小の通路径として、 $\phi 0.7\text{mm}$ が適当であると判断した。このような根面板の通路の製作はKBキーパートレーに穴を開け、市販されている炭素棒を

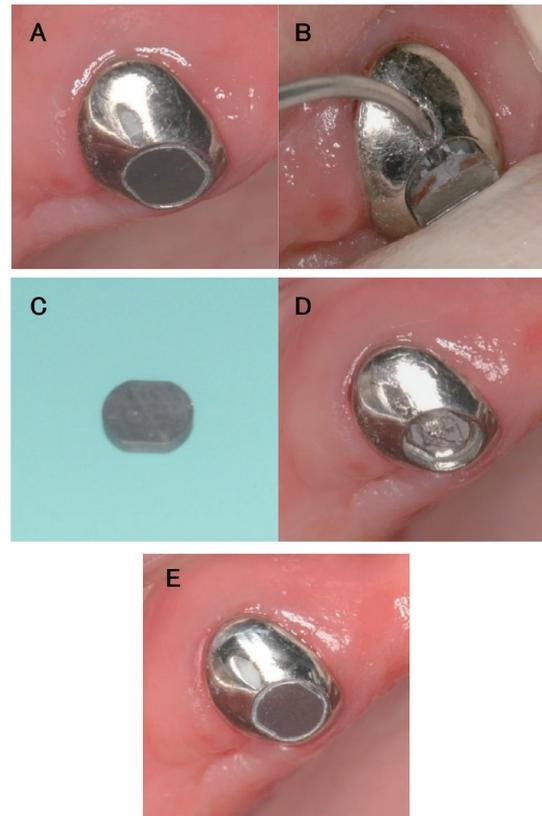


図6. 臨床症例

- A: 合着時
B: 歯科用短針によるキーパーの取り外し
C: 取り外したキーパー
D: セメント除去後
E: 再合着時

組み込むだけで製作することができ、技工操作は比較的容易であった。

通路付き根面板のキーパー合着用セメントは、キーパーの除去が容易であり、脱離しない十分な維持力と耐久性を有することが要求される。通路付き根面板にキーパーを合着するセメントとして、レジン系セメントではキーパーの除去が困難であった。強い接着力を有するレジン系セメントは、キーパー除去やセメントの除去操作により、支台歯と根面板を合着しているセメントに悪影響を及ぼす可能性や、キーパーと根面板を傷つける可能性が懸念される。著者らはKB法における合着用セメントを選定するために、セメントのキーパー維持力および耐久性について実験を行い、定期的にキーパーを取り外す患者に対するキーパー合着用セメントとして、レジン系セメント以外のガラスアイオノマーセメントやポリカルボキシレートセメントが有用であると本学会誌に報告した²⁰⁾。ガラスアイオノマーセメントやポリカルボキシレートセ

メントのキーパー維持力はレジン系セメントと比較して小さいが、磁石構造体との吸引力の10倍以上を有しており、耐久性試験においても維持力の低下は認められなかった²⁰⁾。今回通路付き根面板を適応した患者は、MRI 検査のため定期的にキーパーの着脱を繰り返すことが予想されたため、合着用セメントにはフジ1（ガラスアイオノマーセメント）を選択した。キーパーの除去やセメントの除去操作は容易であった。しかしガラスアイオノマーセメントやポリカルボキシレートセメントはレジン系セメントと比較して機械的強度が低く、吸水性・溶解性が高い²⁰⁻²³⁾ため、今後通路開口部の処理や長期的な耐久性について検討する必要があると考えられる。

キーパーの着脱操作は超音波スケーラーで通路部のセメントを除去した後歯科用探針のみで行うことができ、キーパーの再使用も可能であった。また特別な道具を必要とせずキーパーの着脱が可能であることは、患者の立場からも大きな利点であると考えられる。

今回報告した通路付き根面板は、製作およびキーパー着脱操作が容易であり、キーパーの再使用が可能であることから、MRI 対応策として患者および歯科医師の負担軽減が可能な有用な方法であると考えられる。患者は現在メンテナンスに移行し、通路付き根面板装着から2年以上が経過しているが経過は良好である。今後引き続き経過観察を行うと共に、合着セメントの長期的な耐久性や通路開口部の処理について検討する必要があると考える。

IV. 結 論

通路付き根面板は、特別な道具を必要とせず、製作およびキーパー着脱操作が容易であった。MRI 対応策としてキーパー着脱が可能な新たな根面板として有用であることが示された。

謝 辞

本研究は平成23年度大学院歯学研究科研究費（学生研究費）の助成を受け行われた。

参考文献

- 1) Gillings, BRD. : Magnetic retention for complete and partial over-dentures: Part I. J Prosthet Dent, 45 : 484-491, 1981.
- 2) Gillings, BRD. : Magnetic retention for overdentures: Part II. J Prosthet Dent, 49 : 607-618, 1983.
- 3) Gonda, T., Ikebe, K., Ono, T., et al. : Effect of magnetic attachment with stress breaker on lateral stress to abutment tooth under overdenture. J Oral Rehabil, 31 : 1001-6, 2004.
- 4) Maeda, Y., Naoko, K., Yagi, K., et al. : Composite resin root coping with a keeper for magnetic attachment for replacing the missing coronal portion of a removable partial denture abutment. J Prosthet Dent, 96 : 139-142, 2006.
- 5) Hasegawa, M., Umekawa, Y., Nagai, E., et al. : Retentive force and magnetic flux leakage of magnetic attachment in various keeper and magnetic assembly combinations. J Prosthet Dent, 105 : 266-271, 2011.
- 6) Laurell, K. A., Gerauff, A. G., Rosenstiel, S. F. : Magnetic resonance image degradation from prosthetic magnetic keepers. J Prosthet Dent, 62 (3) : 344-348, 1989.
- 7) Masumi, S., Arita, M., Morikawa, M., et al. : Effect of dental metals on magnetic resonance imaging (MRI). J Oral Rehabil, 20 : 97-106, 1993.
- 8) Iimuro, F. T. : Magnetic Resonance Imaging Artifacts and the Magnetic Attachment System. Dent Mater J, 13 (1) : 76-88, 1994.
- 9) 土橋俊男, 中田 稔, 藤田 功, ほか : 歯科用金属材料の MR 画像への影響, 日放技学誌, 54(11) : 1309-1315, 1998.
- 10) Kuhl, C. K., Tr?ber, F., Schild, H. H., et al. : Whole-Body High-Field-Strength (3.0-T) MR Imaging in Clinical Practice : Part I. Technical Considerations

- and Clinical Applications. *Radiology*, 246(3) : 675-696, 2008.
- 11) Kuhl, C. K., Tr?ber, F., Gieseke, J., et al. : Whole-Body High-Field-Strength (3.0-T) MR Imaging in Clinical Practice : Part II. Technical Considerations and Clinical Applications. *Radiology*, 247(1) : 16-35, 2008.
 - 12) Willinek, W. A. and Schild, H. H. : Clinical advantages of 3.0T MRI over 1.5T. *Eur J Radiol*, 65 : 2-14, 2008.
 - 13) 中村和夫, 石川 晋, 藍 稔, ほか : MRI 対策としてのキーパー可徹法の検討, *日磁歯誌*, 1(1) : 71-75, 1992.
 - 14) Masumi, S., Nagatomi, K., Miyake, S., et al. : Removable magnetic dental attachment that permits magnetic resonance imaging, *J Prothet Dent*, 68(4) : 698-701, 1992.
 - 15) 大川周治, 田嶋英明, 赤川安正, ほか : 磁性アタッチメントの可徹式キーパーに関する一考案 - MRI 対策として, *日磁歯誌*, 2(1) : 37-42, 1993.
 - 16) 鱒見進一, 尾座本まゆみ, 城戸寛史, ほか : 既製キーパーを利用した可徹式機構の検討, *日磁歯誌*, 3(1) : 30-35, 1994.
 - 17) Suminaga, Y., Tsuchida, F., Takishin, N., et al. : Surface analysis of keepers
odontalmagneticattachments-Comparison of cast-bonding technique and direct-bonding technique. *Prosthodont Res Pract*, 3 : 62-68, 2004.
 - 18) Tsuchida, F., Suminaga, Y., Takishin, N., et al. : Comparison of the attractive force of dental magnetic attachments fabricated by cast- and direct-bonding techniques. *Prosthodont Res Pract*, 6 : 46-49, 2007.
 - 19) 奥野 攻 : 歯科用磁性アタッチメントの開発, *歯料器*, 26(3) : 291-300, 2007.
 - 20) 阿部有希, 長谷川みかげ, 内田天童, ほか : キーパーボンディング法におけるセメントのキーパー維持力の検討, *日磁歯誌*, 20(1):37-43, 2011.
 - 21) 赤瀬公計, 矢谷博文, 近藤康弘, ほか : 装着材の違いが全部被覆冠の適合精度ならびに維持力に及ぼす影響 - 従来型歯科用セメントと接着性レジンと比較, *補綴誌*, 33 : 8-16, 1989.
 - 22) 吉田圭一, 舟木和紀, 棚川美佳, ほか : 各種合着用セメントの諸性質, *補綴誌*, 39 : 35-40, 1995.
 - 23) 畠山憲子, 笠原 紳, 安藤正明, ほか : 接着性レジンセメントの諸性質 第一報 機械的強度について, *東北大歯誌*, 18 : 166-174, 1999.



原著論文 Original paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

インプラント用キーパーのスクリーホールが吸引力に及ぼす影響

岩井孝充, 熊野弘一, 中村好徳, 吉原健太郎, 川口卓行,
山田康平, 岡本樹一郎, 大野友三, 高田雄京¹, 田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

¹東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

Influence of implant magnetic keeper screw halls on their attractive force

Takamitsu Iwai, Hirokazu Kumano, Yoshinori Nakamura, Kentaro Yoshihara,
Takayuki Kawaguti, Kohei Yamada, Kiichiro Okamoto, Yuzo Ohno,

Yukyo Takada¹ and Yoshinobu Tanaka

Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Aichi-Gakuin University

¹Division of Dental Biomaterials, Tohoku University Graduate School of Dentistry

Abstract

Restorative implant materials and techniques have continued to evolve and improve. The improved variety of magnetic attachments available for implant overdentures has shown variation and difference in their design. A subtle but important difference in magnetic attachment design may be the method of attachment of an implant magnetic keeper by cementation or screw retention. While cementation may not affect a magnetic keeper's magnetic potential, the physical differences in keeper retaining screw designs may affect keeper surface magnetic attraction potentials. A screw hole is located under the fixed keeper in one design method, and cementation may preclude retrievable access. A screw hole in the keeper method may permit easy maintenance. However, the effect upon magnetic potential by the screw hole in the keeper center is unknown. The magnetic circuit of screw hole keeper design may be adversely affected and result in a diminished magnetic force potential. As a primary experiment, prototype implant keepers with different screw holes were prepared based on commercially available keepers to investigate the influence and effect of a screw hole on a magnetic keeper attractive force. A decrease in the attractive force was observed in the center-hole and side-hole models compared with the control model without a hole. A significant difference was observed between each sample.

キーワード

(Key words)

インプラント	(implant)	磁性アタッチメント	(magnetic attachment)
有限要素法	(finite element method)	磁場解析	(magnetic analysis)

I. 緒 言

近年、インプラント材料および技術は飛躍的に向上した。それに併せて、磁性アタッチメントを用いたインプラントオーバーデンチャーは優れた維持機構を有していることから、インプラント治療の一つとして注目され、重要な存在となっている¹⁻³⁾。

磁性アタッチメントをインプラント治療に用いる場合、インプラント用キーパーをアバットメントにセメント固定する方法とスクリュー固定する方法とがある(図1)。前者は、アクセスホールがセメント固定したキーパーの下に存在するため、アバットメントスクリューが緩んだ際など、メンテナンスが困難となることが多い。一方、後者は、メンテナンスは容易であるが、スクリューホールがキーパー中央に存在するため、磁気回路の乱れによる磁性アタッチメントの吸引力の低下が考えられる。

そこで今回、スクリューホールを付与したインプラント用キーパーを想定した各種キーパーを試作し、磁石構造体(Gigauss D600, ジーシー)を用いての吸引力の実測と有限要素法による理論解析を行い、スクリューホール形態及び位置が吸引力に及ぼす影響について検討した。

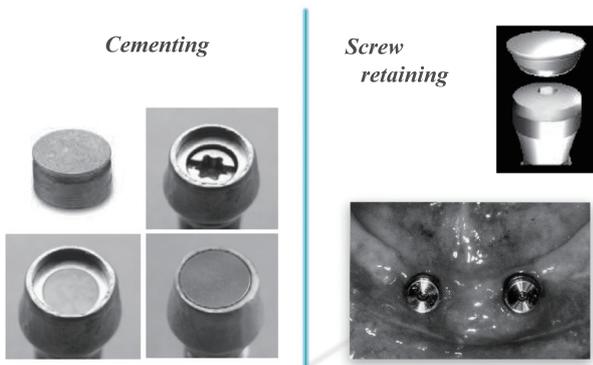


図1. インプラント用キーパーの固定方法

II. 試料および方法

1. 実測

1) 試料

試料にはGigauss D600キーパーに、スクリューホールを付与したものを用意した。

このとき、試料は、スクリューホールがキーパーの中央部にあるもの(ホール中央モデル)と外側

部にあるもの(ホール外側モデル)の2種とした(図2)。ホール中央モデルのホールの大きさはφ1.1mm、φ1.3mm、φ1.6mmの三種とし、深さはいずれも0.6mmで、本来はねじ穴の形となるものであるが、便宜上円形とした。ホール外側モデルのホールは軸対称に4箇所とし、各ホールの大きさは、いずれも0.85×0.05×0.2mmとした。コントロールとして、ホールを付与しないGigauss D600キーパー(ホール無しモデル)を用意した。試料数は全て各5個とした(図3)。

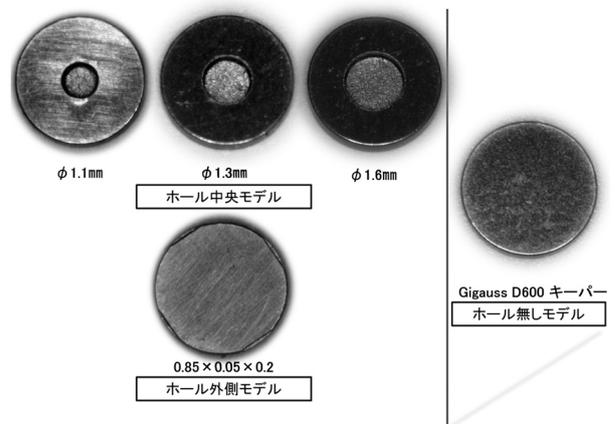


図2. 試作インプラント用キーパーと市販キーパー

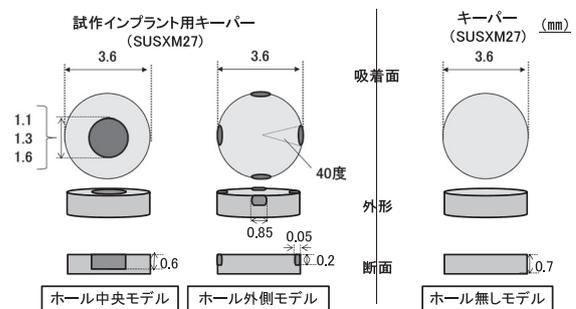


図3. 試作インプラント用キーパーと市販キーパーの構造

2) 吸引力測定方法

磁石構造体にはGigauss D600を用いて(図4)、試作した各試料との間の吸引力測定を行い、それぞれの実測値の比較を行った。吸引力は、当科にて考案した特製治具と金型を用い、測定機としては小型卓上試験機(EZテスト, SHIMADZU)を用いた(図5)。クロスヘッドスピード5mm/minとし、測定回数は各試料につき、それぞれ10回とした。全ての試料について吸引力の測定後、各試料の平均値を求め、その値を実験値とした。



図4. 磁石構造体 Gigauss D600

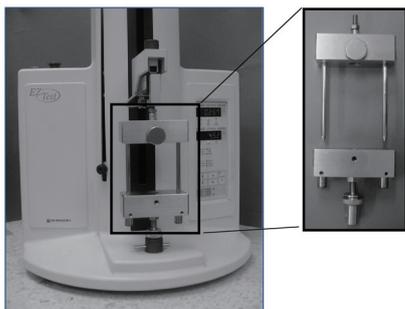


図5. 小型卓上試験機と特製治具

3) 統計解析

統計処理には、一元配置分散分析とシェフェの方法による多重比較検定を行い、有意水準は5%とした。解析には統計解析ソフト (Dr. SPSS II for Windows スタンダードバージョン、SPSS) を使用した。

2. 理論解析

スクリューホールの各種形態による吸引力への影響を理論的に確認するために、有限要素法を用いた磁場解析を行った。解析結果の評価は、各試作インプラント用キーパーの磁束密度分布および吸引力とした。

1) プログラムフロー

モデル構築と結果の表示にはプリポストプロセッサ (Femap、デジタルソリューション) を、構築したモデルへの解析条件の付与、データ解析にはソルバー (μ -MF、ミューテック) を用いた。Femap と μ -MF 間のデータ移動にはニュートラルファイルを用いた (図6)。

2) 解析モデル

解析モデルの構成要素は、磁石構造体とキーパーである。磁石構造体は、歯科用磁性アタッチメント (Gigauss D600、ジーシー) を想定したモデルとした。今回解析対象としたインプラントキーパーの形態は、次の三種とした。すなわち、ホールがキーパーの中央部にあるものを想定した解析

モデル (モデル1)、外側部にあるものを想定した解析モデル (モデル2)、ホールを付与しない本来の Gigauss D600 キーパーを想定した解析モデル (モデル3) である (図7)。要素タイプは、三次元六面体要素とし、各解析モデルは、それぞれの実測値を参考に作製した。スクリューホールの形態は、便宜的に近似形態とした。解析モデルが軸対称であるため、実際の1/4の三次元モデルにて解析を行った (図8)。以下に各構成要素の詳細を示す。



図6. プログラムフロー

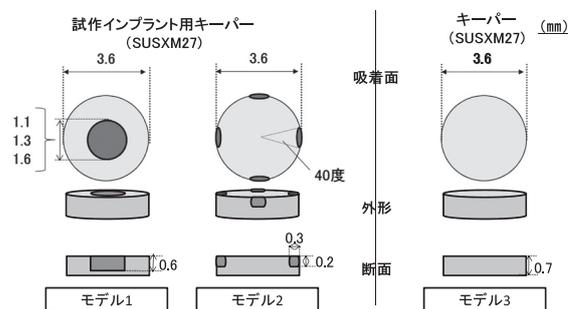


図7. 各種試作キーパーモデルの寸法

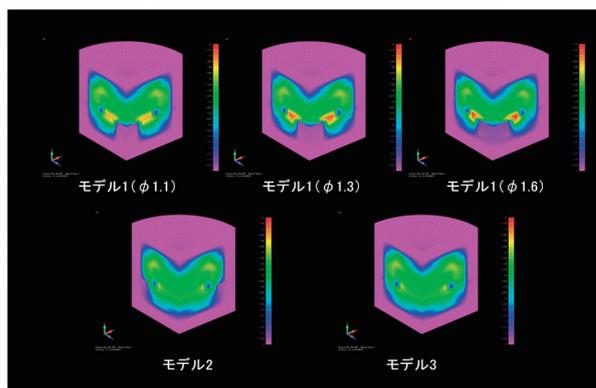


図8. 試作キーパーモデルと磁石構造体モデル

(1) Gigauss D600磁石構造体

内部形状についてはメーカーからデータの提供が得られなかったため、アタッチメントを包埋後、

自動精密切断機（ダイヤカッター、BUEHLER）を用いて切断し、表面形状測定顕微鏡（VF-7510、KEYENCE）を用いて形態測定を行い、この計測値を参考に解析モデルを構築した。外部形状についてはメーカー発表値と実測値を照らし合わせ、φ3.6mm、厚径1.3mmの円柱状とした。

(2) モデル1：ホール中央解析モデル

φ3.6mm、厚径0.7mmの円柱に、それぞれφ1.1mm、φ1.3mm、φ1.6mm、深さ0.6mmのスクリーホールを付与した。

(3) モデル2：ホール外側解析モデル

φ3.6mm、厚径0.7mmの円柱に、深さ0.2mm、中心からの展開角40度で幅0.3mmとなる様にスクリーホールの構造を付与した。

(4) モデル3：Gigauss D600キーパー解析モデル

φ3.6mm、厚径0.7mmの円柱状のモデルとした。

3) 解析条件

磁石の磁気特性については、宮田ら⁴⁾の実験より得られたGigauss D600の熱特性データと、メーカーの発表値を参考に数値を決定した。ヨーク及びキーパーの磁気特性については、SUSXM27に最も近い磁気特性を持つと思われるSUS447J1の数値を代入し、これらの数値からB-H曲線を作成し、その磁気特性とした。今回用いたB-H曲線の近似式は、 $B=B_s \{1-\exp(-\mu_r \cdot \mu_0 \cdot H/B_s)\}$ (式1) (B_s : 飽和磁束密度、 μ_r : 比透磁率、 μ_0 : 真空中の透磁率、 H : 磁界の強さ) とした (図9)。解析結果の評価は、各モデルにおける磁束密度分布及び吸引力にて行った。

構成要素	
磁石構造体	磁石 : Nd-Fe-B
	ヨーク : SUS447J1
キーパー	: SUS447J1
磁気特性	
磁石	(BH) max = 46 MGOe
	残留磁束密度 = 1.22 T
ヨーク	飽和磁束密度 = 1.35 T
B-H曲線 $B = B_s \{1-\exp(-\mu_r \cdot \mu_0 \cdot H/B_s)\}$	

図9. 解析条件

III. 結 果

1. 実測

吸引力の実測の結果、ホール無しモデルと比較し、ホール中央モデル、ホール外側モデルは共に

吸引力の低下を示し、全ての試料間において、有意差が認められた。ホール中央モデルでは、中央部スクリーホールの径を大きくするに従い、吸引力は低下した。本来のGigauss D600キーパーの吸引力が500.1gfを示したのに対し、φ1.1mmスクリーホールの吸引力は433.4gf (約13%減少)、φ1.3mmスクリーホールの吸引力は422.8gf (約15%減少)、φ1.6mmスクリーホールの吸引力は409.6gf (約18%減少)を示した。ホールを外側にした試料の吸引力は、447.1gf (約10%減少)を示した。有意差検定の結果、φ1.1mmスクリーホールとホール外側にしたものの間にのみ、有意差は認められない結果となった (図10)。

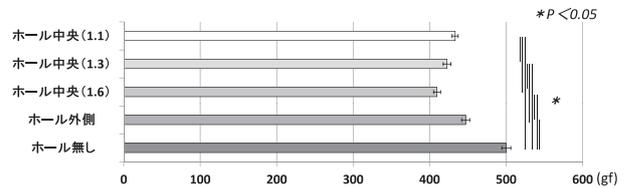


図10. 実測値における吸引力の比較

2. 磁場解析

磁束密度の分布状態について、ホール中央解析モデルとホール外側解析モデルで異なる結果となった。磁束密度の分布状態はホール中央解析モデルにおいて、部分的に過飽和になっていた。スクリーホールの径が大きくなるにつれて、過飽和となっている部位が占める割合が増加することも観察された。一方、ホール外側解析モデルにおいては、過飽和の部分は観察されなかった (図11)。

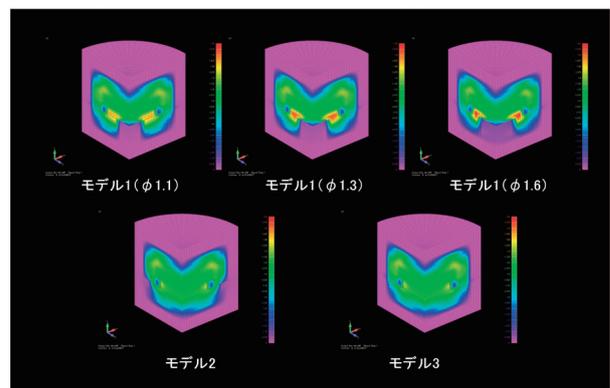


図11. 磁場解析における磁束密度分布

磁場解析により算出されたスクリーホールによる吸引力について、Gigauss D600解析モデルの吸引力が524gfを示したのに対し、1.1mmスク

リユーホール解析モデルの吸引力は約10%減少し471.8gfを示し、1.3mmスクリユーホール解析モデルの吸引力は461.5gf(約12%減少)を示し、1.6mmスクリユーホール解析モデルの吸引力は445.2gf(約15%減少)を示した。一方、ホール外側解析モデルの吸引力は、480.4gf(約8%減少)を示した(図12)。

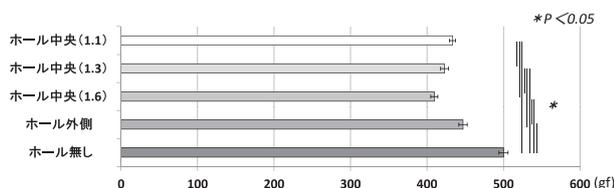


図12. 磁場解析における吸引力の比較

IV. 考 察

1. 試料作製方法について

試料は、Gigauss D600キーパーに放電加工を適用して作製した。放電加工とは、電極と金属材料との間に短い周期で繰り返される放電作用によって、その表面の一部を溶融、成形する方法である。この方法では、電極と金属材料間での放電による除去加工という特性上、金属が導電性ののであれば、複雑な形状を切り出すことも可能である。また、非接触加工であり、材料にほとんど加工反力がかからないことが特徴であり、本研究のように加工時に変形しやすい軟磁性ステンレスを成形する際にも、ステンレスを変形させることなく、試料を作製することが可能となる。

2. 吸引力測定方法について

磁性アタッチメントの吸引力の実測においては、アタッチメントの実際的な特性の一つとして、その最大値を正確に求める必要がある。しかし、磁性アタッチメントの吸引力の実態は複雑である。磁力の分布は三次元的に複雑な勾配を有し、また、それが磁石やキーパーそれぞれの形態および両者の相互的位置関係に大きく依存するためである。磁性アタッチメントの吸引力に関しては、従来より多様な機械的実測や有限要素法に基づく理論的解析が行われている⁵⁾。

実測においては、磁石構造体とキーパーの吸着面に対して垂直方向に引っ張ることが重要である。しかし、簡易な引っ張り試験では、磁性アタッチメントの特徴の一つである横滑りが生じやすく、信頼性のある値を得ることが困難である。この問

題を解決するため、当科にて開発した引っ張り方向を規定する専用の治具と金型を用いて、磁性アタッチメントの吸引力の測定を行った。これまでの多くの実験結果から、この方法を用いることにより、引っ張り方向を規定することが可能となり、再現性のある実測値を得ることができていることが確認されている⁶⁾。

3. 解析方法について

磁力や磁場を、専用機器を用いて直接計測することは可能である。しかし、磁石が生み出す吸引力や反発力の動態の詳細に関しては、未だ不明な部分が少なくない。計測結果から最大限の磁力を発生する磁石を、最小限の漏洩磁場となる形状に、設計することは容易でない。また、磁石や磁性ステンレス鋼の磁気特性は非線形性を示すため、磁性アタッチメントにおける吸引力を正確に計算することも困難とされてきた。

これらを検証する方法として、有限要素法(A- ϕ 法、T- Ω 法)、併用法(有限積分方程式法、有限・境界要素法)、及び、積分方程式法(磁気モーメント法、境界要素法)などがある。これらの手法によって、各部の磁場の動態を可視化し、条件を変化させながらシミュレーションを行うことが可能である。磁場解析においては、一般的に行われている構造解析とは異なり、解析対象だけではなく、その周囲の空間部にも磁場分布が存在するため、解析領域内の空間部も要素分割する必要がある。今回、Maxwellの偏微分方程式を用い、周囲の空間部も解析対象に加えた有限要素法を用いた。これは、解析における記憶容量の軽減や計算時間の短縮などのメリットがあり、精度が高く、汎用性が高い手法であると考えられる。

4. 解析モデルについて

軸対象物を解析する場合、1/2や1/4モデルにて解析を行うことは、記憶容量や計算時間・コストの削減ができるという利点が挙げられる方法である。熊野^{7,8)}は理論解析において、解析対象が軸対象のものに対し、フルモデルと1/4モデルにおいて解析を行い、結果に影響がないことを確認している。本解析においても、モデルは軸対称であったため、実際の1/4の三次元モデルを構築し解析を行った。

また、磁場解析においては、先に記した如く、解析モデルだけでなく、周辺の空間部分にも磁場

分布を持つため、それを解析範囲に加えることが必要となるが、モデル周囲の空気層や解析モデル間（磁石構造体とキーパーの界面）のエアギャップ層、いわゆる積分路についても細分割されていることが必須条件である。本解析モデルは、熊野^{7,8)}の報告に準じ、モデル周囲 X、Y、Z 軸10.0 mmを解析領域として要素分割を行い、領域の大きさが、解析に対して影響を及ぼさないように配慮した。また、磁性アタッチメントの特徴として、磁石構造体とキーパーの間のわずかなエアギャップ層の存在が、吸引力の低下を招くことが知られているが、このエアギャップ層については、熊野^{7,8)}の報告を参考に、エアギャップ層の影響を受けにくいと思われる0.01mmに設定し、設定したエアギャップ層における要素分割の大きさの比率（アスペクト比）を、1：100以下にした。非磁性体である磁石構造体内部のシールドリングについては、透磁率の最も低い空気層とみなした設定を行った。その上で磁石構造体とキーパーの最適化を行い、解析精度の高い最終的な解析を行った。

5. 解析条件について

磁場解析において、磁性ステンレス鋼や磁石の適切な磁気特性を付与することは極めて重要な事項である。本研究では、磁石、ヨーク及びキーパーの磁気特性について、各種文献値を参考としたが、磁石構造体に含まれる磁石や、SUSXM27には不明な点が多く、正確な数値が不明であった。今後、より正確な解析を行うためには、正確な数値の究明が急がれる。

6. 吸引力に関する実測結果、ならびに磁場解析の結果について

本研究の結果、ホール無しモデルと比較すると、ホール中央モデルの吸引力の減少率は、実測値において、ホール中央モデルでは、 ϕ 1.1mmで約13%、 ϕ 1.3mmで約15%、 ϕ 1.6mmで約18%、ホール外側モデルでは約10%を示した。また、磁場解析の計算値において、ホール中央解析モデルでは、 ϕ 1.1mmで約10%、 ϕ 1.3mmで約12%、 ϕ 1.6mmで約15%、ホール外側解析モデルで約10%を示した。手川らは、磁性アタッチメント特性に関する結果の妥当性を判断するに当たり、基本モデルの吸引力を100%とし、その値に対して90%以上の値を維持できたものを臨床的に許容できるものと判定することを、1つの目安と判断している⁹⁾。この

ことから、ホール外側解析モデルの吸引力の減少率は10%以下であるため、臨床的に許容できる範囲であると考察できる。一方、ホール中央解析モデルの吸引力の減少率は10%以上であるため、スクリーホールを更に小さくするか、深さを浅くする等の対策が必要であると考えられる。

また、本研究の解析モデルでは、ホール中央解析モデル（ ϕ 1.3mm）とホール外側解析モデルのスクリーホールの表面積がほぼ等しくなるように設計した。その結果、吸引力の減少率がホール中央解析モデル（ ϕ 1.3mm）では12%、ホール外側解析モデルでは10%であった。今回用いた磁石構造体の内部構造はカップヨーク型である。カップヨーク型の磁気回路は閉磁路であり、磁束は吸着面に集められ、磁束密度を効率的に上げる構造になっている¹⁰⁾。そのため、磁束密度はキーパー吸着面に集中することとなり、磁束に直交する断面積が大きい方が吸引力の減少は少ない¹¹⁾。ホール中央解析モデル（ ϕ 1.3mm）とホール外側解析モデルのスクリーホールの表面積がほぼ等しいにもかかわらず、ホール中央解析モデルの方がホール外側解析モデルよりも吸引力が低下したのは、磁束密度が特に集中するキーパー中央部において、磁石構造体とキーパー間の接触面積が減少したため、磁束の過飽和が多くなったためと考えられる。このことから、インプラント用キーパーのスクリーホールの位置は中央よりも外側に設計することが望ましい。しかし、スクリーホールが外側にあることで、臨床現場におけるキーパーの着脱操作はスクリーホールが中央にある場合と比べ煩雑となる。この事項にも留意し、更なるキーパー形態の最適化が必要である。

7. 試作インプラントキーパーに関する臨床的検討について

実際のアタッチメントに臨床的にはどれほどの維持力が必要とされているかは重要な事柄である。しかし、これは義歯の維持装置すべてに共通する普遍的な命題であるが、極めて多様な臨床条件が関与するため、安易な判断を示すことは困難であるといわれている。

インプラントに磁性アタッチメントを適用する場合、その最終補綴物は当然のことながら可綴性義歯となる。パーシャルデンチャーの義歯全体としての維持力に関してはいくつかの報告がある。

平沼ら¹²⁾は500~1.000gf程度、長沢ら¹³⁾は700~1.000gf程度、Frankら¹⁴⁾は300~700gf程度、Bates¹⁵⁾らは1.000~2.000gf程度であると報告している。個々の維持装置単位では、これらを維持装置の数で除した値として推定することになる。Lehmann¹⁶⁾やJackson¹⁷⁾らは具体的に、最低400gfを必要とすると報告している。後藤ら¹⁸⁾はコーヌスクローネの維持力は500~1.000gf程度と報告している。田中ら¹⁹⁾は、これらの数値について、多くの維持力の根拠は実際にそれ以上の強さであると患者が義歯を外せなくなるという、比較的単純な理由によるものであろうとし、もし義歯をスムーズに撤去する方策さえあるならば、義歯の維持力は強いほど良いとしている。さらに、田中ら^{20,21)}は、磁性アタッチメントに関しても、その必要とされる維持力を明示することは容易ではないとしたものの、先に述べた従来の機械的維持装置に関する各種見解を参考にして、500gf程度の維持力を目標として磁性アタッチメントを開発してきたとしている。

本研究の結果、実測において、Gigauss D600をベースにした全ての試料が500gf以下であった。先に述べた義歯の維持力から臨床的に検討すると、他の維持装置に比べ、試作したアタッチメントは、個々の維持装置単位として評価するならば、少し弱いものの、他の維持装置と併用したり、維持装置の数を増やすなどし、義歯全体としての維持力が十分得られる設計にするのであれば、全く問題なく利用可能であると考えられる。しかし、義歯の機能性からみれば、現状の磁性アタッチメントの維持力は決して大きすぎるほどのものではなく、わずかな吸引力の減弱でも、臨床的には重要な欠陥となり得る。スクリーホールの影響や製品間誤差の存在や、過酷な口腔内環境下での吸着面の摩擦や変形などは深刻な問題である。

今後、Gigauss D800やGigauss D1000をベースにした磁場解析を行い、少なくとも500gf以上の吸引力を有する試作インプラント用キーパーについて理論的に検討するとともに、合理的な製品の開発を行う必要がある。

磁性アタッチメントをインプラント治療に用いる場合、インプラント用キーパーをスクリー固定する方法は、メンテナンスが容易となるため、臨床においては価値のあるシステムである。今後、

スクリーホールの形態、インプラント体との固定方法、吸引力について検討を行い、最適な形状のインプラント用キーパーを模索していきたい。

V. 結 論

各種のスクリーホールを付与したインプラント用キーパーを試作し、Gigauss D600を用いて、吸引力の実測と磁場解析を行い、スクリーホール形状及び位置が吸引力に及ぼす影響について比較検討した結果、以下の結論を得た。

1. インプラント用キーパーにおいて、スクリーホールはいずれの形態も吸引力を低下させる。
2. スクリーホールを中央よりも外側に位置させた方が、磁束密度の過飽和が少ないため、吸引力の低下に及ぼす影響は小さい。
3. 中心部にスクリーホールを付与する場合、直径が小さいほど、吸引力の低下に及ぼす影響は小さい。

参考文献

- 1) 田中貴信：マグフィットシステムーその臨床活用の要点ーデンタルダイヤモンド，東京，1993.
- 2) Davis DM, Packer ME: Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results, *Int J Prosthodont*;12(3):222-229, 1999.
- 3) Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F: Patients satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross clinical trial, *Int J Prosthodont*;18(2):99-105, 2005.
- 4) T. Miyata, J. Niimi, A. Ando, et al: Influence of Heating of a magnetic attachment on the attractive force. *JJ Mag Dent* 17:44-50, 2008.
- 5) 中村好徳, 田中貴信, 石田隆ほか: 有限要素における磁性アタッチメント「マグフィット EX600®」の吸引力に関する理論的検討ー2次元と3次元との比較検討ー, *日磁歯誌*, 8(1):57-62, 1999.
- 6) Terao Y., Nakamura Y., Ishida T., Ando

- A., Nakamura H., Kumano H., Shoji K., Tanaka Y.: Measuring Methods of the Attractive Force of Magnetic Attachment, *J J Mag Dent*,16(2) : 14-19, 2007.
- 7) 熊野弘一, 中村好徳ほか, 三次元有限要素法を用いた磁性インプラント用キーパーの吸引力特性について—スクリューホール形態の違いによる影響—, *日磁歯誌*, 20(1) : 55-60, 2011.
- 8) 熊野弘一, 中村好徳ほか, 三次元有限要素法を用いた磁性インプラント用キーパーの吸引力特性について—キーパーサイズの変化が吸引力に及ぼす影響—, *日磁歯誌*, 19(1) : 54-60, 2010.
- 9) 木内陽介: 磁性アタッチメントの物理学, *歯科ジャーナル*, 38(1) : 17-26, 1993.
- 10) 手川歆識, 木内陽介: 臨床的使用条件がカップヨーク型磁性アタッチメントの吸引力に及ぼす影響, *日磁歯誌*, 5(1) : 31-38, 1996.
- 11) 水谷紘, 門山訓丈ほか: 磁性アタッチメントのキーパーの面積および設定位置の違いが吸引力に及ぼす影響, *日磁歯誌*, 1(1) : 61-70, 1992.
- 12) 平沼謙二, 高橋達彦ほか: 維持歯の保全より見た鉤形態, *歯科ジャーナル*, 29 : 853-859, 1989.
- 13) 長沢亨: 遊離端義歯の設計. 書林, 東京, 1977.
- 14) Frank,R.p. and Nicholls,J.I.:A study of the flexibility of wrought wire clasps. *J. prosthet.Dent.*,45 : 259-267, 1981.
- 15) Bates,J.F.:The mechanical properties of the cobalt-chromium alloys and their retention to partial denture design. *Brit. Dent.J.*,119 : 389-396, 1965.
- 16) Lehmann,K.M. and Arnim,F.V.:Studies on the retention forces of snap-on attachment. *Quint.Dent.Technol.*,2 : 45-48, 1978.
- 17) Jackson TR.:The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants, *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986 ;1(2) : 81-92
- 18) 後藤忠正: コーヌス・テレスコープの臨床. クインテッセンス出版, 東京, 1986.
- 19) 石上友彦, 田中貴信ほか: コーヌス・テレスコープ義歯撤去用具 (コーヌス・リムーバー) の試作. *補綴誌*, 35(3) : 411-417, 1991.
- 20) 田中貴信: 磁性アタッチメント—磁石を利用した新しい補綴治療—, 医歯薬出版(株), 東京, 1992.
- 21) 田中貴信: 続・磁性アタッチメント—108問108答—, 医歯薬出版(株), 東京, 1995.



原著論文 Original paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

インプラント用キーパーの固定法の違いにおける力学的検討

林 建佑, 神原 亮, 中村好徳, 大野芳弘, 岩井孝充, 庄司和伸,
増田達彦, 坂根 瑞, 大野友三, 高田雄京¹, 田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座, ¹東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

Stress Analysis for Different Retaining Methods of Implant Keeper

Kensuke Hayashi, Ryo Kanbara, Yoshinori Nakamura, Yoshihiro Ohno,
Takamitsu Iwai, Kazunobu Shoji, Tatsuhiko Masuda, Mizuho Sakane,
Yukyo Takada¹, Yoshinobu Tanaka

Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Aichi-Gakuin University

¹Division of Dental Biomaterials, Tohoku University Graduate School of Dentistry

Abstract

Restorative implant materials and technique have continued to evolve and improve. Implant overdentures with magnetic attachment are drawing attention due to their excellent retentive mechanism. A keeper corresponding a magnetic assembly is secured to the implant to exert the function of an attachment. In the screw-retaining method, a keeper is mechanically secured to an implant using a retaining screw. The benefit of this method is that a keeper can be removed by operators, and, therefore, suitable for the maintenance. However, since a keeper is mechanically fixed using a screw, safety should be considered in the long-term intraoral performance of this implant. There have been several reports on clinical problems such as a fracture of an abutment screw. It is extremely important to understand mechanical influence of keeper fixture methods on implants to investigate the optimal retaining method. The purpose of the present study was to investigate mechanical influence of keeper retaining method with screws using the three-dimensional finite element method.

キーワード

(Key words)

インプラント (implant) 磁性アタッチメント (magnetic attachment)
有限要素法 (finite element method) スクリューリテイニング法 (screw-retaining method)

I. 緒 言

近年、インプラント材料とそれらを用いたインプラント治療技術は、目覚ましく発展してきている。中でも磁性アタッチメントをインプラント治療に用いたインプラント・オーバーデンチャーは、その優れた維持機構に基づく幾多の臨床利点が、多くの術者と利用者から高い評価を得ている治療法の一つである¹⁻³⁾。この治療法は、磁石構造体

に対応するキーパーをインプラントに固定することにより、従来の機械的機構では得られない磁性アタッチメントに特有な機能を十分に発揮できるものである。

このインプラントへのキーパーの固定方法は、合着材を用いる方法とスクリューによる方法とがある。中でも、ネジによりキーパーを機械的に固定するスクリューリテイニング法は、術者による

キーパーの取り外しが容易であり、それが術後メンテナンスの1つとしてのキーパーの取り外しが不可欠であるインプラント治療において、最大の利点とされている。しかしながら、このスクリーリテイニング法は、ネジで機械的に上部構造を固定するが故に、長期的に構造物を口腔内で機能させるにあたり、アバットメントスクリューの破折症例など、臨床上的問題点を含むことも報告されている⁴⁾。

これらのことを踏まえ、本研究は磁性アタッチメントを用いたインプラント治療を行う際に、スクリーリテイニング法においてどのようなキーパーの固定構造が力学的に安全で適切であるか、三次元有限要素法⁵⁻⁷⁾を用いて詳細に検討したものである。

II. 解析方法

1. 解析項目

今回比較検討を行った2種類のキーパーの固定構造を、図1に示す。

固定構造 A は、磁性ステンレス鋼製のキーパーとアバットメントスクリューを一塊としたもの(以後、キーパー・アバットメント)として、これによりフィクスチャーに挿入されたアバットメントを固定する構造である(図1A)。固定構造 B は、通法に準じてアバットメントスクリューにてフィクスチャーをアバットメントに固定した後、アバットメント内面とキーパー外周に設定されたスクリューによって、キーパーを固定する構造とした(図1B)。

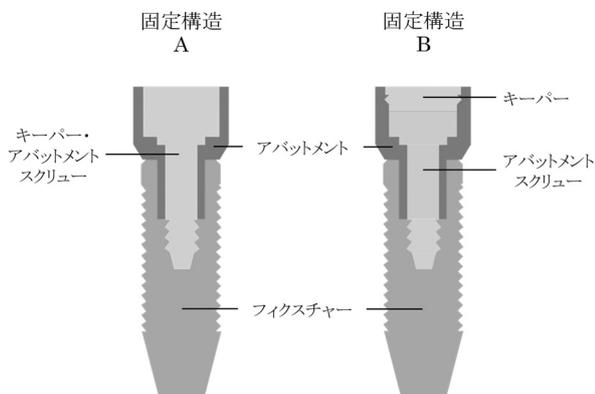


図1. 2種の固定構造および各種構成要素

固定構造 A、固定構造 B の構成要素に用いたそれぞれの金属の種類を、図2, 3に示す。すな

わち、フィクスチャーには、GC社製のジェネシオ Plus を参考に、純チタンの JIS 規格4種とし、アバットメントおよびアバットメントスクリューには、一般的に流通しているアバットメント材料であるチタン合金の Ti-6Al-4V を採用した。また、キーパー・アバットメントスクリューおよびキーパーは、軟磁性ステンレスである SUS XM27 とした。

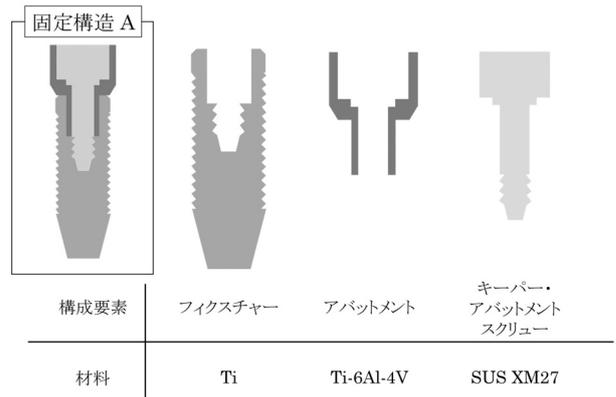


図2. 解析項目(固定構造 A)

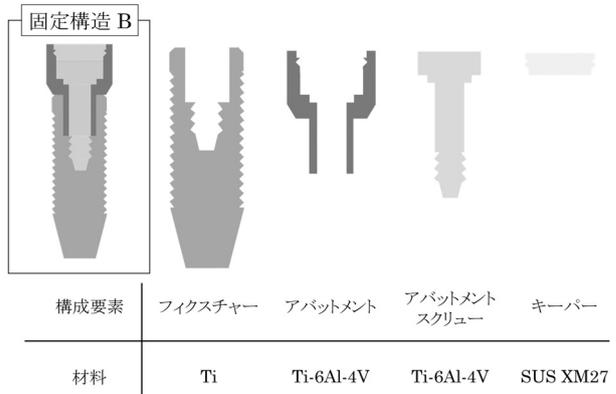


図3. 解析項目(固定構造 B)

2. 解析環境

本研究に用いた解析手段に関しては、モデル構築および結果表示には、汎用有限要素プリ・ポストプロセッサ (Patran2010、MSC software) を用い、解析には汎用有限要素プログラム (Marc2010、MSC software) を使用し、解析の種類は弾性応力解析とした。本研究を通じて用いたコンピュータは、Dell社製 workstation DELL PRECISION T7400である。

3. 解析モデル

解析モデルは、図1-3に示す固定構造を基本として構築した。固定構造 A を参考に構築した

モデルをモデル A とし、同様に固定構造 B を参考にしたものをモデル B とした。構築した解析モデルの構成要素を図 4, 5 に示す。各モデルを構成する要素タイプは三次元四面体一次要素とし、モデル A の要素数は 211,512、節点数は 36,931 で、モデル B の要素数は 222,615、節点数は 38,759 とした。各モデルの詳細な寸法に関しては、図 6, 7 に示す。

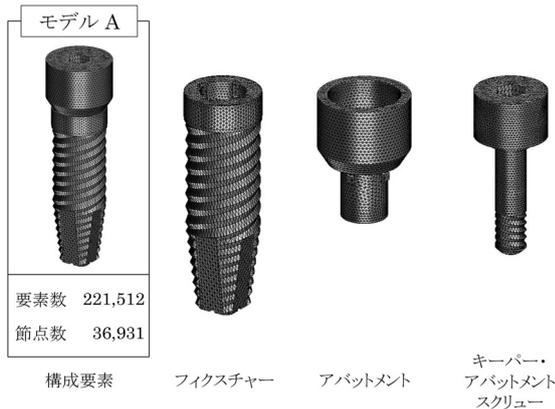


図 4. 解析モデル (モデル A)

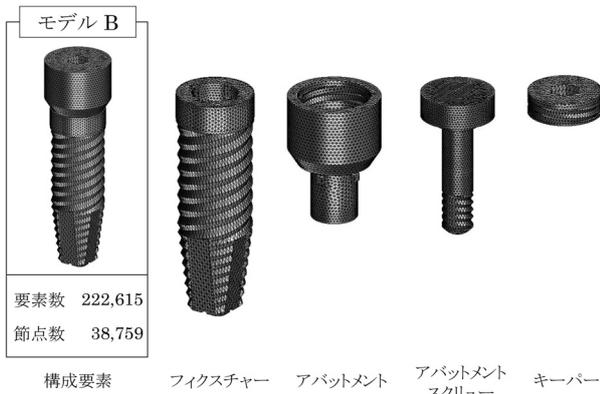


図 5. 解析モデル (モデル B)

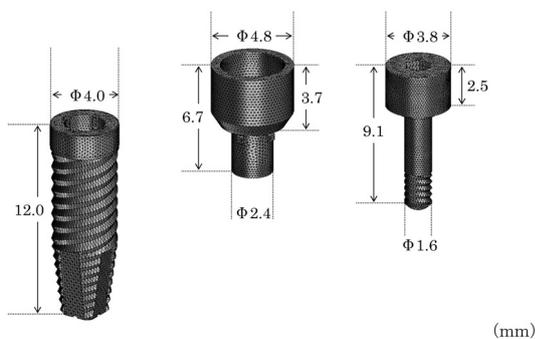


図 6. 寸法 (モデル A)

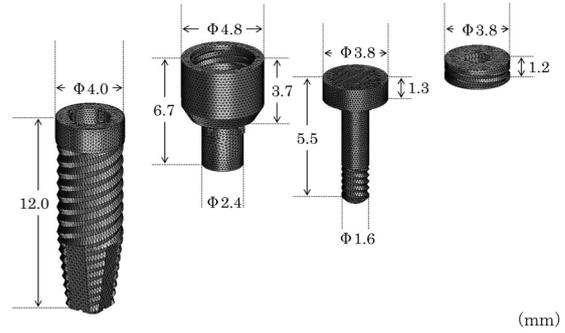


図 7. 寸法 (モデル B)

なお、本解析モデルに用いたネジ構造は、全て同一の規格とし、そのピッチは 0.7mm に設定した。また、本研究においては、インプラント周囲に存在する歯槽骨を想定し、便宜的にフィクスチャー周囲に解析領域 (φ32.0mm、高さ 18.0mm) の構築を行った。

4. 解析条件

拘束部位は、皮質骨の下面および側面部の節点とし、X, Y, Z 方向に対して完全拘束とした (図 8)。

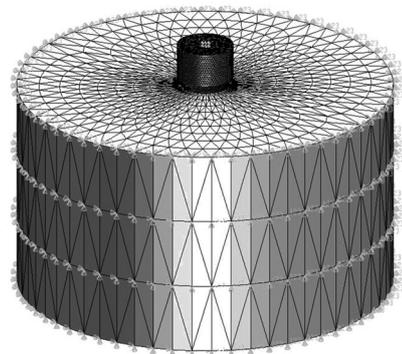


図 8. 拘束条件

各モデルに対して 2 種の条件での荷重にて行った (図 9)。すなわち、荷重方向をインプラント体長軸に対して垂直方向に設定した垂直荷重と、荷重方向をインプラント体長軸に対して 45° 傾斜に設定した斜め荷重である。なお、荷重量は北村ら⁵⁾の報告を参考にし、いずれの場合も 800N とし、荷重部位はキーパー・アバットメントスクリュー上面部およびキーパー上面部とした。

なお、フィクスチャーと皮質骨間を除く、各構成要素間には接触条件を付与した。各材料定数については表 1 に示す。これらは、各種文献値⁶⁻⁸⁾

を参考に設定した。

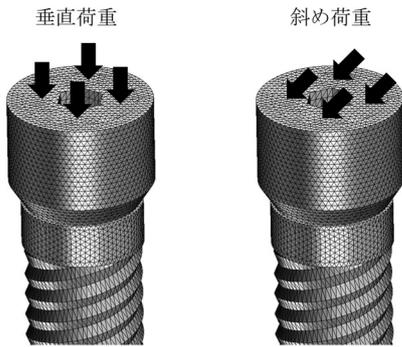


図9. 荷重条件

表1. 材料定数

	Young率 (MPa)	ポアソン比
Ti (JIS規格 4種)	104,100	0.34
Ti-6Al-4V	113,800	0.34
SUS XM27	200,000	0.30
皮質骨	11,760	0.25

III. 解析結果

1. 応力分布図

各モデルのキーパー・アバットメントスクリュー、キーパーおよびアバットメントスクリューに発生した応力の評価方法は、Von-Mises 相当応力と主応力にて行った。Von-Mises 相当応力に関しては、垂直荷重と斜め荷重時双方を対象とし、主応力に関しては、斜め荷重時のみに適用した。

1) Von-Mises 相当応力 (図10)

モデル A とモデル B の垂直荷重時の応力分布は、いずれにおいても荷重部位以外ではキーパー側面部、スクリュー部上部にも特に大きな応力集中は観察されず、両者とも同レベルの応力分布を示した。

斜め荷重時には、モデル B のキーパー部は、モデル A のキーパー・アバットメントスクリューのキーパー相当部に比較すると、キーパー側面部のネジ構造部の表面および断面において、より大きな応力が観察された。特に破折が危惧されるアバットメントスクリューの上部においては、モデ

ル A で強い応力集中が観察されたが、モデル B では、比較的応力は緩和される傾向が観察された。

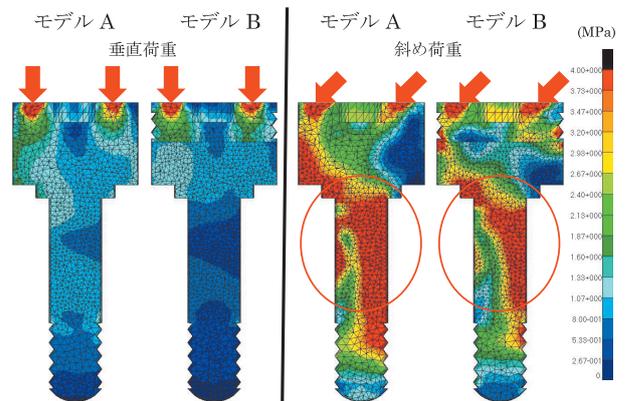


図10. Von-Mises 相当応力 (垂直荷重および斜め荷重)

2) 主応力

両モデルの比較として、図11に最大主応力を、図12に最小主応力の分布図を示す。キーパー相当部に関しては、キーパーとアバットメントスクリューが同一個体となっているモデル A が、別個体となっているモデル B と比べ、キーパー側面部に、より著明な圧縮応力、引張応力が観察された。破折の危険性が高い、アバットメントスクリュー

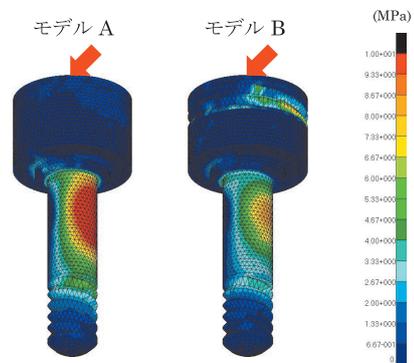


図11. 最大主応力 (斜め荷重)

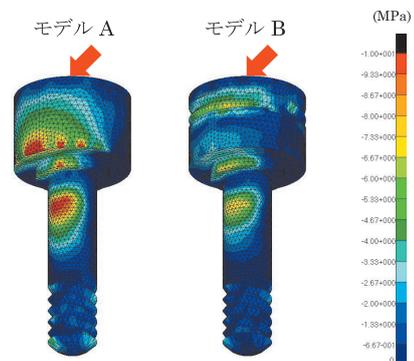


図12. 最小主応力 (斜め荷重)

上部に関して、モデル A とモデル B とを比較すると、そのレベルは大きく異なるが最小主応力、最大主応力のいずれにおいても、明確な応力集中が観察された。

2. 応力値（最小主応力および最大主応力）

モデル A、モデル B における斜め荷重時の最小主応力および最大主応力の最大応力値を図13に示す。このグラフからも、モデル A はモデル B と比べ、最小主応力値および最大主応力値ともに、高い値が観察された。

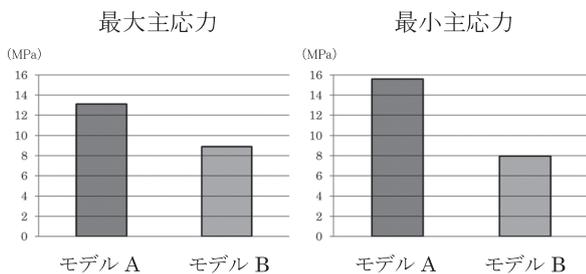


図13. 応力値 (斜め荷重)

IV. 考 察

1. 解析項目

今回、スクリーリテイニング法におけるキーパーの固定構造について、二種の構造について比較・検討を行った。固定構造 A については、インプラント体、アバットメントをキーパーとアバットメントスクリーが一体となったキーパー・アバットメントスクリーとして、ねじ固定する、比較的単純な固定構造となっている。この機構は、単純が故に口腔内での操作を比較的安易に行うことができる構造ではあるが、アバットメントスクリーも軟磁性ステンレス鋼で構成されることになる。また、固定構造 B については、固定構造 A と比べ、キーパーとアバットメントスクリーが別個体となっているため、口腔内での操作に関しては若干煩雑と成るが、その反面、それぞれの材質としては、キーパーのみを軟磁性ステンレス鋼を適用することになり、アバットメントスクリーにはより強靱なチタン合金を使用することが可能な、安全性の高い構造となっている。そのため、これら 2 種のキーパーの固定法の違いを比較することで、臨床的により優れた固定構造を検討できるものと考えられる。

2. 解析モデル

本研究は、磁性インプラント用キーパーの固定構造の違いが、荷重に対して力学的にどのように差を有するのかを確認することを最大の目的とした。

今回作製した解析モデルは、2種の固定構造を可及的に忠実に再現した。また、ネジ構造とは、本来「おねじ」と「めねじ」との間に一部空隙を有した面接触⁹⁾であるが、本実験では、荷重に対する2種の固定構造間の違いがもたらす影響を純粹に評価することを目的としたため、「おねじ」と「めねじ」との間に空隙のない接触した形態としてモデル構築を行った。それ故に、本解析モデルは固定構造の違いを的確に評価できる合理的な解析モデルであると考えられる。

3. 解析条件

本研究では、荷重に対するキーパー一体型アバットメントスクリーと、キーパー分離型アバットメントスクリーに発生する力学的影響を比較・検討するためのものであるが、本解析モデルでの解析における拘束条件について、事前に予備解析を行った。検討した拘束条件は、荷重に対して直接フィクスチャー底部および側方部を拘束した条件と、フィクスチャー周囲に便宜的に歯槽骨モデルを作製し、歯槽骨底面部および側方部を拘束した条件にて行った。

その結果、直接フィクスチャーを拘束した場合、荷重部位と拘束部位が近接しているため、拘束条件により発生した反力の影響により適切な評価が不可能であった。そのため、本解析には、拘束点による影響を可及的に排除するため、フィクスチャー周囲に便宜的に歯槽骨モデルを追加し、歯槽骨底面部及び側方部を拘束する条件を選択した。

本来口腔内でインプラントに作用する機能圧は様々な方向の分力を含んでおり、それらを忠実に再現する荷重条件の設定は、インプラント体の上面部及び側面部にそれぞれ適切な荷重を付与するものである。しかし、本解析においては荷重条件を単純化することで、先ずその基本的な力学的評価を行うため、荷重部位はキーパー・アバットメントスクリー上面部およびキーパー上面部に限定した。また、荷重方向についても、垂直方向および斜め荷重の2種のみとした。

荷重量に関しては、口腔内で想定される咬合力

は600Nとされている¹⁰⁾が、負荷をより大きく設定することで構造物の安全性を検討できると考えたため、本解析に設定した荷重量を800Nに設定した。

4. 解析結果

得られた結果(図10-13)から、検討を行った2種のキーパー固定構造について、垂直荷重時と比べ、斜め荷重時において、顕著な応力分布の違いが観察された。これらの結果について、垂直荷重時では、インプラント体長軸方向に対して荷重が加わるが、これに比べて、斜め荷重時では、インプラント体長軸方向に対して傾斜荷重が加わるため、軸部分での力学的負荷が大きいものであった。そのため、斜め荷重時では、いずれのモデルにおいても、固定構造、材質の違いによる影響は大きいものであった。

また、垂直方向荷重時については、インプラント体長軸に対して荷重が加わるため、応力ベクトルをスカラー量で示す Von-Mises 相当応力による評価を行った。これに比べ、斜め荷重時には、圧縮応力のみならず引張応力も大きく関与することから、応力の評価に Von-Mises 相当応力も加え、圧縮および引張応力が評価可能な主応力についても検討した。この条件下での力学伝達は、両モデルの共通構造であるアバットメントおよびフィクスチャーのネジ構造において荷重の大部分を負担し、中心部に位置するキーパー・アバットメントスクリューおよびアバットメントスクリューに対して屈曲させる方向に働くものであった。また、今回スクリュー部に用いた材料である SUSXM27は、Ti-6Al-4V と比べ、耐力が低い材料であり(表2)、物体が破折または変形を起こす際に、これらの主応力が大きく影響するものと

表2. 実験的データ

	耐力 (MPa)	伸び [※] (%)
Ti (JIS規格 4種)	485	15
Ti-6Al-4V	755	10
SUS XM27	245	20

考える。

これらの結果から、実際の臨床において口腔内で繰り返し機能させる場合、キーパー・アバットメント一体型と比較して、キーパー孤立型の構造の方が、アバットメントスクリュー部の破折、変形に関して安全性が高いものと判断された。

V. 結 論

スクリューリテイニング法でのキーパー固定方法について、三次元有限要素法を用いて詳細な力学的検討を行った結果、以下の結論を得た。

1. アバットメントスクリューとキーパーを別個体とすることで、斜め荷重時の圧縮および引張応力において、スクリュー上部に顕著な応力緩和が認められた。
2. アバットメントスクリュー材料に関して、Ti-6Al-4V は軟磁性ステンレス (SUSXM27) と比べ、より優れた力学的な安全性を有することが示唆された。

参考文献

- 1) 田中貴信：磁性アタッチメントー磁石を利用した新しい補綴治療ー, 29-37, 医歯薬出版(株), 東京, 1992.
- 2) 田中貴信：続・磁性アタッチメントー108問108答ー, 30-32, 医歯薬出版(株), 東京, 1995.
- 3) Iwai T., Yoshihara K., Nakamura Y., et al: Study of Prototype Implant Magnetic Keeper with TiN Coatings by Reactive Ion Plating, The Journal of the Japanese Society of Magnetic Applications in Dentistry. 2011 Japanese Industrial Standard Committee: Titanium and titanium alloys-Rods and bars, Japanese Standards Association, 2007.
- 4) Morooka M., Ishikawa T., Ito T., et al: 多発するチタン製歯根型インプラントおよび構造物の破折と対処法についてー症例報告ー, Quintessence DENTAL Implantology, 15 (3), 東京, 2008.
- 5) 北村 茂, 積田光由, 坪田有史, 小久保裕司, 福島俊士: 二次元有限要素法解析による支台築造の力学的検討, 鶴見歯誌, 33(1): 21-29,

- 2007.
- 6) Kanbara R., Nakamura Y., Ando A., et al : Stress Analysis of an Abutment Tooth with Extracoronar Magnetic Attachment-Introduction of Nonlinear Property into Three-Dimensional Finite Element Method-, J J Mag Dent, 19(2) : 44-51, 2010.
- 7) Ohno Y., Kanbara R., Nakamura Y., et al : Mechanical Analysis of Unilateral Distal Extension Partial Denture Design, J J Mag Dent, 19(2) : 56-61, 2010.
- 8) Donachie, M.J., Jr : Titanium and titanium alloys-Rods and bars, UCHIDAROKAKUHO PUBLISHING CO, 1993..
- 9) 田村 修 : ねじの知識 - その重要さと技術を知ろう -, 20-23, 養賢堂, 東京, 2008.
- 10) 前澤周文, 若林則幸, 横山紗和子, ほか : インプラント支台クラウンの咬合接触の強さが歯冠および支持骨の応力分布に及ぼす影響, 補綴誌, 51 : 582-591, 2007.



原著論文 Original paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

インプラントオーバーデンチャー用緩圧型アタッチメントの維持力と被圧変位性

小澤大輔¹, 鈴木恭典², 長田秀和¹, 河野健太郎¹, 大久保力廣¹

¹鶴見大学歯学部 有床義歯補綴学講座, ²同口腔顎顔面インプラント科²

Retentive forces and displacement of stress breaking ball attachment

Daisuke Ozawa¹, Yasunori Suzuki², Hidekazu Osada¹,
Kentarō Kono¹, Chikahiro Ohkubo¹

¹Department of Removable Prosthodontics,

²Division of Oral and Maxillofacial Implantology, Tsurumi University School of Dental Medicine.

Abstract

Numerous studies with reliable results on attachment systems for implant overdentures in the mandible and maxilla have been published. Most attachments allow for rotational change but cannot compensate for vertical displacement under functional forces. To protect implants from excessive forces, a few stress-breaking attachments have been manufactured. This study evaluated the retentive forces and displacement of stress-breaking attachments after repeated loads. The implants were embedded in a resin block using autopolymerized resin. Three types of stress-breaking attachments, namely, a magnet attachment, a locator attachment, and an SBB (Stress-Breaking Ball) attachment, were placed on the implants. To simulate the chewing cycles, a load of 5 kgf was repeatedly applied up to 50,000 using a loading apparatus. The retentive force was measured by means of tensile testing at a crosshead speed of 5 mm/min. The vertical displacement of each female was measured under 5 kgf. These measurements were repeated for 10,000 cycles. The mean values were analyzed using 1-way ANOVA followed by the Tukey's test at a significance level of $\alpha=0.05$. The initial retentive force of the locator attachment was significantly greater than that of any of the attachments tested ($p<0.05$). After 10,000 cycles, the retentive force of the locator attachment decreased to two-thirds of the initial one. There were no significant differences of the retentive forces of both magnet and SBB attachments before and after loading ($p>0.05$). The vertical displacement of the magnet and SBB attachments showed a slight decrease after loading. On the other hand, there was little vertical displacement of the locator attachment irrespectively of the load applied.

キーワード

(Key words)

インプラント	(implant)	オーバーデンチャー	(over denture)
アタッチメント	(attachment)	被圧変位量	(displacement)
維持力	(retentive force)		

I. 緒 言

インプラントオーバーデンチャーは、支台となるインプラント埋入本数を少数に抑えられることで、患者、術者とも負担の軽減を図ることが可能である¹⁾。さらに可徹性の利点を活かして、メンテナンスや術後のトラブルへの対応が容易なことから、超高齢化が進展している本邦においても、欠損補綴の有効な治療オプションとしての期待が高まっている。

インプラントオーバーデンチャーの成功率は、下顎のほとんどが97%以上と報告されている²⁾。また、高度に顎堤吸収した下顎無歯顎症例においても、2本支台のインプラントオーバーデンチャーにより、咀嚼、発音、装着感が向上することが多くの研究において実証されている^{3,4)}。一方、上顎では研究者間によりばらつきはあるものの、成功率は下顎に比較して明らかに劣る^{5,6)}。上顎は下顎に比較して骨質が柔らかく、顎堤粘膜の被圧変位量が大きい、力学的に側方力が加わりやすいことなどが原因として推測されている。

顎堤粘膜とインプラントの被圧変位量の差⁷⁾を減少させ、インプラント周囲骨への応力集中を防ぐため、近年、ロケーターアタッチメントやクッションタイプの磁性アタッチメントなど、各種インプラント用の緩圧型アタッチメントが開発され臨床応用されている。緩圧型アタッチメントについては、現在まで繰り返し着脱による維持力への影響⁸⁾、アタッチメントの相違が義歯床下粘膜の負担圧配分に及ぼす影響について検討されており⁹⁾、臨床での効果も報告されている。しかしながら、長期間口腔内という過酷な環境の中で種々の機能力が負荷されることにより、維持力の低下や緩圧性の減衰が惹起される可能性も否めない。本研究では、市販されているインプラント用緩圧型アタッチメントに加え、本学が大阪大学第二補綴学教室と共同開発を行っている顎堤粘膜とインプラントの被圧変位量の差の補正が可能な Stress Breaking Ball attachment (以下、SBB アタッチメント) に対し、繰り返し荷重に対する各種緩圧型アタッチメントの被圧変位補正量と維持力の変化について実験的検討を行った。

II. 材料および方法

1. 試料の製作

インプラントを埋入する下部試料片とアタッチメントフィメールを装着する上部試料片はアクリル樹脂ブロック (20.0×10.0×50.0mm) を用いて製作した。ミリングマシン (Fräsgerät F1, Degussa) により、下部試料片の中心にドリリングを行った後、インプラントレプリカを埋入し常温重合レジン (ユニファストⅢ, GC) で固定した。なおインプラントレプリカは、ジェネシオプラス (直径4.4mm, GC) とスタンダードプラス (直径4.1mm, Straumann®) を選択した。

アタッチメントのメールをインプラントレプリカに装着後、フィメールをメールに適合させた状態で、常温重合レジンを用いて上部試料片に固定した (図1)。また、下部試料片の底面中央部には繰り返し荷重試験機に装着するための治具を付与した。試料は各条件に対し5個ずつ製作し、実験に供した。

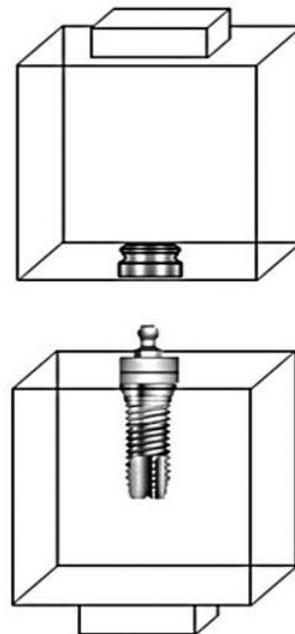


図1. 試料の模式図

2. アタッチメント

アタッチメントはSBBアタッチメント (被圧変位補正量: 0.3mm)、磁性アタッチメント (マグフィットSX: 愛知製鋼)、ロケーターアタッチメント (Zest Anchors Inc, USA ブルー) の三種類を選択した (図2)。SBBアタッチメントはフラットトップのボール状のメール部とO-リン

グゴムのフィメール部から構成され、メーラ上部は高さ2.9mm、直径1.75mmの球状にチタン合金をミリング加工し製作されている。フィメール部は内径1.35mmのO-リングと上部にスペースを付与したシリコン保持部から構成され、メタルハウジングにより包含されている。

磁性アタッチメントは外径4.7mmのポリアセタル製アウターハウジングと外径3.3mmの磁石構造体を含むインナーハウジングから構成され、ハウジング同士がスライドすることで変位する。

ロケーターアタッチメントは外径5.45mm、高さ2.35mmのメタルハウジングと維持力発生のためのナイロン製のインナーキャップによるフィメールと外径3.86mm、高さ1.78mmのメーラから構成されている。

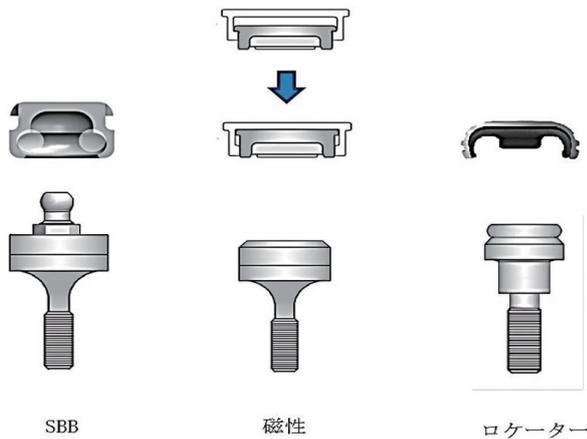


図2. 各種アタッチメントの模式図

3. 測定方法

繰り返し荷重試験は繰り返し荷重試験機 JM100-T (日本メック) を用いて 5 kgf、0.8sec/サイクルで 50,000 回まで行った (図3)。各アタッチメントの維持力と被圧変位補正量は、繰り返し荷重 10,000 回毎に行った。維持力および吸引力の測定は定荷重圧縮試験機 (セイキ) を用いてアタッチメントに 1 kgf の荷重を加え適させた後、アタッチメントと一体となった上下部試料片を小型卓上試験機 EZ-S200 (SHIMAZU) に装着し Crosshead speed 5mm/min で引張試験を行った。維持力および吸引力については分離時に要した最大荷重量と規定した。なお、各種アタッチメントを比較するため、磁性アタッチメントの吸引力も以降は維持力と表記することとする。一方、微小変位量計 DT-A30 (共和電業) を組み込んだ定荷重圧縮試

験機 (セイキ) を用い、荷重前の変位の認められない状態を 0 点とし、5 kgf 荷重時の変位量を被圧変位補正量と規定して測定した。

得られたデータは分散分析後、Tukey の多重比較検定により、有意水準 5 % で統計解析を行った。

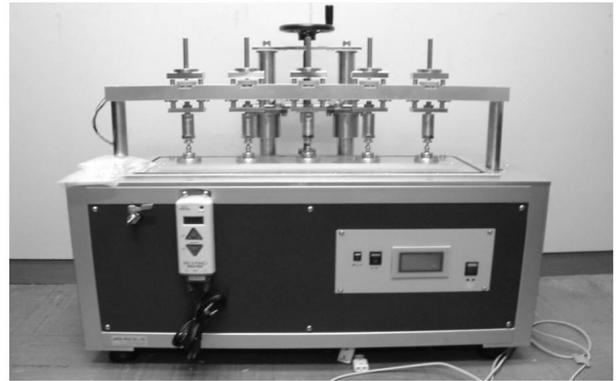


図3. 繰り返し荷重試験機

4. メーラおよびフィメール表面性状の観察

繰り返し荷重前後に、各アタッチメントのメーラとフィメールの表面性状を実体顕微鏡 SZX12 (OLYMPUS) によって観察した。拡大倍率はロケーターと SBB については 10 倍、磁性アタッチメントにおいては表面の微細な線状摩耗を観察するため 20 倍とした。

III. 結 果

1. 維持力

繰り返し荷重前の初期維持力はロケーターアタッチメントが約 14N で最も大きく、以下 SBB アタッチメント約 4 N、磁性アタッチメント約 2.3N の順であり、ロケーターアタッチメントと他のアタッチメント間に有意差が認められた ($P < 0.05$)。繰り返し荷重後の維持力は SBB、磁性アタッチメントとも維持力の低下は認められなかったが、ロケーターアタッチメントは荷重開始直後から維持力の低下が認められ、繰り返し荷重 10,000 回後では約 9.5N と初期維持力の約 $2/3$ に減少した ($P < 0.05$)。しかし、10,000 回以降は維持力の大きな低下は認められず、繰り返し荷重後の維持力はロケーターアタッチメントが他のアタッチメントに比較して少なくとも 2 倍の有意に高い値を示した ($P < 0.05$) (図4)。

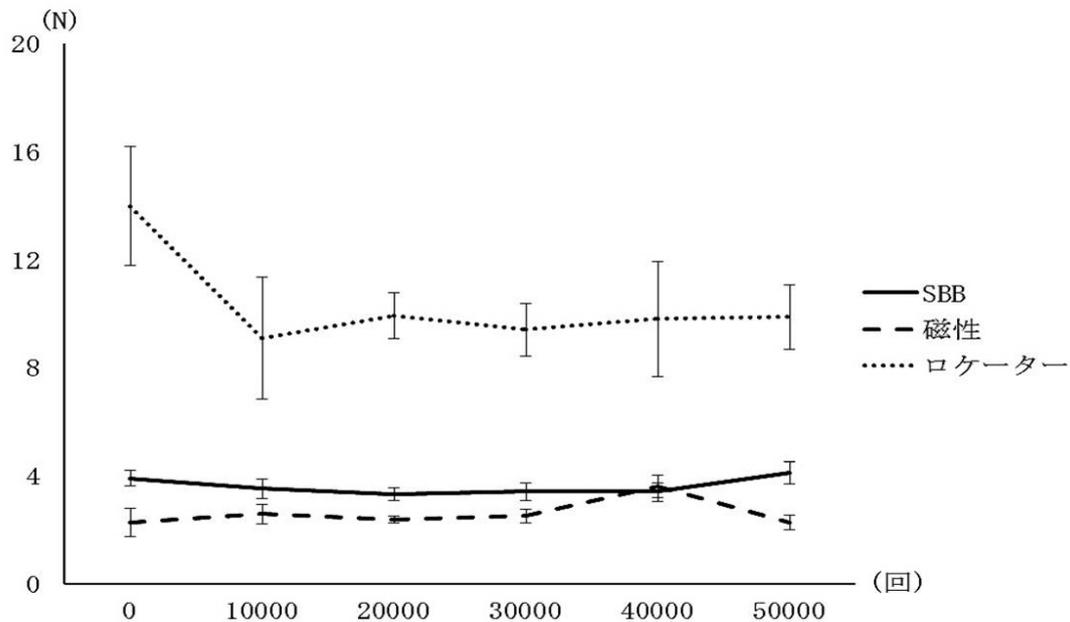


図4. 繰り返し荷重回数に伴う維持力の変化

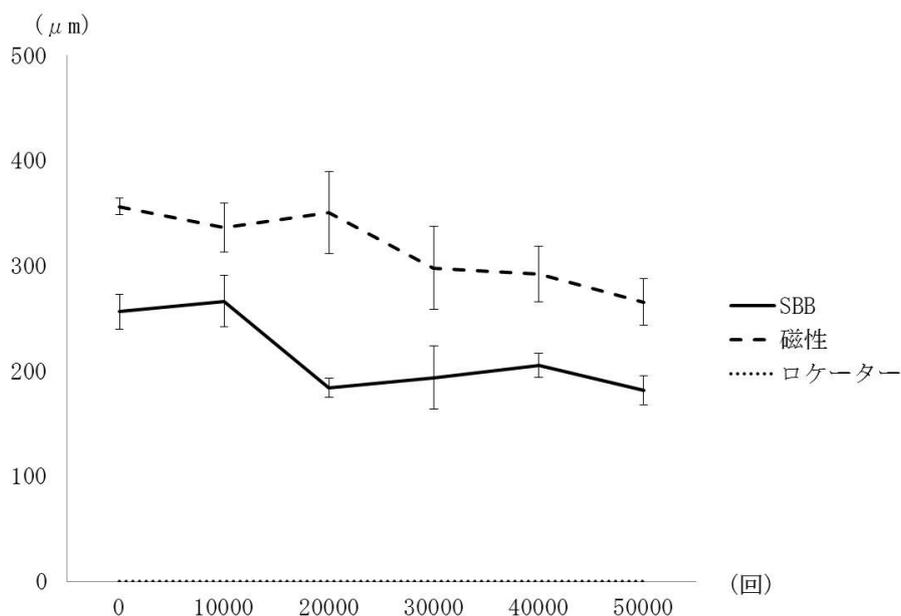


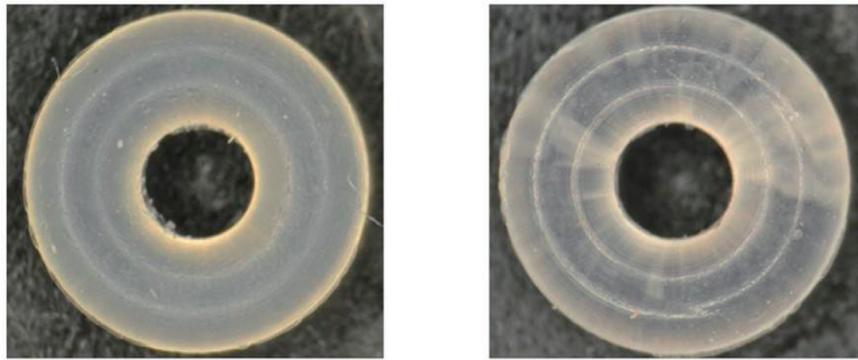
図5. 繰り返し荷重回数に伴う被圧変位補正量の変化

2. 被圧変位補正量

繰り返し荷重前の被圧変位補正量はSBBアタッチメントが約 $250\mu\text{m}$ 、磁性アタッチメントが約 $360\mu\text{m}$ であり有意差は認められなかった ($P < 0.05$)。またロケーターアタッチメントは繰り返し荷重に関わらず、ほとんど被圧変位補正量は認められなかった。繰り返し荷重後の被圧変位補正量はSBBアタッチメントが約 $181.8\mu\text{m}$ 、磁性アタッチメントが約 $265.5\mu\text{m}$ と、両者とも約 $70\sim 90\mu\text{m}$ の減少が認められたが有意差は認められなかった (図5) ($P < 0.05$)。

3. アタッチメントの表面性状

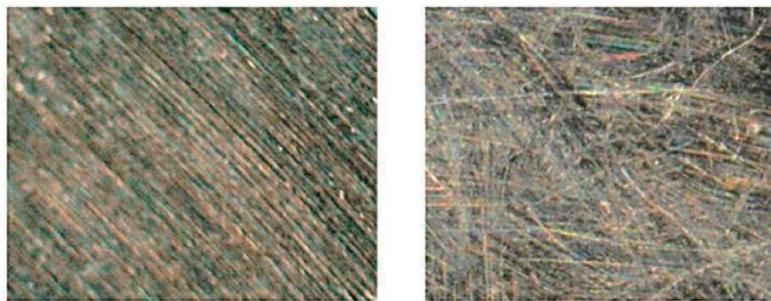
図6に各種アタッチメントの荷重前後の拡大像を示す。SBBアタッチメントフィメールの繰り返し荷重後のO-リングゴムには荷重前と比較して面あれが認められたが、亀裂、欠落、内外径の拡大は認められなかった (図6a)。また、磁性アタッチメントのメール、フィメールに線状摩耗が認められた (図6b)。一方、ロケーターアタッチメントフィメールの繰り返し荷重後は荷重前と比較して面あれ、欠落、内径の変形が認められた (図6c)。



荷重前

荷重後

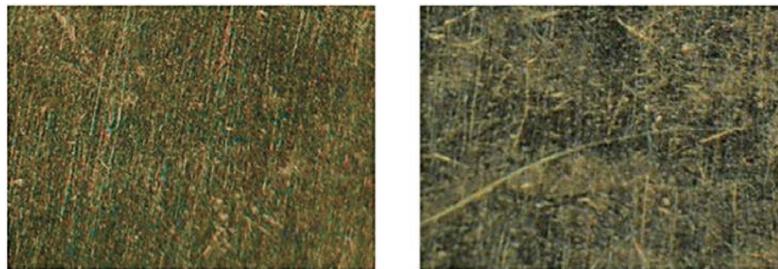
a SBBアタッチメント(×10)



荷重前

荷重後

磁石構造体表面



荷重前

荷重後

キーパー表面

b 磁性アタッチメント(×20)



荷重前

荷重後

c ローターアタッチメント(×10)

図6. 繰り返し荷重前後の各種アタッチメントの表面性状

IV. 考 察

インプラントオーバーデンチャーにおけるアタッチメントの選択は、負担圧コントロール機構、維持力、埋入に必要なクリアランスを考慮して行われている。中でも、維持力は高い治療効果を期待する患者の満足度に大きく関与する^{10,11)}。また、負担圧コントロール機構はインプラントの生存率に大きく影響する。前述のように、インプラントオーバーデンチャーの成功率は、下顎のほとんどが97%以上と報告されている²⁾のに対し、上顎では成功率は下顎に比較して明らかに劣っている現状がある^{5,6)}。上顎は下顎に比較して骨質が柔らかく、顎堤粘膜の被圧変位量が大きいので力学的に側方力が加わりやすいことなどが原因として推測されていることから、顎堤粘膜とインプラントの被圧変位量の差を減少させ、インプラント周囲骨への応力集中を防ぐために負担圧コントロール機構は重要であると考え。アタッチメントの維持力に関しては着脱回数による維持力の変化について数多く報告されているが¹²⁻¹⁴⁾、口腔内の過酷な環境を想定した繰り返し荷重後の維持力に関する研究は少ない。特に緩圧型アタッチメントには緩圧機構が組み込まれているため、咬合力などの荷重が繰り返し負荷されることで材質の変形、劣化、破損が生じやすく、負担圧コントロール機構の崩壊が起こる可能性がある。本実験に使用した繰り返し荷重試験は、異常習癖のように長時間咬合力が加わる状態ではなく、一般的な咀嚼サイクルを考慮しており、荷重量および繰り返し回数に関しては既往の研究に準じて行った¹⁵⁻¹⁷⁾。

無歯顎患者に対して下顎2本のインプラントオーバーデンチャーを装着し、バー、ボール、磁性アタッチメントの維持力、骨吸収の経過について検討を行った研究^{18,19)}では、磁性アタッチメントが最も低い維持力を示し、インプラント周囲骨の吸収量は有意差がないものの、磁性アタッチメントがバー、ボールに比較して少ない結果を示した。磁性アタッチメントの維持力の低下については海外で使用されているほとんどの磁性体が開磁路であり^{13,20)}磁石構造体の腐食や義歯製作時あるいは機能時に磁石が損傷し、そこから腐食が生じたことも維持力低下の一因に挙げられている²¹⁾。本実験で使用した磁性アタッチメントはレーザー溶接法を利用した閉磁路の磁性体であり、耐腐食性、

耐久性、必要なクリアランス、吸引力に優れているため、磁力の変化が認められなかったと考えられる。また、磁性アタッチメントがバー、ボールに比較して骨吸収が少ない結果を示したのは、有害な側方力をインプラントに伝達させない「Sliding作用」の効果と考えられる。図6bからはキーパーと磁石構造体表面には、繰り返し荷重による上下的な衝突運動のみならず、吸着面において水平、回転などの複雑な挙動が生じていると推測される。

Maedaら^{22,23)}はセルフアジャスティングタイプの磁性アタッチメントはインプラントへの負担を軽減すると報告している。インプラントへの負担過重を配慮すれば、緩圧機構を備えたアタッチメントの方がインプラントオーバーデンチャーに有利であろう。本実験で使用した磁性アタッチメントは磁石構造体に可動性があり、義歯への取り付け時の誤差を補償でき、インプラントに伝わる機能力も緩衝できる。このことから、繰り返し荷重後の磁性アタッチメントに被圧変位補正量の有意差が認められなかったのは、被圧変位量の差を補正するプラスチックキャップの変形、破損が認められなかったためであり、臨床応用する際に十分な強度が得られていると推測される。

フィメールに高分子系材料（プラスチック、ゴム、ナイロン）を用いているアタッチメントの維持力や被圧変位補正量の低下には、高分子系材料の摩耗や劣化の影響が挙げられる。OPAアタッチメントの予後に関する研究では、O-リングゴムを上部と下部に分けて観察すると上部の摩耗は認められなかったが、下部に多様な摩耗と変形が認められており、口腔内で起こる摩耗は咬合力による義歯床の沈下によって、ゴムがアタッチメント体部の辺縁に強く押しつけられて生じたと報告されている²⁴⁾。SBBアタッチメントはO-リングゴムを使用しているにもかかわらず、繰り返し荷重後の維持力、被圧変位補正量の低下は認められなかった。この理由として、使用されているO-リングゴムはシリコン製で一般に使用されているブチルゴムに比較し弾性および圧縮永久ひずみが優れていることが挙げられる²⁵⁾。またメールトップの形態が平坦であるSBBアタッチメントはボールタイプに比較し、垂直方向の荷重をメール部で直接受けやすいため、O-リングゴムの負担が軽

減され、劣化や変形が少なかったと思われる。これは繰り返し荷重後の O-リングゴムは、荷重前と比較し若干の面あれが認められたが、亀裂、欠落、内外径の拡大は認められなかった事実からも肯定される。(図6a) また、既存のアタッチメントでは、弾性体を緩圧機構に用いる場合、緩圧性能が規定されていなかったが、SBBアタッチメントの緩圧機構ではフィメールの O-リングゴム上方に付与されたスペースにより、被圧変位補正量を規定している。これにより弾性体の持つ緩圧効果の不安定さを解消し、緩圧性能を制御している。また、3種類の規定量を設けることで、生体の経時的な変化に対応することも可能である。しかし、緩圧用のスペースをとることが必須なために、大きなクリアランスを必要とする点については改善が求められる。

しかし、SBBアタッチメントについては長期的な臨床研究がなされていないため、今後は長期にわたる臨床での経過観察も必要と思われる。

ロケーターアタッチメントは内外の二重の維持構造を有し、アバットメントとの接触面積が広いことにより強い維持力を発現する。また、メタルハウジング内でナイロンキャップがある程度の回転運動を許容することで、インプラント体への曲げモーメントを減少することが可能であるうえ、クリアランスの少ない臨床例での応用も多く行われている。しかし、本実験結果から垂直方向の被圧変位量の差を補正する機構がほとんどないことが証明された。ロケーターアタッチメントは他のアタッチメントと比較し、少なくとも3倍近く大きな初期維持力を示したが、負荷開始直後から維持力の有意な低下が認められた。図6cに示されるように、ロケーターアタッチメントのナイロンが繰り返し荷重により摩耗、変形したことが原因と思われる。既報の研究結果²⁹⁾からも、ロケーターアタッチメントの特徴として使用開始からしばらくは維持力の低下を示す傾向があることが確認されている。

一般に、維持装置の適切な維持力の大きさは義歯の機能面や操作性の点から約300~1,000 gと報告されている²⁶⁾。

オッセオインテグレーションを獲得したインプラントはほとんど変位が認められないが、顎堤粘膜の被圧変位量は0.2mm~0.7mm^{7, 27, 28)}、と極めて大

きい。この変位量の差が緩圧性アタッチメントに求められる被圧変位補正量であり、症例により適切な補正量が選択されなければならない。

ロケーターアタッチメントは負荷開始直後から維持力の低下が認められ、繰り返し荷重10,000回後では9.5Nと約2/3の値を示した。しかし、それ以降は安定した維持力を示しており、臨床応用する際、適正な維持力が期待できると思われる。繰り返し荷重によりロケーターアタッチメントでは維持力、SBBと磁性アタッチメントでは被圧変位補正量の低下が認められた。実際の口腔内では機能時の義歯の動きは多様であり、定期的なメンテナンスにおけるアタッチメントの交換も維持力、被圧変位補正量を適切に保持するために重要であると考えられる。

V. 結 論

1. 初期維持力および繰り返し荷重後の維持力はロケーターアタッチメントが有意に大きかった。繰り返し荷重後の維持力はSBB、磁性アタッチメントともに低下はしなかったが、ロケーターアタッチメントは負荷開始直後から維持力の低下が認められた。
2. 繰り返し荷重前の被圧変位補正量はSBBアタッチメントが約250 μm 、磁性アタッチメントが約360 μm であった。繰り返し荷重後の被圧変位補正量はSBB、磁性アタッチメントともに約70~90 μm 減少したが、有意差は認められなかった。ロケーターアタッチメントは繰り返し荷重の相違に関係なく、ほとんど被圧変位補正量が認められなかった。

参考文献

- 1) Carlsson GE: Critical review of some dogmas in prosthodontics. J Prosthodont Res, 53(1) : 3-10, 2009.
- 2) Attard NJ., Zarb GA., Laporte A.: Long-term treatment costs associated with implant-supported mandibular prostheses in edentulous patients. J Prosthet Dent, 94(3) : 288, 2005.
- 3) Boerrigter EM., Stegenda B., Raghoobar GM., et al: Patient satisfaction and chewing ability with implant-retained

- mandibular overdentures: a comparison with new complete dentures with or without preprosthetic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 53(10) : 1167-173, 1995.
- 4) Awad MA., Lund JP., Shapiro SH., et al: Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont*, 16(4) : 390-396, 2003.
 - 5) Palmqvist S., Sondell K., Swartz B., et al : Implant-supported maxillary overdentures: outcome in planned and emergency cases. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9(2) : 184-190, 1994.
 - 6) Goodacre CJ., Bernal G., Rungcharassaeng K., et al: Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 90(2) : 121-132, 2003.
 - 7) 堀田宏巳 : 下顎 Osseointegrated Implant 症例における Fixture の被圧変位特性に関する実験的研究, *歯科学報*, 92(1) : 1-65, 1992.
 - 8) 三宅 茂, 篠原 功, 呉 文元 : Sm-C 合金磁石を用いた根面アタッチメントの臨床例 緩圧型根面アタッチメントについて, *補綴誌*, 28(6) : 1129-1133, 1984.
 - 9) 河野健太郎, 鈴木恭典, 大久保力廣, ほか : インプラントオーバーデンチャー用緩圧性ボールアタッチメントの維持力と負担圧配分, *日口腔インプラント誌*, 24(3) : 485-486, 2011.
 - 10) Naert I., Gizani S., Vuylsteke M. and Van Steenberghe D.: A 5 year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture : Prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil*, 26(3) : 195-202, 1999.
 - 11) MacEntee MI., Walton JN. and Glick N.: A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures : three-year results. *J Prosthet Dent*, 93(1) : 28-37, 2005.
 - 12) Mizutani H., Destine D., Rutkunas V., et al: Comparison of retentive force of different overdenture stud attachments in various dislodgements: In Vitro Study Part 2 Changes after fatigue test. *日磁歯誌*, 15(2) : 5-9, 2006.
 - 13) Bazar A., Mizutani H., Hideshima M., et al: 海外の磁性アタッチメントの装着模擬試験前後での保持力の変化 (Changes of retentive force of radicular attachments before and after wear simulation-focusing on overseas magnetic attachments), *日磁歯誌*, 17(2) : 85-89, 2008.
 - 14) Rutkunas V., Mizutani H., Takahashi H., et al: Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J*, 30(6) : 845-853, 2011.
 - 15) 鹿野洋一 : 総義歯装着者の咀嚼機能の評価に関する臨床的研究—正常有歯顎者と総義歯装着者について—, *補綴誌*, 34(2) : 318-332, 1990.
 - 16) 志村一郎 : 純チタンおよび各種人工歯材料の耐摩耗性に関する研究, *鶴見歯学*, 27 : 45-58, 2001.
 - 17) 渡邊竜登美 : 全部床義歯咀嚼時咬合力に関する研究, *口病誌*, 57(1) : 16-31, 1990.
 - 18) Sadig W: A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int*, 40(4) : 313-319, 2009.
 - 19) Assad AS., Abd El-Dayem MA and Badawy MM : Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures. *Implant Dent*, 13(4) : 386-94, 2004.
 - 20) 増田達彦, 庄司和伸, 福澤 蘭, ほか : 海外における磁性アタッチメントに関する繰り返し荷重実験, *補綴誌*, 52(2) : 290, 2008.
 - 21) 庄司和伸, 増田達彦, 新実淳, ほか : 繰り返し荷重による海外製磁性アタッチメントの表面形態の変化, *日磁歯誌*, 17(1) : 70-71, 2008.
 - 22) 権田知也, 楊 宗傑, 高橋利士, ほか : インプラントオーバーデンチャー用維持装置の機

- 能特性 磁性アタッチメント, アンカーなら
びにスタッドタイプアタッチメントの比較,
日口腔インプラント誌, 22(1):15-20, 2009.
- 23) Maeda Y., Horisaka M and Yagi K:
Biomechanical rationale for a single
implant-retained mandibular overdenture:
an in vitro study. Clin Oral Implants
Res, 19(3):271-5, 2008.
- 24) 阿部 實: OPA アタッチメントの予後に関す
る研究—メーラとフィメーラの経過観察—,
口病誌, 48(1):67-84, 1981.
- 25) 田中康之, 浅井治海: ゴム・エラストマー,
1-177, 大日本図書, 東京, 1993.
- 26) 長沢 亨, 久保雅彦, 前野信夫: 各種アタッ
チメントにおける維持力の減衰に関する実験
的研究, 広大歯誌, 110(1):63-69, 1978.
- 27) 岸 正孝: 歯槽粘膜の被圧変位性に加圧面の
面積と変位量との関係についての実験的研究,
歯科学報, 72(6):17-44, 1972.
- 28) Hugo C., Lance F.O., Robert L.D., et al:
Assessment of oral implant mobility: J
Prosthet Dent, 70(5):421-426, 1993.
- 29) Evtimovska E., et al: The change in
retentive values of locator attachments
and hader clips over time. J. Prosthodont,
18(6):479-483, 2009.



臨床論文 Clinical paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

低位咬合を伴う下顎臼歯部欠損に磁性アタッチメント義歯を応用した1症例

曾根峰世, 根来理沙, 奥津史子, 草野寿之, 松川高明, 豊田有美子, 頼近 繁, 岡本和彦, 大川周治
明海大学歯学部機能保存回復学講座歯科補綴学分野

A case report of a removable denture using magnetic attachments for mandibular molar missing with a decreased occlusal vertical dimension

Mineyo Sone, Risa Negoro, Fumiko Okutsu, Toshiyuki Kusano, Takaaki Matsukawa, Yumiko Toyota, Shigeru Yorichika, Kazuhiko Okamoto and Shuji Ohkawa
Division of Removable Prosthodontics, Department of Restorative and Biomaterials Sciences, Meikai University School of Dentistry

Abstract

To maintain a harmonious craniofacial system, it is essential to establish an appropriate occlusal vertical dimension (OVD). This case report describes our establishment of an appropriate OVD for a patient (Eichner B3: mandibular molar missing) with a decreased OVD that was restored with aesthetics and function by use of magnetic attachments. After the preprosthetic treatment, the OVD was increased by use of the treatment denture, and the patient obtained an adequate occlusal relationship. As a definitive prostheses, a maxillary removable overlay denture with a coping-type magnetic attachment and a horseshoe plate as the major connector was fabricated, and a mandibular removable partial denture with an extracoronal-type magnetic attachment was also fabricated. A magnetic attachment could be provided as a means for alleviating patient concerns regarding aesthetics and functions.

キーワード

(Key words)

可撤性義歯 (removable denture) 磁性アタッチメント (magnetic attachment)
低位咬合 (decreased occlusal vertical dimension)

I. 緒 言

下顎両側臼歯部欠損を長期間放置した場合、上顎前歯部への突き上げによる同部補綴装置の破損、同部支台歯の動揺、傾斜等が生じるとともに、低位咬合を呈することが少なくない。このような症例では咬合挙上を行うとともに、患者に義歯の継続した使用を促すべく、設計に留意することが必要である。今回我々は低位咬合を伴う下顎臼歯部欠損症例に対して、磁性アタッチメント義歯を応用することにより、審美性および機能性を考慮した咬合再構築を行ったので報告する。

II. 症 例

患者：59歳 女性
初診：2008年（平成20年）10月3日
主訴：ブリッジが動いて良く食べられない。
現病歴：初診より約10年前に某歯科にて⑤4321 | ①②③④ブリッジと下顎部分床義歯（7～4 | 5～7）を装着されたが、治療終了直後よりクラスプの金属色および義歯床が沈下する感覚に対する不快感から、下顎義歯は装着せずに放置していた。しかし最近になり上顎のブリッジに動揺を認め、咀嚼障害を自覚するようになったため当科を受診した。

5) 7+7MT (75|1257根面上) 暫間義歯の装着
 上顎の暫間補綴装置をブリッジタイプからオーバーデンチャータイプに変更し、咬合平面はカンペル平面を基準として整えた。そののち下顎安静位、嚙下位、顔面計測法を用いて、適正な咬合高径を計測し、その結果を基に、上下顎の暫間義歯装着による3mmの咬合挙上を行った(図5)。なお、5|125にはキーパー(ギガウス D400、ジーシー)付き根面板、|7にキーパー(ギガウス D1000、ジーシー)付き根面板、7| (生活歯) にテレスコープクラウンの内冠のみを白金加金を用いて製作し、接着材(スーパーボンド C&B、サンメディカル)を用いて装着した(図6)。上下顎の暫間義歯装着3か月経過後、咀嚼障害の改善が認められるとともに、顎口腔機能にも特に異常が生じていないことを確認したのち、最終義歯の製作を開始した。

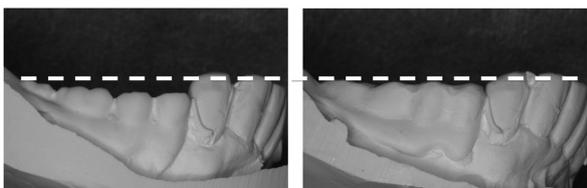


図5. 下顎暫間義歯を用いた咬合挙上



図6. 上顎支台装置

2. 最終義歯の製作

上顎には根面タイプの磁性アタッチメントを応用した無口蓋型のオーバーデンチャー(コバルトクロム合金製のフレームワークを用いた金属床義歯)を通法に従って製作、装着した(図7)。下顎には陶材焼付鑄造冠に歯冠外タイプの磁性アタッチメントを応用した部分床義歯(コバルトクロム合金製のフレームワークを用いた金属床義歯)を製作、装着した(図8)。大連結子は下顎隆起の

存在と歯肉縁から口腔底までの距離を考慮してリングプレートとした。支台装置として、3|4にキーパートレー(ECキーパートレー、ジーシー)を用いた歯冠外タイプの磁性アタッチメント(ギガウス D600、ジーシー)を、舌側には誘導面およびインターロック部をミリングテクニックの応用により付与した(図9)。上下顎最終補綴装置装着後の口腔内写真を図10に示す。

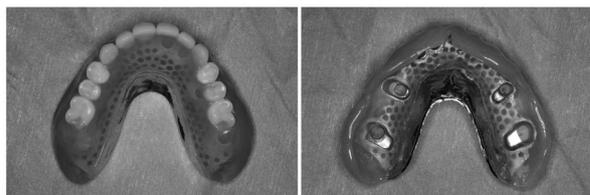


図7. 上顎最終義歯

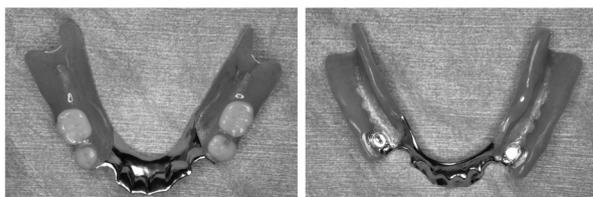


図8. 下顎最終義歯



図9. 下顎支台装置

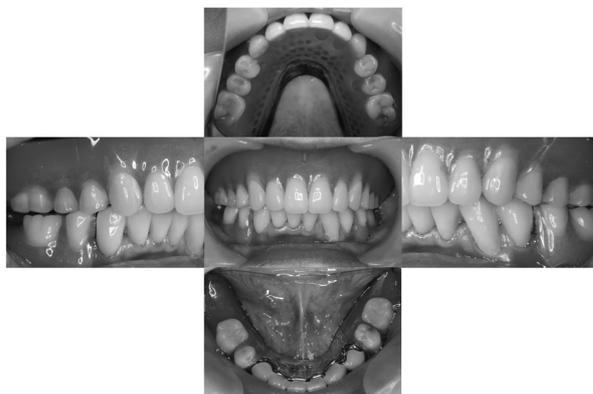


図10. 最終義歯装着後の口腔内写真

Ⅲ. 考 察

顎口腔機能の調和を保つ上で、適正な咬合高径を付与することはきわめて重要である。本症例では、咬合挙上を行うことにより下顎臼歯部のデンチャースペースを確保するとともに、低位咬合によって損なわれた顎口腔機能の回復を図った。1回の咬合挙上量は赤川ら¹⁾の報告および栗原ら²⁾の報告に従って安静空隙と同じ2.0mmとし、臨床症状と患者の感覚を確かめながら暫間義歯を用いて咬合挙上を行った。なお、顔面計測法の Willis 法、下顎安静位および嚥下位を用いて適正な咬合高径を計測した結果、咬合挙上量の総計は約3mmとなったため、2回に分けて咬合挙上を実施した。

本症例が低位咬合を呈した主たる原因は、旧義歯に対する審美的および機能的な問題から患者が下顎義歯を装着しなかったことであると考えられる。そこで、下顎最終義歯の支台装置には、審美性に優れた歯冠外タイプの磁性アタッチメント³⁾を用い、審美性の向上および磁性アタッチメント特有のスムーズな着脱を実現することで、患者が装着を容易に行えるよう配慮した。また、下顎金属床義歯は大連結子にリングプレートを用い、支台装置舌側面にはミリングテクニックを応用して誘導面とインターロック部を付与してリジッド・サポートの設計⁴⁾とした。また、歯周組織検査の結果から下顎支台歯の負担能力には問題は認められなかったが、下顎の全残存歯を連結固定することで支台歯の負担能力のさらなる増強を図った⁵⁻⁷⁾。これにより審美面および機能面における問題点は解消されると考えた。上顎最終義歯においては、支台歯の負担能力と配置を考慮した結果、支台歯が受ける側方力を可能な限り軽減することを目的とした根面タイプの磁性アタッチメントを応用した⁸⁻¹⁰⁾。また、支台歯だけではなく顎堤粘膜へ咀嚼力、咬合力を分散する目的でオーバーデンチャータイプとし、発音機能および装着時の口腔内感覚が妨げられないように無口蓋型とした。

以上、低位咬合を伴う下顎臼歯部欠損症例に対して、咬合挙上を行った後、根面タイプおよび歯冠外タイプの磁性アタッチメントを応用した上下顎金属床義歯を製作、装着し、良好な結果が得られた。したがって、磁性アタッチメントが支台装

置として有用であることを示した1症例であると考えられる。現在装着後1年経過しているが、特に問題は認められていない。今後は1か月毎のメンテナンスを行っていくとともに、患者自身にもアタッチメントブラシやタフトブラシなどを用いた口腔清掃方法を適宜指導し、経過を観察していく予定である。

参考文献

- 1) 赤川安正：咬合挙上が咀嚼筋に及ぼす影響に関する実験的研究. 日補綴会誌, 24(2) : 206-224, 1980.
- 2) 栗原美詠, 高橋正宗, 大川周治ほか：治療用義歯を応用し咬合挙上を行った無歯顎補綴の1症例. 明海大歯誌, 33(2) : 261-265, 2004.
- 3) 岡田通夫, 中村好徳, 田中貴信ほか：磁性アタッチメントとしての有髄歯への適応. 日磁歯誌, 19(1) : 29-38, 2010.
- 4) 長澤 亨, 大川周治：リジッド・サポートにおけるアタッチメント, テレスコープ・デンチャーの考え方, リジッド・サポートによるパーシャル・デンチャーの設計指針/補綴臨床別冊. 医歯薬出版 : 43-52, 1990.
- 5) 長久保文夫：局部義歯の設計が支台歯歯周組織の咬合圧負担状態におよぼす影響に関する三次元的 Simulator による実験的研究. 歯科学報, 72(11) : 57-89, 1972.
- 6) 水流和徳, 西 恭宏, 木下智恵ほか：顎堤の前後の傾斜が支台歯の挙動に及ぼす影響—レストシート形態と支台歯連結—. 日補綴会誌, 46(2) : 165-174, 2002.
- 7) 安藤彰浩, 中村好徳, 神原亮ほか：三次元有限要素法による歯冠外磁性アタッチメント支台歯周囲組織の応力解析. 日磁歯誌, 18(1) : 32-41, 2009.
- 8) 大川周治：磁性アタッチメントの成功の秘訣. 日磁歯誌, 10(1) : 17-24, 2001.
- 9) 水谷紘：磁性アタッチメントの特徴と適応症. 日補綴会誌, 48(1) : 10-19, 2004.
- 10) 石上友彦, 永井栄一：磁性アタッチメントの現状—その特徴と設計・製作上の注意点. 日歯評論, 69(7) : 58-66, 2009.



臨床論文 Clinical paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

Magno-Telescopic Crown (MT 冠) を用いた補綴症例

熊野弘一, 中村好徳, 増田達彦, 坂根 瑞, 金野弘靖, 白石浩一,
板倉 崇, 大野友三, 高田雄京¹, 田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座, ¹東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

A Case Report of Prosthesis using the Magno-Telescopic Crown

Hirokazu Kumano, Yoshinori Nakamura, Tatsuhiko Masuda,
Mizuho Sakane, Hiroyasu Konno, Koichi Shiraishi, Takashi Itakura,
Yuzo Ohno, Yukyo Takada¹, Yoshinobu Tanaka

Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Aichi-Gakuin University

¹Division of Dental Biomaterials, Tohoku University Graduate School of Dentistry

Abstract

The patient was a 58-year-old woman with chief complaints of difficulty in chewing and poor esthetics. She experienced discomfort in the upper left anterior region, and presented to our clinic in April, 2007. After tooth extraction in the Department of Oral Surgery, the patient presented to our department in August, 2007. She had bronchial asthma and high blood pressure. The failing restoration was removed, and a temporary denture was placed to restore the occlusal-supporting area, followed by initial periodontal treatment and re-root canal therapy of the remaining teeth. After the completion of these treatments, final restoration was fabricated. Since the remaining teeth after initial periodontal treatment and root therapy were in favorable condition as abutment teeth, a MT crown using a magnetic attachment on an abutment tooth was applied. Final restoration was a metal plate with a MT crown. The patient has been satisfied with masticatory comfort and appearance. The postoperative course has been uneventful at 6 months postoperatively. The follow-up is scheduled on a regular basis.

キーワード

(Key words)

磁性アタッチメント (magnetic attachment) MT冠 (magno-telescopic crown)
金属床義歯 (metal-based denture)

I. 緒 言

コーヌステレスコープクラウンは、臨床的に有用な支台装置の一つとして評価されている¹⁾。しかしミリングマシン等の精密な機器を利用した極めて煩雑な技工操作が必要であることや、長期間の使用による磨滅によって、維持力の低下や、修理が困難であるなど臨床的問題点も少なくない。

筆者らは、これらの問題点を解消するため、磁性アタッチメントとコーヌステレスコープクラウンを組み合わせた新たな支台装置として Magno-Telescopic Crown (MT 冠) を開発し、多くの臨床例に適用し、長期的な観察を行って来た²⁻⁴⁾。その結果、MT 冠はコーヌステレスコープクラウンと同様に、内・外冠の二重構造を有するが、維

持力を磁性アタッチメントの吸引力に求めているため、安定した維持力が半永久的に期待できることを確認している。今回、審美障害、咀嚼障害を主訴に来院した患者に対して、MT冠を用いた補綴処置を行ったので報告する。

II. 症例の概要

患者は、初診時58歳の女性である。上顎左側前歯部に違和感を持ち、2007年4月に本学附属病院口腔外科を受診。口腔外科にて|12を抜歯後、2007年8月、欠損部における咀嚼障害、審美障害を主訴に当科を受診した。全身的既往歴は、気管支喘息、高血圧であった。

当科受診時における口腔内の正面観、側面観、咬合面観の口腔内写真と義歯装着時の口腔内写真を図1, 2に示す。上顎義歯は抜歯後、旧義歯を修理して使用していた。|567欠損部には、義歯が装着されていなかった。



図1. 当科初診時口腔内写真



図2. 当科初診時口腔内写真（義歯装着時）

口腔内所見およびパノラマ X 線写真（図3）により問題点を抽出した。下顎左側臼歯部欠損に

伴う咬合支持域の喪失と長期にわたる義歯未装着を原因とする上顎左側臼歯部の挺出による咬合平面の乱れが観察された。また、7|357の不良補綴物、全顎的な歯肉の発赤、腫脹がみられた。さらにパノラマ X 線写真より、7|37の不良根充歯も確認された。以上の所見より、上下臼歯部欠損による咀嚼障害、上顎前歯部欠損による審美障害と診断した。

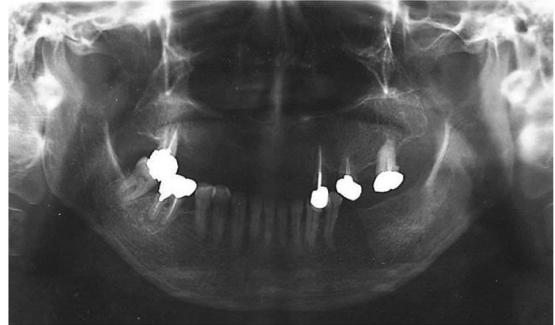


図3. 当科初診時のパノラマ X 線写真

以上の問題点を改善するため治療方針の立案を行った。まずは、咬合平面の乱れ、歯周環境を悪化させている7|357の不良補綴物を除去し、歯冠を切断し、咬合平面の修正と咬合支持域を確保するため、上顎に治療用義歯を装着した。治療用義歯装着後、歯周初期治療、7|37の再根管治療を専門診療科に依頼した。図4に治療用義歯装着時の正面観と咬合面観を示す。患者は嘔吐反射を有し、義歯口蓋部の開放を希望したため、専門診療科の治療と並行して、治療用義歯の口蓋部を調整した。治療用義歯の床外形は数回に分けて調整し、患者が違和感なく使用できるような外形の形態を模索した。口蓋部を開放することによって、上顎義歯の吸着力の低下が危惧されたが、顎堤状態が比較的良好であり、また粘膜調整材を利用することで、良好な吸着を得る事ができた。調整後の治療用義歯の床外形を最終補綴装置の床外形とした。



図4. 治療用義歯装着時

根管治療が終了し、歯周初期治療によって良好なプラークコントロールが確立された後、最終補綴装置の製作を行った。最終補綴装置の設計を図5に示す。上顎残存歯は、支台歯としての状態が良好だったため、支台装置には、Magno-Telescopic Crown (MT冠) を選択した。MT冠は従来のコーヌステレスコープ・システムのような摩擦力による機械的嵌合力を必要とせず、磁性アタッチメントの吸引力を維持力とするものである。また内冠・外冠の機械的な横ぶれ防止機能との組み合わせで、極めてリジッドな機構となる上に、微妙な摩擦力に頼らないことから、従来のコーヌステレスコープ・システムのような、複雑・精密な技工操作は全く不要とするものである²⁻⁵⁾。下顎義歯の設計は、図5に示す通りである。

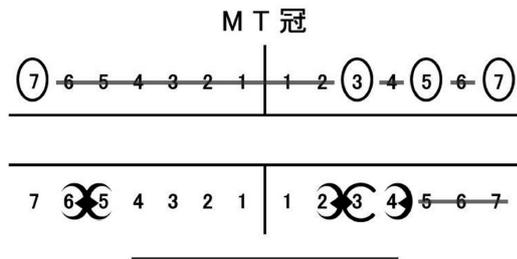


図5. 最終補綴装置の設計

図6に支台歯形成後及びMT冠内冠試適時の口腔内写真を示す。MT冠内冠と支台歯との適合を確認し、義歯の精密印象と同時に内冠のトランスファー印象を行った。印象採得後、通法通り咬合採得を行った。咬合採得時における顎位は、一定期間治療用義歯を使用してもらい、顎関節の痛みや顎運動に異常がないことを確認し、この顎位を参考にして決定した。咬合採得後、金属床の作製を行った。金属床のフレームワークの床外形は、治療用義歯の床外形を参考に、口蓋部を開放した形態とした。MT冠外冠は、金属床のフレームワークとは別々に製作し、外冠は硬質レジンにて被覆した。MT冠には白金加金を、フレームワークにはコバルトクロム合金を用いた。フレームワークにコバルトクロム合金を使用することにより、可及的に義歯全体の軽量化を図った。

上顎完成義歯と最終補綴装置装着時の口腔内写真を示す(図7, 8)。上顎義歯装着時に、口腔内にて、MT冠外冠への磁石構造体の合着を行った。

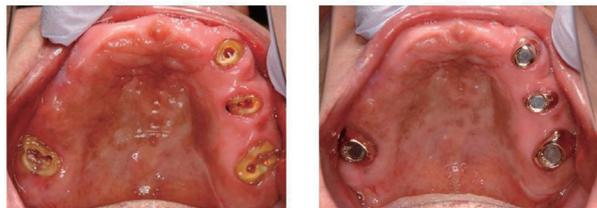


図6. 支台歯形成およびMT冠内冠試適



図7. 上顎完成義歯



図8. 最終補綴装置装着時

最終補綴装置装着後、機能評価として咀嚼能力測定を行った。測定結果を表1に示す。検査用グミゼリー、咬合力測定より有歯顎者に近い値が得られた。その結果が、摂食可能食品アンケートの結果にも反映されていると考えられる。

表1. 咀嚼能力測定結果

検査用グミゼリー	表面増加量 = 3606 mm ²
咬合力測定 (Dental Prescale)	咬合力 = 341.0 N 接触面積 = 10.5 mm ²
摂食可能食品アンケート	咀嚼スコア = 100.0 point

術前、術後の口腔内写真を示す(図9)。患者は咀嚼機能的、審美的にも満足している。現在、予後は1年6か月と短い期間ではあるが、良好な

経過を示している。今後は、定期的なメンテナンスによる経過観察を行っていく予定である。



図9. 術前・術後の口腔内写真

Ⅲ. 考 察

今回、磁石を積極的に利用したMT冠を用いたオーバーデンチャーを製作した。磁性アタッチメントは、一般的な利用法においては、機械的な維持力に基づくものではないため、支台歯に有害とされる横方向の荷重が小さいことなどから、いわゆる「歯に優しい」支台装置として、その臨床的有用性が高く評価されている⁶⁻⁸⁾。しかし、残存歯の状態が比較的良好な場合、義歯自体の機能性を高めるため、より積極的な設計としてMT冠という選択肢が存在する。このシステムは、通常のコーヌステレスコープ・システムの如く、維持力の調整が非常に困難である摩擦力に依存するのではなく、内冠部にキーパー、外冠部に磁石構造体を組み込むことで、義歯の高度な機能性を保ちつつ、長期的な安定した維持力を期待するものである。このように磁性アタッチメントは、支台歯の臨床的条件によって様々な形状で使い分けられることが出来ることが最大の特徴である。特にこのMT冠のシステムは、磁性アタッチメントの吸引力と内冠・外冠が密接することによる把持機能との組み合わせで、極めてリジッドな機構となる上に、従来のコーヌステレスコープ・システムのような複雑・精密な技工操作を全く不要とするものである。今回の症例では、患者が嘔吐反射を有し、上顎義歯の口蓋部の開放を望んだため、臨床的条件が良好な支台歯に対して、相応の負担を課すことで、補綴装置の支台歯としてより積極的に利用することができるMT冠を選択することで、義歯により高い機能を期待することが可能となり、床外形の大きさを可及的に小さくすることができたと

考える。

MT冠を用いることにより、支台歯周辺歯肉部を開放形態に出来る為、歯周組織における予防的な点にも配慮できたものと考えられる。また、衛生的な観点から考えると、MT冠内冠は、コーヌステレスコープ・システムと同様に支台歯間に間隙が存在するため、他のアタッチメントと比べて清掃は容易であるが、MT冠内冠の磁性アタッチメント吸着面における陥凹部分の清掃不良が予測される。そのため徹底した口腔清掃指導等によるブラークコントロールが必要と考えられる。口腔清掃は、口腔内に装着されている補綴装置を考慮し、最も効率的な用具と手法を選択してゆく必要がある⁹⁾。またそれに併せて、患者自身が高いモチベーションを維持させることが非常に大切になってくると思われる。

磁石構造体着着時の留意点は、磁石構造体とキーパーが最大面積で吸着しないと、磁性アタッチメントの性能を最大限発揮させることが困難である。MT冠において磁性アタッチメントの着着は、外冠のアタッチメントスペースに磁石構造体をレジメンセメントにて着着し、セメントの硬化の前に内・外冠を適合させることで、外冠内の磁石構造体が、磁力によって吸着した状態でセメントが硬化することで完了する。すなわち、磁性アタッチメントの利用において、最も基本的事項である、磁石構造体とキーパーとを最大面積で密着させるという操作が、ほぼ自動的に達成されることになる¹⁰⁾。

最終補綴装置装着後、機能評価として咀嚼能力測定を行った。デンタルプレスケールによる咬合力と咬合接触面積の測定を行った結果、咬合力は341.0N、咬合接触面積は10.5mm²であった。山本ら¹¹⁾の報告では、上下総義歯における最大咬合力が、男性で平均262.8±154.9N、女性で平均170.2±139.4N、全体の平均217.3±153.6N、咬合接触面積が、男性で平均6.6±4.3mm²、女性で平均4.2±3.6mm²、全体で平均5.4±4.1mm²、また福嶋ら¹²⁾の報告では、70歳以上の全部床義歯装着者の咬合力が、199Nで、咬合接触面積が4.5mm²とある。これらの数値と比較して、本症例では咬合力、咬合接触面積は大きな値を示し、装着した義歯が、十分な機能を発揮しているものと考えられる。その代表的利用法としての根面板タイプに加え、今回紹介したMT冠、更に有髄歯をそのまま支台歯

に利用する歯冠外アタッチメントタイプ、更にはインプラント用のものを加えることで、あらゆる形状の可撤性義歯の支台歯の総てに磁性アタッチメントを適用することが可能となった。従来から利用されてきた他の如何なる支台装置との併用も可能なことも、磁性アタッチメントの大きな臨床的特徴の一つであるが、その場合には、完成義歯は、他の支台装置の特性に支配されることが多い。要するに、磁性アタッチメントのみを用いた義歯において初めて、患者自身による着脱などの取り扱いが、劇的に容易になるなどの、大きな臨床的価値が得られることになるということである。

IV. 結 論

上顎多数歯欠損患者に対し、磁性アタッチメントの積極的な利用法であるMT冠を用いた補綴治療を行った。咀嚼機能と審美性が回復され、患者の満足が得られた。これは磁性アタッチメントの吸引力の維持機能と内冠・外冠が密接することによる把持機能との組み合わせで、極めてリジッドな機構となるMT冠を使用することで義歯の持つ機能がより向上したことによる結果であった。本症例は最終補綴物装着後1年6か月しか経過していないため、長期的な予後は不明であるが、今後は定期的なメンテナンスを行い、良好な経過を期待したい。

参考文献

- 1) 芝 樺彦, 五十嵐順正: コーヌステレスコープデンチャー, 永末書店, 1984.
- 2) 田中貴信, 星合和基, 金澤 毅, ほか: 磁性アタッチメントの臨床とその展望 —更なる臨床活用への提案—, 日磁歯誌, 10(1): 31-44, 2001.
- 3) 田中貴信, 星合和基, 中村好徳, ほか: 磁性アタッチメントの新たな適応症を求めて —歯冠外アタッチメントへの挑戦—, 日磁歯誌, 15(1): 1-13, 2006.
- 4) 津田賢治, 田中貴信, 金澤 毅, ほか: 歯科用CAD/CAMによるMT冠の製作法, 日磁歯誌, 15(1): 21-28, 2006.
- 5) 菅田雄司: 臨床から振り返る磁性アタッチメントの過去, 現在, 日磁歯誌, 15(1): 14-20, 2006.
- 6) 田中貴信: 磁性アタッチメント —磁石を利用した新しい補綴治療—, 医歯薬出版, 1992.
- 7) 田中貴信: 続磁性アタッチメント —108問108答—, 医歯薬出版, 1995.
- 8) 中村好徳: 歯冠外型磁性アタッチメントを用いた補綴症例, 補綴誌, 3(3): 284-287, 2011.
- 9) 榊原由希子, 中村好徳, 田中貴信, ほか: アタッチメント磨けてますか? —歯科衛生士による磁性アタッチメント義歯利用患者への口腔衛生指導—, 日磁歯誌, 20(1): 76-80, 2011.
- 10) 岡田通夫, 中村好徳, 田中貴信: 歯冠外アタッチメントとしての有髄歯への適応, 日磁歯誌, 19(1): 29-38, 2010.
- 11) 山本公珠, 竹内一夫, 服部正巳, ほか: 高齢全部床義歯装着者の咀嚼機能調査, 愛院大歯誌, 48(2): 67-72, 2010.
- 12) 福島正義, 野村修一, 岩久正明: 咬合力評価からみた8020運動の意義について(第2報) 8020者と総義歯装着者の比較, 老年歯学, 12(2): 144-145, 1977.



臨床論文 Clinical paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

磁性アタッチメントを応用した可撤性歯肉の一例

河野稔広, 鱒見進一, 槇原絵理, 八木まゆみ, 千草隆治, 有田正博

九州歯科大学顎口腔欠損再構築学分野

A case report of removable gum using a magnetic attachment

Toshihiro Kawano, Shin-ichi Masumi, Eri Makihara,

Mayumi Yagi, Ryuji Chigusa, Masahiro Arita

Division of Occlusion & Maxillofacial Reconstruction, Kyushu Dental College

Abstract

In this case report described a removable gum using magnetic attachments for a patient with cleft of the palate. A 75-year old female patient has complaint of food impaction into the defect area and esthetic problem. As she refused our proposal of surgical treatment or reconstruction of fixed and removable partial dentures, we designed a removable gum. After cutting the cervical area of the upper left lateral incisor pontic, a keeper was set on this area and a magnetic assembly was set in the removable gum made by auto polymerized resin material. By this treatment, the patient could wear easily and food impaction was gone. She also satisfied with the improved wearing feeling and esthetics.

キーワード

(Key words)

可撤性歯肉

(removable gum)

磁性アタッチメント

(magnetic attachment)

I. 緒言

自費診療により大型の固定性補綴装置を装着した症例においては、加齢や歯周病治療により歯周組織や歯槽骨が退縮し、歯根が露出したままの状態に遭遇する事が少なくない。近年では、GTR¹⁾やエムドゲイン²⁾を用いた歯周組織再生療法により修復が可能となったが、全身疾患や経済的理由から歯周外科処置を拒否する場合が少なくない。一方、先天的あるいは後天的な歯周組織や歯槽骨の欠損を有する患者に対して固定性補綴装置を装着した場合には欠損部における審美性の回復のために可撤性歯肉による処置を行うことがある。

可撤性歯肉は加熱重合レジンで作製し、口輪筋などの口腔周囲筋の機能圧および歯間部のアンダーカットにより維持されるものが多いが、最近では軟性レジンを用いてアンダーカットを利用する方法³⁾や、リングルスクリューなどの維持装置を利用したもの⁴⁾も報告されている。

一方、歯科用磁性アタッチメントは、従来より種々の可撤性補綴装置の支台装置として⁵⁻⁷⁾のみならず、顎顔面補綴の連結装置としても^{8,9)}応用されており、その応用範囲は拡大している。

今回、2相当部に口蓋裂による歯肉の陥凹を認める女性患者1名に対し、磁性アタッチメントを用いた可撤性歯肉を作製し、良好な結果を得た

ので報告する。

II. 症例の概要

患者は75歳の女性で、口蓋裂の既往があり、12相当部歯肉の陥凹部に食物が貯留するという主訴で平成23年6月8日に本学附属病院口腔外科を受診した。ゾンデにより陥凹部から鼻腔への交通を認めたが、年齢のことを考慮し外科処置は行わず、補綴治療による主訴の改善を希望されたため、平成23年7月25日、当科紹介となった。

当科初診時の口腔内所見として、12相当部に口蓋裂による歯肉の陥凹および43部に顎堤吸収による陥凹を認めた(図1, 2)。⑦⑥⑤④③②および①12③④のブリッジは不適合であった。また、これまでの12相当部の陥凹に対する治療の既往について問診したところ、外科的処置等は行ったことがなく、数年前に近医にて可撤性歯肉を作製し装着したが、食事中に外れることや可撤性歯肉内面に食片が侵入してくること、また、可撤性歯肉の着脱もかなり困難であったことから使用を中断したとのことであった。



図1. 初診時口腔内所見



図2. 初診時咬合面観

以上の点から、治療方針としてはまず不適合ブリッジを除去した後に、7652134部にクラウンを

作製後、4312欠損部にパーシャルデンチャーを作製し、義歯床により陥凹部を被覆することを提案した。

しかし、「義歯は入れたくない」また、「ブリッジは外したくない」との意思が強く、パーシャルデンチャー作製による治療方法は受け入れられなかった。このため補綴装置を再製しないならば、前回と同様に可撤性歯肉を作製する選択肢しかないことを説明したところ、可撤性歯肉は以前に使用した経験があることから了解を得た。

治療計画としては、まず、上顎スタディーモデル作製後、可撤性歯肉の外形線を決定した。4312部の顎堤歯肉に陥凹を認めたため、可撤性歯肉の範囲として515までを提案したが、できるだけ装着時の違和感を軽減したいとのことから、313までとした(図3)。また、以前装着した可撤性歯肉が着脱困難であったことから、歯間部のアンダーカットによる維持は最小限とし、12ポンティック歯頸部を切削して歯科用磁性アタッチメントを同部に組み込んで維持力の増加を図ることとした。

キーパー(ギガウスC600、GC)を組み込むスペースを確保するためダイヤモンドバーを用いて12ポンティック歯頸部を切削した。(図4)



図3. 可撤性歯肉の外形線



図4. ポンティック歯頸部切削後

②の材料はポーセレンであったため、キーパー合着の前処置として、エッチング剤（K エッチャント GEL、クラレメディカル）による被着面のエッチング処理後、プライマー（クリアフィルセラミックプライマー、クラレメディカル）を塗布した。その後、被着面に接着剤（クリアフィルDC コアオートミックス、クラレメディカル）を少量注入してキーパーを適切な位置に設置し、光照射を行って固定後、光重合型コンポジットレジン（MI フィル、GC）を用いてキーパーを合着した（図5）。



図5. キーパー合着時

つぎに、上顎の精密印象採得後、作業用模型を作製し、模型上で即時重合レジン（プロビナイス、Shofu）を用いて筆積み法で可撤性歯肉を作製した。研磨後、口腔内に試適して適合を確認した後、可撤性歯肉の磁石構造体設置部を削除し、キーパー上に磁石構造体（ギガウス C600、GC）を吸着させた状態で、可撤性歯肉に同一の即時重合レジンを用いて磁石構造体を合着した（図6）。



図6. 磁石構造体を合着した状態

平成23年9月15日、可撤性歯肉を装着し、以後

毎月1回メンテナンスのため来院しているが、現在まで何ら問題なく経過している。（図7，8）



図7. 可撤性歯肉未装着時



図8. 可撤性歯肉装着時

Ⅲ. 考 察

術後に、可撤性歯肉についてのVAS評価を行ったところ、咀嚼や味覚についてはわずかに満足度が低下したものの、可撤性歯肉の安定性やしゅべりやすさ、審美性など、多くの項目で高い満足度を示していることがわかった（表1）。装着感については患者の満足度は非常に高く、また審美性についても問題はないと考えられた。食事中に可撤性歯肉が脱離することもなく、粘膜面への食片の侵入も生じていない。さらに、着脱が容易となり、装着時の違和感もほとんどないとのことである。

可撤性歯肉の維持力としては、一般的には歯間部のアンダーカットおよびリップサポートに依存するが、患者の過去の経験より、歯間部のアンダーカットの維持を極力抑えた方法で作製することを試みた。可撤性歯肉の範囲を3+3としたため、

〔2の他に3〕 ポンティックにも磁性アタッチメントを用いることを考慮したが、まずは〔2のみに磁性アタッチメントを用い、維持力が不足する場合は3〕にも追加することとした。結果的にはリップサポートによる維持力も十分に働き、1個の磁性アタッチメントで十分であった。

また、着脱が容易となった点については、装着時は可撤性歯肉の磁石構造体をキーパーに近づけると吸引力により容易に可撤性歯肉が定位置に安定し、外す際には、可撤性歯肉を前方へ力を加えると容易に外れるとのことであり、磁性アタッチメントが大きく貢献していると考えられる。

表1. 可撤性歯肉に対する術後評価

	非装着時	装着時
空口時の可撤性歯肉の維持安定性 (何も食べないときの可撤性歯肉の落ち着き)	-	95%
咀嚼時の可撤性歯肉の維持安定性 (食事中の可撤性歯肉の落ち着き)	-	97%
咀嚼についての満足度	100%	97%
味覚についての満足度	100%	97%
しゃべりやすさ (主観的評価)	72%	96%
しゃべりやすさ (客観的評価)	80%	85%
異物感についての満足度	-	98%
可撤性歯肉の重さについての満足度	-	97%
可撤性歯肉の審美性	-	100%
上唇の審美性 (見た目)	80%	100%
全体的な審美性 (見た目)	77%	100%
痛みの有無 (全くない場合を100%)	100%	100%
呼吸 (息苦しさ等が全くない場合を100%)	100%	100%
総合的な可撤性歯肉に対する満足度	-	100%

IV. 結 論

今回、歯肉に陥凹のある女性患者に対し、磁性アタッチメントを用いた可撤性歯肉を作製し、装着した。可撤性歯肉の維持として磁性アタッチメントを応用したことにより、食事中の脱離や粘膜面へ食片侵入も生じなくなったこと、また、装着感および審美性に対する満足度も非常に高く良好な結果を得ることができた。さらに、歯間部のアンダーカットのみに維持を求めず、磁性アタッチメントを用いることにより、可撤性歯肉を容易に

着脱できることが確認できた。

参考文献

- 1) 田代芳之, 横田 誠: 歯周組織の再生 臨床編 GTR 法にハイドロキシアパタイト填入を併用した症例. Dental Diamond 20: 62-65, 1995.
- 2) 塩山秀裕, 水谷幸嗣, 須田智也, 他: エムドゲインゲルを用いた先進医療「歯周外科治療におけるバイオ・リジェネレーション法」の治療成績. 日歯保存誌55: 22-29, 2012.
- 3) 立山政記, 吉永 修, 松下哲也, 他: 軟性レジンをを用いた可撤性歯肉の製作法 (抄). 日本口腔インプラント誌19: 335-336, 2006.
- 4) 堀尾浩彦, 村上弘: 可撤性歯肉 (インディビジュアルガム) の有効性と製作法 (抄). 日本口腔インプラント誌24: 267, 2011.
- 5) 槇原絵理, 鱒見進一, 有田正博, 他: 歯冠外磁性アタッチメントを応用したパーシャルデンチャーの1症例. 日磁歯誌15: 41-46, 2006.
- 6) 鱒見進一, 槇原絵理, 有田正博, 他: Magnotelescopic crown を用いた床付き可撤性ブリッジの1症例. 日磁歯誌15: 47-50, 2006.
- 7) 槇原絵理, 鱒見進一, 安東俊介, 他: 下顎両側遊離端症例に対し歯冠内および歯冠外磁性アタッチメントを応用したパーシャルデンチャーの1例. 九州歯会誌60: 136-139, 2006.
- 8) Masumi,S., Miyake,S., Kido,H., et.al.: Use of a sectional prosthesis following partial maxillary resection. A clinical report. J Prosthet Dent 64: 401-403, 1990.
- 9) Makihara, E., Masumi, S., Arita, M., et. al.: Clinical application of magnetic attachment for retention and connection of maxillofacial prosthesis to an intraoral prosthesis. Prosthet Res Prac 7: 60-63, 2008.



臨床論文 Clinical paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

硬質レジン前装冠の基底結節部に磁性アタッチメント用キーパーを応用した一症例

泉田明男

東北大学大学院歯学研究科口腔修復学講座咬合機能再建学分野

A Resin Facing Cast Crown with a Keeper-Bonding between the Keeper of a Magnetic Attachment and a Ag-Pd-Au Cast Alloy Was Used: A Case Report

Akio Izumida

Division of Fixed Prosthodontics, Department of Restorative Dentistry,
Tohoku University Graduate School of Dentistry

Abstract

Magnetic attachments have been applied as retainers for removable dentures, and these devices can be applied clinically in various cases. A case of a magnetic attachment denture is reported. In this case, a resin facing cast crown with a keeper-bonding between the keeper of a magnetic attachment and a Ag-Pd-Au cast alloy was used. The attachment on the cingulum rest does not affect the periodontal ligament of the abutment tooth because there is hardly any lateral force. The supporting ability of this denture is higher than that of tissue-supported denture. Appearance was vastly improved because buccal clasp arms were eliminated. The patient did not express any dissatisfaction regarding the esthetics and stability of the partial denture. The results of this study indicate that the use of a magnetic attachment and its keeper serve as useful prosthesis, although it is required to perform progress observation.

キーワード

(Key words)

歯冠内アタッチメント (Intracoronal Attachment)
磁性アタッチメント (Magnetic Attachment)
キーパー (Magnetic Keeper)

I. 緒言

近年の磁性アタッチメントは小型化、維持力や、耐腐食性の向上などにより¹⁾一般臨床においても扱い易いものとなっている。

磁性アタッチメントは通常、磁石本体を内蔵した磁石構造体を義歯床に、また、それに吸着するキーパーを歯根に合着し、両者の吸引力で義歯を歯根に維持するものである。従って、基本的には無髄歯の根面アタッチメントとして用いるもので

あるが、僅かな工夫で歯冠外アタッチメントとして有髄歯に用いることや、インプラント義歯などにも応用可能とされる²⁾。また、最近では、キャストクラスプのレスト部へ磁性アタッチメントを応用した報告や³⁾、支台歯に直接キーパーを合着した例の紹介がなされている⁴⁾。

今回、磁性アタッチメント用キーパーを無髄歯の硬質レジン前装冠へ応用する機会を得たのでその症例について報告する。

II. 症 例

1. 症例の概要

患者：74歳、女性

初診：2012年6月、東北大学病院咬合修復科に来院。

主訴：上下顎義歯製作希望。

一般既往歴：鎮痛剤による副作用（蕁麻疹、嘔吐）
心臓発作（1975年ごろ）

眼底出血（1993年）

高血圧（現在加療中）

現病歴：1995年5月、東北大学歯学部附属病院（現東北大学病院）に来院、1996年3月より、同病院補綴科（現東北大学病院咬合修復科）にて加療が行われた。前任者退職のため2002年11月20日以降著者が引き継いだ。引継ぎ時、患者はレジン床による部分床義歯（432、7~4|2~6）を装着していた。著者が担当後、1は2004年1月に歯周病により抜歯となり、1は2005年10月に歯冠破折したため根面板となった。そのつど義歯増歯修理を行った後、2006年5月にレジン床による部分床義歯（4~1、7~4|1~6）を製作した。定期的なリコール期間中、下顎右側犬歯は2007年4月に硬質レジン前装冠がメタルコアごと脱離、紛失したため、同年6月に硬質レジン前装冠を製作している。また、上顎義歯については床破折修理を繰り返したため、2009年2月に金属床にて再製作を行った。上顎義歯再製作後は床での破折はなくなったものの、金属床と人工歯部への移行部での破折が起きたため、修理調整を行った。今回、同部位での破折が再度起きたこと。また下顎前歯部の天然歯と人工歯部の不ぞろいによる義歯製作の希望を主訴として2012年6月に来院された。

現症：2012年7月3日における口腔内写真を図1、2に、エックス線写真を図3に示す。上顎は少数歯欠損（4~1）、下顎は多数歯欠損（7~4|1~6）であった。Kennedyの分類上は、上顎Ⅲ級、下顎Ⅱ級1類であり、Eichnerの分類上はB-4に該当した。義歯装着時の口腔内写真からは、下顎前歯部の支台装置が右側犬歯の単純鉤のみであることから義歯が沈下している様子が伺われ、咬合平面の乱れが確認された。残存歯は義歯との接触部位にプラークが認められた。歯周ポケットは全顎的に3mm程度であるが、その多くは歯冠補綴がなされており、下顎右側犬歯遠心に前装冠の不適合を認めた。



図1. 義歯をはずした口腔内写真（2012.7.3）



図2. 義歯を装着した口腔内写真（2012.7.3）

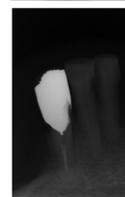


図3. 下顎右側犬歯硬質レジン前装冠除去前のパノラマならびにデンタルエックス線写真（2012.7.3）

エックス線検査所見では、下顎の顎堤は比較的吸収していることが確認された。また、下顎右側中切歯近心側に歯根の1/2を超える歯槽骨の吸収が認められた。また、下顎右側犬歯遠心に二次う蝕像を認めた。

診断：上顎義歯破折による咀嚼障害。下顎右側犬歯不適合ならびに下顎義歯沈下による審美障害。

2. 治療計画

治療計画の立案に先立ち、本症例の問題点としては以下のことが挙げられる。上下顎は天然歯同士で咬合する箇所が上顎左側中切歯と下顎右側中切歯のみであることからほぼすれ違い咬合に近く、Eichner の分類上の支持域は存在しない。そのため咬合支持は義歯で回復する必要があること。義歯を装着した場合、上顎は前方遊離端欠損に準じて前方に回転する力に対して対処する必要があること。また、下顎は多数歯欠損であり、残存歯の前歯部骨植の状態から積極的に支台歯とすることは難しく、義歯の沈下に対してどのように対処するかについても問題となるところである。また、患者からは天然歯はそのままにして欲しいという強い希望もあった。

以上のことを踏まえて、治療計画としては、

- 1) TBI、PMTTC
- 2) 下顎右側犬歯硬質レジン前装冠製作
- 3) 上下顎部分床義歯製作

とした。

3. 治療

治療計画の2)、3)については以下のように考え治療を行った。

上顎義歯については、前方への回転を抑制する対策として、右側中切歯の根面板をそのまま利用する。また、前歯部の破折に対しては側方運動時だけでなく前方運動時においても金属で接触滑走運動可能な義歯とした。

下顎については治療計画当初、右側犬歯の硬質レジン前装冠を製作し、部分床義歯の支台装置としては、同部位にエーカーズ鉤、右側中切歯には舌側面を床で覆った上で単純鉤、左側第二大臼歯部にリング鉤を使用したレジン床を想定した。しかしながら、右側犬歯の遠心歯槽骨はすでに吸収が進んでおり、エーカーズ鉤を用いた場合には欠損側すなわち遠心への傾斜が予想されるため、支台装置としてエーカーズ鉤を用いることは不適當であると判断された。今回、右側犬歯の硬質レジン前装冠も製作することから、右側犬歯に対する負担を少なくすることを目的として、基底結節相当部位に磁性アタッチメントのキーパーを設けた硬質レジン前装冠を製作することとした。

Ⅲ. 考 察

製作した義歯の写真を図4に、装着時の写真を図5に、下顎右側犬歯の装着時のエックス線写真を図6ならびに口腔内写真を図6に示した。



図4. 新製した義歯 (2012.8.6)



図5. 新しい義歯を装着した口腔内写真 (2012.8.6)



図6. 下顎右側犬歯硬質レジン前装冠装着時のデンタルエックス線写真ならびに口腔内写真 (2012.8.6)

本症例において下顎右側犬歯に磁性アタッチメントの応用を考えた場合、側切歯と連結冠にした上で遠心に歯冠外アタッチメントとして用いる方法⁵⁾がある。この方法では遠心レストとなるものの重心が低いため、一般的な支台装置における遠心レストと比較して遠心傾斜に対する懸念は軽減

される。一方、キーパーを近心レスト相当部位に設置することを考えた場合、側切歯と連結した上で、舌側歯間部に設置する方法も考えられた³⁾。いずれにしても側切歯の形成が必要なこと、またその形状は複雑になることは否めない。複雑な形状は清掃のしにくさにつながる。また、側切歯の形成に患者の同意を得ることが出来なかったため、今回は、犬歯単独での修復となった。ただし製作に当たっては吸引力を発揮する方向が歯軸方向となること、舌側のアンダーカットを可及的に少なくすることを考慮した。使用した磁性アタッチメントは本院で入手可能なもののなかで最も小さなものを用い（ギガウス®C300、ジーシー）付属のキーパートレーを用いて鋳造した前装冠にキーパーをレジンセメント⁷⁾（レジセム®、松風）にて合着した。その結果、支台歯への過度な負担のかからないように義歯の沈下防止措置、ならびに、維持を得ることが出来た。また、唇側のクラスプを無くすことで支台歯への負担軽減が図られ、審美性を得ることも出来た。しかしながら、下顎右側臼歯部に後方への力が働いた場合には義歯が後方に移動することが予想されたため、右側中切歯に単純鉤を装着することで対応した。さらに根面アタッチメントではなく歯冠形態を採用したことにより、審美性の低下を招くことが無かったことも、患者にとって意義のあることと推察された。

IV. 結 語

今回、磁性アタッチメント用キーパーを硬質レジン前装冠へ応用した。無髄歯であれば臨床応用

が可能であることが示唆されたが、単冠での処置が妥当なものか否かについては、中長期的に経過観察した後に評価したいと考えている。

参考文献

- 1) Okuno, O., Ishikawa, S., Iimuro, F.T., et al.: Development of sealed cup yoku type dental magnetic attachment, Dent. Mater. J., 10: 172-184, 1991.
- 2) 田中貴信: マグフィット・システムーその臨床活用の要点, 6-10, 株式会社ジーシー, 1994.
- 3) 蓮池敏明, 草野寿之, 奥野史子, ほか: Magnetic Rest Clasp の考案 第2報 メタルボンドクラウンへの応用, 日磁歯誌, 74-80, 2010.
- 4) 細井紀雄: 磁性アタッチメントの魅力, 日磁歯誌, 1-13, 2009.
- 5) 岡田通夫, 中村好徳, 田中貴信: 歯冠外アタッチメントとしての有髄歯への適応, 日磁歯誌, 29-38, 2010.
- 6) 榊原由希子, 安井智美, 松下和子, ほか: アタッチメント磨けてますか?—歯科衛生士による磁性アタッチメント義歯利用者への口腔衛生指導—, 日磁歯誌, 76-80, 2011.
- 7) 阿部有希, 長谷川みかげ, 内田天童, ほか: キーパーボンディング法におけるセメントのキーパー維持力の検討, 日磁歯誌, 37-43, 2011.



臨床論文 Clinical paper

Journal home page : www.jsmad.jp/

磁性アタッチメントを応用した部分床義歯補綴症例の18年間の経過

中村和夫

東京都

An 18-year Follow-up of the Patient treated by Removable Partial Denture with a Magnetic Attachment

Kazuo Nakamura

Tokyo

Abstract

An 18-year follow-up of the patient treated by removable partial denture with a magnetic attachment was reported. The patient was a 65-year-old female with a heart disease. Her chief complaint was the poor appearance due to detachment of an artificial crown of 11. The root surface was softened and was calculated to be deep under the gingival margin. 11 was extruded using a pair of SmCo5 magnets till sane dentin came over the gingival margin. After extrusion, the root cap with magnetic keeper was made for the overdenture. After 4 years, gingiva around 11 was still a little inflamed, but the mobility was not increased and surrounding bone was not receding. After 6 years 34 and 36 were extracted because of the fracture of the bridge and its abutment roots. After 12 years, 44 and 46 were extracted because of the same reason and new partial denture was made. The keeper of 11 was used as a magnetic retainer again. After the loss of the occlusal support at molar area, the mobility of the upper anterior teeth was increased. After 18 years, 11 was extracted because of inflammation and mobility.

キーワード

(Key words)

磁性アタッチメント
歯の挺出(magnetic attachment)
(extrusion)

I. 緒言

根面の齶蝕が広範囲に進行した症例では齶蝕除去後の歯根頂部が歯肉縁下となるため、その後の歯冠修復や支台装置としての応用が困難となる場合があり、たとえ骨植が良い場合でも抜歯対象となることが多かった。このような場合であっても歯根の2/3が残っていれば保存して利用が可能であるとの考え¹⁾から歯根を挺出させて健全歯質を歯肉縁上に出すことで有効活用することが試みられている。従来一般的に行われてきたゴムやワ

イヤーを利用した挺出法²⁾のほかに磁石を利用した挺出法も紹介されており、著者らもその術式と経過を報告してきた^{3,4)}。一方で挺出が成功した歯であっても歯根長が短くなっていて、その後の補綴方法に制約が加わることが多い。通常の歯冠修復では歯冠・歯根長比において歯根部分の割合が小さくなってしまいうため義歯の支台歯として利用することを考えた場合には側方力に対して影響を受けやすく負担能力としては低いものになってしまう⁵⁾。そこで、このような歯を義歯の支台装

置として利用する場合に歯根アタッチメントが応用されてきたが、従来のものでは維持力を機械的勘合力に頼ってきたため義歯着脱時などに不用意に加えられた側方力や回転力は直接支台歯に伝えられてしまい有害な力となって支台歯の予後を不良とする一因となることが多かった。これに対して磁性アタッチメントでは、これらの力が過度に作用した時に磁石構造体がキーパーから外れることで負荷を回避することが可能となり条件の悪い歯に対しても支台装置としての応用が考えられるようになった^{6,7)}。

今回、根面齲蝕が歯肉縁下におよんだ歯に対して歯根の挺出を試みた後に磁性アタッチメントの支台装置として利用し、18年間経過した症例について報告する。

II. 症例の概要

患者は1|前装冠およびメタルコア脱落による外観の不良、咀嚼障害を主訴として1992年に東京医科歯科大学歯学部附属病院補綴科に来院した初診時65歳の女性である。7~4|12が欠損し部分床義歯を装着していた。1|の歯根頂部表面やコア窩洞内面には二次齲蝕による象牙質の軟化や着色が広範囲に認められ、それらを除去した場合には歯質の欠損が歯肉縁下に達すると考えられた。また、歯根長はやや短めであるが骨植は良好であった。患者には大動脈弁閉鎖不全症の既往があり人工弁を装着しているため抗凝固薬を服用しており抜歯等の観血処置には入院しての管理が必要であった。(図1)



図1. 初診時の状態
歯根表面に広範囲の齲蝕がある

III. 治療経過

1|の歯肉縁下齲蝕が広範囲で歯根長もやや短いことから本来は抜歯が適当とも考えられるが、心疾患の既往から観血処置を最小限にしたいことや骨植が良好であることを考慮して、歯の挺出を試みた後に根面利用の支台装置を応用することにした。歯根の挺出には一対の $\phi 3 \times 2$ mmサマリウムコバルト磁石を用いた。軟化象牙質を除去して常温重合レジンで仮の根面板を製作し、そこに磁石の一方を埋入した。他方の磁石は現在使用中の義歯に人工歯を追加しその中に埋入した。歯の挺出に必要な矯正力は30~50gfとされており⁸⁾、今回使用した1対の磁石の場合には1.5mmのエアギャップでの吸引力に相当する³⁾。そこで磁石間にスペーサーとして1.5mm厚のパラフィンワックスを置くことでエアギャップを設定した(図2~5)。歯根が磁石の吸引力で挺出し健全歯質が歯肉縁上に達した後に2週間磁石が吸着する状態で保定した。挺出量は約3mmであった。その後、キーパーを鋳接した根面板を製作し磁石構造体を



図2. 挺出用磁石の根面への固定



図3. スペーサー
パラフィンワックスを介して磁石を吸着

現在使用中の義歯に固定してさらに保定し動揺が見られなくなったため、新たに義歯を製作した(図6, 7)。以後6か月ごとを目安としてリコールし経過観察を行った。



図4. 挺出用磁石の義歯への固定



左



右

図5. 挺出前後のレントゲン像
左: 挺出前
右: 挺出後



図6. 根面板装着状態
義歯床被覆により辺縁歯肉に炎症状態が残る



図7. 義歯装着状態
根面板上部の床縁は可能な範囲で短くした

図8は1994年の状態である。1|の辺縁歯肉は抗凝固薬服用の影響で発赤がみられ易出血性ではあるが動揺もなく経過した。唇側の歯周ポケットは4mmと深く歯肉退縮から歯根の一部が露出してきた。キーパー表面に傷などの異常所見はないがプラークの付着は見られた。キーパーと磁性アタッチメント間の吸引力にも変化は見られなかった。一方で、この間に患者の全身状態は次第に不調となり入院の機会が増え、特に入院時の口腔清掃が不十分となる傾向があった。また、服薬の関係から口腔乾燥を訴えるようになった。全身状態の全般的な不調から骨吸収も進行し、他の残存歯にも歯肉退縮や歯根露出、さらに不十分なプラークコントロールによる歯頸部や歯間部の二次齲蝕が目立ちはじめた。さらに、無意識にかみしめていることが多くなったとの訴えがあった。



図8. 2年後の状態(1994年)
辺縁歯肉の炎症が著名

1999年に下顎左側臼歯ブリッジ装着部が歯肉退縮にともなう歯根露出部の二次齲蝕から歯根破折し抜歯となり、|4567部に新たに部分床義歯を装着した。下顎右側臼歯部ブリッジや上顎左側臼歯

部も初診時と比べ骨吸収が進行して歯根が露出し、欠損側隣接面や歯間部の根面に二次齶蝕も見られるようになった(図9~13)。

2004年に2|7をやはり歯頸部からの二次齶蝕による歯根破折で失ったため上顎義歯を増歯修理した。2006年に|456ブリッジ部が歯頸部二次齶蝕から支台歯歯根を破折し|46を抜歯したのを機に上顎義歯を新たに作製した。これまで使用されていた磁石構造体は吸着面に著しい磨耗や傷も見られず吸引力の低下もなかった(図14, 15)。1]



図9. 7年後の状態(1999年)
前歯部歯肉の炎症が強い



図10. 下顎義歯製作時正面観



図11. 大臼歯部の歯根露出が著名



図12. 7年後の状態(1999年)下顎義歯

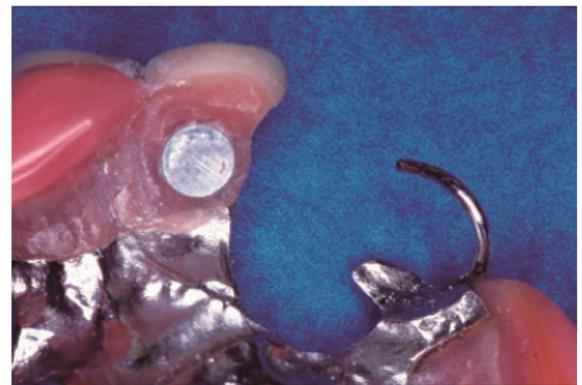


図13. 磁石構造体に傷や腐食は見られない



図14. 12年後の状態(2004年)
隣在歯の破折の影響で炎症が強い



図15. 12年後の状態(2004年)
磁石構造体に傷や腐食は見られない

の根面板にも吸着面に著しい磨耗や傷がなく磁石構造体との間に十分な吸引力を示したため、こちらはそのまま再利用し新たに製作した義歯内の磁石構造体のみ更新した。上顎臼歯喪失にともない臼歯部の咬合支持を失ったため下顎前歯による突き上げが強まり上顎前歯の負担が大きくなったため3|3にも唇側方向への軽度の動揺と唇側辺縁歯肉の退縮がみられるようになった。1|も唇舌方向への動揺と辺縁歯肉の炎症、唇側根面の露出がみられるようになった。この間、患者の全身状態は徐々に悪化してさらに入院の機会、期間も増え、入院中には口腔清掃の不十分な状態となる場合が多くなった。また、多数の薬を処方され口腔乾燥がさらにひどくなったとの訴えもあった。下顎の残存歯も骨吸収の進行により歯根の露出が著名となり清掃不良から隣接面部根面の二次齶蝕が多発した。

2008年には⑧7⑥|ブリッジ部を86|の歯根骨折により抜去したため下顎義歯を新製した。2009年には手の傷から敗血症をおこして入院、その際に心臓ペースメーカーを装着した。2010年退院後に1|に咬合痛と動揺を訴えて来院した。1|は唇側の歯根が露出し、歯周ポケットは特に唇側で6mmと深くレントゲン像では歯根周囲に広範囲に骨の吸収像がみられた(図16)。動揺が上下方向にも見られ支持能力も期待できず保存困難なため抜歯となった。キーパー表面には長期の使用で細かい傷がみられたが著しい磨耗や腐食などの異常所見はなく磁石構造体との間の吸引力も十分であった(図17)。

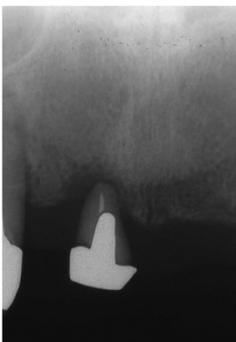


図16. 18年後のレントゲン像
歯の周囲の骨吸収が著名



図17. 18年後の状態(2010年)
キーパー表面に傷や腐食はない

IV. 考 察

根面の齶蝕が歯肉縁下におよんでいる歯を挺出させて保存を試みた場合には歯冠歯根長比において歯槽骨内にある歯根の割合が小さくなっているため通常の歯冠修復ではなく根面被覆の形で修復されることが多い。このような歯に対し支台歯としての役割を期待する場合には根面アタッチメントが選択されることが多い。この際、支台歯に求められる要件のうち支持は必須であるが、維持、把持作用に関しては義歯着脱などの機能時に加わる側方や回転方向の力が有害な力とならないよう配慮する必要がある。機械的嵌合力に頼る通常の支台装置では、これらの有害な力として作用する要素を回避することが困難であるが磁性アタッチメントでは磁石の特性から有害な側方力や回転力が加わった時に力を逃がすことで歯を保護することができることが特徴である^{4,6)}。今回報告した症例では根面齶蝕による歯肉縁下におよぶ罹患歯質を除去し健全歯質を歯肉縁上に出すために挺出を試みた後に修復を行った。この際、対象となる歯の周囲に欠損があって隣在歯に固定源を求めることが困難なため義歯を固定源として一對の磁石を用いて、その吸引力により挺出を試みた。そのため挺出期間中も義歯によって前歯部の審美性が保たれておりゴムなどを利用した場合に比べて患者の満足度は高いと考えられる。

磁性アタッチメントでは挺出に必要とされる所定の吸引力を出すために必要なエアギャップはきわめて小さくなり、さらにエアギャップ1mm以下の領域では吸引力がわずかなエアギャップの変化で急変することから正確な吸引力設定は困難と考えられる。そこで本症例では一對の磁石を

用いたが、この場合には開磁路での使用となり漏れ磁場の影響が危惧される。本症例では磁石の口腔内使用をできる限り短期間で終了させるよう挺出期間のみでの使用にとどめ保定期間には磁性アタッチメントを用いて対処した。磁場が歯肉などの口腔組織に及ぼす影響はいまだ明確ではないが磁石による挺出を一般化するためには安全基準についてさらなる検討が必要であると考えられる。

本症例では患者に心疾患の既往があり抗凝固薬をはじめ多数の薬剤を服用しており、出血傾向のほか口腔乾燥もみられプラークコントロールも必ずしも十分とは言えない状況であったため歯の周囲は発赤が認められた。このような場合根面の一部を開放することも考えられるが、本症例では歯が舌側寄りにあったため審美性を考えると歯列全体のバランスから人工歯を唇側に排列せざるをえなくなり結果的に根面全周が床で被覆される形となった。星合らによる磁性アタッチメントの予後調査⁹⁾においても磁性アタッチメント症例は根面を被覆することから歯周ポケットが深くなること、口腔清掃の重要性が指摘されており、本症例ではさらに出血傾向が加わったため辺縁歯肉の炎症状態が解消せずに残ったと考えられる。さらに歯根への側方力の回避を目的として根面板の軸面高さを抑えた結果、患者の体調変化などによって辺縁歯肉の発赤や炎症が増悪した際に根面板の上面が辺縁歯肉とほぼ同じ高さになってしまいプラークが貯留しやすくブラッシングも難しい状態となってしまった。長期経過にともない歯槽骨吸収から相対的に根面板が辺縁歯肉より上方になった時期以降のほうむしる辺縁歯肉の炎症が少ないことから、側方力回避を優先して根面板の高さを低くしたことは再考する必要があると考えられた。

本症例が長期予後を得ることができた理由として初期の段階では臼歯部の咬合支持が残っており、さらには上顎両側の犬歯の骨植が良好であったため¹⁾への負荷が少なかったこと、根面板としたことで歯頸部の清掃がしやすくなったこととあわせ、磁性アタッチメントの維持力を発揮しながら側方力を逃がす特性が活かされたためと考えられる。一方で臼歯部でのその後の咬合支持喪失による上顎前歯部の負担増大や下顎前歯による唇側方向への圧迫による負荷が患者の全身状態悪化の影

響と合わさって最終的に抜歯に至ったと考えられる。

V. まとめ

歯肉縁下におよぶ齶蝕がある¹⁾に対して歯根の挺出を試みた後に磁性アタッチメントの支台装置として利用した症例について、その経過を報告した。患者の基礎疾患の影響で出血傾向が強く炎症も残りがちな状態でも臼歯部に咬合支持が残り相対的に咬合圧負担が少ない段階では歯根の動揺もなく経過したが、経年変化とともに臼歯部の咬合支持を失うと前歯部の負担増大により歯根が唇側方向に圧下され動揺が増し最終的に抜歯に至った。側方力回避を目的に根面板の高さを低くしたことで全身状態の悪化に伴い辺縁歯肉が炎症を起こした際に清掃不良からプラークが貯留しやすくなった。根面板の軸面高さについては検討が必要であると考えられた。根面板に鋳接されたキーパーには腐食や大きな傷はなく最後まで良好な状態であった。

参考文献

- 1) 水谷 紘：エクストルージョンの実際—磁石応用を中心として—, 東京歯医師会誌, 40(11):601-610, 1992.
- 2) 吉田博昭, 中沢 権, 森 克栄：矯正的挺出用装置の種類と技工操作, 森 克栄編—一般臨床におけるエクストルージョンの現在—, 52-59, グノーシス出版, 東京, 1987.
- 3) 中村和夫, 水谷 紘, 藍 稔：磁石ならびに磁性アタッチメントを用いた歯根挺出法, 歯科ジャーナル, 1993; 38(1):107-114.
- 4) 石幡伸雄, 水谷 紘, 藍 稔：サマリウムコバルト合金磁石を利用した歯根挺出法, 補綴誌, 30(1):179-188, 1986.
- 5) 後藤忠正：クラスピーング—合理的な考え方と臨床—, 医歯薬出版, 東京, 1990.
- 6) 水谷 紘, 石幡伸雄, 中村和夫：藍 稔監修 磁性アタッチメントを用いた部分床義歯, クインテッセンス出版, 東京, 1994.
- 7) Nakamura K. Case 10 Application after Extrusion of Abutment Root. In: Ai M, Shiao YY, editor, New Magnetic Applications in Clinical Dentistry, Tokyo: Quintessence

Publishing ; 2004, 129-131.

- 8) Proffit WR : プロフィットの現代歯科矯正学
高田健治訳. クインテッセンス出版, 東京,
1989, 228-224.

- 9) 星合和基, 伊藤 瑠, 三輪田衛ほか : 磁性ア
タッチメントの術後調査—支台歯のプロービ
ング値との関係についての検討—, 日磁歯誌,
20(1) : 68-75, 2011.

「磁性アタッチメントとMRI」

歯科用磁性アタッチメント装着時のMRI安全基準マニュアル



監修

日本磁気歯科学会 安全基準検討委員会

2012年7月

「磁性アタッチメントとMRI」

歯科用磁性アタッチメント装着時のMRI安全基準マニュアル

監修

日本磁気歯科学会 安全基準検討委員会

2012年7月

目 次

はじめに	1
1. MRI (磁気共鳴断層撮像法) とは	1
2. 歯科用磁性アタッチメントとは	1
3. MR 撮像における注意点	3
1) MR 装置の磁場による力学的影響 (偏向力)	3
2) MR 装置の発熱による温度上昇の影響	3
3) キーパーアーチファクトによる診断への影響	3
キーパーの除去について	6
おわりに	6

参考資料

磁性アタッチメントの安全性試験	7
1) 偏向力試験	7
2) 加温試験 (高周波による発熱試験)	9
3) アーチファクトの測定	11
考察	14
参考文献	15

はじめに

MRI 検査は、近年のめざましい技術進歩によって、装置の高磁場化・高出力化による画質の向上や検査時間の短縮が可能となったことから、医科領域において脳ドッグを含め急激に需要が高まっています。それに伴い、体内金属装着者における人体への為害作用が問題視されるようになってきました。

歯科治療では、特に高齢者に磁石（磁性アタッチメント）を用いて義歯を維持安定させる処置が普及しています。また、高齢者は、様々な全身疾患を有している可能性が高く、さらに口腔領域はMRI 検査頻度が非常に高い脳頭蓋と近接しているため、磁性アタッチメント（特に口腔内に装着するステンレス製キーパー）のMR 装置に対する安全性について、情報提供が必要です。

日本磁気歯科学会では現状のMRI 検査現場での混乱や情報の不統一に対応するため、国際規格（ASTM 規格）に準じ口腔内に使用する磁性アタッチメントのMRI 検査における安全性について、偏向力試験および発熱試験を行い、MR 装置の磁場に対する安全性を検討しました。また、生体安全性とは直接関連しませんが、口腔内に設置されたキーパーによる金属アーチファクトの発生がMRI の診断に及ぼす影響についても検討を加えました。これらの結果の一部を本学会第20回学術大会（2010年11月）において発表致しました。

ここに、現時点での日本磁気歯科学会としてのMRI 撮像に対する安全基準をまとめ、歯科医療従事者および診療放射線技師を対象にマニュアル化することに致しました。なお、本マニュアルを作成するにあたり、安全性試験を行いましたので、その結果を参考資料として巻末に掲載しました。

1. MRI (Magnetic Resonance Imaging, 磁気共鳴断層撮像法) とは

人体の大部分を占める水素原子核 (proton) と磁場を利用して、人体内部の情報をコンピュータで画像にする方法です。

MR 装置には磁場強度の異なる装置があり、現時点では0.3~3.0 T の装置が普及しています。我が国で現在使用されている機種の一覧を示します (表1)。

2. 歯科用磁性アタッチメントとは

歯科用磁性アタッチメントは磁石構造体 (磁石) とキーパー (磁性ステンレス) からなり、義歯に取り付けられる磁石と口腔内の歯根に取り付けられるキーパーとの間の吸引力により義歯は吸着し維持されます (図1)。

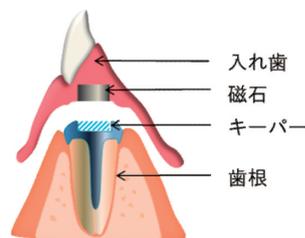


図1. 磁性アタッチメントの構造

口腔内に設置されるキーパーは磁性ステンレスであり、主に SUSXM27、SUS430、SUS447J1、SUS444 (AUM20) のいずれかで製作されています。重量はおおよそ30~120mgw です。

現在、市販されている歯科用磁性アタッチメントを表2に示します。表3にステンレス鋼の化学成分を示します。

キーパーは磁石ではありませんので、義歯を外して撮像を行った場合、磁石の吸着が損なわれる心配はありません。また、MRI 検査後にキーパーに磁力が残留する心配もありません。

しかし、義歯を装着したまま撮像を行ったりMR 室内へ入ると、磁石の吸引力が喪失したり義歯が飛び出したりする危険性がありますので注意してください (図2)。

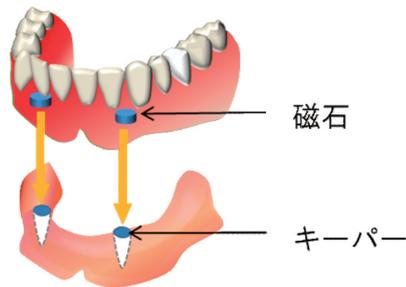


図2. 磁性アタッチメント義歯

3. MR 撮像における注意点

1) MR 装置の磁場による力学的影響 (偏向力)

キーパーそのものが外れかかっていたり、キーパーが取り付けられている口腔内の補綴装置 (根面板、インプラント、歯冠外アタッチメントなど (図3)) が緩んでいたりすると、MR 装置の磁場により、口腔内でキーパーが脱離して口腔粘膜を損傷したり、誤嚥、誤飲を引き起したりする恐れがあります。口腔内のキーパーや、周囲の歯科用装置が緩んでいないか確認してください。まれに、MR 装置から受ける磁力により、患者がキーパー周囲の違和感や疼痛を訴える事があります。わずかでも異常を訴えた場合には、検査を中止し、歯科医院に連絡するように患者に指示してください。

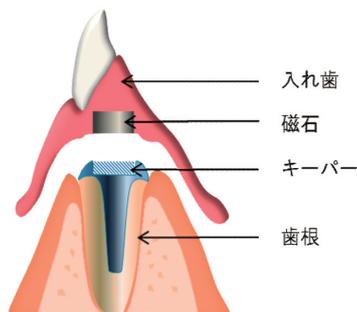


図3-1. 根面板

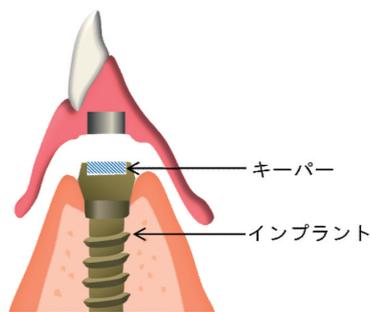


図3-2. インプラント

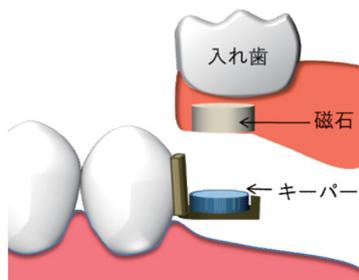


図3-3. 歯冠外アタッチメント

図3. 様々な形を有する磁性アタッチメント

磁場の影響を最も受ける (磁場の傾斜が最も急な) MR 装置のガントリ付近 (装置の入口) で注意が必要になります。最も大きいキーパーでは、3.0-T の MR 装置によっておよそ9.0gf 程度の力学的作用を受けます。しかし、キーパーを付けている歯科用セメントの接着強さは、40N (約4kgf) 以上あり、十分な耐性を有すると考えられます (参考資料15ページ参照)。

2) MR 装置の発熱による温度上昇の影響

磁性アタッチメントのキーパー付き歯科用装置は、MR 撮像中のラジオ波の影響により発熱が認められます。発熱試験の結果では、キーパー付き歯科用装置は、3.0-T MR 装置 (Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual および GE 社製 Signa HDxt 3.0T) での20分間の最大 RF 照射により最大で0.8°C の温度上昇を記録しました。RF 照射6分程度の時点では、キーパー付き歯科用装置の温度上昇は0.2~0.3°Cであり、撮像時間が15分以内であれば0.5°Cを上まわりません。つまり、通常の撮像時間では、生体への影響はないと考えられます (参考資料17ページ参照)。

3) キーパーアーチファクトによる診断への影響

キーパーによる金属アーチファクトの出現を阻止することは困難です。アーチファクトは MR 装置の静磁場強度や装置の性能に大きく左右されますが、一概に高磁場装置の方が金属アーチファクトの影響が大きくなるとは限りません。スピンエコー法 (SE 法) におけるアーチファクトの範囲はおおよそ半径4~8 cmであり、キーパーの設置部位によってアーチファクトの出現部位が変わります。MRI で読影する部位や、選択された撮像方法、すなわち疑われる疾患によって、読影の可否が決まります。診

断部位が口腔底、舌、咽頭などの口腔周囲組織である場合や、磁化率の影響を強く受ける撮像方法を用いる場合には、アーチファクトにより、診断は困難となります（参考資料20ページ参照）。

キーパーの除去が必要と判断された場合、歯科医院にてキーパーを除去する事が可能ですので、患者または歯科医師まで指示してください。応用頻度の高い下顎犬歯と脳頭蓋に最も近く検査への影響が大きい上顎第二大臼歯にキーパーが設置された場合のスピンエコー法での T1強調画像のアーチファクトの範囲をアキシャル断面とサジタル断面（図4）で示します。

スピンエコー法 T1強調画像 アキシャル断面



図 4 - 1



図 4 - 2

図 4 - 1. 磁性アタッチメントなし

図 4 - 2. 下顎左側犬歯に磁性アタッチメント（GIGAUSS D600）装着時

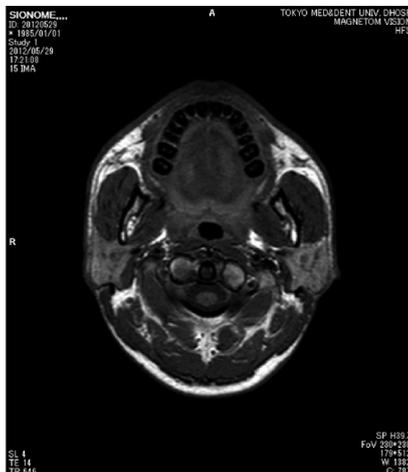


図 4 - 3



図 4 - 4

図 4 - 3. 磁性アタッチメントなし

図 4 - 4. 上顎左側第二大臼歯に磁性アタッチメント（GIGAUSS D600）装着時

スピノエコー法 T1強調画像 サジタル断面



図 4-5



図 4-6

図 4-5. 磁性アタッチメントなし

図 4-6. 下顎左側犬歯に磁性アタッチメント (GIGAUSS D600) 装着時



図 4-7



図 4-8

図 4-7. 磁性アタッチメントなし

図 4-8. 上顎左側第二大臼歯に磁性アタッチメント (GIGAUSS D600) 装着時

キーパーの除去について

口腔、舌、咽頭などの口腔周囲組織を読影する場合、アーチファクトにより、診断は困難になります。この場合、キーパーの除去が必要ですがキーパーを鑄接法でなく、キーパーボンディング法（KB法）により根面板に設置しておくことで容易に除去できます（図5，6）。



図5. 鑄接法（左）とKB法（右）



図6. KB法で合着されたキーパーの除去

KB法：セメントによりキーパーを根面板に固定する方法

鑄接法：鑄造によりキーパーを根面板に固定する方法

なお、磁性アタッチメントのキーパーと磁石でなく、キーパーの代わりに市販されている鑄造用磁性合金と磁性アタッチメントの磁石を用いて義歯を製作する術式があります。しかし、この術式はキーパーよりも多量の磁性合金を用いるため、アーチファクト、偏向力や発熱の影響が大きくなり、口腔内からの磁性合金の除去も容易ではありません。鑄造用磁性合金でなくキーパーと磁石の使用を推奨致します（参考資料15～24ページ参照）。

おわりに

近年、医療現場においてMRI撮像は脳ドック利用者などの増加により、普及が進んでいます。これに伴い、歯科用磁性アタッチメントを装着する患者の生体安全性に関する対応マニュアルの必要性が課題になっていました。本学会では、第20回学術大会（2010年）でシンポジウム「MR撮像時における磁性アタッチメントの影響」—MR撮像時の安全基準マニュアルの作成に向けて—を開催しました。また、その内容を日本磁気歯科学会雑誌20巻1号に公表しました。なお、磁場による力学的影響ではトルクについて考慮する必要がありますが、これについてもファントムによる試験を行い、結果が出次第、本マニュアルに追加記載する予定です。今後もMR装置の高磁場化は進んでいくと考えられますが、体内金属を装着している患者の生体安全性については継続して検討していくことが必要と考えられます。金属アーチファクトについても、その発生を極力抑制し、発生したアーチファクトを低減する技術の開発も期待されます。いずれにしても、磁性アタッチメントが適切な診断のもとに、正しい方法で使用されればほとんどのMRI撮像に関して問題がないことを理解して頂ければ幸いです。

2012年7月

日本磁気歯科学会
安全基準検討委員会
委員長 細井紀雄
委員 倉林 亨
土田富士夫
土橋俊男
長谷川みかげ
水谷 紘

参 考 資 料

磁性アタッチメントの安全性試験

検討項目

1. 偏向力試験 (ASTM F2052-06e1)¹⁾
2. 加温試験 (高周波による発熱試験 ASTM F2182-02a)²⁾
3. アーチファクト測定 (ASTM F2119-07)³⁾
4. トルク試験 (回転力) 試験 (ASTM F2213-06)

MR 装置

GE 社製 Signa HDxt 3.0T

Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual

調査する歯科用金属

磁性アタッチメントの安全性試験に用いた材料の組成および質量を表 4 に示す。

表 4. 実験に使用した磁性アタッチメントと歯科用鑄造用合金の組成および質量

Material	Trade name	Composition	Dimension (mm)	Weight (g)
Keeper	GIGAUSS D400	UNS S44627	$\phi 3.0 \times 0.6$	0.034
	GIGAUSS D600	UNS S44627	$\phi 3.6 \times 0.7$	0.058
	GIGAUSS D1000	UNS S44627	$\phi 4.9 \times 0.8$	0.119
Dental implant	SETio FIXTURE 10 mm ($\phi 3.8$) Custom abutment	Ti		0.663
Casting alloy	Pallatop 12 Multi	12% Au, 20% Pd, 50% Ag, 15% Cu		0.941

本項では、上記の ASTM 基準に基づく MRI 適合性評価方法に準じ、磁性アタッチメントへの安全性試験適応のため一部試験方法を変更させて試験を実施した。

1. 偏向力試験

規格 ASTM F2052-06e1

偏向力とは、静磁場によるインプラント等の部品に働く吸引力を磁力と比較して測定する方法で、紐で吊るした部品が、重力と吸引力に引かれる合成力を測定する。装置の磁場の傾斜が最も大きくなる部位を予備実験にて求め、図 7 に示すような偏向力測定器を設置し、被検体を糸で吊るし、装置の持つ磁力により吸引される角度である「偏向度 θ 」を測定する。偏向力が 45 度以内であれば、被検体が日常的に受けている重力の影響よりも装置から受ける影響の方が小さいため安全であるとする試験である。

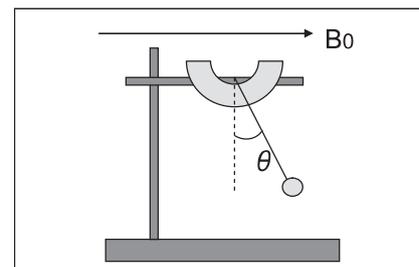


図 7. 偏向力測定器 模式図

MR 装置

Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual

測定方法

アクリル板に設定した支点到極細の糸 (15mm, 2 mg) を固定し、検体を吊り下げ、吸引力によって生じる振れ角度 θ が測定できる自作の測定器具を作製した。

MR 装置の検体に対する吸引力は、磁場中心よりもガントリ開口部付近で最も強くなることが知られている。MR 装置の磁場傾斜の最も強いガントリ開口部付近をガウスメータにて測定し決定する。

(Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual では磁場中心からの距離83cm、テーブルからの高さ14.5cm) 検体を瞬間接着剤にて紐に固定し、振れ角度を測定する。振れ角度より偏向力を算出する。

計算方法 $F = mg \tan \theta$ (m: 検体の質量, g: 重力加速度, θ : 振れ角度)

偏向力試験結果

偏向力試験の結果を図8, 9に示す。各キーパーは、磁場方向に強く吸引され、90度を大きく上まわり、偏向度の測定が不可能であった。そのため、各キーパーに重りを付加し、偏向度が45度以下になる重さを求めた。図8に各キーパーの偏向度45度以下までに有する加重量のグラフを示す。D400では3グラム重、D600では5グラム重、D1000では9グラム重の加重が必要であった。図9に各キーパーの偏向度より求めた偏向力を示す。D400では2697.4ダイン、D600では4022.6ダイン、D1000では8460.3ダインであった。

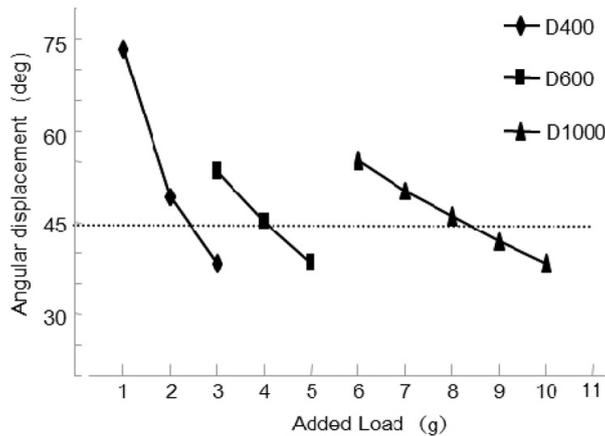


図8. 各キーパーの偏向度が45度以下になるまでに要した荷重量

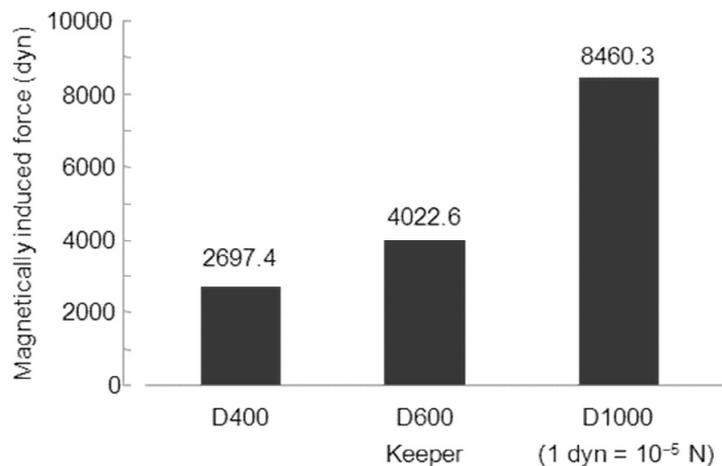


図9. 各キーパーの偏向力

2, 加温試験 (高周波による発熱試験)

規格 ASTM F2182-02a

この試験は、体内に埋め込まれた電子回路を内在しないインプラントが、MRI 検査においてラジオ波によって発熱し、患者に傷害をもたらす危険性がないか確認するための試験である。測定にはファントムを使用し、最も発熱が見込まれる試験条件を設定することによって、それぞれの試験体に起こり得る最大の発熱を測定する。

MR 装置

GE 社製 Signa HDxt 3.0T

Philips 社製 Achieva 3.0T Nova Dual

試験体および測定部位

図10に測定に用いたキーパー付き根面板およびキーパー付きインプラントを示す。

測定部位はそれぞれ歯肉縁相当部とポスト先端部とした。



図10. 左：キーパー付きインプラント
右：キーパー付き根面板

測定方法

測定機器：蛍光ファイバー式温度計 (FL-2000；安立計器) 2台 (図11)

温度計は熱電対温度計にて校正し、ファイバーセンサーの先端が測定部位に接するように設定する。

温度測定は、撮像開始2分前から撮像後2分間までとし、1秒ごとに測定する。発熱は、20分間のRF照射における最大温度上昇で評価する。



図11. 蛍光ファイバー式温度計 (FL-2000)

ファントム：生体等価ファントム (表皮と等価)

組成

- 精製水 4 l
- クールアガー (10%カラギーナン；新田ゼラチン)
- 食塩0.9%

人体等価ファントムと実験室温度が等しくなるように、撮影室に12時間以上放置後、実験を行う。

人体等価ファントムは、人体の軟組織と電気的特性が等価となるように蒸留水に塩化ナトリウムを0.9%、また、温度測定中にファントム内溶液が移動しないような十分な粘性を持たせるため、クールアガーを10%溶解する。測定に際し、十分な大きさをもつアクリル容器 (20×20×20) に10cmまでゲルを満たし、重量は4 kg重とする。検体は表面より2 cmの位置に埋没する (図12)。

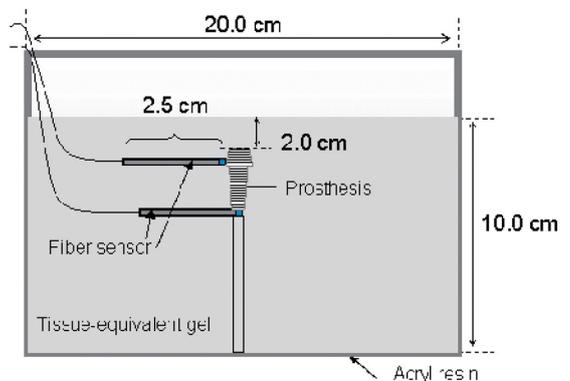


図12. ファントムと検体の位置

撮像シーケンス

加温試験は最大 SAR となるように撮像シーケンスを設定した (表 5)。

表 5. 撮像シーケンス

MRI system	Achieva 3.0T Nova Dual	Signa HDxt 3.0T
Coil	Body-coil	Body-coil
Pulse sequence	T-SE	T-SE
Time (min)	20.02	20.19
TR (ms)	586	2340
TE (ms)	15	8.104
ETL	4	126
Flip angle	90°	90°
Number of slices	5	5
Slice thickness (mm)	10	5
Band width (Hz)	2003.2	166.67
FOV (mm)	200	200
NSA	19	51
Body-averaged SAR (W/kg)	0.9	3.0

加温試験結果

ラジオ波照射の間、補綴装置の温度は徐々に上昇した。ゲルの温度は20分間の RF 照射で Achieva 3.0 T Nova Dual では+0.3°C, Signa HDxt 3.0 T では+0.4°C上昇した。根面板およびインプラントの温度上昇は、ともに辺縁歯肉相当部の方がポスト先端部よりも大きい結果となった。1分毎の温度上昇の平均値および標準偏差を図13, 14に示す。根面板の最大上昇温度は、Achieva 3.0 T Nova Dual で+0.6°C、Signa HDxt 3.0 T で+0.8°Cであった。インプラントの最大上昇温度は、Achieva 3.0 T Nova Dual で+0.4°C、Signa HDxt 3.0 T で+0.6°Cであった。すべての計測点において上昇温度は1.0°Cを超えなかった。

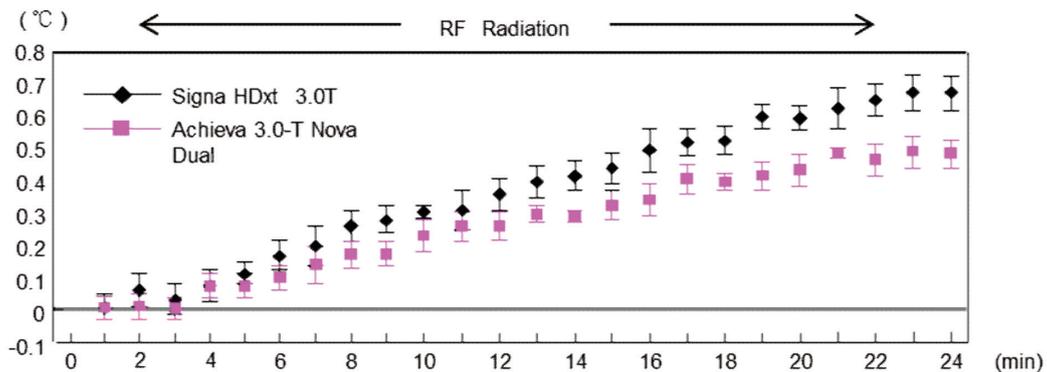


図13. Achieva 3.0T Nova Dualと Signa HDxt 3.0Tでのキーパー付き根面板の RF 照射と 1分ごとの温度平均と標準偏差

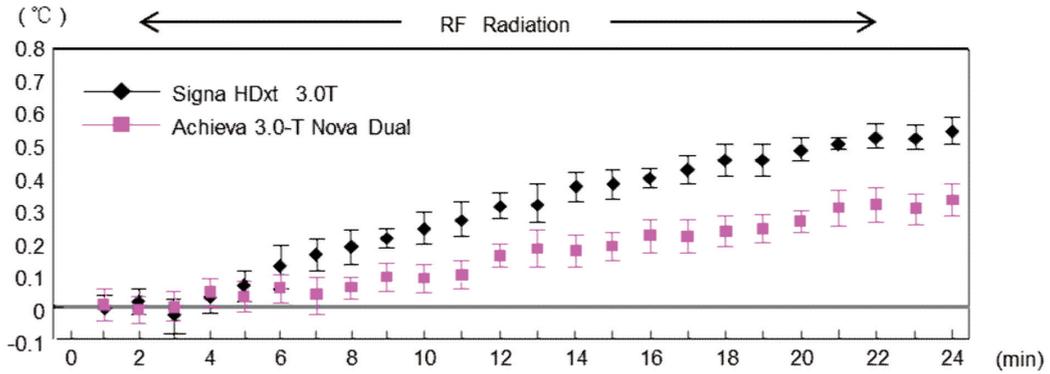


図14. Achieva 3.0T Nova Dualと Signa HDxt 3.0Tでのキーパー付きインプラントのRF照射と1分ごとの温度平均と標準偏差

3. アーチファクトの測定

規格 ASTM F2119-07

金属がMR画像に及ぼすアーチファクトの大きさを検討した。
 (撮像シーケンスは通常の診断で用いられるものを想定した。)

MR装置

Philips社製 Achieva 3.0T Nova Dual

ファントム

20×20×20mmの亚克力容器の中央に、亚克力棒を設置。検体は瞬間接着剤にて亚克力棒に固定する。

ファントム内溶液は、シリコンオイルとする (図15)。

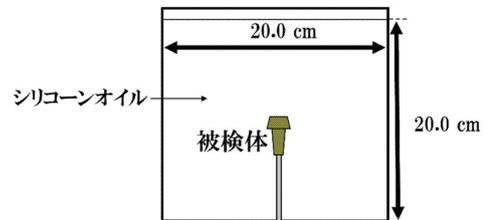


図15ファントム側面観

試験体

表6および図16-1, 2, 3に用いた磁性アタッチメントを示す。

表6. MRI撮像を行った検体の材料および組成

材料	製品名	組成	製造
鑄造用磁性合金	アトラクティ P (208495)	Au, Ag, Pd, Co	徳力本店
キーパー	GIGAUSS D600 (0804141)	SUSXM27 UNS S44627	GC
歯科用金銀 パラジウム合金	パラトップ12マルチ (D671367)	Au, Pd, Ag, Cu	デンツプライ三金



図16-1. 鑄造用磁性合金根面板
(0.927gw)



図16-2. キーパー付き根面板
(0.941gw)



図16-3. 金銀パラジウム合金による全部鑄造冠 (2.58gw)

撮像シーケンス

撮像にはスピネコー法およびグラジエントエコー法を用いた。それぞれの撮像シーケンスを表7に示す。

表7. MRI 撮像に用いたシーケンス

撮像シーケンス	スピネコー法 T2強調画像	グラジエントエコー法 T2強調画像
FOV read	250 mm	250 mm
Slice thickness	5.0 mm	5.0 mm
TR	4500 ms	25 ms
TE	100 ms	2.3 ms
Flip angle	90 deg	20 deg
Band width	58.0 KHz	56.5 KHz
Echo spacing	11.3 ms	
Turbo factor (ETL)	15	

アーチファクト測定結果

アーチファクト試験の結果を図17, 18, 19に示す。

スピネコー法 コロナル像およびアキシャル像、また、グラジエントエコー法 アキシャル像の比較では、全部金属冠のアーチファクトが小さいのに対して、鑄造用磁性合金（アトラクティP）のアーチファクトはファントム容器の大きさを上まわった。また、キーパー付き根面板との比較では、鑄造用磁性合金の方が大きい結果となった。これは、キーパー付き根面板のキーパーが0.034グラム重であるのに対して鑄造用磁性合金が0.927グラム重とおよそ25倍の強磁性体の質量の違いを有していることによると考えられる。アーチファクトの影響を受けやすいグラジエントエコーでは、各被検体ともスピネコー法よりも大きい結果となった。

スピネコー法 コロナル像の比較

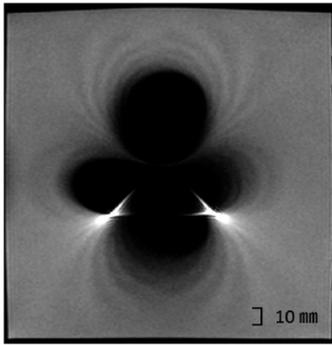


図17-1. 鑄造用磁性合金根面板

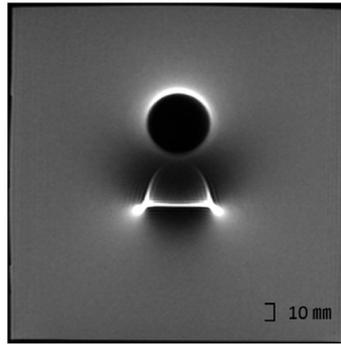


図17-2. キーパー付き根面板

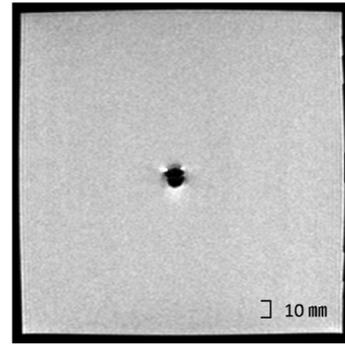


図17-3. 全部鑄造冠

スピネコー法 アキシャル像の比較

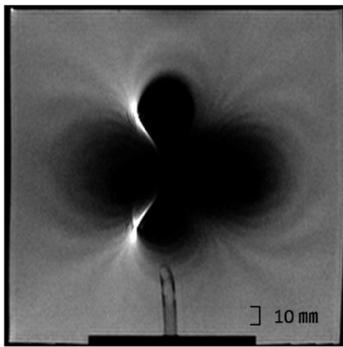


図18-1. 鑄造用磁性合金根面板

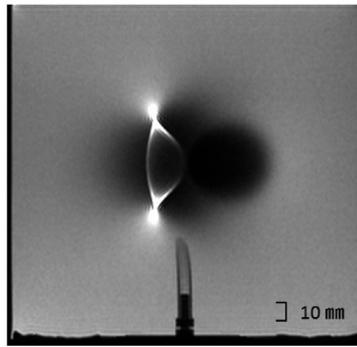


図18-2. キーパー付き根面板

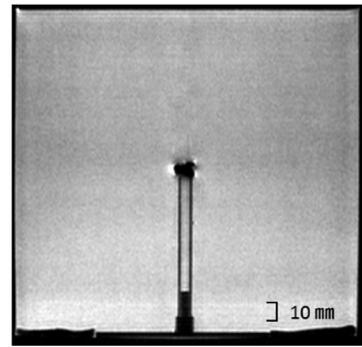


図18-3. 全部鑄造冠

グラジエントエコー法 アキシャル像の比較

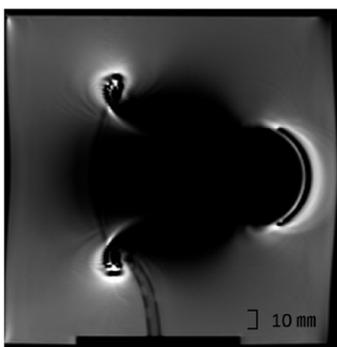


図19-1. 鑄造用磁性合金根面板

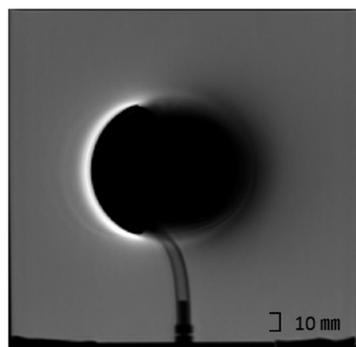


図19-2. キーパー付き根面板

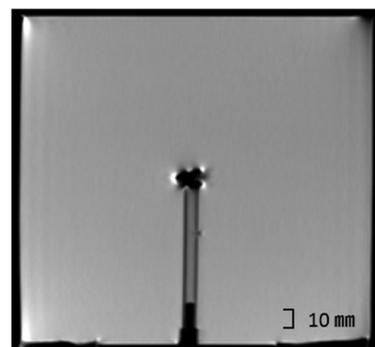


図19-3. 全部鑄造冠

考察

磁性アタッチメントの使用とMRIの需要の増加により、多くの磁性アタッチメント義歯装着患者がMRI検査を受診することが予想される⁴⁻¹¹⁾。主な問題は磁性アタッチメントの発熱と磁気により誘導される変位力による危険性である^{1, 2, 12-18)}。本研究は口腔内に装着され、撤去が困難な磁性アタッチメントのキーパーとMRIとの適合性を評価した。

1) 偏向力について

体内金属である磁性アタッチメント装着者がMRI検査を行うにあたって、一つの懸念事項は、MRI装置の強力な磁場による磁性アタッチメントへの力学的作用である^{1, 16)}。MRI検査での力学的評価は、偏向力試験によって行われる。ASTM規格の偏向力試験では、偏向力が45°以下ならば力学的作用は地磁気による重力よりも小さいので安全とされる¹⁾。本実験では、キーパーは質量が非常に小さいわりに磁化率が大きいので、キーパーに作用する力学的作用は大きく、測定された角度は90°以上であった。したがって、キーパー単体では“not MR safe”に分類される。しかし各キーパーに3.0-9.0gfの負荷を与えることで45°以下になることが実証された。臨床ではキーパーを単体で用いる事は考えにくく、歯科補綴装置に歯科用セメントにて合着させるか鋳接して使用されるが、歯科用セメントの引っ張り強さは、弱い物でも40N (4,000,000dyn)程度あり、キーパーの偏向力(8460.3dyn)に対して470倍程度であることから十分に拮抗すると考えられた²⁸⁾。しかし、長期使用による劣化や衝撃により、キーパーが根面板から脱離しかけている可能性も否定できないため、検査前にキーパーの合着状態を確認することが重要である²³⁻³¹⁾。

2) 発熱について

SAR値はMRIの発熱に関する安全性の報告には必ず使用され、発熱の指標とされている²⁾。しかし現時点では、SAR値はMRI装置ごとに算出方法が異なり、異なる装置間において必ずしも相関性がなく、疑問視されている¹⁹⁻²¹⁾。したがって、インプラントの安全性を判断するのにMRI装置のコンソール画面に表示されるSAR値をもちいるのは危険な場合もあり、全てのMRI装置によりすべての体内金属に対して安全試験にて確認する必要がある。

今回の磁性アタッチメントの発熱試験では、実際の臨床使用の形状を想定して検体を作製し試験を行った。現時点で最も静磁場強度を有する二つの3.0-T MRI装置を使用し、各装置とも最大の発熱が見込まれるように、出力であるSAR値が最大になるように読影シーケンスを設定し測定を行った。その結果、磁性アタッチメントの発熱は小さく、1°Cを上回らなかった。最大SARが0.9W/kgであるAchievaでの最大上昇温度はインプラントで約+0.4°C、根面板で約+0.5°Cであった。SARが3.0W/kgであるSignaでのRF発熱の評価は、最大上昇温度はインプラントで約+0.6°C、根面板で約+0.8°Cであった。温度上昇はSignaの方がAchievaよりも大きかった。しかし、温度上昇の程度は異なる機種ではコンソール画面に表示されたSAR値に比例しなかった。

キーパー付き根面板は支台歯の歯根に設置され、またインプラントは歯槽骨に埋入される。支台歯に設置された磁性アタッチメントが温度上昇を引き起こした場合、歯根のセメント質への為害作用、歯根膜の破壊、歯槽骨の壊死、または疼痛を起こす可能性がある²²⁻²⁴⁾。Eriksson²⁵⁾らは、根管内の温度が50-60°C以上になると硬組織のタンパク変性が起こる可能性があるとしている。また、歯槽骨に埋入されたインプラントの発熱では、インプラントの脱落、歯槽骨の壊死または疼痛を引き起こすことが危惧される。ErikssonやAlbrektsson²²⁾によると、44-47°C(体温の7-10°C以上)の歯槽骨の温度変化で歯槽骨壊死を誘発させるとしている。さらにRamsköldらの報告によると、歯周組織が1分間あたり10°Cの温度上昇をすると、歯に隣接した組織に有害となるが、血管の新生に優れているため、骨と較べて影響は少ないとしている^{26, 27)}。

今回の検討では、磁性アタッチメントの温度上昇は、口腔内の組織が安全とされる制限の10°Cにほど遠い。また、全て医療用インプラントに対して、組織の損傷および患者に不快感を与えないように規格(SENELEC規格prEN45502-2-3)にて定められている指標である2.0°Cも上回らなかった。

3) 金属アーチファクトについて

キーパーは生体との磁化率が著しく異なるため、MR画像上に歪みや信号の消失としてアーチファクトが生じる³²⁻³⁸⁾。キーパーによるアーチファクトは、装置の静磁場強度と金属の磁化率に比例し、周波数エンコード用傾斜磁場強度に反比例する³⁶⁾。そのため、MR装置の静磁場強度や装置の性能、キーパーの大きさや数、または撮像方法に大きく左右される。実際の臨床では、低磁場装置ではSNRの向上のために、周波数域(バンド幅)が狭く設定されているため、一概に高磁場装置の方が金属アーチファクトの影響が大きくなるとは限らない。

アーチファクトの大きさへ影響を与える因子は多数あり、大きさを定量化することは不可能であるが、スピનેコー法(SE法)はグラジエントエコー法(GRE法)に比較してアーチファクトの影響は小さいが、そのアーチファクトの範囲はおおよそ半径4~8cmであった。アーチファクトの影響を小さくしたい場合には、SE法では1ピクセル当たりの周波数域の広いシーケンスを選択する必要がある^{36,38)}。GRE法ではそれに加え、エコータイム(TE)が短い撮像方法を選択する必要がある。装置の種類によりBWの設定が出来ない場合は、TEを変化させることで連動して変化させるとよい。しかし、これらの設定を行うと、画像のSNRが低下することに加えて、アーチファクトの縮小効果には限度がある。そのため、MRIで診断する部位や選択された撮像方法が磁化率の影響を強く受ける場合には読影は困難となり、歯科医院にてキーパーの除去が必要になる。そうした場合、医師、MRI検査担当者、歯科医師および磁性アタッチメント装着者の連携が重要である。

本参考資料、磁性アタッチメントの安全性試験の項は、長谷川みかげ ほか: Radio frequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0-T magnetic resonance imaging (Dentomaxillofacial Radiology) の内容を要約したものである。

参考文献

- 1) American Society for Testing and Materials (ASTM). ASTM F2052-06 standard test method for measurement of magnetically induced displacement force on medical devices in the magnetic resonance environment. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2006.
- 2) American Society for Testing and Materials (ASTM). ASTM F2182-02a standard test method for measurement of radio frequency induced heating near passive implants during magnetic resonance imaging. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2002.
- 3) American Society for Testing and Materials (ASTM). ASTM F2119-07 standard test method for evaluation of MR image artifacts from passive implants. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2007.
- 4) Gillings BR. Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part I. J Prosthet Dent 1981; 45: 484-491.
- 5) Gillings BR. Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part II. J Prosthet Dent 1983; 49: 607-618.
- 6) Highton R, Caputo AA, Matyas J. Retentive and stress characteristics for a magnetically retained partial over denture. J Oral Rehabil 1986; 13: 443-450.
- 7) Tanaka Y. Dental magnetic attachment. Tokyo: Ishiyaku, 1992, pp. 29-70.
- 8) Watanabe I, Hai K, Tanaka T, Hisatsune K, Atsuta M. In vitro corrosion behavior of cast iron-platinum magnetic alloys. Dent Mater 2001; 17: 217-220.
- 9) Gonda T, Ikebe K, Ono T, Nokubi T. Effect of magnetic attachment with stress breaker

- on lateral stress to abutment tooth under overdenture. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 1001-1006.
- 10) Maeda Y, Nakao K, Yagi K, Matsuda S. Composite resin root coping with a keeper for magnetic attachment for replacing the missing coronal portion of a removable partial denture abutment. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 139-142.
 - 11) Hasegawa M, Umekawa Y, Nagai E, Ishigami T. Retentive force and magnetic flux leakage of magnetic attachment in various keeper and magnetic assembly combinations. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 266-271.
 - 12) Gegauff AG, Laurell KA, Thavendrarajah A, Rosenstiel SF. A potential MRI hazard: forces on dental magnet keepers. *J Oral Rehabil* 1990; 17: 403-410.
 - 13) Bartels LW, Smits HF, Bakker CJ, Viergever MA. MR imaging of vascular stents: effects of susceptibility, flow, and radiofrequency eddy currents. *J Vasc Interv Radiol* 2001; 12: 365-371.
 - 14) Shellock FG. Metallic neurosurgical implants: evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5-Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2001; 14: 295-299.
 - 15) Shellock FG, Cosendai G, Park SM, Nyenhuis JA. Implantable microstimulator: magnetic resonance safety at 1.5 Tesla. *Invest Radiol* 2004; 39: 591-599.
 - 16) Walsh EG, Brott BC, Johnson VY, Venugopalan R, Anayiotos A. Assessment of passive cardiovascular implant devices for MRI compatibility. *Technol Health Care* 2008; 16: 233-245.
 - 17) Weigel M, Hennig J. Development and optimization of T2 weighted methods with reduced RF power deposition (Hypercho-TSE) for magnetic resonance imaging. *Z Med Phys* 2008; 18: 151-161.
 - 18) Muranaka H, Horiguchi T, Ueda Y, Tanki N. Evaluation of RF heating due to various implants during MR procedures. *Magn Reson Med Sci* 2011; 10: 11-19.
 - 19) Baker KB, Tkach JA, Nyenhuis JA, Phillips MD, Shellock FG, Gonzalez-Martinez J, Rezai AR. Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating. *J Magn Reson Imaging* 2004; 20: 315-320.
 - 20) Baker KB, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, Rezai AR, Tkach JA, Shellock FG. Neurostimulation systems: assessment of magnetic field interactions associated with 1.5- and 3-Tesla MR systems. *J Magn Reson Imaging* 2005; 21: 72-77.
 - 21) Baker KB, Tkach JA, Phillips MD, Rezai AR. Variability in RF-induced heating of a deep brain stimulation implant across MR systems. *J Magn Reson Imaging* 2006; 24: 1236-1242.
 - 22) Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopy study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 101-107.
 - 23) Saunders EM. In vivo findings associated with heat generation during thermomechanical compaction of gutta-percha. 2. Histological response to temperature elevation on the external surface of the root. *Int Endod J* 1990; 23: 268-274.
 - 24) Kreisler M, Al-Haj H, D'hoedt B. Intrapulpar temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002; 93: 730-735.
 - 25) Eriksson AR, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopy description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982; 11: 115-121.
 - 26) Ramsköld LO, Fong CD, Strömberg T. Thermal effects and antibacterial properties of

- energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. *J Endod* 1997; 23: 96-100.
- 27) Gutknecht N, Franzen R, Meister J, Vanweersch L, Mir M. Temperature evolution on human teeth root surface after diode laser assisted endodontic treatment. *Lasers Med Sci* 2005; 20: 99-103.
- 28) 阿部有希, 長谷川みかげ, 内田天童, 木内美佐, 諸隈正和, 秋田大輔, 渋谷哲勇, 小川 泰, 永井栄一, 月村直樹, 石上友彦. キーパーボンディング法におけるセメントのキーパー維持力の検討. *日磁歯誌* 2011.1 ; 37-43.
- 29) Wang NH, von der Lehr WN. The direct and indirect techniques of making magnetically retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 112-117.
- 30) Huang HM, Liu DZ, Shiau YY, Yeh CY, Lin CT, Lee SY. Natural frequency assessment of stability of root keeper magnetic devices. *Med Biol Eng Comput* 2004; 42: 388-393.
- 31) Near J, Romagnoli C, Bartha R. Reduced power magnetic resonance spectroscopic imaging of the prostate at 4.0 Tesla. *Magn Reson Med* 2009; 61: 273-281.
- 32) 中村和夫, 石川 晋, 藍 稔, 水谷 紘, 土井史子, 奥野 攻. MRI 対策としてのキーパー可徹法の検討. *日磁歯誌* 1992.1 ; 71-75.
- 33) 大川周治, 田嶋英明, 赤川安正, 櫻井裕也, 山田宏秀. 磁性アタッチメントの可徹式キーパーに関する一考案—MRI 対策として. *日磁歯誌* 1993.2 ; 37-42.
- 34) 鱒見進一, 尾座本まゆみ, 城戸寛史, 有田正博, 守川雅男. 既製キーパーを利用した可徹式機構の検討. *日磁歯誌* 1994.3 ; 30-35.
- 35) Iimuro FT. Magnetic resonance imaging artifacts and the magnetic attachment system. *Dent Mater J* 1994; 13: 76-88.
- 36) 土橋俊男, 榎 利夫, 鈴木 健, 藤田 功. SE 法における metal artifact について. —各種 parameter と metal artifact の関係—. *日本放射線技術學會雑誌* 1997.53 ; 798-805.
- 37) 正木文浩, 内藤宗孝, 石上友彦, 宮尾宣行, 林 正之, 田中貴信, 有地榮一郎. 磁性アタッチメントのキーパー形態が MR 画像に与える影響. *歯科放射線* 1997.37 ; 156-163.
- 38) 土橋俊男, 藤田 功, 榎 利夫, 北川松雄, 鈴木 健. 歯科用アタッチメントの MR 画像への影響. *日本放射線技術學會雑誌* 1998,54 ; 517-52.

第21回日本磁気歯科学会学術大会 抄録

日時 平成23年11月12日(土)・13日(日)
会場 東京医科歯科大学特別講堂

演題番号 1

歯科用磁性合金「Attract P®」再鋳造による
吸引力への影響

—組成変化、構成元素分散状態について—

○吉原健太郎, 岩井孝充, 中村好徳, 金野弘靖,
小木曾太郎, 増田達彦, 田中茂生, 高田雄京¹,
田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

¹東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

【目的】

Attract Pは磁石に吸着する鋳造用合金であり、任意な形態のキーパーの製作に利用可能である。我々は既に本学会において、当合金の再鋳造に伴い吸引力の低下が起こる可能性を報告した。今回はその原因について構成元素の観点から検討を行うことを目的とした。

【方法】

試料はAttract Pのバージンメタルと湯だまりを用いて、GigaussC600のキーパーと類似形態に鋳造し作製した。湯だまりの配合率は100, 75, 50, 25%とし、バージンメタルのみで鋳造した試料とインゴットを対照群とした。観察は電子線マイクロアナライザー JXA-8530FA (JEOL)を用いて面分析を行った。

その後、これまで測定した吸引力と組成変化、湯だまり配合率についての相関関係を検討した。相関はピアソンの相関を用いて分析を行った。

【結果・考察】

吸引力とCo配合率、偏析相の割合、湯だまり配合率について相関関係を検討したところ、吸引力とCo配合率、吸引力と偏析相の割合、湯だまり配合率とCo配合率、吸引力と湯だまり配合率の間には中程度の相関 ($p < 0.01$) が確認された。そのため、本合金は湯だまりを使用して鋳造を行うとCoの含有率が低下して吸引力が低下すると考えられる。

湯だまり配合率と偏析相の割合の間には弱い相関 ($p < 0.01$) しか確認されず、インゴットにおいても偏析が観察されたため、本合金は湯だまりを使用せずに鋳造した場合でも偏析を生じ易いことが確認された。また、本合金の偏析相はAgが多く含まれる組成であるため、融点が低く、鑄巣などの鋳造欠陥の原因になる。今後、吸引力の安定性と鋳造体の機械的強度の安定性を向上するため、偏析を生じにくい合金の開発が求められる。

質疑応答

質問：

(九歯大・欠損再構築・鱒見進一)

湯だまりはどのように製作されたのでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・吉原健太郎)

バージンメタルを使用して試料を作製し、その際に生じた湯だまりの部分を使用しました。鋳造時には埋没材を使用し(リン酸塩系)、再鋳造に使用する前に表面の酸化物を除去し使用しました。

質問：

(九歯大・欠損再構築・鱒見進一)

バージンメタルと湯だまりの配合率はどのように変えて製作されたのでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・吉原健太郎)

バージンメタルと湯だまりを重量%で25%、50%、75%と配合し、それを使用し鋳造を行い試料を作製しました。

演題番号 2

三次元有限要素法を用いた歯冠外磁性アタッチメントの力学的解析

○大野芳弘, 神原 亮, 中村好徳, 増田達彦,
熊野弘一, 林 建佑, 中村浩子, 宮田信男,
田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

磁性アタッチメントは、無髄歯への利用が基本的な適応症とされてきた。しかし、その適応範囲をより広げるために、有髄歯への利用を目的として、歯冠外アタッチメント用プラスチックパターンが開発された。第20回日本磁気歯科学会において当講座の庄司がハウジングを付与した場合の歯冠外磁性アタッチメントの強度試験について実測の観点から検討を行ったが理論的には検証はなされていない。また、当講座では三次元有限要素法を用いて歯冠外磁性アタッチメントの弾性応力解析は行われているが塑性変形の検証については不明な点が多い。そこで今回、弾塑性解析を用いて歯冠外磁性アタッチメントの力学的強度の検討を行った。

解析方法は弾塑性解析を検証するための予備解析と歯冠外磁性アタッチメントの強度を検証するための本解析を行った。それぞれ解析モデルを作製し、境界条件および材料定数の決定をした。材料定数は12%金銀パラジウム合金の硬化熱処理および軟化熱処理の実測値である応力歪曲線を導入し弾塑性解析を行った。

なお、本解析の結果に関しては、当講座の庄司が行った歯冠外磁性アタッチメントの強度試験における実測値と比較・検討を行った。

予備解析において弾塑性解析の妥当性が確認され、本解析では応力分布において、実測と同様にアタッチメントグループ上縁に応力集中が確認された。本解析で得られた、応力変位曲線から、硬化熱処理においては733N、軟化熱処理においては390Nまで塑性変形を起こさないことが確認された。また熱処理を行っていない荷重実験の実測においては硬化熱処理と軟化熱処理の中間の512Nで塑性変形を起こしていることから本解析の妥当性が確認された。

今回の結果より弾塑性解析を歯科分野で取り入れることができるようになり、今後は解析を利用して、アタッチメント等の強度解析および最適な設計を行っていきたいと考えている。

質疑応答

質問：

(東北大・歯・生体材料・高田雄京)

荷重 - 変位曲線 (実測及びシミュレーション) において弾性変形後に荷重の変化率が大きくなる原因は何でしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・大野芳弘)

実測においては実験過程で問題があったのかもかもしれません。今後検証していきたいと思います。シミュレーションに関しては要素の分割なども影響してくると考えています。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・田中貴信)

ご指摘通り、理解しにくい結果ですが、これは荷重点が平面接触しているため、横棒の変形に従って荷重点が平面から近心の線または点状に変形するためとも観察できます。

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・石上友彦)

金属の破折は金属疲労で破折が生じるので、今回の実験データは実際とは異なるのではないですか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・大野芳弘)

今回は弾塑性解析を行っており、破折・金属疲労に関しては、破壊解析など、他の解析を行う必要があります。変形までを考えれば、実測とあってくると考えています。

演題番号 3

MI センサを用いた嚥下運動測定法と咽喉マイクによる嚥下音との比較

○濱口和仁, 芥川正武¹, 手川歆識², 木内陽介¹, 市川哲雄², 本釜聖子²

徳島大学院先端技術科学教育部

¹徳島大学ソシオテクノサイエンス研究部

²徳島大学ヘルスバイオサイエンス研究部

【目的】

反復唾液嚥下テスト (RSST) を自動化する装置として MI センサを用いた嚥下測定法を提案し、検討を行ってきた。この方法は嚥下時の喉頭部の動きを測定できるという利点があるが、誤嚥や体動等の測定時の条件によっては嚥下動作を検出しにくいことがあった。そこで複数の測定法を用いて嚥下動作を測定し、MI センサを用いた方法と比較することで提案法の妥当性を確認する。

【方法】

本研究では MI センサと咽喉マイク、動画の撮影を行い嚥下時の喉頭部の動きの確認を行った。咽喉マイクで嚥下音を取得し、同時にビデオ撮影を行い喉頭隆起部に取り付けた磁石の動きを見ることで MI センサによる嚥下の測定が正しいか検討する。

【結果・考察】

今回の研究では MI センサによる嚥下測定のタイミングと嚥下音のタイミングは一致した。しかし、嚥下音取得の際、音の発生原因までは分からなかったため、今後、ビデオ嚥下造影検査 (VF) か嚥下内視鏡検査 (VE) 等を用いて精密な測定を行い MI センサと比較することで嚥下運動の特徴を MI センサを使用することで獲得できないか検討する必要がある。動画解析による比較では、嚥下時の喉頭部の皮膚表面の動きを確認した。男性に比べ女性の方が動きは少ないものの MI センサで磁界の変動として測定可能な結果となった。課題としては、複数のセンサを使用し嚥下時の喉頭部の位置が検出できるような測定法にすることが挙げられる。

質疑応答

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)
マイクはどこに設置したのですか。

回答：

(徳島大・院・先端技術・濱口和仁)
頸部に設置しました。

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)

嚥下音が発生する時期 (時間帯) と一連の嚥下運動との関連性 (喉頭の動き、磁石の動き) については、どのようにお考えでしょうか。

回答：

(徳島大・院・先端技術・濱口和仁)

RSST を用いて測定していますが、唾液を飲み込んだ際の喉頭蓋音を MI センサで拾っています。はっきりとした回答はできませんが、今後、VF や VE を用いて詳細な嚥下動作について検討し、センサが嚥下を検出するタイミングを分かるようにしていこうと思います。

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)

咽喉部が完全に閉塞された段階で嚥下音が発生するのでしょうか。

回答：

(徳島大・院・先端技術・濱口和仁)

喉頭蓋と食道壁が擦れていると考えられます。嚥下音についても同じように VF、VE 等で実測してみたいと思います。

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・大山哲生)

MI センサを用いる方法のメリットはどこにあると考えられますか。

回答：

(徳島大・院・先端技術・濱口和仁)

センサ自体が小型であり、持ち運びができることだと考えます。これにより在宅医療がリハビリにおける術後、術前の観察が手軽にできるのではないかと考えています。今後、改良していく必要が十分にある装置なので、ご意見ありがとうございました。

演題番号 4

改良型プローブを用いた口蓋粘膜血流量の観察

○川口卓行, 星合和基, 伊藤 瑠, 藤波和華子,
音田亜矢子, 田中義大, 永井秀典, 三井 誠,
田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

【目的】

義歯床下粘膜や支台歯歯頸部の血流動態を明らかにする事は、補綴物の機能と口腔組織の健康を評価する因子として、重要な事であると考えられる。当講座では過去にも口蓋粘膜下の血流動態について研究してきたが、血流測定用プローブの形状に制約があり、その適用範囲が限られていた。今回、より小型化された改良型プローブが開発され、詳細な測定が可能になったため、以前は困難であった歯頸部付近の血流量と機能時の口蓋部血流量測定を行ったので報告する。

【方法】

旧型プローブと改良型プローブの測定精度に差がない事を確認した上で、健常有歯顎者の歯頸部付近の血流量と機能時の床下口蓋粘膜血流量を特製の治具を用いて測定し、分析を行った。機能時血流量としては、タッピングによる断続荷重と最大咬合圧による持続荷重時のものとした。

【結果・考察】

健常有歯顎者の歯頸部付近の血流量に関しては口蓋側近心、中央、遠心部での有意差は見られなかったが、近心の血流量がもっとも安定していたため、以降の実験において測定点として適用した。機能時の床下粘膜血流量に関しては、従来の報告通り、断続荷重時には血流量は増加し、持続荷重時には減少した。血流量変化率と最大咬合圧との相関はほとんど見られなかった。またリリースの有無に関しては、断続荷重時および持続荷重時の間に有意な差が見られた。これらの事から、改良型プローブはより臨床的な条件下での血流量測定に応用可能であると考えられる。

質疑応答

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・石上友彦)

粘膜の厚さと血流量に関係がありましたか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・川口卓行)

過去の報告において、粘膜の厚さと血流量との間には相関があると報告されています。今回はまだ粘膜の厚さと血流量との間の関係については検討していませんが、今後欠損部位を測定するときに粘膜の厚みとの関係も検討する予定です。

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・石上友彦)

このプローブは購入できるのですか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・川口卓行)

旧型と原理は同じで、プローブのみアドバンス社から購入することができます。

質問：

(鶴見大・細井紀雄)

血流量の絶対値で評価し、正常値(基準値)は求められますか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・川口卓行)

現状では、血流の正常値(基準値)はまだ求められていません。本プローブシステム(レーザードップラー血流計)は ml/mm/100g で表現される絶対値で測定が可能です。

質問：

(鶴見大・細井紀雄)

測定方法は前報と同様にレーザードップラーですか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・川口卓行)

今回のプローブも原理はレーザードップラーです。

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・大山哲生)

プローブのあてる角度による違いはあるのでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・川口卓行)

原理的に 1 mm の半円の範囲内の血流量を測定するため 90° がベストで、そこから変わると血流量にも影響を及ぼすと考えます。

座長総括 (演題番号 3, 4)

日本大学・大山哲生

3. MI センサを用いた嚙下運動測定法の妥当性を検討する目的で、咽頭マイクによる嚙下音を測定する方法および動画による嚙下運動の撮影を行い、嚙下の測定が適切に行われているかを検討した報告であった。MI センサは、他方法による方法での検証により正しく嚙下運動を計測できることが分かった。今後、反復唾液嚙下テストの自動化に向けてさらに改良を行い、実用化することにより、簡便で客観的は評価として臨床応用可能な方法と思われ、今後の研究の発展に期待したい。

4. 口蓋粘膜血流は、補綴物により大きく影響を受けることが考えられ、その動態の解明することは補綴物の設計の一助になると考えられる。本研究は、過去に同様な研究を行ったときに使用したプローブよりも小口径のプローブを用いることで、従来検討できなかった微細な部位の計測が可能になり、より詳細な研究が可能となったとの報告であった。今後の研究の発展に期待したい。

演題番号 5

低位咬合を伴う下顎臼歯部欠損に磁性アタッチメントを応用した1症例

○根来理沙, 曾根峰世, 奥津史子, 草野寿之,
松川高明, 豊田有美子, 頼近 繁, 蓮池敏明,
岡本和彦, 大川周治
明海大学歯学部機能保存回復学講座 歯科補綴学分野

【緒言】

下顎両側臼歯部欠損を長期間放置した場合、上顎前歯部への突き上げによる同部補綴装置の破損、同部支台歯の動揺、傾斜等が生じるとともに、低位咬合を呈することが少なくない。今回我々は低位咬合を伴う下顎臼歯部欠損患者に対して、暫間補綴装置を用いて咬合挙上を行い、磁性アタッチメント義歯を応用した症例について報告する。

【概要】

患者は59歳の女性で、咀嚼障害および審美障害

を主訴に来院した。約10年前、⑤4321|①②3④、|⑤6⑦ブリッジを装着し以後良好であった。また、7~4|5~7欠損に対して部分床義歯を製作するも使用せずにそのまま放置していた。しかし最近になって上顎のブリッジに動揺を認め、咀嚼障害を自覚するようになったため当科を受診した。残存歯の咬合接触状態における前歯部のオーバーバイトは7mmであり、Eichner 分類がB3であることから、支持域の喪失による咬合高径の低下が疑われた。

【治療内容】

口腔内前処置終了後、暫間補綴装置により咬合挙上を行った。咬合挙上量は、顔面計測法によるWillis 法と下顎安静位法を用いて、臨床症状と患者の感覚を確かめながら行った。最終補綴装置として、上顎には根面タイプの磁性アタッチメントを応用した無口蓋型のオーバードンチャーを、下顎には陶材焼付鑄造冠に歯冠外タイプの磁性アタッチメントを応用した部分床義歯を装着した。

【結果】

低位咬合を伴う下顎臼歯部欠損症例に対して、咬合挙上を行うとともにタイプの異なる2種類の磁性アタッチメントを金属床義歯に应用したところ、機能的・審美的ともに良好な結果が得られた。今後も定期的な経過観察を行っていく予定である。

質疑応答

質問:

(愛院大・歯・有床義歯・中村良徳)

とても美しい症例ありがとうございます。この種の大きな症例の場合、診断用ワックスアップを行った後、咬合高径の決定を行います。今回の最終的な高径の決定はどのようにされたのですか。回答:

(明海大・歯・機能保存回復・根来理沙)

ご質問ありがとうございます。今回、治療に先立って診断用ワックスアップは行っておりません。上顎の暫間補綴装置をブリッジからオーバードンチャータイプに変更した際に、咬合平面をカンペル平面に準じて整え、まず下顎の暫間義歯との間に生じた隙間に即時重合レジンで築盛しました。その後、顔面計測法(willis法)と下顎安静位法を参考に挙上を行いました。最終的に挙上量は、前歯部オーバーバイト初診時7mm→3mmになり、

デンチャースペースが確保できました。しかしながら、人工歯排列は6番までとなり、これは患者の許容できる挙上量の限界だった為であります。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・中村良徳)

このような大きな症例の場合、臼歯部咬合面の継時的な摩耗・咬耗が心配であると考えられます。その対応として当講座開発のツーピース人工歯(GC)も御座いますが、人工歯の使用に関してどのようにお考えでしょうか。

回答：

(明海大・歯・機能保存回復・根来理沙)

経過観察と定期的なメンテナンスが重要でありますので、今後貴講座開発の人工歯の使用も検討させていただきます。ご提案ありがとうございます。

質問：

(昭和大・歯・高齢者・佐藤裕二)

主訴の「咀嚼障害」は「咀嚼困難」の方が正しい表記ではないでしょうか。

回答：

(明海大・歯・機能保存回復・根来理沙)

主訴は上顎ブリッジの動揺による咀嚼困難で、それを臨床診断として咀嚼障害とすべきでした。ご指摘ありがとうございます。

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・中林晋也)

プロヴィジョナルレストレーションで右側の設計で犬歯・第一小臼歯等がない長いブリッジとなっていると、側方力を受けきれずに第二小臼歯が動揺またはプロヴィジョナルレストレーションが破折することが考えられますが、どのような咬合を付与したのですか。

回答：

(明海大・歯・機能保存回復・根来理沙)

ご指摘の通り、支台歯の残っていないプロヴィジョナルレストレーション部でのクラック等は認められましたが破折までには至りませんでした。理由としては、①患者指導により咬合圧の過度にかかるような食品を患者が食べなかったこと、②就寝時ブラキシズムがなかったこと、③前処置中に補綴科以外に歯周・歯内・外科などを頻繁に来院されていたので適切な調整・リペアが行われていたこと、の3点が考えられました。咬合接触に

関しては臼歯部で小さな接触面積で咬合するようにしましたが、PD非装着時は前歯部でも咬合していました。

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・中林晋也)

最終補綴がオーバーデンチャーであるなら、なぜ治療義歯の設計としなかったのですか。

回答：

(明海大・歯・機能保存回復・根来理沙)

義歯に関しては最初から患者がネガティブイメージを持っていたので、初めはブリッジタイプの暫間補綴装置としました。その後、前処置が長期間になり、合わせてコースステレスコープ、インプラントなどの選択も考えられたのでオーバーデンチャーにするまで時間を要しました。

演題番号 6

キーパーの除去が容易なダイレクトボンディング法による磁性アタッチメントの臨床応用

○竹内沙和子, 佐藤裕二, 北川 昇, 木下芳樹¹, 鍛治田忠彦¹, 鯨井 修²

昭和大学歯学部高齢者歯科学教室

¹昭和大学歯科病院中央技工室

²(株)ジーシー 研究所

【目的】

超高齢社会の現在、高齢者の多くは種々の疾患を抱えており、MRI撮影を必要とし、磁性アタッチメントが撮影時の障害となる機会が増加している。

鑄接法は優れたキーパーの固定法ではあるが、鑄造によるキーパーの変形、酸化膜の生成などが問題となっている。また、キーパーの撤去の際には、根面板全体の除去が必要である。そこで、キーパーを根面板にセメント合着するダイレクトボンディング法が開発された。しかし、キーパー撤去の際に、キーパーに切れ込みを入れ撤去するのではなく、再度装着するには、新しいキーパーが必要である。

そこで、磁性アタッチメントのキーパーを撤去する際に、キーパーを傷つけずに根面板から撤去可能な新しい方法を臨床に应用することを目的と

した。

【方法】

改良したキーパートレーを用いて、通法に従いワックスアップを行い、磁性アタッチメント（ジーシー・ギガウス®）の根面板の側面からキーパーに通じる穴（以下、リムーブホール）を付与した。合着したキーパーを撤去する際に、リムーブホールにクラウンリムーバーを挿入し回転させ、キーパーを傷つけずに撤去できる方法を考案し、患者に応用した。

【結果】

模型上の実験では、容易にキーパーを傷つけずに撤去可能であった。問題点として、現段階ではキーパートレーを加工する際に、実体顕微鏡下での慎重な作業が必要である。また、リムーブホールの位置によっては、従来と比較し根面板の高径がより必要になる。

【考察】

開発したキーパートレーを用いて根面板を製作することで、キーパーの再利用が可能となり、患者の経済的負担の軽減に繋がると考える。また、キーパーの撤去が容易になることで、チェアタイムの短縮が可能である。今後、効率的な作業方法の確立および症例数を増やすことで、キーパートレーの有用性を検討していく予定である。

質疑応答

質問：

（愛院大・歯・有床義歯・田中貴信）

右下67は臨床条件が悪いため、単純な根面板を通用したとのことであるが、この種の症例では、将来口腔内状況が如何なることになるかの完全な予測は難しい。その様なことを考慮すると、この67にも兎に角キーパーを備えた根面板としておく（義歯には磁石構造体は装着しない）ことが、臨床経験的に極めて有用であることを確認しています。ご参考ください。

回答：

（昭和大・歯・高齢者・竹内沙和子）

実際、キーパー用の根面板を選択するのは難しい点でした。今後の臨床に応用させていただきませぬ。

質問：

（愛院大・歯・有床義歯・中村好徳）

通常のキーパーボンディング法で作製されたキーパー根面板も、キーパーの正中にタービンで切ること容易に除去が可能であり、この様な複雑な形態のキーパー根面板の必要性はあるのでしょうか。

回答：

（昭和大・歯・高齢者・竹内沙和子）

今回、キーパーをタービンで除去する際に根面板に傷が付いてしまうことを恐れ、考えました。改良したキーパートレーを用いることで、さほど複雑な技工法にならないと考えています。

質問：

（日大・歯・補綴Ⅱ・石上友彦）

昨年、日本大学で全く同じ方法を報告しましたが、どう思われますか。使用セメントの種類も実験しておりますので、ご参考にしてください。

回答：

（昭和大・歯・高齢者・竹内沙和子）

キーパートレー用いて製作していたことまでは調べていませんでした。今後、勉強させていただきます。

演題番号 7

アタッチメント磨けてますか？

磁性アタッチメントを応用した可撤性歯肉の一例

○河野稔広, 槇原絵理, 八木まゆみ, 千草隆治, 有田正博, 鱒見進一

九州歯科大学顎口腔欠損再構築学分野

【目的】

患者は75歳の女性で、2頬側根尖部付近に口蓋裂による歯肉の陥凹があるため、数年前に近医にて可撤性歯肉を作製してもらったが、食事中に外れること、また粘膜面への食片迷入が起ることから使用を中断していた。

今回このような歯肉に陥凹のある女性患者1名に対し、磁性アタッチメントを用いた可撤性歯肉を作製し、良好な結果を得たので報告する。

【方法】

上顎作業用模型作製後、模型上で筆積み法にて可撤性歯肉を作製した。2はポーセレンブリッ

ジのポンティックであったため、キーパーを装着することとし、スペースを確保するために基底面を切削し、キーパーを充填用硬質レジンにて装着した。キーパー装着後、口腔内で即時重合レジンを用いてマグネットを可撤性歯肉に合着した。

【結果・考察】

今回、口蓋裂による歯肉に陥凹のある患者に対し、磁性アタッチメントを用いた可撤性歯肉を装着した結果、食事時の脱離や食片迷入が起こらないことが確認できた。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・中村好徳)

可撤性歯肉のマージン部の設定が歯頸部となつていますが、歯周病への問題はありますか。

回答：

(九歯大・欠損再構築・河野稔広)

本症例は可撤性なので特に問題はないと考えております。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・中村好徳)

今回、磁石1個で維持されていますが、脱落・脱離等の問題はありませんでしたか。

回答：

(九歯大・河野稔広)

リップサポートによる維持もあり、問題ないと考えられました。

質問：

(日歯新潟・総合診療科・永田和裕)

軟性材だとアンダーカントに入れられますが、オブチュレーターの方法としてポリアミド等の軟性樹脂を使用した場合と比較して本症例の利点はどのようにお考えでしょうか。

回答：

(九歯大・欠損再構築・河野稔広)

硬性の方が磁性アタッチメントを使用しやすいと考えます。

座長総括 (演題番号 5, 6, 7)

日本歯科大学新潟病院・永田和裕

5. 咬合挙上を含めた、全顎にわたる咬合修正を行う症例に対して、磁性アタッチメントを使用した、オーバードンチャーと遊離端義歯による治療を行った症例である。本症例のように、少数残存歯症例に対して、オーバードンチャーを使用する方法は、支台歯の負担を軽減し、適切な咬合を与える上できわめて有効と考えられる。しかし、オーバードンチャーでは、自浄性の低下や嫌気性細菌の増加により、う蝕や歯周病のリスクが高まる可能性があることから、本症例に関しても、継続的な評価によって中・長期的な予後評価が行われることを期待したい。

6. キーパーの磁化に伴うMRIの撮像時のartifactを避けるために、コーピングに接着したキーパーを削除する方法が用いられるが、削除したキーパーの再利用は不可能である。本発表では、キーパーの除去が容易で、再利用が可能な撤去方法を考案しており、磁性アタッチメントの利便性を高めるものとする。しかしながら、撤去を行うためには特殊な構造を設ける必要があり、製作工程や設置スペースが増加することから、より制約の少ない、簡易な方法の開発が望まれる。

7. 可撤性歯肉を磁性体によって固定する試みであり、破損や劣化の生じにくい、磁性アタッチメントの特性を生かした方法であり、支台装置以外の利用法として興味深い。なお、本法ではキーパーの設置スペースが必要なことから、症例によっては適用が困難な場合も予想されたため、ポリアミド樹脂など、弾性にとみ、アンダーカット部への挿入が可能な材料の使用も含めて、症例に応じて適時使い分けることが有効と考えられる。

演題番号 8

インプラント用キーパーにおける窒化チタンイオンコーティングの基礎的検討

○岩井孝充, 吉原健太郎, 中村好徳, 熊野弘一,
大野芳弘, 白石浩一, 中村浩子, 斉藤 一,
村上 弘¹, 田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

¹愛知学院大学歯学部口腔インプラント科

磁性アタッチメントを用いたインプラントオーバーデンチャーは優れた維持機構を有し、インプラント治療の一つとして認知されている。

我々はこれまで、キーパーをスクリュー固定する場合のスクリューホールによる吸引力の影響を検討してきた。しかし、以前から、軟磁性ステンレスであるキーパーが、本質的な強度が不十分なため、機能時やキーパー着脱時に変形し、吸引力が低下する可能性が指摘されてきた。一般工業界では、この種の対策の一つとして、金属表面の窒化チタンイオンコーティングが有効であるとされている。

そこで今回我々は、当科開発中の試作インプラント用キーパーに窒化チタンイオンコーティングを施し、処理していないキーパーと処理したキーパーの2種について、硬度・表面性状・吸引力の変化について比較・検討を行った。

硬度測定には微小硬度試験を行った。試験機には超微小硬度計（ラテラルフォース、SHIMADZU）を用いた。表面の観察にはEPMA（HYPER PROBE JXA-8530F、JEOL）を用い、COMPO像を観察した。吸引力については実測と磁場解析を行った。実測は小型卓上試験機（EZテスト、SHIMAZU）と特製治具を用い、ISO規格に従った。解析は試作インプラント用キーパーに準じたモデルを作製し、その他条件は、できるだけ実際に近似した条件で行った。モデル構築と結果の表示にはプリポストプロセッサ（Femap、デジタルソリューション）を、構築したモデルへの解析条件の付与・データ解析にはソルバー（μ-MF、ミューテック）を用いた。

以上の結果、今回行った窒化チタンイオンコーティング処理により、試作インプラント用キーパー

には、約10μmのTiN層が蒸着され、表面硬度は1.5倍程度向上した。また、吸引力については、実測・磁場解析ともに、10μmのTiN層によるわずかな低下が認められた。しかし、吸引力の低下率は理論解析上で約7%、実測で1%であり、この程度の低下率は、臨床的にほとんど影響がないと考える。

以上のことから、試作インプラント用キーパーに対し、窒化チタンイオンコーティング処理を行い、10μm程度のTiN層を蒸着させることで、吸引力の低下をほとんどすることなく、キーパーの表面硬度が向上することが分かり、試作インプラント用キーパーに対する窒化チタンイオンコーティング処理が有効であることが示された。また、窒化チタンイオンコーティング処理は生成層の厚みをコントロールできることも確認できた。

今後は、窒化チタンイオンコーティング処理による生成層の厚みによる強度向上と吸引力低下について検討し、妥当なTiN層の厚みを検討したいと思う。

質疑応答

質問：

（鶴見大・歯・有床義歯・大久保力廣）

10μmのTiNIP処理を行ったキーパー面において、義歯の微小動揺などにより剥離するようなことはないでしょうか。

回答：

（愛院大・歯・有床義歯・岩井孝充）

剥離については、今後検討していく予定です。母材であるsusXM27にTiN層を蒸着していることで剥離することも考えられます。処理による吸引力の低下と、剥離しないような層の厚みを検討し、最適化をしていこうと考えています。しかし、当処理法により表面の傷は明らかにつきにくくなるため、临床上、磁性アタッチメントを用いた治療には有効となると考えています。

質問：

（東北大・歯・生体材料・高田雄京）

TiNコーティングしたキーパーと磁石構造体がこすり合わされた場合、磁石構造体にダメージが生じる可能性はないでしょうか。

回答：

（愛院大・歯・有床義歯・岩井孝充）

磁石構造体にも TiN 処理を行うのが妥当と思いますが処理温度も考えると、既製の磁石に対して行うのは難しいです。処理後、磁化させることで可能ということなので、今後検討していこうと思います。

質問

(東北大・歯・生体材料・高田雄京)

空気と TiN の透磁率の差はどの程度ありますか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・岩井孝充)

空気が $1 + 4 \times 10^{-7}$ 、Ti が $1 + 4 \times 10^{-4}$ です。しかし、TiN については文献が見つからなかったです。現状、susXM27、磁石構造体の CAD データも得られないため、さらに TiN についても得ることができれば、より正確な磁場解析を行っていきなすと思います。

質問：

(徳島大・市川哲雄)

従来型のキーパーの変形と吸引力の減少とは具体的に何を指すのでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・岩井孝充)

スクリーホール跳ね上がりにより、吸着面の密着性は失われエアギャップが必ず生じます。そのため、あらかじめ TiN 処理することで表面硬度を向上し、対処することが必要と思われます。しかし、TiN 層により、 $10 \mu\text{m}$ で 7.4% 吸引力の減少があったので、今後更に厚みや処理法について検討し、妥当な処理を考えていこうと思います。

演題番号 9

インプラント用キーパーの固定法の違いに関する力学的検討

○林 建佑, 神原 亮, 中村好徳, 大野芳弘,
岩井孝充, 庄司和伸, 熊野弘一, 津田賢治,
村上 弘¹, 田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

¹愛知学院大学歯学部口腔インプラント科

近年、インプラント材料とその技術は、目覚ましく発展してきている。中でも磁性アタッチメン

トをインプラント治療に用いたインプラントオーバーデンチャーは、その優れた維持機構から注目されている治療法の一つである。

その中でも、キーパーを機械的にネジ固定したスクリーリテーニング法は、術者によるキーパーの取り外しができ、メンテナンス等に非常に有利なものである。しかし、その反面、これらの固定構造は、長期的に口腔内で機能させるにあたり、アバットメントスクリーアの破折など臨床上問題がないとは言い切れない。

そこで今回我々は、三次元有限要素法を用いてインプラント用キーパーの固定構造の違いについて、詳細な力学的検討を行った。

検討したキーパーの固定構造は、フィクスチャーとアバットメントをアバットメントスクリーアとキーパーを一塊としたものにて固定した構造(固定構造 A)と、フィクスチャーとアバットメントをアバットメントスクリーアにて固定し、その上部に、別個体としてキーパーをアバットメントと固定した構造(固定構造 B)とし、これら2種の固定構造を三次元有限要素モデルにて詳細に構築した。

荷重条件は、荷重方向をキーパーに対して垂直および斜め45度方向とした2種の荷重とし、荷重量はともに800Nとした。拘束条件は、フィクスチャー周囲に皮質骨を構築し、その周囲および底面部を完全拘束とした。

解析結果は、垂直荷重に対して、固定構造 A と固定構造 B とでは、アバットメントスクリーアに力学的な大きな差はみられなかったが、わずかに固定構造 B に応力緩和が観察された。

側方荷重に対しては、固定構造 A は、固定構造 B と比べ、アバットメントスクリーアのネック部および中央部に圧縮および引張応力の集中が観察された。

これらの結果から、固定構造 B は、固定構造 A と比べ、アバットメントスクリーアの破折に対して、力学的に効果的な固定構造であることが示唆された。

質疑応答

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・中林晋也)

荷重条件について、キーパーに対して垂直また

は斜めに荷重を与えていますが、臨床の間ではアバットメントを義歯の外冠が抱え込んでいることから、アバットメントごとのねじれ等が考えられます。今回、キーパーのみに荷重条件を限定したのはどうしてですか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・林 建佑)

アバットメントに荷重を加え予備実験もしておりますが、結果としては、斜めによる荷重と大差はないため、割愛させていただきました。

質問：

(昭和大・歯・高齢者・佐藤裕二)

最大引っ張り応力は、今回想定した金属の破折強度と比較してどうですか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・林 建佑)

今回は破折が疑われる部位について焦点を当てて研究しましたので、強度については検討していません。強度となると、金属の塑性についても検討していかないとはいけませんので、それも含めて考えていきたいと思っております。

演題番号 10

インプラントオーバードンチャー用緩圧型アタッチメントの負担圧配分

○河野健太郎

鶴見大学歯学部有床義歯補綴学講座

【目的】

本研究は、インプラントオーバードンチャー用緩圧型アタッチメントを用いた時の顎堤粘膜とインプラントの負担圧配分について実験的検討を行った。

【方法】

顎堤粘膜とインプラントの負担圧配分は下顎両側性遊離端欠損を想定したシミュレーション模型上に小型圧力センサー (PS10KA、PS-10KB、共和電業社製) を設置して測定を行った。

7|7にインプラントを単独植立し、ヒーリングアバットメントを装着したインプラント強支持型義歯、インプラントにカバースクリューを設置した通常の遊離端義歯、磁性アタッチメント (マグ

フィット IPS、愛知製鋼社製)、緩圧型ボールアタッチメント (Type S、ジーシー社製、以下、SBB アタッチメント) を装着したインプラント緩圧支持型義歯の4条件において、5 kgf 荷重下の顎堤粘膜の負担圧および義歯の変位量を同時に測定した。

得られたデータは一元配置分散分析後、Tukeyの多重比較検定により統計解析を行った。

【結果・考察】

負担圧は、6|6相当部において、強支持型義歯、磁性アタッチメントは遊離端義歯および SBB アタッチメントと比較して有意に低い値を示した。一方、4|4部において、緩圧支持条件の SBB アタッチメント、磁性アタッチメントは強支持型義歯と遊離端義歯に比較してわずかに大きい値を示した。正中部舌側の負担圧は、遊離端義歯が最も大きく、以下、SBB アタッチメント、磁性アタッチメント、強支持型義歯の順であり、有意差は認められなかった。

義歯の沈下量は、遊離端義歯に比較して強支持型義歯および磁性アタッチメントは有意に小さな沈下量を示した。

SBB アタッチメントは磁性アタッチメントに比較して垂直方向の荷重に対し、大きな緩圧効果を示した。

以上の結果から、両側性遊離端欠損部後方のインプラントにより咬合支持を求める場合、顎堤粘膜の被圧変位量の大きい症例には SBB アタッチメント、被圧変位量の小さい症例には緩圧型磁性アタッチメントを用いることが有効である。

質疑応答

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・梅川義忠)

顎模型製作時に口腔内の形態、骨格、被圧変位を再現するための工夫について教えてください。

回答：

(鶴見大・歯・有床義歯・河野健太郎)

市販の平均的両側遊離端欠損模型を元に、センサー設置のため顎堤部を平坦化させました。また、歯根膜、粘膜の被圧変位性をできるだけ生体に近づけるために、予備実験の結果から、シリコン印象材を使用し厚みを規定しました。

質問：

(日歯新潟・総合診療科・永田和裕)

インプラントとの接触部分は交換のできるローケターのようなタイプで緩圧作用の強いものが良いのではないのでしょうか。

回答：

(鶴見大・歯・有床義歯・河野健太郎)

緩圧効果を確実に得たい場合にはSBBアタッチメント、比較的弱い緩圧効果でよい場合にはマグネットアタッチメントを選択すれば良いことが今回の実験より確認できました。症例によっては、緩圧作用の必要な場合もあると考えます。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・田中貴信)

歯根膜のクッション機能を補完するために、インプラントに緩圧のメカを組み込むことは、古くから多くの試みが行われ、実際商品化されたものもいくつか存在したはずですが、それらが一般的にあまり普及していないのは何故なのでしょう。

回答：

(鶴見大・歯・有床義歯・河野健太郎)

これまでは症例に応じて緩圧量の調整が可能なアタッチメントが少なかったため、一般臨床に普及しなかったものと思われます。そこで今回、緩圧量を規定できるアタッチメントを開発しました。

座長総括 (演題番号 8, 9, 10)

徳島大学・市川哲雄

8. インプラントに磁性アタッチメントを用いる場合、アバットメントキーパーにスクリーホールを必要とし、軟磁性ステンレスであるキーパーの強度が不十分なため、着脱時等に変形し、吸引力が低下する懸念がある。本研究はその解決策として窒化チタンイオンコーティングを提唱し、その有効性について検討したものである。本研究で開発した10 μ m程度のTiN層を蒸着させた窒化チタンイオンコーティング処理インプラント用キーパーは、表面硬度が向上し、しかも吸引力の低下をほとんど認めず、有効であることが示された。よりよい物性を持つインプラント用磁性アタッチメントの開発にあたって有効な研究で今後の研究の発展を期待したい。

9. インプラントオーバーデンチャーにおいて、キーパーをアバットメントに連結する方法には様々な方法があり、スクリー破折など力学的な影響を与える。本研究は2つの方法について、三次元有限要素法を用いて詳細に力学的検討を行ったものである。インプラント体とアバットメントをアバットメントスクリーにて固定し、その上部にキーパーをアバットメントと固定する構造は、インプラント体とアバットメントをアバットメントスクリーとキーパーの一体型で固定する構造と比べ、アバットメントスクリーの破折に対して、力学的に効果的であることが示された。インプラント治療における磁性アタッチメントを用いた術式の開発にとって重要な情報を与える研究と考えられる。

10. 両側性遊離端欠損症例におけるインプラントオーバーデンチャーの応用において、ヒーリングアバットメント、カバースクリューのみ、緩圧型磁性アタッチメント、緩圧型ボールアタッチメントの4条件について模型シミュレータで検討を行ったものである。両側性遊離端欠損部後方にインプラントを埋入し、オーバーデンチャーで補綴する場合、顎堤粘膜の被圧変位量の大きい症例には緩圧型ボールアタッチメントが、被圧変位量の小さい症例には緩圧型磁性アタッチメントが効果的であることが示された。本研究の結果は、両側性遊離端欠損症例におけるアバットメント選択の臨床決断に有効な示唆を与えるものと考えられる。

演題番号 11

下顎歯列および歯槽骨が著しく舌側傾斜している患者に対して磁性アタッチメントを用いたオーバーデンチャーで咬合回復した1症例

○石田雄一

徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部
口腔顎顔面補綴学分野

【目的】

下顎全部床義歯は上顎に比べ、一般に維持力を得ることが困難である。今回、下顎全部床義歯の維持不足が予想される患者に対して磁性アタッチ

メントを使用したオーバードンチャーを装着し、良好な経過を得ることができたので報告する。

【症例の概要】

患者は63歳の男性で、歯の動揺と歯肉の退縮・疼痛を訴えていた。全顎的な重度の慢性辺縁性歯周炎と歯の欠損を放置していたことによる咀嚼障害と咬合位の不安定、およびう蝕による審美障害が認められた。また、下顎の残存歯および顎堤は著しく舌側に傾斜しており、舌側には大きなアンダーカットを認めた。10年ほど前から鬱病の既往があり、現在も投薬加療中であった。

【治療内容と経過】

2、54|34以外は抜歯し、上下顎全部床義歯型の即時義歯を装着した。下顎歯列と顎堤の舌側傾斜により、下顎義歯の舌側床縁を適切に設定することができないため、維持不足が予想された。さらに、下顎即時義歯の舌側では、義歯床が薄くなり支台歯が透けて見える程度の厚みしか確保できず、アタッチメントを装着するだけの補綴空隙が不足していた。そこで、54|34は外科的歯冠延長術を行った後に、磁性アタッチメントを支台歯とする最終義歯を製作した。磁性アタッチメントは支台歯の大きさに合わせ、GC社製のGIGAUSS C300とC600を使用した。磁石構造体の装着は、新義歯装着後2週間が経過した時点で、口腔内において咬合圧下で直接装着した。

【結果】

患者の高い満足が得られ、術後の口腔関連QOLおよび咀嚼能力は大幅に改善された。また、4ヶ月毎に定期検診を行っているが問題はない。口腔衛生に対する関心が高くなったようで、支台歯および義歯へのプラークの付着はほとんど認められなくなった。

質疑応答

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)

全身状態はどうでしたか。糖尿病、高血圧はなかったでしょうか。

回答：

(徳島大・院・ヘルスバイオ・石田雄一)

全身状態は、うつ病以外は問題なく、清掃不良による歯周病の進行が認められました。

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)

舌房が狭くなるので総義歯としたとありますが、舌側の辺縁形態はどうなっているのでしょうか。

回答：

(徳島大・院・ヘルスバイオ・石田雄一)

外科的歯冠延長術によって、結果的に舌側のアンダーカットが軽減されたのですが、一般的な総義歯の辺縁まで床を伸ばすとアンダーカットの影響がどうしても回避できない為、臨床的に問題ない部位まで可及的に伸ばした形態としました。

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)

デンチャースペースが少ないため、とのコメントがあったが、咬合高径の決定はどのように行ったのでしょうか。

回答：

(徳島大・院・ヘルスバイオ・石田雄一)

上顎のBrの咬合平面を基準として、顔貌より判断しました。下顎安静位が安定せず、パノラマ上でTMJの診査は不可能でした。

質問：

(千葉県開業・田中譲治)

外科的歯冠延長術を行ったとのことだが？

回答：

(徳島大・院・ヘルスバイオ・石田雄一)

PDでは舌側傾斜が強く舌房が狭くなり、また下顎前歯部の突き上げも懸念されたため総義歯としたのですが、歯軸、顎堤の舌側傾斜もみると、アタッチメントを設定するためのクリアランスを確保するために施行を決断いたしました。

質問：

(東医歯大・水谷 紘)

アタッチメントの数に対して、下顎義歯は床縁が大きい印象があったが、床縁決定はどのように行ったのですか。

回答：

(徳島大・院・ヘルスバイオ・石田雄一)

即時義歯を修正しながら最終義歯の辺縁形態を模索し、参考にしました。

演題番号 12

Magno-Telescopic Crown (MT 冠) を用いた
補綴症例

○熊野弘一

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

【症例の概要】

症例 1 における症例の概要を示す。患者は、58 歳女性。主訴は、うまく噛めない、見た目をきれいにしたいとのことである。既往歴は、上顎左側前歯部に違和感を持ち、2007 年 4 月に当病院に来院し、口腔外科にて抜歯後、同年 8 月、当科を受診した。全身的既往歴としては、気管支喘息、高血圧であった。症例 2 の概要を示す。患者は、62 歳女性。主訴は、入れ歯を新しく作りたいとのことである。既往歴は、一年前に近在歯科医院で抜歯を行い、義歯を作製したが、調子が悪く再製作を希望し、2006 年 7 月当科を受診した。全身的既往歴において、特記事項はなかった。

【治療方針】

症例 1 について治療方針を示す。まず不良補綴物の除去を行い、暫間義歯を装着した。暫間義歯装着後、歯周初期治療、残存歯の再根管治療を行った。これらの治療が終了後、最終補綴物の作製に移行していった。歯周初期治療、根管治療が終了した残存歯は、支台歯としての状態が良好だったため、支台装置に磁性アタッチメントを利用した MT 冠を選択した。金属床のフレームワークの設計は、支台歯の清掃性を考慮し、歯頸部周囲は開放するように設計した。金属床は、MT 冠に白金加金を、フレームワークにコバルトクロム合金を用いた。

症例 2 における治療方針を示す。上下残存歯の根管治療を行うとともに、歯周初期治療を行った後、上顎残存歯に MT 冠を、下顎残存歯には、キーパー根面を支台装置とした金属床を作製した。

【結果、考察】

症例 1, 2 ともに、患者は咀嚼機能的、審美的にも満足している。症例 1, 2 とも、最終補綴物装着後、機能評価として咀嚼能力測定を行った。測定結果は、検査用グミゼリーによる表面積増加

量、咬合力測定による咬合力、咬合接触面積、摂食食品アンケートの 3 項目とした。各評価項目において十分な結果を得ることができた。今後は、定期的なメンテナンスにて経過観察していく予定である。

質疑応答

質問：

(千葉県開業・田中譲治)

1 症例目の上顎義歯は、片側のみの残存歯だが、転覆などへの対応はどのようにされたのでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・熊野弘一)

反対側にインプラントの適応を考えていましたが、患者さんとの相談で、今回はインプラントの適応は見送りました。

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・石上友彦)

根面板キーパーと、MT 冠の軸面の丈の違いをどのように考えていらっしゃいますか。2 症例目は下顎に対しては通常根面板キーパーとして完全に FD としているために歯頸部を被覆しているため、歯肉退縮は防げないのではないのでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・熊野弘一)

根面板と MT 冠の違いは側方力のかかり方の差だと考えております。本症例では、支台歯の状態が良いと考えられた歯に対して MT 冠を適用しました。

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)

外冠とフレームの結合はどのようにされていますか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・熊野弘一)

外冠より脚部を出し、フレームワークと機械的嵌合を期待しており、溶接やろう着は行っておりません。

演題番号 13

磁性アタッチメントを用いたフルマウスリコンストラクション

○増田達彦

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

【症例の概要】

審美障害、咀嚼障害で来院した患者に対し、磁性アタッチメントを用いた審美性、機能性を考慮した全顎的補綴処置を行った症例について報告する。

患者は71歳女性、上下顎ともに古いブリッジが装着され、全顎的に著しい咬耗に伴う咬合平面の乱れが見られた。前医にて、顎関節症状の改善のためにスプリント型の下顎義歯を作製、使用し、顎関節症状は改善していた。審美性、咀嚼機能回復を希望し、本科を受診した。

【治療方針と経過】

患者は、特に審美的要求が高かった為、最終的には磁性アタッチメントを用いて上下顎を全顎的に補綴修復することとした。上顎ではプロビジョナルレストレーションを、下顎では保存の難しい歯の抜歯、下顎隆起の切除を行い、クラウンを撤去した残存歯上にオーバーデンチャーを装着した。咬合と顎関節のチェックを行いながら、上顎では、セカンド、サードプロビジョナルレストレーションを作製、装着した。

約16か月間経過を観察した後、最終補綴処置に移った。上顎では残存歯全てにMT冠を、下顎では根面板形態の磁性アタッチメントを採用した。上顎では、犬歯欠損、嘔吐反射への対応を考慮する設計とした。審美的には初診時と比較して咬合平面、また前歯部被蓋関係も正常なものに修正された。顎関節症状は落ち着いている。

【考察】

新義歯装着後、患者は審美的、咀嚼機能的にも満足している。検査用組ゼリー、プレスケールによる咬合力測定、摂食可能食品アンケート等を実施した結果を行ったところ、健常歯列者と同等の咀嚼能が発揮されていることが示された。

患者が位置を特定しにくいアタッチメントの清掃方法や、義歯の清掃についての重ねての指導、

継続的なメンテナンスの必要性を改めて感じる症例となった。

今後、さらに注意深く予後を診ていきたいと考えている。

質疑応答

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)

症例1の咬合高径は、どのように決められたのですか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・増田達彦)

前医のスプリント治療では高径が解剖学的に高すぎると感じたので、徐々に下げながら高径を決定していきました。臼歯部の咬合接触を参考にし高径を決定しました。

質問：

(明海大・歯・機能保存回復・大川周治)

症例2で吸着が下がってきた原因はどのようにおかんがえでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・増田達彦)

粘膜面の不適合とマグネットの位置ずれなどが原因として考えられます。

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・石上友彦)

下顎のデンチャーに丈のない根面板キーパーを適応していますが、MT冠にして歯頸部を開放しておいた方が、歯頸部の歯肉の退縮を防げられると思われませんかでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・増田達彦)

ご指導ありがとうございます。今後の参考にさせていただきます。

認定医申請講演総括 (演題番号11, 12, 13)

明海大学・大川周治、千葉県・田中譲治

11. 下顎歯列および歯槽骨が著しく舌側傾斜している患者に対して、外科的歯冠長延長術を施した後に、磁性アタッチメントを応用した症例についての報告であった。通常のオーバーデンチャーの設計では、舌側の辺縁封鎖が困難なため、維持不

足が予想されるケースであった。オーバーデンチャーにおける支台歯周囲のアンダーカットは、義歯床床翼を縮小することになる原因の1つであり、義歯床による維持力および支持力の低下とともに義歯床の破折を助長する要因ともなる。また、下顎歯列が著しく舌側に傾斜している場合、教科書的には外側バー（唇側バー）が適応となるが、外側バー（唇側バー）は異物感が強く、臨床的にはやや難がある。これに対して、外科的歯冠延長術を施すことにより支台歯周囲の形態を大幅に改善し、かつ磁性アタッチメントによる全部床義歯型のオーバーデンチャーを組合せることにより本来の義歯床床翼の長さを確保するとともに、大連結子を不要とする設計が可能となった。オーバーデンチャーの弱点を補う対応の1例として重要な報告であり、今後の長期的な経過報告に期待したい。

12. テレスコープ冠は強固な支持能と把持能を有する反面、経年的な維持力減少という難点を有している支台装置である。MT冠は経年的な維持力減少というテレスコープ冠の難点を補うべく考案された支台装置であり、このMT冠を応用した2症例についての報告であった。咀嚼力を考慮した義歯の設計や清掃性など、種々の慎重な対応の基、治療が実施されている。また、咀嚼能力測定による客観的評価も実施されており、今後の長期的な経過報告に期待したい。

13. プロビジョナルレストレーションの作製を3回実施し、咬合関係と審美性の改善度を確認しながら、慎重に治療を進めた症例についての報告であった。支台装置として、上顎にMT冠、下顎に根面板形態の磁性アタッチメントが使用されているが、上顎では犬歯欠損や嘔吐反射への対応、下顎では抜歯や下顎隆起切除術など口腔外科的前処置が行われるなど、最終義歯完成まで種々の配慮がなされている。客観的な咀嚼機能検査により、十分な咀嚼機能の改善が示されているが、プラークコントロールにやや難が認められており、定期的なメンテナンスが特に重要な症例と思われる。今後の長期的な経過報告に期待したい。

演題番号 14

テレスコープ型磁性アタッチメント義歯による、補綴再治療症例

○永田和裕, 川村真之

日本歯科大学新潟病院 総合診療科

【目的】および【方法】

部分床義歯には、義歯と支台歯を強固に連結し、義歯の動きを最小限に抑える Rigid design と、義歯の動きをある程度許容し、支台歯負担の軽減を図る Flexible design の相反する設計方針が存在するが、両者を選択する基準は明らかではない。本報告では、Rigid design で遊離端義歯を製作した後、支台歯のトラブルの発生が継発したため、磁性アタッチメントを応用した、telescopic denture で再治療を行い、経過観察を行っている症例について、両支台装置の特性に関して臨床的に検討を行った。

【結果・考察】

本報告は純粹に、Rigid と Flexible design との比較を行ったものではなく、本症例から Rigid よりも Flexible design が優れていること結論づけることは困難だが、強固な Rigid design が必ずしも支台歯の保護には繋がらないことが確認された。連結した支台装置の寿命は通常の Bridge 症例と同等と考えられることから、支台歯の負担が少なく、再治療の容易な磁性アタッチメントの利用は、支台歯の保護と長期的治療コストの低減において、有効であると推察された。

質疑応答

質問：

（東医歯大・水谷 紘）

テレスコープ型、オーバーデンチャー型の義歯内への磁石構造体の具体的な取り付け方法について、材料も含めて教えてください。

回答：

（日歯新潟・総合診療科・永田和裕）

発表症例では、義歯完成後に口腔内でスーパーボンドを使用して、軽圧下で咬合させて組み込んでおります。現在は、作業の効率化を図るため、小さな通路を付与して即時重合レジンを使用する

ことが多くなっております。

質問：

(東医歯大・水谷 紘)

過去の研究では使うレジンの量が大きいと引張力も大きくなるので、我々はむしろ遁路を設定せずに、モノマーリッチの MMA を少量使うことを推奨していますが、いかがお考えでしょうか。

回答：

(日歯新潟・総合診療科・永田和裕)

遁路付与の有無は一長一短があると思われまので症例ごとに適宜選択するのが望ましいと考えます。

演題番号 15

磁性アタッチメントを応用したコーヌステレスコープ遊離端義歯の症例

○佐藤雅之, 秀島雅之¹, 和田淳一郎, 安藤智宏, 犬飼周佑, 和達重郎, 鶴見麻有子, 小高容平, 坪田康弘, 五十嵐順正

東京医科歯科大学大学院部分床義歯補綴学分野

¹東京医科歯科大学歯学部附属病院回復系診療科

【目的】

3 歯欠損以上の臼歯部遊離端欠損症例では両側設計とするのが一般的である。今回、コーヌステレスコープと磁性アタッチメントを応用することにより義歯の設計を片側処理とし、装用感、審美、機能の点で満足が得られたので報告する。

【概要】

患者は45歳の男性で、4567Br の動揺が主訴で来院した。支台歯のうち 4以外は保存不可能と診断し、上顎左側臼歯部の遊離端欠損に義歯を作製することとなった。

【治療内容】

上顎臼歯部のブリッジ除去後、暫間義歯を装着し 5を抜歯した。4は抜歯には至らないものの状態が良好ではなく、コーヌステレスコープ義歯の支台歯としては不十分であると診断した。そこで、23をコーヌステレスコープ、4を磁性アタッチメントとした最終義歯を製作した。最終義歯装着後、発音、審美、機能的に患者からは満足が得られ、良好な経過を得られた。

さらに追加で根管治療後、歯根の条件が悪いため磁性アタッチメントとコーヌステレスコープを併用した症例についても報告する。3にコーヌステレスコープ支台、4に磁性アタッチメントとした。この症例についても設計を片側処理にすることが可能となり、患者に違和感の少ない義歯を提供することが可能となり良好な経過が得られた。

【まとめ】

最終義歯装着後、片側設計のテレスコープ義歯であることにより、装着感、審美、機能の面で十分な満足が得られ、経過は良好のため、テレスコープと磁性アタッチメントの併用による片側性義歯の適応症についての示唆が得られた。

質疑応答

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・中村好徳)

コーヌスとマグネットでは機能面で全く異なるので、その併用については問題があるのではないかと考えられるがどうでしょうか。

回答：

(東医歯大・院・部分床・佐藤雅之)

義歯装着時の義歯自体の沈下を考慮して、磁石構造体の装着時期は義歯装着時より後にする、長期経過の中では義歯床の動きを見て、動きが出現したら対応するなどの配慮が必要と考えます。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・中村好徳)

2 症例目の片側症例は少し無理があると思われまます。対合はどのような様式の補綴物なのでしょう。

回答：

(東医歯大・院・部分床・佐藤雅之)

対合はコーヌステレスコープ義歯です。本症例は、対合の状態、支台歯 (3) が生活歯で骨植が良好) の条件が良いなどの理由から、良好な経過をたどっています。

質問：

(九歯大・欠損再構築・鱒見進一)

3 コーヌス、4 マグネットで765 欠損を片側処理で補綴するのは、補綴学的に考えて明らかに予後不良と思われまますがどうでしょうか。

回答：

(東医歯大・院・部分床・佐藤雅之)

本症例の設計がすべての症例に適用できるわけではありませんが、 $\bar{3}$ が生活歯で支台歯として条件が良好であること、対合歯が義歯であること、付与する咬合での対応などにより、良好な経過をたどっています。

質問：

(九歯大・欠損再構築・鱒見進一)

7]の人工歯を排列せずに床後縁を短くすることは考えられなかったのでしょうか。

回答：

(東医歯大・院・部分床・佐藤雅之)

床は、被覆すべき領域は十分に被覆をするべきですが、コーヌステレスコープ義歯であるために、全部床のように大きくはなく、可動粘膜内で最大としました。人工歯については咬合の付与の様式で対応しました。

座長総括 (演題番号 14, 15)

神奈川県・土田富士夫

14. 義歯の機能に関して、rigid designとflexible designは以前から論争されてきた。今回報告の症例ではtelescopic dentureのため、一見rigidのように見受けられるが、コーピング軸面の維持力は、ほとんど発生しない設計になっていると報告された。そうであれば、磁性アタッチメントによる補綴再治療は支台歯の保護と長期的治療コストの低減において有効との主張は納得できる。さらにテレスコープのため、軸面の高さのないショートコーピングよりは口腔清掃が容易であるので、歯周病予防からも望ましいと思われる。

15. 患者が補綴治療に対して装着感、審美、機能の面で要求度が高い場合、インプラント以外の治療では、コーヌステレスコープや磁性アタッチメントによる治療が有効な手段である。今回の症例はこれらの術式を組み合わせた片側性のテレスコープ義歯である。一般論では、今回のような欠損様式の場合、片側で処理することはなく、反対側に間接維持装置を設計するのがルーチンと考えられる。ただし対合の状態が重度の歯周病の場合や、対合が無歯顎の場合、あるいは片側義歯装着の期

間限定される場合にはこのような適応も考えられる。力学的には問題があるかもしれないが、その後の支台歯崩壊の危険性を説明の上、患者の同意が得られれば認められる遊離端義歯の補綴治療と思われる。これまでもコーヌス義歯の修理時にコーヌス外冠をそのままにし、内冠の代わりにキーパー付き根面板を装着する義歯修理の術式が報告されているが、コーヌステレスコープと磁性アタッチメントの共存は補綴学的に有用な術式と考えられる。

演題番号 16

磁性アタッチメントの各種吸引力測定法について
—ISO新治具を用いた測定—

○庄司和伸, 中村好徳, 増田達彦, 岩井孝充,
神原 亮, 小木曾太郎, 中村浩子, 高田雄京¹,
田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

¹東北大学大学院歯学研究科 歯科生体材料学分野

磁性アタッチメントの吸引力に関しては、従来から多様な機械的実測や有限要素法にもとづく理論的解析が行われている。現在ISO規格となっている当講座開発の測定治具は、2軸性のため、この種の測定に不可欠な厳密な方向制御が可能な精密な構造を有し、これまで多くの計測結果からもその高精度な機能が確認されている。しかし、この治具は、2軸性でかつ高精度のため汎用性に問題がある。そこで今回、ISO標準化委員会にてより簡便にまた安価に作製できる新治具の試作が行われたので、その精度と再現性の確認を行った。

今回比較した吸引力測定法は、規制の無い測定法、当科開発治具を用いた測定法、ISO委員会にて試作された治具を用いた測定法とし、この各測定法における実測値の比較検討を行った。試料にはギガウスD、Cシリーズ(ジーシー)各種を用い、引っ張り試験機EZ-TEST(シマズ)にてISO規格に従いクロスヘッドスピード5mm/min、試料数各5個、測定回数各10回で測定を行った。検定には、一元配置分散分析とscheffeの多重比較検定を用いた。

磁性アタッチメント吸引力測定には、今回の吸引力測定値および標準偏差から、方向を規制した治具が必要不可欠であるということが再確認された。また、方向規制のある2種の治具の比較では、測定結果はほぼ同程度であった。しかし、試作治具は、測定時に摩擦が約40-50gf生じ、この摩擦値が吸引力の値に加味されることが挙げられ、測定した吸引力値に対する補正が必要である。

標準偏差に関しては、試作治具が多少小さい値であった。これは、当科特性治具とISO試作治具における治具と金型の固定用式の違いによるものと考えられ、試作治具の方ががたつきの無い強固な固定用式のため、繰り返し測定を行う際に再現性がある事が確認された。しかし一方で、固定に余裕がない為に金型へキーパーの設置等の操作が困難であると考えられる。

試作治具による測定値は、当科特製治具による測定値と比べ、ある程度近似した値が得られる事が示されたが、検討しなければならない事項がいくつか明確になった。

質疑応答

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・石上友彦)

なぜ、楕円形の方が正円形より治具の差が少なかったのでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・庄司和伸)

ギガウスD(正円)の方が、位置も合わせやすく、差は少ないと思いますが、今回使用したギガウスC(楕円)に関して、磁石構造体がキーパーより0.4mm大きな新しい型のものを用いたため、性能が上がっていたのではないかと考えます。

質問：

(鶴見大・歯・有床義歯・大久保力廣)

新しい治具の方が摩擦抵抗が大きいということは、吸引力が大きい値が出ると考えられますが、Dが小さい値というのはどういうことなのでしょうか。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・庄司和伸)

データは補正後の値であり、中心の軸がずれている可能性が考えられます。

質問：

(東北大・歯・生体材料・高田雄京)

ISO式治具において、更に改良しなければならない部分と、その改良について説明してください。

回答：

(愛院大・歯・有床義歯・庄司和伸)

摩擦抵抗があること、治具の金型の固定の仕方(強固であると装着時のキーパーと磁石構造体の吸着が確認できない)、治具と装置との装着の仕方などの改善が必要と考えられます。

演題番号 17

キーパー付き根面板の軸面形態が支台歯および周囲組織におよぼす影響

○渋谷哲勇¹，山中大輔¹，内田天童¹，
大山哲生^{1,2}，中林晋也^{1,2}，豊間均^{1,2}，
大谷賢二^{1,2}，石島学¹，石上友彦^{1,2}

¹日本大学歯学部歯科補綴学教室Ⅱ講座

²日本大学歯学部総合歯学研究所臨床研究部門

【目的】

オーバーデンチャーの支台装置に磁性アタッチメントを用いた場合の周囲組織への咬合力伝達様相を解明することは、支台装置であるキーパー付き根面板(以後根面板)設計を行う上で重要である。演者らはこれまで、根面板の軸面形態の最適化を目的として、根面板上面および軸面傾斜角度の相違が周囲組織におよぼす影響について三次元有限要素法を用いて報告してきた。今回、その一つとして根面板の軸面形態の違いによる義歯床下皮質骨への影響について比較検討した。

【方法】

下顎右側犬歯1歯残存症例に対して根面板を製作し、オーバーデンチャーを装着した解析モデルを構築した。根面板形態は、軸面傾斜角を0度、30度とした形態および軸面をドーム型とした形態(以後モデルA、モデルB、モデルC)の3種類とした。荷重条件は、閉口運動時の筋収縮を考慮した荷重量を設定し、両側咬合時、左側咬合時および右側咬合時を再現した。これら条件下での各咬合時における皮質骨表面の最小主応力分布および、皮質骨骨頂における最小主応力値を計測し分

析した。

【結果・考察】

両側咬合時では、他のモデルと比較してモデル A の支台歯周囲に圧縮応力の集中がみられた。左側咬合時では、モデル A、モデル B、モデル C の順に、支台歯周囲の圧縮応力が集中した。右側咬合時では、他のモデルと比較してモデル A の支台歯遠心相当部に圧縮応力の集中がみられた。根面板の軸面傾斜角を 0 度としたことで、義歯を介して支台歯に伝わる咬合力が垂直的に受けるため、他のモデルと比較してモデル A の支台歯周囲に圧縮応力が集中したと考えられる。また左側咬合時では、義歯と根面板および義歯と粘膜との間にすべりが生じやすくなったことで、モデル C における支台歯周囲皮質骨の圧縮応力が減少したと考えられる。今回の結果より、軸面形態をドーム型とすることで支台歯周囲皮質骨にかかる圧縮応力の緩和が図れることが示唆された。

質疑応答

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・大野芳弘)

皮質骨の最小主応力に関してだけ考察していますが、最大主応力に関しても考察した方が良いのではないのでしょうか。

回答：

(日大・歯・補綴Ⅱ・渋谷哲勇)

今後の参考にさせていただきます。ありがとうございます。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・神原 亮)

材料非線形性の導入法に関して、適確に非線形挙動の検証は行われているのでしょうか。

回答：

(日大・歯・補綴Ⅱ・渋谷哲勇)

粘弾性の特性を持つ歯根膜を線形解析するために、まず第 1 荷重として 0.98N までの解析をかけ、次に最終荷重まで値を変更して解析しました。検証は過去に行っており、継続使用しています。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・神原 亮)

応力分布の評価に関して最小主応力の結果表示でプラスレンジの評価が行われていましたが、単純に応力ベクトルが反転しているものとした評価

で良いのか、その点に対する考察があれば教えてください。

回答：

(日大・歯・補綴Ⅱ・渋谷哲勇)

第 3 主応力を見る理由としては、圧縮応力が主な義歯床下組織を見ているためです。ただ、先生のおっしゃる通りで、その値がプラスになった場合、やはり引張応力ということになります。これをどう評価するかは今後検討いたします。

演題番号 18

臨床使用されたキーパーの表面性状が維持力に及ぼす影響

○塩野目尚¹，小川 泰¹，遠藤茂樹¹，木内美佐¹，
梅川義忠^{1,2}，長谷川みかげ¹，宮田和幸¹，
阿部有希¹，石上友彦^{1,2}

¹ 日本大学歯学部歯科補綴学教室Ⅱ講座

² 日本大学歯学部総合歯科研究臨床研究部門

【目的】

磁性アタッチメントのキーパーにおける表面性状の劣化は、磁石構造体との維持力の低下を生じさせる。しかし、口腔内で粗造になったキーパー表面の維持力の回復に関する報告はみられない。そこで、本実験では、抜去されたキーパー付き根面板の表面性状および維持力の分析を行い、さらに臨床応用が可能な研磨方法の検討を行った。

【方法】

抜去されたキーパー付き根面板の表面粗さ (Ra) およびうねり (Wz) を形状測定レーザマイクロスコープ (VK-X100、KEYENCE 社製) を用いて 200 倍の拡大率で解析し、万能試験機 (EZ-Test、島津製作所社製) 上で引張試験 (クロスヘッドスピード 5.0mm/min) を行い、維持力測定を行った。次に、得られた Ra および Wz を参考に、新品キーパーの表面をサンドブラスター (Jet Blast、モリタ社製) を用いて、0.6MPa、10秒、5mm の条件下で処理し、抜去されたキーパーの表面性状を模擬的に再現した。その表面をシリコンポイント (Mタイプ CA 用5、松風社製) および耐水研磨紙 (水ときペーパーシートソフトタイプ 住友スリーエム社製) を用いて研磨し、

表面粗さおよびうねりを解析し、維持力測定を行った。その結果を基に、口腔内用研磨機器具を考案し、抜去されたキーパーの表面を研磨し、研磨前の維持力と比較検討した。

【結果・考察】

抜去されたキーパーの表面は、新品と比較し、面粗れおよびうねりが生じ、維持力も低下する傾向がみられた。また、シリコンポイントおよび耐水研磨紙を用いて模擬的に再現した粗造なキーパーの研磨を行ったところ、表面粗さ、うねり、および維持力のすべてにおいて耐水研磨紙が有効であることがわかった。そこで、口腔内で使用されたキーパーの表面を耐水研磨紙を用いて、試作の口腔内用研磨器具で研磨したところ、維持力が回復する傾向がみられた。以上の結果より、口腔内で表面が粗造になり、維持力が低下したキーパーの研磨には耐水研磨紙の使用が有効であることが示唆された。

質疑応答

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・中村好徳)

抜去した歯牙の根面板の作製法はKB法あるいは鋳接法ですか。

回答：

(日大・歯・補綴Ⅱ・塩野目尚)

抜去されたキーパーはKB法1本、鋳接法4本の計5本でした。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・中村好徳)

口腔内で研磨を行うのは非常に難しいと思われませんが、何かテクニック等があれば教えてください。

回答：

(日大・歯・補綴Ⅱ・塩野目尚)

口腔内で実際に行っていないので正確なことは言えませんが、キーパー表面と水平に耐水研磨紙を位置づけ、慎重に研磨するのがよいと思われます。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・岩井孝充)

新品キーパーをアルミナサンドブラスト処理するよりも、実際に表面をたたいた方が臨床的かと思います。サンドブラスト処理の方法を再考察さ

れた方がよいのではないのでしょうか。正中がうねれば吸引力が落ちるのは当然ですので、全体にうねりをつけると、もっと面白い研究になると思います。

回答：

(日大・歯・補綴Ⅱ・塩野目尚)

サンドブラスト処理を行った理由として、抜去されたキーパーの表面性状を再現したく、うねりを生じさせるために行いました。先生がおっしゃられた、たたく方法など、参考にさせていただきました。ありがとうございます。

座長総括 (演題番号 16, 17, 18)

鶴見大学・大久保力廣

本セッションでは、吸引力測定用の新ジグの評価、キーパー付き根面板の軸面形態、長期使用されたキーパー表面性状に関する報告があり、いずれの研究も磁性アタッチメントの臨床応用に非常に有益であり、さらなる継続が期待された。

演題16

磁性アタッチメントの正確な吸引力の測定は非常に困難であり、研究者によりデータはばらつきやすい。そこで、簡便で安定した高精度な測定を目的に、ISO標準化委員会より新ジグが提案された。本研究は従来のジグと新ジグを比較検討し、新ジグはSDが小さく再現性が高いことを検証している。しかしながら金型への取り付け方法など、新ジグに関していくつかの問題点も指摘しており、ジグの完成度を高めるために、さらなる改良の必要性が再認識された。

演題17

歯根維持オーバードンチャーの磁性アタッチメントは有害な側方力を緩和することが利点のひとつとされている。しかし、実際の臨床において、キーパーを付与した根面板形態は千差万別であり、根面板形態により咬合力の伝達様相も異なることが推測される。本研究は特に軸面形態に着目しており、軸面傾斜角が0度のものは応力集中が大きく、ドーム型軸面は小さくなることを示唆している。この結果は日々の臨床感覚に合致するもので

あり、支台歯形成や技工操作にも有益な示唆を与えるものである。さらに根面板の高さや方向など総合的解析が望まれる。

演題18

長期間使用されたキーパー表面は微細な傷やうねりの発生を回避できず、維持力減少の大きな原因となっている。本研究は実際に口腔内で使用されたキーパーの表面性状を観察し、それとほぼ同様な表面性状を新品のキーパーに付与することにより、維持力への影響を検討している。さらに微細な傷やうねりが生じた場合には、耐水ペーパーを用いることにより表面性状が回復する可能性を示唆している。非常に臨床への示唆に富んだ研究結果であり、口腔内における再研磨法の詳細に関して続報が望まれる。

演題番号 19

根面板が装着された支台歯のセメント質とマージンの観察

○杉田杏奈¹, 遠藤茂樹¹, 永井栄一^{1,2},
月村直樹^{1,2}, 齋藤秀雄¹, 秋田大輔¹,
諸隈正和¹, 鈴木奈央未¹, 石上友彦^{1,2}

¹ 日本大学歯学部歯科補綴学教室Ⅱ講座

² 日本大学歯学部総合歯学研究所臨床研究部門

【目的】

一般に補綴装置のマージンはエナメル質に設定されることが望ましいとされているが、根面板による支台装置のマージンはセメント質に設定されることが多い。しかし、エナメル質とマージンに対しての報告は多数あるが、セメント質とマージンに関する報告は少ない。根面板装着後のメンテナンスとしてスケーリング、ルートプレーニング（以下SRP）を行う現状をふまえ、本研究では、根面形成されたセメント質、SRPが施されたセメント質、根面板が装着された抜去歯のマージンの観察を目的とした。

【方法】

根面形成およびSRPがセメント質に及ぼす影響の観察では、抜歯後10%中性ホルマリンにて固定した歯頸部う蝕の無い上顎犬歯を観察の対象と

した。唇側のセメントエナメル境より5mm根尖側が縁になるよう石膏に植立し、セメント質がフィニッシュラインになるよう根面形成を行った。実験1では、根面形成直後のセメント質、実験2で形成面にSRPを行い、通法に従いH・E染色を施し光学顕微鏡にて観察した。また、根面板付き抜去歯のマージン部をレーザー顕微鏡にて観察した。

【結果・考察】

根面形成後の観察では、使用したダイヤモンドポイントにより、異なる形成面を呈し、根面形成時にセメント質がチッピングを起こす可能性は低かった。超音波スケーラーを用いたSRPでは、セメント質のチッピングや象牙質に達する亀裂が観察された。これは、歯頸部付近の原生セメント質にシャーピー繊維が豊富に存在するため、この走行に沿った亀裂が生じやすいことが考えられた。また、手用スケーラーを用いたSRPでは大部分のセメント質は除去され、一部象牙質の露出がみられた。抜去された根面板のマージンの多くでは、根面板マージンと歯質の間に段差が観察された。以上より、セメント質のフィニッシュラインはSRPの影響を強く受けることが分かった。

質疑応答

質問：

（愛院大・歯・有床義歯・大野芳弘）

根面板装着後のメンテナンスについては、どのようにしたらよろしいでしょうか。

回答：

（日大・歯・補綴Ⅱ・杉田杏奈）

超音波および手用スケーラー使用時には、必要最小限の力および出力で行うことが望ましいと考えています。

質問：

（愛院大・歯・有床義歯・岩井孝充）

セメント質の損傷により、どのようなことが起こると考えられますか。

回答：

（日大・歯・補綴Ⅱ・杉田杏奈）

フィニッシュライン部であれば、補綴装置のマージンとの不適合が考えられます。また、シャーピー線維の足場が失われることによる付着の喪失、セ

メント質から生産される種々の成長因子が失われることが考えられます。

質問：

(愛院大・歯・有床義歯・岩井孝充)

プラークリテンションファクターについてですが、スケーリングや、歯磨剤によりファクターを作ることがあると思います。今後プラークを付着させたりすると面白いかと思います。

回答：

(日大・歯・補綴Ⅱ・杉田杏奈)

今後の研究課題として検討させていただきます。ありがとうございました。

演題番号 20

ハイブリッド型コンポジットレジンを用いたキーパー付き根面板の製作

○前田祥博, 高山慈子¹, 大久保力廣¹,

土田富士夫², 細井紀雄³

鶴見大学歯学部歯科技工研修科

¹鶴見大学歯学部有床義歯補綴学講座

²鶴見大学歯学部高齢者歯科学講座

³鶴見大学

根面板へのキーパーの固定には鋳接法とKB法があるが、いずれも金属を使用することから、症例によっては義歯床縁や人工歯の歯間乳頭部に金属色が透過し審美性を阻害することがあった。これらの症例に対する審美性の改善を目的として、我々は根面板に金属を使用しないコンポジットレジン製キーパー付き根面板の製作を検討してきた。今回は症例とともにその製作法と技工上の要点について報告する。

コンポジットレジン製キーパー付き根面板の製作には、ハイコレックスポストキーパー[®](NEOMAX)とエステニア[®]C&B(KURARAY)を併用した。ポストキーパーは、円板状の吸着体部にポストが付与されており、直接歯根にセメント合着ができる。しかし、症例によって支台歯のポスト孔の方向や太さが異なるため、調整を行った後、再度維持溝を付与する必要がある。ポストキーパー軸面部レジン築盛の前準備として、ポストキーパーの吸着面と磁石構造体の吸着面との間

にカバーガラスを介在させ吸引力にて固定した後、帽子の鏝上に約1mm程度の幅にマジスティールLV(KURARAY)をニードルチップを用いて築盛する。これにより、キーパー吸着面とマジスティールLVの境界部は同一平面上に滑沢に仕上げられ、根面板部のエステニアの築盛と研磨が容易となる。作業用模型のポスト孔にDCコアオートミックス(KURARAY)を注入し、スペース確認用のコアを用いてポストキーパーの位置を決定する。その後、エステニアの築盛、重合、研磨を行い、ハウジングの製作を行う。

今回、コンポジットレジンによる根面板を使用したことで、人工歯と義歯床境界部の審美性の向上がみられた。根面板部にハイブリッド型コンポジットレジンを用いることは、歯冠色レジンばかりでなく歯肉色にも対応が可能になることから、顎堤のアンダーカットや支台歯の植立方向などから床縁が薄くなるような症例にも有効であると思われる。

質疑応答

質問：

(日大・歯・補綴Ⅱ・石上友彦)

基本的に金属のマージンの方が良いと思いますし、審美性が気になるときは歯肉色のオペークを義歯に塗布すると良いと思います。ポストキーパーは、切削して溝を付与すると安全性に問題がある(PL法にかかる)と考えられます。

回答：

(鶴見大・歯・歯技・前田祥博)

今後の参考とさせていただきます。ありがとうございます。

座長総括 (演題番号19, 20)

東京医科歯科大学・水谷 紘

19. 根面板のマージン適合やスケーリング・ルートプレーニングのセメント質に対する影響についての報告である。口腔内で機能していたがその後抜去された根面板付き歯根や、口腔外で根面形成、根面板製作の後、スケーリング・ルートプレーニングを施した歯頸部う蝕のない抜去歯根を対象に、それぞれのマージンやセメント質の状態をレーザー

顕微鏡で調べている。根面板を装着するような残根歯は健全状態にはなく、歯周病や根面う蝕に罹患している場合が多い。したがってマージンの適合やスケーリング・ルートプレーニングの影響は気になるところである。発表によれば、マージン適合不良のものが少なからず認められ、スケーリング・ルートプレーニングの施術後ではセメント質の亀裂や剥離が多数認められたとある。しかし、スケーリング・ルートプレーニングは必須な予防、治療術式であり、レーザー顕微鏡で観察されたセメント質損傷の臨床的な解釈が難しい。スケーリング・ルートプレーニングの圧のかけ方や抜去歯の保存期間や保存方法も気になるところである。

20. 根面形成、印象採得後、脚の付いているキーパーを含む根面板をハイブリッド型コンポジット

レジンで製作する新しい術式の紹介である。根面板製作に歯科用合金を使用しないのでキーパーを加熱することなく、その磁気特性を十分に活かすことができる特長を有す。特に、義歯床縁や人工歯の歯間乳頭部に金属色の露出が問題となる症例に最適であるという。確かに義歯床縁の金属色によるいわゆる黒ずんだ色が気になる症例は少なからず存在し、場合によっては歯肉色レジンも使用でき便利な術式といえよう。キーパー吸着面境界部のコンポジット築盛にカバーガラスを使用したのも有意義な方法といえよう。但し、キーパー自体が金属で、これを非加熱で根面板に接着させる方法も普及しており、審美性を除いては金属の方が有利な点が多いことから、本術式の応用は限られるであろう。

平成23年度 日本磁気歯科学会 第2回理事会議事要旨

日時：平成23年11月12日(土)10:30-12:30

場所：東京医科歯科大学歯科外来事務4F演習室

出席：理事長：石上友彦

副理事長：鱒見進一

庶務：鱒見進一

会計：秀島雅之

編集：高田雄京

学術：芥川正武

用語検討：中村好徳

会則検討：中村和夫

安全基準：細井紀雄

広報：越野 寿

医療：秀島雅之

認定医：大川周治

臨床評価：星合和基

ISO対策：高田雄京

磁気用途：市川哲雄

プロジェクト：土田富士夫

理事：永田和裕，水谷 紘，田中貴信，
東風 巧，菅田雄司，大山哲生

監事：木内陽介，細井紀雄

幹事：大山哲生（会長幹事代理）

河野 稔広（庶務）

オブザーバー：佐々木英機，佐藤雅之，安藤智宏

1. 理事長挨拶

石上学会長より挨拶があった。

2. 報告事項

1) 会務報告

(1) 庶務

鱒見理事より、庶務報告として平成23年9月30日現在の会員数（正会員405名、名誉会員5名、物故会員1名、賛助会員9社、購読会員13団体）についての報告があった。また、医学文献検索サービスメディカルオンラインの継続について報告があった。

2) 委員会報告

(1) 編集委員会

高田理事より、第20巻1，2号投稿論文数は、それぞれ14編および19編であったとの報告があった。20巻からA4版に変更することが提案され、承認された。

(2) 学術委員会

芥川理事より、第10回国際磁気歯科インターネット会議について報告があった。アクセス数および質疑応答件数について報告があった。

(3) 安全基準検討委員会

細井委員長より、第2回安全基準検討委員会

を開催し、磁性アタッチメント義歯装着者におけるMRI撮像時の安全基準マニュアル（案）ならびにリーフレット（案）について検討したとの報告があった。リーフレットはピタッと吸い付く磁石の入れ歯というタイトルではほぼ完成したのでこれを配布することについて理事会で承認頂きたい旨、提案された。協議の結果、細部の修正を行った後、2011.11.11発行で承認された。マニュアル案についてはさらに委員会で検討し、理事会の承認を得て、来年の日本磁気歯科学会雑誌に同封して送付出来るように準備することとした。

(4) 広報委員会

越野理事より、NIIのサーバーからNTTコミュニケーションのサーバーへ変更したこと、運営費は年間3万円くらいとの報告があった。

(5) 医療委員会

秀島理事より、磁性アタッチメント適用の診療ガイドラインを策定中であること、今後はデルファイ法を行っていくことについて報告があった。日本歯科医学会主催のガイドライン作成講習会に梅川幹事が出席したとの報告があった。

(6) 認定医審議委員会

大川理事より、現在の認定医数は48名であり、新規認定医は3名発表予定との報告があった。平成23年度に更新した認定医数は2名、更新辞退1名、回答なし1名との報告があった。

(7) 磁性アタッチメント臨床評価委員会

星合理事より、5年経過時調査をまとめて報告したこと、また今後の予定として10年後の術後調査を行っていくことについて報告があった。

(8) ISO対策委員会

高田理事より、9月18-24日、ISOフェニックス会議が開催され、参加したことが報告された。

(9) 用語検討委員会

中村好徳理事より、磁石関係の用語のピックアップを行っていること、また関係学会との用語の統一化を行っていくことについて報告があった。

(10) 磁気用途検討委員会

市川理事より、アンケート結果（「磁気（歯科）医療への応用に関する研究調査のお願い」）について報告があった。磁気用途検討委員会の活動計画について報告があった。

(11) 会則検討委員会

中村和夫理事より、細則について見直しを行っているとの報告があった。

- (12)プロジェクト委員会
土田理事より、今後の活動について報告があった。
- 3) 第21回学術大会、第11回国際磁気歯科学会報告
五十嵐順正大会長より挨拶があった。
佐藤雅之実行委員長より、第21回学術大会の開催状況や前納者数について報告があった。
- 4) 第22回学術大会、第12回国際磁気歯科学会
市川大会長より、平成24年11月2(金)、3(土)の日程で永尾寛実行委員長のもと、徳島大学にて行う予定が報告された。
- 5) 日本歯科医学会
ガイドライン作成ワークショップへの参加、プロジェクト研究は今後も申請していくことが報告された。東日本大震災における派遣登録について、水谷理事が日本歯科医学会より感謝状を授与したことが報告された。
- その他)
総会にて奥野攻先生と佐々木英機先生に名誉会員証を授与することが報告された。

3. 協議事項

- 1) 平成23年度決算について

- 秀島理事より、平成23年度の収支決算について報告があった。
- 2) 平成23年度監査報告について
細井監事より、平成23年度の収支決算における監査報告があり、承認された。
- 3) 平成24年度予算案について
秀島理事より、平成24年度の予算案について報告があり、承認された。
- 4) 第23回学術大会、第13回国際磁気歯科医インターネット会議
石上理事長より、越野理事の主幹により開催する事が報告され、承認された。
- 5) 次期役員について
石上理事長より、平成23年度の役員を平成24年度も継続することが報告され、承認された。
- 6) 平成23年度総会次第について
総会の際に、東日本大震災における派遣登録について、水谷理事に感謝状を授与すること、また、名誉会員証を佐々木監事に授与することが報告された。
- 7) その他 以上

平成24年度 日本磁気歯科学会 第1回理事会議事要旨

日時：平成23年4月13日(金)13:00-15:00

場所：東京医科歯科大学歯科外来事務4F演習室

出席：理事長：石上友彦

副理事長：鱒見進一

庶務：鱒見進一

会計：秀島雅之

学術：芥川正武

用語検討：中村好徳

会則検討：中村和夫

安全基準：細井紀雄

広報：越野 寿

医療：秀島雅之

認定医：大川周治

臨床評価：星合和基

プロジェクト：土田富士夫

理事：大久保力廣，大山哲生，田中譲治，

永田和裕，水谷 紘

監事：木内陽介，細井紀雄

幹事：梅川義忠(会長)，河野稔広(庶務)，

石田雄一(磁気用途)

オブザーバー：佐々木英機，佐藤雅之，

長谷川みかげ

1. 理事長挨拶

石上理事長より挨拶があった。

2. 報告事項

1) 会務報告

(1) 庶務

鱒見理事より、庶務報告として平成24年4月10日現在の会員数(正会員408名、名誉会員5名、賛助会員8社、購読会員12団体)についての報告があった。また、医学文献検索サービスメディカルオンラインの継続について報告があった。

(2) 会計

秀島理事より、平成24年度会計中間報告があった。

2) 委員会報告

(1) 編集委員会

高田委員長代理中村(好)理事より、第20巻1, 2号投稿論文数は、それぞれ14編および19編であったとの報告があった。印刷費の収支について報告があった。

(2) 学術委員会

芥川委員長より、第11回国際磁気歯科インターネット会議アクセス数集計について報告があった。

(3) 安全基準検討委員会

細井委員長より、第21回学術大会後、安全基準検討委員会を2回開催したとの報告があった。リーフレットが完成し、2万部印刷されたことが報告された。歯科用磁性アタッチメント装着者のMRI安全基準マニュアル

(案)についてはメール配信で特に意見が無かったとの報告があった。

- (4) 広報委員会
越野委員長より、昨年よりホームページを更新し新サーバーにより運用を行っていることについて報告があった。
 - (5) 医療委員会
秀島委員長より、第1回医療委員会を開催したこと、デルファイ法アンケート調査を実施したこと、今後2回目のアンケート調査を行う予定であることが報告された。平成24年度診療報酬改定説明会に参加したことについて報告があった。
 - (6) 認定医審議委員会
大川委員長より、現在の認定医数は50名であり、平成23年度に更新した認定医数は2名、昨年度は3名が新規に認定されたことが報告された。
 - (7) 磁性アタッチメント臨床評価委員会
星合委員長より、5年経過時調査をまとめて臨床論文として前回の雑誌に報告したこと、また今後の予定としては10年後の術後調査を行うことについて報告があった。
 - (8) ISO 対策委員会
高田委員長代理中村(好)理事より、昨年のアメリカで行われた会議に参加したこと、今年はパリで開催される会議に参加する予定であることが報告された。
 - (9) 用語検討委員会
中村(好)委員長より、用語の統一化を行っていくことについて報告があった。
 - (10) 磁気用途検討委員会
市川委員長代理石田先生より、昨年実施した磁気用途アンケートの中間報告について報告があった。
 - (11) 会則検討委員会
中村(和)委員長より、名誉会員の推薦手続きについて今後検討していくことが報告された。
 - (12) プロジェクト委員会
土田委員長より、日本歯科医学会のプロジェクト研究において、今後はガイドライン作成に関するテーマですすめていくことが報告された。
- 3) 第21回学術大会、第11回国際磁気歯科学会報告
五十嵐大会長代理佐藤実行委員長より、平成23年11月12、13日に開催された第21回学術大会の参加者数や会計状況について詳細な報告があった。
第11回国際磁気歯科学会インターネット会議について演題数が13題であったこと、質疑応答数について報告があった。
 - 4) 第22回学術大会、第12回国際磁気歯科学会

市川大会長代理石田先生より、平成24年11月2(金)、3(土)の日程で永尾実行委員長のもと、徳島大学歯学部大講堂にて行う予定が報告された。

5) その他

「日本歯科医学会学会4回理事会資料」、「第100回FDI年次世界大会予告プログラム」、「平成23年度日本歯科医学会第1回ワークショップ」、「平成24、25年度日歯生涯研修事業の実施について」回覧した。

3. 協議事項

1) 平成24年度事業計画

石上理事長より、平成24年度事業計画について、磁性アタッチメントの国際規格作成 ISO/TC106 会議への参加、支援、会員数の増加、日本磁気歯科学会雑誌発行(第21巻1号、2号)、第22回学術大会、第12回国際磁気歯科学会インターネット会議についての報告があった。日本歯科医学会総会にて石上理事長、鱒見理事、田中(讓)理事がテーブルクリニックを開催すること、歯科医師会への磁性アタッチメントの啓発など広報活動の推進、MRI撮像時の対応マニュアル作成を行っていくとの報告があった。その他、用語の整理、プロジェクトの立ち上げについて報告があり、承認された。東京医科歯科大学水口教授が理事として承認された。次回理事会時にマグネットに関する推薦図書等を持ちよっていただき確認、承認後ホームページに掲載することが承認された。

2) 第23回学術大会、第13回国際磁気歯科学会インターネット会議

石上理事長より、越野理事の主幹により開催される事が報告され、承認された。

3) MRI安全基準マニュアルについて

細井理事より、安全基準マニュアルを追加、修正し、今年度中に完成させる予定であることが報告され、承認された。

4) 名誉会員の推薦について

石上理事長より、石橋寛二先生が名誉会員に推薦されたことが報告され、承認された。第22回学術大会総会にて名誉会員証を贈呈することが承認された。

5) 宛先不明会員について

鱒見副理事長より、宛先不明会員について報告があり、連絡不可能な宛先不明会員については退会扱いとすることが承認された。

6) 「おくちの健康百科」一般向けプレリリース配信のご案内について

鱒見副理事長より、一般向けの情報サイトを株式会社メディカルトリビューンが開設したことについて報告があり、本件に関しては広報委員会で担当することが承認された。

以上

日本磁気歯科学会会則

1. 名称

本会は日本磁気歯科学会（JAPANESE SOCIETY OF MAGNETIC APPLICATIONS IN DENTISTRY）と称する。

2. 目的

本会は磁気の歯科領域への応用に関する研究の発展ならびに会員の知識の向上をはかることを目的とする。

3. 会員

- 1) 本会の会員は下記の通りとする。
 - (1) 正会員 磁気に関する学識又は関心を有するもので本会の目的に賛同する者。
 - (2) 賛助会員 本会の目的、事業に賛同する法人又は団体。
 - (3) 名誉会員 本会の目的達成に多大の貢献を果たし理事会の議決を経た者。
- 2) 本会に入会を希望する者は入会金とその年度の会費を添え申し込むこと。
- 3) 会員は下記のいずれかの号に該当する時は理事会の決定によって会員の資格を失うことがある。
 - ①会費を1年以上滞納した時。
 - ②本会の会則に違反する行為があった時。

4. 会計

- 1) 本会の経費は、会費、寄付金、その他で支弁する。その収支は総会において報告し承認を得るものとする。
- 2) 正会員については入会金5,000円、年会費5,000円とする。また、賛助会員については入会金10,000円、年会費10,000円とする。
- 3) 非会員で雑誌購読を希望する者は、1部2,500円で購入できるものとする。
- 4) 本会の事業年度は1月1日より12月31日とする。
- 5) ただし、会計年度は10月1日より翌年の9月30日とする。

5. 役員

- 1) 本会に次の役員を置く。
 - 理事長1名、副理事長1名、監事、理事、幹事、各若干名。
- 2) 理事長、副理事長、理事は理事会を組織し、本会の目的達成のための必要事項を審議、企画および処理を行う。学術大会大会長ならびに次期学術大会大会長は理事として理事会に出席する。幹事は理事を補佐し、会務を分担する。
- 3) 理事長および副理事長は理事会でこれを推薦し、総会において選出する。理事は理事会において適当と認められ、総会で承認を得たものとする。監事は理事会の推薦により理事長が任命し、職務を委嘱する。
- 4) 役員任期は2年とする。但し、再任を妨げない。

6. 事業

- 1) 本会は毎年1回総会を開き、会務を報告し、重要事項を審議する。
- 2) 本会は毎年1回以上学術大会を開き、会員は学術および臨床研究について発表、討論を行う。
- 3) 本会は毎年機関誌を発刊し、会員に配布する。
- 4) 本会は各種委員会を理事会の承認のもとで設置することが出来る。

7. 事務局

事務局は理事長がこれを定める。

8. 会則の変更

本会会則の改廃は理事会の審議を受け、総会の決議により行う。

附則

- ・本会則は平成3年12月6日より施行する。
- ・平成8年11月16日 一部改定
- ・平成22年10月31日 一部改定

日本磁気歯科学会認定医制度規則

第1章 総則

第1条

本制度は、磁気歯科学の専門的知識及び臨床技能を有する歯科医師を育成・輩出することにより、医療水準の向上を図り、もって国民の保健福祉の増進に寄与することを目的とする。

第2条

前条の目的を達成するために日本磁気歯科学会（以下「本会」という）は、磁気歯科認定医（以下「認定医」という）の制度を設け、認定医制度の実施に必要な事業を行う。

第3条

認定医は、磁気歯科学領域における診断と治療のための高い歯科医療技術を修得するとともに、認定医以外の歯科医師または医師等からの要請に応じて適切な指示と対応がとれるように研鑽を図る。

第2章 認定医の条件**第4条**

認定医は、次の各号をすべて満たさなければならない。

- (1) 日本磁気歯科学会会員であること。
- (2) 本会学術大会（本会の認める学術大会を含む）に出席すること。
- (3) 磁気歯科学に関連する研究活動に参加・発表を行うこと。
- (4) 磁気歯科学に関連する領域の診療を行うこと。

第5条

前述に拘わらず、学会が特別に認めた場合には認定医になることができる。

第3章 認定医申請者の資格**第6条**

認定医の資格を申請できるものは、次の各号の全てを満たすことを必要とする。

- (1) 日本国歯科医師の免許を有すること。
- (2) 認定医申請時において、3年以上連続した学会の会員歴を有すること。
- (3) 第4条の認定医の各号に掲げる条件を満たすこと。

第4章 認定医の申請**第7条**

認定医の資格を取得しようとするものは、学会に申請し、資格審査を受け認証されなければならない。

第8条

認定医申請者は、別に定める申請書類を認定手数料とともに学会事務局に提出しなければならない。

第5章 認定審議会**第9条**

認定医としての適否を審査するために、認定審議会（以下「審議会」という）を設置する。

第10条

審議会は10名以内の委員で構成する。

- (1) 委員は認定医である理事の中から会長が推薦し、理事会の議を経て理事・評議委員会の承認を受ける。
- (2) 委員の任期は2年とし、連続2期までとする。
- (3) 委員長及び副委員長各1名を委員の互選により選出する。

第11条

審議会は、委員の3分の2以上の出席をもって成立する。

- (1) 資格の適否は、委員長を除く出席委員の過半数をもって決し、可否同数の場合は委員長の決するところによる。その結果は理事会に報告する。
- (2) 審議会は、必要に応じ開催する。

第6章 認定医登録**第12条**

審議会の審査に合格した者は、所定の登録料を納入しなければならない。

第13条

本会は前項に基づき認定医登録を行い、合格者に認定証を交付するとともに、日本磁気歯科学会雑誌および本会総会において報告する。

第7章 資格の更新**第14条**

認定医は、5年ごとに資格の更新を行わなければならない。

第15条

認定医の資格の更新に当たっては、5年にわたる認定期間の間に別に定める条項を満たさなければならない。

第16条

資格更新申請者は、別に定める更新申請書類を更新手数料とともに学会事務局に提出しなければならない。

第8章 資格の消失**第17条**

認定医は、次の各号の条件を欠いたとき、審議会の議を経て、その資格を失う。

- (1) 本人が資格の辞退を申し出たとき。
- (2) 日本国歯科医師の免許を喪失したとき。
- (3) 本会会員の資格を喪失したとき。
- (4) 認定医資格の更新手続きを行わなかったとき。
- (5) 審議会が認定医として不適当と認めたとき。

第18条

認定医の資格を喪失した場合であっても、喪失の理由が消滅したときは、再び認定医の資格を申請することができる。

第9章 補則**第19条**

審議会の決定内容に異議のある者は、会長に申し立てることができる。

第20条

この規則の改訂については、理事会の承認を必要とする。

附 則

- この規則は、平成17年4月22日から施行する。
- この規則は、平成22年4月23日から施行する。

規則施行にともなう暫定処置

第1条

本会の会員歴が通算8年以上であって、本会が認める学術集会または機関誌に磁気歯科学に関する発表を1回以上行った者は、申請により認定医となることができる。また、特に理事会の認めた

者に関しては、この限りではない。

第2条

暫定処置期間中の審議会は、理事がこれにあたる。

第3条

暫定処置の期間は、本制度発足により3年間（平成17年4月22日より平成20年4月21日まで）とする。

平成19年4月20日 一部改変

日本磁気歯科学会認定医制度施行細則

（平成17年4月22日）

第1条

日本磁気歯科学会認定医制度規則（以下「規則」という）に定めた条項以外については、この細則に基づき運営する。

第2条

規則第4条に基づく認定医の基本的条件としては、次の各号の要求が満たさなければならない。

- (1) 日本磁気歯科学会（以下「学会」という）が主催する学術大会等への出席（3年間で3回以上）
- (2) 学会（本学会の認める学会を含む）発表（1回以上）
- (3) 学会誌（本学会の認める学会誌を含む）投稿（1編以上）
- (4) 磁気歯科学を活用した診査・診断及び治療症例のケースプレゼンテーション（2症例；第1症例は学会発表を行い審査を受ける）

第3条

規則第5条に規定する認定医とは、本学会に永年顕著に貢献した会員で、理事会の承認を得たものでなければならない。

第4条

規則第2条を満たした認定医の資格を申請する者は、次の各号に定める書類に認定医申請書を添えて学会に提出しなければならない。

- (1) 認定医申請書（様式1）
- (2) 履歴書（様式2）
- (3) 歯科医師免許証の写し
- (4) 学会会員歴証明書（様式3）
- (5) 学術大会出席証明書（様式4）
- (6) 学会発表及び学会誌投稿を証明する書類（様式5）
- (7) ケースプレゼンテーション申請書（様式6）
- (8) ケースプレゼンテーションの症例記録（様式7）（様式8）

認定医資格を認められたものは登録料を添えて認定医登録申請書（様式9）を提出しなければならない。

第5条

規則第8条、第12条、細則第16条に定める手数料は次の各号に定める。

- (1) 認定手数料 10,000円
- (2) 登録料 20,000円
- (3) 更新手数料 20,000円

第6条

前条に定める即納の認定手数料、登録料、更新手数料は、いかなる理由があっても返却しない。

第7条

認定医の資格の更新に当たっては、5年間に次の各号における要求をすべて満たさなければならない。

- (1) 学術大会等への出席 3回以上
- (2) 学会発表 1回以上
- (3) 学会誌投稿 1編以上

第8条

1. 認定医の資格を更新しようとする者は、認定医更新申請書（様式10）、磁気歯科学会学術大会ならびに関連学会出席記録（様式11）、磁気歯科学に関する発表記録（様式12）を更新手数料を添えて学会に提出しなければならない。
2. 認定医の更新を認められたものは認定医更新登録申請書（様式13）を学会に提出しなければならない。認定医更新の申請は、認定医失効期日の1年前から6ヶ月前までとする。

第9条

本学会が認める学会、学会誌とは磁気歯科学に関するものであり、認定審議会の認める物をいう。

第10条

この細則の改定については、認定審議会の議を経て、理事会の承認を得なければならない。

附 則

この細則は、平成17年4月22日から施行する。

日本磁気歯科学会雑誌投稿規定

1. 本誌への投稿は、特別の場合を除き、本会会員に限る。
 2. 他の雑誌に発表された論文は掲載しない。
 3. 掲載論文の著作権は本学会に所属する。
 4. 原稿の採否は編集委員会で決定する。
 5. 原稿は総説、原著論文、臨床論文、その他講演抄録とする。著者としての希望は投稿時に原稿の表紙に明示すること。ただし、その決定は編集委員会で行う。
 6. 投稿料は刷り上がり1頁当たり8,000円とする。また、カラー印刷、トレース等の実費は別途に算出して著者負担とする。ただし、講演抄録の掲載料は無料とする。
 7. 別刷り希望の場合は著者校正のおり編集委員会宛に申し出ること。その経費は著者負担とする。
 8. 原稿の様式
 - 1) 邦文原稿は、漢字混じり平仮名、口語体、横書きとし、ワープロを使用してA4縦長横書きとし、一頁当たり40字×36~40行とすること。また、MS-Wordまたはテキストの電子ファイルを必ず添付すること。
 - 2) 記載順序は標題、著者名、所属（以上には英語訳を付けること）、英文抄録、キーワード（5語以内；英訳付き）、および本文とすること。ただし、本文は表題等とは別に、頁を改めて書くこと。
 - 3) 英文抄録は200語以内で、図表は除くものとする。必ずダブルスペースでタイプライターまたはワープロ使用のこと。
 - 4) 欧文原稿はタイプライターまたはワープロにてダブルスペースで清書したものとし、必ず邦文抄録（400字以内）を付けること。
 - 5) 総説、原著論文は原則として刷り上がり20頁以内、臨床論文は10頁以内、その他は5頁以内とし、講演抄録は本文を800字以内とする。なお、講演抄録には、図表および英文抄録は付けない。
 - 6) 本文中の各項目の細分は次のように定める。
1. 2. …、1) 2) …、(1) (2) …、a. b. …、a) b) …、(a) (b) …
 - 7) 人名、地名は原綴りを原則とするが、他は特別の場合を除き、外来語をそのまま使用しない。特にカタカナ書きは必要最小限にとどめる。
 - 8) 数字は算用数字を原則とし、数量、温度等は次に準ずるものとする。
(例) m, cm, mm, μ m, cm^2 , l, ml, kg, $^{\circ}C$, Hz, Gy, G, Oeその他はSI, CGS, またはMKSA単位とする。
 - 9) 表、図（写真も含む）は本文末にまとめ、表1、図1等の番号とタイトルをつけ、挿入箇所を本文右欄外に朱書する。図表のタイトルには、内容の説明は記載しないこと。原則として図表はB5版大とし、厚紙台紙は使用しないこと。図は必ず墨または黒インクで清書し、天地・印刷寸法を明示すること。写真は必ず印画紙に焼きつけたものとし、カラー印刷の場合を除き、スライドのままの原稿は受けつけない。
 - (A) 図の大きさは（プリントの紙の大きさではなく、画像の大きさ）、片段組用（横70ミリ以内・縦自由）両段組用（横100~146ミリ以内・縦自由）とし、拡大縮小およびトリミングの必要のないものを原則とする。
 - (B) グラフ等の文字は、上記の雑誌掲載時で文字の大きさが、7~9ポイントとなること、書体は明朝体を使用すること。
 - (C) グラフの色わけのための網点は、あまり細かいものは使用しない。プリンターは、600dpi以上の精度を持つものでプリントすること。この際必ず指定サイズでプリントすること。
 - (D) 図表は、片段あるは両段を指定し、白黒あるいはカラーの区別を明記すること。
- (10) 文献は引用箇所番号をつけ、本文の末尾に引用順に並べること。記号様式は雑誌の場合、著者（3名まで）、表題、雑誌名、巻、号、頁（始めと終わり）、発行年（西暦）の順とし、単稿本では著者、書名、引用頁（始めと終わり）、発行所、発行年（西暦）の順とする。
(例)
 - 1) 原 正明, 奥野 攻, 三浦維四, ほか: 閉磁路型歯科用磁性維持装置の研究、歯材器、4 (3) : 236-242, 1985.
 - 2) 藤田恒太郎: 歯の解剖学, pp1-130、金原出版, 東京, 1957.
 - 3) Jackson, T.R.: The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants. Int.J.Oral Maxillofac, Implants 1 (2) : 77-89, 1986.
 - 4) Chalian, V.A., Drane, J.B. and Standish, S.M.: Maxillofacial prosthetics, 133-162, William & Wilkins Co., Baltimore, 1971.
 9. 原稿はコピー（図表も含む）2部を添え、必ず書留めで送付のこと。原稿は特別の場合を除き返却しない。なお、印刷業務の迅速化をはかるため、出来れば、図説も含めた原稿のフロッピーディスクを添えてください。
 10. 著者校正は1回とする。校正済ゲラ刷りが指定された期日に編集委員会に返却されない場合には、校正が無効になることもある。なお、原則として、原稿に表示された範囲以外の変更を要する構成は認めない。

E-mailによる電子ファイルでの投稿について (重要)

編集作業の迅速化および印刷経費軽減のため、E-mailやその他（CD送付など）による電子ファイルでの投稿を推奨しております。書式等は、印刷紙での投稿に準じますが、異なる点がありますのでご注意ください。

執筆要綱

- (1) 電子ファイルでの投稿を基本といたします。文章および表は MS-Word 2000、2003、2007、図は PowerPoint 2000、2003、2007 で記載ください。図込みの表については、Power Point でお書きください。また、図表については、全段または片段を指定し、白黒またはカラーを各図表ごとに明記してください。
- (2) 原稿は、漢字混じり平仮名、口語体、横書きとし、A4版、余白(全て25mm)、行数(36~40行程度)、文字の大きさ(10.5pt)で記載してください。書式の修正やフォントの設定は編集で行いますので、詳細な設定はしないでください。歯式は FDI 方式を使用してください。英文も同様です。
- (3) 本の外に、和文抄録(総説の場合のみ:400字以内)、英文抄録(200words以内)、キーワード(英訳つき、5語以内)が必要です。
- (4) 必ず表紙をお付けください。表紙には、表題、著者名(フルネーム)、所属(以上には英語訳を付けてください。)、著者連絡先(住所、E-mailアドレス)、キーワード(英訳付き、5語以内)、別刷り数、pdf(別刷りのpdfです)の要否を記載ください。
- (5) 原稿は、表紙、和文抄録、英文抄録、本文、引用文献、図表のタイトルおよび説明の順となります。これらの項目ごとに必ず改頁をお願いいたします。
- (6) 原稿(表紙、和文抄録、英文抄録、本文、引用文献、図表のタイトルを含む)(Author_txt.doc)、表(Author_Table.doc)、図(Author_ppt)の3つのファイルに分けてお送りください。図表には、表1、図1等の番号とタイトルをつけ、挿入箇所を本文の右欄外または文中(カッコ書きで図表の番号を記入)に朱記してください。図表内容の詳細な説明はタイトルに記載しないでください。
- (7) 以下、原稿の様式は、投稿規定の8と同様です。

原稿の様式の例

1. 表紙

①表題(英語訳を付けてください。)

磁気歯科学会雑誌のための原稿の書き方
How to write draft for J J Mag Dent

②著者名、所属(英語訳を付けてください。)

著者名: 磁気太郎, 磁石花子¹, 根面板介, 吸引力¹
Taro Jiki, Hanako Jishaku¹, Bansuke Konmen

and Chikara Kyuin¹

所属名: 江戸大学歯学部歯科理工学講座

¹ 上方大学歯学部歯科理工学講座

Department of dental Materials Science, School of Dentistry, Edo University

¹ Department of dental Materials Science, School of Dentistry, Kamigata University

③キーワード(英訳付き、5語以内)

磁性アタッチメント(Magnetic attachment)、磁石(Magnet)、キーパー(Keeper)、磁石構造体(Magnetic assembly)、金合金(Gold alloy)

④別刷り数

別刷り数 100部

⑤pdf(別刷りのpdfです)の要否を記載ください。

pdf 要

-----改ページ-----

2. 和文抄録(総説論文の場合のみ必要)

400文字以内です。

-----改ページ-----

3. 英文抄録

Max 200 words

-----改ページ-----

4. 本文

1. 諸言、2. 材料および方法、3. 結果、4. 考察、参考文献の順に記載してください。

文献は引用箇所に番号をつけ、本文の末尾に引用順に並べてください。記号様式は雑誌の場合、著者(3名まで)、表題、雑誌名、巻、号、頁(始めと終わり)、発行年(西暦)の順とし、単稿本では著者、書名、引用頁(始めと終わり)、発行所、発行年(西暦)の順とします。(投稿規定参照)

-----改ページ-----

図表のタイトルを引用文献の後につけてください。

図1

図2

表1

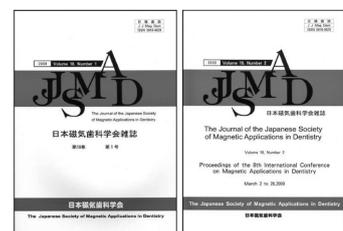
表2

原稿送付先

日本磁気歯科学会編集委員会
 東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野内
 〒980-8575 仙台市青葉区星陵町4-1
 TEL: 022-717-8316 FAX: 022-717-8319
 E-mail: takada@m.tohoku.ac.jp

日本磁気歯科学会雑誌 第22巻 第1号 原稿募集

原稿受付締切: 平成25年5月31日 発行予定: 平成25年10月1日



平成24年度日本磁気歯科学会役員

(平成23年1月1日～平成24年12月31日)

- 理事 長：石上 友彦 (日本大学歯学部 教授)
 副理事 長：鱒見 進一 (九州歯科大学 教授)
 庶務担当理事：鱒見 進一 (九州歯科大学 教授)
 編集担当理事：高田 雄京 (東北大学・歯・准教授)
 会計担当理事：秀島 雅之 (東医歯・歯・講師)
 学術担当理事：芥川 正武 (徳島大学工学部 講師)
 監 事：木内 陽介 (徳島大・名誉教授)
 細井 紀雄 (鶴見大・歯・名誉教授)
 理 事：(50音順)
 市川 哲雄 (徳島大・歯・教授) 田中 讓治 (千葉県開業)
 大川 周治 (明海大学・歯・教授) 土田富士夫 (神奈川県開業)
 大久保力廣 (鶴見大・歯・教授) 中村 和夫 (東京都開業)
 大山 哲生 (日大・歯・診療准教授) 中村 好徳 (愛院大・歯・准教授)
 倉林 亨 (東医歯・歯・教授) 永田 和裕 (日歯新潟・歯・准教授)
 越野 寿 (北医療大・歯・教授) 星合 和基 (愛院大・歯・准教授)
 東風 巧 (千葉県開業) 誉田 雄司 (福島県開業)
 田中 貴信 (愛院大・歯・教授) 水谷 紘 (東医歯大・歯・非常勤講師)
 水口 俊介 (東医歯大・歯・教授)
 編集委員会：高田雄京 (委員長)、石上友彦、木内陽介、中村和夫、中村好徳、鱒見進一
 学術検討委員会：芥川正武 (委員長)、越野 寿、中村好徳、秀島雅之
 用語検討委員会：中村好徳 (委員長)、石上友彦、鱒見進一、水谷 紘、高田雄京、田中貴信
 會田英紀
 磁気用途検討委員会：市川哲雄 (委員長)、大久保力廣、芥川正武、越野 寿、尾澤昌悟
 会則検討委員会：中村和夫 (委員長)、大山哲生、秀島雅之、鱒見進一
 安全基準検討：細井紀雄 (委員長)、水谷 紘、土田富士夫、長谷川みかげ、倉林 亨、土橋俊男
 委員会 オブザーバー：石上友彦
 医療委員会：秀島雅之(委員長)、市川哲雄、田中讓治、越野 寿、尾澤昌吾、梅川義忠、鈴木恭典
 広報委員会：越野 寿 (委員長)、榎原絵理
 認定医審議委員会：大川周治 (委員長)、石上友彦、都尾元宣、中村好徳、田中讓治
 磁性アタッチメント臨床評価委員会
 ：星合和基 (委員長)、大山哲生、永田和裕、曾根峰世、岡崎祥子
 プロジェクト委員会：土田富士夫 (委員長)、誉田雄司、芥川正武
 オブザーバー：菊地 亮、京谷郁男
 ISO 対策委員会：高田雄京 (委員長)、石上友彦、鱒見進一、田中貴信、中村好徳、細井紀雄、
 木内陽介、水谷 紘
 理事会長幹事：梅川義忠 (日本大学歯学部)
 庶務幹事：河野稔広 (九州歯科大学)
 編集幹事：宍戸圭子 (東北大学・歯)
 認定医審議幹事：曾根峰世 (明海大・歯)
 用語検討幹事：増田達彦 (愛知学院大学)
 磁気用途検討幹事：石田雄一 (徳島大学) 後藤崇晴 (徳島大学)
 広報幹事：會田英紀 (北医療大)
 事務局：日本磁気歯科学会事務局
 九州歯科大学顎口腔欠損再構築学分野内
 〒803-8580 福岡県北九州市小倉北区真鶴2-6-1
 TEL：093-582-1131 FAX：093-582-1140
 原稿投稿先：日本磁気歯科学会編集委員会
 東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野
 〒980-8575 仙台市青葉区星陵町4-1
 TEL：022-717-8317 FAX：022-717-8319

平成25,26年度日本磁気歯科学会役員

(平成25年1月1日～平成26年12月31日)

- 理事長：鱒見 進一 (九歯大・歯・教授)
 副理事長：大川 周治 (明海大・歯・教授)
 庶務担当理事：大川 周治 (明海大・歯・教授)
 編集担当理事：中村 好徳 (愛院大・歯・准教授)
 会計担当理事：秀島 雅之 (東医歯大・歯・講師)
 学術担当理事：越野 寿 (北医療大・歯・教授)
 監事：水谷 紘 (東医歯大・歯・非常勤講師)
 東風 巧 (千葉県開業)
 理事：(50音順)
 芥川 正武 (徳島大・工・講師) 土田富士夫 (神奈川県開業)
 石上 友彦 (日大・歯・教授) 中村 和夫 (東京都開業)
 市川 哲雄 (徳島大・歯・教授) 永田 和裕 (日歯新潟・歯・准教授)
 大久保力廣 (鶴見大・歯・教授) 星合 和基 (愛院大・歯・准教授)
 大山 哲生 (日大・歯・診療准教授) 誉田 雄司 (福島県開業)
 倉林 亨 (東医歯大・歯・教授) 蒔田 真人 (静岡県開業)
 高田 雄京 (東北大・歯・准教授) 槇原 絵理 (九歯大・歯)
 田中 譲治 (千葉県開業) 水口 俊介 (東医歯大・歯・教授)
 田中 貴信 (愛院大・歯・教授) 都尾 元宣 (朝日大・歯・教授)
 編集委員会：中村好徳 (委員長)、會田英紀、芥川正武、石上友彦、高田雄京、中村和夫、鱒見進一
 学術委員会：越野 寿 (委員長)、芥川正武、尾澤昌悟、秀島雅之、槇原絵理、鱒見進一
 用語検討委員会：水口俊介 (委員長)、石上友彦、中村好徳、高田雄京、田中貴信、鱒見進一、水谷 紘
 プロジェクト検討委員会：市川哲雄 (委員長)、大久保力廣、越野 寿、高田雄京、土田富士夫、秀島雅之
 会則検討委員会：中村和夫 (委員長)、大山哲生、秀島雅之、大川周治
 安全基準検討委員会：大久保力廣 (委員長)、石上友彦、水谷 紘、土田富士夫、長谷川みかげ、
 委員会 倉林 亨、土橋俊男
 医療委員会：秀島雅之 (委員長)、梅川義忠、尾澤昌悟、河野稔広、河野 舞、鈴木恭典、
 田中譲治、永尾 寛、西山 暁、星合和基
 広報委員会：芥川正武 (委員長)、大山哲生、越野 寿、誉田雄司、槇原絵理、和達重郎
 認定医審議委員会：石上友彦 (委員長)、都尾元宣、中村好徳、田中譲治、鱒見進一
 臨床評価委員会：星合和基 (委員長)、大山哲生、永田和裕、曾根峰世
 ISO対策委員会：高田雄京 (委員長)、石上友彦、田中貴信、中村好徳、鱒見進一、水谷 紘
 オブザーバー：菊地 亮、京谷郁男
 理事長幹事：河野稔広 (九歯大・歯)
 庶務幹事：曾根峰世 (明海大・歯)
 編集幹事：神原 亮 (愛院大・歯)
 認定医審議幹事：梅川義忠 (日本大・歯)
 学術幹事：豊下祥史 (北医療大・歯)
 用語検討幹事：金澤 学 (東医歯大・歯)
 プロジェクト検討幹事：石田雄一 (徳島大・歯)
 臨床評価幹事：福澤 蘭 (愛院大・歯)
 ISO幹事：高橋正敏 (東北大・歯)
 事務局：日本磁気歯科学会事務局
 明海大学歯学部機能保存回復学講座歯科補綴学分野内
 〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台1-1
 TEL：049-279-2747 FAX：049-287-6657
 原稿投稿先：日本磁気歯科学会編集委員会
 愛知学院大学歯学部有床義歯学講座 中村好徳
 〒464-8651 名古屋市千種区末盛通2-11
 TEL：052-759-2152 FAX：052-759-2152

日本磁気歯科学会 認定医名簿

(平成23年9月現在)

認定医番号	氏名	所属
1	田中貴信	愛知学院大学歯学部
2	石上友彦	日本大学歯学部
3	星合和基	愛知学院大学歯学部
4	石橋寛二	岩手医科大学歯学部
5	水谷 紘	東京医科歯科大学
6	鱒見進一	九州歯科大学
7		
8	大川周治	明海大学歯学部
9		
10		
12	細井紀雄	鶴見大学歯学部
13	中村和夫	東京医科歯科大学大学院
14		
15	磯村哲也	康生歯科医院
16	田中讓治	田中歯科医院
17		
18		
19		
20	細見洋泰	細見デンタルクリニック
21	井上 宏	大阪歯科大学
22	佐々木英機	佐々木歯科医院
23	平井敏博	北海道医療大学歯学部
24	津田賢治	中花ファミリー歯科
25	誉田雄司	誉田歯科医院第一診療所
26		
27		
28	中村好徳	愛知学院大学歯学部
29	石川 晋	石川歯科医院
30	水野直紀	みずの歯科医院
31	蒔田真人	敬天堂歯科医院
32	平田幹男	平田歯科医院
33	大貫昌理	鶴見大学歯学部
34	土田富士夫	鶴見大学歯学部
35	大山哲生	日本大学歯学部

認定医番号	氏名	所属
36	佐々木 秀 隆	東京医科歯科大学歯学部
37	大 塩 恭 仁	徳島大学歯学部
38	郡 元 治	徳島大学歯学部
39	大 草 大 輔	大草歯科医院
40		
41	松 崎 慎 也	中村歯科医院
42	槇 原 絵 理	九州歯科大学歯学部
43	蓮 池 敏 明	明海大学歯学部
44	藤 本 俊 輝	日本大学歯学部
45	千 草 隆 治	千草歯科医院
46	都 尾 元 宣	朝日大学歯学部
47	薩 摩 登 誉 子	徳島大学歯学部
48	佐 藤 志 貴	さとう歯科
49	八 木 まゆみ	九州歯科大学歯学部
50	宮 前 真	愛知学院大学歯学部
51	長谷川 信 洋	愛知学院大学歯学部
52	天 野 優 一 郎	愛知学院大学歯学部
53	倉 田 秀	三井住友銀行診療所
54	中 村 浩 子	愛知学院大学歯学部
55	阿 部 實	鶴見大学歯学部
56	安 藤 智 宏	東京医科歯科大学歯学部
57	山 本 公 珠	愛知学院大学歯学部
58	庄 司 和 伸	愛知学院大学歯学部
59	武 藤 亮 治	鶴見大学歯学部
60	石 田 雄 一	徳島大学大
61	熊 野 弘 一	愛知学院大学歯学部
62	増 田 達 彦	愛知学院大学歯学部
63	神 原 亮	愛知学院大学歯学部

提出済みの方は記載不要です

平成 25 年 1 月

日本磁気歯科学会 会員各位

日本磁気歯科学会
医療委員会 委員長 秀島雅之

磁気歯科診療ガイドライン作成のためのアンケート予備調査のお願い
ー クリニカル クエスション (CQ) ー

冠省

近年根拠に基づく医療の必要性、多様化した患者の価値観に対応する医療の質の向上が求められ、医・歯学系各学会で診療ガイドラインの作成が行われております。

当 日本磁気歯科学会においても、診療ガイドライン作成が急務のため、医療委員会で取り組むこととなりました。

現在診療ガイドラインの作成には各国共通のルールが適用され、設問形式でまず臨床上の疑問 (Clinical Question: CQ)を呈示し、それに対して文献的なエビデンス、医師の技量、患者側因子等を総合的に評価して、推奨する回答を記載する様式が一般的です。日本医療機能評価機構(Minds)のホームページ等にも、掲載されていますのでご参照下さい。

CQ の書式としては臨床で行っている治療法を、「ある問題(症例)に対して、次のような治療・検査を行うと、行わない場合 (or 従来の方法) に比べて、どう違うか?」という命題で表現します。従来のガイドラインはCQを取り入れていないか、ガイドライン作成者(学会の専門家 etc.)が一般臨床医の疑問や治療法を取り入れずに、独自の判断で策定された場合が多く見受けられます。

そこで今回、様々な立場の先生方がどのような CQ を持っているかを調査することとしました。職場もしくは知り合い等の臨床医に広く配布頂き、磁性アタッチメントに関する臨床的疑問点(CQ)を募集致します。

また磁性アタッチメントの保険導入の是非についての質問も加えました。

各質問、記載覧にご記入の上、医療委員会(秀島雅之 FAX : 03-5803-5515, E-mail : m.hideshima.rpro@tmd.ac.jp)宛に、アンケート用紙のみ FAX もしくはメールにてご送付下さい。用紙はホームページ (<http://www.jsmad.jp/>) の医療委員会(診療ガイドライン)の覧からもダウンロードできます。

本アンケート調査は匿名で行いますので、個人情報の漏洩はございません。また回答は調査以外の目的に使用したり、個別の回答内容を第三者に公表したりすることはございません。

ご多用中まことに恐れ入りますが、ご協力の程よろしくお願い申し上げます。

草々

提出済みの方は記載不要です

診療ガイドライン作成のためのアンケート調査 ー クリニカル ケスション(CQ)ー

質問にお答え下さい (□は該当項にチェックをつけて下さい) 記載日:平成 年 月 日

質問1: 臨床経験は何年ですか?

 研修医 2~5年未満 5~10年未満 10年以上

質問2: 現在の主な職場はどちらですか?

 大学病院 一般病院(大学を除く)歯科 開業歯科 診療所(開業以外) 他()

質問3: 日本磁気歯科学会の会員(認定医)ですか?

 非会員 会員 (磁気歯科認定医)

質問4: 磁性アタッチメントをどれ位使用したことがありますか?

 無し 1~5例未満 5~10例未満 10例以上

質問5: あなたは磁性アタッチメントの臨床適用に対し、どのような疑問をお持ちでしょうか?

以下の書式で 1個以上, 5個以内ご記入下さい。

どんな症状(症例)に (Patient) どんな検査・治療に	～は (Intervention)	～よりも (Comparison)	効果があるか? 有効か? (Outcome)
例1) 下顎少数歯残存症例に対し	磁性アタッチメントの適用は	クラスプ義歯よりも	経過がよいか?
例2) インプラントオーバーデンチャーへの	磁性アタッチメントの適用は	他の装置よりも	有効か?
例3) 磁性アタッチメントの支台歯のキーパーは	平坦な根面形態の方が	ドーム型形態より	義歯の安定が良いか?
①			
②			
③			
④			
⑤			

質問6: 磁性アタッチメントの保険導入についてどのようにお考えですか? (賛成, 反対の理由も記載下さい)

 賛成 反対 条件付きで賛成 (条件:) わからない どちらでもよい
(賛成, 反対の理由等の詳細は以下の枠内にご記入下さい)

*診療ガイドラインへのご意見, 保険導入賛成・反対の理由等ございましたら以下にご記入下さい。

ご協力ありがとうございました。

賛助会員 (五十音順)

愛知製鋼株式会社	〒476-8666	愛知県東海市荒尾町ワノ割1番地 電子・磁性部
医歯薬出版株式会社	〒113-0021	東京都文京区本駒込1-7-10 歯科宣伝
株式会社 ジーシー	〒113-0033	東京都文京区本郷3-2-14
株式会社 ニッシン	〒621-0001	京都府亀岡市旭町22-1
株式会社 モリタ	〒564-8650	大阪府吹田市垂水町3-33-18
ノーベル・バイオケア	〒108-0075	東京都港区南2-16-4
・ジャパン株式会社		品川グランドセントラルタワー8F
NEOMAXエンジニアリング	〒360-8577	埼玉県熊谷市三ヶ尻5200番地
ペントロンジャパン株式会社	〒140-0014	東京都品川区大井4-13-17 レ・ジュ大井町6階
和田精密歯研株式会社	〒532-0002	大阪府大阪市淀川東三国1-12-15 辻本ビル6F

- 編集後記 -

- ◆大変遅くなりましたが、第21巻第1号が仕上がりましたので、会員の皆様にお届けいたします。
- ◆現在、メールでの原稿受付を試行いたしておりますが、本巻はメール原稿受付100%を達成いたしました。会員の皆様のご協力に感謝いたします。
- ◆ページデザインを一新してA4版に変身してから1年になります。図表が見やすくなりました。A4版の日本磁気菌科学会雑誌をご愛読ください。
- ◆次号の原稿締切は、平成25年5月31日の予定です。随時投稿受付を行っておりますので、お早めにご準備のほどお願い申し上げます。編集の迅速化と印刷費低減のため、メールあるいはCD送付などの電子媒体でのご投稿にご協力ください。メールでのご投稿は下記のメールアドレスまで。

takada@m.tohoku.ac.jp

- ◆今後も会員の皆様に充実した雑誌を提供できますよう編集委員会も努力して参ります。会員の皆様の活発なご投稿をお待ちしております。

編集委員長 高田雄京

編集委員長 高田雄京 (東北大学)

編集委員 石上友彦 (日本大学)

(五十音順) 木内陽介 (徳島大学)

中村和夫 (国際医療大)

中村好徳 (愛知学院大学)

鱒見進一 (九州歯科大学)

日本磁気菌科学会雑誌 第21巻・第1号

2012年12月1日発行

発行者 石上友彦

発行所 日本磁気菌科学会

事務局 九州歯科大学顎口腔欠損再構築学分野内

〒803-8580 福岡県北九州市小倉北区真鶴2-6-1

TEL: 093-582-1131 FAX: 093-582-1139

印刷 東北大学生協同組合キャンパスサポートセンター

〒989-3121 宮城県仙台市青葉区郷六字久保8-1

TEL: 022-226-3886・3887 FAX: 022-223-4518