

日 磁 齒 誌

J J Mag Dent

ISSN 0918-9629

2013

Volume 22. 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22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. 22, No. 1 2013

日本磁気歯科学会発行

## 第23回 日本磁気歯科学会学術大会の開催について

この度、第23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25年11月2日（土）、3日（日）

会 場：登別市 第一滝本館

北海道登別市登別温泉町55番地

大会長：越野 寿（北海道医療大学歯学部咬合再建補綴学分野 教授）

特別講演・市民公開講座：平成25年11月2日（土）

演 題：「MRI における金属材料の影響 - 検査安全性およびアーチファクト -」

講 師：山本 徹（北海道大学保健科学研究院医用生体理工学分野 教授）

教育シンポジウム：平成25年11月3日（日）

テーマ：「磁性アタッチメントの基礎から臨床まで」

座長：大久保力廣（鶴見大学歯学部有床義歯補綴学講座 教授）

講師：横江 誠（愛知学院大学歯学部附属病院歯科技工部）

講師：中林晋也（日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座）

講師：神原 亮（愛知学院大学歯学部有床義歯学講座）

講師：永田和裕（日本歯科大学新潟生命歯学部総合診療科）

医療委員会診療ガイドラインシンポジウム：平成25年11月3日（日）

テーマ：「インプラント VS 天然歯への磁性アタッチメント適用」

座長：秀島雅之（東京医科歯科大学快眠歯科（いびき・無呼吸）外来）

講師：鈴木恭典（鶴見大学歯学部口腔顎顔面インプラント科）

講師：田中譲治（日本インプラント臨床研修会）

講師：河野 舞（北海道医療大学歯学部咬合再建補綴学分野）

### － 学術大会参加要綱 －

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：

9月2日（月）迄 会員5,000円、非会員7,000円

9月3日（火）以降 会員6,000円、非会員8,000円

\* 本学術大会は温泉地での開催による都合上、お泊りの際には学会会場のホテルにご宿泊頂くことが必須となっております。下記より、宿泊申し込みならびに学会参加の事前登録を行っていたき、一括で前納くださいますようお願いいたします。また、素泊まりの設定はありません。ご理解の程、よろしく願いいたします。

申込・お問い合わせ先

観光庁長官登録一般旅行業第881号 （社）日本旅行業協会正会員

北海トラベル株式会社 「第23回学術連絡会」係 担当 筒井裕史

〒065-0024 札幌市東区北24条東1丁目1-35

Tel：011-731-4321 Fax：011-731-3881

E-mail：tsutsui@hokkai-travel.com

営業時間 月～金 9：00～18：00 土曜 9：00～12：00 日曜・祝日は休業

懇親会：平成25年11月2日（土） 19：00～  
懇親会会場：登別温泉 第一滝本館 個室会食場

連絡先：第23回日本磁気歯科学会学術大会実行委員会  
実行委員長 會田英紀

北海道医療大学歯学部咬合再建補綴学分野  
〒061-0293 北海道石狩郡当別町金沢1757  
日本磁気歯科学会 第23回学術大会実行委員会  
TEL：（0133）23-2863  
E-mail：[meeting23@jsmad.jp](mailto:meeting23@jsmad.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13回 国際磁気歯科学会のお知らせ

### THE 13TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON MAGNETIC APPLICATIONS IN DENTISTRY

#### GENERAL INFORMATION

The Japanese Society of Magnetic Applications in Dentistry (President: Shinichi Masumi, Kyusyu Dental University) is a scientific association founded in 1991 and is devoted to furthering the application of magnetism in dentistry. The 13 th International Conference on Magnetic Applications in Dentistry organized by JSMAD will take place on the Internet as follows.

**Meeting Dates:**

Monday, March 3 to Friday, March 21, 2014

**Location:**

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

**General Chair:**

Prof. Hisashi Koshino, Health Science University of Hokkaido

**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 13th 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 yen per page. (No charge for invited paper.)

#### GUIDELINES FOR PRESENTATION

**Deadlines:**

Entry: February 4, 2014

Poster submission: February 28, 2014

**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 [meeting23@jsmad.jp](mailto:meeting23@jsmad.jp)

#### CONFERENCE SECRETARIAT

Hideki Aita, Health Science University of Hokkaido

E-mail : [meeting23@jsmad.jp](mailto:meeting23@jsmad.jp)

Tel : +81-133-23-2863 Fax : +81-133-23-2863

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または日本磁気歯科学会のホームページにある会員登録用紙に必要な事項を御記入の上、事務局宛に御送付ください。入会金、年会費のお支払いは、郵便振替または銀行振込を御利用下さい。

入会金：5,000円

年会費：5,000円

郵便振替口座

日本磁気歯科学会（ニホンジキシカガクカイ）00180-8-781771

振替用口座：〇一九（ゼロイチキュウ）店（019）当座0781771

銀行口座（普通預金口座）

日本磁気歯科学会 会計 秀島雅之

三菱東京UFJ銀行覚王山支店（店番号264）3580140

### [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 埼玉県坂戸市けやき台1-1

明海大学歯学部 機能保存回復学講座

歯科補綴学分野内

日本磁気歯科学会事務局

Tel 049-279-2747 Fax 049-279-2747



## 目次

## 総説論文

『蝶々に育った毛虫さん』	1
田中 貴信	
徳島における磁気歯科研究の嚆矢	13
木内 陽介	
特集1 「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」	
磁性アタッチメントで困ったら	19
秀島 雅之	
磁性アタッチメントの失敗と対策	24
石上 友彦	
磁性アタッチメントの適用は、どのような点に有効か？	30
鱒見 進一	
特集2 「歯科における磁気用途の将来」	
歯科における磁気用途の将来	36
市川哲雄, 石田雄一	
MRI 対応生体内金属の開発	41
誉田栄一, 浜田賢一, 倉林 亨, 宇山恵美, 吉田みどり	
磁場の骨芽細胞への影響について	49
尾澤 昌悟	
口腔顎顔面領域における磁気計測技術の応用	54
重本修伺	
特集3 「ISO 対策委員会報告」	
歯科用磁性アタッチメントの国際標準化を目指して — ISO/TC106パリ会議 —	65
高田雄京	

## 原著論文

インプラント支台オーバードンチャーにおける前歯部噛みしめ時の生体力学解析	69
中林晋也, 山中大輔, 大山哲生, 内田天童, 渋谷哲勇, 安田裕康, 田所里美, 藤本俊輝, 石上友彦	
インプラント用キーパーの考察 — 繰り返し荷重によるキーパーの緩みに関する検討 —	77
中村好徳, 永井秀典, 岩井孝充, 神原 亮, 増田達彦, 坂根 瑞, 田中茂生, 大野友三, 高田雄京, 田中貴信	
鋳造用磁性合金と押湯の混合比率が鋳造キーパーと磁石構造体の吸引力に及ぼす影響	83
中村好徳, 吉原健太郎, 岩井孝充, 坂根 瑞, 高田雄京, 田中茂生, 田中貴信	

## 原著論文

- 磁気シールド材料としての Ti と SUS 447J1のレーザー溶接 ..... 90  
高田雄京, 高橋正敏, 菊地 亮, 佐藤秀樹, 泉田明男, 中村好徳,  
田中貴信, 天雲太一
- 海外製歯科用磁性アタッチメントを構成する材料と内部構造 ..... 96  
高田雄京, 高橋正敏, 木内陽介, 中村好徳, 田中貴信, 佐藤秀樹,  
泉田明男, 天雲太一

## 臨床論文

- 即時義歯装着により下顎位を保持した後に磁性アタッチメント義歯へ移行した1症例 ..... 103  
曾根峰世, 松井藍有美, 奥津史子, 草野寿之, 松川高明, 豊田有美子,  
根来理沙, 頼近 繁, 下川原 忍, 岡本和彦, 大川周治

## 第22回日本磁気歯科学会学術大会 抄録

- それぞれの支台歯の負担能力に対応させるために各種形態の磁性アタッチメントを  
応用した全顎的補綴症例 ..... 108  
神原 亮
- Ni フリー磁気シールド材料の開発 ..... 109  
高田雄京, 高橋正敏, 菊地 亮, 菊地聖史
- MRI 金属アーチファクトの評価法についての理論的検討 ..... 110  
笹木洋平, 芥川正武, 木内陽介
- 前歯部噛みしめ時におけるインプラント支台オーバーデンチャーに対する  
支持組織の三次元有限要素解析 ..... 111  
山中大輔, 大山哲生, 中林晋也, 田所里美, 内田天童,  
渋谷哲勇, 安田裕康, 藤本俊輝, 石上友彦
- 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補正量 ..... 112  
小澤 大輔, 鈴木恭典, 長田秀和, 河野健太郎, 大久保力廣
- インプラント用キーパーの開発 — 繰り返し荷重によるねじの緩みに関する実験的検討 — ..... 113  
永井秀典, 岩井孝充, 中村好徳, 熊野弘一, 庄司和伸,  
松村晋也, 野村紀代彦, 村上 弘, 高田雄京, 田中貴信
- 各種アタッチメントの維持力測定にクロスヘッドスピードが及ぼす影響 ..... 115  
小川 泰, 梅川義忠, 石上友彦, 永井栄一, 大谷賢二,  
長谷川みかげ, 塩野目尚, 須田賢司
- 歯冠外磁性アタッチメントにおける力学的検討 — 第2報 弾塑性解析の導入 — ..... 116  
音田亜矢子, 増田達彦, 大野芳弘, 白石浩一, 小木曾太郎, 吉原健太郎,  
田中 孝, 岡田通夫, 中村好徳, 高田雄京, 河合達志, 田中貴信

簡易型磁性アタッチメント吸引力測定装置の開発 .....	117
庄司和伸, 中村好徳, 神原 亮, 岩井孝充, 林 建佑, 金野弘靖, 岡本樹一郎, 高田雄京, 田中貴信	
即時義歯の応用により下顎位を保持した後に磁性アタッチメント義歯に移行した1症例 .....	119
曾根峰世, 奥津史子, 草野寿之, 松川高明, 豊田有美子, 根来理沙, 頼近 繁, 岡本和彦, 大川周治	
広範囲な顎裂が残存した多数歯欠損患者に磁性アタッチメント支台の インプラントオーバーデンチャーを適応した1症例 .....	120
中田 秀美, 黒田 真司, 立川 敬子, 春日井 昇平	
磁性アタッチメントを歯冠内・歯冠外アタッチメントとして用いた長期経過症例について .....	120
後藤崇晴, 石田雄一, 永尾 寛, 市川哲雄	
磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定 — 策定の経緯とデルファイ法調査 — .....	122
秀島雅之, 市川哲雄, 越野 寿, 星合和基, 田中譲治, 尾澤昌悟, 鈴木恭典, 梅川義忠, 石上友彦, 永尾 寛, 河野稔広, 曾根峰世, 河野 舞, 長谷川みかげ, 和田淳一郎, 和達重郎, 西山 暁	
マグネット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？ — デルファイ法による調査 — .....	122
永尾 寛, 後藤崇晴, 石田雄一, 市川哲雄, 秀島雅之, 越野 寿, 星合和基, 梅川義忠	
インプラントオーバーデンチャーに磁性アタッチメントの使用は有効か？ — 文献的考察とデルファイ法による調査 .....	123
尾澤昌悟, 星合和基, 宮前 真, 田中貴信, 田中譲治, 鈴木恭典, 秀島雅之	
ISO委員会報告 ISO対策委員会報告 — ISO/TC106パリ会議 — .....	124
高田雄京	
平成24年度 日本磁気歯科学会第2回理事会議事要旨 .....	126
平成25年度 日本磁気歯科学会第1回理事会議事要旨 .....	127
日本磁気歯科学会会則 .....	129
日本磁気歯科学会認定医制度規則 .....	130
日本磁気歯科学会認定医制度施行細則 .....	132
日本磁気歯科学会雑誌投稿規程 .....	133
日本磁気歯科学会雑誌「投稿の手引き」 .....	134
平成26年度日本磁気歯科学会役員 .....	137
日本磁気歯科学会 認定医名簿 .....	138
賛助会員・編集後記 .....	140



*The Journal of the Japanese Society  
of Magnetic Applications in Dentistry*  
Vol. 22, No. 1, 2013

Contents

"The Caterpillar Turns into the Butterfly" .....	1
<i>Yoshinobu Tanaka</i>	
Magnetic dental researches at dawn in Tokushima .....	13
<i>Yohsuke Kinouchi</i>	
Troubleshooting Tips for Magnetic Attachment Applications Based on Clinical Practice Guidelines .....	19
<i>Masayuki Hideshima</i>	
Measures against clinical trouble for the magnetic attachment .....	24
<i>Tomohiko Ishigami</i>	
Effective points for application of the dental magnetic attachment .....	30
<i>Shin-ichi Masumi</i>	
Development of magnetic devices and the future of dentistry .....	36
<i>Tetsuo Ichikawa, Yuichi Ishida</i>	
Development of metallic biomaterial with MRI compatibility .....	41
<i>Eiichi Honda, Kenichi Hamada, Tohru Kurabayashi, Emi Uyama and Midori Yoshida</i>	
Effects of magnetic fields to osteoblastic cells .....	49
<i>Shogo Ozawa</i>	
Applications of Magnetic Measurement Techniques in Oral and Maxillofacial Regions .....	54
<i>Shuji Shigemoto</i>	
A commission report of the ISO corresponding committee working toward international standardization of dental magnetic attachments — ISO/TC106 meeting in Paris — .....	65
<i>Yukyo Takada</i>	
Finite Element Analysis of Implant-Supported Overdenture During Simulated Incisal Clenching .....	69
<i>Shinya Nakabayashi, Daisuke Yamanaka, Tetsuo Ohyama, Tendo Uchida, Norio Shibuya, Hiroyasu Yasuda, Satomi Tadokoro, Toshiki Fujimoto, and Tomohiko Ishigami</i>	
Development of magnetic implant keepers	
— A study on loosening of keepers by repeated load — .....	77
<i>Yoshinori Nakamura, Hidenori Nagai, Takamitsu Iwai, Ryo Kanbara, Tatsuhiko Masuda, Mizuho Sakane, Shigeo Tanaka, Yuzo Ohno, Yukyo Takada and Yoshinobu Tanaka</i>	

Influence of the mixed ratios of the casting magnetic alloy and its feeding head on attractive force between a cast keeper and a magnetic assembly .....	83
<i>Yoshinori Nakamura, Kentaro Yoshihara, Takamitsu Iwai, Mizuho Sakane, Yukyo Takada, Shigeo Tanaka and Yoshinobu Tanaka</i>	
Laser welding between titanium as a magnetic shielding material and SUS 447J1 stainless steel .....	90
<i>Yukyo Takada, Masatoshi Takahashi, Akira Kikuchi, Hideki Sato, Akio Izumida, Yoshinori Nakamura, Yoshinobu Tanaka and Taichi Tenkumo</i>	
Materials and internal structures of foreign-made dental magnetic attachments .....	96
<i>Yukyo Takada, Masatoshi Takahashi, Yosuke Kinouchi, Yoshinori Nakamura, Yoshinobu Tanaka, Hideki Sato, Akio Izumida and Taichi Tenkumo</i>	
A Case Report of a Magnetic Attachment Denture Using an Immediate Denture to Maintain the Optimum Mandibular Position .....	103
<i>Mineyo Sone, Ayumi Matsui, Fumiko Okutsu, Toshiyuki Kusano, Takaaki Matsukawa, Yumiko Toyota, Risa Negoro, Shigeru Yorichika, Shinobu Shimokawara, Kazuhiko Okamoto and Shuji Ohkawa</i>	



## 総説 Review

Journal home page : [www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)『蝶々に育った毛虫さん』  
—— 磁性アタッチメント開発秘話 ——

田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

## The Caterpillar Turns into the Butterfly

Yoshinobu Tanaka

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

## 要旨

強力な希土類磁石に巡り合い、それを歯科補綴分野で活用できる、安全かつ有用な臨床用具として完成するには、我々に14年間の時間が必要でしたが、それからさらに20年後には、この新臨床システムが世界各国に普及し、ついにはISO規格が確立されるまでになりました。この間、当然のことながら、多くの関係者が数えきれない試行錯誤を繰り返して来たわけですが、その一端として、筆者自らが関与してきた部分を主体に、開発経過の概要と、その中で特に思いで深いエピソードを紹介させていただきました。他人が発明した高性能磁石を、口腔内に入れて可撤性補綴装置として利用しようという、極めて単純な事柄ですが、臨床現場では意外にも多様な問題点が続出し、それらを順次克服して来たという、思い出話であります。これから大いに頑張っていただかなければならない若い会員の皆様方に、新たな歯科用専門用具の開発の苦勞と楽しさをご理解いただくことが、筆者の願いであります。

## Abstract

Fourteen years were spent completing the necessary groundwork for the officially recognized acceptance of a new magnetic attachment that provides intriguing new patient treatment options in a safe and clinically accepted manner. Now, after 20 years, this unique clinical system has gained worldwide acceptance as an unofficial new treatment methodology and has received the endorsement and final document acceptance by the International Standards Organization (ISO).

In general, we wish to remember the many challenging episodes of design and testing that were overcome during the development and completion of this work. The meeting of these many challenges is a story in itself and may be useful for corollary projects or future endeavors.

The oral environment requirements for use of dental attachments with removable or fixed prosthetic devices are very demanding. Although other high performance magnets have been invented, the technical demands of the new magnet require sequential evaluation of problems to be overcome before the best design solution can be reached. These points seem small but are important for the successful development of any new project or design. The careful application of new technology permitted the "caterpillar" attachment to grow into a new "butterfly" attachment technology to create new useful designs in clinical patient treatment.

## キーワード

(Key words)

磁性アタッチメント (magnetic attachment), 開発 (development), 磁気回路 (magnetic circuit), 腐食 (corrosion), 顎顔面補綴 (maxillofacial prosthetics)

## I. 緒 言

本学会誌の編集担当者から、第22回学術大会での講演内容を投稿せよ、とのご指示をいただきましたので、ここに拙文をお届けすることになりましたが、「開発秘話」と申しまして、以下の内容は総て、既にそれぞれの時点で各種書籍、本学会誌などで報告したものであります。すなわち、本稿はセミナーの企画に沿って改めて纏めたものに過ぎず、理屈の上では、二重投稿の類であることを、予めご理解いただきたく思います。そんな趣旨に合わせ、文章も口語体とさせていただきます。

また、ここに紹介する諸項目は、すべて筆者一人のアイデアというのではなく、研究会時代から、各種の専門家のお知恵を拝借しながら、多くの医局員と共に、随時進めてきた諸々の物語であることも、予め明記させていただきます。

## II. 希土類磁石との巡り合い

可撤性義歯の支台装置として、初めて永久磁石を導入したのは、米国の Freedman<sup>1)</sup> や Behrman<sup>2)</sup> でしたが、今から60年も前のことでもあります。しかし、黄金の帯環を利用したエトルスカン・ブリッジは2,600年前、Mouton が1746年に開発した現在の金属クラスプの原型<sup>3)</sup> 等と比べれば、言うまでもなく、この磁石の利用は極めてユニークな、近來のアイデアであることに確かです。しかし、歯科臨床現場で磁石に本来の価値を発揮させるためには、その後の希土類磁石なる、極めて小型かつ強力な永久磁石の発明を待たなければならなりませんでした。

19世紀初頭のデンマークの Öersted による電磁気学の幕開け以降、磁石の多分野での活用の可能性が認識され、20世紀以降の磁気工学の進歩と相まって、永久磁石の発明・改良も急速に進みましたが、この分野では、特に KS 鋼を開発した本多光太郎博士を筆頭とする我が国の先人らの功績が、「磁石王国」として国際的にも高く評価されて来ました<sup>4)</sup>。1945年に我が国を占領した米軍が、我が国の科学分野で唯一興味を持ち、資料を欲しがったのは、この磁石材料関係のものだけであったという、面白いエピソードもあります。ところが、1966年に、米国の Hoffer らが YCo<sub>5</sub> に関して、磁石の吸引力の元となる結晶磁気異方性定数

が極めて大きいことを発見しましたが<sup>5)</sup>、何と、すでにその翌年には、Becker がその理論に基づき、SmCo (サマリウム・コバルト：通称サマコバ) 磁石を発明しました<sup>6)</sup>。長年にわたる我が国の永久磁石に関するイニシャチブが奪われたかのごとき時期でしたが、幸いにも1984年には、我が国の佐川真人によって、現在最強の永久磁石と言われている NeFeB (ネオジム) 磁石が開発されました<sup>7)</sup>。Y,Sm,Ne などの元素は、希土類と分類されているため、これらの新型磁石の総称は希土類磁石となった訳です。これらの希土類は、強磁性材である鉄やコバルトの原子を、より強力な磁石となるような原子配列を助ける形状を備えているためであると、理解して良いでしょう。

筆者がそんな希土類磁石に巡り合ったのは、1976年でありました。今思えば、その折見せられたのは、比較的小型のサイズのものであったため、摘まみにくく、なかなか吸着した磁石同士を引き離すことができないこともあって、特に驚愕的な初体験となりました。当時筆者は、3年間の米国留学を終えた帰国直後でありましたが、彼の地で学んだ「顎顔面補綴学」なるものを、当時まだ臨床分野として認知されていなかった我が国で、新たな臨床部門として定着すべく、若い同志らと研究会の設立などを行いつつ頑張っておりました。ほとんどの顎補綴の症例は、補綴装置の支持の基本となる顎骨や広範な軟組織の欠損のために、その適用に関しましては、極めて厳しい臨床条件を有したものであります。従って、補綴装置を所定の位置に固定し、可及的に審美性と口腔機能の回復を図ることは容易ではないことは当然であります。そのため、現在とは社会情勢も相当異なっていたこともあり、このような事態に対応するためには、医療用具・材料としての認可など関係なく、困難な症例に有用と考えられる多様な材料を、思いつくままに活用してきました。今思えば相当乱暴な臨床現場であったということです。

このような時期に、新材料として紹介された希土類磁石に多大な興味をそそられたのも、当然のことでありました。ところで、当時既に佐々木英機、木内陽介両先生の発想として、この希土類磁石を残存歯根上に応用する報告がなされておりました<sup>8)</sup>。しかし、筆者自身は、歯科補綴学を専門とする立場として、後述のごとく、未だ少なからぬ

根本的な臨床的諸問題を抱えたこの種の材料を、口腔内に永久的に固定して用いる方式の臨床導入は、さすがに決断できませんでした。可撤性の顎顔面補綴装置なら、例え腐食・破折等が生じて、磁石そのものも何時でも交換可能なため、基本的に深刻な問題とはならなかったということであり、ます。

### Ⅲ. 顎顔面補綴分野での試行錯誤

顎顔面補綴分野における筆者の希土類磁石の活用例として、代表的な事例は以下のとおりであります<sup>8-16)</sup>。

#### 1. 分割顎義歯

顎欠損患者には、手術の後遺症の一つとしての開口障害を示す症例が少なくありません。顎義歯自体、欠損腔の閉塞や義歯自体の維持・安定の確保のために、通常の義歯に比べ、本質的に大型化する物であるため、この開口量の制限は、極めて深刻な臨床条件となります。それに対応するためには、印象採得から独自の工夫が不可欠となりますが(図1)、完成顎義歯も、分割構造にしなければ、当然のことながら、口腔内への着脱が不可能であります。この場合、分割部の接合手段が、従来から大きな難問でありましたが、ここに永久磁石を導入することで、理想的な機構を実現することができました。すなわち、まず欠損腔に栓塞部を装着し、続いて義歯部を挿入すると、磁石同士が引き合い、両者は口腔内で自動的に所定の位置関係で接合することになります(図2,3)。撤去の場合には、当然義歯部から外すこととなりますが、適度な力で栓塞部から分離できるため、患者自身による取扱いに関しては、まったく不都合はありません。

なお、この種の症例では、最終的に咬合高径を短縮して、上下顎歯列間の咀嚼スペースを確保することも、一般的な手法であります。

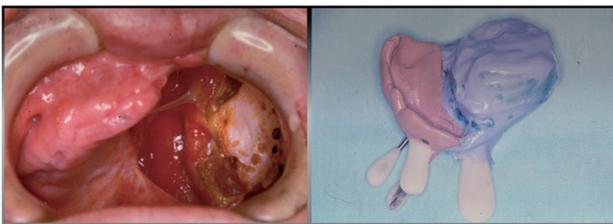


図1. 開口障害を伴う、上顎半側欠損症例の口腔内所見と分割印象



図2. 完成した分割顎義歯、義歯部と栓塞部は3対のサマリウムコバルト磁石で接合する構造となっている。



図3. 欠損部に装着された栓塞部と通常の下顎全部床義歯と共に装着された上顎義歯部

#### 2. 可動性顎義歯

顎補綴患者の病態はきわめて多様であります。ここに示したものは口蓋から頬部および口唇部に及ぶ広範な血管腫の症例であります。血管腫は比較的発生頻度の高い良性腫瘍の一つであります。本症例は、口蓋粘膜部に原発し、その後広範囲に拡大したものであります。これらを完全に切除すると、顔面半側欠損となるため、40代前半の女性としては受け入れがたく、根治的な対応の難しい症例ということでありました。使用中の旧義歯は、次第に肥厚してきた口唇部の腫瘍表面を傷つけ、大出血を起こす危険があるため、担当医から使用禁止を申しわたされて、我々の元を受診したものであります(図4)。



図4. 口外と上唇部に発現した広範な血管腫と同患者の旧義歯

完成義歯粘膜面と、その構造のシェーマを示しますが(図5)、分割構造の前歯部はスプリングを備えた蝶番で義歯床に連結されており、その分

滑面に一对の磁石を設置して、両者の相対的な位置関係の安定性を確保したものであります。すなわち、前歯部人工歯部に唇側から荷重が掛かると、人工歯部のみ口蓋側に数mm滑走する構造であります(図6)。図7は本義歯を口腔内に装着したものであります。咬合位では正常に嵌合していますが、開口時には口唇が緊張して、義歯を圧迫することになります。その時、義歯の前歯部が口蓋側に滑走するため、患部に過剰な負荷が加わり出血につながる様な損傷を与える危険を回避できる、というものであります。密着状態を保ちつつ、側方への滑走がし易いという、磁石の特性を最大限に活用した装置であり、臨床的にも期待以上の効果を発揮した例であります。



図5. 完成した可動性顎義歯とその構造を示すシェーマ



図6. 前歯人工歯部は、僅かな力で口蓋側に回転変位し、荷重を除くとスプリングの力で元の位置に戻る



図7. 口腔内に装着された可動性義歯. 開口時に上唇部が緊張すると、人工歯部は自動的に口蓋側に変位し、患部に無理な荷重が掛からない。閉口時には、上唇の緊張がゆるむため、人工歯部は自然に本来の位置に戻り、正常な咬合位を確保することになる。

### 3. エピテーゼの固定装置

本症例は口蓋中央部から前方部に及ぶ悪性腫瘍のため、上唇部も部分切除された、比較的大型の上顎欠損症例であります(図8)。先ず通法に従い上顎顎義歯を製作しましたが、術前の予測通り、上唇の短縮・挙上による顎義歯の露出は避けられませんでした。審美性の観点から、容認できるレベルではありません。そこで、上唇部にシリコン製のエピテーゼを別途製作し、これを顎義歯に連結することになりました。2組の磁石を適用して、床用レジンによるエピテーゼのホルダーを作り、その上にエピテーゼを被せるものであります。ホルダーはエピテーゼのアンダーカットにしっかり収まって一体化しています(図9)。当然のことながら、口輪部は咀嚼時に比較的大きな動きをするため、このエピテーゼは摂食時には取り外すことになり、純粹に審美性のみを目的としたものであります。着脱の容易な磁石の活用で、十分患者の満足も得られた作品であります。



図8. 上顎前歯部の大型欠損と、それによる上唇部の陥凹



図9. 完成顎義歯と、その前方部に磁石を介して接合された上唇のエピテーゼ

次の症例は、腫瘍のために完全に外鼻を喪失したものであります。エピテーゼの患部への装着法としては、古くから様々な手法が紹介されてきましたが、その中には接着剤や両面接着テープを利用するものもあります。これらは術者側の立場で

は、極めて簡便なものでありますが、毎日着脱する、患者自身にはそれほど使用感に優れた方法ではないはずです。何となれば、当然のことながら最終的な装着位置が極めて重要でありながら、一旦設置したら、その位置から左右・上下に微妙にずらして、任意に調整することができないからです。審美的観点からは、これは全く妥協し難い問題点であります。

そのため、この種の症例では欠損部のアンダーカットを十分利用して、まず確たる位置決めをする方策がより実用的であると、臨床経験的に理解しています。本症例でも、先ず欠損部に精密に適合したアクリル樹脂製の保持部を作り、その上にエピテーゼを被せる構造となりましたが、着脱を容易にするために、保持部を二分割構造として、両者の界面に3組の磁石を適用したものであります(図10, 11)。前記症例と同様に、保持部の外側部は、常にエピテーゼと一体として扱われることとなります。



図10. 腫瘍による完全な外鼻欠損とそれに適用された2分割構造のエピテーゼ保持部分



図11. 患部に装着された維持部分と、その上に装着されたエピテーゼ

#### 4. 放射線治療補助装置

悪性腫瘍の治療法の一つとして放射線照射治療

がありますが、症例に応じてその照射法も異なりますが、それぞれの手法に応じて、それぞれ組織排除装置(プロテクター)、遮蔽装置(シールド)、(線源保持装置(モールド)等と名付けた、各種の放射線治療補助装置を作製するのが、我々の仕事であります。いずれの装置も、その基本機能は腫瘍組織への効果的な照射と周囲の正常組織の保護であります。放射線の遮蔽には、古くから鉛が用いられてきましたが、口腔内への適用時には、可及的に有毒な鉛を被覆した方策を採るのが当然の処置となります。

ここに紹介する症例は、通常はいわゆる組織内照射として、患部に直接挿入して照射治療に用いられる $^{198}\text{Au}$  grainを対象としたものです。この線源は $\gamma$ 線を発しますが、半減期が2.7日と極めて短いため、患部に7~10日間連続的に挿入し、多くの場合には、治療後そのまま組織内に放置されます。しかし、口蓋のごとく粘膜が菲薄な部分への適用は容易でなく、患者への侵襲も大きいことから、それぞれの症例に適合する義歯床に準じたモールドを作製し、専門医が厳密に定めた当該部位に線源を埋入する方法を考案いたしました。これにより、線源の患部への適用は極めて容易となり、照射終了後は、線源と共に簡単に撤去・廃棄することができます。

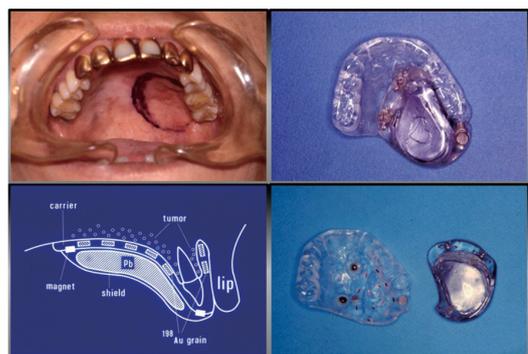


図12. 口外の扁平上皮がんに応用された、2分割構造の $^{198}\text{Au}$  grain モールド

言うまでもなく、この場合には、 $\gamma$ 線は小さな線源から八方に放射されるため、患部周囲の健全な組織をその被曝から護らなければなりません。そのためには、アクリル樹脂内に鉛塊を封入したシールドを付与することが有効ですが、モールドとシールドが一体となった補助装置は、本質的に分厚になるため、照射治療中の専門医による検診

や患者の摂食時には、このシールド部分のみを容易に外せる機構が大変有効であることを、経験的に学びました。そして、その両者の接合手段として希土類磁石が極めて有用であった、と言うことであります(図12)。

#### IV. 磁性アタッチメント開発における希土類磁石の臨床的問題点と具体的対応

前項のごとく、その都度の思い付きで様々な顎顔面補綴症例に希土類磁石を利用し、極めて良好な臨床成果を確認して来ました。そのためには、極めて多様な形態の希土類磁石を試作して来ましたが(図13)、いずれも限定量の注文ゆえ、業者の暇な折にしか受注してもらえず、また単価も数千円と、決して気軽に試作できるものではありませんでした。

そんな諸経験の末、先にご紹介した佐々木先生らが示された如く、この素晴らしい新材料も、最終的には残存歯に適用して、可撤性義歯の支台装置として利用できなければ、歯科領域での本格的な需要はあり得ないことも、認識できるようになりました。しかしそのようなレベルから見ると、希土類磁石そのものは、幾つかの根本的な難問を抱えた「毛虫」のような存在であった、ということでもあります。

すなわち、多くの臨床経験の結果、臨床現場で安心して長期間使用することに関して、以下に示すような、当磁石の根本的な問題点の克服が、自分自身にとっても、新たな課題となってきましたが、結果的には、それらの克服が磁性アタッチメントの開発そのものであったというわけです。

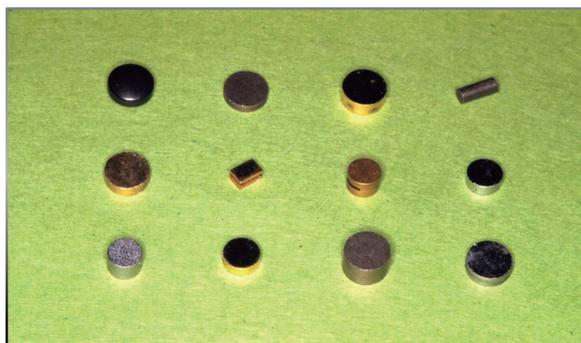


図13. 多様な形態の希土類磁石

##### 1. 腐食

まず、サマコバ磁石もネオジウム磁石も、口腔内環境では容易に腐食する、というのが本質的な欠

点でした。これは材料の基本特性ゆえ、当座はどうにもなりません。そこで、誰でも思いつく対応策として、表面に金メッキ処理を施してみましたが、本体が焼結体であるため、ミクロ的な表面形状は極めてポーラスであり、耐蝕性を有した材料で完璧に表面を被覆することは不可能で、結果的にも十分な防錆効果は得られませんでした(図14, 15)。それに加えて本体が脆く、欠けやすいことも、メッキ処理の意義を否定することになります。

##### 2. サイズ

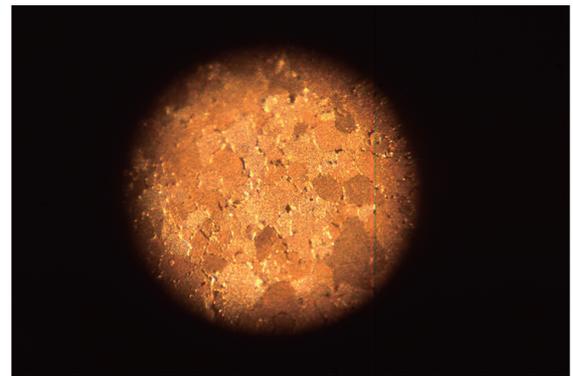


図14. サマリウムコバルト磁石に金メッキ処理後の表面拡大図

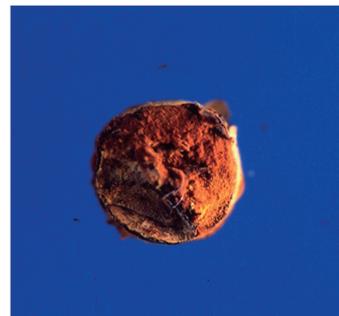


図15. 水中に3か月放置したメッキ処理のサマリウムコバルト磁石

希土類磁石の小型・強力をセールス・ポイントとしてきたものの、比較的スペースに恵まれた顎顔面補綴分野ではともかく、通常の義歯の支台装置として利用する場合、その利用可能なスペースは、意外なほど小さく、そこに収まるサイズの磁石では、如何に高性能とはいえ、従来の器械的支台装置で基準とされてきた500~600gfレベルの吸引力を獲得することは、残念ながら不可能であることが、すぐに確認できました。

##### 3. 磁気回路の採用

磁石同士あるいは磁石と鉄片が吸着するのは、

磁力線によるものですが、この磁力線の流れは電気回路のごとく、N極から出た磁力線がS極まで一回りする磁気回路を構成するものです。これに関する電流と磁気との大きな差は、空気層が前者では後者の1,000倍程の抵抗となることでもあります。すなわち、通常の電気回路では、コンセントが外れれば、即刻完全に絶縁状態になるのですが、磁石では、開磁路といわれる空気層の中でも、ある程度磁力線が流れる、ということです。しかし、空気層が磁気回路の抵抗部分であることには変わりありません。

そのため、永久磁石が内に秘めた能力を存分に引き出すためには、その両極を可及的に磁力線が流れやすい回路で結ぶ必要があるということです。そのためには、いわゆる強磁性材料を導入して、閉磁路回路（ヨーク；yoke）を構成させることで、小型磁石からより強力な磁力を引き出すことが可能となります。

ここで重要なことは、磁石の外層を磁気回路のために磁性材料で被覆することで、幸いにも、先に触れた磁石本体の腐食防止も実現できるということです。もちろんそのためには、磁気特性と耐蝕性の双方に優れたヨーク材料を選択する必要があります。詳細は割愛しますが、実際の磁性アタッチメントは、残存歯に固定されるキーパーと閉磁路回路を構成することが不可欠な要件となりますので、磁石本体を内蔵した磁石構造体の一部には、アタッチメントとしての磁気回路のショートを防ぐため、磁気を遮断する非磁性材料を導入する必要も発現し、異種材料の完全な接合が最後の技術的関門でありました。何せ全体が極めて小型なものですので、その界面に、当時は比較的未熟なレベルにあったマイクロレーザー溶接技術を導入して、ようやく臨床要件を満たす磁性アタッチメントが完成したというわけでもあります。

それに先立つ最適形状の設計には、各種の負荷試験やコンピュータによる高度な磁場解析も不可欠でした<sup>15-17)</sup>。

このようにして、十分な実用性を備えた磁性アタッチメントが、世界に先駆けて我が国で商品化されたのは、1992年のことでした。

#### 4. 適応症の拡大

言うまでもなく、磁性アタッチメントそのものは、基本的に無随歯の根面上に適用することを前

提として設計・製作されたものですが、発売直後から「歯に優しいアタッチメント」として、全国的な磁性アタッチメントブームを引き起こし、また、筆者自身らも多様な臨床例で試行錯誤を繰り返しながら、その利用法の拡大に努めて来ました。その結果、現時点までに実現したものは、比較的骨植の良い支台歯には、「支台歯への優しさ」は不要であるため、Konuskronaに準じたMT冠（Magnotelescopic Crown）として、より積極的に義歯の安定に利用するもの（図16, 17）、また、有髄歯を対象としての、いわゆる歯冠外のECアタッチメント（Extracoronary Magnetic Attachment）も（図18, 19）開発いたしました。これにより、各支台歯の個々の臨床条件に沿った使用法を選択することができるため、磁性アタッチメントのみを用いた極めて合理的な義歯の設計が可能となりました（図20, 21）。すなわち、患者自身による着脱が極めて容易である、画期的な義歯の実現を可能としたものであります<sup>18)</sup>。さらに、最近ブームを呼んでいる、インプラントにも適用可能なシステムにも、磁性アタッチメント開発直後から挑戦し、早くから臨床要件に十分耐えうる術式を実現してまいりました<sup>19)</sup>（図22）。

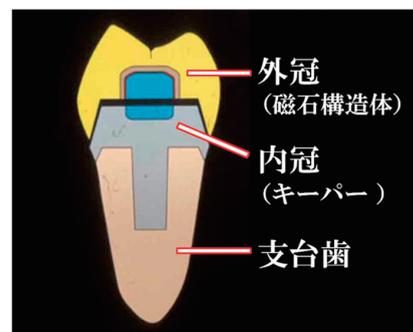


図16. MT冠の基本構造を示す模式図

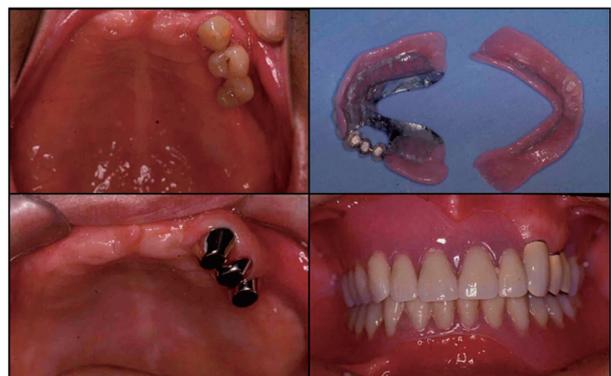


図17. MT冠を利用した上顎義歯例

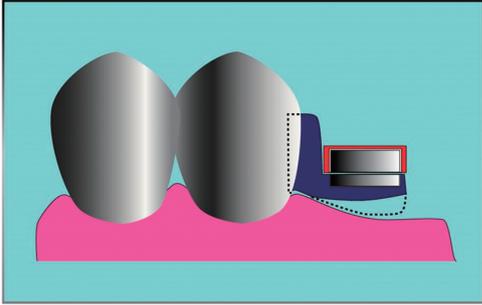


図18. 歯冠外アタッチメントとしての磁性アタッチメントの構造模式図



図19. EC アタッチメントの臨床例

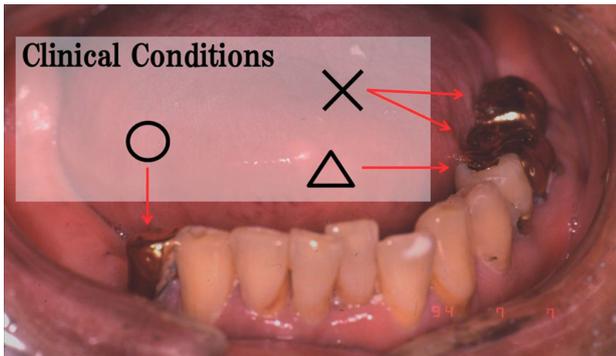


図20. 術前の臨床例口腔内所見, 67は骨植不良の無髓歯 (×), 5は骨植良好の無髓歯 (△), 4は健康な有髓歯 (○)

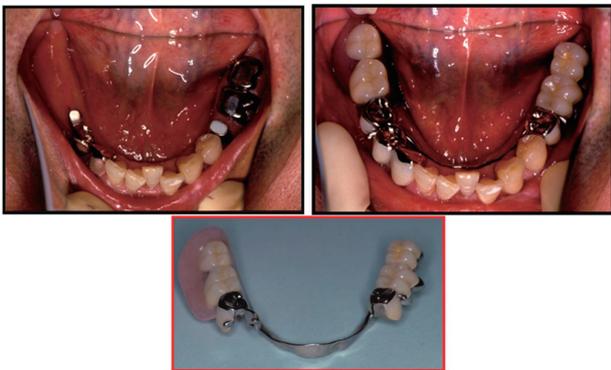


図21. 術後の口腔内と完成義歯, 67には根面板タイプ, 5にはMT冠, 4にはECタイプの磁性アタッチメントを適用

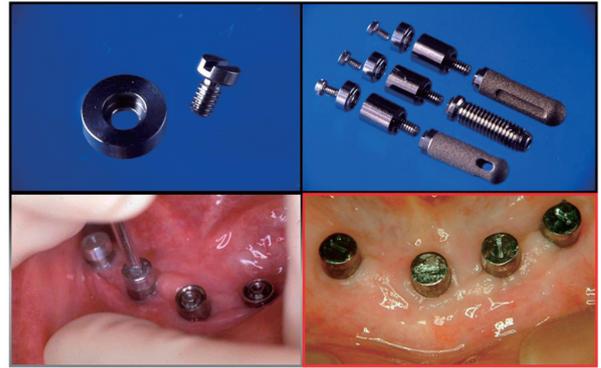


図22. インプラント上に適用した磁性アタッチメント, 10余年後も経過良好

### 5. 専用付属品

筆者自身の臨床経験に基づいて、これらの磁性アタッチメント義歯製作をより合理的かつ容易にするため、あるいは患者自身の利用上の便宜のために、多くの磁性アタッチメント専用付属品も準備いたしました(図23)。すなわち、チェアサイドで利用するもの、技工操作時に活用するもの、また、患者自身が携帯するものと、その内容は多彩であります。20年を超える臨床実績から見て、それらの付属品はいずれの現場でも、所定の目的を十分に果たしていることを確認しております。



図23. 各種専用付属品

## V. 臨床要件の確認

### 1. ペースメーカーへの影響

心臓ペースメーカーは、心臓の収縮をコントロールしている洞結節の機能不全に対応するために、人工的な電気信号を発信させる装置であります(図24)。一般的には、本体を大胸筋と皮膚との間に埋入することになります。このペースメーカーなる物は、従来から周囲の磁気に反応しやすく、患者の健康に深刻な影響与えるものとして重要視されてきました。そのため、口腔内に永久磁石を適用する以上、その事実を確認しておくことは必須であります。各種の基礎実験の結果、磁性アタッチメントがペースメーカーに重篤な影響を及ぼすことは全くないことが確認されました<sup>10)</sup>。

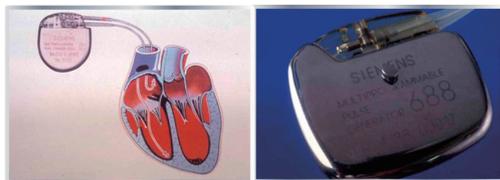


図24. 心臓ペースメーカー

すなわち、初期のタイプでは、ペースメーカー内蔵の電池(通常5年間で交換)をチェックするために、体外から通常の永久磁石を近づけて確認する構造となっていました。実際にはその場合でも、ペースメーカーの機能が止まってしまうわけではなく、電池が健在である証拠として、一時的に特定のパルスに変化する反応を示すだけのものでありました。実験的にも、複数の磁性アタッチメントを備えた義歯を、ペースメーカー本体に密着させても、何の変化も観察されませんでした<sup>13, 20)</sup>。また、特に最近利用されているものでは、この電池のチェックも、各症例(ペースメーカー)に特有な、いわゆる鍵のような複雑なパルス磁場を採用した専用の計測器を利用するように改善され、一般の磁気には全く反応しないように進歩している、ということでもあります。

しかし、これはあく迄も磁性アタッチメントを前提とした永久磁石、すなわち、静磁場に関する結論であり、電磁石や発電機のような、電磁場としての変動磁場や極めて強力な静磁場に関しては、全く別途な課題であることを付記しておきます。

### 2. MRI

核磁気共鳴画像診断装置(MRI: Magnetic

Resonance Imaging)は、最近ほとんどの病院で、放射線の被曝を受けることなく、深部の軟組織の形状を非観血的に観察できる手段として、医療分野に不可欠な診断機器として活用されています。その原理は1972年に英国で確立され、1977年に初めて臨床現場に登場したものであります。詳細は割愛しますが、この診断機では、患者の撮影対象部位を、比較的強力な磁場(2~3T)内に設置することになります。そして、この磁場が極めて均一であることが当システムのポイントであります。その中に磁性材料が存在すると、本体の誘導磁場により、その磁性材料が瞬時に磁石となり、自ら新たな磁場を発生することで、本体の磁場の均一性を乱し、結果的にその部位の画像が乱れることになる、ということでもあります。

皮肉というか偶然というか、我々が永久磁石を扱い始めた、ほぼ同時期にこのような診断機が医療現場に登場したことになります。極めて価値ある重要な診断機器を相手に、「お前の方で何とか対応を考えろ」と、言える立場ではありませんでした。厳密に言えば、通常の歯科用合金の多くも、若干の影響を及ぼすことは事実ですが、磁性アタッチメントの比ではありません。具体的対応策としては、当然のことながら、磁石本体を備えた義歯は、事前に取り外せば問題ありませんが、歯根に合着されたキーパーは、撮像時には強力な誘導磁石となって、診断に影響を及ぼすことは避けられません。その事実をだれよりも早く体験・報告したのは筆者であります<sup>21)</sup>。その後、磁性アタッチメントの普及に伴って、その分野の専門家たちから、各種の非難や注意を受けたことも事実であります。すなわち、「そのまま撮像すると、その部分が超高温になって危険だ」とか、「患者の頭部が強力に牽引され、撮像機の側面にぶち当たる」とか、今思えば、いずれも根拠のない妄想でありました。

当方の立場としては、その具体的な影響を詳細に検討し、局所の画像が乱れることは事実であります。ほとんどの撮像には、深刻な障害はなく、特にMRIで重視される、大脳、小脳、延髄、脊髄等の部分の診断には、全く支障のないことを確認してまいりました<sup>13, 22)</sup>。また、どうしても支障となる様な特殊な場合には、根面板を損ねることなく、タービンでキーパーのみを撤去することも

容易であります(図25)。撮像後に、新たなキーパーを根面板に合着すれば、容易に元の状態復帰させることができるわけです。しかし、元々根尖病巣や歯周病を対象とした画像診断装置ではないため、局所的な画像の乱れも、深刻な問題となったとの報告はこれまで全くなされておられません。

### 3. 金属探知機

各種のテロ事件の続発により、空港でのボディチェックはますます厳しくなってきましたが、いわゆる金属探知機を備えたゲートは、ずいぶん早くから設置されております。永久磁石と磁性材料を口腔内に装着した場合、この探知機に反応するか否かを確認するのも我々の責任であると考え、開発直後の磁性アタッチメント義歯の模型とカメラを持参し、名古屋空港と徳島空港を訪れました。いずれの空港でも、検査現場で勝手にカメラを構えるや否や、複数の職員が走り寄って来て、阻止されました。それぞれの現場で、名刺と身分証明書を提示しながら事情を詳細に説明して、ようやく確認テストの承諾を得ましたが、これもまた懐かしい思い出であります(図26)。

結果的には、ゲートはもちろんのこと、ハンドタイプの探知機を模型に押し当てても反応のないことを確認しました<sup>14)</sup>。しかし、海外では社会情勢によって、より厳しいレベルの探知を行う可能性も皆無とは言えません。そのような事態に対応するために、前述の専用付属品の一つとして紹介した如く、係官に事情を説明しやすいようにと、



図25. MRI 撮像実験と根面板から実験的に切断除去したキーパー

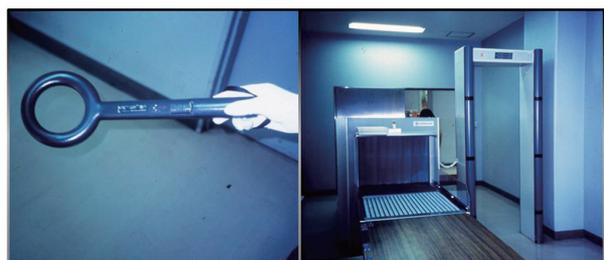


図26. 某空港のセキュリティーシステム

アタッチメント発売時には、名刺サイズの和文・英文双方で記述した「アタッチメントカード」も作成することになりました<sup>14)</sup>。

## VI. ISO 登録

本会会員の奥野 攻教授のご尽力で、2005年度の経済産業省の国際共同研究助成事業(NEDO)の一つとして、「歯科用磁性アタッチメントの最適化と国際標準の創成」なるグラントが採用されました。200近い案件の中からトップで選ばれたと聞き、関係者一同大変喜んだものでした。本件は、我が国の磁性アタッチメント事業の成功を契機として、世界各国で多様な製品が市場に紹介されるようになったため、患者と臨床医の信頼を確保するために、国際的な商品規格が不可欠であろう、との見地から、文字通り当分野でリーダーシップを発揮してきた我が国から、合理的な発信を行うことになったわけでありす。

その後、年一回世界各地で開催されるISO国際会議の場において、磁性アタッチメント規格の必要性とその具体的内容を提案してまいりました。先ず、2006年の北京大会では、敵情を探る意味も兼ねて、関係者に磁性アタッチメントの内容と市場の現状とを、奥野・田中の両氏で関係者にプレゼンテーションを行いました。翌2007年のベルリン大会では、新規事業項目提案(NWIP)、2008年のイェテボリー大会での作業原案(WD)、2009年の大阪大会での委員会原案(CD)、2010年のリオデジャネイロ大会では国際規格原案(DIS)、2011年のフェニックス最終国際規格原案(FDIS)、2012年のパリ会議で国際規格(IS)が、それぞれ採用となり、正規の国際規格(IS: International Standard)として採用されました<sup>23,24)</sup>。ISO関係者の話では、新規の提案が、このように一度の差し戻しもなくスムーズに承認されることは、極めて稀であること、また、そもそも本邦からこの種の新規申請が出された前例もほとんどない、とのことでありました。当然のことながら、これにより、我が国のJISも含め、今後は我々の創った規格を無視した商品を市場に出すことは、いずれの国においても不可能となったということでもあります。これは多くの本会会員の皆様方の積年のご尽力が正当に評価された当然の結果とも言えますし、私自身も日本人の一人として、大変誇りに思

える成果であります。

今や、数え切れない程の「美しい蝶」が世界に飛び立ったのです。

## Ⅶ. 結語としての日本磁気歯科学会への今後の期待

本日本磁気歯科学会は研究会発足から既に30余年が経ちますが、当然のことながら、多くの会員の世代交代を迎えました。磁性アタッチメント自体も決してまだ完璧なものではありません。口腔内の限られたスペースと過酷な環境に対応すべく、今後も改良すべき難問が山積しております。磁気工学の進歩で、いずれ現存の希土類磁石より更に高性能な永久磁石の開発も示唆されておりますし、ヨーク材としての強磁性合金も順次改良されてゆくことでしょう。その時には、インレーの上に載せたレストのような超小型で利用法も簡便な第2世代の磁性アタッチメントの誕生も夢ではありません。さらに、かつて筆者自身も試みた、歯科矯正治療への本格的導入も、大きな目標の一つでありましょう。磁石の力系は生体の適合性の観点からは、他の手段に比べ、より合理的と考えられるからであります<sup>13)</sup>。

また最近、脳梗塞への磁気治療の成果も注目されております。既に多くの実績が示されている磁気照射による骨増生と共に、一般医療分野においても、目に見えない磁気に、今後も大きな可能性を託したいと思えます。

磁性アタッチメント発売直後から、全国50都道府県の総てと海外も含め、ざっと230回の磁性アタッチメントに関する講演や実習を行ってまいりました。20年前だったからこそ可能であった、年金受給年齢の今なら絶対に不可能なことでしょう。開発直後に刊行できた専門書「磁性アタッチメント」も記録的な販売実績を残しました。不思議なことに、現在手元にはそれらに関係するお金は全く残っておりませんが、関係者の多大なご支援の賜物として、今、わが胸中には、それに勝る貴重な財宝が蓄積されております。

僭越ながら、筆者自身もこれまで、いずれ嬉しい「毛虫」として育ち、やがて美しい蝶となるであろう、沢山の卵を、あちこちの樹木に産み付けてきたつもりです。人間踏ん張れば、♂でも存分な有精卵を生み出すことができるのです。若い会

員の皆様方には、本学会の目標をより広く、より深く、今後大いに頑張る欲しいとの、心からの期待を伝え、熱意溢れる会員諸兄に対する、老いばれ蝶々からの最後のご挨拶とさせていただきます。

## 参考文献

- 1) Freedman, H.: Magnets to stabilize dentures. JADA, 47: 288-297, 1953.
- 2) Behrman, S.J.: The implantation of magnets in the jaw to aid denture retention. J. Prosthet. Dent., 10: 807-841, 1960.
- 3) 中沢 勇: 部分床義歯学, 永末書店, 1963.
- 4) 太田恵造: 磁気工学の基礎, 共立全書, 東京, 1973.
- 5) Hoffer, G. and Strnat, K.J.: Magnetocrystalline anisotropy of  $YCo_5$  and  $Y_2Co_{17}$ . IEEE Trans. Mag. MAG-2, 487, 1966.
- 6) Becker, J.J.: Permanent magnets. Sci. Am., 223: 92-100, 1970.
- 7) Sagawa, M. et al: Permanent magnet materials based on the rare earth-iron-boron tetragonal compounds. IEEE transactions on Magnetics MAG-20(5): 1584-1589, 1984.
- 8) 佐々木英機, 木内陽介: 歯科補綴物へのサマリウムコバルト合金磁石の応用について, 補綴臨床, 9: 77-82, 1976.
- 9) 田中貴信, 望月 洋, 清水正裕: 顎補綴における小型永久磁石の利用, 顎顔面補綴, 3(1): 93-97, 1980.
- 10) 田中貴信, 松村光明: 顎顔面補綴の範囲, 歯界展望, 57(1): 129-139, 1981.
- 11) 田中貴信, 岸本康男: われわれの顎顔面補綴治療, デンタルダイヤモンド, 8(10): 24-30, 1983.
- 12) Matumura, M., Tanaka, Y., et al: Some retentive methods of the facial prostheses; clinical considerations, Maxillofacial Prosthetics, 4(1): 35-43, 1981.
- 13) 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, 東京, 1992.
- 14) 田中貴信: 続・磁性アタッチメント - 108

- 問108答一，医歯薬出版，東京，1995.
- 15) 谷口 尚，田中貴信，他：<sup>198</sup>Au Grain Mold について，顎顔面補綴，3 (1) : 93-97, 1980.
  - 16) 田中貴信，竹田正宗，他：放射線治療と顎補綴 -放射線治療補助装置について-，The DENTAL，2 (4) : 446-452, 1984.
  - 17) 中村好徳：有限要素法によるオーバードンチャーと磁性アタッチメントの力学的解析，補綴誌，42 : 234-245, 1998.
  - 18) 中村好徳，田中貴信，他：有限要素法によ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，日磁歯誌，8 (1) : 57-62, 1999.
  - 19) Tanaka, Y., Nakamura, Y. et al : General remarks concerning magnetic attachments in dentistry, Proceeding of the Japan Academy, 78 (5) : 97-105, 2002.
  - 20) 田中貴信，中村好徳，他：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.
  - 21) 石上友彦，田中貴信，他：磁性アタッチメントを利用したインプラント義歯，歯科ジャーナル，38 (1) : 49-55, 1993.
  - 22) 宮田英利，田中貴信，他：磁性アタッチメントの心臓ペースメーカーへの影響に関する実験的研究. 日磁歯誌，2 (1) : 11-17, 1993.
  - 23) 田中貴信，三原 学，他：MR-CT 画像診断を妨げた磁性アタッチメント利用の下顎顎義歯の1例. 顎顔面補綴，11 (2) : 55-62, 1988.
  - 24) 石上友彦，田中貴信，他：磁性アタッチメントのMRIに与える影響に関する実験的研究. 顎顔面補綴，17 (2) : 124-136, 1994.
  - 25) 高田雄京：ISO 対策委員会報告，日磁歯誌，20 (1) : 81-85, 2011.
  - 26) ISO13017 Dentistry-Magnetic attachments, International Organization for Standardization, 2012.



## 総説 Review

Journal home page : [www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)

## 徳島における磁気歯科研究の嚆矢

木内陽介

徳島大学 ソシオテクノサイエンス研究部

## Magnetic dental researches at dawn in Tokushima

Yohsuke Kinouchi

Institute of Technology and Science, The University of Tokushima

## 要旨

徳島で始められた磁気歯科研究の嚆矢について、当時の研究推進に携わった徳島大学の関係者、研究連携を頂いた多くの研究者の皆様を思い起こし、感謝しながら、どのようなきっかけで希土類磁石が歯科補綴に応用されるようになったか、またどのような応用研究を推進したかを思い出すまま紹介する。徳島における歯・医・工連携による磁気歯科研究はその後の日本に於ける磁気歯科研究の発展にある程度貢献できたと思われる。

Magnetic dental research in Tokushima began by the proposal of Dr. Sasaki. The Sm-Co magnets were first used for retaining an overdenture, followed by Pd-Co dental casting ferromagnetic alloys developed in cooperation with Hitachi-Metals Co. Later, various magnetic dental applications were tried. The preliminary research by numerous doctors in the dental, medical and engineering fields in Tokushima was considered to be very useful for subsequent development of magnetic dentistry in Japan.

## キーワード

(Key words)

磁気歯科研究	(magnetic dental research)
Sm-Co磁石	(Sm-Co magnet)
Pd-Co歯科鑄造用磁性合金	(Pd-Co dental casting alloys)
磁気補綴	(magnetic prosthesis)

## 1. はじめに

1991年12月日本磁気歯科学会が設立されたが、その前の約10年間はDMA (Dental Magnetic Appliances) 研究会 (1980年8月～)として東京医科歯科大学医用器材研究所 (現生体材料工学研究所) 三浦維四教授を中心とし、限られたメンバーで磁気歯科研究の活動をしていました。更にその前の10年間近く、徳島の地で、当時の徳島大

学医学部口腔外科学講座 (故筒井英夫教授, 吉田幸子助教授) を中心に歯医工連携で磁気歯科研究を推進していました。丁度、2012年11月3日に日本磁気歯科学会第22回学術大会 (大会長: 市川哲雄 徳島大学教授) が徳島の地で開催される機会に、大会長より磁気歯科研究の黎明期に徳島でどのような研究活動をしていたかを学術大会のランチョンセミナーで紹介するようにとの申し付けが

ありました。本稿ではランチョンセミナーでのお話に多少手を加えて、思い出すままに、磁気歯科研究の徳島における嚆矢を紹介させていただきます。

## 2. 研究のきっかけ

それは当時、徳島大学医学部口腔外科学講座の医局員であった佐々木英機先生の一言から始まりました。

「何とかしたい患者さんがいる。磁石が使えないだろうか。」

私が学位論文の準備をしていた頃でしたので、1973、4年頃であったように思います。交通事故で下顎全歯抜歯となった若い女性の患者さんであったかと思えます。まさに歯科医療現場からのニーズでした。

佐々木先生の熱意に押されて、早速、永久磁石で補綴物を維持できるほどの磁力はあるか、調べてみることになりました。その頃に市販されている磁石はフェライト磁石、アルニコ磁石、白金-鉄磁石等がありました。しかしながらこれらの磁石は残留磁束密度（残留磁化）が弱かったり、保磁力が小さいため減磁したり（経時的に弱くなる）等のため、5 mm程度の小型磁石で数100gfの磁力を得ることは難しいことが分かりました。磁石を歯科補綴に応用するには残留磁束密度、保磁力が共に大きい（磁化J-磁界H曲線が矩形）の磁石の出現が待たれました。ここで磁石の歯科臨床応用はしばらく中断することになりました。

## 3. 研究の開始

そうこうする内に、ある時学術誌の広告で日立金属（株）からサマリウムコバルト磁石という強力な磁石が市販されることを知りました。そこで早速、佐々木先生と共に日立金属（株）大阪支社を訪問し現物を見せてもらいました。小型磁石の反発力で磁石が宙に浮いているサンプルを見せられ、手に取ってみると、従来の磁石に比べて格段に磁力が強く、これは使えるのではないかとの印象を持ちました。この磁石はサマリウムコバルト磁石（ $\text{SmCo}_5$ ）でHoffer, Strnat博士が1966年に開発し、日立金属（株）が量産化したものでした。サマリウムコバルト磁石は $\text{SmCo}_5$ から $\text{Sm}_2\text{Co}_{17}$ へと発展していきましたが、残留磁束密度、保持力共に大きく、理想的な永久磁石の特性を持っ

ていました。徳島での磁気歯科研究の始動に当たり、佐々木先生の臨床ニーズと日立金属（株）から高性能磁石がタイミングよく上市されたことが重なり、ラッキーであったと言えます。

その後佐々木先生を中心として、歯科臨床分野の先生方から種々の磁石臨床応用に関するアイデアが提案され、歯医工連携（工には企業も含む）で研究開発に取り組むことになりました。

当時の徳島大学での歯科分野の先生方は徳島大学医学部内にあった口腔外科学教室（後に歯学部設立に伴って歯学部第二口腔外科学教室となった）の筒井英夫教授（故人）、吉田幸子助教授、吉成美予助手（故人）でして、磁気歯科研究の推進に賛同され、精力的に取り組んで頂きました。また医局員として、佐々木英機先生（佐々木歯科医院）、川田雄祥先生（川田歯科医院）、塩田正久先生（故人、塩田歯科医院）、兼松 登先生（兼松歯科医院）、佐藤 圭先生（ケイ歯科クリニック）、加来正幸先生（加来歯科医院）、前田紘一先生（故人、前田歯科医院）がいて、磁気歯科研究に参入されました。更に徳島市内の開業歯科医である、住友 武先生（住友歯科医院）、津田信吾先生（津田歯科医院）、早雲講二先生（早雲歯科医院）、に臨床歯科医の立場から磁気歯科研究に参画頂きました。また歯科技工の立場から徳島歯科学院専門学校鍋島竜夫先生に参画頂きました。このように黎明期での徳島磁気歯科研究には多くの地域歯科臨床分野の先生方が参画され、オール徳島で取組んでいた感がありました。

## 4. 歯医工連携

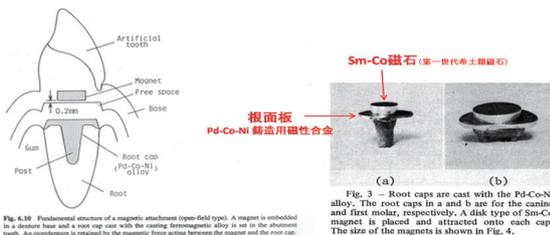
最初の補綴臨床での磁石の応用はオーバーデンチャーであったかと思えます。ただ当初はSm-Co磁石だけを用いて、磁石間の吸引力を利用していました。しかしこれでは義歯の維持装置を製作する技工操作に制限が多いということで、磁石が吸引する鉄のような材料でしかも鑄造可能な材料がほしいとの要望が出てきました。つまり鑄造可能な軟質磁性材料の開発ニーズが出てきました。そこで早速磁石を供給して頂いていた日立金属（株）の磁性材料研究所に検討のお願いをしました。その結果、当時の磁性材料研究所の宮崎副所長から、開発をしましょうとのお返事を頂き、できたのがPd-Co系の軟質磁性合金でした<sup>3)</sup>。

その特性は表1に示す通りです。これは有名なHansenの2元系状態図から可能性のある合金系を抽出し、開発したものでした。

表1. Pd-Co系磁性合金の磁気特性

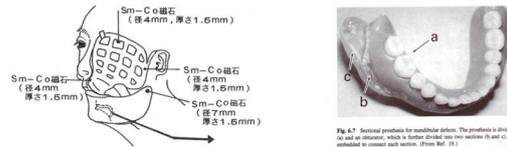
合金	飽和磁束密度B100 (kG)	Hc保持力(Oe)
Pd-Co	9.7-10.2	5.5-6.0
Pd-Co-Cr	6.7-7.0	5.6-6.0
Pd-Co-Ni	6.8-7.3	5.3-5.7

この磁性合金とSm-Co磁石を組み合わせて、オーバードンチャー(図1)<sup>7,10)</sup>だけでなく、顎顔面補綴<sup>9)</sup>、分割義歯<sup>8)</sup>、可撤式ブリッジ、の補綴臨床分野(図2)さらには矯正分野<sup>19)</sup>まで応用範囲を広げ、研究に取り組みました。ただこの磁性合金は鋳造可能な歯科材料としての性質は十分備えていましたが、飽和磁化がSm-Co磁石のそれより小さかったため、開磁路構造で使うには問題ないが、閉磁路構造では磁石の性能を十分活用できませんでした。したがって、実際の臨床では磁気的には開磁路構造の維持装置をもっぱら用いていたため、磁気吸引力はたかだか100~200gf程度でありました(図3)。今考えると小さ目の力ですが、当時はこれでも効果が認められました。なお磁気特性強化のためNiを含有させたのですが、これが後日アレルギー誘因となるということで、歯科材料に使用しなくなったため、本磁性合金がしだいに使用されなくなり、代わって鋳造性は無いが、磁気特性と耐食性に優れている磁性ステンレスが多用されるようになり、閉磁路型が主流になりました。なお軟質磁性材料を用いて、閉磁路磁性アタッチメントを実現する基本構造については、論文で提案したりしました<sup>5)</sup>。



開磁路型磁性アタッチメント

図1. オーバードンチャーへの応用(開磁路型磁性アタッチメント)



顎顔面補綴(渡松)

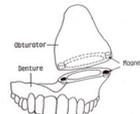


Fig. 6. Schematic drawing of a partial prosthesis for large maxillary defects. The prosthesis is divided into two sections, a denture and an obturator, which are connected by the disk magnets (dia 4 mm in diameter). (From Ref. 18)

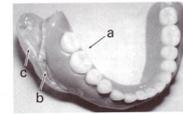


Fig. 7. Sectional prosthesis for mandibular defects. The prosthesis is divided into a lower denture (a) and an obturator (b) which is further divided into two sections (a and c). The magnet pairs are embedded to connect each section. (From Ref. 18)



Fig. 8. Sectional prosthesis for alveolar defects, which is divided into two sections, an upper denture (a) and a plate (b). Both are connected by a magnet pair. (From Ref. 18)

分割義歯(佐々木)

図2. その他の補綴応用

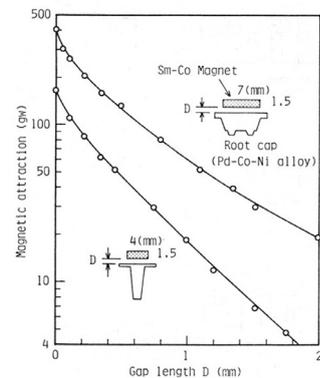


Fig. 4 - Magnetic attraction between the root caps and the Sm-Co disk magnets. Open circles on solid lines are measured values.

図3. 磁気吸引力(開磁路型磁性アタッチメント)

ところで、特許化については、佐々木英機先生:「義歯の安定装置」を出願し(1975)、特許が承認されました(国際特許も)。これは磁性アタッチメントの基本特許となり、その後DMA研究会で磁気歯科研究を無競争で、自由に推進することを保護し、助けになったように思われます。

さて、オーバードンチャーを中心とした磁気維持装置の臨床応用が進展するにつれて、名称をつける必要が出てきました。磁石の補綴応用に関する日本の先駆者は九州歯科大学元学長の坪根政治先生(故人)で、昭和30年(1955)に特許出願をされていました。その関係でご相談、ご意見を頂くため佐々木英機先生のお供をして坪根先生をよく訪問しました。ある時、坪根先生が開発した磁気維持装置の名称について相談させて頂きましたところ、磁性アタッチメントの名称をご提案頂き、その後それを使うようになりました。また英文訳としてMagnetic attachment としました<sup>7)</sup>。

坪根先生と言えば、ある時研究成果を投稿する論文誌はどこがいいでしょうかとお聞きしたところ、これは基礎研究であるので、JDR (J. of Dent. Res.) に投稿したらどうかと薦められました。そこで後日、身をわきまえず無謀にも立て続けに3編JDRに投稿し、幸いにも掲載されたことを思い出します<sup>4-6)</sup>。

また科研一般研究 (A)「希土類コバルト磁石と歯科鑄造用強磁性合金の歯科応用に関する基礎的研究」(代表: 筒井英夫教授, 1979-1980)にも採択され、研究が加速されました。

さて磁性アタッチメントの研究を推進するに当たり、開磁路構造が主体であったため漏れ磁界が歯肉に影響するのでないかと懸念されました。そこで磁界の生体影響を評価する必要が出てきました。この研究に徳島大学医学部第一生理学教室の宮本博司教授、山口久雄助教授(故人)、池原敏孝講師、細川敬子助手の各先生に参画頂きました。培養細胞を用いた磁界の影響評価は独創的であり、これらの基礎研究による学位取得に向け、歯科医である加来正幸先生、前田紘一先生、佐藤圭先生、荘田彰先生(故人、荘田歯科医院)も生理学教室に所属され、研究に参画頂きました。また大学院生の朴基豪さん(現 Mac Gill 大学, Montreal)を始め多くの学生も参画されました。これらの一連の研究成果は第一世代磁性アタッチメントの薬事法承認(日立金属(株)申請)の基礎データとして役立ちました<sup>11,12)</sup>。

宮本博司先生、山口久雄先生、池原敏孝先生の研究力で、磁界の生体影響の研究は間もなく全国屈指となり、科研重点領域研究「電磁気の生体影響」(代表: 宮本博司教授, 1990-1992)に採択されました。

図4はこれらの研究で得られた成果の一部を示したもので、カフェイン、タプシガルニン、イオノマイシンの薬剤添加により細胞内カルシウムが一時的に増加するが、磁界の影響によりこの増加が抑制されることを示しています<sup>13)</sup>。

さて学内の歯医工連携の工の分野を担ったのは私の所属していました工学部電気(電子)工学科第四講座(牛田富之教授、木内陽介助教授)でありました。大学院生共々磁気歯科の研究に参画していました。主に有限要素法を用いて磁性アタッチメントの最適化設計、力学的考察、また磁界の

生体影響については実験装置の設計、製作とか磁界影響の理論解析、数式モデル化、数理シミュレーションを担当していました<sup>14-17)</sup>。また場合によっては実際の生物実験を分担していました。

Effects of 2 hr exposure to the magnetic field on transient increases in  $[Ca^{2+}]_i$  induced by various drugs

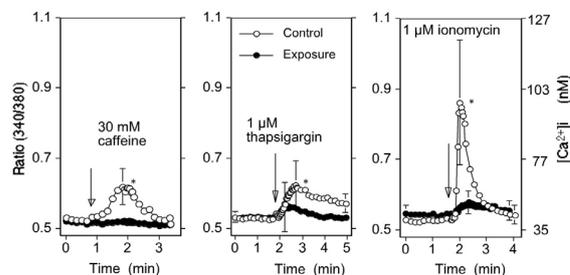


図4. 磁界によるカルシウムイオン放出の抑制

後に、芥川正武講師、手川歆識講師(徳島大学医療短期大学部、後に保健学科)が参画され、研究の幅が広がり、より強力になりました<sup>18)</sup>。

連携研究に工学分野から参加した当初、私自身歯科用語が全く分からず、議論について行けませんでした。歯科臨床医の先生方にその度に質問し、丁寧に教えて頂くことを繰り返す内にしだいに議論に参加できるようになったことを思い出します。

徳島の磁気歯科研究を国際学会の場で初めて報告したのは58th IADR大会(New Orleans, 1979)でありました。その時は本研究グループから佐々木英機先生、加来正幸先生、木内の3名が参加しました。会場で、シドニー大学でやはり磁気歯科研究を進めていたBarrie R.D. Gillings教授とお会いでき、意見交換できたのが印象的でした。Gillings教授はスプリットポール閉磁路型磁性アタッチメントを開発、使用していましたが、磁石面が口腔内に露出する構造であったので、耐食性の面から課題があると思われました。また明るる年の59th IADR大会(大阪, 1980)には佐々木英機先生、吉田幸子先生、木内の3名が参加しました。この時会場で水谷紘先生(東京医科歯科大学)、奥野攻先生(当時東京医科歯科大学医用器材研究所)と意見交換したのが、その秋のDMA研究会の発足の一端につながったのではないかと思います。

私事ですが、磁気歯科研究の最中、文科省在外研究員としてカリフォルニア大学バークレー校

(UCB) に1986年に10ヶ月留学し, LBL (Lawrence Berkeley Laboratory) の T.Tenforde教授の下で磁界の生体影響について学んできました. これはその後の磁気歯科の研究に役立つものと思っています.

なおその頃の研究成果を含め, 更に広く磁気の生体応用について纏めたりもしました<sup>20,21)</sup>.

## 5. むすび

徳島大学では1976年に歯学部が発足し, 坂東永一教授が赴任され, 磁気歯科研究に参画されました. さらにその後, 市川哲雄教授が赴任され, 徳島での磁気歯科研究はますます盛んになっています. ただ残念なことは田中貴信先生(愛知学院大学)と連携する機会を逃したことです. 早い段階で連携できていたならばもう少し違う展開ができ, 研究が更に進展していたのではないかと考えています.

いずれにしても徳島での黎明期の磁気歯科研究は佐々木先生の熱意とパワーに押され, 図5のように多くの先生方のご参画によって推進されてきました. このご尽力がその後の日本磁気歯科学会発足, 磁性アタッチメント ISO 規格成立等の磁気歯科研究の発展につながっていると思います. ここに深く感謝申し上げます.

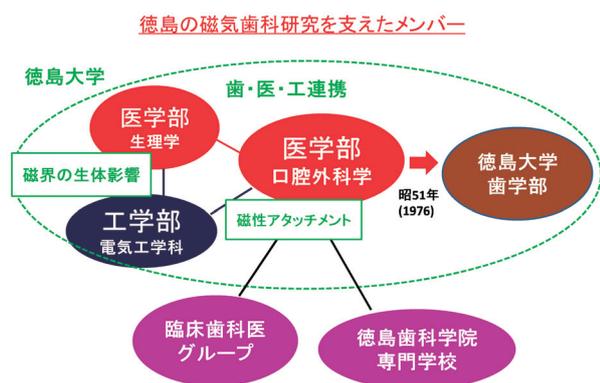


図5. 徳島の磁気歯科研究 歯医工連携

現在日本磁気歯科学会を中心に磁気歯科学の研究が精力的に推進されていますが, ISO 国際企画で磁性アタッチメントが認可されたとは言えまだまだ必要な人に治療が届いていないように思われます. また日本発の磁性アタッチメントが世界に広がり, 日本のすぐれた歯科治療技術が世界の人々に役立つのはこれからの学会の努力で決まる

ものと思っています. 幸い日本政府は日本のすばらしい医療技術を世界に広げる戦略ですので, 磁気歯科学会の研究開発した技術は必ず近い将来世界に広く貢献できるものと信じています.

## 参考文献

- 1) 佐々木英樹, 木内陽介: 歯科補綴物へのサマリウムコバルト合金磁石の応用について, 補綴臨床, 9 (1): 77-82, 1976.
- 2) 佐々木英樹, 塩田正久, 津田信吾ほか: サマリウムコバルト合金磁石を使用した義歯症例, 補綴臨床, 9 (4): 229-234, 1976.
- 3) 佐々木英樹, 吉田幸子, 木内陽介ほか: 歯科鑄造用磁性合金に関する研究, 日本歯科理工雑誌, 19: 8-14, 1977.
- 4) Tsutsui, H., Kinouchi, Y., Sasaki, H. et al.: Studies on the Sm-Co magnet as a dental material, J. of Dent. Res., 58: 1597-1606, 1979.
- 5) Kinouchi, Y., Ushita, T., Tsutsui, H. et al.: Pd-Co dental casting ferromagnetic alloys, J. of Dent. Res., 60: 50-58, 1981.
- 6) Kawata, Y., Shiota, M., Tsutsui, H. et al.: Cytotoxicity of Pd-Co dental casting ferromagnetic alloys, J. of Dent. Res., 60: 1403-1409, 1981.
- 7) Sasaki, H., Kinouchi, Y., Tsutsui, H. et al.: A Magnetic attachment for overdentures, J. of Prosthe. Dent., 51: 450-455, 1984.
- 8) Sasaki, H., Kinouchi, Y., Tsutsui, H. et al.: Sectional prostheses connected by samarium-cobalt magnets, J. of Prosthe. Dent., 52: 556-558, 1984.
- 9) 兼松登, 吉田幸子, 筒井英夫ほか: 磁石及び鑄造用磁性合金応用による顔面補綴の1症例, 顎顔面補綴, 4: 45-51, 1981.
- 10) Yoshida, Y., Kinouchi, Y., Sasaki, H. et al.: A technique for constructing magnetic attachments, Quintessence Dent. Technol., 9: 589-593, 1985.
- 11) Yamaguchi, H., Hosokawa, K., Soda, A. et al.: Effects of seven months' exposure to a static 0.2T magnetic field on growth and glycolytic activity of human gingival

- fibroblasts, *Biochimica et Biophysica Acta*, 1156 : 302-306, 1993.
- 12) Sato,K., Yamaguchi,H., Miyamoto,H. et al : Growth of human cultured cells exposed to a non-homogeneous static magnetic field generated by Sm-Co magnets, *Biochimica et Biophysica Acta*, 1136 : 231-238, 1992.
- 13) Ikehara,T., Park,K.H., Yamaguchi,H. et al. : Effects of Time-Varying Strong Magnetic Fields on Rerelease of Cytosolic Free  $Ca^{2+}$  from Intracellular Stores in Cultured Bovine Adrenal Chromaffin Cells, *Bioelectromagnetics*, 23 (7), 505-515, 2002.
- 14) Kinouchi,Y., Ushita,T., Tsutsui,H. et al. : Optimization and Design of Permanent Magnet Devices for Retaining Dental Prosthetic Appliances, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, BME-30, 201-207, 1983.
- 15) Kinouchi,Y., Ushita,T., Sato,K. et al. : Design of a Magnetic Field Generator for Experiments on Magnetic Effects in Cell Culture, *Bioelectromagnetics*, 5 : 399-410, 1984.
- 16) Kinouchi,Y., Tanimoto,S., Ushita,T. et al. : Effects of Static Magnetic Fields on Diffusion in Solution, *Bioelectromagnetics*, 9 : 159-166, 1988.
- 17) Kinouchi,Y., Yamaguchi,H. and Tenforde, T.S. : Theoretical Analysis of Magnetic Field Interactions with Aortic Blood Flow, *Bioelectromagnetics*, 17 : 21-32, 1996.
- 18) Tegawa,Y., and Kinouchi,Y. : Dental Magnetic Attachment: Toward Third Generation Devices, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 55 : 1185-1190, 2008.
- 20) Sasaki,H., Kinouchi,Y., Yoshida,Y. et al. : Application of Samarium-Cobalt Magnets to Dentistry, *Proc. of 4th Int. Workshop on RE-Co Perm. Magnet and Applications*, 83-92, 1979.
- 20) 木内 : 磁気の生体への応用, *日本磁気菌科学会雑誌*, 1 (1) : 7-13, 1992.
- 21) Kinouchi,Y. : Magnetic Devices for Retaining Dental Prostheses, *Bioinstrumentation and Biosensors* (edited by D.L.Wise), Chap.6, 145-164, 1991.



## 特集 Feature

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

### 磁性アタッチメントで困ったら

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

#### Troubleshooting Tips for Magnetic Attachment Applications Based on Clinical Practice Guidelines

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

近年の人口構成および疾病構造の急速な変化、人権および医療を選ぶ権利の明確化への社会への説明責任として、根拠に基づく医療の必要性・質の向上が求められ、各学会で診療ガイドラインの作成が行われている。本学会でも医療委員会で磁性アタッチメント適用の診療ガイドラインについて、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い、収集した147題のCQを内容別にインプラント、欠損様式別にみた他装置との比較、咬合・歯周疾患関連、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、代表的な14題を選定した。そして各関連施設に策定を依頼したが、文献等のエビデンスが少なく、また歯科補綴の特性によりGRADEシステムの導入が困難なため、第21回学術大会のシンポジウムで「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、診療ガイドライン策定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た。

そしてデルファイ法の調査としてコンセンサスグループの評価委員71名を選定し、磁性アタッチメントの有効性について11のアウトカムを-5～+5までの11段階で評価する設問を作成し、2回のアンケート調査で38名より回答を得て、一定の集約した傾向を得られた。

以上の診療ガイドライン策定の経緯を踏まえて、第22回学術大会のシンポジウムでは副理事長、理事長に磁性アタッチメント適用のメリット、磁性アタッチメント適用による失敗とその対策について臨床例を交えて呈示頂き、診療ガイドラインの意義ならび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

In an era of drastic changes in population composition and disease structure, evidence-based medicine and improvement of QOL are demanded for accountability in clarifying human rights and medical care options. Since clinical practice guidelines (CPGs) have become an integral task of each academic society, the council for dental care of the Japanese Society of Magnetic Applications in Dentistry (JSMAD) performed a questionnaire survey in preparation for CPGs for magnetic attachments (MAs). A total of 147 clinical questions (CQs) were returned and divided into five categories according to their applications. The categories dealt with implants, type of defect, occlusion and periodontics, arrangement and configuration, and management and other issues.

Fourteen typical CQs for CPGs were selected. The committee asked the prosthodontic departments of several universities to respond to each CQ to formulate corresponding CPGs. However, relating literature for each CQ was lacking, and formulating CPGs according to the GRADE group system was quite complicated because of the property of prosthodontic research. Therefore, the committee organized a symposium on "Formulating Clinical Practice Guidelines for Magnetic Attachment Applications" at the 21st annual academic meeting. At the symposium, experts with CPGs were asked to introduce the method of collecting evidence and the Delphi method to produce a certain consensus from the clinical experts because of the lack of evidence in the questionnaire survey.

The committee asked 71 clinical experts named "Experts Group for Clinical Consensus" to reply to the same questionnaire two different times according to the Delphi method. Eleven outcomes that were affected by MAs in each CQ were selected and were evaluated with a rating scale from -5 to +5. As a result, 38 experts replied, and the distribution of each outcome tended to converge.

With this background, an educational symposium of clinical merit, demerit, and troubleshooting tips for magnetic attachment applications was held by the president and vice president at the 22nd annual academic meeting. A number of practical cases were presented, and the importance of CPGs and methods of formulating them to reflect the specialty of JSMAD were discussed.

## 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)  
 根拠に基づく医療 (Evidence-based Medicine)      デルファイ法 (Delphi Method)  
 コンセンサスグループ (Experts Group for Clinical Consensus)

## I. 目 的

近年の人口構成および疾病構造の急速な変化，人権および医療を選ぶ権利の明確化への社会への説明責任として，根拠に基づく医療の必要性・質の向上が求められ，各学会で診療ガイドラインの作成が行われている．本学会でも医療委員会で磁性アタッチメント適用の診療ガイドラインについて，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てきた．

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．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第21回学術大会のシンポジウムでは「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のデルファイ法についての紹介，討論を行い，第22回学術大会ではそうした経緯を踏まえて，「磁性アタッチメントで困ったら」のテーマで磁性アタッチメント適用のメリット，磁性アタッチメント適用による失敗とその対策について，副理事長，理事長による教育シンポジウムが開催された．

本企画の目的は磁性アタッチメント（MA）の経過例より，MAの利点を再認識するとともに，

MAの経過不良例より適用範囲を知り対策を講じ，また臨床例を通して診療ガイドラインの意義を認識し，会員，関連分野に周知して国民，社会に対する説明責任を図り，さらに学会の取り組む研究テーマとしてエビデンス不足のCQを分析することにある．

## II. 方 法

### 1. 医療委員会の診療ガイドライン策定経緯

医療委員会では2期に渡って診療ガイドラインの策定を進め，まずI期では臨床上の疑問となるCQを調査し，147題を収集して，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題を選定した．II期目にはGRADEシステムに準拠した診療ガイドライン策定を8講座に依頼した．また診療ガイドラインの意義，作成ステップを周知するため，第21回学術大会で「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のデルファイ法についての紹介，討論を行った．診療ガイドライン策定手順は図1に示す通りで，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ィール、推奨レベルを決定する。

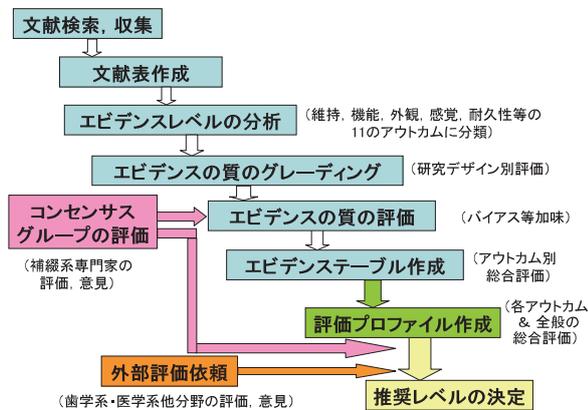


図1. 診療ガイドラインの策定手順

図1. 診療ガイドラインの策定手順

## 2. デルファイ法の実施

Ⅱ期目には策定中のCQの中で関連文献の見当たらない、もしくはエビデンスの質の低い9題について、MAの有効性を維持力、咀嚼、発音、審美性、快適性、対応性、耐久性、歯周組織の健康、負担、害、コストの11のアウトカムについて、-5～+5までの11段階で評価するデルファイ法のアンケート調査を実施した。調査の依頼対象にはコンセンサスグループの評価委員として会員36名、非会員35名を選定し、アンケート調査をメールもしくは郵送にて行った。2回のアンケート調査でインプラントを含む全設問への回答は25名、一般補綴のみ回答は13名の計38名より回答を得た。

## Ⅲ. 結果と考察

I期目で選定したCQ14題を表1に示す。関連文献の検索、収集を行った結果、Ⅱ. 欠損様式のCQ5,7は1題のCQにまとめ、「下顎少数残存の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?」とした。またCQ13のMRIはIP(Interventional Procedures)として扱うこととし、ガイドライン策定の対象外としたためCQ12題について策定を行った。

そのうち関連文献の見当たらない、もしくはエビデンスの質の低いCQ2,3,4,6,8,9,10,11,14の9題についてデルファイ法(DM:Delphi Method)のアンケート調査を行った。またCQ3,8,9,14の4題については関連文献が検索できず、デルファイ法のみ(DMのみ)の評価で策定した。

文献等のエビデンスの収集については関連文献が少ないため、本学会の特色、独自性を生かしアウトカムの維持力、耐久性等は模型実験、シミュレーション実験の研究は十分な根拠となるため、エビデンスレベルのA(高)～C(低)以外に、S(擬似・模型実験)の項目を設定した。

表2にCQ6「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?」の2回のデルファイ法調査による11のアウトカム別各評価の度数分布を示す。各行下段の太字の数値は2回目が初回と異なった結果を表示している。2回目の調査は初回の結果の度数分布を呈示することで、0に収束する傾向が認められた。

今回、多数の会員、非会員からCQを収集したが、回答者がアンケートに慣れていないこともあり、臨床上の疑問、不明な内容が十分には反映されていないのが現状である。例えば筆者は遊離端欠損もしくは中間欠損の孤立歯にMAを適用する際、対合歯列があり、残存歯の多い場合(宮地分類のエリアⅢ)には、支台歯の歯根破折等を伴いやすいことを経験している。こうした臨床経験による情報を周知し、MAの利点、欠点、適用上の注意点を共有することで、学会レベルでCQを収集し研究課題として取り組むことも可能となる。

今後仕上げた評価プロフィールと推奨文を含む回答文をコンセンサスグループに呈示し、ブラッシュアップを図るとともに、外部評価委員にも評価を依頼し、最終版を会員に提供するとともに歯科医学会等に提出し、日本医療機能評価機構のMinds掲載を目標としている。会員、コンセンサス委員等の関係諸兄のこれまでの協力に深謝するとともに、さらなる支援を切に願う次第である。

表1. 選定したCQ(クリニカル・クエスション)14題とその後の策定経緯  
(MA: Magnetic Attachment, DM: Delphi Method)

<p><b>I. インプラント</b></p> <p>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？</p> <p>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？(DM)</p> <p>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？(DMのみ)</p> <p>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？(DM)</p>
<p><b>II. 欠損様式</b></p> <p>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？)</p> <p>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？(DM)</p> <p>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？)</p> <p>→ CQ5,7を以下の1題にまとめた.</p> <p>5&amp;7.少数歯残存の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？</p>
<p><b>III. 咬合・歯周疾患</b></p> <p>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？ (DMのみ)</p> <p>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有効か？(DMのみ)</p> <p>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？</p>
<p><b>IV. 支台配置・形態</b></p> <p>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有効か？(DM)</p> <p>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有効か？</p>
<p><b>V. 管理・他</b></p> <p>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？)</p> <p>→ IP (Interventional Procedures) として診療ガイドラインの対象外とした.</p> <p>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？(DMのみ)</p>

表2. CQ6「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？」のデルファイ法アンケート文と、2回の調査の分布結果。下段太字は1回目とは異なった2回目の結果を示す。

IV. 【CQ6: 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？】

・遊離端義歯へのMAの適用は、次のどの点に有効、もしくは影響を与えますか？  
(上顎両側遊離端欠損で支台歯は、左右の小白歯もしくは犬歯とする。)

回答方法: 同意する程度を表す数字(上段)を赤の太字に変えるか、○を付けて下さい。  
まったく同意できない=-5, どちらでもない=0, 完全に同意する=5 \*下段は初回の分布数(人)

	← 無効(逆効果)    どちらでもない    有効 →										
	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5
補綴装置の維持(力)に有効である	0	0	0	1	0	4	0	3	21	6	3
咀嚼機能に有効である	0	0	0	0	0	17	0	2	10	5	4
発音機能に有効である	0	0	0	0	0	21	0	1	10	3	3
審美性に有効である	0	0	0	0	0	7	0	2	3	10	16
快適性(装着感,違和感)に有効である	0	0	0	0	0	1	1	2	20	8	6
対応性(管理,修理等)に有効である	0	0	2	1	0	6	0	2	20	4	3
耐久性(支台歯・義歯の延命,歯周疾患・ウ蝕)に有効である	0	0	0	0	0	19	1	3	10	2	3
歯周組織の健康に有効である	0	0	1	0	0	17	1	9	3	3	4
負担(患者・術者の肉体・時間的負担)に影響を与える	1	1	1	3	0	26	1	1	4	0	0
害(切削による歯のダメージ,疼痛等)に影響を与える	1	1	4	0	0	27	1	2	3	4	5
コスト軽減に有効である	6	1	4	4	0	21	0	1	1	0	0

**参考文献**

- 1) 秀島雅之：磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定. 日本磁気歯科学会雑誌, 第21-1, 16-21, 2012.
- 2) M.Hideshima, Y.Igarashi, T.Ichikawa, J. Tanaka, T.Kochi, T.Ishigami, T.Andoh, A.Nishiyama : 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.
- 3) M.Hideshima, Y.Igarashi, T.Ichikawa, J. Tanaka, T.Kochi, T.Ishigami, T.Andoh, A.Nishiyama : 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.
- 4) 永尾 寛, 後藤崇晴, 石田雄一, 市川哲雄 : デルファイ法とは. 日本磁気歯科学会雑誌, 第21-1, 32-36, 2012.
- 5) C.Cramer, G.Klasser, J.Epstein, S.Sheps : The Delphi Process in Dental Research. J Evid Base Dent Pract 8. 211-220. 2008.
- 6) 宮地建夫 : 欠損歯列の臨床評価と処置方針, 38-44, 医歯薬出版, 1998.



## 特集 Feature

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

### 磁性アタッチメントの失敗と対策

石上友彦

日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座

#### Measures against clinical trouble for the magnetic attachment

Tomohiko Ishigami

Department of Removable Prosthodontics, Nihon University School of Dentistry

#### 要旨

磁性アタッチメントが有用であることは既に周知されていますが使用方法やその利点、欠点を理解し応用することが大きな臨床成果を得るためには重要です。磁性アタッチメントの特徴を理解せず使用することで、次のような失敗例が聞かれます。1) 術後早期にキーパー付根面板（根面板）の支台歯に動揺が生じた。2) 磁力（維持力）が発揮されない。3) 磁石構造体を即時重合レジンにより義歯床内に組み込む際、根面板のアンダーカットにレジンが侵入し、義歯の撤去に困難が生じた。4) 義歯装着後、根面板周囲の歯肉が早期に退縮し術後経過が良くない。5) 義歯より磁石構造体が脱離してしまう。

特徴を理解し、注意点を確認すれば、失敗の多くは回避できる事項です。今回は問題点を具体的に引き上げ、その原因と対策について考えてみました。

#### Abstract

The magnetic attachment is a very useful item for prosthodontics treatment. It is important to understand that the magnetic attachment has both advantages and faults. Clinical trouble for the magnetic attachment may include the following: early cause of abutment tooth mobility, loss of magnetic force, gingival atrophy of the coping, and detachment of the magnetic assembly from the denture. Preventable troubles are under clinical notice. This report discusses some of the measures against clinical trouble for the magnetic attachment.

#### キーワード

(Key words)

磁性アタッチメント  
術後

(magnetic attachment)  
(prognosis)

失敗

(clinical trouble)

### I. はじめに

磁性アタッチメントは、日本では1992年に紹介され<sup>1)</sup>、その後、磁石の特性からなる幾つかの優れた特徴と有用性が多くの臨床家に認められ、急速に一般歯科治療に普及した。しかし、新しい製品や術式は臨床で初めて行う際に、その注意事項や特長を理解せずに失敗してしまうと、臨床で再

び使用しなくなるのが現状である。発売当初は毎年多くの磁性アタッチメントが臨床に活用されたが、近年、その普及率が少し低迷している。著者は70%以上の患者さんに使用しており、患者さんの経済的負担が許容されれば全ての患者さんに使用したいと思うほどの有用性を実感している。もちろん使用するには困難な症例もあり、適応症例

は選択するが、その適応範囲は非常に広いと考える。しかし、現在に至るまでには治療計画通りに行かなかった症例や術後経過が不良な症例も経験しており、その対策にも試行錯誤している。そこで、今回著者の失敗も含め、臨床における磁性アタッチメントの問題点を取り上げ、その対応策も含め紹介する。失敗例としては次のような事が聞かれる。

1. 術後早期にキーパー付根面板（根面板）の支台歯に動揺が生じた。
2. 磁力（維持力）が発揮されない。
3. 磁石構造体を即時重合レジンにより義歯床内に組み込む際、根面板のアンダーカットにレジジンが侵入し、義歯の撤去に困難が生じた。
4. 義歯装着後、根面板周囲の歯肉が早期に退縮し術後経過が良くない。
5. 義歯より磁石構造体が脱離してしまう。しかし、これらは磁性アタッチメントの特長と注意点を理解すれば、その多くが回避できる事項である。そこで、磁性アタッチメントの特長と注意点、更に対応策について述べる。

## II. 術後早期にキーパー付根面板（根面板）の支台歯に動揺が生じた

### 1. キーパー付根面板の形態

磁性アタッチメントのキーパー付根面板の形態は、無髄歯に対して利用する根面アタッチメントの形態が基本である。根面板の高さを可及的に低く設計することにより、支台歯が受ける側方力や回転力に対する抵抗を少なくし、義歯に加わる大きな外力を支台歯に伝達しない、いわゆる支台歯に優しいアタッチメントとして多用されている。磁性アタッチメントの維持力は磁石構造体とキーパーが密着し、さらにアタッチメント吸着面に対して垂直方向への離脱時に、最大限に発揮される。一方、側方からの力に対しては1/6程度の維持力しか発揮せず、義歯は容易に離脱する。また、磁石構造体とキーパーとの間に僅かな空隙ができると維持力は急減する。つまり、義歯の離脱に対しては維持力を発揮するが、支台歯に非機能的な側方力等が加わった場合には維持力が発揮されないため、支台歯に負荷を掛けない。しかし、根面

板の軸面に立ち上がりを与え、側方力に抵抗する形態にすると、支台歯には強い側方力がかかり、支台歯に優しい維持装置にはならない。従って、支台歯の骨植に不安がある場合は、根面板を顎堤の形に沿った形態に製作し（図1）、側方力が根面板に加わりにくい形態にしなければ、根面板に負荷が掛かり術後経過も良くない。アタッチメント装着後に支台歯が早期に動揺が生じた場合は上記したことなども一要因と疑われる。そのため、根面板の製作は、人工歯肉付作業用模型で行うことを推奨している（図2）。適切な根面板の形態により、磁性アタッチメントは支台歯に優しく、維持力も十分発揮する優れた維持装置となる。近年、従来から行われているキーパー付根面板の製作法の一つである鋳接法とは異なり、MRI撮像時のキーパーによるアーチファクトを防止する目的でキーパートレーを用い、キーパーを容易に除去でき、再装着できるKB法<sup>2)</sup>が推奨されている（図3）。



図1. 支台歯の保護のために根面板を顎堤の形に沿った形態に低く製作する。



図2. 人工歯肉付模型により根面板の形態の確認が必要である。



図3. キーパートレーを用いたKB法

## 2. 負担過重

言うまでもなく支台歯に最初から垂直動揺が見られた場合や、義歯全体の支持や咬合のバランスが悪い場合は、義歯製作時に十分それらの問題点を改善する必要がある。また、オーバードンチャーの支台としてのアタッチメントは機能時には常に咬合圧を受けていることになるので、義歯の粘膜との適合が重要である。粘膜面の不適合な義歯を使用することで磁性アタッチメントが支点となり、負担過重が生じ早期に支台歯が動揺をきたすこともある。不適合が確認された時は支台歯のためにも早期のリベースが必要である。磁性アタッチメントは支台歯に優しい維持装置だが、他の維持装置と同様に、義歯設計の際には義歯の安定に関わる支持、把持、維持の原則への配慮、さらに義歯装着後の口腔清掃などの術後管理には十分留意する必要がある。

## 3. オーバードンチャーの床縁位置

オーバードンチャーの問題点として、義歯床による根面板周囲の歯周組織に対する侵襲が挙げられる。床による支台歯の歯周疾患の誘発により、支台歯に動揺をきたすこともある。磁性アタッチメントを小臼歯ならび前歯に使用する場合、支台歯となる歯根の唇、頬側歯肉の膨隆により義歯床が入るスペースが不足する場合があります。義歯床縁の位置の設計には注意を要する。この部位の義歯床縁を歯肉頬移行部まで延長すると、膨隆部下の義歯床内面にはアンダーカットが存在するため食物残渣が停滞しやすくなる。また、義歯着脱時に支台歯の唇頬側マージンの歯肉が侵襲されやすくなり、さらに口唇部が過豊隆になりがちである。そこで、著者は、義歯床縁の位置は根面板の唇、頬側マージンに一致させるか、支台歯の歯肉部の

サベイラインより支台歯寄りに設計することを推奨する。このことで、歯周組織に対する侵襲を防げると共に、審美性にも優れた義歯を製作することが可能となる(図4)。



図4. 唇側義歯床縁は歯肉部のサベイラインより上に設置する。

## Ⅲ. 磁力(維持力)が発揮されない

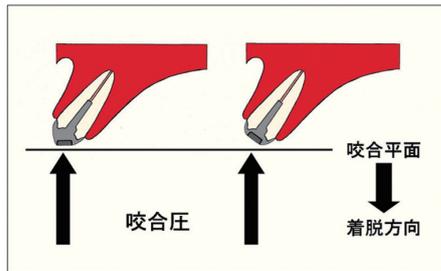
### 1. 磁石構造体の合着

磁性アタッチメントは磁石構造体とキーパーが密着すれば、必ずその維持力が出る。もし、磁石構造体を義歯床へ合着した後に維持力が出ない場合は、磁石構造体とキーパーが密着していることの確認が必要である。磁石構造体の吸着面とキーパー吸着面の間に僅かな空隙があると維持力はないが、この空隙をエアギャップといい、0.1mm程度の隙間でも本来の維持力は半減する。日常臨床では適合試験材で確認して、隙間があれば磁石構造体周囲のレジンのバリ等、エアギャップが生じる要因を除去する必要がある。また、磁石構造体を義歯床内に合着する時に使用する即時重合レジンは硬化時に収縮するため、レジンの量が多すぎると重合収縮により磁石構造体が引かれ、キーパーとの間にエアギャップが生じることもある<sup>3)</sup>。これらの事項に注意すれば維持力は発揮される。しかし、通常の義歯と同様に義歯の安定を阻害するような要素、例えば適切な義歯床縁の位置や形態、咬合のバランス、義歯自体の顎提への適合等に注意をすることは、維持力の発現以前の問題である。

### 2. 磁性アタッチメントの着脱方向

基本的には咬合平面に平行にキーパー吸着面を設置することが、義歯の維持力に対しては有利だが、歯軸傾斜が強い支台歯に関しては一概に有利とは限らない。つまり、咬合力がキーパー吸着面

を介して支台歯に不利な力として加わる可能性があるからである(図5)。磁石構造体とキーパーは義歯を装着している間は常に接しており、力のベクトルが歯軸方向に有利に働くためには支台歯のことだけを考えると、なるべく歯軸に垂直にキーパー吸着面を設置することが有利と考える。しかし、維持力は義歯着脱方向とキーパー吸着面の傾斜角度が付くほど減衰される<sup>4)</sup>ので、義歯全体としての維持に対する設計上の注意が必要である。



着脱方向に対するキーパーの傾斜

図5. 歯軸方向への圧が支台歯には有利である。

### 3. MRI 撮像

キーパー自体は磁石ではないので、MRI 検査時の大きな影響はアーチファクトの発生くらいで、発熱や偏向力は人体に悪影響を及ぼすほどではない<sup>5)</sup>。しかし、磁石構造体を MRI 検査時の磁場にさらすと MRI の強い磁場の影響を受け、磁力がほとんど無くなる。MRI 検査時には磁石構造体の設置された義歯は検査室外に置いて検査を受けるように指示する必要がある。

## IV. 磁石構造体を義歯床内に組み込む際、義歯の撤去に困難が生じた

### 1. 根面板アンダーカットへの即時重合レジン迷入

磁石構造体の合着の留意点として、磁石構造体を即時重合レジンで義歯床内に合着する際、通路を設け過剰な即時重合レジンがキーパー周囲の歯肉縁下のアンダーカットに入り込むことを避ける必要がある(図6)。通路が付与されてない場合、歯肉縁下のアンダーカットにレジンが入り込む危険が生じ、その状態で完全に硬化すると、義歯の撤去が困難になる恐れがある。この失敗を回避するためには通路の付与の他に、予めキーパー周囲の縁下部を印象材等でブロックアウトするか、根面板のセメント合着時に根面板周囲の縁下セメントを除去しないで、磁石構造体を即時重合レジン

で合着した後に縁下セメントを除去する方法も行われる。しかし、即時重合レジンの硬化時間を把握し、合着のタイミングに慣れてくれば、これらの回避策は必要ない。著者らの臨床実験<sup>6)</sup>では即時重合レジン(ユニファーストⅢ, ジーシー社)を使用した場合、筆積み開始から約2分で義歯を撤去すれば、上記したトラブルを回避できるタイミングであることが判り、磁石構造体の合着が確実にできる。

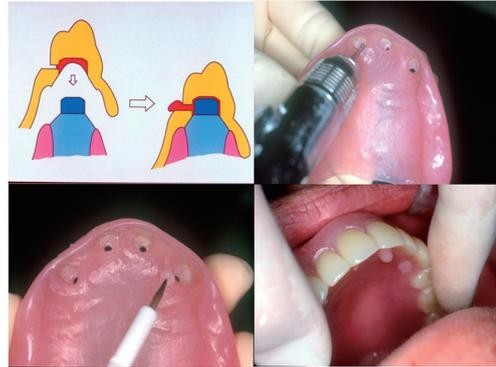


図6. レジン床に通路を付け、磁石構造体を合着する。

### 2. ハウジングパターンにセメントで合着

ハウジングを用いて金属床を製作し、磁石構造体を組み込む場合はレジンセメントを用いることが多い(図7)。その際、フローの悪いセメントを用いると、キーパーと磁石構造体が合体せずセメントが硬化してしまう場合があり、逆に完全にセメントが硬化する前に義歯を撤去すると磁石構造体が設置できない場合もある。基本的に金属床の場合、ハウジングがキーパー表面に正確に設置されていることが重要である。また、セメントが溢れて根面板軸面に付着すると、義歯の撤去が困難になることもある。

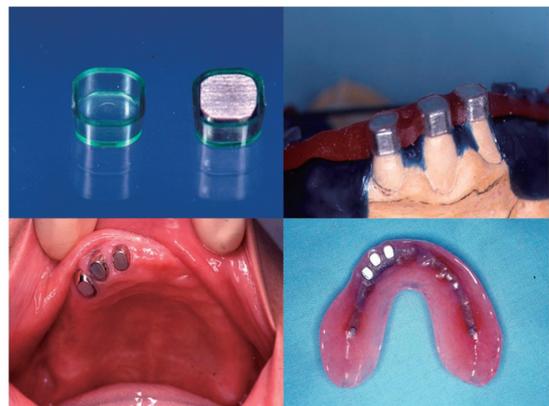


図7. ハウジングを用いると義歯破折や磁石構造体の脱離が防げる。

## V. 根面板周囲の歯肉が早期に退縮した

### 1. 根面板周囲のレジン処理

根面板周囲の歯肉ポケット内にレジンが侵入した状態で、オーバーデンチャー内面が完成されている場合は、一般的な部分床義歯でも見られるが、床縁が残存歯の歯頸部に沿っているのと同様に辺縁歯肉への過度な刺激により歯肉退縮を起こす事がある。根面板を床内面で覆う場合はポケット部に一層のリリーフをして、刺激を回避する必要がある。また、床縁が根面板辺縁と一致する場合は床縁をオーバーさせない注意が必要である。

前の項で述べたが、磁性アタッチメントを小臼歯ならび前歯に使用する場合、支台歯となる歯根の唇、頬側歯肉の膨隆により義歯床が入るスペースが不足する場合があります。義歯床縁の位置は根面板の唇、頬側マージンに一致させるか、支台歯の歯肉部のサベイラインより支台歯よりに設計し、ポケット部の一層のリリーフを推奨する。このことで、歯周組織に対する侵襲を防げると共に、審美性にも優れた義歯を製作することが可能である。

### 2. 歯周管理

根面板の形態や粘膜面の適合、義歯床縁等が適切に処理されていても根面板のマージンが縁上に露出し、歯肉退縮が見られる場合は根面板装着時の歯周処置が不足していることが考えられる。根面板を装着する状態の支台歯は、歯周ポケットも深く歯周状態の悪い場合が多いようである。さらに、オーバーデンチャーによる歯周組織に対する侵襲等を考えると支台歯形成の前に歯周状態を改善すれば良いのだが、臨床では補綴処置と歯周処置を同時に行う必要がある。そこで、支台歯形成時には歯周ポケット底まで形成を行い、歯周ポケッ



図8. 支台歯形成は歯周ポケット底まで形成を行い、必ずテンポラリーを装着する。

トの搔爬を兼ねることが多く、この時点での支台歯印象採得は行えない(図8)。支台歯形成後には必ずテンポラリーの根面板を即時重合レジンで製作し、装着する。そして、歯周組織の安定した状態を確認し、この時点で歯肉が退縮し、支台歯マージンが歯肉縁上になった場合は再形成を行い、印象採得の準備をする。

## VI. 義歯より磁石構造体が脱離してしまう

### 1. 対合歯とのクリアランス

磁性アタッチメントを設置するためには、支台歯となる根面板上面と対合歯との間に磁石構造体が入るスペースが必要となる。レジン床義歯に組み込む場合は根面板上面から5mm以上のクリアランスがないと、義歯装着後、経時的に薄いレジン部分が破折したり、即時重合レジンの劣化で磁石構造体が脱離することがある(図9)。このような場合、鋳造用のハウジングパターンを用いて義歯を補強し、補綴装置に組み込むと磁石構造体の脱離は防げ、経時的にも問題が生じにくくなる。また、対合歯とのクリアランスも3mm程度あれば磁性アタッチメントの利用が可能となる。



図9. 根面板上面から十分なクリアランスがないと、薄いレジン部分が破折する。

### 2. 磁石構造体の表面処理

磁石構造体が義歯床から脱離しないためには、たわみが出にくいレジンの厚みも必要だが磁石構造体外側の磁性ステンレスとレジンとの接着も大切である。現在、外側はサンドブラスト処理が行われている製品が多く、レジンとの接着に関しては接着プライマー処理後に表面を汚さなければ機械的、化学的な表面処理は十分と考える。表面を汚す可能性は患者さんの唾液や術者の手指による事が考えられる。

## Ⅶ. おわりに

磁性アタッチメントが有用であることは既に周知されているが、所詮、維持装置の一つである。使用方法やその利点、欠点を理解し応用することが大きな臨床成果を得るためには重要である。特徴を理解し、注意点を確認すれば、失敗の多くは回避できる事項である。磁性アタッチメントは可撤式補綴治療において、第一選択肢になり得る装置であり、是非、多くの症例に活用することを願う。

## 参考文献

- 1) 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.
- 2) T. Fujimoto, T. Ishigami, N. Tsukimura : Repair of a Metal Plate Denture with Keeper Tray, J J Mag Dent, 14(2), 22-27, 2005.
- 3) 中林晋也, 瀧本博至, 石上友彦：磁石構造体合着時に使用する常温重合レジンと吸引力の関係について, 日本磁気歯科学会雑誌14(1), 39-42, 2005.
- 4) Y. Umekawa, M. Kokubu, T. Ishigami : Influence of keeper tilt angle on retentive force of magnetic attachment, J J Mag Dent, 16(2), 10-13, 2007.
- 5) K. Miyata, M. Hasegawa, T. Ishigami : Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0T MRI, Dentomaxillofacial Radiology, 41, 668-674, 2012.
- 6) S. Endo, T. Ishigami, K. Miyata : Hardening time of self-curing resin for installing magnets and removing denture, J J Mag Dent, 18(2), 46-49, 2009.



## 特集 Feature

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

### 磁性アタッチメントの適用は、どのような点に有効か？

鱒見進一

九州歯科大学顎口腔欠損再構築学分野

#### Effective points for application of the dental magnetic attachment

Shin-ichi Masumi

Division of Occlusion and Maxillofacial Reconstruction Kyushu Dental University

#### 要旨

これまで私が行ってきた症例を呈示し、オーバーデンチャー、遊離端義歯、中間義歯、ブリッジなどの欠損形態の違いによる磁性アタッチメントの有用性について考察した。また、磁性アタッチメントが他の支台装置と比較してどのような点が優れているかについて検討したところ、以下のような結果を得た。

1. オーバーデンチャーへの応用は、磁性アタッチメントの特性を活かすことにより非常に有用である。
2. パーシャルデンチャーに応用する場合、中間欠損症例にはまったく問題ないが、遊離端欠損症例の場合、支台歯の数を考慮する必要がある。
3. 可撤性ブリッジへの応用は非常に有用であり、長期的に見ると、固定性よりも可撤性の方が多くの利点を有していると思われる。

#### Abstract

In this study, I exhibited a recent case that I performed. In the process, I examined the usefulness of the dental magnetic attachment by noting differences in various forms, such as an overdenture, a free-end saddle denture, a bounded saddle denture, and a bridge. Furthermore, I considered in what way the dental magnetic attachment was superior to other retainers.

The results were as follows:

1. The application to an overdenture is very positive in making use of the characteristics of the magnetic attachment.
2. When applied to a removable partial denture, a bounded saddle denture does not have any problems. However, in the case of a free-end saddle denture, it is necessary to consider the number of abutment teeth.
3. While the application to a bridge is very useful, it is thought that a removable bridge has more advantages than a fixed bridge.

#### キーワード

(Key words)

磁性アタッチメント	(magnetic attachment)	オーバーデンチャー	(overdenture)
パーシャルデンチャー	(partial denture)	可撤性ブリッジ	(removable bridge)

## I. はじめに

日本磁気歯科学会医療委員会では、現在診療ガイドライン策定のための検討を行っている。磁性アタッチメントが欠損補綴の維持装置として有用であることは周知の事実であり、オーバードンチャー、遊離端欠損、中間欠損、可撤性ブリッジなど種々の症例に応用されている。しかしながら、長期間経過した症例の中には、支台歯の動揺、磁石構造体の脱離、義歯の破損などが散見されるのも事実である。

今回、これまで私が行ってきた症例を呈示し、オーバードンチャー、遊離端義歯、中間義歯、可撤性ブリッジなどの欠損形態の違いによる磁性アタッチメントの有用性について考察した。また、磁性アタッチメントが他の維持装置と比較してどのような点が優れているかについて検討したので報告する。

## II. 磁性アタッチメントの利点

磁性アタッチメントの利点については、以下のとおりである<sup>1)</sup>。

### 1) 支台歯に無理な荷重が掛かりにくい。

磁気力は通常、距離の3乗に反比例して減衰すると言われている。磁性アタッチメントも磁石構造体とキーパーとが密接した状態では強い吸引力を発揮するが、両者の間に僅かな間隙が出来ると、その力は急減する。また、アタッチメントの側方から加わった荷重に対する抵抗力は小さい。これらのことから、臨床的に義歯の着脱時に側方力が支台歯に加わった際、荷重を極めて小さくすることが可能である。

### 2) 支台歯の状態に合わせての負担配分が可能である。

上述のとおり、磁性アタッチメントは支台歯への側方荷重を解放しやすいが、義歯の維持力が不十分なわけではない。すなわち、側方に滑りやすいと言っても、もし臨床的にそれが不都合な場合には、根面板の側面に補助形態を付与する等の方法を用いて義歯の側方動揺を止めることにより、機能的な義歯の設計が可能となる。各支台歯の状態に合致した力系を与えることで、その支台歯を義歯の維持源として活用することもできる。

### 3) 臨床術式が簡便である。

完成部品としてのキーパーを根面板に、磁石構

造体を義歯床に組み込むだけのことで、特殊な技術や器機を全く必要としない。また、磁性アタッチメントには方向性に関する制限がほとんど無いことから、義歯の設計も極めて容易である。

### 4) 審美性に優れている。

磁性アタッチメントは義歯表面に露出しないため、クラスプ義歯と比較して、その審美性は格段に優れている。

### 5) 維持力の低下がない。

摩擦力など物理的な力に依存する従来の維持装置は長期間の使用により、いずれも変形、摩滅、破損等により漸次その維持力が低下することは確認されている。しかし、磁石の力は本質的に消耗するものではなく、特に最近の希土類磁石は、数十年の単位でその性能が劣化しないとされている。

### 6) 患者自身による取り扱いが容易である。

支台装置として磁性アタッチメントのみを用いた場合、その完成義歯は患者が装着しようとする口腔内に挿入すると、アタッチメントの吸引力で自動的に所定の位置に納まる。患者にとっては、これが非常に重要な事柄であることが臨床経験的に確認されている。改めて、クラスプ義歯等が患者にとって如何に取り扱いが難しいものであるかを認識すべきである。

また、着脱のみならず、磁性アタッチメント義歯は複雑な構造ではないため、清掃等のメンテナンスに関しても有利である。

### 7) 適応範囲が広い。

磁性アタッチメントは基本的に無髄歯の根面アタッチメントとして用いられてきたが、歯冠外アタッチメントとして有髄歯に用いることや、インプラント義歯等にも応用可能である。

また、その方向性の自由度が大きいことから、クラスプ、コーヌスクローネ等の様に着脱方向に制限の多い従来の各種維持装置との併用においても全く問題が無く、特に金属床やコーヌス義歯の修理時に威力を発揮する。

### 8) 繰り返し使用が可能である。

磁性アタッチメントの吸引力は長期的に安定しているため、慎重に扱う限り、旧義歯から撤去したアタッチメントを再び新義歯で活用することも可能である。

### Ⅲ. オーバーデンチャーに有効か？

図1にオーバーデンチャー症例のサンプルを示す。本症例は、磁性アタッチメントの治験を開始した頃(1986年)の症例である。[45は抜歯適応であったが、何とか残してほしいという患者の希望を受け磁性アタッチメントを適用した症例である。なお、下顎は全部床義歯である。キーパーは鋳接法により金銀パラジウム合金で製作した。磁石構造体はSm-Coである。この状態で約3年間機能していた。

このように、従来抜歯適応とされていた動揺歯にも応用可能であるため、オーバーデンチャーの場合には、残存歯がその寿命を全うするまで歯根膜受容器としての機能を果たすことが可能である<sup>2,3)</sup>。さらに、歯根垂直破折歯にも応用可能であるという報告もある<sup>4)</sup>。このような結果は、磁性アタッチメントを用いることで得られるものであり、他の根面アタッチメントを使用した場合には、ほとんど延命効果はないと考えて良い。つまり、オーバーデンチャーに磁性アタッチメントを使用することは、繰り返し着脱を行っても、支台歯への側方応力が小さく、他の根面アタッチメントよりも長期的に使用可能であることから<sup>5)</sup>、非常に有効であると言える。

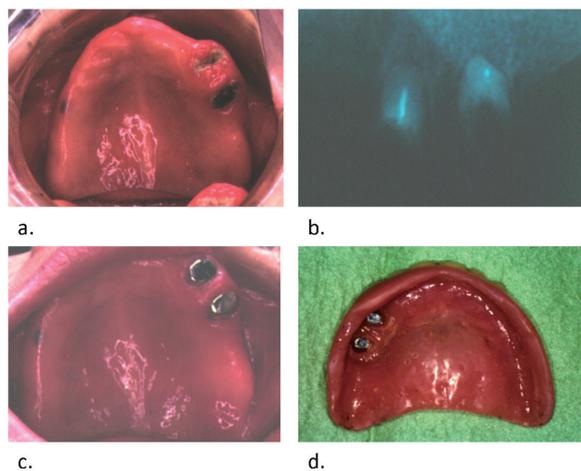


図1. オーバーデンチャー症例. 78y. 女性.  
a. 初診時口腔内写真. [45残根状態である.  
b. 同部の X線写真  
c. キーパー付き根面板合着時  
d. 完成義歯粘膜面観

### Ⅳ. 遊離端欠損症例に有効か？

図2に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例を示す<sup>6)</sup>。患者は初診時

64歳の女性である。クラスプによる審美障害を主訴として当科を受診した。上顎は、[3および[6支台のブリッジを計画し、両端のクラウンを連結するバー内に磁性アタッチメントを組み込んだ。下顎は、[43]および[23の連結クラウンを製作し、両者とも遠心端に歯冠外アタッチメントを組み込んだ。結果として、クラスプでは得られない優れた審美性の回復および他のアタッチメントと比較して、着脱、清掃が容易であることなどから、患者・術者ともに満足 of いくものであった。2003年12月に治療を終了し、以後6か月に1度のフォローアップで、現在まで経過良好で安定している。

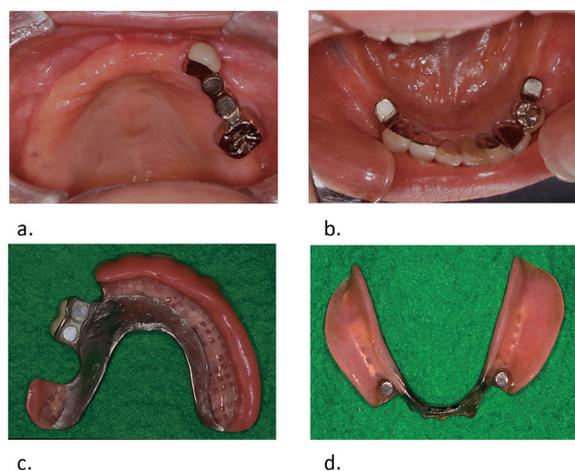


図2. 遊離端欠損症例64y. 女性.  
a. キーパー装着後の上顎口腔内写真.  
b. キーパー装着後の下顎口腔内写真.  
c. 上顎完成義歯粘膜面観  
d. 下顎完成義歯粘膜面観

図3に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例を示す<sup>7)</sup>。患者は初診時61歳の女性である。クラスプによる審美障害を主訴として当科を受診した。[4]はキーパーを付与した内冠を装着して歯冠内アタッチメントとしたクラウンを装着した。対合は天然歯列である。[3は生活歯であったため、遠心端に歯冠外アタッチメントを付与したクラウンを製作した。クラスプでは得られない優れた審美性の回復が得られ非常に満足行くものであった。2006年3月に治療を終了し、以後3か月に1度のフォローを行ってきたが、2010年10月、[3の動揺を認めたため、徹底したプラークコントロールと咬合調整を行い、現在は安定している。歯冠外アタッチメントはカンチレ

バーとなるため、たとえ歯根が長い犬歯であっても1歯で対応することは危険であることが考えられた。遊離端義歯の支台装置として応用する場合には、最低2歯以上の連結が必要であると感じた症例である。

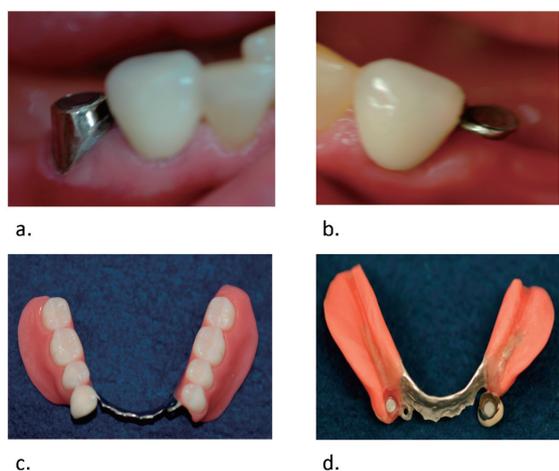


図3. 遊離端欠損症例. 61y. 女性.  
a. 4] キーパー付き内冠装着時.  
b. 3] 歯冠外アタッチメント付き前装冠装着時.  
c. 下顎完成義歯咬合面観  
d. 下顎完成義歯粘膜面観

図4に顎義歯の維持として歯冠内アタッチメントを、また、顎義歯とオブチュレーターおよびオブチュレーターとエピテーゼの連結に磁性アタッチメントを応用した症例を示す<sup>8)</sup>。患者は初診時73歳の男性である。上顎補綴装置の前突による口

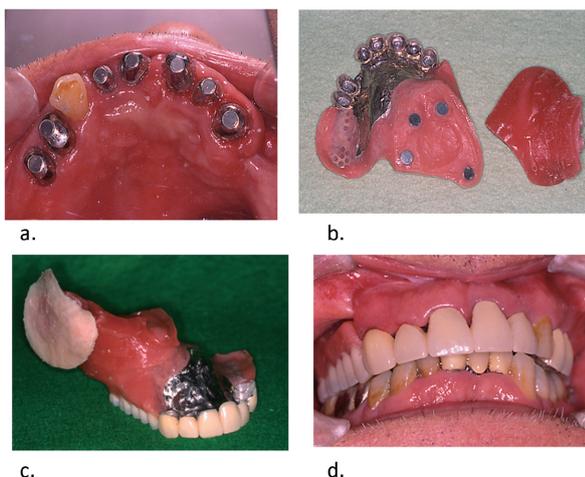


図4. 遊離端欠損症例. 73y. 男性.  
a. キーパー付き内冠装着時.  
b. 完成顎義歯とオブチュレーター  
c. 顎義歯, オブチュレーター, エピテーゼを連結した状態  
d. 完成顎義歯装着時

唇閉鎖不能, クラスプによる審美障害, 顎義歯不適合による咀嚼障害を主訴として当科を受診した. 3+2, 45にキーパーを付与した内冠を装着したパーシャルデンチャーを製作した. 結果として, 上顎前突の改善による口唇閉鎖が可能となり, クラスプがないことから審美性も改善された.

以上のことから, 遊離端欠損症例の維持装置として磁性アタッチメントを使用することは非常に有用であり, この場合の支台装置には側方力に抵抗する形態の付与が必要であると考えられた. また, 直接支台装置として歯冠外アタッチメントを使用する場合には, 少なくとも2歯以上連結した形での使用が望ましい.

## V. 中間欠損症例に有効か?

図5に根面アタッチメントおよび歯冠外アタッチメントを応用した中間欠損症例を示す<sup>9)</sup>。患者は初診時50歳の女性である。審美障害及び咀嚼障害を主訴として当科を受診した。1|7に根面アタッチメント, 近心端に歯冠外アタッチメントを組み込んだ54] 連結冠, 遠心端に歯冠外アタッチメントを組み込んだ123連結冠を装着した。患者・術者ともに満足のいくものであった。1993年9月に治療を終了し, 以後3か月に1度のフォローを行ってきた。1995年9月に義歯床内面をリライニングしたが, その後来院しなかった。2001年4月, 糖尿病による重度の動揺のため, 某歯科医院で残存歯すべてを抜歯し, 全部床義歯に移行した。

図6にMagnotelescopic Crownを用いた床付き可撤性ブリッジの1症例を示す<sup>10)</sup>。患者は初診時73歳の男性である。76⑤43]のブリッジを装着していたが, 5]が保存不可能のため抜歯となった。6~4]の欠損に対して, 通常のパーシャルデンチャーを拒否したため, 7]および3]にキーパー付き内冠を装着した後, 床付き可撤性ブリッジを装着した。見た目がブリッジであることから, 審美性のみならず清掃性に関しても非常に満足行くものであった。2006年2月に治療を終了し, 以後, 2回咬合調整を行った。現在まで経過良好で安定している。

以上のことから, 中間欠損症例に対する磁性アタッチメントの使用は, 欠損に隣接する支台歯の骨植が堅固であれば, 積極的に利用することにより非常に満足行く結果が得られると思われる。審

美性の回復のみならず，着脱，清掃が容易な点からも推奨できる。

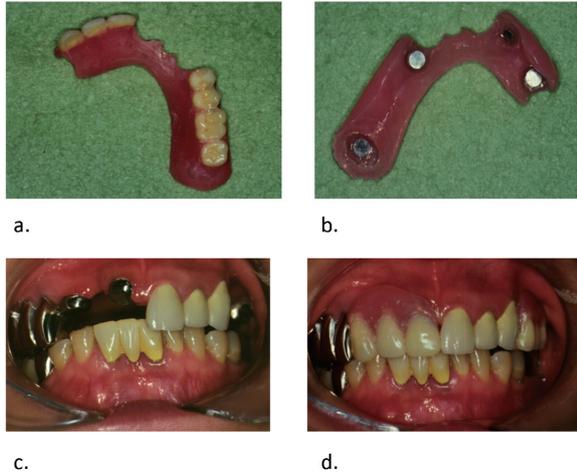


図5. 中間欠損症例. 50y. 女性.  
 a. 完成義歯咬合面観.  
 b. 完成義歯粘膜面観.  
 c. 義歯未装着時  
 d. 義歯装着時

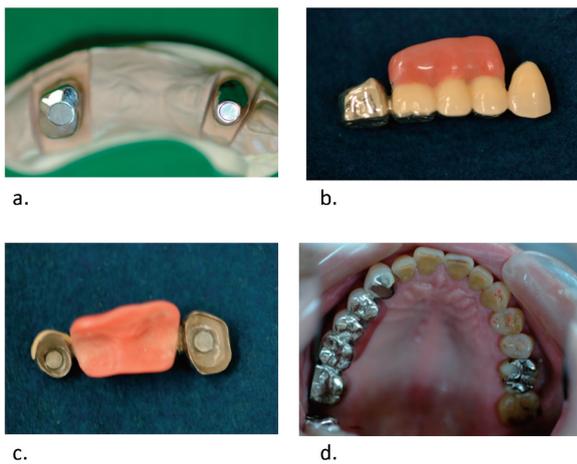


図6. 中間欠損症例. 73y. 男性.  
 a. キーパー付き内冠.  
 b. 完成した床付き可撤性ブリッジ (頬側面観).  
 c. 完成した床付き可撤性ブリッジ (粘膜面観).  
 d. 口腔内装着時.

VI. ブリッジ症例に有効か？

図7に Magnotelescopic Crown を用いた可撤性ブリッジ症例を示す<sup>1)</sup>。患者は初診時54歳の女性である。4~1] 欠損に対してパーシャルデンチャーによる補綴処置を拒否したため，765 | 12]にキーパー付き内冠を装着後，⑦⑥⑤4321 | ①②の可撤性ブリッジを装着した。2004年9月に治療を終了し，経過観察していたが，2006年7月5]の疼痛で来院した。歯根部に破折線を認めたため抜歯し

た。抜歯後，5] 外冠内面を前装用硬質レジンで埋め，ポンティックとして利用した。以後，現在まで経過良好である。

磁性アタッチメントを用いた可撤性ブリッジの利点としては，まず，見た目がブリッジであることから審美的満足度が非常に高いことが挙げられる。また可撤性であることから，固定性ブリッジは得られない容易なプラークコントロールが可能であることが挙げられる。予後を考慮すると，ブリッジを製作する際には，固定性よりも可撤性の方が多くの利点を有している。

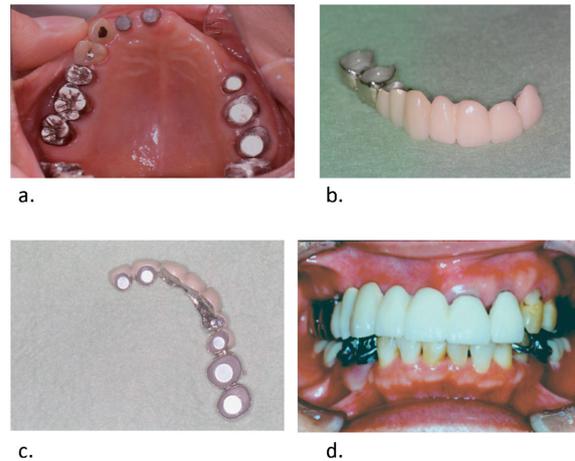


図7. 可撤性ブリッジ症例. 54y. 女性.  
 a. キーパー付き内冠装着時.  
 b. 完成した可撤性ブリッジ  
 c. 外冠内に磁石構造体が組み込まれている。  
 d. 可撤性ブリッジ装着時

VII. まとめ

1. オーバーデンチャーへの応用は，磁性アタッチメントの特性を活かすことにより非常に有用である。
2. パーシャルデンチャーに応用する場合，中間欠損症例にはまったく問題ないが，遊離端欠損症例の場合，支台歯の数を考慮する必要がある。
3. 可撤性ブリッジへの応用は非常に有用であり，長期的に見ると，固定性よりも可撤性の方が多くの利点を有していると思われる。

参考文献

- 1) 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，東京，1993，37-38.
- 2) 斎藤正博，家入美香，沖本公繪ほか：根面板

- についての臨床的研究—根面板の歯周組織と overdenture への影響について—。補綴誌 42 : 972-980, 1998.
- 3) 高藤道夫：オーバードンチャー装着者の口腔感覚に関する研究。補綴誌 26 : 1-12, 1982.
- 4) 石幡伸雄, 水谷 紘, 中村和夫ほか：磁性アタッチメントの特性を活かした臨床応用法。日磁歯誌 1 : 76-82, 1992.
- 5) Rutkunas, V., Mizutani, H., Takahashi, H. : Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. Stomatologija 7:115-120, 2005.
- 6) 槇原絵理, 鱒見進一, 有田正博ほか：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。日磁歯誌 15 : 41-46, 2006.
- 7) 槇原絵理, 鱒見進一, 安東俊介ほか：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) 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.
- 9) Masumi, S., Ozamoto, M., Arita, M., et al. : Clinical application of dental magnetic attachment for partial denture - Construction of upper removable partial denture without clasp-. J Kyushu Dent Soc 49 : 539-545, 1995.
- 10) 鱒見進一, 槇原絵理, 有田正博ほか：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.
- 11) 槇原絵理, 鱒見進一, 有田正博ほか：ダイレクトボンディングシステムを用いた可撤性ブリッジによる上顎補綴装置。日磁歯誌 17 : 50-53, 2008.



## 特集 Feature

### 歯科における磁気用途の将来

#### 歯科における磁気用途の将来

市川哲雄, 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

#### Development of magnetic devices and the future of dentistry

Tetsuo Ichikawa, Yuichi Ishida

Department of Oral and Maxillofacial Prosthodontics and Oral Implantology

The University of Tokushima, Institute of Health Biosciences

#### 要旨

平成23, 24年度に, 磁気技術の歯科領域, さらに医療領域への応用の拡大も図る目的で, 磁気用途委員会が組織された。本論文は, この委員会が行った磁気用途のアンケート結果および, 磁気用途の拡大について概説する。

#### Abstract

A committee aimed at developing new magnetic devices in the dental and medical fields was organized in the fiscal years of 2011 and 2012. This article describes the questionnaire results on new magnetic uses conducted by this committee and outlines visions and extensions of magnetic use in the dental and medical fields.

#### キーワード

(Key words)

磁気用途  
アンケート

(Magnetic use)  
(Questionnaire)

磁気装置

(Magnetic device)

## I. 緒言

日本磁気歯科学会は, 磁石による義歯の維持, つまり磁性アタッチメントに関する学術研究を発端に組織され, 発展してきている。しかし現在, それだけにとどまらず, 磁気計測, 磁場の生体への影響など磁気に関する幅広い研究を対象とするようになっている。平成23, 24年度(石上理事長期)に, 磁気技術の歯科領域, さらに医療領域への応用の拡大も図る目的で, 磁気用途委員会が組織された。

本論文は, この委員会が行った磁気用途のアンケート結果および, 磁気用途の研究拡大について概説する。

## II. 磁気用途アンケート

### 1. 調査方法

平成23年8月1日~10月31日の間, 磁気に関する研究および研究シーズを表1に示すような内容で, 日本磁気歯科学会には学会が有しているメーリングリスト(ML)で, 全国歯科大学・歯学部には学部長宛に郵便で回答を求めた。

### 2. 調査結果

回答数は34件で, その結果を表2に調査結果を示す。回収数は34件, 回収率は非常に悪く, MLで10.5%, 大学関係で57%であった。全体の約2割が, 磁気に関する研究を行っており, 1割が歯科以外の領域での研究であった。

磁気用途の拡大には直接関係ないが、磁性アタッチメントの使用に関する質問結果を、表3に示す。よく使用しているのが4割、時々使用しているのが3割程度であった。

表1. アンケート用紙

磁気（歯科）医療への応用に関する研究調査のお願い

磁性アタッチメント以外の磁気に関する研究についてお尋ねします。

回答者の所属： \_\_\_\_\_ 大学 \_\_\_\_\_ ご芳名： \_\_\_\_\_

Q1. 歯科領域への応用を前提として、磁気に関する研究を行っていますか。あるいは研究シーズをお持ちですか？

( ) はい → Q2へ ( ) いいえ → Q5へ

Q1で「はい」と答えた方に、

Q2. それはどのようなものですか？公表可能な範囲でお答え下さい。

Q3. 他の機関や企業との共同研究・開発を希望しておりますか？ また、どのような分野、機関を希望されますか

Q2	Q3
例) 磁気を応用した姿勢検出センサに関する研究（平行測定への応用） 第〇〇学会で報告	歯科の メーカー
①	

Q4. 歯科領域以外への応用を前提として、磁気に関する研究を行っていますか。あるいは研究シーズをお持ちですか？

( ) はい → Q5へ ( ) いいえ → Q7へ

Q4で「はい」と答えた方に、

Q5. それはどのようなものですか？公表可能な範囲でお答え下さい。

Q6. 他の機関や企業との共同研究・開発を希望しておりますか？ また、どのような分野、機関を希望されますか

Q5	Q6
例) 磁気を応用した姿勢検出センサに関する研究（関節角度計測への応用） 特許出願中	医科のメーカ ー，整形外科
①	

Q7. 歯科臨床において、磁性アタッチメントを使用していますか？

- ( ) 他のアタッチメントと比べ、積極的に使用している
- ( ) 他のアタッチメントと同程度
- ( ) 時々使用している
- ( ) ほとんど使用していない
- ( ) 使用したことがない

Q8. Q7において、それはどのような理由からですか？

\_\_\_\_\_

Q9. 磁性アタッチメント以外で、磁気を歯科臨床に応用していますか？

( ) はい → Q10へ ( ) いいえ → 終了です

Q9で「はい」と答えた方に、

Q10. それはどのような方法ですか？

\_\_\_\_\_ ご協力ありがとうございました。

表2. アンケート結果

Q. 歯科領域への応用を前提として、磁気に関する研究を行っていますか. あるいは研究シーズをお持ちですか?			
はい	7	いいえ	27
Q. 歯科領域以外への応用を前提として、磁気に関する研究を行っていますか. あるいは研究シーズをお持ちですか?			
はい	3	いいえ	31
Q. 歯科臨床において、磁性アタッチメントを使用していますか?			
他アタッチメントと比べ積極的に使用している	9	他のアタッチメントと同程度	4
時々使用している	11	使用したことがない	7

記述のあったシーズ

- ・ 磁性ビーズを用いた幹細胞の分離回収の研究
- ・ 心磁図経頭蓋磁気刺激による運動制御分析
- ・ 経頭蓋磁気刺激による運動制御分析
- ・ 下顎位の測定
- ・ 3T MRI による顎関節撮像
- ・ 磁気による下顎運動測定装置（シロナソグラフ）を応用したシミュレータによる部分床義歯支台歯の動態測定に関する研究
- ・ MI センサを用いた簡易嚙下障害スクリーニングシステム法の開発
- ・ 磁気を応用した姿勢検出センサに関する研究

表3. 磁性アタッチメントの使用状況とその理由

使用状況	回答数	理由
他のアタッチメントと比べ、積極的に使用している	9	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 臨床上有用であり、患者満足度が高い</li> <li>・ 適度な維持力を有し、側方力（回転力）に対しての stress breaking 特性を有するため</li> <li>・ 磁性アタッチメントの特性が臨床において極めて有効であると考え、他のアタッチメントと比較して費用負担も少ないから</li> <li>・ いわゆるアタッチメントのリジッドな面が、天然歯やインプラントに与える影響として不利と考えており、磁性アタッチメントのリリースするという点を好ましく思っているため</li> <li>・ 技工操作・修理が容易</li> <li>・ 使用しやすく、使い慣れているため</li> <li>・ 形態もシンプルで扱いやすく、長期にわたり吸引力の低下が認められない。審美的にも良好。</li> <li>・ 操作性が良く、義歯の維持・安定等の治療効果が高い。支台歯の延命効果も高い。</li> <li>・ 他のアタッチメントと比較してメンテナンスに優れるため</li> </ul>
他のアタッチメントと同程度	4	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 強く把持力を求めたい時もあるため</li> <li>・ 残根状態になった歯根であっても咬合圧による刺激を歯根膜に適正に与えられ、その運動制御を行わせるため</li> <li>・ デンチャースペース、歯周組織への影響</li> <li>・ 残根状態になった歯根であっても咬合圧による刺激を歯根膜に適正に与えられ、その運動制御を行わせるため</li> </ul>
時々使用している	11	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 需要が少ないため</li> <li>・ 費用と需要の関係</li> <li>・ 他のアタッチメントや固定性ブリッジと症例に応じて使い分けているため</li> <li>・ 本学で設定している自費料金が高額なため</li> <li>・ 適応と考えられるものについて使用している</li> <li>・ 適応症を選んで使用しているから</li> <li>・ 説明をおこなっても、なかなか同意を得ることができないため</li> <li>・ インプラントに用いる場合、維持力が他のアタッチメントに劣る。患者満足度が低いため。</li> <li>・ 歯科臨床において、歯科医師および患者の要望で義歯に使用している</li> <li>・ 症例に応じたアタッチメント選択を実施しているため</li> </ul>
ほとんど使用していない	1	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 十分な維持の確保が困難</li> </ul>
使用したことがない	7	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 直接補綴治療をしていないため</li> <li>・ 保険での治療を希望する患者が多く、磁性アタッチメントを希望する患者がいないため</li> </ul>
無回答	2	<ul style="list-style-type: none"> <li>・ 職員へ照会したが該当者がいないため</li> </ul>

### Ⅲ. 文献検索

#### 1. 検索条件

検索エンジンとしてはPubMed, 医中誌 Web, 特許庁データベースを用い, 2012年10月時点での検索結果を用いた。

#### 2. 検索結果

検索のキーワードおよびその検索結果を表4に示す。PubMedにおいては、磁性アタッチメントを除いた研究の多くはMRIに関する画像検査のものであった。それ以外の2割は歯科補綴関係、1割は歯科矯正関係であった。

表4. 検索結果

## 1. PubMedでの検索結果

- Search#1: ((magnetic) OR magnet) AND ((dental) OR dentistry) → 4749 件
- Search#2: (#1 + NOT attachment) → 4562 件
- Search#3: (#2 + NOT imaging) → 1594 件
- Search#4: (#3 + AND ((prosthetic OR prosthodontic))) → 357 件
- Search#5: (#3 + AND orthodontic) → 157 件

## 2. 医中誌での検索結果

- Search#1: ((磁場 or 磁界) AND 歯科) → 343 件
- Search#2: (#1 + NOT 磁性アタッチメント) → 306 件
- Search#3: (#2 + NOT MRI) → 264 件

## 3. 特許庁データベースでの検索結果 (平成5年以降の公開公報)

- 歯科, 磁気で検索: 182 件
- 治療, 磁気で検索: 2268 件
- 歯科, 磁場で検索: 27 件
- 治療, 磁場で検索: 565 件

## IV. 考 察

磁気の歯科医療分野への用途, 応用については, その吸引力に基づく医療用デバイスの開発, 磁気による運動計測, 画像検査などの診断, 磁気の医療効果の4つがあげられる。

吸引力に基づく医療用デバイスの開発については, 磁性アタッチメントの改良のほか, 歯科矯正用器具, 睡眠時無呼吸症候群を緩和するオーラルアプライアンスへの使用などの研究があった。そのほか臨床用ではないが, 磁性ビーズを用いた細胞分離, 凝集などの方法もあり, すでにこれは実用化されていた。

磁気による運動計測については, 磁気位相空間, マグネトインピーダンス効果を用いた下顎運動計測, 嚙下運動計測, 姿勢制御計測などが行われていた。本項目については日本磁気歯科学会雑誌22巻1号に記載されている重本論文を参考にされたい。

画像計測はMRI, 脳磁図, 心磁図などの磁気を応用した診断方法などがあつた。

磁気の医療効果については, 磁気刺激による各種細胞増殖・分化の促進, 運動制御に関する研究などが行われていた。本項目については日本磁気歯科学会雑誌22巻1号に記載されている尾澤論文を参考にされたい。

歯科臨床における多様な磁気応用への興味, シーズについては, まだまだ十分でなく, 学会としては啓発活動が必要であろう。

本論文は, 第22回日本磁気歯科学会(2012年11月3日, 徳島大学歯学部大講義室で開催)磁気用途委員会シンポジウム「歯科における磁気用途の将来」での座長の本シンポジウムの概要説明を元に, 磁気用途委員会が行った磁気用途の調査結果を含め論文にしたものである。



## 特集 Feature

### 歯科における磁気用途の将来

#### MRI 対応生体内金属の開発

誉田栄一<sup>1</sup>, 浜田賢一<sup>1</sup>, 倉林 亨<sup>2</sup>, 宇山恵美<sup>3</sup>, 吉田みどり  
 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  
<sup>1</sup>徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部生体材料工学分野  
<sup>2</sup>東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科口腔機能再建学講座  
<sup>3</sup>徳島大学病院総合診療部

#### Development of metallic biomaterial with MRI compatibility

Eiichi Honda, Kenichi Hamada<sup>1</sup>, Tohru Kurabayashi<sup>2</sup>,  
 Emi Uyama<sup>3</sup> and Midori Yoshida  
 Department of Oral and Maxillofacial Radiology,  
 The University of Tokushima Graduate School  
<sup>1</sup>Department of Biomaterial, The University of Tokushima Graduate School  
<sup>2</sup>Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Graduate School,  
 Tokyo Medical and Dental University  
<sup>3</sup>Department of Oral Care and Clinical Education, Tokushima University Hospital.

#### 要旨

まったく磁性がない合金開発が医療の進歩とともに必要とされてきた。MRI 診断が一般的となり、装置の静磁場強度が上昇してきている。MRI 撮影では生体内金属と周囲の組織との磁化率の違いから、金属アーティファクトが生じる。そのため画像診断に影響を与えない非磁性合金の開発が期待されている。非磁性合金の開発には磁性を理解する必要がある。磁性の主な原因は、軌道磁気モーメント、原子核磁気モーメント、スピン磁気モーメントからなる磁気モーメントである。スピン磁気モーメントが最も影響が大きい。一般的な合金作製では原子構造を変化させることはできない。同じ化学式をもつ合金でも結晶構造が異なると磁性が変化することがあり、また外部磁場を減少させるような磁力を生じる反磁性物質が存在する。これらを利用することで非磁性合金の作製が可能となる。著者らは MRI 撮影で金属アーティファクトを生じない、Au-Pt-Nb の組成の非磁性生体内合金を開発した。

#### Abstract

Medical advancement has required the development of a new alloy having less magnetism. Diagnosis by MRI has become very popular, and the static magnetic field intensity of the apparatus has increased. A metal artifact is produced in MRI from the difference of magnetic susceptibility between the metal biomaterial and the surrounding tissues. This artifact may make diagnosis difficult, and production of non-magnetic materials is expected. An understanding of magnetism is needed to realize that the main cause of magnetism is the magnetic moment: an orbital, the nuclear, and a spin magnetic moment. Although the influence of the spin magnetic moment is the largest, it is impossible to handle the atomic structure by general alloy production. Therefore, another method should be taken into consideration. It is known that magnetism will change when a crystal structure differs in an alloy with the same chemical formula. Moreover, certain diamagnetic materials produce a decrease in magnetism outside the magnetic field. By using those materials, it becomes possible to produce a non-magnetic material. The authors succeeded in developing a new metallic biomaterial with MRI compatibility, which consists of Au-Pt-Nb and a metal artifact that is hardly observable by MRI.

#### キーワード

(Key words)

非磁性生体内金属 (non-magnetic metal biomaterial) 金属アーティファクト (metal artifact)  
 Au-Pt-Nb 合金 (Au-Pt-Nb alloy) 磁気モーメント (magnetic moment)  
 磁化率 (magnetic susceptibility)

## 1. はじめに

MRI装置は1946年の Bloch と Purcell による核磁気共鳴現象 (NMR現象) の発見<sup>1)</sup> をきっかけとして、画像化により臨床応用できる機器の開発が進んでいた。この2人はこの功績が讃えられ、1952年にノーベル物理学賞を受賞した。しかし実際に臨床機が市販されたのは、発見から30年以上も経過した1983年と非常に遅れた。慈恵医大病院に導入されたのが世界初の認可された臨床用MR装置である<sup>2)</sup>。一方、CT装置は開発から完成まで短期間であった。1972年に Hounsfield ら<sup>3, 4)</sup> が発表した実験用CT装置は、翌年の1973年には商品化されアメリカの Mayo clinic に設置された。Hounsfield はCTの再構成原理を発表した Cormack とともに、後の1979年にノーベル生理学・医学賞を受賞した。MRI装置の画像化は Lauterbur と Mansfield が研究を行い確立した。2003年には核磁気共鳴画像法に関する発見に対して、2人にノーベル生理学・医学賞が与えられた<sup>5)</sup>。

MR装置は発展とともに、初期の永久磁石を用いた装置から超伝導磁石を利用した装置になることで、急激に静磁場強度が大きくなってきた。現在の診療では、1.5Tや3Tの超伝導型装置が主流となっているが、7Tまでは人体用のMRI装置が市販されている。さらに9.4Tまでは研究開発が進み、世界で3台が稼働している。フランスの NeuroSpin では、さらに高磁場の11.7Tの人体装置の開発を行っていて、動物用では17.6Tが完成間近となっている<sup>6)</sup>。

このような高磁場MR撮影において大きな問題の一つが金属アーティファクトの出現である。主な原因としては、金属の磁化率が大きいことと、周囲の組織との磁化率との違いによる磁場の不均一性による<sup>7)</sup>。歯科領域では、金属補綴物、金属充填物、歯科矯正用金属などが主な原因となる<sup>8, 9)</sup>。これらの金属のうち、磁化率の大きさによってアーティファクトの影響度が異なる。とくに磁性アタッチメントによる影響が最も大きく、その影響は撮影シーケンスの種類、エンコーディング方向、部位などにより、アーティファクトの形状や範囲が変動することが報告されている<sup>10)</sup>。またMRI装置ではラジオ波 (RF波) の照射により生体組織や金属内に渦電流が発生し、それによ

り熱が発生することが知られている<sup>11, 12)</sup>。この熱の発生により組織が障害を受ける可能性がある。渦電流による発熱量は単位重量あたりの熱吸収比 (SAR: specific absorption rate) として、厚生労働省は上限を設けている<sup>11)</sup>。渦電流による熱発生は金属でより顕著になり、その磁性に依存している<sup>12)</sup>。

このようにMRI撮影においては、体内金属は金属アーティファクトを生じ、画像診断に困難さを与えるとともに、熱の発生により組織へ障害を及ぼす可能性がある。最近の高磁場MRI装置では、これらの影響が顕著に現れる可能性が高く、少しでもこれらの影響が少ない合金の開発が望まれている。

## 2. 磁性

### 1) 磁性の分類

磁性は磁場に反応する性質を表し、一般的には磁性体は磁石につく強磁性体と、磁石につかない非磁性体の2種類に分類される (表1)。強磁性体を示す有機物は一つもなく、常温・常圧下で金属元素は Fe, Co, Ni のみである。Gd は通常の温度範囲で強磁性を示すが、温度が高くなると (約20°C) 非磁性体となってしまう。非磁性体には反磁性体、常磁性体、反強磁性体がある。これらをミクロ的にみると原子は磁気モーメントを有する原子磁石と考えることができ、それらの磁性体では原子磁石の磁化方向が異なる。すべての原子磁石が平行で同じ方向を向くと全体として大きな磁化をもち強磁性となる。自然の状態では原子磁石の方向がランダムに配列されているので自発磁化はないが、磁場をかけるとその配列が磁場方向を向くものは常磁性と呼ばれる。それぞれの原子磁石が反対の方向を向いている場合には、反強磁性またはフェリ磁性となる。反強磁性では自発磁化はないが、ある温度で帯磁がピーク値をとる。フェリ磁性では反対方向を向いた原子磁石同士の磁気モーメントが打ち消しあわずに自発磁化を有する<sup>13)</sup>。また特殊な磁性としては反磁性がある。反磁性では、磁場をかけると内殻電子にそれを打ち消す方向に渦電流が生じ、磁場と逆方向に微小な磁気モーメントが発生する (図1)。反磁性の代表例としては、蛇口から細く静かに出ている水 (反磁性の性質をもつ) に強力な磁石をつけると、

磁石と水が反発しあうように水流が曲がったり、強磁場を発生する磁石の上で熱分解カーボン（反磁性）が浮上したりするなどの現象がある。

表 1. 磁性体の分類

1. 強磁性体	
1)	金属 (Fe, Ni, Co, Gd)
2)	Fe, Co, Ni を中心とした合金 (Fe-Ni, Fe-Co, Fe-18Cr-C など)
3)	強磁性体ではない金属合金 (MnAl, Cu <sub>2</sub> MnAl など)
4)	金属間化合物 (サマリウム磁石 SmCo <sub>5</sub> , ネオジウム磁石 Nd <sub>2</sub> Fe <sub>14</sub> B など)
5)	酸化物 (マグネタイト Fe <sub>3</sub> O <sub>4</sub> , 二酸化クロム CrO <sub>2</sub> )
6)	遷移金属化合物 (硼化物, 燐化物, 硫化物など)
2. 非磁性体	
1)	金属 (Al, Cu, Mn, Cr など)
2)	合金 (高級ステンレスなど)
3)	ほとんどの化合物, 有機物

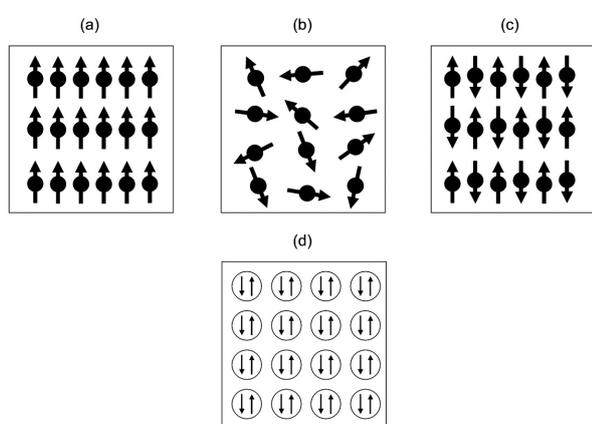


図 1. 磁性の分類

(a), (b), (c) の矢印は原子磁石の磁化の方向を表している。(d) の細く小さな矢印は、外部磁場が加えられたとき、反対方向に磁化が向くことを表す。

(a) 強磁性, (b) 常磁性, (c) 反磁性とフェリ磁性, (d) 反磁性

## 2) 磁化率

ある静磁場強度  $H$  (図 2 a) に物体がおかれると、物体には力  $M$  が働く。そのとき、真空の透磁率を  $\mu_0$  とすると、次式の関係式が得られる。

$$M = \mu_0 \chi H$$

ここで、 $\chi$  は磁化率と定義される。

強磁性や常磁性を有する物質は静磁場内におかれると、磁場の磁力線は物体に引かれるようになり、物体を通過する磁力線が増える。その結果、物体に磁場方向に力が働く (図 2 b)。また反磁性を有する物質では、磁場による磁力線を排除するようになり、物体を通過する磁力線が減少する。その結果、物体に磁場方向とは反対にわずかな力が働く (図 2 c)。磁化率は物体に働く大きさを反

映し、強磁性のときに大きなプラスの値をとり、常時性ではプラスとなる。反対に反磁性ではマイナスとなる。原子を磁性で分類すると、強磁性を示す原子は鉄 (Fe)、ニッケル (Ni)、コバルト (Co) の 3 種類と温度依存 (292K で強磁性から常磁性へ転移) でガドリニウム (Gd) がある。大部分の原子は常磁性を示し、代表的な原子としては、酸素 (O)、パラジウム (Pd)、クロム (Cr)、白金 (Pt) などがある。反磁性を示す原子は少なく、代表的な原子はビスマス (Bi)、炭素 (C)、銅 (Cu)、金 (Au)、銀 (Ag) などである (図 3)。常磁性と反磁性の磁化率を比較すると、反磁性のものは、ほとんどが小さな絶対値となっている。このことは、反磁性の性質は現実的に非常に現れにくいことを意味している。

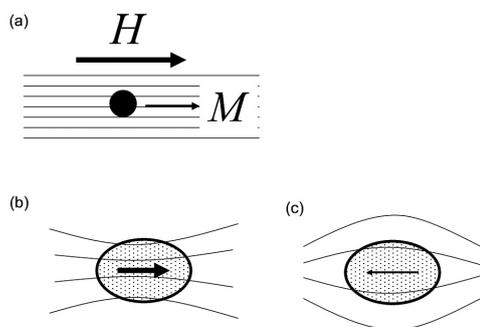


図 2. 静磁場と磁力の方向

(a) 矢印方向にかかる静磁場  $H$ , (b) 静磁場内の常時性または強磁性物質と物質内に働く磁力方向, (c) 静磁場内の反磁性物質と物質内に働く磁力方向

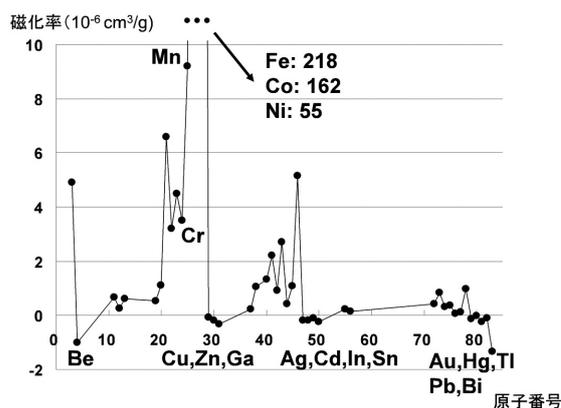


図 3. 金属原子の磁化率の比較

横軸は原子番号、縦軸は磁化率を表している。Cr, Mn, Fe, Co, Ni はプラスの磁化率を有する。グラフの下辺の金属元素 (Be, Cu, Zn, Ga, Ag, Cd, In, Sn, Au, Hg, Tl, Pb, Bi) はマイナスの磁化率を有する。非金属, 半金属 (半導体) は除かれている。Fe, Co, Ni の右の数字は磁化率を表す。

### 3) 磁性の原因

ミクロ的にみると、磁性の原因は磁気モーメントが原因となっている。磁気モーメントは原子核と電子の運動が原因となって生じる。マイナスの電荷をもった電子は、原子核の周囲の軌道を運動することで磁気モーメントが発生する (図 4 a)。これが軌道磁気モーメントである。原子核も自分自身がスピンをしている。これにより生じるのは核磁気モーメントである (図 4 b)。電子は原子核の周囲の軌道を運動するばかりでなく、電子自身がスピンをすることでスピン磁気モーメントが発生する (図 4 c)。また反磁性の原因として、内殻電子では磁場をかけることにより渦電流を発生するが、その大きさはこれらの磁気モーメントと比較すると 1/10 以下のオーダーとなっている。磁気モーメントのなかでは、スピン磁気モーメントが磁性の主な原因といわれている<sup>13)</sup>。

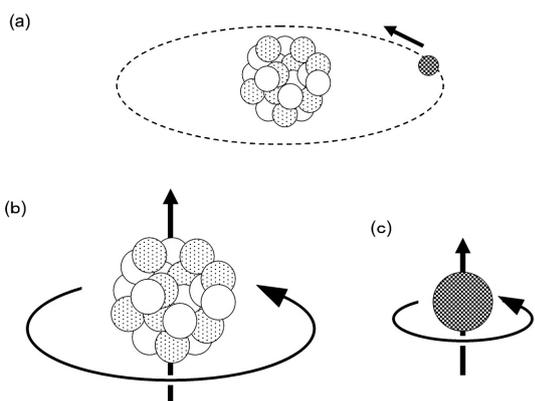


図 4. 磁気モーメント

- (a) 軌道磁気モーメント. 原子核の周囲の軌道 (破線) を電子が運動することで磁気モーメントが発生する。
- (b) 核磁気モーメント. 原子核がスピン (古典力学では回転運動) をすることで磁気モーメントが発生する。
- (c) スピン磁気モーメント. 電子がスピンすることで磁気モーメントが発生する。

磁気モーメントは電子配列によっても大きさが変化する。共有結合では外殻電子の軌道回転運動が消滅することで磁気モーメントが消失する (図 5 a)。また電子のスピン方向は右まわりと左まわり (上向きスピンと下向きスピン) の 2 種類があり、各最小単位のオービタル (量子力学からみた電子配列の基本となる電子軌道) には最大 2 つの電子しか存在できず、その場合にはお互いのスピン方向は反対になる (パウリの排他律), 同じ

オービタルに 2 つの電子が存在すると、お互いのスピン磁気モーメント同士が打ち消しあい、磁気モーメントが消失してしまう (図 5 b)。

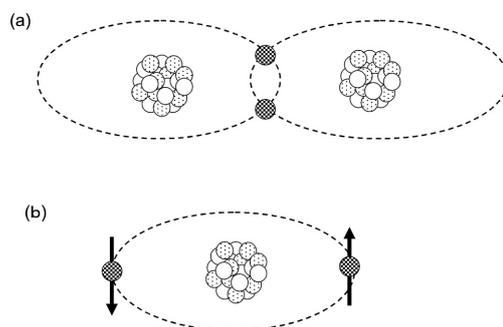


図 5. 磁気モーメントの消失

- (a) 共有結合. 左側の原子の軌道上の電子と右側の原子の電子軌道上の電子を、電子軌道が近づくことで、共有するようになる。結果的に電子の運動が抑制され、軌道磁気モーメントが消失する。
- (b) 電子対. 一つの軌道の上に電子が 2 つ配置されると、お互いの電子のスピン方向が異なる。その結果、それぞれのスピン磁気モーメント同士で打ち消しあい、スピン磁気モーメントが消失する。

### 4) 強磁性体金属の原因

強磁性体金属の原因をオービタルにおける電子配列から考えることができる。強磁性原子の代表例として Fe がある。Fe の電子配列をみると、M 殻では 3s, 3p, 3d のオービタルにそれぞれ 2, 6, 6 個の電子が配列されている。3d 軌道をさらに細かくみると、2 個がペアとなっている電子対が 1 組だけであり、あとは 1 個の電子が単独で配列されている不対電子が 4 個ある (表 2, 図 6)。結果的に 4 個のスピン磁気モーメントが働いて強磁性が生じる。

表 2. 強磁性体元素の電子配置一覧

元素	総数	電子軌道							
		K		L		M			N
		1s <sup>2</sup>	2s <sup>2</sup>	2p <sup>6</sup>	3s <sup>2</sup>	3p <sup>6</sup>	3d <sup>10</sup>	4s <sup>2</sup>	
Fe	26	2	2	6	2	6	6	2	
Co	27	2	2	6	2	6	7	2	
Ni	28	2	2	6	2	6	8	2	

各数字は電子軌道に存在している電子数

s は sharp, p は principal, d は diffuse の電子軌道 (オービタル) を表している。さらに p は 3 タイプ (p<sub>x</sub>, p<sub>y</sub>, p<sub>z</sub>)、d は 5 タイプ (d<sub>xy</sub>, d<sub>yz</sub>, d<sub>xz</sub>, d<sub>x<sup>2</sup>-y<sup>2</sup></sub>, d<sub>z<sup>2</sup></sub>) のオービタルがある。

s, p, d の前の 1, 2, 3, 4 の数字は主量子数を、後ろの 2, 6, 10 の上付数字はオービタルに存在できる最大電子数を表している。

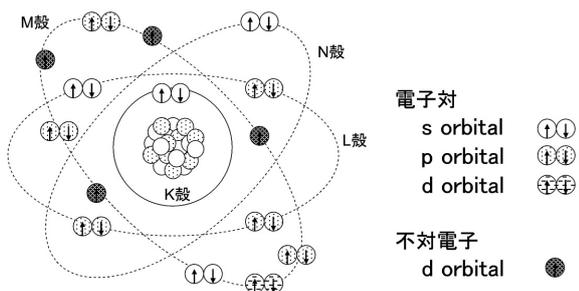


図6. 鉄(原子番号26)の電子配列  
s orbital (オービタル, 電子軌道), p orbital, d orbital にはそれぞれ2個ずつペアとなった電子対となっているが, M殻のd orbital には単独の電子(不対電子)が4個存在する.

5) 磁性に影響をあたえる因子

(1) 温度

磁性は温度によっても影響を受ける。典型例では、温度Tが0K のときには自発磁化が最大となるが、温度が上昇するにしたがい原子磁石の配列が乱れてきて自発磁化が低下してくる。さらに温度が上昇するとある地点で、原子磁石の配列が完全にランダムに配列され、自発磁化が0となる。この温度はキュリー温度と呼ばれている(図7)。大部分の金属のキュリー温度は高温であり、強磁性体の鉄では1043K, コバルトは1422K, ニッケルは631K である。通常の温度で磁性が変化するガドリニウムは292K である。これらの強磁性体はキュリー温度を超えると、非磁性となり磁石につかなくなる。

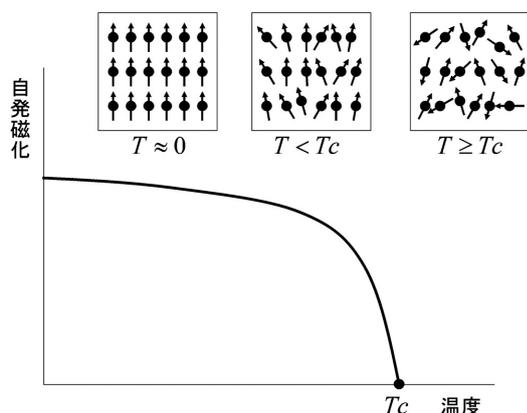


図7. 自発磁化の温度依存性  
自発磁化(縦軸)と温度(横軸)との関係。  
温度の上昇に伴い原子磁石の配列が乱れて自発磁化が低下している。キュリー温度(Tc)では配列がランダムになり自発磁化が消失している。

(2) 結晶構造

化合物に含まれる元素の種類や結晶構造により磁性が大きく変化する。ステンレスは多くの種類が開発されている。フェライト系(Fe-Cr-C)の組成をみると、Feは磁性体、CrとCは非磁性体であるが、この化合物は磁性体となる。しかしオーステナイト系(Fe-18Cr-8Ni)では、FeとNiが磁性体、Crは非磁性体であるが、化合物は非磁性体となる。このように磁性体と非磁性体の元素からなる化合物でも、組成や成分により磁性が完全に異なることがある。またヘマタイト(Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)はα型とγ型の2種類が存在している。α型では六方晶の結晶構造をとり非磁性体となるが、γ型では立方晶の構造をとり強磁性体となる(図8)。すなわち組成や成分がまったく同じでも、結晶構造の違いだけで磁性が異なることもある。

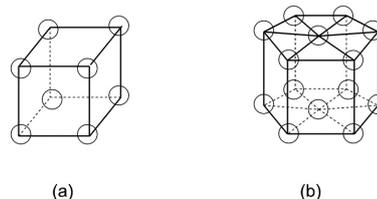


図8. Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>(ヘマタイト)の結晶構造の違い  
(a) : 立方晶. 立方体格子の各頂点に原子が配列される. γ-Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>の結晶構造  
(b) : 六方晶. 正六角柱格子の各頂点と六角形平面の中心に原子が配列される. α-Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>の結晶構造

3. MRI 撮影と非磁性金属

1) NMR信号

MRI 撮影では、静磁場内に患者を位置付けた状態で外部からラジオ波(RF波)を照射し、患者から発生するNMR信号を取得し画像化している。さらに3次元的な位置決めのために、3種類の磁場コイルが用いられている。NMR信号の強度は原子核の構成要素の陽子と中性子の組み合わせで決定される。陽子の数と中性子の数がともに偶数の場合(偶偶核)には、信号がない。すなわち、中性子か陽子のどちらかが奇数個(奇偶核または奇奇核)となる必要がある。またNMR信号強度は原子により大きな差があり、1-Hが最も大きなNMR信号をだす。1-Hの信号強度を1とすると、11-Bは0.133, 13-Cは1.8 x 10<sup>-4</sup>, 19-Fは0.83, 31-Pは6.6 x 10<sup>-2</sup>である。実際にヒトでMRI撮影を行う場合には、人体に含まれている

原子数に依存することから、人体の構成要素で最も多い水分子中の1-Hを対象としている。一方、金属ではほとんどNMR信号がなく、さらに磁化率の高い金属の存在は周囲の磁場をみだし、結果的に金属アーティファクトが画像上に現れる。頭頸部領域のMR I撮影時には、女性の髪の毛のなかのヘアピンが頻繁にみすごされ大きな金属アーティファクトが生じることがある(図9)。また口腔内領域の金属は同様に金属アーティファクトを出現させる。

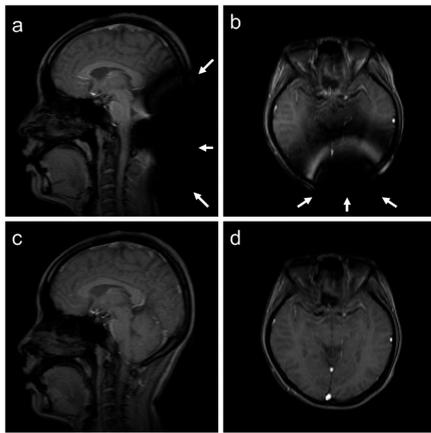


図9. MR I撮影時のヘアピンによる金属アーティファクト

- 矢状断面MR I像。後頭部に金属アーティファクトによる無信号領域(黒色)が広範囲に認められる(矢印)。
- 軸位断面MR I像。後頭部に金属アーティファクトによる無信号領域(黒色)が円弧に、その周囲に高信号(白色)の帯状領域が認められる(矢印)。
- ヘアピン除去後の矢状断面MR I像。後頭部のアーティファクトは消失している。
- ヘアピン除去後の軸位断面MR I像。後頭部のアーティファクトは消失している。

## 2) 生体内金属とチタン

生体内金属の条件としては、直接生体組織と接することから、生体に対して安全であることが必須である。その他に感染防止のために滅菌可能であること、耐久性があること、耐食性があること、組織親和性が高いことなどが要求される<sup>14)</sup>。これらの条件を満たすものとしてステンレスが開発され利用されてきた。体内金属として使用されるステンレスとしては、オーステナイト系のSUS316L(Steel Use StainlessのFe-Cr-Ni-Mo系)がよく利用されてきたが、耐食性や組織親和性がよりすぐれ、比重も軽いチタンが開発され、さらにMR I装置の登場により最適な体内金属として使

用されるようになってきた<sup>15)</sup>。しかしチタンでも通常の臨床MR I装置で明らかな金属アーティファクトが生じることが知られている。アクリル製容器(図10)の水中内のチタンのMR I撮影でも明らかに金属アーティファクトが認められる(図11)。

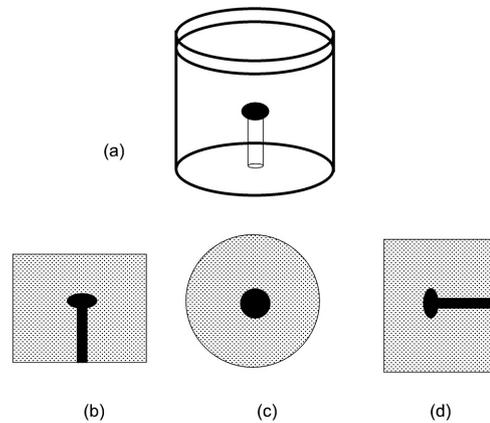


図10. アクリル性容器の模式図

- 高さ5 cm、直径5 cmのアクリル性の円柱容器。中央に2 cmのアクリル性の支柱が立てられている。試料(黒色の楕円)を支柱の上に乗せ、内部を水で満たした状態で上部のアクリル性の蓋が閉じられるような構造となっている。
- 試料にアーティファクトがない場合の軸位断面MR I像の模式図
- 試料にアーティファクトがない場合の冠状断面MR I像の模式図
- 試料にアーティファクトがない場合の矢状断面MR I像の模式図

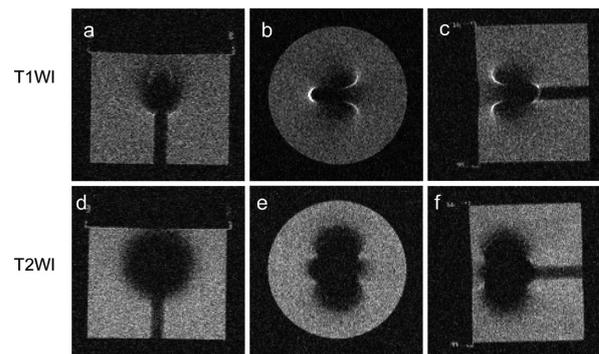


図11. チタンのMR像

上段(a), (b), (c)は高速スピンエコー法のT1強調画像(T1WI)。

下段(d), (e), (f)はグラジエントエコー法のT2強調画像(T2WI)。

左側(a), (d)は軸位断面像, (b), (e)は冠状断面像, (c), (f)は矢状断面像。

すべての画像において試料周囲に無信号領域(黒色)が広がっている。下段の画像のほうがアーティファクトの大きさが大きい。

### 3) 非磁性合金の作製方法

MR I 撮影に対応した非磁性合金の作製方法としては、いくつかの方法が考えられる。合金組成として、常磁性金属と反磁性金属との組成割合を変えて磁化率を組織と同程度に近づけられる可能性がある。多くの常磁性金属の磁化率の絶対値は反磁性金属の磁化率よりも大きいので、同じ割合で合金を作製すると常磁性となる可能性が高い。基本的には反磁性合金の含有率を高くするような組成とする必要がある。しかし作製された合金は本来の結晶構造が変化し磁性が大きく変化することがあるので、理論どおりになるとは限らない。強磁性体金属を主体とする場合には、磁化率があまりに大きくかけ離れていることから、反磁性金属の含有率を高くしたとしても合金の磁化率はほとんど変化しない。合金の結晶構造を変化させることにより常磁性への性質の転換が可能となり、面心立方晶や六方晶構造が必要条件であると考えられる。すなわち、これらの合金作製はある程度の理論に基づき、組成金属を選択した後は試行錯誤の繰り返しが必要となると考えられる。

### 4) 生体内非磁性金属

生体内で使用する金属は、毒性の面からすでに安全性が確認されたものから選択することが最も安全である。この条件を満足し、さらに均一に混じりやすい性質をもつ常磁性と反磁性の金属の組み合わせとしては金 (Au) と白金 (Pt) があげられる。Au は反磁性、Pt は常磁性であることから、Au を主体とした合金は磁化率を 0 に近づけることができる。実験的に試みると、Au-Pt 合金では、Pt の含有率が 30% 重量比前後で、MR I 撮影により金属アーティファクトがほとんどみられないことが判明した (図12)。また過去の研究から、歯科用合金 (KIK wing, 石福金属, 東京) でも、MR I 撮影時にほとんど金属アーティファクトが生じないことが報告されている<sup>8)</sup> (図12)。KIK wing は Pd-In-Sb 合金であるが、Pd (パラジウム) が常磁性、In (インジウム) と Sb (アンチモン) が反磁性と、常磁性の Pd が主体 (81%) となっている。この合金は常磁性金属の割合が大きいが、結晶構造により磁性が変化したと考えられる。

### 5) 新しい生体内非磁性金属

Au-Pt 合金は、生体にとって非常に安全で安定

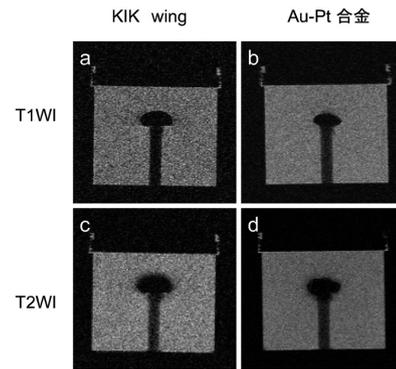


図12. KIK wing および Au-Pt 合金のMRI 像  
左側 (a), (c) は KIK wing の画像, 右側 (b), (d) は Au-Pt 合金の画像  
上段 (a), (b) は高速スピネコー法の T1 強調画像 (T1WI)  
下段 (c), (d) はグラジエントエコー法の T2 強調画像 (T2WI)

性のある貴金属だけからできているが、硬さや弾性の面から機械的性質が不足している。機械的性質が不足したままでは適応が限定されるので、より高い機械的強度を有する合金の開発が期待されている。著者らは、この 2 元系合金に別の金属を含有させることで合金開発を行った。生体内金属として問題がないとされているニオブ (Nb) を添加し、Au-Pt-Nb の 3 元系の合金を完成させた<sup>16)</sup>。この合金の性質としては、磁化率が 0 に近い (人体軟組織と同程度)、耐食性や生体親和性であると同時に、一定水準以上の機械的性質を有することである。Au-Pt 合金を基に、Nb は常磁性であることから、Pt の含有率を減少させ Nb を添加した。結果的に機械的性質としては、引っ張り強さは 480 から 620 MPa、耐力は 345 Pa 以上、伸びは 18% 以上が得られている。そして MRI 撮影においてはほとんど金属アーティファクトが生じない (図13)。

その他、生体安全性がより高く機械的性質に優れた生体材料開発を目的として、Au-Ti による歯科用合金が開発され、東北大学から報告されている<sup>17)</sup>。Ti は常磁性体で、Au が反磁性となることから、組成によっては非磁性になることが期待される。またジルコニウムを主体とした生体内非磁性合金の開発が東京医科歯科大学などで行われている。最近、低磁性ジルコニウム合金の開発に成功したと新聞報道 (2013年 4月26日, 日刊工業新聞) されている。

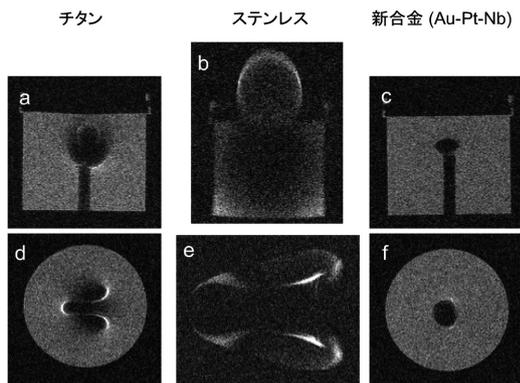


図13. 各種生体内非磁性金属のMR I 像  
 左側 (a), (d) はチタン, 中央 (b), (e) はオーステナイト系ステンレス, (c), (f) は Au-Pt-Nb 合金.  
 上段 (a), (b), (c) は高速スピネコー法の T1強調画像 (冠状断面像)  
 下段 (d), (e), (f) は高速スピネコー法の T1強調画像 (軸位断面像)  
 低磁性といわれているオーステナイト系ステンレスでは, 容器の大きさの範囲を越えた金属アーティファクト像がみられる. チタンでも明らかな金属アーティファクトがみられる. 新合金では試料の形状が無信号となっているが, 周囲への金属アーティファクトはほとんどみられない.

4. さいごに

医学領域ではMR I 撮影は従来のCT 撮影に加えて, 放射線被曝などの生体浸襲性がまったくないために, 日常的に行われるようになってきた. 診断精度の向上をめざし, 装置の静磁場強度があがってきている. 静磁場強度は, 従来の1.5T から現在では3 Tが主流となってきている. 日本でもいくつかの施設で, 7 Tも臨床的に用いられている. 静磁場強度の上昇に伴い生体内金属の存在は, ますます問題となってくる. 高磁場内において, 生体に対する為害作用がなく, また診断に影響のある金属アーティファクトを生じない, 機械的性質にすぐれたMR I 対応の合金の開発が望まれる.

参考文献

1) Andrew ER.: Nuclear magnetic resonance and the brain. Brain Topogr, 5: 129-133, 1992  
 2) 東芝一号機ものがたり: 日本初のMRI 装置の開発. 東芝科学館. [http://kagakukan.toshiba.co.jp/manabu/history/1goki/1982mri/index\\_j.html](http://kagakukan.toshiba.co.jp/manabu/history/1goki/1982mri/index_j.html) (2013年5月)  
 3) Hounsfield G.: Computerized transverse

axial scanning (tomography). 1.Description of system. British Journal of Radiology, 46: 1016-1022, 1973  
 4) Ambrose J, Hounsfield G.: Computed transverse axial tomography. British Journal of Radiology, 46: 148-149, 1973  
 5) Geva T.: Magnetic resonance imaging: historical perspective. J Cardiovasc Magn Reson, 8: 573-580, 2006  
 6) 大学院新領域創成化学研究科: フランス・パリ近郊にある高磁場研究センター「NeuroSpin」の紹介. <http://www.k.u-tokyo.ac.jp/news/20100608.pdf> (2013年5月)  
 7) Hargreaves BA, Worters PW, Pauly KB, et al.: Metal-Induced artifacts in MRI. Am J Roentgenol, 197: 547-555, 2011  
 8) Shafiei F, Honda E, Takahashi, et al.: Artifacts from dental casting alloys in MRI. J Dent Res, 82: 602-606, 2003  
 9) Destine D, Mizutani H, Igarashi Y.: Metallic artifacts in MRI caused by dental alloys and magnetic keeper. 日本補綴歯科学会雑誌, 52: 205-210, 2008  
 10) Zhao XZ, Liu YH, Xu J, et al.: Impact of magnetic attachment keepers on MRI. Beijing Da Xue Xue Bao, 42: 67-73, 2010 (in Chinese)  
 11) 宮地利明: MRI の安全性. 日本放射線技術学会雑誌, 59: 1508-1516, 2003  
 12) 村中博幸, 中村修, 笛吹修治, ほか: MRI 検査時におけるインプラントの生体への影響—金属球を用いた基礎的実験—. 日本放射線技術学会雑誌, 61: 1014-1020, 2005  
 13) 志賀正幸: 磁性入門, 内田老鶴圃. 東京, 初版, 2007  
 14) 日本金属学会: 医療用金属材料概論. 仙台, 日本金属学会, 初版, 2010  
 15) 塙隆夫, 米山隆之: 金属バイオマテリアル. 東京, コロナ社, 初版, 2007  
 2) 武川恵美: 医療用非磁性 Au-Pt-Nb 合金の開発. 四国歯学会雑誌 (学位論文), 25, 2012  
 17) 高橋俊幸, 菊池聖史, 高田雄京, ほか: 歯科鑄造用金—チタン合金の組成に関する基礎的検討. 歯科材料・器械, 17: 126-139, 1998



## 特集 Feature

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

### 磁場の骨芽細胞への影響について

尾澤昌悟

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

### Effects of magnetic fields to osteoblastic cells

Shogo Ozawa

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

#### 要旨

電磁気に対する生体反応については以前より様々な研究が報告されているが、その反応のメカニズムは未だ解明されていない。磁場は骨形成においては促進的に作用することが知られている。我々はこれまでに磁場を応用した骨造成法の開発を目指して、基礎的な研究を行ってきた。まず磁性アタッチメントでも使用している永久磁石を用いて、骨芽細胞の増殖と分化に対する影響を検討し、更に変動磁場の効果についても検討を行った。使用した磁界発生装置は、1Tの均一な磁場を発生させることが可能で、1Hzまでの変動周期の設定ができる。細胞実験の結果は静磁場と変動磁場の双方において、骨芽細胞の増殖と分化が促進された。変動磁場においてその効果は増強されるが、磁場強度と変動周期の設定により様々に変化する。さらにDNAマイクロアレイを使用して曝磁による遺伝子発現の変化を探索したところ、曝磁によりその発現が促進される遺伝子を捉え、反応のメカニズムの一端を明らかにした。

#### Abstract

Although biological reactions in response to electromagnetic fields have been reported, the mechanism of those reactions is not yet fully understood. Extremely low frequency (ELF) magnetic fields are known to stimulate bone formation. We conducted tests to develop a bone augmentation method using an ELF magnetic field. A machine generating 1T ELF changing up to 1Hz was used in the study. Proliferation and differentiation of MC3T3-E1 osteoblastic cells were promoted by the ELF magnetic fields as well as 250mT of static magnetic fields. Moreover, gene expressions of the osteoblasts were surveyed by a DNA microarray. The results revealed that a set of gene groups was stimulated by the ELF magnetic field, but was not promoted in a L929 fibroblastic cell. In addition, ELF exposure could modulate osteoblastic gene expressions especially on membrane transfer functions for expressing biological reactions.

#### キーワード

(Key words)

超低周期変動磁場

(Extremely Low Frequency Magnetic Field)

骨芽細胞

(Osteoblastic Cells)

安全基準

(Safety Criteria)

遺伝子発現

(Gene Expression)

## I. はじめに

磁場の生体への影響については、これまでも様々な報告がなされており、磁場を利用する健康器具等も一般に販売され、磁場の生体への応用は広がっている。磁場の種類は大きく2つあり、永久磁石が発生する磁力線が一定方向の静磁場と、電磁場のように強さや方向が周期的に変化する変動磁場に分類される。ご承知のように歯科用磁性アタッチメントは永久磁石を使用しており、日本で開発された高性能のものは磁気回路が設計され、外部に漏れる磁場を極力少なくしているため、根面板周囲等の歯肉への影響は殆どないと考えられる。しかし、開放型の永久磁石を使用して血行促進効果をうたった健康器具や、創傷治癒の効果を宣伝する商品も巷には出回っている。

これに対して科学的的手法による検証も行われており、Baylor大学の研究では、膝の痛みに対する磁場の鎮痛効果を2重盲検法によって検証している<sup>1)</sup>。これによると、50人の被験者に静磁場を発生する治療器とプラセボの治療器を45分間作用し、その効果を痛みのトリガーポイントを触ることで評価した。その結果、この磁気治療器は29名の患者に対して痛みを和らげる効果がみられたのに対し、プラセボの装置でも21名に効果があらわれた。標本数が少ないので、この研究のみで磁場の効果を否定することはできないが、同様な研究でも磁気治療器の鎮痛効果に対するエビデンスは得られていない。我々の講座でも、血流測定装置を用いて磁場の血流促進効果について検討している。それによると磁石構造体を直接歯肉に貼付した場合の周囲歯肉の血流は、時間経過によって変化することは観察されなかった<sup>2)</sup>。このように、磁場と生体には未だに解明されていないことも多い。今回は、我々の研究室で行った生体に対する効果を期待する研究の一端を紹介しながら解説したい。

## II. 磁場の安全基準

科学技術の進歩により生活のなかで電化製品が必需となり、電磁場に曝される頻度は増している。米国において高圧送電線の近くに住む子供に、小児がんが多発したという報告<sup>3)</sup>により生体と磁場の関係に関心が持たれ、以後本格的に磁場に関する研究が行われた。磁場の生体への作用としては、

発がん性のような負の効果は疫学研究により報告され、幾つかの報告をまとめて解析する手法により、 $0.4\mu\text{T}$ 以上の曝磁で小児白血病のリスクが倍になる<sup>4)</sup>という報告がある。一方で、生活レベルで発生する磁界で健康被害のリスク無し<sup>5)</sup>というWHOがまとめた環境保健クライテリアの提言も発表されている。この提言の中には、曝磁により脳内の神経伝達系の機能を修飾する可能性や、 $5\text{mT}$ 以下の曝磁により、細胞は遺伝毒性を誘発しないとといった報告も行われている。

磁場が生体へ影響を及ぼす原理としては、変動する磁場によって熱効果（ジュール熱）が発生することや、神経、筋、感覚器等の刺激による興奮性の向上、または組織や細胞への直接の作用（遺伝子発現等）が考えられる<sup>6)</sup>。しかし、細胞周期の調節や関連する遺伝子が活性化されるという根拠には乏しく、全遺伝子に対する体系的研究は無い。

## III. 骨形成と磁場

骨折の治癒促進に磁場を応用できると最初に報告したのはBassett<sup>7)</sup>らであり、難治性骨折の治癒に効果があることが見出され、その後整形外科領域において低周波磁界の骨折治癒促進の臨床応用が進むきっかけとなった。磁場の効果は骨を造る骨芽細胞が、磁場によって細胞増殖や分化が促進されることがLuben<sup>8)</sup>らの研究により報告され、その後多くの研究が、骨芽細胞を使用して行われている。我々の講座においても、骨芽細胞と磁場発生装置を使用して、幾つかの知見を得ることができた。

## IV. 骨芽細胞の反応

我々はこれまでに、骨芽細胞（MC3T3-E1細胞）を使用して、様々なin vitroでの実験を行ってきた。また、使用した磁場発生装置は、以前徳島大学で使用された装置を参考に、当講座の特注で製作されたもので、最大 $1\text{T}$ の磁場を $12\text{cm}$ 四方の範囲に均一に発生することができ、 $0\sim 1\text{Hz}$ の周波数の変動磁界の設定が可能である（図1A）。同一培養条件下の対照群と比較するため、2組の $\text{CO}_2$ インキュベータを組み込んだ。これらのインキュベータは、いずれも上下のガラス部分がヒーターとなっており、内部を $37^\circ\text{C}$ に保つことが可能

な構造である (図1B). 今回の実験では曝磁強度を0.4Tとし, 0.25秒傾斜, 6秒周期の台形波を発生させ (図1C), これに骨芽細胞を6時間曝磁した. その結果, MC3T3-E1細胞において, 変動磁場刺激により, 曝磁後3日目で細胞増殖活性が促進された. 分化の指標であるALP活性は, 曝磁後7日目, 10日目で促進された. また, 曝磁後21日目で培養細胞の石灰化が促進された<sup>9)</sup>. これは200mTの永久磁石を使用した静磁場による実験<sup>10)</sup>よりも, 大きな効果が観察された.

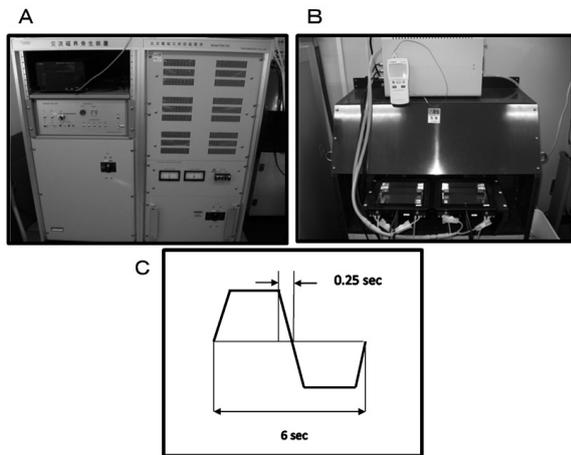


図1 A. 変動磁界発生装置  
 図1 B. 磁場装置用インキュベータ  
 図1 C. 台形波磁場波形

磁場と骨形成に関する *in vitro* の実験として, Ochi<sup>11)</sup> も同様に MC3T3-E1細胞にパルス電磁場刺激を与えた結果, 細胞増殖と分化が促進したと報告している. また Masaoka<sup>12)</sup> は, 電磁場刺激は生体内において細胞に対する直接作用のみならず, 酸素分圧の低下や, pHの上昇, 血流増加, サイトカインの関与等の, その周囲の微小環境の変化が複雑に影響し合うことで, 骨形成を促進すると報告している. このように MC3T3-E1細胞は異なった強度の磁場刺激においても, 細胞増殖および分化促進に影響を受けるものと考えられる.

### V. 遺伝子解析

DNA マイクロアレイは, 1枚のスライドガラスなどの基板上に数千~数万といった膨大な遺伝子情報を有しているため, 網羅的な遺伝子発現の解析が可能であり, 近年, 非常に有力な遺伝子発現のスクリーニングツールとされている. 磁場による細胞の変化を遺伝子発現の変化として捉える

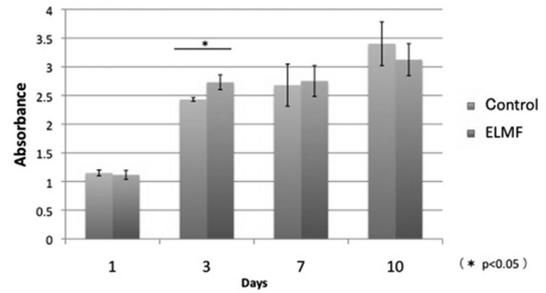


図2. 骨芽細胞 (MC3T3-E1) の増殖に与える影響

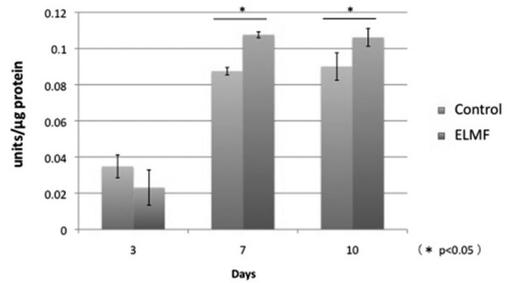


図3. 骨芽細胞 (MC3T3-E1) の分化に与える影響

ために, 曝磁したものと対照群の遺伝子発現の違いについて, マイクロアレイを用いて解析した. その結果, 曝磁群が対照群に比べ, 1.5倍以上発現した遺伝子は約2万個の発現遺伝子のうち145個であった. また遺伝子オントロジー解析 (GO解析) の結果は, Zスコアが10以上のGOタームは54個であった (表1). このうち生物学的プロセスに関与するものは74%を占め, 分子機能関与するものは23%, 細胞内構成要素に関与するものは3%であった. 有意に発現したGOタームの多くは, レセプターや細胞膜に関わる機能をもつ遺伝子であり, その中でも上位を多く占めた遺伝子は, solute carrier family 30, member1

表1. マイクロアレイのGO解析結果 (抜粋)

Term	Z score	P-value
secretin receptor activity	25.438	0.00308
dolichol-phosphate-mannose synthase complex	18.153	0.00452
mannosyltransferase complex	18.153	0.00452
dolichyl-phosphate beta-D-mannosyltransferase activity	17.959	0.00461
cadmium ion transmembrane transport	17.922	0.00463
cadmium ion transport	17.922	0.00463
calcium ion import	17.922	0.00463
circadian temperature homeostasis	17.922	0.00463
detoxification of cadmium ion	17.922	0.00463
negative regulation of calcium ion import	17.922	0.00463

(slc30a1)であった。

GO解析で有意に発現量が高かった遺伝子の中で、我々が注目したslc30a1は、レセプターや細胞膜に関わる機能をもつ遺伝子である。slc30a1について、その発現差をリアルタイムPCR法により検証した結果、曝磁群が対照群に比べ、曝磁直後では1.8倍、3日目では4.5倍、7日目では2.3倍の発現を示した。このslcファミリーに属する亜鉛トランスポーターの機能は、亜鉛の吸収と排出による、細胞レベルの亜鉛バランスの制御のみならず、個体の初期発生、組織形成等の制御や、アルツハイマー等の神経疾患、糖尿病、癌の増殖や転移にまで影響を及ぼすことが明らかになっている。亜鉛はタンパク質の構造形成や維持に必須であると考えられてきたが、シグナル伝達因子として機能することも示されている<sup>13)</sup>。また亜鉛の投与により、骨代謝においてALP活性の上昇やカルシウムおよびDNA量の増加が報告されていることから、骨代謝においても亜鉛は必須の要素と考えられている<sup>14)</sup>。

## VI. おわりに

磁場が生体に与える影響を多岐にわたるが、骨組織に対しては骨を増やす刺激として働くことが知られている。その正体は骨芽細胞への効果とされ、骨芽細胞は磁場刺激により、増殖および分化が修飾され、石灰化が増加することが確認された。またその効果は、静磁場より変動磁場の方が大きく、低周期の変動磁場が注目されている<sup>15)</sup>。磁場による効果のメカニズムを解明する目的で、遺伝子発現の解析を行った結果、変動磁場刺激により変動する遺伝子のひとつには、主にレセプターや細胞膜に関与する機能を持つものが見出された。これによって亜鉛イオン輸送に関わる機能が磁場刺激により、促進される可能性がある。このように磁場刺激は遺伝子レベルで変化を起こし、増殖を刺激し分化誘導を促進していると考えられる。

## 参考文献

- 1) Vallbona C, Hazelwood CF, Jurida G. Response of pain to static magnetic fields in postpolio patients. A double-blind pilot study. Archives of Physical and Rehabilitative Medicine 78 : 1200-1203, 1997.
- 2) Fukuzawa R, Hasegawa N, Syoji K, et al. Influence of the magnetic attachment on blood flow to the surrounding oral mucosa. JJ Mag Dent 17 : 64-69, 2008.
- 3) Werthemer N and Leeper E. Electrical wiring configuration childhood cancer. Am J Epidemiol 109 : 273-284, 1979.
- 4) Ahlbom A, Day N, Feychting M et al. A pooled analysis of magnetic fields and childhood leukaemia. Br J Cancer 83 : 692-698, 2000.
- 5) Environmental Health Criteria No.238 Chapter 1, World Health Organization, 2007.
- 6) 電気学会・高周波電磁界に生体効果に関する計測技術調査専門委員会編：電磁界の生体効果と計測，東京，コロナ社 1996；33-45.
- 7) Bassett, C.A.L., Mitchell, S.N. and Gaston, S.R : Treatment of ununited tibial diaphyseal fractures with pulsing electromagnetic fields, J Bone Joint Surg 63A : 511-523, 1981.
- 8) Luben, R. A, et al. : Effects of electromagnetic stimuli on bone and bone cells in vitro : Inhibition of responses to parathyroid hormone by low-energy low-frequency fields, Proc Natl Acad Sci USA 79 : 4180-4184, 1982.
- 9) Fukuzawa R, Ozawa S et al. Different responses of osteoblasts and fibroblasts to a changing magnetic field. Journal of Hard Tissue Biology;22(2) : 183-188, 2013.
- 10) Imaizumi Y, Ozawa S, Hirukawa K, Togari A, Tanaka Y. Effects of a static magnetic field on mineralization of MC3T3-E1 cells. Prosthodont Res Prac 6(2) : 87-92, 2007.
- 11) 越智守生：骨原性細胞株 MC3T3-E1に与えるパルス電磁場の影響。日口腔インプラント誌, 6 : 82-96, 1992.
- 12) Masaoka T : The Effects of pulse electromagnetic fields on osteoblast-like cells (MC3T3-E1). J Tokyo Med Coll 53 : 336-345, 1995.

- 13) 西田圭吾, 平野俊夫: アレルギー応答における亜鉛/亜鉛トランスポーターの役割. 生化学, 82: 814-824, 2010.
- 14) Ma ZJ, Yamaguchi M: Alternation in bone components with increasing age newborn rats: role of zinc in bone growth. J Bone Miner Metab, 18: 264-270, 2000.
- 15) NIEHS NIH: NIEHS Report on Health, Effects from Exposure to Power-Line Frequency Electric and Magnetic Fields. NIH publication, North Carolina, 1-40, 1999.

**特集 Feature**

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

**口腔顎顔面領域における磁気計測技術の応用**

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

**Applications of Magnetic Measurement Techniques in Oral and Maxillofacial Regions**

Shuji Shigemoto

Department of Fixed Prosthodontics, Institute of Health Biosciences,  
Graduate School, The University of Tokushima**要旨**

近年、コンピュータ支援による歯科診療 (Digital Dentistry) が身近なものになってきた。なかでも歯科用 CAD/CAM 技術は進歩は著しく、補綴装置作製の歯科技工に利用可能な状態となっている。しかし、現状では顎口腔機能の情報を CAD に反映するのが難しく、補綴装置の咬合面形態を製作する際の客観的な方法が確立されているとはいえない。そのため我々は、歯列などの三次元形状測定技術、顎運動測定技術および形状と顎運動の重ねあわせ技術から成る「咬合可視化システム」の開発研究を進めている。本稿では我々が独自に考案した一對の三軸コイルを用いた磁気計測技術およびその有用性について述べるとともに、この測定技術を用いた顎運動測定器による顎口腔機能のデジタル化技術について解説する。

**Abstract**

Recently, digital technologies have become widely available in dentistry. The dental CAD/CAM system has made especially remarkable progress in recent years and is now available in the field of dental laboratory technology to fabricate dental prostheses. However, production of dynamic occlusal morphology with the CAD process is still challenging. Therefore, to reproduce dynamic occlusion exactly, we have developed a "visualization system for occlusal contact" that consists of jaw motion tracking technology, tooth surface digitizing technology, and the integration of jaw movement data and digitized tooth surface data. We describe our unique electromagnetic jaw-tracking technology using a pair of tri-axial coils, outline its advantages, and introduce the applications of jaw-tracking technology for the study of stomatognathic function.

**キーワード**

(Key words)

口腔顎顔面 (Oral and Maxillofacial)  
顎運動 (Jaw movement)

磁気計測 (Magnetic Measurement)

## 1. はじめに

近年のコンピュータ技術の応用はあらゆる分野に及び、歯科医療の分野においてもコンピュータ支援による歯科診療 (Digital Dentistry) が身近なものになっている。Digital Dentistryには、患者情報管理 (電子カルテ)、診療予約システム、レセプトコンピュータ、口腔内写真・臨床写真の管理、画像情報 (デジタルレントゲン、口腔内スキャナー、CT) などが含まれる。Digital Dentistryによって診査・診断、治療計画および治療効果判定の高精度化、インプラントなどの手術支援、CAD/CAM技術を用いることによる補綴装置の生産性の向上、歯科医師、歯科衛生士、歯科技工士だけでなく企業や患者と一部あるいは全部の情報の共有が可能となり、患者のQOLの向上と歯科診療の質の向上に貢献する<sup>1)</sup>ものと期待されている。なかでも補綴装置製作へのCAD/CAM技術の応用は実用化が最も進んでおり、現在のDigital Dentistryの普及を牽引している。光学スキャナーを用いて高速に直接あるいは間接的に歯列形態をデジタル化し、バーチャル咬合器による補綴物の設計製作が実用化されている。バーチャル咬合器には従来型の咬合器の動きをコンピュータ上で再現するもの<sup>2,3)</sup>と、歯列の3次元形状データと顎運動データから患者固有の顎運動や上下顎の位置関係をより正確に再現するもの<sup>4,5)</sup>に大別できる。現在実用化されているCAD/CAMシステムは前者が採用されているが、従来型の咬合器では全ての運動を再現できないため現状では顎口腔機能の情報をCAMに反映するのが難しく<sup>6,7)</sup>、補綴装置の咬合面形態を製作する際の客観的な方法が確立されているとはいえない。これを実現するためには、もう一方のバーチャル咬合器、つまり口腔顎顔面領域の形態情報だけでなく機能 (顎運動等) 情報のデジタル化技術が必須となる。我々の研究グループでは、歯列などの三次元形状測定技術、顎運動測定技術とその重ねあわせ技術から成る「咬合可視化システム」の開発研究を磁気方式6自由度顎運動測定器の開発を中心に進めている。本学会では磁石の吸着力を利用した磁性アタッチメントに関する多くの研究が行われ、この分野において世界をリードしてきた。我々は、それとは異なる歯科における磁気用途に対するアプローチ、すなわちコイルに電流を流し生じ

る変動磁場を口腔顎顔面領域における計測に利用するための研究を行ってきた。本稿では我々が独自に考案したコイルが作る変動磁場を測定する技術とその有用性について述べるとともに、この測定技術を用いて徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部で行っている顎口腔機能研究について紹介する。

## 2. 顎運動測定技術

顎運動測定技術に関しては、これまでに光学式<sup>8-10)</sup>、機械式<sup>11,12)</sup>、超音波式<sup>13)</sup>、磁気式<sup>14)</sup>など様々な方式が国内外で開発されている。光学式は複数台のカメラで反射マーカやLEDマーカの位置を記録する測定方式で同時に複数点の測定が可能であるがマーカがカメラの死角にあると測定不可能になる。機械式は高速高精度測定が可能であるが、患者の動きを制限することや、取り扱いに注意が必要である。超音波式は、収集速度が遅く、光学式と同様に死角の影響により情報の取得が困難になる。また、環境 (温度、湿度など) の影響を受けやすい問題点がある。磁気式には、永久磁石を使用するものとコイルを使用するものがある。永久磁石を標点として使用すると標点にリード線を必要としないという非常に優れた利点を持つ反面、永久磁石が出す磁力線と地球や電気機器が出す磁力線を完全に識別することは困難である。コイルを標点とすると、磁気式共通の周辺の磁性体や磁気を発生する機器の影響を受けたり磁場の強さが発生源からの距離の3乗に反比例することから測定利用空間が制約されてしまうなどの問題点がある。交流磁場を用いることで地磁気などの影響を受けにくくなるが、交流磁場付近に導電体 (金属) が存在すると電磁誘導によって導体内に発生した渦電流によって2次的に磁場が発生するため測定空間の磁場に歪が生じ測定に影響を及ぼすとされている<sup>15)</sup>。これに対して直流パルス磁場を用いると磁場が安定状態に達した後、渦電流が減衰あるいは消失するため、周囲の磁性体の影響を受けることが少なくできる<sup>15)</sup>。加えて、光学式や超音波式にみられる死角による影響がなく、装着する構成要素が小型軽量であることから、ヒトの運動を測定するために非常に優れた利点を有しており<sup>16)</sup>顎運動測定器としても最適な測定方式であると考えられる。

### 3. 円電流の任意点につくる磁場

図1に示す原点Oを中心とし、YZ平面に存在する、すなわちX軸に対して円対称である半径aの円形導線(Xコイル)に電流Iが流れている場合、Xコイルが任意点P(p<sub>x</sub>, p<sub>y</sub>, p<sub>z</sub>)につくる磁場H<sub>(x)</sub>のコイル半径方向成分H<sub>(x)r</sub>とX軸方向成分H<sub>(x)X</sub>は完全楕円積分K(k), E(k)を用いてと理論式①, ②で正確に表される。

$$H_{(x)r} = \frac{I}{2\pi} \frac{p_z}{r\sqrt{(a+r)^2 + p_x^2}} \left[ -K(k) + \frac{a^2 + r^2 + p_x^2}{(a-r)^2 + p_x^2} E(k) \right] \dots\dots ①$$

$$H_{(x)X} = \frac{I}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(a+r)^2 + p_x^2}} \left[ K(k) + \frac{a^2 - r^2 - p_x^2}{(a-r)^2 + p_x^2} E(k) \right] \dots\dots ②$$

但し、 $k^2 = \frac{4ar}{(a+r)^2 + p_x^2}$ 、  
 $K(k) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\theta}{\sqrt{1 - k^2 \sin^2 \theta}}$ 、  
 $E(k) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \sqrt{1 - k^2 \sin^2 \theta} d\theta$

また磁束密度B<sub>(x)</sub>と磁場H<sub>(x)</sub>の関係はB<sub>(x)</sub> = μ<sub>0</sub>H<sub>(x)</sub>で表される。点PがXコイルの原点から十分遠方に有る場合、磁束密度B<sub>(x)</sub>をxyz座標系で求めると各軸成分(B<sub>(x)X</sub>, B<sub>(x)Y</sub>, B<sub>(x)Z</sub>)は近似式③で与えられる。

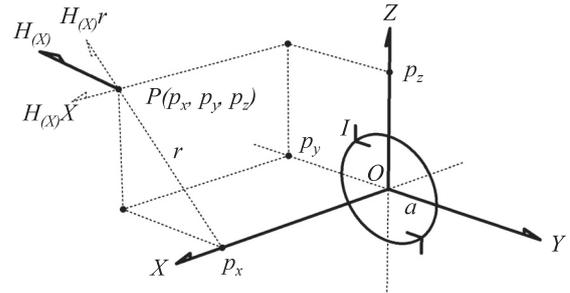
$$(B_{(x)X}, B_{(x)Y}, B_{(x)Z}) \approx \frac{\mu_0 M}{4\pi} \left( \frac{2p_x^2 - p_y^2 - p_z^2}{(p_x^2 + p_y^2 + p_z^2)^{\frac{5}{2}}}, \frac{3p_x p_y}{(p_x^2 + p_y^2 + p_z^2)^{\frac{5}{2}}}, \frac{3p_x p_z}{(p_x^2 + p_y^2 + p_z^2)^{\frac{5}{2}}} \right) \dots\dots ③$$

但しμ<sub>0</sub>は真空の透磁率、M = Iπa<sup>2</sup>である。中心が同一の三軸コイルで磁場をつくる場合、Yコイル(Y軸に円対称)、Zコイル(Z軸に円対称)が任意点Pにつくる磁束密度、B<sub>(y)</sub>, B<sub>(z)</sub>も同様に近似式が与えられる。

理論式①, ②と近似式③の相対誤差が小さいほど送信コイルに対する受信コイルの位置と姿勢を高精度に求めることができる。この誤差は、点Pの円電流の原点からの距離R = √(p<sub>x</sub><sup>2</sup> + p<sub>y</sub><sup>2</sup> + p<sub>z</sub><sup>2</sup>)と円電流の半径aの比に依存し、R/a = 5の場合、約6.0%、R/a = 10の場合、約1.5%、R/a = 15の場合、約0.7%となる。

### 4. 一対の三軸コイルを用いた磁気式6自由度顎運動測定器

我々は、一対の三軸コイルを用いた測定方式と三軸コイルで測定された磁束密度から三軸コイルの位置と姿勢を高精度に復元する方法を独自に考

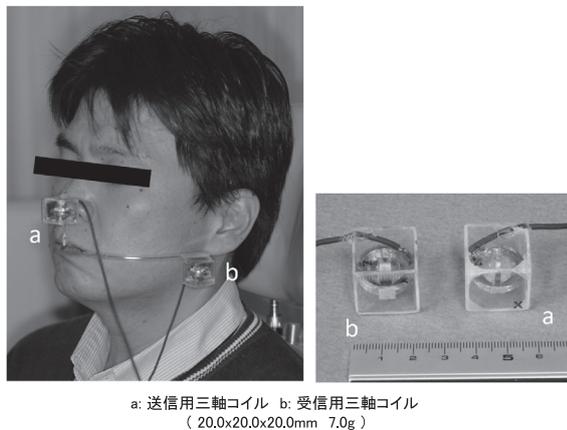


- I : 円電流
- a : 円電流の半径
- O : 円電流の中心
- P : 磁気測定点 (p<sub>x</sub>, p<sub>y</sub>, p<sub>z</sub>)
- r : X軸からの半径後方の距離
- H<sub>(x)</sub> : P点の磁場
- H<sub>(x)X</sub> : P点の磁場のX軸成分
- H<sub>(x)r</sub> : P点の磁場のコイル半径方向成分
- H<sub>(x)} = √(H<sub>(x)X</sub><sup>2</sup> + H<sub>(x)r</sub><sup>2</sup>)</sub>

図1. 円電流がつくる磁場

案し、研究用試作器(CS-IIi)<sup>17)</sup>を開発した(図2)。この測定器は、シーネを介して上下歯列前歯部唇側歯面に三軸コイルを装着する。上顎に装着した送信用三軸コイル(以下送信コイル)で三軸交流磁場を形成し下顎に装着した受信用三軸コイル(以下受信コイル)で磁場の変化を測定することで上顎に対する下顎の位置と姿勢を6自由度で測定する方式である。CS-IIiでは、上記の理論式①, ②と近似式③の相対誤差が約1.5%になるように、送信および受信用三軸コイル(20×20×20mm7g)をコイル半径の10倍の約100mm離して上下顎に装着する仕様としている。現在市販されている顎運動測定器に比較して高速測定(サンプリングレート: 25~800Hz)および高精度測定(位置分解能: 3~48 μm, 姿勢分解能: 0.0001~0.034°, 測定精度50 μm)を実現している<sup>17)</sup>。Polhemus社から磁気式モーショキャプチャシステムとして提供されているFASTRAKも、顎運動測定への応用が報告されている<sup>18,19)</sup>。この測定器も我々の研究用試作測定器とほぼ同様な三軸コイルを用いる測定方式<sup>20)</sup>を採用しているが、時分割で三軸磁場を形成しているため顎運動を測定するためには動特性がやや性能不足であった。我々の試作器は時分割方式ではなく異なる周波数を用いて同時に三軸磁場を形成しセンサ出力信号をFFT処理することで同時並列処理する信号処理技術<sup>14)</sup>を採用することで静特性、動特性両者の条件を同時に満たすことができた。信号処理は全てソフトウェア制御であるため装置のハードウェアの

構成要素を少なく押さえることができるなど低価格化、小型軽量化に適しており実用性の高いシステムである。



a: 送信用三軸コイル b: 受信用三軸コイル  
(20.0x20.0x20.0mm 7.0g)

図2. 一对の三軸コイルを用いた磁気式6自由度顎運動測定器

## 5. 磁気計測技術を用いた顎口腔機能評価

咬合状態が良好であれば顎運動経路は安定しており、咬合状態が変化しなければ顎運動経路は変化しない。逆に、咬合状態が変化すれば下顎限界運動範囲や咀嚼運動軌跡も変化することから、顎運動のデータには、顎口腔系の機能だけでなく形態に関する多くの咬合診断に有用な情報が含まれている<sup>21)</sup>といえる。歯科臨床で補綴装置に与える咬合面形態を考えると、下顎運動に調和した咬合面形態がつねに求められることになるが、坂東は咬合と顎運動の関係について、咬合が良い状態とは、切歯点における限界運動軌跡が(1)広くて、(2)滑らかで、(3)安定であると定義することを提案している<sup>21)</sup>。

また中野は機能を重視して咬合を評価する場合、顎機能が異常なく営むための望ましい咬合の条件として次の5要件を挙げている<sup>22)</sup>。(1)咬頭嵌合位が適切な位置にある、(2)咬頭嵌合位で安定した咬合接触がある、(3)滑走運動を誘導する部位(ガイドの質的要素)が適切である、(4)滑走運動を誘導する方向(ガイドの量的要素)が適切である、(5)咬合平面が適切である。

すなわち、望ましい咬合は、咬頭嵌合位が正しい位置にあり、その位置で安定した咬合接触が存在することを大前提として、その上で側方や前方などの滑走運動をガイドする方向と誘導部位が適切であること、さらに咬合接触面を連ねる平面(曲面)が適切な位置と傾きや湾曲をもち滑らか

に移行しているとしている。

多くの先人の研究にも関わらず、上記の顎運動あるいは咬合に関する要件を客観的に記述することは難しく、確立した観察法および評価法は未だに確立されていない。しかし近年のコンピュータ技術の進歩により顎口腔系の形態と機能を高精度で捉えることが可能となった。我々は、顎口腔系にとって望ましい機能と形態を科学的に明らかにすることを目的に磁気方式顎運動測定器を用いてヒトの咬合を含む顎口腔機能の観察・評価法について研究を行っている。顎運動から顎口腔機能を評価するためには顎運動の基準座標系をどこに設定するのかが問題となるが我々は上顎咬合平面座標系<sup>23)</sup>を基準座標系としデータ解析を行っている。

磁気計測技術は、光学式や超音波式と比較して被験者に装着する構成要素が少なく、さらに小型、軽量であることから操作性に優れている。また、死角の影響を受けないことや装着する構成要素が小型軽量であることから被験者の動きを妨げることが少なく、センサなどの装着部位の自由度が大きいこと、咀嚼運動や睡眠時の測定に適している。これらの長を活かし以下の研究に用いている。

### 1) 顎運動データベース

顎運動は咀嚼や発音といった顎口腔機能は顎運動を伴って営まれる。研究用試作器(CS-IIi)を用いて測定した健常有歯顎者36名(男性17名 26.7±6.3歳、女性19名 25.3±2.8歳)の6自由度顎運動データを基に、顎運動データによる顎口腔機能の診査診断のために上田らが提案した顎運動パラメータ<sup>24)</sup>を数値化した。これらは下顎限界運動から算出した6自由度運動パラメータで表1に健常有歯顎者36名の各パラメータの平均値と標準偏差を男女別に示す。下顎限界運動範囲に関するパラメータは、運動制限などの機能障害や、過剰な運動の診断目的に、滑走運動に関するパラメータはガイドの状態を含む咬合診断に、顎運動の協調性に関するパラメータは、運動の滑らかさや、左右顎頭の運動調節機能の評価に有効であると考えられる。この運動パラメータを用いてクリッキングを認める33名(男性16名 25.1±2.6歳、女性17名 24.3±2.6歳)の顎運動について検討した結果、協調性に関するパラメータで健常者の平均値から大きく外れるものが認められるなどその有用性が示されている<sup>25)</sup>。高精度6自由度顎運動

提となるが、上記のパラメータは、顎口腔機能の診査・診断に有用な情報を含んでいると思われる。しかし、現段階では基準となるデータ数が少ない

ため、まずはデータの蓄積を行い検査項目の信頼性を向上させる必要がある。

表1. 6自由度顎運動パラメータ

検査項目		単位	男性 (n=17 26.7±6.3歳)		女性 (n=19 25.3±2.8歳)	
下顎限界運動範囲	最大切歯点移動量	開口量	(mm)	54.54 ± 6.18	49.89 ± 5.73	
		前後的移動量	(mm)	23.98 ± 6.26	22.47 ± 6.38	
		左右的移動量	(mm)	11.32 ± 2.63	11.18 ± 1.98	
		上下的移動量	(mm)	49.93 ± 5.01	45.69 ± 4.60	
	最大顆頭移動量		(mm)	19.00 ± 2.22	17.81 ± 3.44	
	最大下顎回転量	[矢状面内]	(度)	36.00 ± 4.25	35.78 ± 5.98	
		[水平面内]	(度)	5.99 ± 1.60	6.47 ± 1.49	
		[前頭面内]	(度)	2.51 ± 0.61	2.59 ± 0.79	
	面積	矢状面軌跡	(mm <sup>2</sup> )	403.26 ± 108.85	322.09 ± 68.41	
		前頭面軌跡	(mm <sup>2</sup> )	313.71 ± 100.08	288.38 ± 66.39	
	前方限界咬合位	切歯点移動量	(mm)	10.00 ± 1.92	9.16 ± 1.98	
		顆頭移動量	(mm)	10.00 ± 1.94	9.07 ± 2.11	
下顎回転量 [矢状面内]		(度)	-1.66 ± 1.22	-1.46 ± 0.96		
側方限界咬合位	切歯点移動量	(mm)	10.50 ± 2.17	10.20 ± 1.77		
	顆頭移動量	作業側	(mm)	0.93 ± 0.56	1.11 ± 0.59	
		平衡側	(mm)	9.43 ± 2.19	9.07 ± 1.78	
	下顎回転量 [矢状面内]	(度)	0.32 ± 0.76	-0.12 ± 0.85		
滑走運動	3.0 mm 前方咬合位	下顎回転量 [矢状面内]	(度)	0.04 ± 0.54	-0.08 ± 0.54	
		切歯路角 [矢状面]	(度)	37.80 ± 12.76	35.76 ± 13.27	
		顆路角 [矢状面]	(度)	36.37 ± 8.61	36.09 ± 8.95	
	3.0 mm 側方咬合位	下顎回転量 [矢状面内]	(度)	0.40 ± 0.36	0.28 ± 0.42	
		切歯路角 [前頭面]	(度)	35.86 ± 9.41	30.02 ± 10.99	
		展開角 [水平面]	(度)	72.32 ± 9.19	72.42 ± 6.96	
		切歯路角 [矢状面]	(度)	65.74 ± 13.83	58.78 ± 17.86	
		平衡側顆路角 [矢状面]	(度)	37.82 ± 9.65	37.69 ± 9.63	
習慣性開閉口運動の協調性	切歯点側方偏位量		(mm)	3.04 ± 1.20	2.85 ± 1.29	
	左右側顆頭移動差	開口経路	(mm)	2.11 ± 1.13	1.99 ± 0.76	
		閉口経路	(mm)	2.57 ± 1.42	2.38 ± 0.90	
	下顎回転量[矢状面内]に対する顆頭移動量の比率(T/R)	開口経路		1.09 ± 0.19	1.11 ± 0.19	
		閉口経路		0.62 ± 0.38	0.64 ± 0.46	
	顆頭点に対する切歯点の移動速度の比率(I/C)	開口経路		0.97 ± 0.43	1.07 ± 0.40	
		閉口経路		0.90 ± 0.37	1.12 ± 0.42	
	加速度	開口経路	(切歯点)	(mm/sec <sup>2</sup> )	2.79 ± 0.99	2.25 ± 0.85
(顆頭点)			(mm/sec <sup>2</sup> )	3.37 ± 1.72	2.57 ± 2.57	
閉口経路		(切歯点)	(mm/sec <sup>2</sup> )	4.12 ± 1.15	3.18 ± 0.75	
		(顆頭点)	(mm/sec <sup>2</sup> )	4.08 ± 2.41	3.46 ± 1.90	

測定が前2) 摂食・咀嚼・嚥下過程における各種生体情報の記録

口から食物を摂取し、自分の歯や義歯などの補綴装置によって十分咀嚼し、適切に嚥下することができることが、高齢者のQOLや健康を維持する上で重要な要件になっている。近年、摂食・嚥下に関する研究は医学・医療に関する広い分野で様々な手法で行われているが、咀嚼を含めた一連の食事動作を総合的に記録し解析した研究はほと

んど見当たらない。我々は歯科臨床で活用できる摂食・咀嚼・嚥下の機能評価法を確立するために、一連の食事動作における各種生体情報記録するために研究用試作器(CS-IIi)と生体信号収録装置Polymate AP1132(TEAC社製)で構成される測定システムを構築した(図3)<sup>26)</sup>。この測定システムは、咀嚼運動、咀嚼筋筋電図、嚥下音、呼吸、鼻咽喉内視鏡の同期測定が可能である(図4)。本測定システムを用いて測定した、66歳男性被験

者の食パン（20x20x20mm）の捕食から咀嚼嚥下にわたる食事動作の一例を図5に示す。上段から切歯点の顎運動，左右咬筋，左右側頭筋，左右顎二腹筋，嚥下音，呼吸を示す。鼻咽腔内視鏡で食塊を確認した時刻と画像がホワイトアウト（WO）した時刻を図中黒矢印で示す。咀嚼の途中で2度嚥下が発現した。嚥下時の下顎位は咬頭嵌合位に近い位置にあった。また，咽喉マイクで検出された嚥下音はホワイトアウトとややずれて発現していた。今後は被験者を増やし一連の食事動作時の生体情報を蓄積することで摂食・咀嚼・嚥下機能評価のためのパラメータの抽出に繋がるものと期待できる。

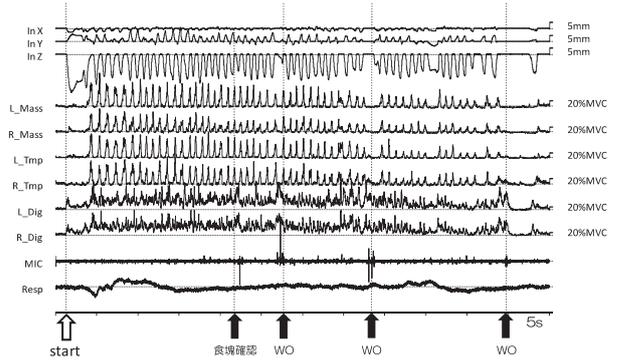
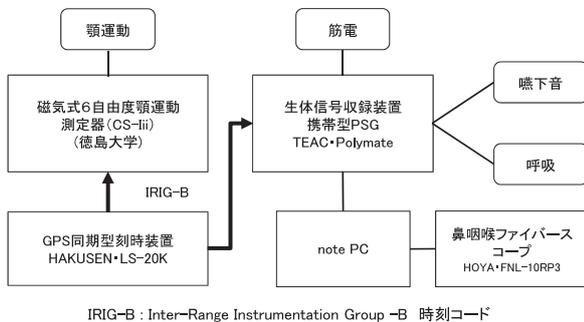


図5. 食パンの捕食から咀嚼嚥下にわたる食事動作時の測定例

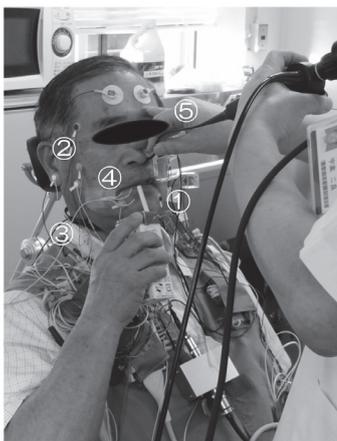
上段から切歯点の顎運動（InX, InY, InZ），左右咬筋（L\_Mass, R\_Mass），左右側頭筋（L\_Temp, R\_Temp），左右顎二腹筋（L\_Dig, R\_Dig），嚥下音（MIC），呼吸（Resp）を示す。鼻咽腔ファイバースコープで食塊を確認した時刻と画像がホワイトアウト（WO）した時刻を黒矢印で示す。



IRIG-B: Inter-Range Instrumentation Group -B 時刻コード

図3. 摂食・咀嚼・嚥下用測定システム

顎運動データと生体信号データの時間的な対応をとるためにGPS同期型刻時装置（HAKUSEN社製LS-20K）のパルス出力（IRIG-B時刻コード）を使用した。IRIG-B時刻コードは、日付，時間，分，秒のデータを1kHzの搬送周波数でエンコードしたもので、毎秒1回更新される。この時刻データパルス信号を，顎運動測定器は102.4kHzで，生体信号収録装置は2.0kHzで収録した。



- 顎運動(①顎運動測定用センサ)
- 咀嚼筋活動(②表面筋電図)  
左右咬筋、左右側頭筋、左右顎二腹筋
- 嚥下音(③咽喉頭マイク)
- 呼吸(④呼吸センサ)
- 内視鏡(⑤経鼻内視鏡カメラ)

図4. 測定項目

### 3) 睡眠中の顎運動測定

睡眠中のブラキシズムは無意識的に行われるため，発現する咬合力は咀嚼運動などの機能運動時の数倍，また覚醒時の最大筋活動量を超える<sup>27)</sup>ことがあり顎口腔系に機能異常を生じ，歯周組織，咀嚼筋，顎関節，補綴装置などが破壊されて咀嚼機能が低下するだけでなく顎顔面領域の慢性疼痛を招くことがある。明らかに睡眠時ブラキシズムの既往がある患者でも顎口腔系への影響を認めない場合がある。下顎偏心位で発現するブラキシズムは，顎機能障害の発症因子として重要である<sup>28)</sup>とする報告もあり，症状の発現には，睡眠時ブラキシズムの持続時間，強さや頻度だけでなく，発現時の下顎位や咬合接触部位も影響していると考えられる。筋活動から持続時間，強さや頻度を評価できるが，下顎位や咬合接触部位を評価するためには下顎全体としての運動を測定解析する必要がある。しかし，従来の睡眠時ブラキシズムに関する研究では，筋活動を対象としたものが多く顎運動を解析対象とした報告<sup>29-34)</sup>は少なく，いずれも1～3自由度測定であり顎運動のすべての情報を得ることはできない。そのため，顎機能障害との関連で関心のあるブラキシズム発現時の下顎位，咬合接触部位，顎頭の変位を明らかにするにはいたっていない。我々は，一對の三軸コイルを用いた睡眠時に使用可能な口腔内センサ方式6自由度

顎運動測定器を開発し<sup>35)</sup>、この測定器と携帯型ポリソムノグラフ装置で構成した睡眠時6自由度顎運動測定システム(図6)を用いて、睡眠時ブラキシズム発現時の顎口腔系の詳細な機能状態について検討している<sup>35,36)</sup>。

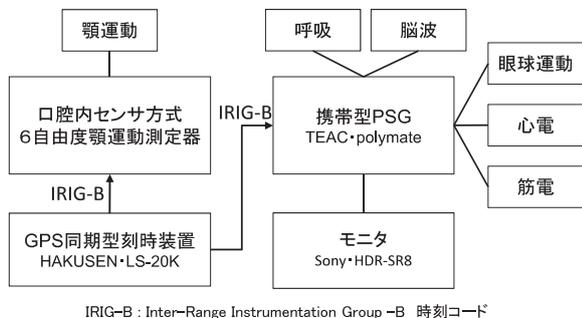
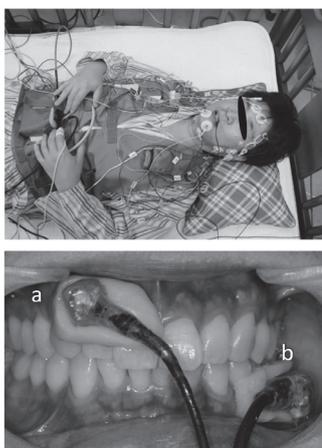


図6. 睡眠時6自由度顎運動測定システム  
顎運動データと生体信号データの時間的な対応をとるためにGPS同期型刻時装置(HAKUSEN社製LS-20K)のパルス出力(IRIG-B時刻コード)を使用した。この時刻データパルス信号を、顎運動測定器は204.8kHzで、生体信号収録装置は2.0kHzで収録した。

睡眠測定は、睡眠研究室にて、睡眠中の6自由度顎運動および脳波(C3-A2, C4-A1, O1-A2, O2-A1), 眼振図, 表面筋電図(両側咬筋, 両側側頭筋, 両側顎二腹筋前腹, オトガイ筋), 心電図, 呼吸曲線, SpO2を終夜測定している(図7)。測定は2日間実施し、第一夜目は馴化を目的とし、第二夜目を解析対象とする。この測定システムを用いることで終夜欠落のない6自由度顎運動データの測定・記録が可能となった(図8)。



顎運動測定用三軸コイル  
a: 送信用三軸コイル(8.0x8.0x8.0mm 2.0g)  
b: 受信用三軸コイル(10.0x8.0x8.0mm 2.0g)

図7. 睡眠測定

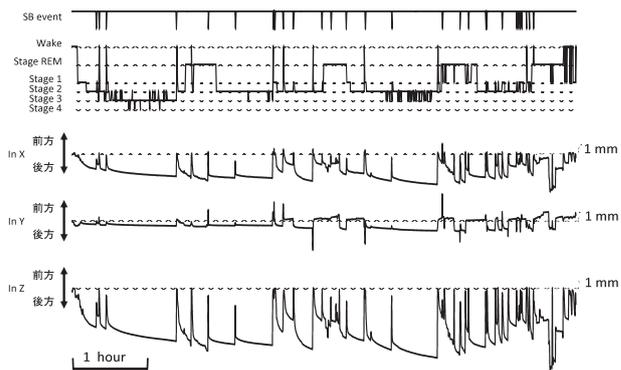


図8. 睡眠ステージと終夜の下顎位  
上段から睡眠時ブラキシズム発現時(SB event), 睡眠段階(Wake, Stage REM, Stage1-4), 切歯点の顎位(InX, InY, InZ)を示す。

クレンチングは下顎をほとんど動かさずに上下顎の歯を咬頭嵌合位で強く噛みしめる動作であると定義されており centric bruxism とも呼ばれることがある。個性正常咬合を有する成人有歯顎の男性3名(36.3±6.5歳)の睡眠測定の結果<sup>35)</sup>から、咬頭嵌合位付近でのクレンチング(centric clenching: CC)だけでなく咬頭嵌合位から離れた偏心位でのクレンチング(eccentric clenching: ECC)が認められた。また、断続的なクレンチング(multiple centric clenching: MPCC)も認められるなど筋活動様式だけでは分類が困難な睡眠時ブラキシズムが認められた(図9)。被験者3名から合計148回観察された睡眠時ブラキシズム発現時の咬頭嵌合位からの距離と咬筋ピーク筋活動量との関係を解析した結果、ピーク筋活動発現時の下顎位は、咬頭嵌合位の周辺に多く分布していたが、咬頭嵌合位から離れた偏心位においても観察された(図10)。これらから、睡眠時ブラキシズムの顎機能への影響を詳細に検討するためには筋活動に加えて顎運動を対象とすることが必要であると考えられる。

4) 咬合可視化技術

歯科臨床における咬合の診査法としては、その簡便性から咬合紙が使用されることが多いが、咬合診査用のブラックシリコンやワックスなどが用いられることがある。また、客観的な評価手段としてT-scanシステム(ニッタ社製)やデンタルプレスケール(ジーシー社製)が利用可能であり咬合状態を定量的に評価できるようになった。しかしこれらの診査法では上下歯列間に咬合紙や専用のシートなどを介在させる必要があるため、

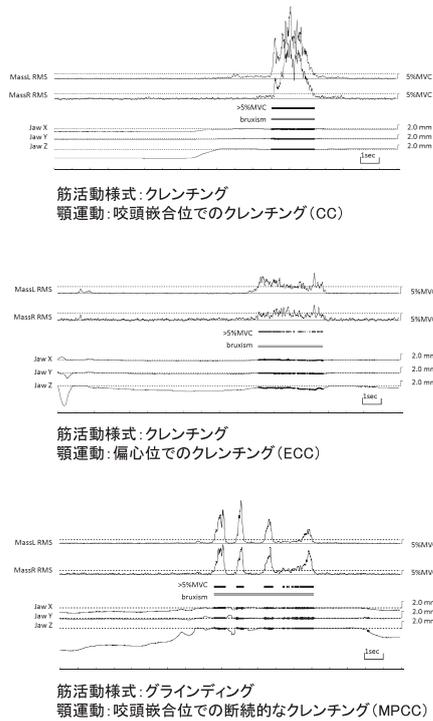


図9. 顎運動データからクレンチングタイプと判定した睡眠時ブラキシズム  
上段から左右咬筋活動 (MassL, MassR), 切歯点の顎位 (Jaw X, Jaw Y, Jaw Z) を示す。

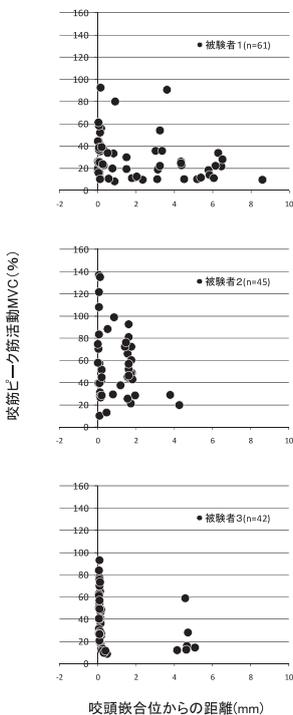


図10. 咬頭嵌合位からの距離と咬筋ピーク筋活動

顎運動を伴わない「静的な」咬合接触関係以外の、咀嚼や睡眠時ブラキシズム発現時などの機能時の「動的な」咬合接触関係を判定することは困難である。生体が咬合面形態に要求する精度は $10\mu\text{m}$ 程度とされており<sup>37,38</sup>。このように高い精度が要

求される咬合の動的な状態の検査, 診断および治療の効果の判定には咬合可視化技術が必要不可欠である。

先に示したバーチャル咬合器に関する研究<sup>4,5)</sup>の他にも, 咬合可視化に関する研究は国内外で実施されてきた<sup>39-43)</sup>が, 日常歯科臨床に普及するには至っていない。この要因として, 咬合解析に必要な高精度測定と簡便な操作性を兼ね備えたシステムが存在しないことが考えられる。一般的に歯列形態データは, 接触式プローブ, 非接触レーザースポット, ラインレーザー, パターン光などの測定技術を用いて歯列石膏模型を測定する, あるいはCT (Computed Tomography) より得ている。近年の歯科用CAD/CAMの普及にともない現在では高速測定が可能かつ数十 $\mu\text{m}$ の高い計測精度を有する歯科用の3次元形状測定機の入手が可能となった。一方, 顎運動測定器はこれまでに様々な方式が国内外で開発されているが日常臨床で咬合解析に必要な精度で簡便に記録できるものではなく咬合可視化技術の普及の大きな課題といえる。

そこで我々は, 先に示した磁気方式顎運動測定器<sup>17)</sup>と光学式3次元形状測定器 Dental Scanner (Optimet社製 測定精度: $20\mu\text{m}$ )を組み合わせることで日常臨床で利用可能な咬合可視化システム(図11)の開発を進めている。図12に右側側方滑走運動時の切歯点における1mm, 3mmおよび5mm

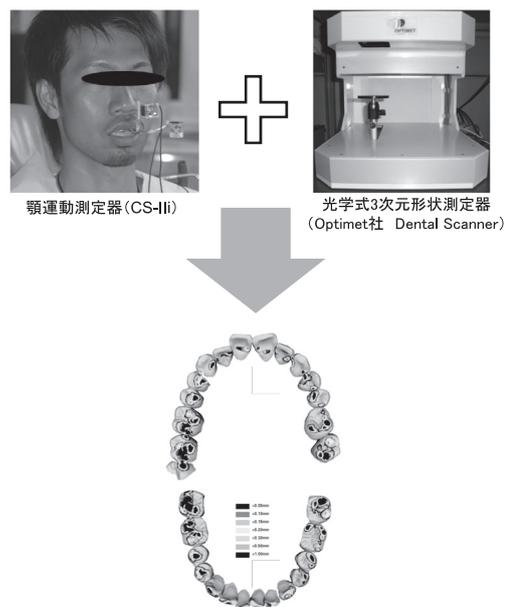


図11. 現在開発中の咬合可視化システム

側方移動時の各顎位の咬合接触像を示す。咬頭嵌合位から右側側方滑走運動に伴って上下歯列の咬合接触部位およびクリアランス量が変化していることが分かる。



図12. 右側方滑走運動時の咬合接触像

このように顎運動データと形態データを同一座標系で取り扱うことで咬合面間に何も介入させずに、動的な咬合接触像とクリアランス量を客観的および定量的に観察・評価することが可能となり、可視化技術は歯科診療に有用な情報を提供するものである。

## 6. おわりに

磁気計測技術は、顎運動を測定するために非常に優れた性質を有しており、被験者の運動を制限することが少なく咀嚼中や睡眠時ブラキシズム中などの顎運動を測定することが可能である。顎運動のデータには、顎口腔系の機能だけでなく形態に関しても多くの有用な情報が含まれておりその診断的価値は大きい。さらに、顎運動データと形態データおよび生体情報（筋電図など）をデジタル化し同一時間軸、同一座標系で取り扱うことで顎口腔機能の全体を客観的に評価することが可能となり有益な診療情報を術者、患者双方に提供することができる。術者は自分がおこなっている歯科診療（咬合調整など）の確実な指標を得ることで、よりの確な診断が可能となり効率的に処置をおこなうことで治療レベルが向上し国民に質の高い歯科治療を提供できる。一方、患者は歯科治療によって自分の顎口腔機能がどのように変化し改善したかを客観的に知ることができ歯科治療への高い満足度に繋がるものと期待できる。また教育的効果も大きい。

これからの歯科医療にとって情報のデジタル化（Digital Dentistry）は、今後ますます必要不可欠な技術になることから口腔顎顔面領域における

磁気計測技術の利用価値も高まるものと考えられる。

## 参考文献

- 1) Atkinson, J.C., Zeller, G.G., and Shah, C.: Electronic Patient Records for Dental School Clinics: More Than Paperless Systems. *J. Dent Educ* 66(5): 634-642, 2002.
- 2) Maruyama, T., Nakamura, Y., Hayashi, T., et al.: Computer-aided determination of occlusal contact points for dental 3-D CAD. *Med Biol Eng Comput* 44(5): 445-450, 2006.
- 3) Solaberrieta, E., Minguez, R., Barrenetxea, L., et al.; Novel methodology to transfer digitized casts onto a virtual dental articulator. *CIRP. J. Manufac Science and Tech* 6(2): 149-155, 2013.
- 4) Bisler, A., Bockholt, U., Kordass, B., et al.: The virtual articulator. *Int. J. Comput Dent* 5(2-3): 101-106, 2002.
- 5) Ruge, S., Kordass, B.: 3D-VAS--initial results from computerized visualization of dynamic occlusion. *Int. J. Comput Dent*. 11(1): 9-16, 2008.
- 6) Miyazaki, T., Hotta, Y., and Kunii, J., A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 28(1): 44-56, 2009.
- 7) 宮崎隆: 「CAD/CAM から Digital Dentistry へーコンピュータを応用した歯科治療の最前線ー」 *Digital Prosthodontics*の変遷と展望, *日補綴会誌* 4: 123-131, 2012.
- 8) Airoldi, R.L., Gallo, L. M., and Palla, S.: Precision of the jaw tracking system JAWS-3D. *J. Orofac Pain* 8(2): 55-164, 1994.
- 9) Hayashi, T., Kurokawa, M., Miyakawa, M., et al.: A high-resolution line sensor-based photostereometric system for measuring jaw movements in 6 degrees of freedom. *Front Med Biol Eng* 6(3):

- 171-86, 1994.
- 10) Naeije, M., Van der Weijden, J.J., and Megens, C.C. : OKAS-3D : optoelectronic jaw movement recording system with six degrees of freedom. *Med Biol Eng Comput* 33(5), 683-688, 1995.
  - 11) Messerman, T., Reswick, J.B., and Gibbs, C. : Investigation of functional mandibular movements. *Den Clin North Am* 13(3) : 629-642, 1969.
  - 12) 藤村哲也, 坂東永一 : デジタル方式顎運動測定器の開発. *補綴誌* 35(4) : 830-842, 1991.
  - 13) Hugger, A., Bölöni, E., Berntien, U., et al. : Accuracy of an ultrasonic measurement system for jaw movement recording. *J. Dent Res.* 80 : 1226, 2001.
  - 14) 重本修伺, 坂東永一 : ブラキシズム解析用顎運動測定器の開発. *補綴誌* 40 : 379-389, 1996.
  - 15) LaScalza S, Arico J, Hughes R. : Effect of metal and sampling rate on accuracy of Flock of Birds electromagnetic tracking system. *J Biomech* 36(1) : 141-144, 2003.
  - 16) Welch, G., Foxlin, E. : Motion Tracking : No Silver Bullet, but a Respectable Arsenal. *IEEE Comput Graph Appl* 22(6) : 24-38, 2002.
  - 17) 石川輝明 : 三軸コイルを用いたチェアサイド用 6 自由度顎運動測定器の開発と応用. *四国歯誌* 19 : 55-66, 2006.
  - 18) Yoon, H.J., Zhao, K.D., Rebellato, J., et al. : Kinematic study of mandible using an electromagnetic tracking device and custom dental appliance: Introducing a new technique. *J Biomech* 39(12) : 2325-2330, 2006.
  - 19) 桐原孝尚, 小澤武史, 山下秀一郎, ほか : 磁気空間位置検出装置を応用した 6 自由度顎運動測定装置の開発. *補綴誌*, 47 : 814~823, 2003.
  - 20) Raab, F.H., Blood E.B., Steiner, T.O., et al : Magnetic position and orientation tracking system, *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, 15(5) : 709-718, 1979.
  - 21) 坂東永一 : 成人前期における咬合の管理からみた顎運動要素の補綴学的意義[咬合の育成と維持]. 関根弘編, 151-169, クインテッセンス出版, 東京, 1991,
  - 22) 中野雅徳 : 咬合接触関係 [口腔診断学]. 下里常弘, 藍稔, 長坂信夫ほか編, 354-364, デンタルダイヤモンド社, 東京, 1992.
  - 23) 鈴木 温 : デジタル方式下顎運動測定器による下顎限界運動の 6 自由度解析. *補綴誌* 31 : 712-725, 1987.
  - 24) 上田龍太郎, 坂東永一, 中野雅徳, ほか : 顎口腔機能診断のための 6 自由度顎運動パラメータの検討. *補綴誌*, 37(4) : 761-768, 1993.
  - 25) Yamamoto, T., Ishikawa, T., Bando, E., et al. : Kinematic characteristics of jaw movements in patients with temporomandibular joint Clicking. *J Dent Res*, 85 (Special Issue) : 124, 2007.
  - 26) 重本修伺, 石川輝明, 鈴木善貴, ほか : 摂食・咀嚼・嚥下過程における各種生体情報の記録解析法の確立 - 測定システムの開発 -. *顎機能誌* 19(2) : 202-203, 2013.
  - 27) Nishigawa, K., Bando, E., and Nakano, M. : Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil* 28 : 485-491, 2001.
  - 28) Minagi, S., Watanabe, H., Sato, T., et al. : Relationship between balancing-side occlusal contact patterns and temporomandibular joint sounds in humans : proposition of the concept of balancing-side protection. *J Craniomandib Disord* 4 : 251-256, 1990.
  - 29) 加藤義弘, 加藤 熙, 小鷲悠典 : 睡眠中の Bruxism の研究 - 睡眠中の顎運動記録装置の開発と Bruxism 自覚者と無自覚者の比較検討 -. *日歯周誌* 34 : 416-429, 1992.
  - 30) 山下秀一郎, 高橋重郎, 雨森陽子, ほか : 夜間睡眠時における顎口腔系の動的様相 : 第 1 報 試作下顎運動測定装置を用いた下顎運動と筋活動の経時的同時記録法について. *補綴誌* 40 : 1147-1154, 1996.
  - 31) Akamatsu, Y., Minagi, S., and Sato, T. :

- A new method for recording mandibular position during nocturnal bruxism. *J Oral Rehabil* 23 : 622-626, 1996.
- 32) 大倉一夫：マルチテレメータシステムを用いた睡眠時ブラキシズムの測定と解析. 補綴誌 41 : 292-301, 1997.
- 33) Miyamoto, K., Ozbek, M.M., Lowe, A.A., et al. Mandibular posture during sleep in healthy adults. *Arch Oral Biol* 43 : 269-275, 1998.
- 34) Amemori, Y., Yamashita, S., and Ai, M. : Influence of nocturnal bruxism on the stomatognathic system. Part I : a new device for measuring mandibular movements during sleep. *J Oral Rehabil* 28 : 943-949, 2001.
- 35) 野口直人, 重本修伺, 大倉一夫ほか：睡眠時ブラキシズム発現に伴う顎運動の測定解析法の検討. 顎機能誌, 16 : 1~14, 2009.
- 36) 鈴木善貴, 大倉一夫, 重本修伺：睡眠中の咀嚼筋安静状態における垂直的顎位ースプリントの最適な咬合挙上量の検討－. 顎機能誌 17(2) : 113-124, 2011.
- 37) Hasegawa, S., Bando, E., Tanaka, B., et al. : Occlusion of Full Cast Crown at the Intercuspal Position. *Bull Tokyo Med Dent Univ*, 28 : 53-60, 1981.
- 38) 池田隆志, 横山正秋, 久保吉廣, ほか：強い咬合接触が顎口腔系に及ぼす影響－症状および歯の移動, 咬合接触状態の変化について－. 顎機能, 6 : 81~86, 1987.
- 39) 大久保由紀子：咬合接触の3次元解析システムの開発. 補綴誌 36 : 53-63, 1992.
- 40) Okamoto, A., Hayasaki, H., Nishijima, N., et al. : Occlusal contacts during lateral excursions in children with primary dentition. *J. Dent Res* 79:1890-1895. 2000.
- 41) Enciso, R.: Three-dimensional visualization of the craniofacial patient : volume segmentation, data integration and animation. *Orthod Craniofacial Res* 6 (Suppl. 1) : 66-71, 2003.
- 42) 重田優子, 小川 匠, 福島俊士, 他：側方滑走運動時の下顎頭運動の評価法に関する研究－従来法と4次元下顎運動解析法の比較－. 補綴誌 47 : 787-796, 2003.
- 43) Terajima, M., Endo, M., Aoki, Y., et al. : Four-dimensional analysis of stomatognathic function. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134(2) : 276-287, 2008.



## 特集 Feature

ISO 対策委員会報告

歯科用磁性アタッチメントの国際標準化を目指して  
— ISO/TC106パリ会議 —

ISO 対策委員会 委員長 高田雄京

東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

A commission report of the ISO corresponding committee working toward  
international standardization of dental magnetic attachments  
— ISO/TC106 meeting in Paris —Yukyo Takada, Chairperson of the ISO Corresponding Committee  
Division of Dental Biomaterials, Tohoku University Graduate School of Dentistry

## Abstract

International standardization of dental magnetic attachments has continued for over eight years since the "Development and Standardization of the Dental Magnetic Attachment," a program supported by the NEDO grant, was started in 2005. After an NWIP (new work item proposal) was presented at ISO/ TC 106/ SC2 in 2007 (Berlin meeting), a Japanese draft established by the Magnetic Attachment Standardization Committee (The ISO countermeasure committee in JSMAD) was approved as WD 13017 (working draft) in 2008 (Goteborg meeting). WD 13017 was revised to DIS 13017 (draft of international standard) in 2011 (Phoenix meeting) through CD 13017 (committee draft) in 2010 (Rio de Janeiro meeting). ISO 13017 was published on July 15 in 2012 after FDIS (final draft of international standard) voting on June 20, in the same year. A NWIP of Amending ISO 13017 was accepted in 2012 (Paris meeting). This program was supported by NEDO and METI (Technical Regulations, Standards and Conformity Assessment Policy Division) grants in Japan.

## キーワード

(Key words)

歯科用磁性アタッチメント (Dental magnetic attachment)

国際標準化 (International standardization)

国際標準化機構 (ISO) (International Organization for Standardization)

## I. はじめに

歯科用磁性アタッチメントの国際標準化を目的とし、2007年のISO/TC106（ベルリン会議）からISO対策委員会（磁性アタッチメント標準化委員会）が中心となりISO規格の策定を行ってきた。2008年（イエテボリ会議）では、ISO/TC106/SC2にWG22が設立され、ISO対策委員会提案の規格草案がWD（規格原案）に採用された。2010年にはCD（委員会原案）に、2011年にはDIS（国際規格案）に、さらに2012年6月にはFDIS（最終国際規格案）投票を経てFDISとなった。1ヶ月後の7月にISO 13017が歯科用磁性アタッチメントの国際規格として発行されるに至った<sup>1)</sup>。

ISO対策委員会では、歯科用磁性アタッチメントの国際規格策定を進めるとともに、2010年から歯科用磁性アタッチメントの維持力測定法の国際標準化を進めてきた。現在のところ、正確で偏差の少ない維持力の測定は難しく、我々の策定したISO 13017においても測定方法の概略を規定するに留まり、詳細な測定プロトコルを標準化するに至っていない。その現状を打開するため、ISO対策委員会では、誤差と偏差の少ない測定ジグの開発に着手し、それを利用した維持力測定法の確立を目指してきた。本稿では、その経過とISOパリア会議における新たな規格提案の活動について報告する。

## II. 維持力測定ジグの開発

歯科用磁性アタッチメントの維持力を正確に測定するためには、維持力の低下因子である磁石構造体とキーパーのずれ、わずかな隙間、傾斜等の因子を取り除く必要があった。特に、磁気回路を持つ国産の歯科用磁性アタッチメントでは、これらの劣化因子が維持力を大きく低下させることから、維持力測定に特化した測定ジグの開発が必須課題となった。国内の各研究機関や製造メーカーが独自に開発した測定ジグはあるが、これらを国際標準とするためには、測定精度と再現性に優れていることに加え、部品の入手が容易で各国の技術で安価に作製できることをクリアしなければならない。そこで、2010年後半からこれらの条件を満たす測定ジグの開発に着手した。

ジグの設計及び作製は、東北大学とNEOMA

Xエンジニアリング(株)が担当し、歯科用磁性アタッチメントの維持力測定に特化した測定ジグの試作1号機がその年の年末に完成した。その試作機を用いて日本大学、愛知学院大学、九州歯科大学、NEOMAXエンジニアリング(株)の各機関が歯科用磁性アタッチメントの維持力を測定し、その測定値を基に磁性アタッチメント標準化委員会で試作機の評価を行った。その結果、繰り返し測定時の誤差は測定値の5パーセント未満で、偏差も小さく、試作機として十分な性能を得ることができた。しかしながら、上部の試料保持具をリニアガイドに嵌合させた時点で試験機上に0.5N程度の抵抗を生じることや試料台の位置調整に熟練を必要とする等の改善点が浮上したため、更なる改良を進めることになった。

2011年半ばに入り、試作1号機のリニアガイドを摩擦の少ないボールベアリングスライダに変更し、試料の位置あわせを容易にするX-Yステージを付与した試作2号機の開発を開始した。5大学（東北大、日大、鶴見大、愛院大、九歯大）、2製造会社（GC(株)、NEOMAXエンジニアリング(株)）の7機関によって、国内インターラボラトリテストを経て、2012年半ば過ぎに試作2号機が完成した。（図1）

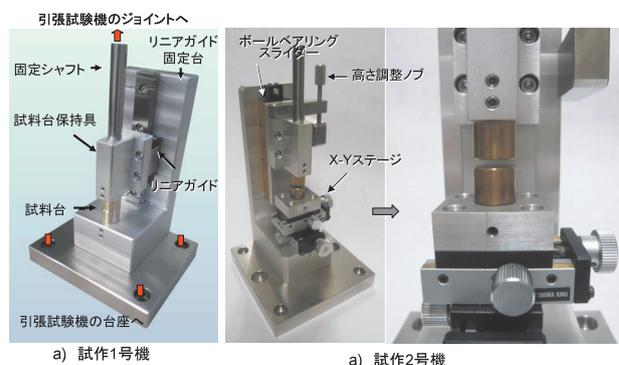


図1. 維持力測定ジグ（1号機と2号機）

## III. 維持力測定法の標準化提案

2012年3月で2011年度の「NEDOフォローアップ事業」の助成が終了したため、経済産業省METI基準認証ユニットの「平成24年度国際標準開発事業」の助成に応募し、新規事業として「歯科用磁性アタッチメントにおける維持力測定法に関する国際標準化」が採択された。そのため、ISO対策委員会のメンバーから構成された磁性アタッチメント標準化委員会が「歯科用磁性アタッチメ

表1. 「歯科用磁性アタッチメントにおける維持力測定法」国際規格作成委員会

役 職	氏 名	所 属
委員長	高田 雄京	東北大学大学院歯学研究科 准教授
委 員	水谷 紘	東京医科歯科大学 非常勤講師
委 員	石上 友彦	日本大学歯学部 教授
委 員	中村 好徳	愛知学院大学歯学部 准教授
委 員	鱒見 進一	九州歯科大学 教授
委 員	大久保力廣	鶴見大学歯学部 教授
委 員	高橋 正敏	東北大学大学院歯学研究科 助教
委 員	梅川 義忠	日本大学歯学部 助教
委 員	吉村 大輔	経済産業省 産業技術環境局 環境生活標準化推進室
委 員	浅沼 一成	厚生労働省 医薬食品局 審査管理課医療機器審査管理室
委 員	井出 勝久	(独) 医薬品医療機器総合機構
委 員	岩澤 幸次	(一財) 日本規格協会 規格開発部 規格開発ユニット
委 員	京谷 郁男	(株) ジーシー 研究所開発企画課 課長
委 員	菊地 亮	NEOMAX エンジニアリング (株) 医療機材部 DA グループ長

ントにおける維持力測定法」国際規格作成委員会(表1)に変更され、国際標準化に向けての新規事業を開始することになった。初年度(2012年度)の事業目標は、2012年9月末に開催されたISO/TC 106パリ会議において、歯科用磁性アタッチメントにおける維持力測定法に関する国際標準化を提案し、新規事業項目提案(NWIP)として承認を受けることであった。

ISO/TC106パリ会議では、完成度の高い国際規格を目指し、ISO 13017における歯科用磁性アタッチメントの維持力測定法を再検討し、開発した試作2号機の提示を交えてその国際標準化を提案した。すでにISO 13017が発行されているため、維持力測定に関する部分を改定案(Revision)あるいは修正案(Amendment)で提案する方針とした。ISO/TC106/SC2/WG22では、7カ国のエキスパートが出席し、日本提案の維持力測定ジグおよび測定方法(固定法)について審議が行われた。(図2)維持力測定ジグの試作2号機を日本から持参し、その妥当性を提示した効果が実り、日本提案どおりISO 13017の"Amendment"がWG22のエキスパート全員の一致で認められた。その結果、2012年末までにNWIPをSC2事務局に提出することになった。また、次年度のISO韓国会議において、WG22会議が半日の予定



図2. ISO/TC106/SC2/WG22における会議で開かれることが決定した。

#### IV. NWIPとAmendment草案の作成

ISO規格を策定するに当たり、最初に行われる手続きは、新規事業項目提案(NWIP)である。前年度の会議で、審議を希望するSC(Subcommittee)<sup>2)</sup>でNWIPを行うことを提案し、その後の投票によって新規事業とするかどうかが決まる。前年度の会議では、そのNWIPの投票を行うかどうかを審議する。ISO対策委員会が提案した「維持力測定法に関する国際標準化」を例とすると、ISO/TC106パリ会議のSC2(補綴材料)で「維持力測定法に関する国際標準化」を提案し、その会議でNWIPの投票を行うことが承認された場合には、NWIPの提案書を

表 2. NWIP の投票結果

Member responses - Votes by members																	
Country (Member body)	Status	1a. Agree to add to work programme						Market relevance	1b. Stakeholders consultation		2. Relevant documents		3. Comments		4. Participation		
		Yes			No				Yes	No	Yes	No	Yes	No	Yes	No	
		20.00	20.20	30.00	40.00	PWI: Yes	PWI: No										Abs
Australia (SA)	P		X					X	X			X	X			X	
Belgium (NBN)	P				X			X	X			X		X	X		
Canada (SCC)	P				X			X	X			X		X	X		
Finland (SFS)	P								X			X		X			
France (AFNOR)	P				X			X	X			X		X	X		
Germany (DIN)	P		X					X	X			X		X	X		
Ireland (NSAI)	P									X		X		X			
Italy (UNI)	P																
Japan (JISC)	P				X			X	X			X	X			X	
Korea, Republic of (KATS)	P	X						X	X			X		X			X
Netherlands (NEN)	P									X		X		X			
Norway (SN)	P								X			X		X			
Spain (AENOR)	P							X		X		X		X			
Sweden (SIS)	P							X		X		X		X			
Switzerland (SNV)	P																
Thailand (TISI)	P				X			X	X			X		X	X		
United Kingdom (BSI)	P	X						X	X			X		X			X
Sub-Total Question 1a		2	2	0	5	0	0	8									
Totals		9				0		8	9	12	3	0	15	2	13	7	2

SC 2事務局に提出してから数ヶ月後に NWIP の投票が行われる。NWIP の提案書と提案する草案 (Amendment 草案) を同時に提出すると、投票で可決された場合、提案国の意見が通った草案でその後の審議を有利に進めることができる。

このような状況を受け、ISO/TC106パリア会議が終了した後、NWIP の提案書と Amendment 草案の作成を同時進行で開始した。はじめに、前述の 7 機関が試作 2 号機を用いて国内インターラボラトリテストを再度行い、形状の不規則な歯科用磁性アタッチメントにも対応した維持力測定法の検証を行った。維持力測定ジグ、試料の固定法、維持力の計測法に分け、それぞれを標準化することで Amendment 草案を作成した。思いのほか草案作成に時間を要したが、2013年 4 月初旬に NWIP の提案書と Amendment 草案を無事 SC2 事務局に提出することができた。

## V. 投票結果

予定よりも約 3 ヶ月遅れの提出となったが、2013年 7 月 28 日に NWIP の投票が行われ、P メンバー 17 ヶ国中、賛成 9、棄権 8、反対 0 で日本提案の NWIP が可決された。(表 2) P メンバー (Participating member) 国とは、ISO の TC (専門委員会) において、会議への出席等業務に積極的に参加し、審議案件への投票権を持つ国である。今回の NWIP では、Amendment 草案を DIS

(国際規格案) ステージからの審議として希望した。希望したステージからの審議が承認されるためには、投票に参加した P メンバー国 (棄権を除く) の 1/2 以上、かつ 5 カ国以上の投票国が DIS に賛成している必要がある。今回の投票では、投票 P メンバー国の中の 6 カ国が DIS に賛成しているため、2013年 9 月に開催予定の ISO/TC106韓国会議において DIS ステージから審議を進め、DIS 投票の可決に大きく期待するところである。

## VI. おわりに

本稿は、第 21 及び 22 回日本磁気歯科学会学術講演会で講演させて頂いた内容をまとめたものである。ISO の委員会及び用語等については、日本磁気歯科学会雑誌 20 巻 1 号に掲載の「ISO 委員会報告」を参照頂きたい。本誌をお借りして、ご協力を頂いた国際規格策定委員会の皆様、並びに日本磁気歯科学会会員の皆様に謝意を表す次第である。

## 参考文献

- 1) ISO 13017:2012(E), Dentistry – Magnetic attachments.
- 2) 高田雄京: ISO 対策委員会報告 歯科用磁性アタッチメントの国際標準化を目指して, 日磁歯誌, 20(1):81-85, 2011.



## 原著論文 Original paper

Journal home page : [www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)

### インプラント支台オーバーデンチャーにおける前歯部噛みしめ時の生体力学解析

中林晋也<sup>1,2</sup>, 山中大輔<sup>1</sup>, 大山哲生<sup>1,2</sup>, 内田天童<sup>1</sup>, 渋谷哲勇<sup>1</sup>,  
安田裕康<sup>1</sup>, 田所里美<sup>1</sup>, 藤本俊輝<sup>1</sup>, 石上友彦<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座

<sup>2</sup>日本大学歯学部総合歯学研究所臨床研究部門

### Finite Element Analysis of Implant-Supported Overdenture During Simulated Incisal Clenching

Shinya Nakabayashi<sup>1,2</sup>, Daisuke Yamanaka<sup>1</sup>, Tetsuo Ohyama<sup>1,2</sup>,  
Tendo Uchida<sup>1</sup>, Norio Shibuya<sup>1</sup>, Hiroyasu Yasuda<sup>1</sup>, Satomi Tadokoro<sup>1</sup>,  
Toshiki Fujimoto<sup>1</sup> and Tomohiko Ishigami<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Partial Denture Prosthodontics, Nihon University School of Dentistry

<sup>2</sup>Division of Clinical Research, Dental Research Center, Nihon University School of Dentistry

#### Abstract

In prosthetic treatment of mandible edentulous jaw, a two-implant-supported overdenture (abbreviated IOD) is applied more often than an implant-supported fixed prosthesis because of the simple method used and the reduction of physical load on a patient.

Reported clinical problems of the IOD are premature contact of the incisor and bone resorption of the mandible molar alveolar ridge caused by wearing of the artificial molar. However, only a few of these reports have been studied in detail.

This study uses a three-dimensional finite element method to compare the influence of the IOD on tissue underneath the denture with and without occlusion contact in the molar region.

The analysis showed that the occlusion contact of incisor clenching alone creates load to the cortical distal bone at the neck of the implant in the case of the mandibular edentulous jaw patient treated with overdenture of two implant abutments.

The results of this work suggest that occlusion contact in the molar tooth region must be managed continuously because of the artificial molar.

#### キーワード

#### (Key words)

オーバーデンチャー	(overdenture)	インプラント	(implant)
無歯顎	(edentulous-jaw)	前噛み	(incisal clenching)
3次元有限要素法	(three-dimensional finite element method)		

## I. 緒 言

近年、インプラント支台のオーバーデンチャー（以後、IOD）は、下顎無歯顎症例に対する有効な補綴治療として紹介されており、特に前歯部に埋入された2本のインプラント体により支持される下顎のIODは、無歯顎患者に対する治療の第一選択であると McGill コンセンサス<sup>1)</sup>として提唱されている。さらにIODは固定性の補綴装置を応用したインプラント治療に比べ、患者の身体的な負担が少なく、高い成功率を示し、無歯顎症例の欠損補綴治療として広く応用されつつある<sup>2)</sup>。IODにおいて義歯とインプラント体を連結するアタッチメントは、様々なタイプのもので応用されている。なかでも磁性アタッチメントは側方からの力を受けにくい特色からインプラント体に有害な応力を与えずらく、さらにインプラント体の埋入方向に対して規制が少ないという利点から推奨されている<sup>3-5)</sup>。

下顎無歯顎症例に対し2本のインプラント体で支持されるIODにより補綴治療を行った場合の問題点として、下顎臼歯部および上顎前歯部顎堤の吸収促進が生じる可能性があることが報告されている。これは天然歯列における下顎前歯部残存症例と同様な経過になると考えられているためである。すなわち、人工歯の摩耗による臼歯部咬合支持の喪失により、前歯部の早期接触が生じ、その結果、いわゆるコンビネーションシンドロームである下顎臼歯部顎堤の骨吸収が生じる可能性があると考えられている<sup>6,7)</sup>。しかし、IODにおいて、臼歯部の咬合支持が喪失した場合におけるインプラント体周囲組織および義歯床下組織の力学的応答について検索を行った報告は著者の知る限り見られない。

そこで本研究は、下顎無歯顎症例に対し両側犬歯相当部にインプラント体を埋入して磁性アタッチメントを応用したオーバーデンチャーにより補綴治療を行うことを想定し、臼歯部咬合支持が喪失し、さらに前歯部だけの咬合接触になり、前歯部噛みしめになった場合を再現することで、臼歯部咬合支持の喪失がインプラント体周囲組織および義歯床下組織に与える影響について三次元有限要素法を用いて比較検討を行った。

## II. 試料および方法

### 1. 三次元有限要素モデルの構築

解析モデルは、下顎無歯顎症例に対して両側犬歯相当部にインプラント体を埋入し、磁性アタッチメントを応用したオーバーデンチャーにより補綴治療した症例を想定した。解析モデルの構築に関しては解析モデルの基盤となる下顎骨外形は頭蓋骨複製模型（P10-SB.1, ニッシン）を用い、デュプリコーン（松風）にて印象採得後、高透明注型樹脂であるデブコンET（藤倉応用化工）を注入して成型したものをモデル原型とし、マルチディテクターCT（Asteion™ Super4 Edition, 東芝）により撮像し、その撮像データを基に高木<sup>8)</sup>の方法に準拠し、汎用CADプログラムRhino Ver.1.0 (Robert McNeel&Associates) および汎用有限要素解析プログラムANSYS Re. 12.1 (ANSYS Inc, USA; 以後, ANSYS) を用いた。解析モデルの構成材料は、皮質骨、海綿骨、顎堤粘膜、義歯床、インプラント体およびアバットメントとした。

義歯床は、解析モデルの単純化のために咬合床形態とし、義歯床および人工歯を一体化させた構造とした。インプラント体はブローネマルクシステム (Nobel Biocare Holding AG) のカタログ値 (Branemark System Mk III RP) を参考にプラットフォームの直径を4.1mm、インプラントの直径を3.75mm、長さ15.0mmのスクリータイプとした。また、アバットメントの形態は磁石構造体 (ギガウス D600, ジーシー, 東京) のキーパーの上面をアバットメント上面と同平面に一致させ、一体化させた。

インプラント体の埋入方向とアバットメント上面の傾斜角度については、過去の報告<sup>9)</sup>より、義歯床下組織の応力分布が最も均等化したモデルを参考に構築した。すなわちインプラント体を天然歯における犬歯の萌出方向<sup>10)</sup>と同様に中心軸が咬合平面に対して前頭面で90度、矢状面で唇側に15度傾斜するように両側犬歯相当部に設置した。アバットメント上面はインプラント体の中心軸に対し垂直、すなわち咬合平面に対し15度傾斜させ、インプラント体の傾斜と一致させた。また、アバットメントの上面舌側部は高さを顎堤粘膜最上縁から2mmとし、アバットメント側面は咬合平面に対してテーパを2度とした。これらの各構成成分

を ANSYS を用いて合成し、解析モデルを構築した (図1)。

解析モデルの構築に用いた絶対座標系は、XY平面が前頭面、YZ平面が矢状面、XZ平面が水平面となる直交座標系であり、咬合平面はXZ平面と平行になるように設定した。

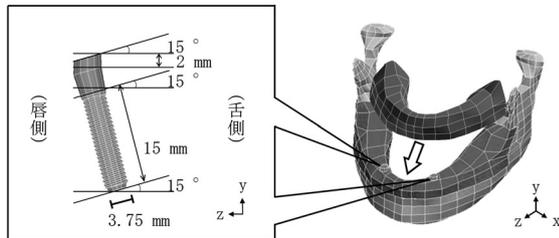


図1. 解析モデル

## 2. 材料特性値

解析モデルの各構成材料の材料特性値は過去の報告<sup>12-15)</sup>にある数値を参考に設定した (表1)。

表1. 解析モデルの材料特性値

構成成分	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
皮質骨	$1.041 \times 10^4$	0.30
海綿骨	$8.830 \times 10$	0.30
顎堤粘膜	$4.500 \times 10^{-2}$	0.49
義歯床	$1.896 \times 10^3$	0.30
インプラント体	$1.100 \times 10^5$	0.33
アバットメント	$1.100 \times 10^5$	0.33

(文献 12-15より引用)

## 3. 境界条件

生体において、顎堤粘膜ならびにアバットメントと義歯床粘膜面とは、非連続体であり、解析モデルにおいても顎堤粘膜と義歯の接触面およびアバットメントと義歯の接触面には、接触する物体同士のすべりと応力の伝達を再現することが可能である接触要素<sup>11)</sup>を設定した。

## 4. 荷重条件

荷重条件は Korioto と Hannam の報告<sup>16)</sup>における荷重量をもとに、前歯部での噛みしめを再現した。(表2)に示す各筋の走行方向および収縮量は、全体座標系 (X, Y, Z) におけるベクトルに換算し、算出したそれぞれの総荷重量を咬合に関与する咬筋浅部、咬筋深部、内側翼突筋、側頭筋前部、側頭筋中部、側頭筋後部、外側翼突筋下

頭、外側翼突筋上頭および顎二腹筋前部の付着相当部の節点群に与えた (表3)。

表2. 筋力の単位ベクトル

筋		右側			左側		
		cos-x	cos-y	cos-z	cos-x	cos-y	cos-z
咬筋	浅部	-0.207	0.884	0.419	0.207	0.884	0.419
	深部	-0.546	0.758	-0.358	0.546	0.758	-0.358
内側翼突筋		0.486	0.791	0.373	-0.486	0.791	0.373
側頭筋	前部	-0.149	0.988	0.044	0.149	0.988	0.044
	中部	-0.222	0.873	-0.5	0.222	0.837	-0.5
	後部	-0.208	0.474	-0.855	0.208	0.474	-0.855
外側翼突筋	下頭	0.63	-0.174	0.757	-0.63	-0.174	0.757
	上頭	0.761	0.074	0.645	-0.761	0.074	0.645
顎二腹筋	前部	-0.244	-0.237	-0.94	0.244	-0.237	-0.94

(文献16より引用)

表3. 筋力の大きさ

筋		節点数		荷重量 (N) (両側荷重)		荷重量 (N) (左側荷重)	
		右側	左側	右側	左側	右側	左側
咬筋	浅部	14	14	190.4	190.4	49.5	22.8
	深部	5	5	81.6	81.6	21.2	29.4
内側翼突筋		11	11	132.8	132.8	127.6	15.7
側頭筋	前部	9	9	154.8	154.8	36.3	85.3
	中部	12	12	91.8	91.8	11.5	54.5
	後部	9	9	71.1	71.1	6.0	44.6
外側翼突筋	下頭	3	3	18.1	18.1	0.0	0.0
	上頭	3	3	17.0	17.0	0.0	0.0
顎二腹筋	前部	1	1	11.2	11.2	0.0	0.0

(文献16より引用)

## 5. 拘束条件

拘束条件は、顎関節部および咬合接触点での力学的挙動を再現するために、多点拘束要素<sup>17)</sup>を応用した。具体的には、下顎頭に対して矢状面で前方下に30度および水平面で近心に5度傾斜した平面<sup>18,19)</sup>上を、下顎頭が回転滑走可能となるように多点拘束要素を設定した。咬合接触点に対しては人工歯 (リンガライズド臼歯, ジーシー, 東京) の計測値を参考に、咬合接触点が矢状面で25度傾斜した平面上を滑走可能となるように多点拘束要素を設定し、両側性平衡咬合を再現した。

拘束条件 A として、前歯部噛みしめ時に上顎対合歯の切縁および機能咬頭が接触する下顎中切歯、側切歯および犬歯の切縁、下顎左右第一および第二小臼歯の遠心窩、下顎左右第一大臼歯の中心窩および遠心窩、ならびに下顎左右第二大臼歯の中心窩相当部にあたる義歯床上の咬合接触点16ヵ所に多点拘束要素を設定した。また拘束条件 B として、臼歯部咬合支持を喪失した場合を想定し、

中切歯，側切歯および犬歯の切縁相当部の咬合接触点6ヵ所に対し，多点拘束要素を設定した．下顎頭に関する条件はどちらの拘束条件においても同じ設定とした．咬合接触点に対する拘束条件を(図2)に示す．

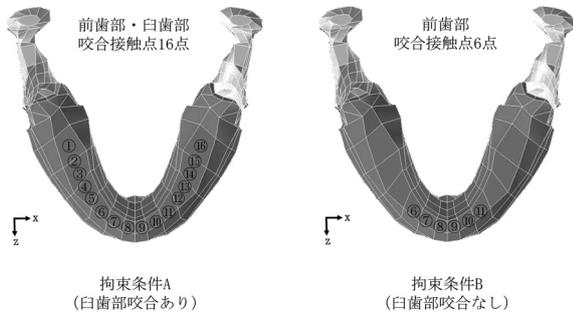


図2. 咬合接触点への拘束条件

6. 分析項目

咬合力は，咬合接触点に加わる力の反力を換算し分析を行った．次に，インプラント頸部周囲皮質骨(以後，インプラント周囲骨)の最小主応力値，義歯床下皮質骨(以後，床下骨)の最小主応力分布および最小主応力値についての分析を行った．インプラント周囲骨の応力値に関する分析は，各インプラント頸部周囲において12点を計測点と

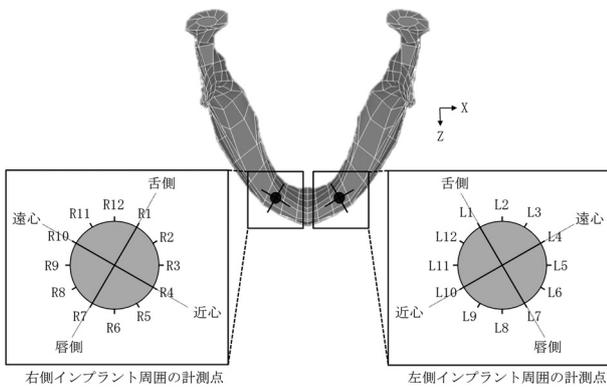


図3. インプラント頸部周囲皮質骨の計測点

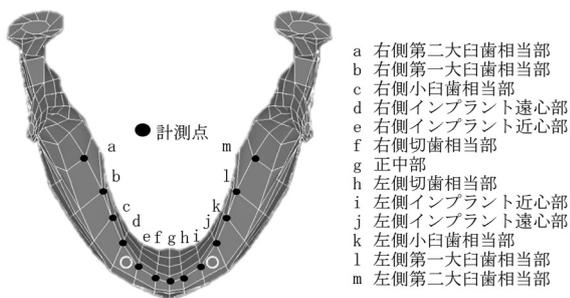


図4. 義歯床下皮質骨の計測点

した(図3)．床下骨の応力分布に関する分析は，荷重終了後にXZ平面にて評価を行い，応力値に関する分析は皮質骨骨頂部において13点を計測点とした(図4)．

Ⅲ. 結果

1. 咬合力について

咬合接触点に加わった力を(図5)に示す．拘束条件Aにおいて，両側第二大臼歯部中心窩である，計測点1および16で顕著に大きな値を示し，近心に向かうほど小さな値を示した．拘束条件Bにおいて，犬歯相当部から近心に向かうほど小さな値を示した．また，拘束条件Bにおける犬歯相当部に加わる咬合力は拘束条件Aにおける第二大臼歯中心窩相当部に加わる咬合力と比較して約1.3~1.4倍であり，拘束条件Aにおける犬歯相当部に加わる咬合力と比較すると約9~10倍であった．

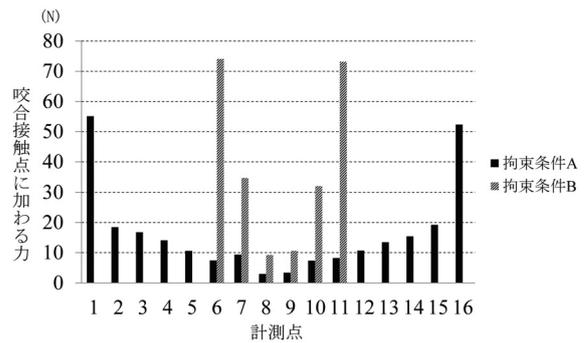


図5. 咬合接触点に加わる力

2. インプラント頸部周囲皮質骨の応力について

インプラント周囲骨の最小主応力のグラフを(図6)に示す．拘束条件A，Bともに近心部に比較して遠心部に大きな圧縮応力を認めた．またすべての計測点において，拘束条件Aと比較し

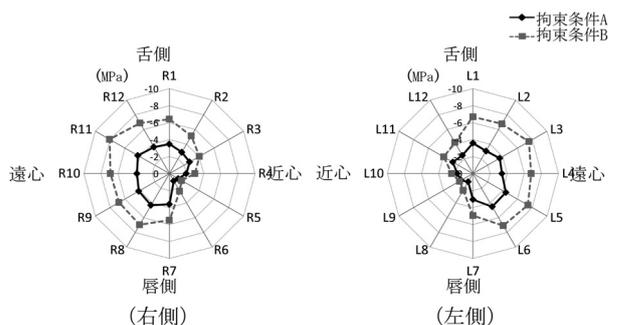


図6. インプラント頸部周囲皮質骨の最小主応力値

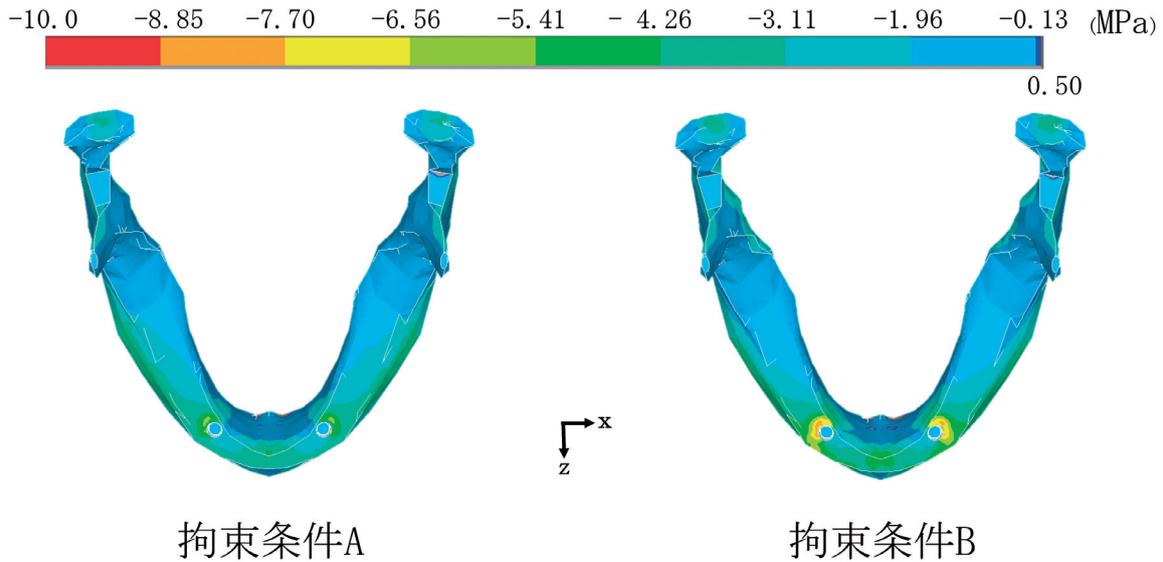


図7. 皮質骨の最小主応力分布（咬合面観）

て拘束条件 B では大きな圧縮応力を認め、約1.5から2.4倍の値を示し、左右のインプラント遠心部である計測点 R11および L3にて最も大きな圧縮応力を示した。

### 3. 義歯床下皮質骨の応力について

義歯床下皮質骨の最小主応力分布を（図7）に示す。拘束条件 A と比較して拘束条件 B ではインプラントの遠心部に圧縮応力の集中を認めた。臼歯部義歯床下皮質骨では、拘束条件 A に比較して拘束条件 B で、特に臼歯部において圧縮応力が小さい傾向であった。義歯床下皮質骨の最小主応力のグラフを（図8）に示す。前歯部の計測点 d から j において、拘束条件 A と比較して拘束条件 B において大きな圧縮応力を認め、インプラント遠心部である計測点 d および j にて顕著な差を示し、約1.5倍の圧縮応力を示した。

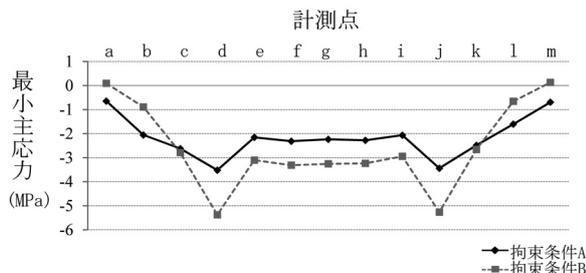


図8. 皮質骨骨頂の最小主応力値

## IV. 考 察

### 1. 咬合力について

拘束条件 A において、咬合接触点の中で最も遠心に位置する両側第二大臼歯中心窩において、顕著に大きな値を示し、近心に向かうほど小さな値を示した。佐藤<sup>20)</sup>は、欠損歯のない正常咬合者において咬頭嵌合位にて随意的最大噛みしめを行ったときの各歯の咬合力分布を計測した結果、第二大臼歯で最大の値を示し、近心に向かうほど小さな値を示したとしている。本研究では全部床義歯による補綴治療を行った無歯顎症例を想定しているが、下顎に対する力学的作用は同様であり、佐藤らの報告と同様な結果を示したことから、本研究方法は生体に近似した状態を再現していると考えられる。拘束条件 B において、咬合接触点の中で最も遠心に位置する犬歯相当部で大きな値を示し、近心に向かうほど小さな値を示した。臼歯部の咬合接触点が喪失した場合でも下顎に対する力学的作用は変化しないために、最遠心の咬合接触点において最も大きな値を示したと考えられる。また、拘束条件 B における犬歯相当部に加わる咬合力は、拘束条件 A における第二大臼歯中心窩相当部に加わる咬合力よりも大きく、拘束条件 A における同部位と比較すると約9～10倍であった。臼歯部での咬合支持が喪失したことにより、咬合力の総和を前歯部のみで負担するため前歯部での咬合力負担が増加し、かつヤング率の高いイ

ンプラントに近接した咬合接触点における咬合力負担が増加したと考えられる。

## 2. インプラント頸部周囲皮質骨の応力について

拘束条件 A,B ともにインプラント頸部近心部と比較して遠心部に大きな圧縮応力を認めた。咬合接触点に対し多点拘束要素を応用した本法において、咬合接触点が対合する上顎の咬頭内斜面もしくは上顎前歯部人工歯口蓋側面を滑走する状態を再現しており、矢状面で25度傾斜した平面を滑走可能になるように設定している。そのため、下顎に装着された義歯に加わる咬合力のベクトルは相対的に後方および下方であると考えられ、その結果、インプラント頸部周囲皮質骨の遠心部に大きな圧縮応力が生じたと考えられる。また、すべての計測点において拘束条件 A と比較して拘束条件 B では大きな圧縮応力を認め、約1.5倍から2.4倍の値を示した。これは臼歯部の咬合接触が喪失したために、前歯部の咬合接触点に加わる咬合力が増大しインプラントに加わる力が増大したためだと考えられる。

## 3. 義歯床下皮質骨の応力について

拘束条件 A と比較して拘束条件 B ではインプラント遠心部に圧縮応力の集中を認め、その値は約1.5倍の値を示した。これはインプラント頸部周囲皮質骨において遠心部に生じた圧縮応力の影響が大きいためと考えられる。また拘束条件 A と比較して拘束条件 B では臼歯部の圧縮応力が減少したのに対し、前歯部の圧縮応力は増大した。これは臼歯部に咬合接触がない状態を想定した拘束条件 B であるため臼歯部顎堤に咬合圧の伝達されず、前歯部のみに咬合力が集中した結果、圧縮応力が増大したと考えられる。

下顎無歯顎症例に対し前歯部にインプラントを埋入し、オーバーデンチャーにより補綴治療を行うことは、インプラントにより義歯の安定が得られることで患者の満足も向上すると考えられている<sup>21)</sup>が、本研究の結果より、インプラント支持のオーバーデンチャーにおいて、臼歯部人工歯が摩擦し、前歯部噛みしめ時に前歯部のみの咬合接触となった場合には、前歯部での咬合力が増大し、インプラント頸部周囲皮質骨および前歯部の義歯床下皮質骨に応力集中が生じることが示唆された。すなわち、天然歯列における下顎前歯部残存症例と同様に、臼歯部の咬合支持の喪失した場合には

前歯部での咬合力の増大を引き起こす可能性があると考えられる。臨床において、それらを放置すれば経年的に臼歯部咬合平面の低位および下顎の前方偏位が生じ、結果として下顎臼歯部および上顎前歯部顎堤の吸収促進が生じる可能性があると考えられる。これらのリスクを回避するためには、インプラント支持のオーバーデンチャーにおいても通常の全部床義歯と同様の咬合平衡を付与することが重要であり、また義歯の咬合接触の変化に対し継続的な管理をする必要があると考えられた。

## V. 結 論

下顎無歯顎症例に対し両側犬歯相当部にインプラント体を埋入し、磁性アタッチメントを応用したオーバーデンチャーにより補綴治療を行った症例において、前歯部噛みしめ時の臼歯部咬合支持の喪失がインプラント体周囲組織および義歯床下組織に与える影響について三次元有限要素法を用いて比較検討を行った結果、以下の結論を得た。

1. 臼歯部の咬合支持が喪失することで、前歯部での咬合力負担は増加し、最後方の咬合接触点における咬合力は、臼歯部支持が存在する場合と比較して約9~10倍に増加した。
2. インプラント頸部周囲皮質骨において、咬合支持の条件に関わらず、インプラント遠心部に圧縮応力を認めたが、臼歯部の咬合支持が喪失することで、インプラント頸部周囲皮質骨の圧縮応力は約1.5~2.4倍に増大した。
3. 義歯床下皮質骨の応力について、臼歯部の咬合支持が喪失することで、前歯部の圧縮応力は増大し、最も顕著な差を示したインプラント遠心部では約1.5倍に増大した。

以上のことから、下顎無歯顎症例に対し2本のインプラント支持のオーバーデンチャーによる補綴治療を行った場合において、臼歯部咬合支持喪失による前歯部噛みしめ時において臼歯部咬合支持がある場合に比べ、前歯部での咬合力は増大し、インプラント頸部周囲皮質骨および前歯部の義歯床下皮質骨に応力集中が生じることが示唆された。これらのリスクを回避するためには、インプラント支持のオーバーデンチャーにおいても通常の全部床義歯と同様の咬合平衡を付与することが重要であり、また義歯の咬合接触の変化に対し継続的な管理をする必要があると考えられた。

## VI. 謝 辞

本研究は、平成24年度日本大学歯学部佐藤研究費の助成を受けて行われた。

## 参考文献

- 1) Feine JS. Carlsson GE. Awad MA. et al : The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 (4) : 601-602, 2002.
- 2) Naert I. Quirynen M. Hooghe M. et al : A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy : A preliminary report. *J Prosthet Dent* 71 (5) : 486-492, 1994.
- 3) Quirynen M. Naert I. van Steenberghe D. et al : Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture. A 4-year retrospective study. *J Clin Periodontol* 18 (10) : 719-728, 1991.
- 4) Davis DM. Rogers JO. Packer ME : The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures : A 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11 (6) : 767-774, 1996.
- 5) 田中讓二 : QOL を高める補綴装置・磁性アタッチメント インプラント治療への積極的導入, *日磁歯誌*, 19 (1) : 17-28, 2010.
- 6) Blum IR. McCord JF : A Clinical investigation of the morphological changes in the posterior mandible when implant-retained overdentures are used. *Clin Oral Implants Res* 15 (6) : 700-708, 2004.
- 7) Add El-Dayem MA. Assad AS. Abdel-Ghany MM : The effect of different mandibular dentures on antagonistic maxillary ridge. *Implant Dent* 16 (4) : 421-429, 2007.
- 8) 高木有哉 : 補綴装置の三次元有限要素法による力学的解析—下顎第二大臼歯1歯残存症例の支台装置の相違による検討—, *日大歯学*, 79 (1) : 57-67, 2005.
- 9) 山中大輔 : 犬歯相当部インプラント支台オーバーデンチャーの力学的解析, *日大歯学*, 86 (1) : 11-19, 2012.
- 10) Dempster WT. Adams WJ. Duddles RA : Arrangement in the jaws of the roots of the teeth. *J Am Dent Assoc* 67 : 779-797, 1963.
- 11) 巫 春和 : 軟質裏装材が床下組織の応力分布に及ぼす影響—接触要素を導入した有限要素解析—, *補綴誌*, 44 (2) : 234-243, 2000.
- 12) 横尾定美 : 人の四肢骨の緻密骨および骨幹の圧縮試験, *京府医大誌*, 51 : 291-313, 1952.
- 13) 岸 正孝 : 歯槽堤粘膜の被圧変位性に関する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 : 1043-1071, 1972.
- 14) 新倉久市 : 総義歯の応力解析に関する研究 第1報 構成材料の力学的特性, とくにヤング率, ポアソン比について, *補綴誌*, 25 : 24-43, 1981.
- 15) Long M. Rack HJ : Titanium alloys in total joint replacement - a materials science perspective. *Biomaterials* 19 (18) : 1621-1639, 1998.
- 16) Koriath TW. Hannam AG : Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 73 (1) : 56-66, 1994.
- 17) 山下拓希, 杉山博之 : 大変形を伴う柔軟マルチボディシステムのスライディングジョイント拘束, *日本機械学会論文集*, 7 : 269-279, 2011.
- 18) Lindblom G : Observations on normal and abnormal temporomandibular joint function. In : *Mastication*. Anderson DJ, Matthews B eds, John Wright, Bristol, 131, 1976.
- 19) Langenbach GE, Hannam AG : The role of passive muscle tensions in a three-dimensional dynamic model of the human jaw. *Arch Oral Biol* 44 (7) : 557-573, 1999.
- 20) 佐藤智昭 : 正常者の歯列における咬合力分布に関する研究, *補綴誌*, 41 (4) : 634-644, 1997.

- 21) Amad MA, Lund JP, Dufresne E, et al :  
Comparing the efficacy of mandibular  
implant-retained overdentures and  
conventional dentures among middle-aged  
edentulous patients : satisfaction and  
functional assessment. Int J Prosthodont  
16 (2) : 117-122, 2003.



## 原著論文 Original paper

Journal home page : [www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)

### インプラント用キーパーの考案

#### — 繰り返し荷重によるキーパーのゆるみに関する検討 —

中村好徳, 永井秀典, 岩井孝充, 神原 亮, 増田達彦,  
坂根 瑞, 田中茂生, 大野友三, 高田雄京<sup>1</sup>, 田中貴信

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

### Development of magnetic implant keepers

#### — A study on loosening of keepers by repeated load —

Yoshinori Nakamura, Hidenori Nagai, Takamitsu Iwai, Ryo Kanbara, Tatsuhiko Masuda,  
Mizuho Sakane, Shigeo Tanaka, Yuzo Ono, Yukyo Takada<sup>1</sup> and Yoshinobu Tanaka  
Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Aichi-Gakuin University  
<sup>1</sup>Division of Dental Biomaterials, Tohoku University Graduate School of Dentistry

#### Abstract

Implant materials and techniques have markedly improved in recent years. An implant overdenture with magnetic attachments is an excellent retention mechanism and has drawn attention as one of the implant treatments.

We investigated attractive force and surface treatment methods to develop a safe and practical magnetic implant system and devised an ideal prototype keeper. Mechanical analysis was performed using a three-dimensional finite element method to assess the stress-bearing ability of this implant system for further optimization of a keeper.

In the present implant system, a magnetic attachment is incorporated in the overdenture. External force is applied to an implant keeper during mastication due to the characteristics of an implant overdenture. The abutment was attached to a fixture using an abutment screw, and the implant keeper was fixed on the top. The prototype implant keeper was fixed to an abutment by the screw structure of a keeper.

The axial force in the tensile direction in a bolt created by tightening the screw and compressive force in a tightened substance are combined and balanced when there is no external force. However, these forces are decreased by the application of external force, resulting in the loosening of a screw. Loosening of a keeper during functioning may cause impairment in the function of the attachment and an increased risk of accidental ingestion and aspiration of a keeper.

#### キーワード

#### (Key words)

磁性アタッチメント	(magnetic attachments)		
インプラント用キーパー	(Implant keeper)	ねじ	(screw)
適正トルク	(proper torque)	繰り返し荷重	(repeated load)

## I. 緒 言

磁性アタッチメントを応用した義歯は、設計・製作が容易で、義歯形態も単純化しやすく、患者自身の着脱も容易で、かつ支台歯に優しいなど、臨床的に極めて重要な諸条件を有する<sup>1,2)</sup>。最近では、磁性アタッチメントは、天然歯のみならずインプラント治療にも応用される機会が多くなり、多くの臨床家の注目を集めている。近年、インプラント材料および技術は飛躍的に向上し、様々な補綴物が用いられる中で、優れた維持機構を有する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、少数のインプラントでも高い治療効果を得ることができるため、多数歯欠損症例にも比較的容易に応用できる<sup>3,4)</sup>。

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。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、磁気回路を通過する磁束の乱れにより、磁性アタッチメントの吸引力が低下することが危惧される。

これまで我々は、各種インプラント用キーパーを試作し、試作キーパーに付与されたアクセスホールの各種形態による吸引力への影響やキーパーの表面処理法についての検討<sup>5,6)</sup>を行ない、さらに、三次元有限要素法を用いて、キーパーの固定法の違いにおけるキーパー周囲の応力分布についても検討を行いインプラントキーパーの最適化を図ってきた<sup>7,8)</sup>。

我々が開発したインプラントシステムは、専用アバットメントに、インプラント用キーパーを一周のねじにて固定する構造である<sup>8)</sup>。本インプラントシステムでは、アバットメントの高さの問題から、キーパーに付与されたねじ構造が一周であるために、反復される咀嚼運動により、キーパーにゆるみが生じる可能性が十分に考えられる。このことは、磁性アタッチメントの機能面での低下はもちろん、キーパーの脱離による誤飲・誤嚥のリスクまでも引き起こされてしまう。

本研究は、我々が開発したインプラントシステ

ムの試作キーパーに繰り返し荷重を与え、キーパーのゆるみを確認し、また、専用アバットメントにキーパーを装着する際の適切トルク値について検討を行ったものである。

## II. 材料及び方法

### 1. 開発したインプラントシステム

本インプラントシステムは、オーバーデンチャーの支台装置として磁性アタッチメントを利用するものである。すなわち、フィクスチャーにアバットメントスクリューにて専用アバットメントを固定し、インプラント用キーパーをその上に固定する仕組みになっている。インプラント用キーパーの周囲には一周のねじ構造が付与され、これにより、アバットメントに固定される仕組みになっている(図1)。

### 2. 試作インプラントキーパー

試作インプラント用キーパーには、磁性ステンレス鋼の SUSXM27, また専用アバットメントには6Al-4V-Ti 合金を使用した。キーパーは、 $\Phi 3.8\text{mm} \times 1.2\text{mm}$ の円柱の上面から0.4mm下の位置に3.5mmでピッチ0.35mmのねじ目を一周切り、キーパー上面の中心部に $\Phi 1.6\text{mm}$ 、深さ0.8mmの六角形のスクリューホール構造を持つ形状に加工した(図1, 2)。本研究の実験対象は、専用アバットメントにスクリュー固定した試作インプラント用キーパーとし、これを実験試料とした。

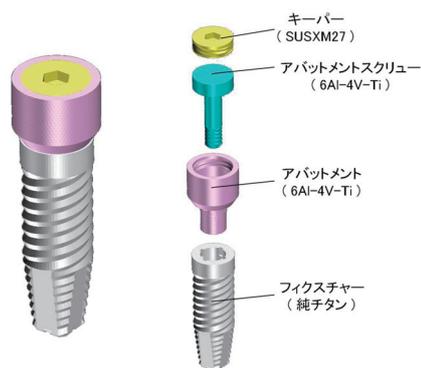


図1. 磁性アタッチメントインプラントシステムの構造

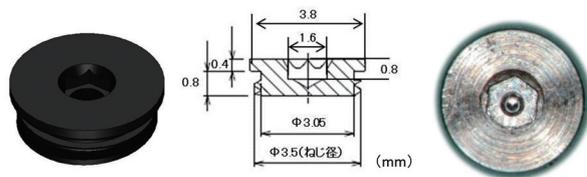


図2. 試作インプラント用キーパー

### 3. 試料固定方法

実験試料の固定方法は、インプラント体が埋入された口腔内を想定したプレート（下部プレート）および、義歯を想定したプレート（上部プレート）を製作し、試料の固定を行った。

#### 1) 下部プレート

下部プレートには、加熱重合レジン（アクロンMC, ジーシー）を用いて正方形のプレートを製作した。このプレートの中心から半径20mmの円周上に専用アバットメントを常温重合レジン（ユニファストⅢ, ジーシー）を用いて固定した。専用アバットメントの上面は、可及的に同一平面となるように固定した。プレートに固定されたアバットメントに、インプラント用キーパーをトルクゲージ（FTD50CN2-S, TOHNICHI）（図3）を用いて固定した（図4）。試作インプラント用キーパーは、最小1N・mから最大25N・mまでの9種類のトルク値にてスクリュー固定した。各トルク値に対する試料数は、各5個とした。



図3. トルクゲージ

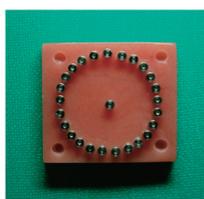


図4. 試料が固定された下部プレート

#### 2) 上部プレート

上部プレートは、下部プレート同様加熱重合レジンを用いて製作した。上部プレート上には、磁石構造体の代わりに、同じ材質であるキーパー（GIGAUSS D600, ジーシー）を用いた。下部プレートに固定した専用アバットメントにスクリュー固定された試作キーパーに相対する位置に設置し、前述の常温重合レジンを用いて固定した（図5）。



図5. キーパーが固定された上部プレート

### 4. 荷重条件

荷重は、下部プレートに対して、上部プレートを重ね合わせた状態で、上部プレート上面中心部に与えた（図6）。すなわち、下部プレートのアバットメントに固定されたインプラント用キーパーには、上部プレート部に固定されたキーパーのみが接し、荷重が伝えられる。繰り返し荷重は、当科特製の繰り返し荷重試験機を用いて、荷重量196.14N（20kgf）、ロードサイクル0.8秒/回、叩き回数50万回とした（図7）。

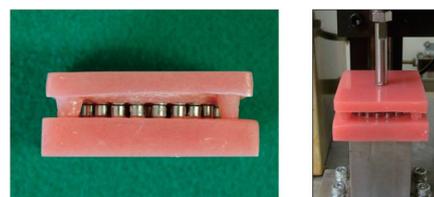


図6. 上下部プレートおよび荷重方法

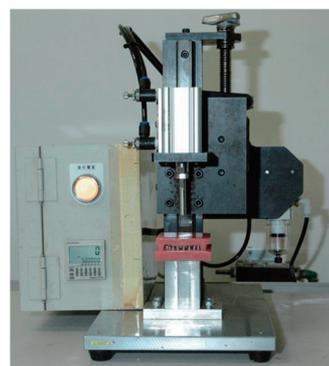


図7. 繰り返し荷重試験機

### 5. 測定方法

インプラント用キーパーをアバットメントに固定したトルク値と、繰り返し荷重後に、インプラント用キーパーを除去する際に必要であったトルク値をそれぞれトルクゲージにて測定し、それぞれの差をねじのゆるみとし、減少率を求めた。

### Ⅲ. 結 果

繰り返し荷重前後のトルク値および繰り返し荷重後におけるトルク値の減少率を表1に示す. アバットメントからインプラント用キーパーが脱離した試料は, 50万回の繰り返し荷重において, 一例も確認されなかった. しかし, 全ての試料においてねじのゆるみが確認された.

50万回の繰り返し荷重前後のトルク値の減少率は, 以下のとおりであった. 締め付けトルク値が1N・m で70%と最も大きく, 5, 10N・m においては3.6%と減少率は最も小さくなり, 最大締め付けトルク値である25N・m においては, 9.8%と減少率は大きくなった.

また, 本研究で用いた試験後の全てのキーパーにおいて, 変形は認めなかった.

表1. 繰り返し荷重前後のトルク値

荷重前 トルク値 (N・m)	荷重後		減少率 (%)
	トルク値 (N・m)	標準偏差	
1	0.30	0.20	70.0
2	1.64	0.15	18.0
3	2.66	0.17	11.3
4	3.78	0.15	5.5
5	4.82	0.42	3.6
10	9.64	0.52	3.6
15	14.09	0.82	6.1
20	18.73	0.70	6.4
25	22.55	0.48	9.8

### Ⅳ. 考 察

#### 1. 試料の固定と荷重方法について

##### 1) 上部プレート

本研究において, 上部プレートには, 磁石構造体の代わりに SUSXM27 ステンレス鋼製のキーパー (GIGAUSS D600 キーパー, ジーシー) を固定した. 実際の仕様と異なり, 磁石構造体を用いなかった理由は, 50万回の繰り返し荷重によって磁石構造体吸着面の変形や破損などで生じる繰り返し荷重の不均一性を排除し, 均一な繰り返し荷重による締め付けトルクへの影響のみを明瞭にするためである.

##### 2) 磁石構造体の代用としたキーパー使用の妥当性

磁石構造体の代用として, キーパーを上部プレートに用いた場合の問題点は, 吸引力により発生する回転力を無視していることである. 当然のことであるが, ねじに引張荷重を加えると, ねじが緩

む回転力が少なからず発生する. そこで, 本実験に用いた  $\phi 3.5\text{mm}$  でピッチ幅  $0.35\text{mm}$  のねじに磁石構造体の吸引力  $5.88\text{N}$  ( $600\text{g}$ ) の引張り力を加えたときの回転力を求めてみる. ねじの上下面に対するねじ目の傾斜角を (図8a) に示す. ピッチ幅  $0.35\text{mm}$  より, 1回転で  $0.35\text{mm}$  移動するため, 1回転する時のねじ山の長さは,

$$\begin{aligned} \pi R &= \pi \times 3.5\text{mm} \\ &= 3.5\pi \text{mm} \end{aligned}$$

となる. したがって,

$$\begin{aligned} \tan \theta &= 0.35 / 3.5 \\ &= 0.1 / \pi \end{aligned}$$

次に, 吸引力 (F) によりねじ山の先端に発生する回転方向の分力 (Fr) を (図8b) の模式図に示す. ねじに垂直に加えられる吸引力は  $5.88\text{N}$  であることから,

$$Fr = 5.88 \text{ N} \times \sin \theta$$

となる. ここで,  $\theta$  が0に非常に近い場合には

$$\sin \theta \approx \tan \theta$$

として近似できるため, 回転方向の分力 (Fr) は

$$\begin{aligned} Fr &= 5.88 \times 0.1 / \pi \\ &= 0.187 \text{ N} \end{aligned}$$

この回転方向の分力 Fr は, ねじ山の幅全体に加わるせん断力であるが, その幅が  $0.225\text{mm}$  と非常に小さいため, ねじ山の先端に加わる力として近似する. 1周ねじのため, このせん断力は, ねじを中心として半径 ( $\phi 3.5\text{mm} / 2$ ) の位置に作用する値であり, 直径  $1\text{m}$  における回転力 (トルク) を Ft として換算すると, 以下のようになる.

$$\begin{aligned} Ft &= Fr \times (3.5 / 2) / 1000 \\ &= 0.187 \times 3.5 / 2000 \\ &= 0.000327 \text{ N}\cdot\text{m} \end{aligned}$$

本実験における締め付けトルクは  $1 \sim 25\text{N}\cdot\text{m}$  であり, 最も小さい締め付けトルクの  $0.03\%$  程度に過ぎない. また, 50万回の繰り返し荷重を加えた後においても,  $0.1\%$  前後であり, 本試験におけるねじの緩みに及ぼす吸引力の影響は非常に小さく, 無視できる範囲と考えられる. 以上のことから, 磁石構造体の代用としてキーパーを使用する妥当性が示唆された.

##### 3) アバットメントの固定方法

本実験では, 叩き試験を行う上で, 各試料に対して, 同時にかつ同一の荷重条件下で試験を行うことができる効率の良い試料の設置が望まれる.

その為、下部プレートに専用アバットメントを荷重の作用点から同じ半径の円周上に設置することで、各試料に対して可及的に同一荷重を与え、同時に複数のデータを得ることが可能となった。予備実験として、各締め付けトルクにおけるキーパーの浮き上がりを評価した。締め付けトルクに関わらず、キーパーをアバットメントに固定した際の高さには有意差が現れず ( $p>0.05$ )、固定するトルク値の違いによるキーパーの浮き上がりは認められなかった (図9)。

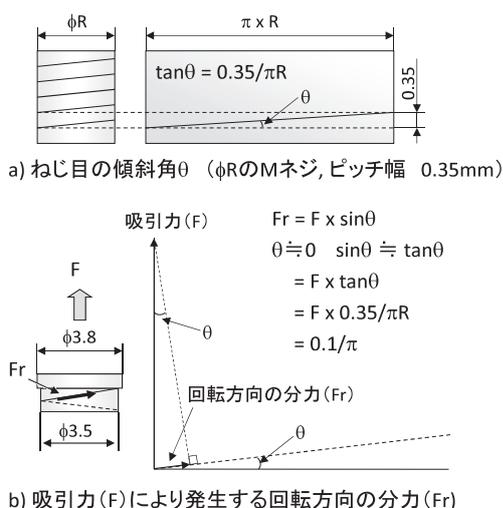


図8. 磁石構造体の吸引力がネジ機能を有するキーパーに発生させる回転力

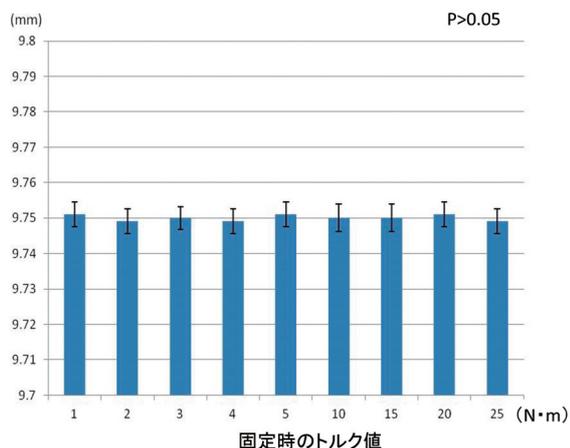


図9. 固定トルク値の違いによるキーパーの高さの比較

そのため、締め付けトルクが異なる試料の混在においても本試験方法が有効であることが示唆された。

4) 上部プレートのキーパーと下部プレートのキーパーの接触について

下部プレートの専用アバットメントにスクリュー

固定された試作キーパーと相対する位置に上部プレートのキーパーを常温重合レジンにて固定した。常温重合レジンが硬化する際の重合収縮によって、キーパー同士が分離してしまうことを考え、下部プレートに固定した試作キーパーと上部プレートに固定するキーパーを、ワックス (ウイップミックス スティック・ワックス, 東京歯科産業株式会社) を側方に流し固定した。その後、常温重合レジンを用いてキーパーを上部プレートに固定した。確実に接しているかは、咬合紙 (アーティキュレーティングペーパー, ジーシー) を用いて確認した。

5) 繰り返し荷重の回数

現代人は一回当たりの食事で約620回の咀嚼をするといわれている<sup>9)</sup>。一日に三回食事をすると仮定した場合、1年間分に相当する咀嚼回数は約50万回となる。そのため、本研究では、繰り返し荷重の回数を50万回に設定した。

6) 荷重量

咀嚼時に発生する咬合力は、有歯顎者では20~30kgfであることに対して、総義歯を装着した無歯顎者の場合では10~20kgfであると言われている<sup>10)</sup>。本研究にて設定した荷重量としては、総義歯タイプのインプラントオーバーデンチャーを想定している為、総義歯患者の最大咬合力である20kgfとした。

2. 締め付けトルクの減少率

ねじの結合体にはその機能を十分に果たすための適正締め付け力がある。適正締め付け力に対しては次の三つの条件が考えられる。ボルトが降伏したり疲労破壊したりしないこと、ゆるみに対して十分な大きさの締め付け力を維持すること、締め付け物にある限界以上の変形を生じないことが挙げられる<sup>11)</sup>。このことから今回の実験から、繰り返し荷重前後におけるトルク値を比較し、減少率が最も小さいトルク値を適正トルク値と考えた。

本研究において、荷重前後におけるトルク値の減少率を比較すると、キーパー固定時のトルク値が15N・m以上の大きな値の場合、トルク値の減少率の増加を示し、4N・m以下の小さなトルク値でキーパーを固定した場合にも、大きな減少率を示した。そして、キーパー固定時のトルク値が5~10N・mの際に、最も減少率が小さいという結

果から、5～10N・mの間に適正トルク値が存在すると推測される。

一方、30N・m以上の大きなトルク値で締めた場合、キーパーのスクリーホールが跳ね上がることが確認されており、磁性アタッチメントとしての吸引力が低下してしまう恐れもある。

そこで、今回の試作インプラントキーパーのように、ネジ構造の規格がM3.5×0.35精級、SUSXM27を用いた一周のネジで固定される構造においては5～10Nのトルク値が妥当であると考えられる。

### 3. ゆるみについての臨床的対応

本研究では、約1年間の咀嚼回数に相当する50万回の繰り返し荷重を与えた結果、キーパーが脱落した試料が1例もないことから、キーパーのメンテナンス期間は1年に1度程度で十分であると考える。しかし、一般的なねじにおいて、初期ゆるみと言われる約1,000回程程度の繰り返し荷重によって、急激にゆるみを生じる現象が知られており<sup>12)</sup>、本研究においても、5万回、10万回荷重時に、トルク値が大きく低下したことが確認されている。その対策として、10万回の繰り返し荷重の期間が2ヶ月相当であるため、2ヶ月に1度、増し締めをすることが、临床上において望ましいと考える。

## V. 結 論

試作インプラント用キーパーに対し、1年間の咀嚼回数に相当する50万回の繰り返し荷重を与え、キーパーのネジのゆるみについて検討を行った結果、以下の知見が得られた。

- 1, 締め付けトルク値の大きさに関わらず50万回の繰り返し荷重によって、全試料においてゆるみが生じた。
- 2, 試作インプラント用キーパーの適正トルク値は、繰り返し荷重後の減少率が最も少ない5～10Nであ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—磁石を利用した新しい補綴治療—, 医歯薬出版(株), 東京, 1992.

- 2) 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.
- 3) Cune M, van Kampen F, van der Bilt A: Patients satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a crossover clinical trial. *Int J Prosthodont*, 94(5): 471, 2005.
- 4) Misch, C. E. (前田芳信 総監訳): インプラント補綴. 永末書店: 44-54, 2007.
- 5) 岩井孝充, 熊野弘一, 中村好徳ほか: 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. *日磁歯誌*, 21 (1): 42-49, 2012.
- 6) 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—スクリーホール形態の違いによる影響—. *日磁歯誌*, 20 (1): 55-60, 2011.
- 7) 林 建佑, 神原 亮, 中村好徳ほか: 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. *日磁歯誌* 21 (1) 50-56, 2012.
- 8) K. Hayashi, R. Kanbara, Y. Nakamura et al: Stress Analysis of Implant Keepers with Different Retaining Methods. *J.J. Mag-Dent*, 21 (2) 9-14 2012.
- 9) 岩崎 正則, 葭原 明弘, 宮崎 秀夫: 成人期および高齢期における咀嚼回数と体格の関連. *口腔衛会誌* 61 (5) 563-572, 2011.
- 10) Okamoto Hirokuni, Asano Takashi: Comparative Study of Bite Force Controls in Healthy Dentate Individuals and Complete Denture Wearers. *Int J Oral-Med Sci*, 10 (4) 400-405. 2012.
- 11) 北郷 薫, 吉本 勇, 江藤元大ほか: トルク法におけるねじの適正締め付け力に関する研究. *精密機械* 39 (7) 748-752. 1973.
- 12) Ochiai K.T., Sultan E., Hojo S. et al: Effect of Abutment Design on Screw Loosening in Wide Diameter Implants. *Bull Kanagawa Dent Coll*, 35 (1) 3-8. 2007.



## 原著論文 Original paper

Journal home page : [www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)

### 鑄造用磁性合金と押湯の混合比率が鑄造キーパーと磁石構造体の吸引力に及ぼす影響

中村好徳, 吉原健太郎, 岩井孝充, 坂根 瑞, 高田雄京<sup>1</sup>, 田中茂生, 田中貴信

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

### Influence of the mixed ratios of the casting magnetic alloy and its feeding head on attractive force between a cast keeper and a magnetic assembly

Yoshinori Nakamura, Kentaro Yoshihara, Takamitsu Iwai, Mizuho Sakane, Yukyo Takada<sup>1</sup>, Shigeo Tanaka and Yoshinobu Tanaka

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

<sup>1</sup>Division of Dental Biomaterials, Tohoku University Graduate School of Dentistry

#### Abstract

Recently, magnetic attachment has been small and spread for clinical use. However, methods of fabrication using a ready-made keeper attached to a root cap are impossible to apply in some cases because of the tight space. The root cap made by a cast of used magnetic alloy is available for cases in which denture space is tight.

Clinically, used metal has been employed for casting a restoration. However, no report has been done regarding the influence castings made of feeding head have on the attractive force of a magnetic attachment. We reported the influence a reused castable magnetic alloy has on the attractive force.

We changed the rate of feeding head when we made specimens, measured the attractive force, and analyzed the content rate and segregation of Co. There were significant correlations between the rate of feeding head and content of Co, the attractive force and content of Co, and the attractive force and condition of segregation.

#### キーワード

(Key words)

磁性アタッチメント

(Magnetic attachment)

鑄造用磁性合金

(Castable magnetic alloy)

再鑄造

(re-casting)

## I. 緒 言

歯科用磁性アタッチメントは、部分床義歯の支台装置として義歯の維持安定をはかる目的以外に、歯科矯正治療や顎顔面補綴治療などへも応用され、さまざまな臨床現場で用いられている<sup>1,2)</sup>。このシステムは、永久磁石に磁気回路を付与した磁石構造体と強磁性体のステンレス鋼製キーパーで構成されている。この両者が密着し、閉磁路回路を形成することで生じる強力な吸引力を義歯の維持

力として利用するものである<sup>1)</sup>。磁性アタッチメントの通常の使用法は、支台歯に既製のステンレス鋼製キーパーを組み込んだキーパー付根面板を装着し、義歯粘膜面に磁石構造体を内蔵して使用する。近年、磁石の高性能化に伴い、磁性アタッチメントも小型化してきたが、複雑で多岐にわたる臨床条件の中では、極めて限定されたスペース、歯根の傾斜等の隣在歯の影響などにより、既製の形態では設置が容易ではない場合も少なくない<sup>2)</sup>。

そこで、従来のキーパー付根面板に代わるものとして、キーパーを兼ねた磁性合金製根面板が開発された。これは鋳造可能な磁性合金を使用して製作した根面板である。これにより、キーパー付根面板に対して、クリアランスが少ない症例においても磁性アタッチメントを応用することが可能となる。

ロストワックス法を用いて鋳造を行う場合、鋳造欠陥を避けるために鋳造体の上部に押湯が必要となるが、鋳造体を切り取った後には不要となる。貴金属合金等では、押湯の劣化がわずかであることから、臨床では無駄を省くためにこの押湯と未使用の合金を混合して鋳造することが一般的である。鋳造用磁性合金では、歯科用合金に必要な諸性質に加え、磁気特性も重要な性質となる。そのため、押湯を使用した鋳造が、キーパーと磁石構造体の吸引力に及ぼす影響を詳細に検討することが必要不可欠である。

本研究では、鋳造用磁性合金の押湯と未使用合金の混合比率が、鋳造キーパーと磁石構造体の吸引力に及ぼす影響を明らかにし、鋳造キーパーの金属組織や構成元素濃度の変化に基づき吸引力の検証を行うことを目的とした。

## II. 材料および実験方法

### 1. 材料

本実験では、市販の鋳造用磁性合金である Attract P (徳力本店) を用いた。国内で入手しやすく、臨床で容易に使用できることから選択に至った。Attract P のインゴットと所要性質を図 1 及び表 1 にそれぞれ示す。本合金は、Ag-Co-Pd 系合金であり、微量元素として Au, Zn, In,



図 1. 「Attract P」(徳力本店)

などを含む。

表 1. Attract P の成分および物性

色調	銀白色
融点	1148・1192℃
鋳造温度	1300℃
比重	10.5 g/cm <sup>3</sup>
鋳造後ビッカース硬さ	197 HV
耐力	300MPa
伸び	13.5 %

### 2. 実験方法

#### 1) 試料の作製方法

パターン製作にはインレーワックスを使用し、図 2 に示す磁性アタッチメント (GIGAUSS C600, ジーシー) のキーパートレーにワックスを流し込んだ後、吸着面をガラス練板に圧接し、図 3 に示すように平坦な面に仕上げた。製作したパターンをレディーキャストワックスで円錐台に植立し、リン酸塩系埋没材 (セラベスト, ジーシー) を用いて埋没した。空気圧を鋳造圧に利用した真空加圧鋳造機 (CASCOM, KDF) を使用し、鋳造温度を 1300℃、融解時間を 5 分として未使用のセラミックろつぼを用いて鋳造を行った。



図 2. GIGAUSS C600 キーパートレー



図 3. 試料パターン

未使用の Attract P インゴットと同鋳造条件で一度鋳造した Attract P の押湯部を試料の鋳造に用いた。押湯には、表面に埋没材や酸化皮膜が付着しているため、カーボランダムポイントにてそれらを削除した後、サンドブラスト処理を付

与した。未使用の Attract P と押し湯の混合比率は、それぞれ 1 : 0 (未使用合金のみ), 1 : 3, 1 : 1, 3 : 1, 0 : 1 (押し湯のみ) の合計 5 種類 (以下 0, 25, 50, 75, 100% と表記する。) とし、各混合比率において各 5 個の試料を作製した。試料の作製チャートを図 4 に示す。

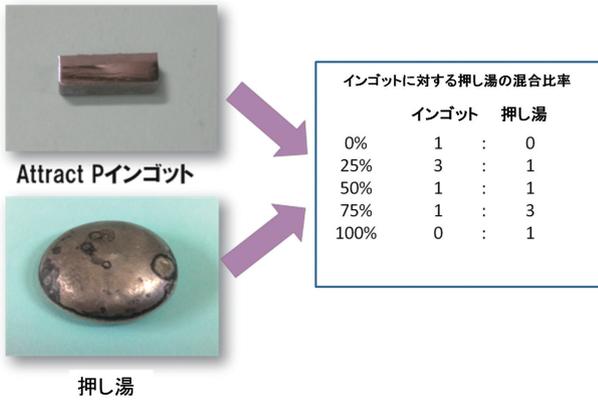


図 4. 試料製作チャート

鑄造後の各試料を研磨用硬化樹脂 (SCANDIQUICK, SCANDIA) を用いてレジン包埋した。これらの吸着面を自動研磨機 (ECOMET3, BUEHLER) を用いて #1200 まで研磨後、1 μm アルミナ粉末とバフを使用して鏡面研磨を行い、蒸留水を用いて 15 分間超音波洗浄した。完成した試料と模式図を図 5 及び図 6 に示す。



図 5. 完成した試料

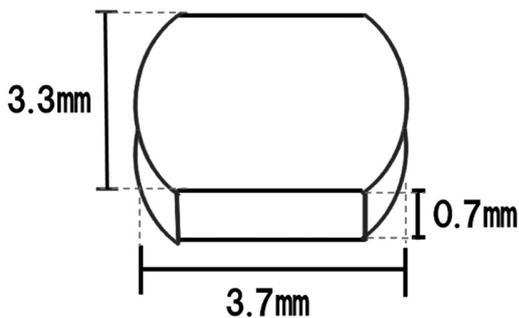


図 6. 試料寸法

## 2) 吸引力測定

試料と磁石構造体 (GIGAUSS C600, ジーシー) を中村ら<sup>3,4)</sup> が考案した吸引力測定治具に装着し、小型卓上試験機 EZ-TEST® (SHIMAZU) に装着して吸引力の測定を行った。試験機及び吸引力測定ジグを図 7 に示す。試料と磁石構造体の固定方法についての模式図を図 8 に示す。吸引力の測定は、牽引速度を 5 mm/min とし、各 10 回行い、その平均値を試料の吸引力とした。

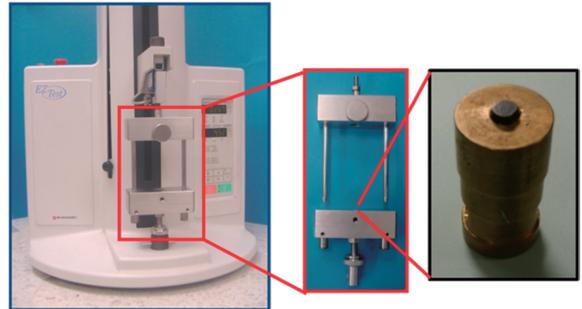


図 7. 小型卓上試験機 EZ-TEST と特製治具

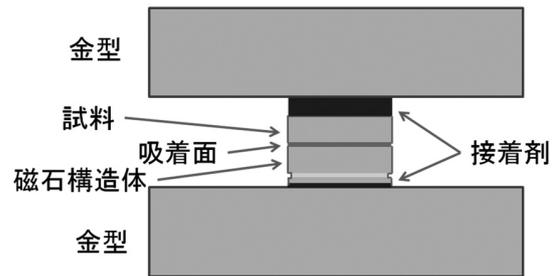


図 8. 金型への試料固定法

## 3) 金属組織観察及び元素濃度分析

電子線プローブマイクロアナライザー (JXA-8530F, 日本電子) を使用し、金属組織の観察及び構成元素濃度の定量分析を行った。点分析にて構成元素を同定した後、2 × 3 mm の範囲をプローブ径 9 μm にて各元素濃度を定量分析した。各試料の吸着面に加え、未使用のインゴット表面の任意の面の元素濃度も定量分析した。

後述するが、未使用の Attract P 及び各試料の金属組織において、Co リッチな母相の中に Ag リッチな第 2 相が少量観察された。そこで、金属組織の大半を占める母相中の Co 濃度 (mass %) を試料全体の Co 含有率として近似した。一方、母相中に見られる Ag リッチ相については、Ag を指標として Ag 含有率 45% 以上の部分を Ag リッチ相とみなし、マッピング像における面積比を吸着面における Ag リッチ相の面積比率と

して算出した。

4) 統計解析

統計解析ソフトウェア (PASW Statistics Base 18 for Windows, SPSS) を使用し, 吸引力測定, 構成元素分析結果に対して Pearson の積率相関分析を行い, 吸引力の変化に影響を与えている因子を検討した。

Ⅲ. 結 果

未使用の Attract P インゴットの金属組織を観察したところ, 図9に示すように Co リッチな母相に Ag リッチな第2相が偏在する傾向が観察された。Ag リッチ相の多くには, 内部に鑄巣が観察された。構成元素の定量分析によると, Co リッチな母相は Co-Pd 系, Ag リッチ相は Ag-Pd 系を主成分とする相であることがわかった。母相及び Ag リッチ相の分析位置と定量分析値を図10に示す。鑄造後の押し湯表面には, 図11に示すように酸化皮膜が形成し, 主に Co の酸化物であることが確認された。

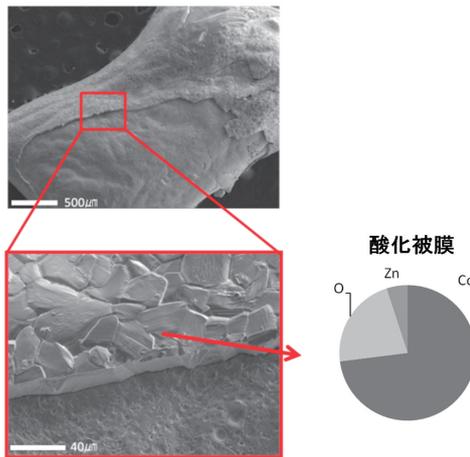


図11. 酸化膜の構成元素

押し湯の混合比率と Co 含有率の相関分析を図12に, 押し湯の混合比率と Ag リッチ相の面積比率の相関分析を図13に示す。押し湯の混合比率と試料中の Co 含有率は, 強い負の相関 ( $R = -0.52$ ) を示した。また, 押し湯の混合比率と吸着面に見られる Ag リッチ相の面積比率は, 弱い正の相関 ( $R = 0.35$ ) を示した。

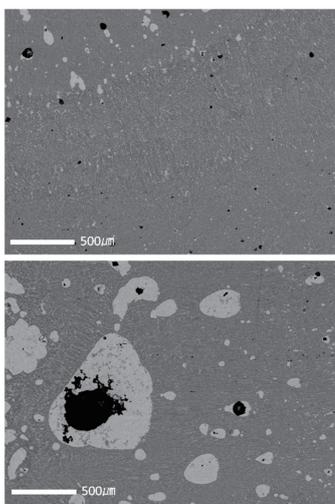


図9. 同一インゴットの異なる部位の SEM 像

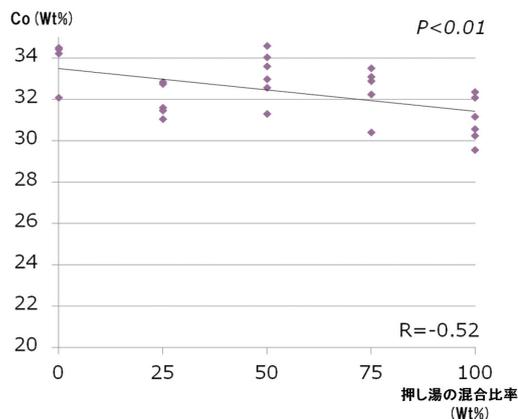


図12. 押し湯の混合比率-Co 含有率相関分析 (R=相関係数)

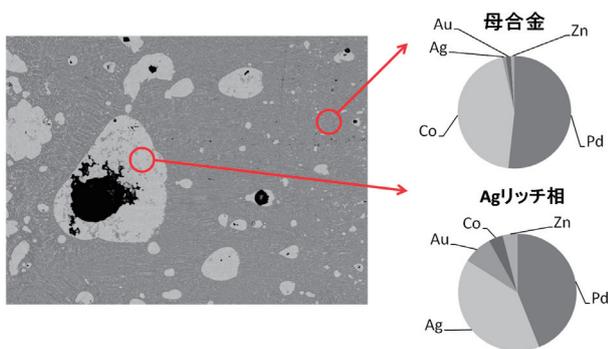


図10. 母合金と Ag リッチ相の組成

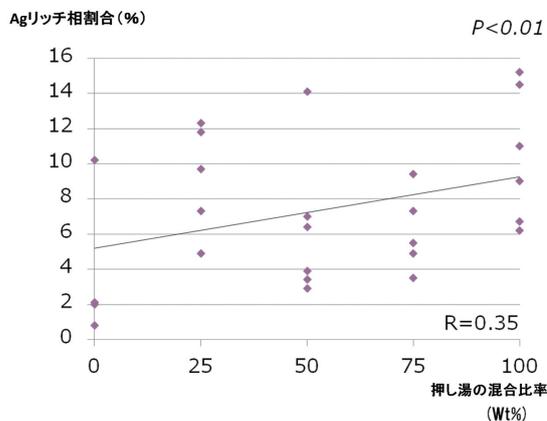


図13. 押し湯の混合比率-偏析相割合相関分析 (R=相関係数)

次に、Co含有率と吸引力の相関図を図14に、Agリッチ相の面積比率と吸引力の相関図を図15にそれぞれ示す。試料中のCo含有率と吸引力では、強い正の相関 ( $R=0.59$ ) を示し、Agリッチ相の面積比率と吸引力は強い負の相関 ( $R=-0.57$ ) を示した。図16に示す押し湯の混合比率と吸引力の相関では、強い負の相関 ( $R=-0.52$ ) を示した。

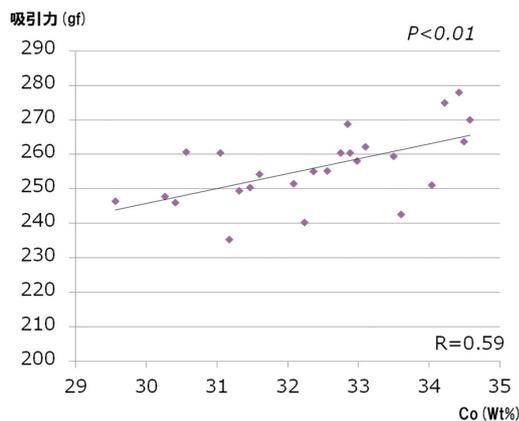


図14. 吸引力-Co含有率  
相関分析 ( $R$ =相関係数)

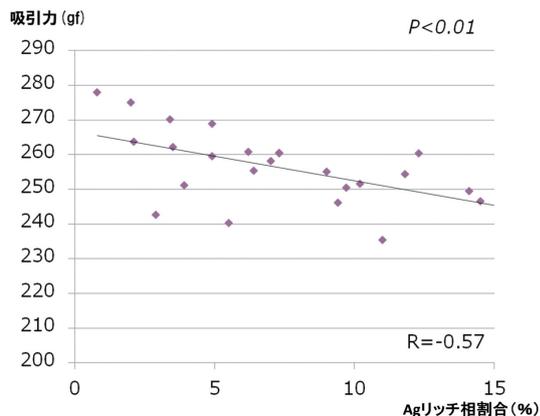


図15. 吸引力-Agリッチ相割合  
相関分析 ( $R$ =相関係数)

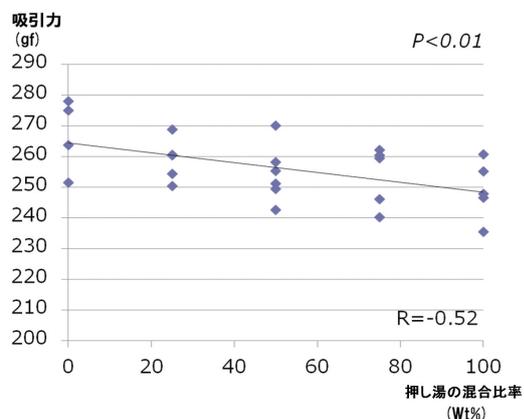


図16. 押し湯の混合比率-吸引力  
相関分析 ( $R$ =相関係数)

## IV. 考 察

### 1. 吸引力測定法の妥当性

磁性アタッチメントの吸引力の測定において、牽引力の方向や磁石構造体とキーパー間のアライメントのわずかなずれは、吸引力を大きく低下させる因子であり、正確な値を計測することは非常に難しい。その一例であるが、田中<sup>1)</sup>は約0.2 mmのエアギャップで吸引力が約1/10まで低下すると報告している。今回、吸引力を測定する際に牽引方向を吸着面と垂直に規定するため、特製の維持力測定治具を使用した(図7)。寺尾ら<sup>4)</sup>の報告によると、本治具は2本の軸で牽引方向を規定しており、牽引時の摩擦力は、ブッシュベアリングを搭載することにより可及的に小さくすることに成功している。

本研究では、試料を金型に接着する際に、金型と試料の間に隙間を作り、その隙間を接着剤で埋めるようにしたことにより、試料と磁石構造体の吸着面を密着させ、ギャップが可及的に存在しない状態と正確なアライメントを実現した(図8)。希土類磁石の着磁状態や磁石構造体内部での配置が完璧に同一である磁石構造体を作ることは非常に難しく、磁石構造体の吸引力には若干の製品間誤差が存在する。そこで、同一の磁石構造体を全試料の吸引力測定に使用した。これにより、本研究の測定法は、磁石構造体の個体差による吸引力のばらつきも排除でき、試料間の吸引力変化を正確に比較できるに至った。

### 2. 試料中のCo含有率の近似

電子プローブマイクロアナライザー (JXA-8530F, 日本電子) による元素分析では、試料表面の深さ1  $\mu$ m程度の範囲までの元素を分析可能である。本研究では、試料表面におけるCo濃度 (mass%) を試料中のCo含有率として近似した。これは、試料表面の金属組織が立体的にも同様な組織であると仮定したものであるが、分析されなかった深部に大きく異なる組織が存在する可能性も否定できない。しかしながら、Co含有率と吸引力に相関が見られたことより、本研究目的を遂行するに妥当な方法であったと考えられる。吸引力に対する構成元素の影響をさらに詳細に検討するためには、試料全体を立体的にとらえた元素分布を分析する必要がある。

### 3. 金属組織

#### 1) Attract P の金属組織

岡本ら<sup>5)</sup>は Attract P と類似した組成の casting Pd-Co-Ag 系磁性合金の金属組織を観察し、均一な固溶体であると報告している。しかし、Attract P のインゴットにおいては、未使用であっても Ag リッチ相が観察されたことから、岡本らとの結果とは異なり、この合金は Co リッチな Pd-Co 系の母相と Ag リッチな Pd-Ag 系の第 2 相から成る 2 相合金と考えられる。

Ag リッチ相は 37mass% 以上の Ag を含む組成であり、母相に比べて融点が高いことが予想される。そのため、Ag リッチ相が最終凝固部となり、この相の多くに鑄巣が観察されたと考えられる。また、この Ag リッチ相は、その多くが偏在しており、鑄造に際して Ag リッチ相を多く含む部分を使用してしまうと、鑄造欠陥を多く含み、機械的性質の劣化や耐食性の低下を招く恐れもある。岡本ら<sup>5)</sup>は、鑄造用 Pd-Co-Ag 系磁性合金において、Co の添加量が多いほど磁性が増加すると報告している。Ag リッチ相は、Co をわずかしか含んでいない組成であり、非磁性を示すと考えられることから、鑄造体に対してわずかな量であっても、鑄造体の磁性を低下させることも懸念される。

これより、Attract P はキーパーを兼ねた根面板に最適な鑄造用磁性合金とは言いがたく、Ag リッチ相の出にくい組成への改善が望まれる。

#### 2) 押湯の Co 含有率

本合金の組成では、Co を 32% 含有しているが、押湯を混合して鑄造を行うと、29.56~34.42% の範囲で Co 含有率が変化する現象が現れた。図 16 に示した酸化皮膜の定量分析において、Co と酸素の質量比を原子比に換算するとほぼ等量比となる。酸化皮膜表面から 1  $\mu\text{m}$  の深さの情報であるため、下地となっている Co リッチ相の影響を受けて Co 濃度が高く分析されることから、900°C 以上で安定な  $\text{Co}_3\text{O}_4$  の酸化皮膜<sup>8)</sup> が形成されていると推定できる。押湯を再利用する際に、表面に形成した酸化皮膜を除去したことで、合金に含まれる Co が優先的に損失し、その結果として Co 含有率が低下しやすいことが明らかとなった。

#### 3) 押湯の混合比率と合金相の組成変化

図 10 及び図 11 によると、押湯の混合比率と試料

中の Co 含有率は、強い負の相関を、Ag リッチ相の面積比率は、弱い正の相関を示した。すなわち、押湯の混合比率が増加すると、試料中の Co 含有率の減少と Ag リッチ相の面積比率の増加が生じたことになる。前述のように、押湯は未使用の合金に比べ Co 含有率が低下する傾向にあり、押湯の混合比率の増加は少なからず鑄造合金中の Co 含有率を低下させる。Co 含有率の低下は、Ag 濃度の相対的な増加に寄与し、Ag リッチ相の生成しやすい組成に変化させると考えられる。総合的に見れば、本合金の融解及び鑄造過程において押湯表面に形成される Co の酸化皮膜が Co 含有率の低下と Ag リッチ相の増加を導くことになる。

江田ら<sup>6)</sup>は Attract P と類似した Pd-Co-Ag 系磁性合金の鑄造において、都市ガス・酸素ブローパイプによる遠心鑄造法、高周波鑄造器、アルゴンアーク鑄造機を比較した場合、鑄造法の合金組成への影響はあまりないと報告している。しかし、本研究では、押湯や押湯と未使用合金を混合した試料において、Co の酸化皮膜形成による Co 損失が合金相の組成変化を誘導したことが確認されている。Co 含有率の低下は磁性の低下を招き<sup>5)</sup>、Ag リッチ相の増加は鑄造欠陥を促し、機械的性質の劣化や耐食性の低下の原因となる。本合金本来の性能を維持するためには、押湯の再利用の有無に関わらず、金属の酸化を抑えたアルゴンガス雰囲気中などの環境で融解及び鑄造することが望ましい。

### 4. 吸引力

#### 1) 既成及び鑄造キーパーの吸引力比較

寺尾ら<sup>4)</sup>が測定した GIGAUSS C600 の既製キーパーの吸引力と比較すると、鑄造用磁性合金で製作された鑄造キーパーの吸引力は、その約 50% 程度であった。しかし、その特徴である鑄造性を活かし、これまで磁性アタッチメントが応用不可能であった部位に多くのアタッチメントを組み込み、全体として吸引力を向上できる可能性があり、義歯にとってのより高い維持力を発揮できると考えられる。

#### 2) 合金相と吸引力

Co は強磁性体であり、Pd-Co-Ag 系合金の Attract P に磁性を付与する元素である。岡本

ら<sup>7)</sup>は、Au-Co合金において8~82 mass%のCoを含有すると磁性を示し、Pd-Co合金では5 mass%以上のCoを含有することで同様に磁性を示すと報告している。本合金は、32mass%のCoを含有する鑄造用磁性合金であり、CoリッチなPd-Co系母相は当然磁性を示す。図12に示したように、Co含有率と吸引力の間には、強い正の相関が現れていることから、Coの含有率が高いほど大きな吸引力を得ることを示唆している。

一方、図13からわかるように、Agリッチ相の面積比率と吸引力は強い負の相関を示し、Agリッチ相が増加すると吸引力が低下する傾向であった。Pd-Ag系のAgリッチ相は、強磁性体のCoを5 mass%未満しか含有していないため、非磁性であり、吸着面における面積比率の増加が吸引力の低下を誘導したと考えられる。

Agリッチ相の大きさは、直径10 $\mu$ m程度のものから500 $\mu$ mに及ぶ大きなものまで様々であった。小さなAgリッチ相であれば、すぐ下には磁性を示す母相が存在するため、吸引力への影響は少ないが、小さくても多数の群をなしていたり、直径が大きかったりした場合には、Agリッチ相がエアギャップと同様に働き、吸引力を大きく低下させる因子となることが懸念される。

### 3) 押湯の混合比率と吸引力

図9に示したように、押湯の混合比率と吸引力は強い負の相関を示した。すなわち、押湯の混合比率が増加すると、試料中のCo含有率の減少とAgリッチ相の増加が生じ、両者の相乗により吸引力が低下することを示唆している。臨床では、再鑄造を繰り返した押湯を使用することもあるが、酸化によって組成の変化しやすい本合金においては、大きく吸引力が低下する危険性がある。

しかしながら、臨床的には、押湯の再利用は非常に重要な課題であり、使用可能な押湯の繰り返し鑄造の回数やその際の混合比率などの実用的検討を今後も進めていく必要がある。

## V. 結 論

鑄造用磁性合金 Attract Pを用いて、押湯と未使用合金の混合比率が、鑄造キーパーと磁石構

造体の吸引力に及ぼす影響を金属組織と合金相の変化に基づき検証し、以下結論を得た。

1. 鑄造用磁性合金 Attract Pは、Pd-Co系のCoリッチ母相とPd-Ag系のAgリッチの第2相からなる2相合金であることが確認された。
2. 鑄造用磁性合金 Attract Pは、鑄造によりCoの酸化皮膜を形成し、合金内のCo含有率が低下しやすく、Agリッチ相の増加が助長されることが確認された。
3. 押湯の混合比率の増加は、磁性に寄与するCo含有率の減少とAgリッチ相の増加を招くため、吸引力が低下することが確認された。

## 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，29-39，医歯薬出版，東京，1992。
- 2) 田中貴信：続・磁性アタッチメントー108問108答ー，1-160，医歯薬出版，東京，1995。
- 3) Y.Nakamura, K.syoji, R.Kanbara, et al：Influence of the Mesuring Methods on the Attractive Force of Megnetic Attachments. JJ Mag Dent 19 (2)：10-15, 2010.
- 4) Y.Terao, Y.Nakamura, T.Isihda, et al：Mesuring Methods of the Attractive Force of Magnetic Attachment. JJ Mag Dent 16 (2)：14-19, 2007.
- 5) 岡本佳三，江田和夫，宮崎光治，ほか：鑄造用Pd-Co-Ag系磁性合金。歯材器，18 (2) 102-108, 1999。
- 6) 江田和夫，岡本佳三，宮崎光治，ほか：Pd-Co-Ag系磁性合金の鑄造面性状と特性。歯材器，21(4)202-209, 2002。
- 7) 岡本佳三，江田和夫，宮崎光治，ほか：鑄造用磁性合金に関する基礎的研究。歯材器，17 (5) 309-314, 1998。
- 8) A.Eamshaw, NN. Greenwood:Chemistry of the Elements, second Edition. 1118-1118, Butterworth-Heinemann, Oxford, 1997



## 原著論文 Original paper

Journal home page : [www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)

### 磁気シールド材料としての Ti と SUS 447J1 のレーザー溶接

高田雄京, 高橋正敏, 菊地 亮<sup>1</sup>, 佐藤秀樹<sup>2</sup>,  
泉田明男<sup>3</sup>, 中村好徳<sup>4</sup>, 田中貴信<sup>4</sup>, 天雲太一<sup>5</sup>

東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

<sup>1</sup>NEOMAX エンジニアリング株式会社, <sup>2</sup>荒町さとう 歯科医院,

<sup>3</sup>東北大学大学院歯学研究科咬合機能再建学分野, <sup>4</sup>愛知学院大学歯学部有床義歯学講座,

<sup>5</sup>東北大学大学院歯学研究科歯学イノベーションリエゾンセンター

### Laser welding between titanium as a magnetic shielding material and SUS 447J1 stainless steel

Yukyo Takada, Masatoshi Takahashi, Akira Kikuchi<sup>1</sup>, Hideki Sato<sup>2</sup>, Akio Izumida<sup>3</sup>,  
Yoshinori Nakamura<sup>4</sup>, Yoshinobu Tanaka<sup>4</sup> and Taichi Tenkumo<sup>5</sup>

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

<sup>1</sup>NEOMAX ENGINEERING Co.,Ltd., <sup>2</sup>Aramachi Sato Dental Clinic

<sup>3</sup>Division of Fixed Prosthodontics, Tohoku University Graduate School of Dentistry,

<sup>4</sup>Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Aichi-Gakuin University,

<sup>5</sup>Liaison Center for Innovative Dentistry, Tohoku University Graduate School of Dentistry

#### Abstract

In this study, we focused on pure titanium as a nickel-free material used for a shield ring or a spacer and examined its weldability to SUS 447J1 stainless steel using laser welding. When titanium was welded to SUS 447J1 stainless steel, some large cracks were observed on the beads. The running cracks extended to the inside of the beads. According to the simple bending test, the entire welded zone broke down easily. In the case of the thin titanium ribbon wedged between SUS 447J1 stainless steel, the bending load below 200g also destroyed all of the sandwich line. However, an alloy containing a significant amount of titanium, such as an 83at%Ti-11at%Fe-6at%Cr alloy, showed some ductility. The reason may be that it might have a metastable  $\beta$  phase because of the  $\beta$  phase at high temperature. Although titanium can make it difficult to control the composition of the bead, the metastable  $\beta$  phase in the bead possibly improves the weldability between titanium and SUS 447J1 stainless steel.

#### キーワード

(Key words)

磁性アタッチメント (Magnetic attachment)	磁気シールド材料 (Magnetic shielding material)
レーザー溶接 (Laser welding)	チタン (Titanium)
磁性ステンレス鋼 (Magnetic stainless steel)	

## I. 緒 言

国産の歯科用磁性アタッチメントは閉磁路型であり、磁気回路を形成するために透磁率の高いフェライト系の磁性ステンレス鋼と磁気シールドの役割を果たす透磁率の低いオーステナイト系の非磁性ステンレス鋼を組み合わせている。閉磁路型の歯科用磁性アタッチメントは、磁気回路を持たない製品に比べ、小型でありながら極めて大きな吸引力を発揮する特徴を持つが、磁気回路を形成するため、Niを12mass%含有する非磁性ステンレス鋼のSUS 316 (L)<sup>1)</sup>がシールドリングやスペーサーとして用いられている。歯科用補綴材料や歯科用磁性アタッチメントの国際標準規格であるISO 22674<sup>2)</sup>やISO 13017<sup>3)</sup>において、Niは有害元素に指定されており、0.1mass%以上含有する場合には報告義務が規定されている。カップヨーク型の歯科用磁性アタッチメントにおけるNi含有量は、磁石構造体全体に対して0.3mass%未満である<sup>4)</sup>。また、SUS 316Lは生体用ステンレス鋼であり、静的条件下ではイオンの溶出もほとんどなく<sup>5)</sup>、外科用インプラントに用いられるCo-Cr-Mo合金と同等の耐食性を示すことが報告されている<sup>6)</sup>が、近年のNiに対する金属アレルギーの動向を考えると、Niを含まない非磁性材料を歯科用磁性アタッチメントに応用することが望まれている<sup>7)</sup>。

これらのシールドリングやスペーサーは、磁気回路の形成に加え、希土類磁石を完全に密閉し、耐食性に乏しい磁石を保護する目的で磁性ステンレス鋼製のヨークにレーザー溶接される。そのため、非磁性を示し、かつ磁性ステンレス鋼との溶接性に優れた性質が必要不可欠である。また、歯科用磁性アタッチメントの製造工程において、塑性加工が行われるため、塑性加工性に富むことも重要となる。当然のことではあるが、SUS 316Lと同等以上の耐食性と生体に対する安全性も要求される。これらの所要を満たすと共に、溶接で生じるビードの組成をできる限り単純化することを考慮し、安全性の高い純Tiに着目した。

Tiは異種金属材料との溶接が難しいことが知られており、TiとFeやステンレス鋼などとのレーザー溶接に関する検討が歯科や工業界でなされている<sup>8-12)</sup>。本研究では、磁性ステンレス鋼とTiのレーザー溶接を行い、溶接部位の性状や接合強度

の面からその接合性を評価し、Tiの磁気シールド材料としての可能性を明らかにすることを目的とした。

## II. 実験方法

### 1. 材料

#### (1) 溶接実験試料の作製

市販の歯科用磁性アタッチメントのヨーク及びキーパーに用いられている磁性ステンレス鋼のSUS 447J1 (Fe-30Cr-2Mo, Shomac 30-2, 日本高周波真空)を実験に用いた。また、非磁性シールドリング材料として、Ti (JIS1種, 神戸製鋼)を非着材に選び、磁性ステンレス鋼とのレーザー溶接に用いた。

SUS 447J1を熱間圧延し、1mm厚の板材を作製した。σ相の析出を除去するため、真空加熱炉を用いて1050°Cで30分間加熱後、水中急冷した<sup>13)</sup>。SUS 447J1及びTiの板材(1mm厚)を切断した後、5mm×20mm×0.7mmの短冊状に成形した。溶接を行う面は上下面に対して垂直になるように成形し、全周囲を#800までエメリー紙で研磨した<sup>14)</sup>。前述のように、歯科用磁性アタッチメントでは、ヨークの間にシールドリングが挟まれた構造となっている。そこで、シールドリングを想定し、各ステンレス鋼板でTiの薄板を挟み込む試料を得るため、Tiを0.3mm厚まで圧延し、挟み込み用の薄板(5mm×0.7mm×0.3mm)も作製した。

レーザー溶接に用いた試料として、図1に示すようにa) SUS 447J1とTiを組み合わせたもの、b) SUS 447J1でTiを挟み込んだもの2種類を準備した。

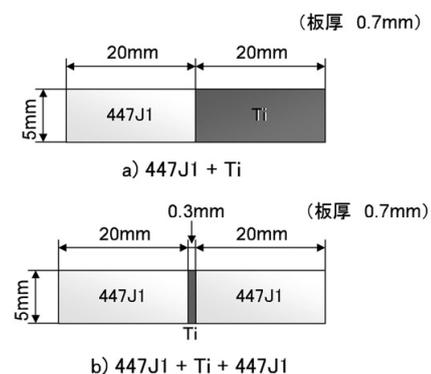


図1. 試料の形状

## (2) Fe-Cr-Ti 合金の作製

磁性ステンレス鋼と Ti の溶接により合金化したビードを想定し、Ti と磁性ステンレス鋼の主成分である Fe と Cr から成る金属間化合物及び金属化合物の少ない Ti リッチな Ti-Fe-Cr 合金を作製した。Cr<sub>6</sub>Fe<sub>18</sub>Ti<sub>5</sub> 合金（金属間化合物）、33at%Cr-33at%Fe-33at%Ti 合金（等量比の Fe<sub>2</sub>Ti と Cr<sub>2</sub>Ti の金属間化合物）、83at%Ti-11at%Fe-6at%Cr 合金（金属化合物の少ない合金）の組成となるように Fe (>99.9mass%), Cr (>99.9mass%), Ti (>99.8mass%) を混合し、Ar アーク溶解炉を用いてこれらインゴットを熔製した。偏析を少なくするため、インゴットの天地を換えて 3 回溶解を繰り返した。高純度 Ar ガス (>99.9999%) を用い、真空度を  $5 \times 10^{-4}$  torr 以下とした。

## 2. レーザー溶接

実験に使用した Nd:YAG レーザー溶接機 (Alphasaser ALS100, セレック) を図 2 に示す。溶接チャンバー内の中央に設置した自動送りステージの上部に突き出たパイプから Ar ガスを吹き付け、上部のレーザー照射口からレーザーパルスを照射し、Ar 雰囲気中で溶接した。各試料の標本数を 5 本とした。溶接部位が非常に小さく、正確な溶接を必要とするため、図 3 に示す自動送りステージを作製し、コンピューターで制御されたステッピングモータにより、一定速度で試料を自動送りして等間隔のレーザーパルスが溶接部に照射されるようにした。

本研究では、ビード深度が試料底部まで到達し、溶接表面でのビード径が 0.5mm~0.8mm となる溶接条件を採用した。また、ビードが十分に重なるようにするため、自動送りステージの送り速度を 1 mm/sec とし、パルス周波数を 4Hz とすることで、ビード間隔を 0.25mm に調整した。溶接条件を表 1 に、溶接時のパルス周波数と送り速度の関係を図 4 に示す。

## 3. 溶接部位の観察

溶接後の試料のマクロ観察を目視により行った後、光学顕微鏡を用いてビード表面を観察した。ビードの深さ方向の性状を調べるため、溶接後の試料を樹脂包埋した後、溶接方向に対して直交する面を切断し、光学顕微鏡で観察した。

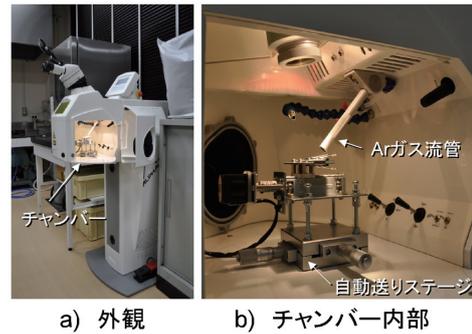


図 2. レーザー溶接機 (ALS 100)

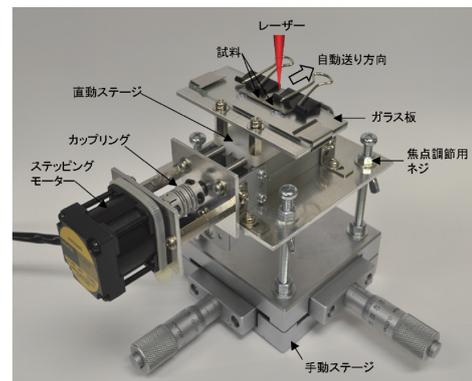


図 3. 自動送りステージ

表 1. 溶接条件

レーザー結晶	Nd:YAG
波長	1064nm
印加電圧	190V
パルス周波数	4Hz
パルス幅	6ms
焦点径	0.3mm
移動速度	1mm/sec
ビード間隔	0.25mm
吹き付けガス	Ar

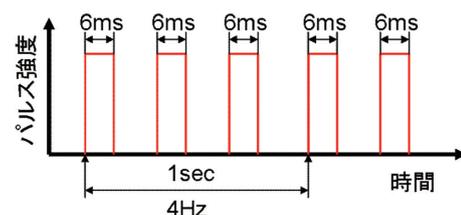


図 4. パルス周波数と送り速度

#### 4. 簡易曲げ試験

SUS 447J1と Ti を溶接した試料及び SUS 447J1の間に Ti を挟んで溶接した試料は、溶接直後に破壊したものや容易に破断するものが多かったため、引張試験による接合強度の測定ができなかった。そこで、溶接後の試料を3点曲げ試験用のジグに置き、20g、50g、100g、200g の分銅をのせて接合強度を評価した。この方法では、分銅の種類によって底面の面積が異なるため、正確な曲げ強さを得ることはできないが、荷重の範囲で接合強度の程度を簡易的に把握できることからこの方法を採用した。

#### 5. たたき試験

熔製した  $Cr_6Fe_{18}Ti_5$  合金、33at%Cr-33at%Fe-33at%Ti 合金、83at%Ti-11at%Fe-6at%Cr 合金のインゴットを鉄床にのせ、ハンマーの打撃により、これらの合金の延性を調べた。破壊しなかった83at%Ti-11at%Fe-6at%Cr 合金については圧延を行い、延性を調べた。

### Ⅲ. 実験結果

#### 1. 溶接部位の性状

SUS 447J1と Ti (図1a) 及び SUS 447J1で Ti を挟んだ試料 (図1b) の溶接部位をそれぞれ図5に示す。いずれも溶接直後に破壊するものや容易に破断するものが多かった。光学顕微鏡による観察では、ビード表面 (図5b) および内部

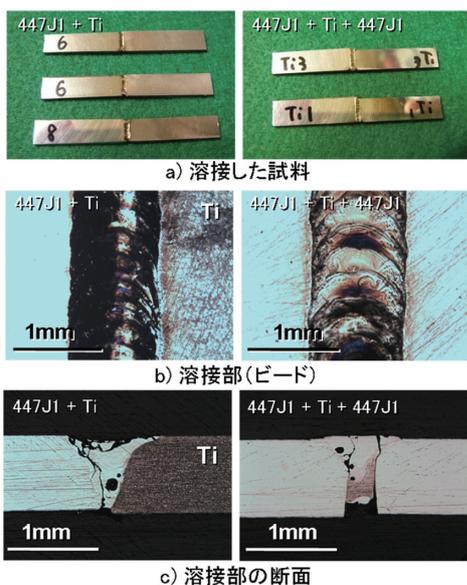


図5. 溶接後の試料

(図5c) にもクラックの発生が見られたが、ビードと SUS 447J1の境界付近に大きなクラックが観察された。

#### 2. 接合強度

SUS 447J1と Ti 及び SUS 447J1で Ti を挟んだ試料の簡易曲げ試験結果を図6に示す。SUS 447J1と Ti を溶接した試料 (図6a) では、いずれも溶接部が脆弱であり、曲げ試験の操作中に容易に破断するものが多かった。50g の曲げ荷重を加えると全ての試料において破断を確認した。これらの試料の曲げ強さは20~50g の荷重範囲であることがわかった。Ti を挟んだ試料 (図6b) では、100~200g の荷重範囲で溶接部が破断した。

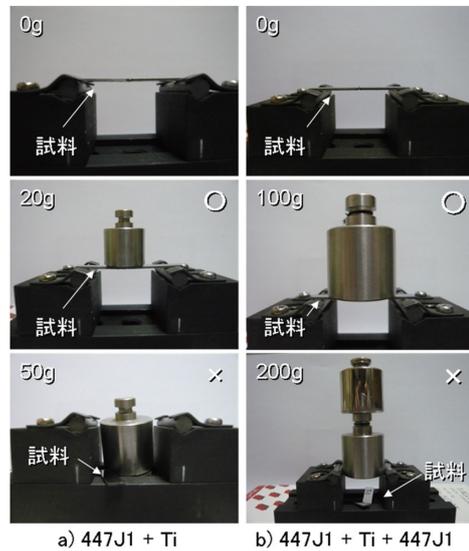


図6. 簡易曲げ試験結果

#### 3. Fe-Cr-Ti 合金の延性

熔製した  $Cr_6Fe_{18}Ti_5$  合金、33at%Cr-33at%Fe-33at%Ti 合金、83at%Ti-11at%Fe-6at%Cr 合金の組成を Fe-Cr-Ti 系状態図に付記し、各合金のたたき試験結果を図7に示す。金属間化合物である  $Cr_6Fe_{18}Ti_5$  合金や33at%Cr-33at%Fe-33at%Ti 合金では、軽い打撃によって容易に破壊した。これより、これらの金属間化合物は延性を全く示さないことが明らかとなった。一方、金属間化合物が少ない組成の83at%Ti-11at%Fe-6at%Cr 合金は、打撃による破壊は生じなかった。そこで、圧延を試みたところ、インゴット上部に塑性変形が生じ、ある程度の延性を示すことがわかった。さらに圧延を繰り返すと、図7に示すように割れが生じた。

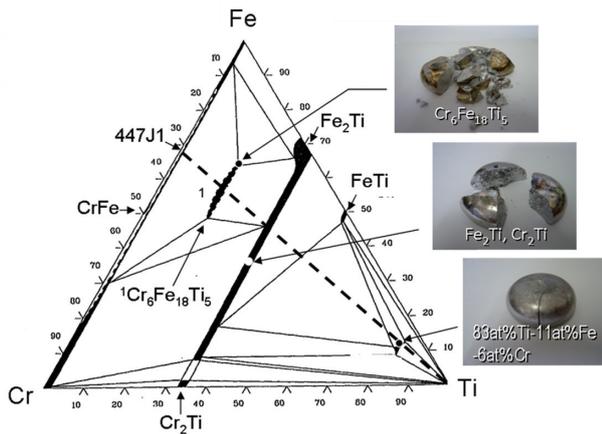


図7. Fe-Cr-Ti合金の組成とたたき試験結果

#### IV. 考 察

本研究で行ったレーザー溶接では、SUS 447J1とTiの溶接部は脆弱であり、SUS 447J1でTiを挟んだ場合でも200g未満の曲げ荷重で容易に破断し、十分な接合強度が得られなかった。磁性ステンレス鋼とTiの合金化で生じたビードが非常に脆いため、融解したビード部の凝固収縮によって応力集中が生じ、溶接直後に破断やクラックが発生したことに起因する。

本実験で使用したSUS 447J1にTiを混合した時のビードの組成変化をFe-Cr-Ti系状態図<sup>15)</sup>に破線で記した。(図7)ビードは、磁性ステンレス鋼の主成分であるFeとCrがTiと合金化したものであり、Fe-Cr-Ti合金とみなすことができる。溶接によってビード中のTi濃度が徐々になると、金属間化合物の $\text{Cr}_6\text{Fe}_{18}\text{Ti}_5$ の組成に変化し、さらにTi濃度が高くなると金属間化合物の $\text{Fe}_2\text{Ti}+\text{Cr}_2\text{Ti}$ に至る。図中に付したたたき試験の結果からわかるように、これらの金属間化合物は極めて脆い。Ti濃度が極めて低い組成域を除き、この間のFe-Cr-Ti合金の金属組織には必ずこれらの金属間化合物が多く存在し、ビードの脆化を助長する<sup>16)</sup>と考えられる。

一方、非常にTi濃度の高い組成の83at%Ti-11at%Fe-6at%Cr合金になると金属間化合物が減少し、ある程度の延性が得られることがわかる。また、この合金組成は3元共析点付近に位置し、高温安定な $\beta$ 相が他の組成に比べ冷温域まで広がっているため、急冷により準安定型 $\beta$ 相を得る可能性がある。微小部分のレーザー溶接では、ビードの冷却速度が速いため、ビードにチタンを多く含

有させ、準安定型 $\beta$ Ti合金を多く含む組織に制御できれば、ビード内部にある程度の延性を得ることができると考えられる。平賀ら<sup>17)</sup>も、TiとSUS304オーステナイトステンレス鋼をYAGレーザーを用いて溶接し、溶接部位にTiリッチの合金を生成させることで接合強度が向上することを報告している。SUS 447J1でTiを挟んだ試料の方が曲げに対してわずかに強い傾向が現れたのは、幅の狭い溶接部位でTiがすべて溶解し、Ti濃度がやや高いビードが生成したことに起因すると考えられる。しかし、ビードとSUS 447J1の境界近傍では、いずれもFeやCr濃度が高くなり、金属間化合物の生成を抑制することは難しく、本研究の範囲では強固な溶接を得ることができなかった。

#### V. 結 論

本研究において、SUS 447J1とTiのレーザー溶接を行い、溶接部位の性状や接合強度の面からその接合性を評価した。磁性ステンレス鋼とTiの溶接部は脆弱であり、磁性ステンレス鋼でTiを挟んだ場合でも200g未満の曲げ荷重で容易に破断し、十分な接合強度が得られなかった。SUS 447J1とTiのレーザー溶接において、ビードの組成を制御することは多難であるが、準安定型 $\beta$ Ti合金を多く含む組織を得ることで溶接性の改善が期待できる。

#### 参考文献

- 1) 田中良平：ステンレス鋼の選び方・使い方，pp22-32，日本規格協会，第1版，池田印刷，東京，1994。
- 2) ISO 22674, Dentistry - Metallic materials for fixed and removable restorations and appliances.
- 3) ISO 13017:2012 (E), Dentistry - Magnetic attachments.
- 4) 高田雄京，白戸 純，菊地聖史，高橋正敏：磁性ステンレス鋼とNiフリーシールドリング材料のレーザー溶接，30(5)：325-325，2011。
- 5) 土井英暉，武田昭二：非貴金属系合金の溶出に対する浸漬条件の影響，歯科材料・器械，9(3)：375-386，1990。

- 6) Syrett B. C. : The Application of Electrochemical Techniques to the Study of Corrosion of Metallic Implant Materials, *Electrochemical Techniques for Corrosion*, 116 : 22-26, 1976.
- 7) 丸山登久子, 片岡裕美, 扇間昌規, 伊藤善志男 : マウスにおけるニッケルアレルギーの評価, *薬学雑誌*, 123 (8) : 707-715, 2003.
- 8) 山岸利夫, 伊藤充雄, 増原英一 : チタンおよび歯科用合金のレーザー溶接に関する研究 (第1報) チタン溶接後の機械的性質に関して, *歯材器*, 10 (6) : 763-772, 1991.
- 9) K. Iwasaki, S. Ohkawa, M. Uo, T. Akasaka, F. Watari : Laser Welding of Titanium and Dental Precious Alloys, *Materials transactions* 45 (4) : 1140-1146, 2004.
- 10) 大橋 修, 穎娃一夫, 入江宏定 : SUS 304L ステンレス鋼とチタンとの拡散接合, *溶接学会論文集*, 13 (3) : 390-394, 1995.
- 11) 中島洋一, 松田福久 : YAG レーザーによる精密溶接, *加工の研究 (第3報) : 鉄とチタンの異種材料のスポット溶接*, *溶接学会全国大会講演概要 (33)* : 358-359, 1983.
- 12) Lee Won-Bae, JUNG Seung-Boo : Effect of Microstructure on Mechanical Properties of Friction-Welded Joints between Ti and AISI 321 Stainless Steel, *Materials transactions*, 45 (9) : 2805-2811, 2004.
- 13) Y. Takada, O. Okuno : Effects of heat history on the corrosion of ferritic stainless steels used for dental magnetic attachments, *Dent Mater J*, 24 (3) : 391-397, 2005.
- 14) 梶原俊一, 多田 郁, 和田弘毅 : レーザー溶接の強度に関する研究, *顎咬合誌*, 16 (1) : 8-13, 1995.
- 15) P. Villars, A. Prince, H. Okamoto : Handbook of Ternary Alloy Phase DIAGRAMS version 1.0, The Material Information Society, ASM International, CD version
- 16) 瀬戸佐智生, 大脇 桂, 小口 徹, 入沢敏夫 : 異種金属の短時間拡散接合に関する研究, *溶接学会論文集*, 10 (2) : 38-43, 1992.
- 17) 平賀 仁, 深津憲一, 小川公咲, 中山 満, 武藤睦治 : YAG レーザーによる純チタンとステンレス鋼の溶接, *溶接学会論文集*, 19 (4) : 717-726, 2001.



## 原著論文 Original paper

Journal home page : [www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)

### 海外製歯科用磁性アタッチメントを構成する材料と内部構造

高田雄京, 高橋正敏, 木内陽介<sup>1</sup>, 中村好徳<sup>2</sup>, 田中貴信<sup>2</sup>, 佐藤秀樹<sup>3</sup>, 泉田明男<sup>4</sup>, 天雲太一<sup>5</sup>

東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野, <sup>1</sup>徳島大学工学部電気工学科,

<sup>2</sup>愛知学院大学歯学部有床義歯学講座, <sup>3</sup>荒町さとう歯科医院,

<sup>4</sup>東北大学大学院歯学研究科咬合機能再建学分野,

<sup>5</sup>東北大学大学院歯学研究科歯学イノベーションリエゾンセンター

### Materials and internal structures of foreign-made dental magnetic attachments

Yukyo Takada, Masatoshi Takahashi, Yosuke Kinouchi<sup>1</sup>, Yoshinori Nakamura<sup>2</sup>,

Yoshinobu Tanaka<sup>2</sup>, Hideki Sato<sup>3</sup>, Akio Izumida<sup>4</sup> and Taichi Tenkumo<sup>5</sup>

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

<sup>1</sup>Department of Electrical and Electronic Engineering, Faculty of Engineering,

The University of Tokushima,

<sup>2</sup>Department of Removable Prothodontics, School of Dentistry, Aichi-Gakuin University

<sup>3</sup>Aramachi Sato Dental Clinic,

<sup>4</sup>Division of Fixed Prosthodontics, Tohoku University Graduate School of Dentistry

<sup>5</sup>Liaison Center for Innovative Dentistry, Tohoku University Graduate School of Dentistry

#### Abstract

Domestic dental magnetic attachments have been developed as retainers for prosthetic appliances that use magnetic attractive force. Recently, foreign-made dental magnetic attachments have been introduced to the market. However, few Japanese researchers are familiar with them, and their internal structures and materials are still unknown. The objective of this study is to investigate the internal structures and materials used to make some of the available foreign-made dental magnetic attachments. Foreign-made dental magnetic attachments, such as Dyna WR Magnet (Dyna Dental Engineering, Netherlands), Titanmagnetics System (Steco-system-technik, Germany), MICROPLANT (Gebr. Brasseler, Germany), Maxi Magnet (Technovent, UK), Magedisc 800 (ATTACHMENTS INTERNATIONAL, USA), and SMART KIT (Preat Corporation, USA), were examined. The centers of the magnetic assemblies and keepers were cut vertically with a diamond cutter, and their cross-section surfaces were observed to investigate their internal structures. The material compositions of the magnetic assemblies and keepers were also analyzed qualitatively and quantitatively using an electron probe micro-analyzer (EPMA, JXA 8900, JEOL, Japan). Most of the foreign-made dental magnetic attachments are sealed with external covers made of titanium or titanium alloy and have open magnetic circuits. On the whole, we determined that the foreign-made attachments are much larger in size than domestically produced attachments.

#### キーワード

#### (Key words)

内部構造	(Internal structure)	磁気回路	(Magnetic circuit)
開磁路	(Open magnetic circuit)	閉磁路	(Closed magnetic circuit)
磁性ステンレス鋼	(Magnetic stainless steel)		

## I. 緒 言

日本製の歯科用磁性アタッチメントは、磁石の吸引力を利用した義歯維持装置として開発され、多くの研究者によって構成材料<sup>1)</sup>や内部構造<sup>2)</sup>などが改良されてきた。いずれも超小型で耐食性にきわめて優れ<sup>3-5)</sup>、維持力が高く、閉磁路のために磁場漏洩が少ない優れた特徴を持つことが知られている。日本で誕生し、日本の最先端技術によって進化した歯科用磁性アタッチメントの国際化を目指し、2005年から日本磁気歯科学会の有志によって、歯科用磁性アタッチメントの国際標準化活動が始まり<sup>6)</sup>、2012年に歯科用磁性アタッチメントの国際標準規格 ISO13017<sup>7)</sup>が発行されるに至った<sup>8)</sup>。ISO規格策定の過程において、国内外の歯科用磁性アタッチメントに関する調査研究が継続して行われてきたが、それらを構成する材料や内部構造などに不明な点が多かった。

近年、海外製の歯科用磁性アタッチメントをインターネット市場で見かけるようになったため、入手可能な海外製の磁性アタッチメントについて、それらを構成する材料と内部構造を明らかにし、ISO 13017の規格策定の一助とすることを目的として本研究を行った。

## II. 実験方法

研究用として日本国内に輸入可能な海外製の歯科用磁性アタッチメントを調査し、現在入手可能である Dyna WR Magnet (Dyna Dental Engineering, オランダ), Titanmagnetics System (Steco system technic, ドイツ),

MICROPLANT (Gebr.Brasseler, ドイツ), Maxi Magnet (Technovent, 英), Magnedisc 800 with 1 Universal keeper (ATTACHIMENTS INTERNATIONAL, 米), SMART MAGNET (Preat Corporation, 米) を実験に用いた。できる限り多くの種類を収集することを試み、上記の歯科用磁性アタッチメントを選択するに至った。本実験に使用した海外製の歯科用磁性アタッチメントを表1に示す。

これらの磁性アタッチメントは、磁石構造体と鑄造キーパー（キーパーの役割を果す磁性合金製の鑄造根面板）、あるいは磁石構造体とキーパーの組み合わせで構成されているため、鑄造キーパーを除き、磁石構造体（または磁石）及びキーパーの吸着面に対して垂直な面に沿って、それらの中心を切断した。切断面を耐水研磨紙 #1000まで研磨後、光学顕微鏡を用いて内部構造の観察を行った。

次に、これらの切断部から磁石本体を取り出した後、切断面を鏡面研磨し、電子プローブマイクロアナライザー（以降 EPMA と表記）(JXA 8900, 日本電子)を用いて磁石構造体（または磁石）及びキーパーを構成する材料の定性および定量分析を行った。また、組成を明記していない一部の磁石本体については、大気中において200~400℃で加熱して消磁した後同 EPMA を用いて定性及び定量分析を行った。電子線の径を100 μm, 加速電圧15kVに設定した点分析とした。各材料において3点分析し、その平均値を mass %で表記した。

表1. 海外製の歯科用磁性アタッチメントの種類

No	Manufacturers	Products	Magnet or keeper	Countries
1	Dyna Dental Engineering	Dyna WR Magnet	Magnet	Netherlands
2	Technovent	Multi-Purpose Magnet System	Magnet and keeper	England
3	Steco system technic	Titanmagnetics system (Prothesenmagnet)	Magnet	Germany
		Titanmagnetics Insert (Implantatmagnet)	Keeper (magnet)	
4	Gebr.Brasseler	MICROPLANT	Magnet and keeper	Germany
5	Technovent	Maxi Magnet	Magnet and keeper	England
6	PREAT CORPORATION	Smart Magnet Kit	Magnetic assembly and keeper	America
7	ATTACHIMENTS INTERNATIONAL	Magnedisc 800 with 1 Universal keeper	Magnetic assembly and keeper	America

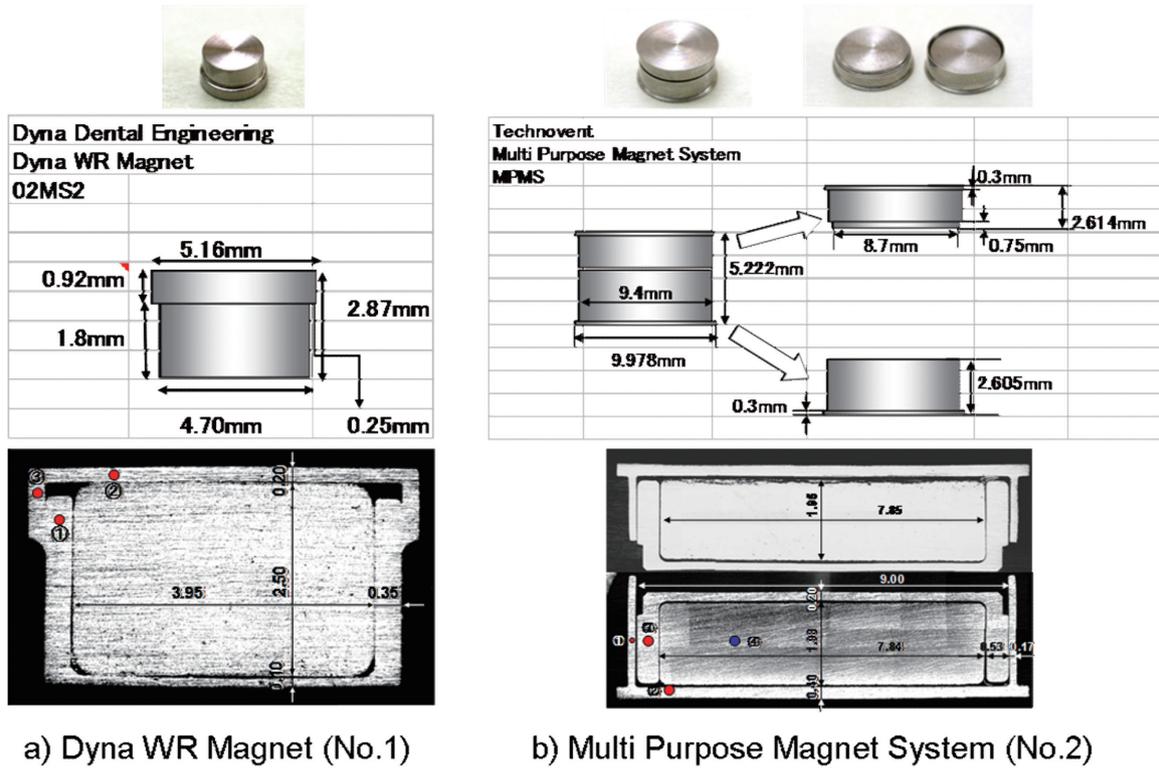


図1. 開磁路型歯科用磁性アタッチメントの内部構造 (1)

III. 実験結果

磁石構造体 (または磁石) 及びキーパーの切断面を観察した結果, 磁石本体を金属材料で封じた開磁路型と磁気回路を持つ閉磁路型の歯科用磁性アタッチメントに大別した. ISO 13017における定義に従い, 前者の磁石一式を磁石, 後者を磁石構造体と記述する.

開磁路型の歯科用磁性アタッチメントの内部構造を図1に示す. 切断面に記載した番号付記の点は, EPMAによる分析点である. 図1a)のDyna WR Magnetは, 直径5mm, 高さ3mm程の円柱状であり, Nd-Fe-B磁石本体 (メーカー公示)をSUS 316またはSUS316Lのステンレス鋼 (Fe-17.7%Cr-11%Ni-2.5%Mo-1.9%Mn)で覆った構造であった. 鋳造キーパーを利用する磁性アタッチメントであり, 鋳造用磁性合金としてDYNA EFM ALLOY (Pd-Pt-Co)がメーカー指定されている. 鋳造キーパーのため, キーパー自体の構造解析は行わなかった. 図1b)に示すMulti Purpose Magnet Systemは, 磁石とキーパーが同じ開磁路型の磁石であり, 磁石本体 (29%Nd-62.1%Fe-5.5%Dy-3.4%Co)をTi-6Al-4V合金 (Ti-6.4%Al-5.4%V)で覆った構造であった.

Ti-6Al-4V合金製のカバーは, 溶接されておらず, 嵌め込みによって磁石を封じていた. 磁石及びキーパーの外形は, 直径10mm, 高さ2.6mm程の円柱状であった.

ポストキーパーを有する開磁路型の歯科用磁性アタッチメントの内部構造を図2に示す. 図2a)のTitanmagetics-Systemは, サンドブラスト処理を施した義歯側に装着する磁石とインプラント側にネジ固定する磁石の組み合わせであり, 吸着面が球面に加工されていた. 入手した磁石の径が異なっており, 直径が約4.8mmと5.6mmのものであったが, 前後者共に数種の径が用意されている. いずれもSm<sub>2</sub>Co<sub>17</sub>磁石本体 (メーカー公示)を純Tiで密封した開磁路型の構造であった. 図2b)のMICROPLANTも補綴用磁石とインプラント用磁石の組み合わせであり, 磁石本体 (27.6%Nd-61.5%Fe-9.2%Pr-1.7%Mn)を純Tiで密封した開磁路型の構造であった.

閉磁路型の歯科用磁性アタッチメント (Maxi Magnet)の内部構造を図3に示す. 釣鐘状の磁石構造体とポストキーパーを組み合わせた磁性アタッチメントである. 磁石構造体は, 半球体のヨークの中心に磁石本体 (30.6%Nd-59.8%Fe-5.8%

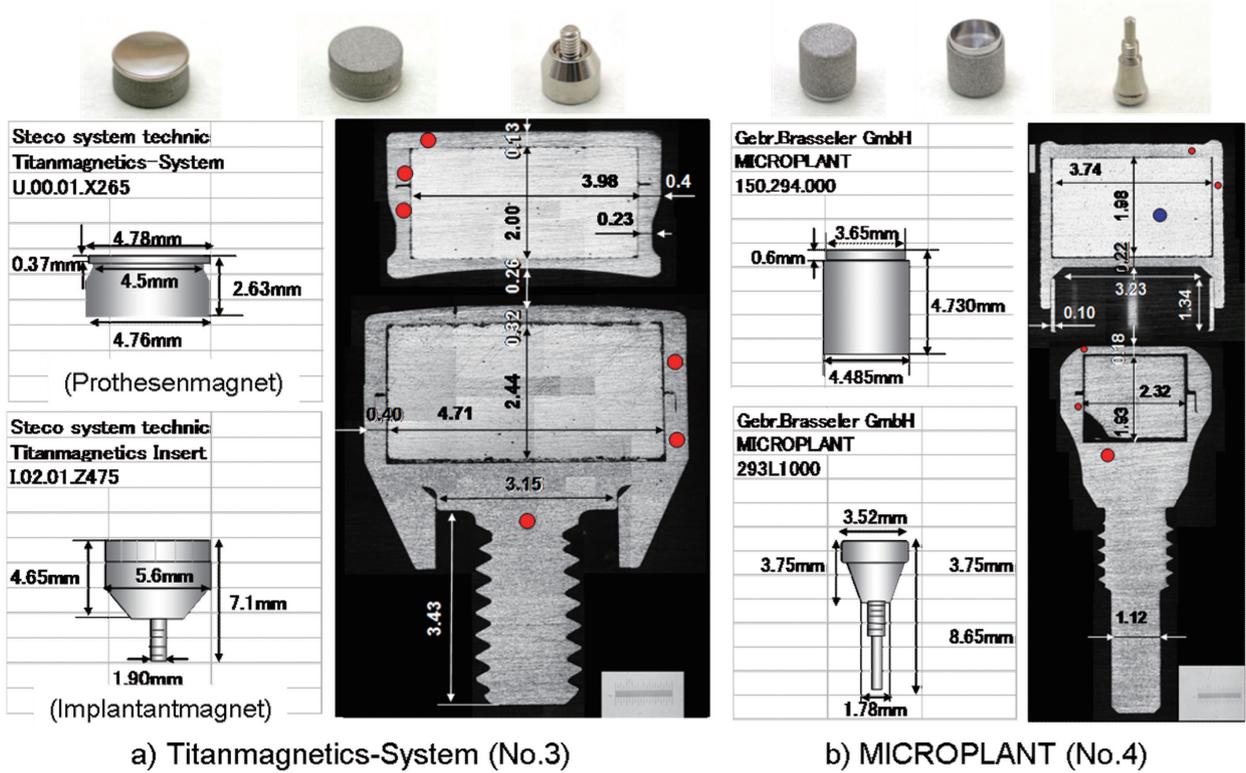
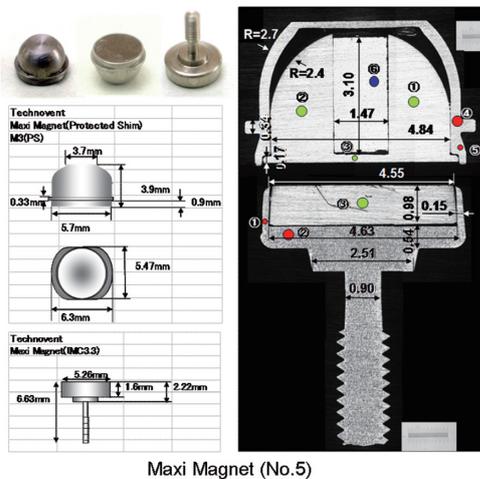


図2. 開磁路型歯科用磁性アタッチメントの内部構造 (2)

Dy-3.8%Co) を埋入し, その外側を純 Ti 製のカバーで覆った釣鐘状の複雑な構造であった. ヨークは SUS447J1 ステンレス鋼 (Fe-31.6%Cr-3.7%Mo) であり, 純 Ti 製のカバーに嵌め込みで固定されていた. 一方, キーパーは純 Ti 製のポストにテーパの付いた円盤状のキーパーが嵌め込まれた構造であり, SUS 447J1 ステンレス鋼 (Fe-28.4%Cr-2.1%Mo) が用いられていた.

磁石構造体の磁束分布を図4に示す. 磁石構造体の断面の上に磁性粉をふりかけたガラス板を乗せ, 磁気回路の有無を確認した結果, サンドイッチ型の磁石構造体と同様の磁束分布を確認することができた.



Maxi Magnet (No.5)

図3. 閉磁路型歯科用磁性アタッチメントの内部構造 (1)

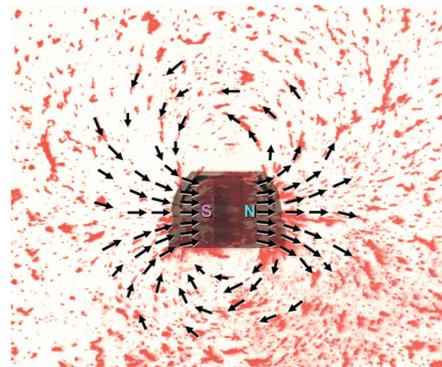


図4. Maxi Magnet (No.5)の磁束分布

プラスチック製のクッションキャップの付いた閉磁路型の歯科用磁性アタッチメント (Smart Kit) の内部構造を図5に示す. クッションキャップの付いた磁石構造体と SUS 630相当のマルテンサイト系ステンレス鋼<sup>9)</sup> (Fe-16.4%Cr-5.6%Ni-4%Cu) 製のポストキーパーの組み合わせであり,

磁石構造体の吸着面に溶接痕が観察された。溶接痕に沿って切断した面では、Nd-Fe-B 磁石本体（メーカー公示）を SUS 416相当のステンレス鋼<sup>9)</sup>（Fe-14%Cr-0.7%Mn-0.8%Si）で覆った開磁路型のように見えるが、図6に示すように溶接痕に垂直な面に沿った断面では、磁石の上下部に薄い金属板がはめ込まれていることが確認された。そこで、さらに切断し詳細を調べた結果、図7に示す磁気回路を形成していることがわかった。閉磁路型の歯科用磁性アタッチメント（Magnedisc 800）の内部構造を図8に示す。円盤状の磁石構造体とポストキーパーの組み合わせであり、両者共に SUS 444相当のステンレス鋼（Fe-20.4%Cr-2.7%Mo）で構成されていた。磁石構造体内部には約0.5mm厚の Nd-Fe-B 磁石本体（メーカー公示）が封じられ、図9に示すように非磁性の SUS 316、または SUS316L ステンレス鋼（Fe-19.3%-11.9%Ni-2.5%Mo-1.4%Mn）製のシールドリングが吸着面に溶接されたカップヨーク型歯科用磁性アタッチメントであることがわかった。

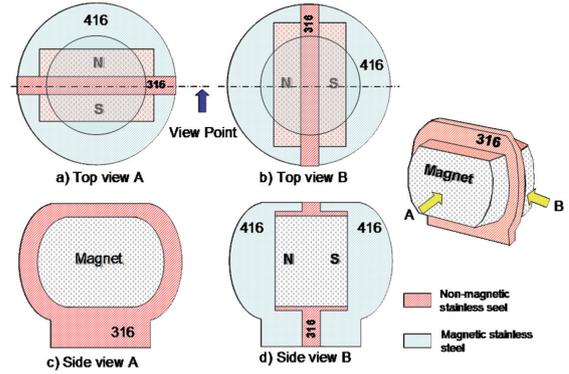
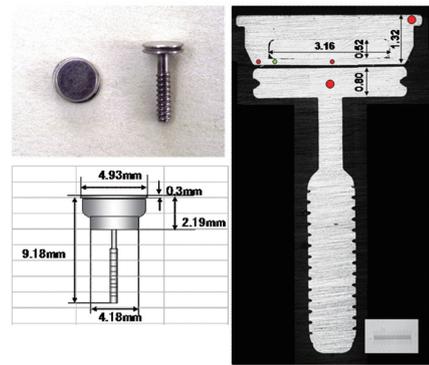
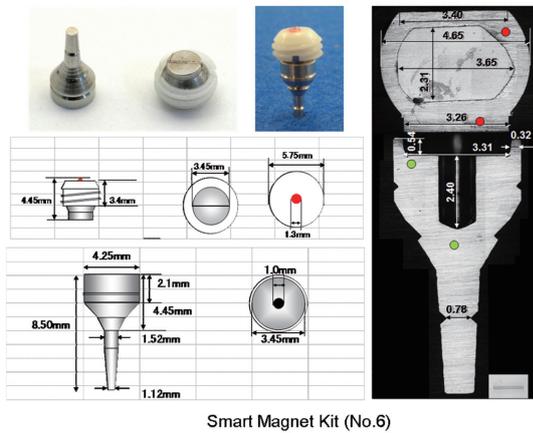


図7. Smart Magnet Kit (No.6) の磁気回路



Magnedisc 800 with 1 Universal Keeper (No.7)

図8. 閉磁路型歯科用磁性アタッチメントの内部構造（3）



Smart Magnet Kit (No.6)

図5. 閉磁路型歯科用磁性アタッチメントの内部構造（2）

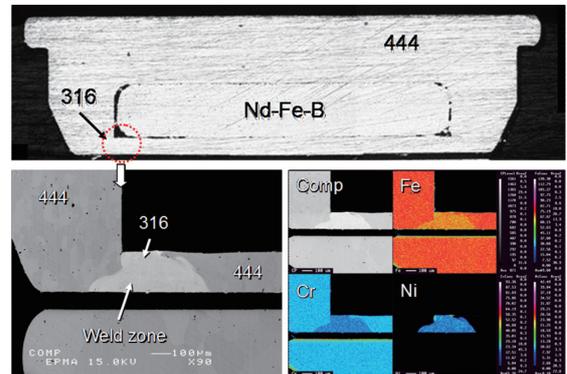
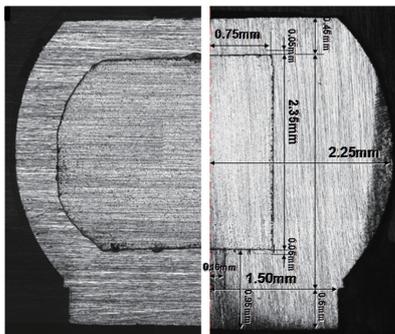


図9. Magnedisc 800 (No.7) の磁気回路



a) Front view b) Side view  
Smart Magnet kit (No.6)

図6. Smart Magnet Kit (No.6) の内部（正面及び側面）

#### IV. 考 察

海外製の歯科用磁性アタッチメントの構造と構成材料を表2に示す。吸引力については、Nakamuraら<sup>6)</sup>の研究から引用した。本研究で使用した7種の海外製の磁性アタッチメントにおいて、開磁路型は4種、閉磁路型は3種であった。開磁路型では、希土類磁石を非磁性のステンレス鋼やTi及びTi合金で封じたものであり、4

表2. 海外製の歯科用磁性アタッチメントの構造と構成材料

No	Products	Magnet or keeper	Materials		Magnetic Circuit	Attractive force (g)
			Case or yoke	Magnet core		
1	Dyna WR Magnet	Magnet	316(L)	Nd-Fe-B	No	280
2	Multi-Purpose Magnet System	Magnet	Ti-6Al-4V	Nd-Fe-Dy-Co	No	700
		Keeper	Ti-6Al-4V	Nd-Fe-Dy-Co		
3	Titanmagnetics system (Prothesenmagnet)	Magnet	Ti	Sm <sub>2</sub> Co <sub>17</sub>	No	320
	Titanmagnetics Insert (Implantatmagnet)	Keeper (magnet)	Ti	Sm <sub>2</sub> Co <sub>17</sub>		
4	MICROPLANT	Magnet	Ti	Nd-Fe-Pr-Mn	No	85
		Keeper (magnet)	Ti	Nd-Fe-Pr-Mn		
5	Maxi Magnet	Magnet	Ti and 447J1	Nd-Fe-Dy-Co	Yes	680
		Keeper	Ti and 447J1	-		
6	Smart Magnet Kit	Magnet	416	Nd-Fe-B	Yes	380
		Keeper	630	-		
7	Magnedisc 800 with 1 Universal keeper	Magnet	444	Nd-Fe-B	Yes	700
		Keeper	444	-		

種のうち3種がTi及びTi合金であった。希土類磁石はきわめて腐食しやすいため<sup>10)</sup>、開磁路型の場合には耐食性に優れた非磁性材料で被覆する必要がある。これらの歯科用磁性アタッチメントはいずれも欧州製であり、Niアレルギーに対する懸念<sup>11)</sup>から非磁性材料としてTi及びTi合金を使用していると考えられる。独国製のもの2種については、歯科用インプラントへの使用を前提としており、安全性を重視した製品といえる。歯科用磁性アタッチメントの国際標準規格ISO 13017においても、有害元素としてNiを規定しており、0.1%以上のNiを含む場合には報告義務が製造業者に課せられるが<sup>7)</sup>、その現状をこれらの歯科用磁性アタッチメントはクリアしている。

しかしながら、開磁路型では大きさに比べて吸引力が弱いため、磁性合金製のキーパーとの組み合わせではなく、磁石同士の吸引力を利用している。したがって、口腔内にも磁石を装着しなければならず、常に漏洩磁場にさらされる問題がある。Multi-Purpose Magnet Systemの吸引力は700gと大きく、日本製の歯科用磁性アタッチメントに匹敵する吸引力であるが、直径10mmで上下2つの磁石をあわせると高さ5.2mm以上となり、日本製のものに比べ20倍以上の体積を有する。このため、実際の使用においては形状による制約も非常に大

きいことが予想される。

SUS 316 (L) ステンレス鋼で密封された Dyna WR magnet は、鑄造キーパーを利用する点で、キーパーと一体型の根面板形成が可能であり、臨床応用において有利であるが、やはり大きさに比べて吸引力が弱く、形状による制約も加わるため実用性の面で課題が残る。

一方、閉磁路型ではサンドイッチ型 (Maxi Magnet, Smart Kit) とカップヨーク型 (Magnedisc) が利用されている。サンドイッチ型の Maxi Magnet においても吸着面以外はTiで覆うよう工夫されているが、Tiと磁性ステンレス鋼 (SUS447J1) の異種金属が嵌め込みによる接合のため、異種金属接触腐食と隙間腐食の相乗にさらされる危険性がある。Tiとステンレス鋼を溶接することが望ましいが、溶接部が脆化するため<sup>12)</sup>、嵌め込みによる接合になっていると予想される。同じくサンドイッチ型の Smart Kit では、図7に示した非常に複雑な形状の磁気回路を形成し、磁気特性の良好なCr含有量の少ないSUS 416相当の磁性ステンレス鋼を利用している。キーパーに使用されているSUS 630や磁石構造体で使用されているSUS416はいずれも18%未満のCr含有量のステンレス鋼であり、吸引力では有利であるが、耐食性の面でやや実力不足と

いえる。これらのサンドイッチ型の歯科用磁性アタッチメントの吸引力は、開磁路型に比べて強いが、日本製に比べて大きさに対する吸引力は弱く、前述の開磁路型同様に形状による制約と吸引力の両面で課題が残ると言えよう。本研究で用いた歯科用磁性アタッチメントの中で、唯一カップヨーク型の磁気回路を持つ Magnedisc 800は、SUS 444相当のステンレス鋼で構成され、大きさと吸引力の点で日本製品と同等である。

海外製の歯科用磁性アタッチメントは、大きさの割には日本製の磁性アタッチメントよりも吸引力が弱い印象であり、前述したように耐食性、形状、吸引力の面で課題が多い。しかしながら、特筆すべき点は、口腔内に装着する磁石やキーパーのほとんどにネジが取り付けられていること、さらにその材質としてチタンやチタン合金を積極的に用いていることである。すなわち、海外では歯科用磁性アタッチメントを義歯の維持というよりは歯科用インプラントの上部構造維持のための装置として設計していることがわかる。国内においても歯科用インプラントを前提とした磁性アタッチメントの開発が望まれる。

### 謝 辞

海外製歯科用磁性アタッチメントの購入及び外形写真を提供にご協力いただくと共に、カップヨーク型歯科用磁性アタッチメントを恵みいただいた株式会社ジーシー、並びに NEOMAX エンジニアリング株式会社に謝意を表す。

### 参考文献

- 1) 高田雄京, 奥野 攻: 高純度 SUS430系ステンレス鋼の歯科用磁性材料としての耐食性評価, 日磁歯誌, 4 (1): 10-18, 1995.
- 2) 奥野 攻, 高田雄京, 中村和夫, 他: カップヨーク型磁性アタッチメントにおけるシールドリングの改良について, 日磁歯誌, 2 (1): 1-10, 1993.
- 3) 高田雄京, 奥野 攻: 磁性アタッチメントを構成するステンレス鋼と歯科用貴金属合金などの腐食機構, 日磁歯誌, 3 (1): 14-22, 1994.
- 4) Yukyo Takada, Noriko Takahashi, Osamu Okuno: Electrochemical behavior and released ions of the stainless steels used for dental magnetic attachments, J J Mag Dent, 16 (2): 49-52, 2007.
- 5) Yukyo Takada, Osamu Okuno: Corrosion resistance of magnetic assemblies used in domestic cup yoke-type magnetic attachments, J J Mag Dent, 17 (2): 13-15, 2008.
- 6) Toshio Hosoi, Chikahiro Ohkubo, Yukyo Takada, *et al.*: Foreign dental magnetic attachments, J J Mag Dent, 17 (2): 89-102, 2008.
- 7) ISO 13017: 2012 (E), Dentistry –Magnetic attachments.
- 8) 高田雄京: ISO 対策委員会報告 歯科用磁性アタッチメントの国際標準化を目指して, 日磁歯誌, 20 (1): 81-85, 2011.
- 9) 田中良平: ステンレス鋼の選び方・使い方, pp28-53, 日本規格協会, 第1版, 池田印刷, 東京, 1994.
- 10) Asahi Kitsugi, Osamu Okuno, Tsuyoshi Nakano, *et al.*: The corrosion behavior of Nd<sub>2</sub>Fe<sub>14</sub>B and SmCo<sub>5</sub> Magnets, Dent Mater J, 11 (2): 119-129, 1992.
- 11) 丸山登久子, 片岡裕美, 扇間昌規, 他: マウスにおけるニッケルアレルギーの評価, 薬学雑誌, 123 (8): 707-715, 2003.
- 12) 平賀 仁, 深津憲一, 小川公咲, 他: YAGレーザーによる純チタンとステンレス鋼の溶接, 溶接学会論文集, 19 (4): 717-726, 2001.



## 臨床論文 Clinical paper

Journal home page : [www.jsmad.jp/](http://www.jsmad.jp/)

### 即時義歯装着により下顎位を保持した後に磁性アタッチメント義歯へ移行した1症例

曾根峰世, 松井藍有美, 奥津史子, 草野寿之, 松川高明, 豊田有美子,  
根来理沙, 頼近 繁, 下川原 忍, 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 Magnetic Attachment Denture Using an Immediate Denture to Maintain the Optimum Mandibular Position

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

#### Abstract

To reconstruct a harmonious craniofacial system, it is essential to maintain an appropriate occlusal vertical dimension (OVD). This clinical report describes the use of a magnetic attachment denture that improved an immediate denture to maintain an appropriate OVD and optimum mandibular position. As the first therapy, the incompatible fixed bridge in a marginal portion was removed, and tooth #3 was extracted. Next, an immediate maxillary denture was set on the portion of the missing teeth. A removable maxillary overlay denture with a magnetic attachment was put in place as a definitive prosthesis to maintain an OVD. The patient was satisfied and had comfortable mastication.

#### 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)  
即時義歯 (immediate denture)

#### I. 緒言

患者が有する既存の下顎位が中心咬合位であると診断される場合、補綴治療の際にその下顎位を変化させずに保持することは、顎口腔機能の調和を保つために重要である。したがって、咬合支持に関与する補綴装置の除去、あるいは歯の抜去を行う場合、既存の下顎位を保持することを目的として、暫間補綴装置を早期に装着することが必要となる。今回我々は即時義歯を装着することにより患者が有する既存の下顎位を保持し、最終補綴

装置である磁性アタッチメント義歯へと移行させた1例を経験したので報告する。

#### II. 症例

患者：63歳 女性  
初診：2011年6月20日  
主訴：食事がとれない  
全身既往歴：特記事項なし  
局所的既往歴：4|4先天性欠如  
現病歴：初診より約22年前に某歯科にて



た状態で7|567と対合する下顎義歯の人工歯間で部分的にシリコンバイト材（メモレック2，ヘルスクリッター）による咬合採得を行った。次に最終義歯のための作業用模型上で，採得した咬合記録（7|567）と製作した咬合床との間に干渉がないことを確認した後（図6a），口腔内に咬合床を装着するとともに，採得した咬合記録を残存歯部に付着させた。その後，咬合床の咬合堤上にもみ再度シリコンバイト材を付与して，強い咬合力を加えさせないよう注意しながら軽く咬ませて咬合採得を行った。この術式により，即時義歯により保持された術前の患者が有していた既存の下顎位が最終義歯に再現出来ると考えた（図6b）。



図4. 除去したロングスパンブリッジおよび除去後の口腔内写真



図5. 即時義歯装着時の口腔内写真  
(a：正面観 b：咬合面観)

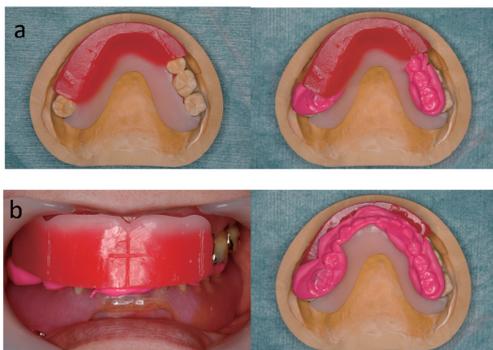


図6. 咬合採得 (a：部分的な咬合記録 (7|567)  
b：最終的な咬合記録)

最終義歯には馬蹄形バーを大連結子として用いたオーバーデンチャー（チタン合金製のフレームワークを用いた金属床義歯）を製作した（図7）。

最終義歯の支台装置としては3|にキーパー（ギガウス D400，ジーシー）付き根面板を装着

した。キーパーの装着に際しては，MRI 撮像時にキーパーのアーチファクトにより診断が困難になる<sup>2)</sup>ことを防止するために，キーパーの除去が可能な「KB法」<sup>3)</sup>を選択した。接着材には耐久性の面からレジンセメント（マルチリンクオートミックス，イボクラーレビバデント）を用いた<sup>4)</sup>（図8）。ブリッジの支台であった|23には，通常の根面板を装着した。また，アタッチメント以外の支台装置として即時義歯と同一部位にPGA製のワイヤークラaspを付与した。



図7. 上顎最終義歯



図8. KB法を用いた根面板へのキーパー装着

オーバーデンチャーにおいては，支台歯を支点とした義歯床の破折が生じやすく，補強構造の設計が必須である<sup>5)</sup>。蓮池ら<sup>6)</sup>は，磁石構造体側面の唇側を除く周囲4分の3をフレームワークが被覆する補強構造をオーバーデンチャーに付与したところ，12症例（平均経過年数6年10か月）において，義歯床の破折が認められなかったと報告している。本症例においても同様の補強構造を付与することで義歯の破折に抵抗し，支台歯周囲のフレームワーク唇側部を被覆しないことで，金属色の透過と唇側への突出感の軽減を図った（図9）。また，床用材料には，オペーク効果のある床用レジン（パラプレスバリオ ピンクオペーク，ヘルスクリッター）を使用するとともに，維持格子の唇側面にはオペーク材（グラディア ガム オペーク，ジーシー）を塗布した（図10）。

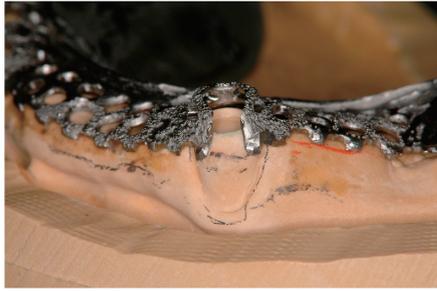


図9. 磁石構造体周囲の補強構造

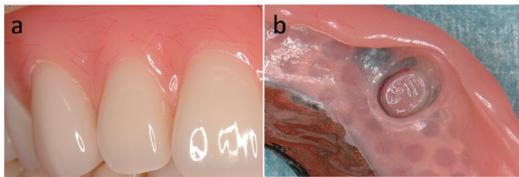


図10. オペーク処理を施した補強構造周囲義歯床  
(a: 研磨面 b: 床内面)

最終義歯装着後、1か月程度使用してもらい、義歯床の粘膜への沈下が収まってから磁石構造体を装着した(図11)。



図11. 最終義歯装着後の口腔内写真

#### IV. 考 察

検査結果から、患者が有する既存の下顎位が中心咬合位であると診断し、その既存の下顎位を保持し最終義歯へと移行させる事とした。本症例では、咬合支持に関与する上顎ロングスパンブリッジを除去した直後に、即時義歯を装着することにより既存の下顎位を保持した。

固定性補綴装置から可撤性補綴装置に移行する場合、装着時の口腔内感覚に大きな違いがあるため、可撤性補綴装置に対して強い抵抗感を示すことが少なくない<sup>7,8)</sup>。そのため、本症例ではブリッジから可撤性補綴装置へと可及的にスムーズに移

行させることを目的として、最終義歯の設計は、3|23を根面上とするオーバーデンチャータイプとし、支台歯間線の多角化および前歯部における維持力不足の改善を目的として3|に根面タイプの磁性アタッチメントを装着し、|23には維持力の無い根面板を装着した<sup>9)</sup>。これにより、歯根膜感覚も保存され、固定性補綴装置に近い装着感が得られるとともに、適度な維持力の付与によるスムーズな義歯の着脱が可能になると考えた。また、口蓋部は義歯床で被覆せず、チタン合金製のフレームワークを用いることで軽量化を図り、可能な限り移行時の違和感が軽減するようにした。

本症例の最終義歯にはクラスプを臼歯部の支台装置として用いたが、オーバーデンチャータイプにすることでブリッジの支台歯であった前歯部に対しても、支台装置として根面タイプの磁性アタッチメントを用いた。石上<sup>10)</sup>は、磁性アタッチメントは着脱方向の自由度が大きいため、形態的に制限の多い従来の各種支台装置との併用においても問題がないと述べており、本症例においても義歯の維持・安定に問題は認められていない。

大川<sup>11)</sup>は、磁性アタッチメントが支台装置として機能するためには、臨床的に適切な支持機能、把持機能を付与することが必要であると報告している。石幡ら<sup>12)</sup>は、できるだけ義歯の動揺を抑えた上で、磁性アタッチメントを維持を目的として使用すれば、抜歯の対象となるような状態の悪い場合でも、維持歯として十分活用できると報告している。本症例においては義歯全体に必要な把持効果を歯槽骨吸収の比較的少ない7|567の歯冠部口蓋側軸面に付与したメタルアップ部に担わせることで、磁性アタッチメントの支台歯に対する側方力の軽減と義歯の動揺抑制を図った。

#### V. ま と め

今回、即時義歯を装着することにより患者が有する既存の下顎位を保持し、最終補綴装置である磁性アタッチメント義歯を製作、装着した症例を報告した。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。今後も1か月毎のメンテナンスを行い、根面アタッチメント周囲を染め出しするなどして口腔清掃状態を確認しながら、経過観察を行っていく予定である。

## 参考文献

- 1) 山本裕信：低位咬合を伴う部分歯列欠損症例に対する補綴歯科治療の1症例. 日補綴会誌, 2 (4) : 291-294, 2010.
- 2) 鱒見進一, 有田正博, 奥野 攻, ほか：歯科用金属がMRIに及ぼす影響, 日磁歯誌, 1 (1) : 45-48, 1992.
- 3) 細井紀雄, 倉林 亨, 土田富士夫, ほか：「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. 日磁歯誌, 21 (1) : 91-110, 2012.
- 4) 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.
- 5) 大久保力廣, 中山 昇, 鈴木恭典：構造設計と支台装置の相違が義歯の破折強度に及ぼす影響. 補綴誌, 38 (4) : 169-179, 1994.
- 6) 蓮池敏明, 大川周治：磁性アタッチメント義歯の経過観察一床破折に対して補強構造を付与した症例一. 日磁歯誌, 17 (1) : 54-58, 2008.
- 7) 安藤智宏, 水谷 敏：クラスプデンチャーの審美的不満に対して磁性アタッチメントを応用した一症例. 日磁歯誌, 17 (1) : 59-63, 2008.
- 8) 曾根峰世, 根来理沙, 奥津史子, ほか：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. 日磁歯誌, 21 (1) : 66-69, 2012.
- 9) 田中貴信：続・磁性アタッチメント 108問108答. 医歯薬出版, 東京, 1995.
- 10) 石上友彦：メリット・デメリットから見直す磁性アタッチメント. QDT, 37 (6) : 60-67, 2012.
- 11) 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.
- 12) 石幡伸雄, 水谷 紘, 藍 稔：磁性合金の補綴領域における応用 第5報 磁性アタッチメントとその骨植不良歯への応用. 補綴誌, 31 (6) : 119-127, 1987.

## 第22回日本磁気歯科学会学術大会 抄録

日 時 平成24年11月2日(土)・3日(日)  
会 場 徳島大学歯学部大講義室

## 演題番号1「認定医」

それぞれの支台歯の負担能力に対応させるために各種形態の磁性アタッチメントを応用した全顎的補綴症例

○神原 亮

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

## 【症例の概要】

今回、審美障害、咀嚼障害を主訴として来院した患者に対し、磁性アタッチメントのみを支台装置として、各支台歯のそれぞれの臨床状態を考慮に入れた義歯を設計し、全顎的な補綴処置を行ったので報告する。患者は83歳女性、上顎両側性遊離端欠損および下顎多数歯欠損により、左右臼歯咬合の喪失が観られ、それに伴う咬合の不調和、顔貌の変化を起こしたため、咀嚼機能と審美性の回復を希望して本科を受診した。

## 【治療方針】

患者は、両側臼歯部咬合支持の喪失に加え、歯周疾患の進行による前歯部の歯列不正や、咬合平面の乱れが確認された。まず下顎に暫間的な部分床義歯を装着し、垂直的な咬合関係の回復を図り、上下顎残存歯の負担能力、保存の可否について診断を行った。次いで、診断用ワックスアップを基に審美性の回復について患者と十分に相談した。特に上顎については、診断用ワックスアップに基づいたプロビジョナルレストレションを装着し、咬合平面の乱れ及び歯列の修正を行った。下顎の残存歯は負担能力の面から歯冠歯根長比の改善を目的として、歯冠部を切除し、オーバーデンチャータイプの治療用義歯を装着した。その後、数ヶ月間の経過観察を行い、機能的、審美的に問題がないことを確認の後、最終補綴物の設計を行った。本症例は、審美的な回復は勿論のこと、支台歯の負担能力を十分に考慮し、下顎には、磁性アタッチメントを利用した根面アタッチメントとMT冠を選択し、上顎には陶材焼付鑄造冠および歯冠外

型磁性アタッチメントを用いて補綴処置を行った。

## 【結果、考察】

新義歯装着後、患者は咀嚼機能的、審美的にも満足している。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グルコース量は480mg/dl、表面積増加量が3500.8mm<sup>2</sup>という有歯顎者に近い咀嚼能力を示した。術後3年後、経過は良好である。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。

## 座長総括（演題番号 1）

明海大学歯学部・大川周治  
千葉県開業・田中讓治

両側臼歯部咬合支持の喪失に加え、歯周疾患の進行による前歯部の歯列不正や咬合平面の乱れを認めた患者に対して、上顎については診断用ワックスアップに基づいたプロビジョナルレストレションを装着し、咬合平面の乱れおよび歯列の修正を行い、下顎については暫間的な部分床義歯を装着し、垂直的な咬合関係の回復を図ったのちに、磁性アタッチメントを応用した上下顎部分床義歯を製作し、審美障害、咀嚼障害を改善したという報告であった。

フルマウスの咬合治療であり、かつ下顎位の修正を慎重に行うことが要求されるケースであった。これに対して、暫間的な下顎部分床義歯を作製後、さらにオーバーデンチャータイプの治療用義歯を作製、装着後、数ヶ月間の結果観察を行い、支台歯の負担能力を慎重に確認されている。また、条件の良い支台歯には積極的にMT冠を応用するなど、種々の配慮がなされている。失活歯に対して歯冠外タイプの磁性アタッチメントを応用された理由がやや不明瞭であったが、上顎義歯を外したときの審美的な問題への対応と推察される。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。

## 演題番号 2

## Ni フリー磁気シールド材料の開発

○高田雄京, 高橋正敏, 菊地 亮<sup>1</sup>, 菊地聖史  
 東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野  
<sup>1</sup>NEOMAX エンジニアリング株式会社

## 【目的】

磁気回路を持つ歯科用磁性アタッチメントでは, Ni を含む非磁性ステンレス鋼が磁気シールド材料として利用されているが, きわめて高い安全性を実現するためには Ni を全く含まない磁気シールド材料の開発が望まれる. 本研究では, Ni を含まない磁気シールド材料として N 固溶オーステナイト系ステンレス鋼の可能性を検討することを目的とした.

## 【方法】

磁石構造体のヨークおよびキーパーに用いられている磁性ステンレス鋼 (XM27) を選び,  $\phi 2.1$  mm および  $\phi 2.6$  mm 丸棒を長さ 63 mm に切断した後, 1 atm の N 雰囲気中で 1200°C に 1~10 時間加熱し, N 固溶を行った. N 固溶後に磁石を用いて非磁性化していることを確認し, X 線マイクロアナライザーにより元素分析を行った. 同時に, 金属組織を観察し, N 固溶相の厚さと加熱時間の関係を求めた.  $\phi 2.1$  mm の試料では, 完全に固溶相のみにした試料を作製し, 硬さおよび引張試験を行い, 機械的性質を調べた.

## 【結果, 考察】

$\phi 2.6$  mm の試料において, N 固溶相の厚さと加熱時間の関係は, 1~6 時間の範囲で比例関係が近似でき, 約 100  $\mu$ m/時間の速度で固溶相形成が行われ, 加熱時間で厚さを制御可能であることが明らかとなった. 固溶相は, 磁石に吸引されず, N の分布が確認されたことから, 非磁性を示す  $\gamma$  相であることがわかった. これより, N を XM27 に固溶させることで, Ni フリーのシールドリングを  $\gamma$  相で形成することができ, ディスクヨークとの一体化が可能であることが示唆された.

固溶相の機械的性質を調べるため,  $\phi 2.1$  mm の試料を N 雰囲気中で 10 時間の加熱したところ, 全く磁石に吸引されず, 丸棒全体が固溶相 ( $\gamma$  相) に変化した. 引張り試験を行ったところ, 十分な

引張強さ (918 $\pm$ 15 MPa) と伸び (17~18%) を持つことから, 磁気シールド材料の可能性が見出された.

## 質疑応答

質問: 愛知学院大学 田中貴信

溶接によって N がぬけるのではないか.

回答: 東北大学 高田雄京

溶接によって  $\gamma$  相から N<sub>2</sub> が発生します. 強いレーザー光を当てると溶解部が大きくなり N<sub>2</sub> ガスが放出されますが, レーザー光を絞り, 溶解部を小さくすれば, N<sub>2</sub> ガスの発生が少なく, N を固溶した  $\gamma$  相が維持されます.

質問: 愛知学院大学 中村好徳

$\gamma$  相を N で固溶させて作った場合, 加工性が劣るのではないか.

回答: 東北大学 高田雄京

N の固溶によって硬さの増加と伸びの減少が現れますが, 伸びが 20% 前後あるので, 加工性の低下はわずかです. また, N 固溶でシールドリングを作る場合, 丸棒の外周に  $\gamma$  相ができるので, 加工の必要がないので問題ありません.

質問:

(愛知学院大学 中村好徳)

$\gamma$  相 (オーステナイト) を作る場合, N 固溶と他元素を溶解して作る場合の利点, 欠点はどのように異なるか.

回答: 東北大学 高田雄京

溶解によるオーステナイト化では, Ni を添加しなければならないので, 安全性の面でやや難があります. N 固溶では, 大きいものには不向きですが, 磁性アタッチメントなどの小さいものや薄いものに適しています. また, 丸棒外周に  $\gamma$  相ができるので, 加工を必要としないのでシールドリング付きのディスクヨークを容易に作ることができます.

## 演題番号 3

## MRI 金属アーチファクトの評価法についての理論的検討

○笹木洋平, 芥川正武<sup>1</sup>, 木内陽介<sup>1</sup>

徳島大学大学院先端技術科学教育部

<sup>1</sup>徳島大学大学院ソシオテクノサイエンス研究部

## 【目的】

MR I 検査における、磁性アタッチメントのキーパーによる金属アーチファクトを、計算機シミュレーションを用いて理論的検討を行う。そして、MR 画像の歪みを簡易かつ正確に求め、MR I の撮像、画像診断時におけるアーチファクトを理論的に求めることを目的とする。

## 【方法】

磁気ダイポールの理論式を用いて磁化したキーパーを近似する。そして撮像領域の磁束密度分布とMR I の撮像原理に基づいて画像を求め、キーパーのない状態からの位置情報の変化、信号強度の変化を検討する。また傾斜磁界の強弱でのアーチファクトの変化の検討も行った。なお本研究では、直径4mm、高さ1mmの強磁性体のキーパーで、MR I 装置は体の下端から上端にかけて静磁界が印加されていると想定している。

## 【結果、考察】

検討の結果よりキーパー付近で位置情報の変化、信号強度の歪みが見られた。キーパーから離れると、アーチファクトが少なくなることが確認できた。また傾斜磁界が強い方が、アーチファクトが少なくなることが確認できた。これらは既報の実測の結果と同様の傾向を示しており、本手法の妥当性が示された。

実際の臨床の場での撮像の指標の提言などが今後の課題である。

## 質疑応答

質問：日本大学 長谷川みかげ

今回の実験は、静磁場の乱れに対して傾斜磁界とRFを照射していたようですが、強磁性体の存在が傾斜磁界やRFパルス自体を変化させてしまう可能性はありますか。また、理論上の画像と実際の画像が多少異なっていたのは、やはり照射さ

せる磁場自体がずれてしまっているからでしょうか。教えてください。

回答：徳島大学 笹木洋平

今回のシミュレーションは、静磁界と傾斜磁界で作られる合成磁界に対して、強磁性体を作る磁界がどのような影響を及ぼすかを示したものです。今回は考慮していませんが、RFパルスが歪む領域はあると思います。実画像との相違に関しては、シミュレーションで考慮されていない条件がまだあるからだと考えています。例えば、今回のシミュレーションでは、傾斜磁界の原点にキーパーを配置した場合であり、その他の点では画像に変化すると考えています。また今回、スライス選択後の画像を出力したのですが、本来のMR画像は位相エンコードや周波数エンコードといった動作を含むので、実画像との差が現れたと考えています。質問：神奈川県開業 土田富士夫

MR画像の歪みに関して境界領域を理論的に明らかにできるのか？さらに補正は可能か？

回答：徳島大学 笹木洋平

これらの領域を理論的に見積もることは可能だと考えています。また、信号強度の変化が比較的小さく幾何学的歪みが一定の範囲内の領域では、補正は可能だと考えています。しかし、複数の位置が画像上に重複して再構成されている領域があります。これらの領域では歪みに補正は困難であると考えています。

質問：愛知学院大学 神原 亮

本実験の目的（最終的な）は何か。

回答：徳島大学 笹木洋平

キーパー等の歯科磁性器具がMRIに及ぼす影響の大きさを表す指数を提案することです。金属アーチファクトの大きさはキーパーの形状や材質によって異なります。一定の考え方に基づいた指標があれば、撮影時のキーパーの撤去の要・不要の判断などに有効だと思われます。そこで、本研究では実画像に現れるアーチファクトをシミュレーションによって再現し、キーパーの大きさ等のアーチファクトとの関係を明らかにすることを目的としています。

## 座長総括 (演題番号 2, 3)

愛知学院大学・中村好徳

本セッションでは、Ni を含まない磁気シールド材料として N 固溶オーステナイト系ステンレス鋼の開発と、磁性アタッチメントキーパーによる MRI 撮影時に発生するアーチファクトを、計算機シミュレーションを用いて理論的検討を行なったものであり、いずれの研究も磁性アタッチメントの基礎研究や臨床応用に非常に有益である研究成果の発表が行なわれた。

## 演題 2

現在市販されている歯科用磁性アタッチメントは、Ni を含む非磁性ステンレス鋼が磁気シールド材料として利用されているが、アレルギーなどの問題から Ni を全く含まない非磁性ステンレス鋼の開発が望まれる。本研究では、Ni を含まない磁気シールド材料として N 固溶オーステナイト系ステンレス鋼の可能性を検討した報告である。

本研究は、磁性ステンレス鋼を用いて、1atm の N 雰囲気中で1200°Cに1～10時間加熱し、N 固溶を行い、X 線マイクロアナライザーにより元素分析を行った結果、試料を N 雰囲気中で10時間の加熱したところ、全く磁石に吸引されず、丸棒全体が固溶相 ( $\gamma$  相) に変化したことから、磁気シールド材料の可能性が見出された。今後、Ni レスステンレス鋼の開発に向け更なる続報を期待したい。

## 演題 3

磁性アタッチメントのキーパーによる、MRI 検査時に発生する金属アーチファクトを、計算機シミュレーションを用いて理論的検討を行なった研究である。磁気ダイポールの理論式を用いて磁化したキーパーを近似させ、撮像領域の磁束密度分布と MRI の撮像原理に基づいて画像を求めた結果、計算機シミュレーションを用いて理論解析を行なった結果と既報の実測におけるアーチファクトの結果が同様の傾向が示されたことから、本手法の妥当性が示された。今後、実際の臨床現場での撮像の指標の提言などを目指して、さらなる研究が期待される。

## 演題番号 4

前歯部噛みしめ時におけるインプラント支台オーバーデンチャーに対する支持組織の三次元有限要素解析

○山中大輔<sup>1</sup>, 大山哲生<sup>1,2</sup>, 中林晋也<sup>1,2</sup>,  
田所里美<sup>1</sup>, 内田天童<sup>1</sup>, 渋谷哲勇<sup>1</sup>,  
安田裕康<sup>1</sup>, 藤本俊輝<sup>1</sup>, 石上友彦<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> 日本大学歯学部歯科補綴学第 II 講座

<sup>2</sup> 日本大学歯学部総合歯学研究所臨床研究部門

下顎無歯顎症例に対する有効な補綴処置として、2本のインプラント支持のオーバーデンチャー (以後、IOD) は固定性の補綴装置を応用したインプラント治療に比べ患者の身体的な負担が少ないことや術式の簡便性などの観点から広く応用されつつある。IOD の問題点として、臼歯部人工歯の摩耗による前歯部の早期接触や下顎臼歯部顎堤の骨吸収などが生じると報告されているが、詳細に検討した報告は少ない。本研究は三次元有限要素法を用いて、IOD において臼歯部咬合接触の喪失が義歯床下組織に与える影響について比較検討した。

下顎無歯顎症例に対して両側犬歯相当部にインプラント体を埋入し、磁性アタッチメントを応用したオーバーデンチャーを装着したモデルを構築した。荷重条件として前歯部噛みしめ時の各咀嚼筋の筋収縮量に応じた荷重を加えた。前歯および臼歯部咬合接触点16点に対し、下顎人工歯の咬頭傾斜角を25°と設定することで、前歯部噛みしめ時の両側性平衡咬合をジョイント要素により再現した。さらに、前歯部の咬合接触点のみにジョイント要素を設定することで臼歯部の咬合接触が喪失した場合を再現した。分析項目として、義歯床下皮質骨骨頂およびインプラント頸部周囲皮質骨の応力分布を計測し、以下の結論を得た。

臼歯部の咬合接触が喪失した場合、義歯床下皮質骨の圧縮応力は前歯部で増大し、インプラント遠心部では約1.5倍の圧縮応力を示した。インプラント体頸部周囲皮質骨ではすべての計測点で圧縮応力は増大し、約1.5～2.4倍の値を示した。

下顎無歯顎症例に対し、2本のインプラント支持のオーバーデンチャーによる補綴治療を行い、

臼歯部の咬合接触が喪失し前歯部のみが咬合接触した場合、インプラント遠心部の皮質骨に負荷を与えるため、臼歯部人工歯の摩耗に対して継続的な咬合状態の管理が重要であると考えられる。

質疑応答

質問：愛知学院大学 神原 亮

①今回設定した条件での解析では、キーパー吸着面の角度が結果に大きく関与するのではないかと、インプラントの解析では側方力への検討が必要と思うが、どのように考えていますか？条件の工夫等はありませんか？

回答：日本大学 山中大輔

本研究で設定している荷重条件は左右対称の荷重になっています。そのような条件下においてはキーパー上面の角度の影響は少ないという過去の結果に基づき、本研究の解析モデルを構築しました。本研究では拘束条件にジョイント要素を応用することで上顎の臼歯人工歯咬頭内斜面および上顎前歯人工歯口蓋斜面を再現しております。この要素により、斜面からの反力が結果としてインプラントに側方力を加えていると考えられますので、問題は少ないと考えています。

質問：愛知学院大学 中村好徳

臼歯部人工歯の摩耗による下顎臼歯部顎堤の骨吸収などが生じると言っていますが、この根拠は？下顎運動は簡単にシミュレーションすることは困難と考えるが、今回行った境界条件の設定でどこまで生体挙動に近づけたと考えるか？

回答：日本大学 山中大輔

天然歯オーバーデンチャーにおける、いわゆるコンビネーションシンドロームと同様な状態となることで臼歯部の人工歯摩耗が、上顎前歯部の突き上げ、咬合平面の傾斜、下顎臼歯部の骨吸収を生じさせる可能性があると考えており、過去の報告においても述べられております。境界条件においては、まだまだ改善可能な部分もあると考えていますので、今後の課題とさせていただきます。

質問：千葉県開業 田中譲治

下顎臼歯部顎堤の骨吸収の原因となる圧縮応力についても、磁性アタッチメント、ボール、バーの比較も含め、さらなる研究を期待しています。

回答：日本大学 山中大輔

ありがとうございます。

## 演題番号 5

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補正量

○小澤大輔, 鈴木恭典<sup>1</sup>, 長田秀和,  
河野健太郎, 大久保力廣

鶴見大学歯学部 有床義歯補綴学講座

<sup>1</sup>同口腔顎顔面インプラント科

目的：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、近年、各種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が開発され臨床応用されている。

しかし、口腔内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生じる可能性も否めない。そこで今回は、緩圧性アタッチメントにおける繰り返し荷重に対する被圧変位量、維持力の変化について実験的検討を行った。

材料および方法：アタッチメントはロケーター、マグフィット SX, マグフィット MCS, SBB アタッチメント 3 種類を選択した。繰り返し荷重を、5Kgf, 0.8sec/回サイクルで 5 万回行った後小型卓上試験機を用いて Crosshead speed 5mm/min で維持力を測定した。被圧変位量の測定は、微小変位量計を組み込んだ定荷重圧縮試験機を用い、各 1 万回ごとに計測を行った。

測定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。結果：初期維持力はロケーターアタッチメントが有意に大きな値を示したが、負荷開始直後から維持力の低下を認めた。他のアタッチメントでは維持力の低下は認められなかった。

繰り返し荷重前の被圧変位量は SBB アタッチメント 250  $\mu\text{m}$ 、マグフィット MCS が約 120  $\mu\text{m}$ 、マグフィット SX が約 360  $\mu\text{m}$  で各アタッチメント間に有意差を認めた。

繰り返し荷重後の被圧変位量は SBB アタッチメント、マグフィット SX とともに約 70~100  $\mu\text{m}$  の減少が認められたが、有意差は認められなかった。ロケーターアタッチメントは繰り返し荷重の前後共被圧変位量は認められなかった。

また、マグフィット MCS は 2 万回荷重後から

被圧変位量は有意に低下を始め、4万回荷重から被圧変位量は認められなくなった。

考察および結論：繰り返し荷重により、ロケーターは維持力が、マグフィット MCS は被圧変位量の低下が認められた。定期的なメンテナンスやアタッチメントの交換は維持力、被圧変位量を適切に維持するために重要であると考えられる。

#### 質疑応答

質問：日本大学 石上友彦

被圧機構が逆に支台に悪影響を与えると考えませんか。

回答：鶴見大学 小澤大輔

上顎インプラントオーバーデンチャーのインプラント生存率は、下顎と比較して劣っているという報告が多く、顎堤粘膜とインプラントの被圧変位量の差が挙げられている。インプラントに対する過大な咬合力を抑制し、インプラントと顎堤粘膜に対する咬合力の配分を行うことでインプラントの生存率を上げる事を企図し、アタッチメントに緩圧能を与えた物と考える。症例によりリジッドである事が必要な物と緩圧性を持つ物を使い分ける事が必要になると考える。

質問：鶴見大学 小澤大輔

本研究においては、5 kgf, 0.8sec, 5万回の荷重になっていたが、どのような想定で行われたのか教えて下さい。

回答：鶴見大学 小澤大輔

サイクルである0.8sec/回については、咀嚼サイクルの報告において0.6秒~1.0秒という報告が大勢を占めております。中間を取り0.8秒/回とさせていただきます。また、荷重である5 kgfについては、既存の研究に準じております。5万回という回数は、現代人の一食の咀嚼回数が約500回という報告がありましたため、約1ヶ月分の咬合と計算させていただきました。

質問：愛知学院大学 神原 亮

どの部位の被圧変位量をみているのか？

回答：鶴見大学 小澤大輔

圧をかけていないところをトップとし、圧をかけ沈みきった所をボトムとし、トッパーボトム間の距離を被圧変位量としました。この距離は微妙なため、共和電業社製の微小変位量計を用い、計測を行いました。

質問：愛知学院大学 中村好徳

繰り返し荷重試験5万回で維持力、被圧変位量の低下が認められたとあるが、使用1ヶ月くらいで変化が認められたことから商品として大丈夫か？

回答：鶴見大学 小澤大輔

今回の試験では5 kgf, 5万回を直接アタッチメントに負荷しており、通常の臨床での床があったり粘膜のサポートがある状況とは異なった状況での試験であり、アタッチメントへの負荷としては過酷なものと考えております。また、回数を増やしたことで安定してくるという傾向もみられるため、今後回数を増やし、検討していきたいと考えます。

#### 演題番号 6

インプラント用キーパーの開発 —繰り返し荷重によるねじの緩みに関する実験的検討—

○永井秀典, 岩井孝充, 中村好徳, 熊野弘一, 庄司和伸, 松村晋也, 野村紀代彦, 村上 弘<sup>1</sup>, 高田雄京<sup>2</sup>, 田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

<sup>1</sup>口腔インプラント科

<sup>2</sup>東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

我々は、これまでに、スクリュー固定タイプのインプラント用キーパーを試作し、それに関する吸引力や表面硬度について検討、改良を重ねてきた。しかし、キーパーの性能が向上しても、ねじによって固定されたキーパーが機能時に緩みを生じた場合、アタッチメントとしての機能が低下するのみならず、誤飲、誤嚥などの医療事故につながる恐れもあり、このようなトラブルが生じてしまつては本末転倒である。

そこで今回我々は、試作インプラント用キーパーに対し、繰り返し荷重を与え、キーパーのねじの緩みについて検討を行った。

アクロン MC を用いて顎骨、および義歯を想定したプレートを製作した。顎骨を想定したプレートに、アバットメントをユニファストを用いて可及的に同一平面、同心円状に固定した。固定したアバットメントに、5,10,15,20,25N の締め付けトルクで試作インプラント用キーパーを取り付けた。

義歯をそうていしたプレートに磁石構造体の代わりに GigaussD600 キーパーを使用し、ユニファストを用いて義歯を想定したプレートにユニファストを用いて固定した。この二つのプレートを重ね合わせた叩き試験機を用い、荷重量は20Kgf、ロードサイクル0.8秒、叩き回数50万回で繰り返し荷重を加えた。試作インプラントキーパーの締め付けトルク値の計測には、TOHNICHI 社製トルクゲージ (FTD50CN2-S) を使用した。

本研究の結果、試作インプラント用キーパーに対して、繰り返し荷重によるねじの緩みを検討したところ、いずれの試料においてもねじの緩みが確認された。締め付けトルク値が5N、10Nのものでは約3.6%、15N、20Nのものでは約6.2%、25Nのものでは約9.8%のトルク値の減少が確認された。しかし、試作インプラント用キーパーがアバットメントから脱離した試料は一例も認められなかった。以上の結果から、試作インプラントキーパーを使用する場合、5~10Nのトルク値で締め付けるのが望ましいと考える。

#### 質疑応答

質問：日本大学 石上友彦

5Nのように緩いと緩くなるのが少ないのは当然で、現状のインプラントは30Nくらいで絞めていると思いますが、綺麗なキーパーをセメント合着した方がいいのでは、

回答：愛知学院大学 永井秀典

手できつく締めた場合、8Nくらいと思われる。また、ネジの材質形状により、ネジの適正トルクがあり、今回の試作したインプラントキーパーは、減少率から5~10Nが適正と思われる。キーパーをセメント合着した場合、アバットメントスクリューの緩みなど、メンテナンスに問題が残る。

質問：北海道医療大学 會田英紀

本実験に用いたインプラント用キーパーは、トルク値がどの位に低下した場合に脱落の危険が生じると考えているか。また、ネジの緩みと関連して、どの位ネジが緩むとキーパーの垂直的な位置の偏位が検知できるレベルになるのか？

回答：愛知学院大学 永井秀典

予備実験として、4,3,2,1Nのトルク値で絞めた場合においても、50万回の繰り返し荷重を加えた後では1つも脱落しませんでした。このことから、

本実験においては、脱落する危険はないと考えています。ネジの緩みに対して、キーパーの垂直的位置の偏位があると思われるが、今回は検討していない。今後の検討にさせていただきます。

追加発言：愛知学院大学 中村好徳

今回発表した二重構造のインプラントキーパーは、キーパーの厚さも僅かなため、その固定用のネジも極めて単純な形態に成らざるを得ない。そもそも、二重構造にせざるを得ないのは、磁性ステンレス鋼の機械的強度が不十分（軟弱）であるため、実際に荷重がかかる部分は、より強度に優れた別途な金属で囲み込むことが不可避となるからである。もし、十分な強度を備えた強磁性材料が開発されたら、それでアバットメント部を作ることが可能となり、それなら外壁を利用した6角、8角ネジの形態で、その固定は極めて用意となるはず。このような材料の早急な開発を関係者にお願いしたい。

#### 座長総括（演題番号 4, 5, 6）

北海道医療大学・會田英紀

本セッションでは、インプラントオーバーデンチャー（以後、IOD）の支台装置として磁性アタッチメントを応用した場合に想定される支台装置ならびに周囲組織の経時的な変化をコンピュータシミュレーション（演題4）ならびに模型実験（演題5, 6）によって調べた基礎研究の成果が発表された。

4. IODにおける臼歯部咬合接触の喪失が義歯床下組織に与える影響について、三次元有限要素法を用いて比較検討した研究である。IOD装着後の臼歯部人工歯の摩耗や臼歯部の顎堤吸収が、インプラント周囲や義歯床下の皮質骨の応力分布におよぼす影響を明らかにすることは、支台となるインプラントを長期的に安定して機能させるためにも大変重要である。解析の結果、臼歯部の咬合接触が喪失して前歯部のみが咬合接触した場合、前歯部インプラント遠心部の皮質骨への負荷が増大する可能性が示された。本研究の成果は、IODのメインテナンスに関する指針策定に活用されることが期待される。

5. IOD用緩圧型アタッチメントに対して、繰り返し荷重による被圧変位量ならびに維持力の変化を検討した模型実験である。アタッチメントの緩圧性や維持力が義歯装着後にどのように経時的に変化していくのかを明らかにすることは、IODの予知性を高める上でも大変重要である。本研究に用いた緩圧型アタッチメントの中には、5万回の繰り返し荷重により、被圧変位量あるいは維持力が有意に低下したものがあつた。一方で、他のアタッチメントでは両者に有意な低下を認めなかつた。今後、緩圧型アタッチメントの選択や義歯装着後のアタッチメントの交換に関する指針策定を目指して、さらなる研究が期待される。

6. スクリュー固定タイプの試作インプラント用キーパーに対して、繰り返し荷重によるスクリューの緩みを検討した模型実験である。機能時にスクリューが緩むことは医療安全の面からも避けるべきであり、繰り返し荷重下におけるスクリューの経時的な挙動を明らかにすることは大変重要である。本研究では、5万回の繰り返し荷重にともなう締め付けトルク値の減少率が、荷重開始前にキーパーを固定する際のトルク値によって異なるという結果を得た。今後、インプラント用キーパーの締め付けトルク値の標準化ならびに再締め付けを行う時期の指針策定を目指して、さらなる研究が期待される。

## 演題番号 7

各種アタッチメントの維持力測定にクロスヘッドスピードが及ぼす影響

○小川 泰<sup>1</sup>, 梅川義忠<sup>1,2</sup>, 石上友彦<sup>1,2</sup>,  
永井栄一<sup>1,2</sup>, 大谷賢二<sup>1,2</sup>, 長谷川みかげ<sup>1</sup>,  
塩野目尚<sup>1</sup>, 須田賢司<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座

<sup>2</sup> 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に用いられる各種のアタッチメントの維持力測定に万能試験機のクロスヘッドスピード (CHS) がおよぼす影響を検討した。

### 【方法】

下顎無歯顎症例の犬歯間に2本のインプラントを埋入したことを想定し、3種のアタッチメントを使用し、万能試験機にアクリル台座を取り付け、実験を行った。アタッチメントは磁性アタッチメント (GIGAUSS D600, GC), ボールアタッチメント (ダルボプラス, CENDRES+METAUX), バーアタッチメント (CMラウンドバー, CENDRES+METAUX) を使用した。

支台間は30mmとし、アクリル台座にキーパーまたはボールアタッチメントのメールパーツを設置し、磁石構造体またはフィメールパーツを取り付けた試験体と、アクリル台座にバーを固定し、バー中央にフィメールのクリップを取り付けた試験体を供した。

引張試験には第18回本学術大会で報告した器具を用い、クロスヘッドスピード5.0, 50, 100, 200, 300, 400, 500mm/minの7段階で維持力を測定した。結果はDunnett t検定を用い、危険率5%で統計処理を行った。

### 【結果】

磁性アタッチメントにおいて、CHS 5.0mm/minに対し、50mm/minでは80.85%, 500mm/minでは18.43%だった。CHS5.0mm/minに対し、50mm/min以降で有意な差を認めた。

ボールアタッチメントにおいて、CHS 5.0mm/minに対し、50mm/minでは99.74%, 500mm/minでは81.27%だった。CHS 5.0mm/minに対し、400mm/min以降で有意な差を認めた。

バーアタッチメントにおいて、CHS 5.0mm/minに対し、50mm/minでは98.05%, 500mm/minでは77.62%だった。CHS 5.0mm/minに対し、50mm/min以降で有意な差を認めた。

### 【考察】

引張試験により維持力を測定する際、磁性アタッチメントはボールアタッチメント、バーアタッチメントに比較して、CHSの影響を受け易いと示唆され、各種アタッチメントの維持力測定においてCHSが重要な要素のひとつであることと、各種アタッチメントにおいてCHSの違いが維持力に影響を与えることが示唆された。

## 質疑応答

質問：愛知学院大学 神原 亮

クロスヘッドスピードが磁性アタッチメントを測定する上で大きすぎると思うが、それについてはどう考えているのか。各アタッチメントについて、比較してもよい測定なのか？

回答：日本大学 小川 泰

演者らが第18回日本磁気歯科学会学術大会で報告したように、磁性アタッチメントの維持力測定はクロスヘッドスピード5.0mm/min以下で行うべきであると考えています。ですが、磁性アタッチメント以外のアタッチメントの実験では、従来、50mm/minなどの非常に速いクロスヘッドスピードで行われているものや、クロスヘッドスピードの規定のないものが多く、磁性アタッチメントとの比較には適当ではありません。今回の実験では、5.0mm/min以外では有意差を認めため、5.0mm/minで磁性アタッチメントとの比較を行うべきであると示したものです。そのため、速いクロスヘッドスピードで実験を行うことを目的としたものではありません。

質問：愛知学院大学 大野芳弘

クロスヘッドスピードは方法の1つであり、比較するものはアタッチメントだと思います。今回の実験のように、クロスヘッドスピードについて研究するのはおかしいのではないのでしょうか？

回答：日本大学 小川 泰

磁性アタッチメントの維持力測定において、クロスヘッドスピードは大きな要因であり、今回の実験は各種アタッチメントの比較をする際に不適切なクロスヘッドスピードを選ぶと不適当な結果を生ずることを示したものです。

## 演題番号 8

### 歯冠外磁性アタッチメントにおける力学的検討 —第2報 弾塑性解析の導入—

○音田亜矢子, 増田達彦, 大野芳弘, 白石浩一,  
小木曾太郎, 吉原健太郎, 田中 孝<sup>1</sup>,  
岡田通夫<sup>1</sup>, 中村好徳, 高田雄京<sup>3</sup>, 河合達志<sup>2</sup>,  
田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

<sup>1</sup>愛知学院大学歯学部附属病院歯科技工部

<sup>2</sup>愛知学院大学歯学部歯科理工学講座

<sup>3</sup>東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

我々の開発による有髄歯を対象とした歯冠外磁性アタッチメントは、すでに多くの臨床利用の実績を持つが、その機械的極限の強度に関する確認はいまだ不十分である。当講座の大野は第21回磁気歯科学会にて有限要素法による金銀パラジウム合金を用いた歯冠外磁性アタッチメントの力学的強度について発表を行ったが、その結果、現行の形態の歯冠外アタッチメントが、硬化熱処理で733 N、軟化熱処理で390 Nとなり、歯冠外磁性アタッチメントは実測と同様弾性領域も大きく、解析値でも約390 Nまでは変形しないことが確認された。しかし、実際の臨床においては、歯冠外磁性アタッチメントに使用する金属は、白金加金合金を用いることが多い。

そこで今回、より臨床応用を具備した白金加金合金の熱処理に焦点をあて、歯冠外磁性アタッチメントの力学的解析を行った。

予備実験として、歯科鑄造用金合金（PGA-3 石福金属興業）を用いて、熱処理後の応力歪み曲線を求め、それを基に単純な形態の試料による予備解析としての弾塑性解析を行った。次に本実験として、歯冠外磁性アタッチメントの有限要素モデルを作製し、弾塑性解析を行った。なお、材料定数は既知の値と実測した白金加金合金の応力ひずみ曲線から決定した。

今回の予備実験から有限要素法による弾塑性解析の妥当性が確認できた。本実験として、三次元有限要素解析から、白金加金合金で製作された歯冠外磁性アタッチメントは約800 N前後に弾性限界が存在することが示された。

硬化熱処理について、測定値と解析値に相違が見られたことから、測定方法、解析ともに検討の必要性があると考えられる。

今後、白金加金合金の繰り返し荷重時のたわみに関する実測や解析を行い、より臨床的な検証を行っていきたいと考える。

#### 質疑応答

質問：日歯新潟大学 永田和裕

歯冠外アタッチメントでグリーブを付与すると強度が低下するのではないかと。他の部分で移動を防止する方が安全ではないかと？

回答：愛知学院大学 音田亜矢子

義歯の動揺を抑えるために必要です。インターロックを付与することで、支持を得るように複合的に使用します。

質問：鶴見大学 大久保力廣

実際に臨床応用例の中で、破損変形が認められた症例はありましたか。

回答：愛知学院大学 音田亜矢子

下の部分を修正した場合に1例破損したことがありましたが、他はそのような例はありません。

追加発言：愛知学院大学 中村好徳

現在の歯冠外アタッチメントパターンで作成された場合、顎堤の形状に合わせてネック部にワックスを添加するケースが多く、破損変形はありません。

追加発言：愛知学院大学 田中貴信

铸造しただけの金属に関しては、コンピューターによる有限要素解析で弾塑性解析もほぼ正しく算定できることが確認されたが、その他の熱処理の過程は複雑なため、実測値もばらつきが大きくなり、更には、解析値と実測値の差も大きくなった。要するに、金属の熱処理に関するシミュレーションは、未だ不完全であり、今後更なる検討が必要である。・・・というのが本発表の主旨であります。

#### 演題番号 9

#### 簡易型磁性アタッチメント吸引力測定装置の開発

○庄司和伸, 中村好徳, 神原 亮, 岩井孝充,  
林 建佑, 金野弘靖, 岡本樹一郎, 高田雄京<sup>1</sup>,  
田中貴信

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

<sup>1</sup>東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

吸引力測定において、現在、愛知学院式測定ジグと高性能引張り試験機 EZ テストとを組み合わせた測定システムが最も有効とされ、ISO 規格となっている。愛知学院式ジグにおいては、高精度な測定が可能な半面、2軸性の複雑な構造の為製作が容易でない事、高価である事から汎用性が無いという課題が残った。そこで、愛知学院式ジグの課題を改良したジグが ISO 対策委員会により開発されたが、どちらも高性能な引張り試験機に設置して行う測定システムである事は変わらない。そこで我々は、従来のISO測定システムに汎用性を与えるため、安価で容易に製作でき、ラウンドロビンテストにも対応でき得る、ジグ・引張試験機一体型の簡易型吸引力測定システムを開発し、その測定操作及び、測定結果についての検討を行った。

今回、開発したジグ・引張り試験機一体の簡易型吸引力測定装置は、総重量5キログラム、幅120mm、奥行き105mm、高さ370mmである。測定値は、イマダ社製デジタルフォースゲージにて最大荷重50Nまで表示される。磁石構造体は上部の自由可動式ジョイントに設置し、キーパーはX-Yステージの付いた下部金型に設置する。測定は、キーパーの付いた下部ステージが自重により落下する事で吸引力測定を行う。落下速度即ち、測定スピードが一定となる様に、ダッシュポット（メイユウ社製キネチェック）を用いた。ダッシュポットの油圧をコントロールし、クロスヘッドスピード5mm/min以下となる目盛りで測定を行った。

今回ジグ・引張試験機一体型の測定装置を設計、試作し、以下の知見を得た。成果として、より安価で汎用性のある吸引力測定システムの基盤が出来た事。ラウンドロビンテストに使用可能である事。ダッシュポットを用いる事でクロスヘッドス

ピードのコントロールが可能となった事があげられる。がしかし、測定結果からの問題点としては、吸引力の実測値は、従来のシステムと比べ、小さく再現性に欠ける値となった。この事は、ロードセルとの接続に自由可動型ジョイントを用いたため、垂直的な規制に乏しいためと考える。これらの問題点の改善としては、磁石構造体とキーパーの正確な位置の復位、測定時の方向規制が可能である、ISO ジグとの組み合わせが必要であると考える。

#### 質疑応答

質問：九州歯科大学 鱒見進一

ISO パリ会議で、1軸タイプの測定装置を各国に呈示した上で、装置の図を差し替える事で合意が得られたと思います。今回呈示している装置は、それとも異なるものと思われませんが、改めて新しい装置をISOで提案される予定なのか？再現性も吸引力についても問題がある装置であり、各国の研究室にも引っ張り圧縮試験機はあるでしょうから、わざわざ新たな装置を考えなくても良いと思いませんか？

回答：愛知学院大学 中村好徳

再現性、吸引力の測定値の問題点もあり、現段階では無理と考える。今後、ISO 対策委員会のメンバーとも協議していきたい。今回開発した吸引力測定装置とISO対策委員会で開発したジグとを組み合わせ測定精度の高い装置にしていきたい。

追加発言：東北大学 高田雄京

この装置は、引っ張り試験機などの測定機の代用として開発している。引っ張り試験機などの大型の測定機を用いることなく、磁性アタッチメントの吸引力測定に特化した測定機を目指すものであり、ISOのために開発したものではない。

### 座長総括（演題番号 7, 8, 9）

鶴見大学・大久保力廣

本セッションでは、クロスヘッドスピードと維持力、歯冠外アタッチメントの強度解析、簡易型吸引力測定装置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基礎研究や臨床応用に

非常に有益であり、さらなる継続が期待された。

#### 演題 7

磁性アタッチメントの吸引力測定には多くの要因が関与し、クロスヘッドスピードの違いによっても測定値に差が生じることが推測されている。本研究は、2本のインプラント支台に3種アタッチメントを設置した時のクロスヘッドスピードの相違による維持力を実験的に検証したものである。7段階のクロスヘッドスピードで実測したところ、ボール、バーでは大きな差は認められなかったが、磁性アタッチメントはクロスヘッドスピードが速くなるにしたがい、維持力は急激に減少する傾向を示した。磁性アタッチメントの吸引力の比較や各種アタッチメント間との比較にはクロスヘッドスピードを十分考慮しなければならないことが確認された。

#### 演題 8

磁性アタッチメントを歯冠外に設置することは生活歯への応用も可能となり適応範囲の拡大につながる。しかし、その強度に関しては不明であり、破折防止を目的とした強度試験も必要である。本研究は熱処理後の白金加金合金を用いた歯冠外アタッチメントモデルに対して有限要素解析を行い、実測値との比較を試みている。解析の結果、800 N 前後に弾性限界が存在することを検証し、解析値と実測値との間に相違のあったことを確認した。アタッチメントの破折には金属疲労の影響も大きいと、さらなる詳細な続報が望まれる。

#### 演題 9

著者らはISO対策委員会にて開発された吸引力測定装置をさらに安価で簡便に改良することを目的に、ジグと引張試験機が一体化した吸引力測定システムを開発しており、本研究ではその操作法や測定結果を検証している。その結果、改良型測定装置はクロスヘッドスピードの制御が可能であり、汎用性も高くなったが、最も重要な測定値の再現性にはやや難点があった。しかし、その原因はすでに特定できており改善点も検討されている。今後はさらに改良が加えられ、測定値の再現性の高い吸引力測定システムが完成することを期待したい。

## 演題番号 10

即時義歯の応用により下顎位を保持した後に磁性アタッチメント義歯に移行した1症例

○曾根峰世, 奥津史子, 草野寿之, 松川高明,  
豊田有美子, 根来理沙, 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

## 【緒言】

補綴治療を行う上で、患者固有の下顎位を変化させずに保持することは、顎口腔機能の調和を保つために重要である。そのため、咬合支持に関与する補綴装置の除去、あるいは歯の抜去を行う場合、既存の下顎位を保持することを目的として、暫間補綴装置を早期に装着することが必要となる。今回我々は、即時義歯を応用することにより下顎位の保持を図り、最終義歯として磁性アタッチメント義歯を装着した症例について報告する。

## 【概要】

患者は63歳の女性で上顎右側臼歯部の咀嚼時疼痛を主訴として来院した。22年前、当科にて⑥54③21 | 1②③のロングスパンブリッジを装着し以後良好であったが、2週間前から上顎右側臼歯部の疼痛を認めるようになったため来院した。

## 【治療内容】

上顎ブリッジ除去および6] の抜歯直後に、3 | 23を残根上とする即時義歯 (6+3 MT) を装着した。最終義歯として3] に根面タイプの磁性アタッチメントおよび | 23に根面を応用したオーバーデンチャー (6+3MT) を装着した。フレームワークにはチタン合金を用い、根面周囲のフレームワークのデザインは、本学会で蓮池と大川が発表した磁石構造体側面の周囲約4分の3を補強構造で被覆する形態とした。

## 【結果】

上顎ブリッジ除去後の下顎位保持のために即時義歯を応用し、最終義歯として磁性アタッチメント義歯を製作、装着したところ、機能性・審美性ともに良好な結果が得られた。

## 質疑応答

質問：日本大学 石上友彦

即時義歯というより、即時オーバーデンチャーがいいのでは。金属床に磁石構造体を装着するのなら、ハウジングを用いセメント合着の方が良くないですか。

回答：明海大学 曾根峰世

今回は、6] の抜歯がありましたので、一般的な「即時義歯」という言い方をしました。用語に関しては、今後学会等でご教授頂けたらと思います。今回は、自分自身が慣れている材料である事と、2～3分で硬化するという事を考えて、即時重合レジンを用いました。耐久度や簡便であることを考えると、今後ハウジングを用いたセメント合着も考えていきたいと思っています。

追加発言：愛知学院大学 中村好徳

用語検討委員として、即時義歯と即時オーバーデンチャーの区別をしていきたいと思う。

質問：愛知学院大学 中村好徳

上顎のキーパー根面板周囲の辺縁形態をもう少し短くした方がペリオ的にいいのでは？

回答：明海大学 曾根峰世

自浄性の事を考えれば、先生のおっしゃる通り床辺縁を短くすべきだったかと思いますが、今回はわずかな辺縁封鎖による維持も期待してそのような形態にはしませんでした。根面板部の清掃方法に関しては、患者教育により対応していく予定です。

質問：日本大学 大山哲生

キーパーに使用する金属の材質に対してお考えはありますか？

回答：明海大学 曾根峰世

材料に関しては色々な考え方があるとは思いますが、今回は細いポストを有する根面板でしたので、耐久度の点から白金加金を用いました。

## 演題番号 11

広範囲な顎裂が残存した多数歯欠損患者に磁性アタッチメント支台のインプラントオーバーデンチャーを適応した1症例

○中田秀美<sup>1</sup>, 黒田真司<sup>2</sup>, 立川敬子<sup>1</sup>,  
春日井昇平<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>東京医科歯科大学歯学部附属病院  
回復系診療科インプラント外来

<sup>2</sup>東京医科歯科大学医歯学総合研究科  
インプラント・口腔再生医学分野

大きな顎裂を伴う唇顎口蓋裂患者のインプラント治療は、しばしば困難を極める。埋入本数が不十分であると固定性の上部構造は望めないが、オーバーデンチャーであれば、少ないインプラントの本数でもアタッチメントの選択によっては良好な結果が得られ、QOLの向上に寄与する。今回、多数歯欠損と大きな顎裂を伴う唇顎口蓋裂患者の、限られた既存骨に2本のインプラントを埋入し、磁性アタッチメントを用いることで義歯の維持を図ることができたので報告する。

患者は40代の女性で、過去に顎裂部に2度にわたり腸骨移植を行うも生着せず、顎裂が残存したまま、両側犬歯及び小臼歯計3本をコーヌス支台歯として臼歯部にクラスプを付与した顎義歯を使用してきたが、鉤歯となっていた臼歯部が保存不可能になり、義歯の維持を失ったためインプラント治療を希望し来院した。初診時コーヌス支台歯は全て動揺度2度を呈していた。CT所見上、顎裂部へのインプラント埋入には再度の腸骨移植が必要であった。これ以上の骨移植を患者が希望せず、既存骨を利用した治療方針を希望したため、顎裂部への埋入は行わず、臼歯部に2本のインプラントを埋入し、磁性アタッチメントを用いて義歯の維持を図る方針とした。既存骨の骨質はかなり柔らかく、骨高径も不足していたため、ボーンコンデンサーを用いてソケットリフトの後、埋入を行った。約4か月の治癒期間を経て二次手術を行い、キーパーを装着した。既存の顎義歯に磁性体を装着したところ、義歯の維持力及び安定性は大きく向上した。

義歯の安定により、摂食、発音機能が向上し、

2年間良好に経過した。上顎洞に異常所見がないこともCBCTで確認しており、インプラントの経過は良好である。現在、残存しているコーヌス支台歯を全て抜歯して顎裂近傍の既存骨にインプラント埋入を行う計画を立てている。今後も磁性アタッチメントを応用した補綴形態にしていく予定である。

質疑応答

質問：日本大学 渋谷哲勇

発表内容に付随した問題ですが、広範囲骨欠損に対してインプラント埋入は保険適応ですが、マグネットは自費扱いなのか？また、自費であれば、旧義歯にマグネットをつけた時点で自費診療となるのか疑問に思いましたのでお聞き致します。貴重な御講演ありがとうございました。

回答：東京医科歯科大学 中田秀美

ご質問ありがとうございます。マグネットは現時点では、広範囲顎骨支持型補綴装置の使用可能器材に含まれておりませんので、マグネットを使用するとなると、自費扱いになります。ご指摘の通り、旧義歯にマグネットを装着した時点で自費診療になると思われます。我々としては、広範囲な骨欠損症例にとって、マグネットの効果は大きいと思われるので、是非使用可能器材に入れて欲しいと願うところです。これはしかし、学会や企業側から厚労省への働きかけがないと実現しないことかと思われまます。ご質問いただき、誠にありがとうございました。今後とも、どうぞ宜しくお願い申し上げます。

## 演題番号 12

磁性アタッチメントを歯冠内・歯冠外アタッチメントとして用いた長期経過症例について

○後藤崇晴, 石田雄一, 永尾 寛, 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

## 【目的】

今日、磁性アタッチメントは根面アタッチメントとしてだけではなく、バーアタッチメント、歯冠内アタッチメント、歯冠外アタッチメント、あ

るいは隣接面部への設置や床の連結装置に至るまで幅広く応用されている。今回、磁性アタッチメントを歯冠内および歯冠外アタッチメントとして用いた長期経過症例について供覧するとともに、その症例経過を分析した。

#### 【症例の概要】

症例1は79歳の女性、ケネディ2級2類の欠損様式に対して歯冠内磁性アタッチメントを用いた可撤性ブリッジを装着し14年経過した症例である。本症例では装着12年後、支台歯に負担荷重が原因と考えられる疼痛が生じたため、可撤性ブリッジに床を付与し粘膜での負担を増加させる処置を行った。症例2は81歳の女性、下顎両側遊離端欠損に対して歯冠外磁性アタッチメントを用いた部分床義歯を装着し15年経過した症例である。本症例では、歯冠外アタッチメントのカンチレバー作用を考慮し、前歯部の残存歯はすべて連結した。症例3は50歳の男性、ケネディ3級の欠損様式に対して歯冠内および歯冠外磁性アタッチメントを用いた可撤性ブリッジを装着し9年経過した症例である。症例2、3では、歯冠外アタッチメントの底部に患者自身が清掃可能なスペースを十分確保させるように設計した。

#### 【結果】

歯冠内および歯冠外磁性アタッチメントは、歯根膜負担が大きく、長期経過においては支台歯に負担が過剰に加わる危険性がある。また、歯冠外アタッチメント直下の口腔衛生管理も問題となる。しかし、メンテナンスにおいて粘膜面の適合状態、咬合接触状態の検査を行い、義歯と口腔衛生状態の管理を適切に行えば、長期的に良好な予後が期待できることが示唆された。

#### 質疑応答

質問：鶴見大学 大久保力廣

歯冠外アタッチメントで、アタッチメント直下の歯肉増殖は認められましたか。

回答：徳島大学 後藤崇晴

今回の症例では、歯冠外アタッチメントのカンチレバー部底面に患者でも清掃可能なスペースを十分確保しており、経過観察時には歯肉の増殖は認められませんでした。

### 座長総括 (演題番号 10, 11, 12)

日本大学・大山哲生

10. 歯の欠損に伴う咬合支持の喪失は、放置するとさらなる咬合崩壊等につながる。すなわち補綴臨床において、適切な咬合関係を維持しつつ欠損歯数や咬合支持数等に応じた適切な治療計画を立案することが重要であり、その一方法として即時義歯の有用性についての報告であった。若手臨床家において非常に参考になる手技であり、さらなる臨床報告を期待したい。

11. 近年、顎欠損を伴う多数歯欠損症例へのインプラント補綴治療は、咀嚼・発音・摂食機能の回復に有効な方法の一つとしてしばしば報告されている。本報告は、大規模な骨移植をすることなく既存骨へのインプラント埋入により、既存の補綴装置をインプラント支台の磁性アタッチメントオーバーデンチャーとして改造して良好な結果を得た症例である。残存歯の状態をも考慮し、咀嚼能力の回復・維持という患者のQOLを十分考慮した術式である。口腔内状態の変化により追加的にインプラント埋入を行い、咀嚼機能等の維持を図る予定とのことであるので、今後の報告に期待したい。

12. 磁性アタッチメントは、根面アタッチメントとしてのみでなく、歯冠内および歯冠外アタッチメントとしても有用とされている。本報告は、各種磁性アタッチメントの長期経過症例から、長期予後を獲得するために有効な手段・考え方についての報告であった。さらなる長期にわたる予後観察をもって学会員に有用な情報を今後も期待したい。

## 演題番号 13

磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定  
—策定の経緯とデルファイ法調査—

○秀島雅之, 市川哲雄, 越野 寿, 星合和基,  
田中譲治, 尾澤昌悟, 鈴木恭典, 梅川義忠,  
石上友彦, 永尾 寛<sup>1</sup>, 河野稔広<sup>1</sup>, 曾根峰世<sup>1</sup>,  
河野 舞<sup>1</sup>, 長谷川みかげ<sup>1</sup>, 和田淳一郎<sup>1</sup>,  
和達重郎<sup>1</sup>, 西山 暁<sup>1</sup>

日本磁気歯科学会医療委員会

<sup>1</sup>医療委員会特命委員

近年根拠に基づく医療の必要性・質の向上が求められ、当医療委員会でも磁性アタッチメント(MA)の診療ガイドライン作成のために、14題の代表的臨床上的疑問(クリニカル・クエスション; CQ)を選定し診療ガイドラインを策定中である。しかし各CQに関連した文献が少なく、また現在ガイドライン作成の主流となっているGRADEシステムの導入が、歯科補綴の特性により困難な面もあり、策定に苦慮しているのが現状である。

そこで関連の専門家へのアンケートとそのフィードバックから傾向とコンセンサスを得るデルファイ法調査を行った。策定中のCQより関連文献の見当たらない、もしくはエビデンスの質の低い10題を選定し、MAの有効性について維持力、咀嚼、発音、審美性、快適性、耐久性、負担等の11のアウトカムについて、-5~+5までの11段階で評価する設問を作成した。

コンセンサスグループの評価委員として会員36名、非会員35名を選定し、アンケート調査をメールもしくは郵送にて依頼した。

2回のアンケート調査でインプラントを含む全設問への回答は25名、一般補綴のみ回答は13名の計38名より回答を得た。2回目の調査は初回の結果の度数分布を呈示することで、0に収束する傾向が認められた。現在各CQの文献的分析とデルファイ法調査から、総合的な推奨度を含む回答文を策定中である。今後仕上げた評価プロフィールと推奨文を含む回答文をコンセンサスグループに呈示し、ブラッシュアップを図るとともに、外部評価委員にも評価を依頼し、最終版を会員に提供

するとともに歯科医学会等に提出する予定である。これまでの会員ならびに関係各位の協力に深謝するとともに、今後もさらなる支援を切にご依頼する次第である。

## 演題番号 14

マグネット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?

—デルファイ法による調査—

○永尾 寛<sup>1</sup>, 後藤崇晴<sup>1</sup>, 石田雄一<sup>1</sup>,  
市川哲雄<sup>1,2</sup>, 秀島雅之<sup>2</sup>, 越野 寿<sup>2</sup>,  
星合和基<sup>2</sup>, 梅川義忠<sup>2</sup>

<sup>1</sup>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

<sup>2</sup>日本磁気歯科学会医療委員会

【目的】歯と粘膜は被圧変位量が大きく異なる。マグネットを義歯に付着する際に患者に咬合させるのか、もしくは咬合させず無圧で付着するかによって、機能時に支台歯に加わる力が大きく変化することは容易に想像できる。しかし、マグネットの付着方法が義歯(維持, 機能, 審美性)や支台歯(荷重負担, 歯周組織)に及ぼす影響について検討した報告はない。そこで、マグネットの付着方法についてエキスパートの意見を参考にコンセンサスを形成することを目的として、デルファイ法を用いたアンケート調査を行った。

【方法】日本磁気歯科学会医療委員会によって、磁性アタッチメントを用いた補綴歯科治療に精通した歯科医師71名が選出された。これらをコンセンサスグループとし、アンケート調査を行った。

【結果, 考察】無圧でマグネットを義歯に付着した場合、「耐久性(支台歯・義歯の延命, 歯周疾患・ウ蝕)に有効である」、「歯周組織の健康に有効である」という設問に対して『同意しない方がよい(negativeな弱い同意)』が得られた。つまり、無圧で付着した場合には、耐久性と歯周組織の健康に対してやや悪い影響があることが示唆された。

「発音機能」、「快適性」、「患者, 術者の負担」、「害」に関しては、『どちらでもない』に高い収束が得られた。つまり、マグネットをどのように付着しても、発音機能, 装着感・違和感, 患者・術

者の肉体・時間的負担、疼痛等には全く影響がないことが示唆されたことになる。

今回はエビデンスが不足していたことから、デルファイ法によるアンケート調査を行ったが、強い推奨（同意）は得られなかった。また、加圧状態で付着した方が良いのではないかという意見に収束したが、どのくらいの力で加圧するのかについては全くわかっていない。さらに、マグネットを義歯に付着する場合、それ以前にどの程度の加圧印象を行って義歯を製作したかも考慮されなければいけない。

## 演題番号 15

インプラントオーバーデンチャーに磁性アタッチメントの使用は有効か？—文献的考察とデルファイ法による調査

○尾澤昌悟<sup>1,2</sup>，星合和基<sup>1,2</sup>，宮前 真<sup>3</sup>，  
田中貴信<sup>1</sup>，田中譲治<sup>2</sup>，鈴木恭典<sup>2</sup>，秀島雅之<sup>2</sup>  
<sup>1</sup>愛知学院大学歯学部有床義歯学講座  
<sup>2</sup>日本磁気歯科学会医療委員会  
<sup>3</sup>愛知学院大学歯学部高齢者歯科学講座

【目的】インプラントオーバーデンチャーは、現在無歯顎治療に対する主要な選択肢となっている。磁性アタッチメントの診療ガイドラインを策定するために、本学会で設定したインプラントオーバーデンチャーに関する4つのクリニカルクエスチョン(CQ)について、文献的考察と専門家による合意形成の手段であるデルファイ法により調査を行った。

【方法】CQ毎にキーワードを設定し、PubMedと医中誌により文献検索を行い、エビデンスが得られなかったCQについては、デルファイ法により11種類のアウトカム（維持、咀嚼機能、発音機能、審美性、快適性、対応性、耐久性、歯周組織の健康、負担、害、コスト）について調査を行った。選択した文献の内容から構造化抄録およびエビデンステーブルを作成し、またデルファイ法のアンケート結果を分析して、推奨プロファイルを作成した。

【結果および考察】インプラントオーバーデンチャーの支台歯として、磁性アタッチメントの適用は、

他のタッチメントに比べて維持力や咀嚼機能においてやや劣るものの、快適性や歯周組織の健康維持の面に於いて有効性が示された。また天然歯の場合と同様に、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良好な結果が得られたが、インプラントへの適用が天然歯より有効であるというエビデンスは認められなかった。上顎と下顎の適用部位の違いについても、両者に明確な差は認められなかったが、上顎への適用により、発音機能と快適性の向上が期待できるという結果になった。一方、インプラントオーバーデンチャーの複数支台への磁性アタッチメントの適用は、維持力に関しては有効と考えられた。今回の調査からでは、明確な結論に至らないCQもあり、今後も調査を継続していく必要があると考えられる。

## 一般口演13, 14, 15では、シンポジウムのような形式でまとめて質疑応答が行われました

質問：九州歯科大学 鱒見進一先生

磁石構造体を義歯に合着する方法を確立してからでなければ、このクエスチョンには答えられないと感じます。合着時に義歯床内面に十分なスペースを作製し、合着用レジンを追加して咬合させると、床下粘膜は加圧されるが、歯根は無圧の状態となる。これに関してエビデンスはないが、会員の中でどなたか研究してくれる先生がいればと思います。

回答：徳島大学 永尾寛

装着時の加圧だけでなく、装着の手技（溢出孔の大きさ、レジンの分液比等）によって機能時おける支台歯への影響があるというご指摘に対して異論はありません。しかし、そのような条件を検討した文献も見当たりませんので、今回のガイドラインではデルファイ法を用いました。今後はMA装着の手技に関するエビデンスを作る必要があると考えます。

質問：細井紀雄先生

加圧か無圧かについて、MAの文献検索は無かったということですか。類似のアタッチメントを義歯に取り付ける場合、加圧がよいか無圧がよいかの文献があると思うので、それらを参考にすることはできませんか。

回答：徳島大学 永尾寛

本ガイドラインの文献検索では、磁性アタッチメントを義歯に装着する際の装着時荷重を比較している研究報告をピックアップしました結果、ヒットする文献がありませんでした。磁性アタッチメントは他のアタッチメントと比較して、機能時に支台歯へ加わる力（とくに側方力）が違ってきますので、本ガイドラインを作成するにあたっては、他のアタッチメントに関する文献は検討しておりません。

追加発言：東京医科歯科大学 秀島雅之先生

診療ガイドラインは治療の適切な選択、意思決定（decision making）を支援するもので手技の解説とは異なります。手技については TA（Technology Appraisal）や IP（Interventional Procedures）の範疇のため、今後委員会としてそうした内容についても検討したいと考えます。

### 座長総括（演題番号 13, 14, 15）

北海道医療大学・越野 寿

本セッションでは、磁性アタッチメントの診療ガイドライン策定に関して、これまでの経緯から、問題点の抽出、デルファイ法による調査結果まで、総合的に検討した結果が発表された。

13. 本学会医療委員会委員長である秀島先生から、本学会としての診療ガイドライン策定に向けて、14題の代表的臨床上の疑問（クリニカル・クエスション；CQ）を選定し診療ガイドラインを策定に向け準備を進めている旨、各CQに関連した文献が少なく、策定に苦慮している旨、策定中のCQのうち、関連文献の見当たらない、もしくはエビデンスの質の低い10題を選定し、MAの有効性について、維持力、咀嚼、発音、審美性、快適性、耐久性、負担等の11のアウトカムについて、デルファイ法で検討を進めている旨の報告があった。

14. 本学会診療ガイドライン策定に向け、「マグネット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？」とのCQに対して、文献検索結果として妥当性のある論文が検出されなかったため、デルファイ法による調査を行った結果を報告したものである。コンセンサスグループ

として、磁性アタッチメントを用いた補綴治療に精通した歯科医師71名からなるコンセンサスグループを構成し、アンケート調査を行った。

その結果、無圧で付着した場合には、耐久性と歯周組織の健康に対してやや悪い影響があることが示唆された一方、どのくらいの力で加圧するかについては全くわかっていない。さらに、マグネットを義歯に付着する場合、それ以前にどの程度の加圧印象を行って義歯を製作したかも考慮されなければいけない。

15. 本学会診療ガイドライン策定に向け、「インプラントオーバーデンチャーに磁性アタッチメントの使用は有効か？」とのCQに対して、文献検索結果として妥当性のある論文が検出されなかったため、デルファイ法による調査を行った結果を報告したものである。

インプラントオーバーデンチャーの支台歯として、磁性アタッチメントの適用は、他のタッチメントに比べて維持力や咀嚼機能においてやや劣るものの、快適性や歯周組織の健康維持の面に於いて有効性が示された。上下顎の違いについても、両者に明確な差は認められなかったが、上顎への適用により、発音機能と快適性の向上が期待できる結果が得られた。一方、インプラントオーバーデンチャーの複数支台への磁性アタッチメントの適用は、維持力に関しては有効と考えられた。

本セッション全体を通じて、臨床で直面する問題を解決するツールとしての診療ガイドラインの早期策定が期待される。

### ISO委員会報告

ISO 対策委員会報告

— ISO/TC106パリ会議—

○高田雄京

東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

#### 【経緯】

歯科用磁性アタッチメントの国際標準化を目的とし、2007年のISO/TC106（ベルリン会議）からISO規格の策定をISO対策委員会を中心となり行ってきた。2008年（イエテボリ会議）ではISO/TC106/SC2にWG22が設立され、ISO対策

委員会提案の規格草案がWD（規格原案）に採用され、2010年にはCD（委員会原案）に、2011年にはDIS（国際規格案）に、2012年6月にはFDIS（最終国際規格案）投票を経てFDISとなった。1ヶ月後の7月には、ISO 13017が歯科用磁性アタッチメントの国際規格として発行された。一方、ISO 対策委員会（標準化委員会）の活動により、ISO 規格策定のための助成金を獲得する努力がなされ、今年度の国際会議に向けて、経産省 METI ユニット支援の助成金を獲得するに至った。

#### 【報告内容】

ISO 13017の発行を受けて、2012年 ISO/TC106 パリ会議では、完成度の高い国際規格を目指し、歯科用磁性アタッチメントの維持力測定法を再検

討し、その国際標準化を提案した。すでに ISO 13017が発行されているため、3年後の規格改定に合わせて、維持力測定に関する部分を"Revision"あるいは"Amendment"で提案する方針とした。ISO/TC106/SC2/WG22では、7カ国のエキスパートが出席し、日本提案の維持力測定ジグおよび測定方法（固定法）について審議が行われた。維持力測定ジグの試作機を日本から持参し、その妥当性を提示した効果が実り、日本提案どおり ISO 13017の"Amendment"がWG22のエキスパート全員の一致で認められた。その結果、2012年末までにNWIP（新規事業項目提案）をSC2事務局に提出することになった。また、次年度のISO 韓国会議において、WG22会議が半日の予定で開かれることが決定した。

## 平成24年度 日本磁気歯科学会 第2回理事会議事要旨

日時：平成24年11月2日(金)10:30—12:30

場所：徳島大学歯学部3F第一会議室

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

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，  
田中譲治，東風 巧，菅田雄司，  
大久保力廣，大山哲生，水口俊介

監事：木内陽介，細井紀雄

幹事：梅川義忠（理事長）

河野 稔広（庶務）

オブザーバー：佐々木英機

### 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9月30日現在の会員数（正会員368名，名誉会員6名，物故会員1名，賛助会員7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) 委員会報告

##### (1) 編集委員会

高田理事より、第21巻1，2号投稿論文数は、それぞれ16編および13編であったことが報告された。

##### (2) 学術委員会

芥川理事より、第12回国際磁気歯科インターネット会議の開催について報告があった。

##### (3) 認定医審議委員会

大川理事より、現在の認定医数は51名であり、更新予定の認定医数は8名，新規認定医は1名発表予定との報告があった。

##### (4) 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）の最終案について検討したとの報告があった。理事、委員会で更に修正を加え、現在21巻1号に投稿中であることが報告された。

##### (5) 広報委員会

越野理事より、ホームページの運用状況について、インターネット会議開催について報告があった。

##### (6) 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、デルファイ法のアンケート調査を2回行ったことについて報告があった。

##### (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、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、ISO規格策定に関する助成金獲得について、また、ISOパリア会議が開催され、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、磁性アタッチメント関連用語を138語ピックアップしたこと、今後、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、今回の学会においてシンポジウムで発表することについて報告があった。

##### (11) 会則検討委員会

鱒見理事より、会費未納者については、会則に基づいて運営していることが報告された。

##### (12) プロジェクト委員会

土田理事より、日本歯科医学会の平成24年度プロジェクト研究に申請したが非採択であった旨報告があった。

3) 第22回学術大会，第12回国際磁気歯科学会報告  
市川哲雄大会長より第22回学術大会の開催状況について報告があった。

4) 第23回学術大会，第13回国際磁気歯科学会  
越野大会長より、平成25年11月2（土），3（日）の日程で北海道にて開催する予定であることが報告された。

##### 5) 日本歯科医学会認定分科会

石上理事長より、7月，10月に代表者会議に参加したことについて報告があった。

その他)

回覧資料について報告された。

### 3. 協議事項

- 1) 平成24年度決算について  
秀島理事より、平成24年度の収支決算について報告があった。
- 2) 平成24年度監査報告について  
細井監事より、平成24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25年度予算案について  
秀島理事より、平成25年度の予算案について報告があり、承認された。
- 4) 第24回学術大会、第14回国際磁気歯科医インターネット会議  
石上理事長より、大久保理事の主幹により開催することが提案され、承認された。
- 5) 次期役員について

石上理事長より、平成25年度の役員について、鱒見副理事長が理事長に推薦され、承認された。また、大川理事が副理事長（庶務担当理事）に推薦され、承認された。

- 6) 平成24年度総会次第について  
総会次第について報告された。
- 7) その他

推薦図書ホームページに掲載することが提案された。次回の理事会時に推薦図書の掲載について審議し、承認後にホームページに掲載することとなった。今後、英文の本を執筆することが提案された。

ホームページ上に認定医の紹介や磁性アタッチメントの作製法を掲載すること、また、市民フォーラムの開催を今後行っていくことが提案された。

日本磁気歯科学会雑誌のバックナンバーのPDF化が提案された。

以上

## 平成25年度 日本磁気歯科学会 第1回理事会議事要旨

平成25年4月19日(金)13:00—15:00

場所：東京医科歯科大学 歯科外来事務棟4F演習室

出席：理事長：鱒見進一

副理事長：大川周治

庶務：大川周治

会計：秀島雅之

編集：中村好徳

学術：越野 寿

安全基準：大久保力廣

広報：芥川正武

医療：秀島雅之

認定医：石上友彦

臨床評価：星合和基

ISO対策：高田雄京

用語検討：水口俊介

会則検討：中村和夫

プロジェクト：石田雄一（市川哲雄代理）

理事：大山哲生，田中讓治，土田富士夫，

永田和裕，都尾元宣

監事：水谷 紘，東風 巧

幹事：河野稔広（理事長），

曾根峰世（庶務）

梅川義忠（認定医）

石田雄一（プロジェクト）

オブザーバー：佐々木英機

### 1. 理事長挨拶

鱒見理事長より就任の挨拶の後、各理事より自己紹介を行った。

### 2. 報告事項

#### 1) 会務報告

##### (1) 庶務

大川理事より、平成25年3月31日現在の会員数（正会員359名，名誉会員6名，賛助会員6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の報告があった。

##### (2) 会計

秀島理事より、平成25年度中間会計報告があった。

#### 2) 委員会報告

##### (1) 編集委員会

高田前委員長より、第21巻1，2号投稿論文数は、それぞれ16編および13編であったこと、および印刷費の収支についての報告があった。

また、日本磁気歯科学会雑誌のPDF化が全巻完了し、今後ホームページ上で閲覧可能にして行く予定であるとの報告があった。

中村好徳現委員長より、今年度の掲載予定について、および電子ファイルによる論文投稿を検討していることについて報告があった。なお、サーバーに関しては現在使用中のものを活用することが可能ではないかとの提案がなされ、電子ファイルによる投稿方法に関しては、広報委員会と連携の上取り決めることとなった。

##### (2) 学術委員会

越野委員長より、平成25年11月2日（土）、

- 3日(日)開催予定の第23回学術大会の日程について報告があった。登別までのアクセス、学会場および宿泊設備、宿泊費などの説明とともに、各大学の教室員は元より、家族ぐるみで多くの方に参加していただきたい旨の報告があった。
- (3) 安全基準検討委員会  
大久保委員長より、第4回安全基準検討委員会の議事について、MRI安全基準マニュアルが21巻1号に掲載されるとともに別刷り500部が完成したことについて報告があった。また補足として大川理事より、本マニュアルの歯科大学、大学歯学部、医学部口腔外科、全国歯科医師会、本学会理事への送付(計173部、庶務で262部保管)が完了し、今後MRI関連施設への送付が予定されているとの報告があった。
- (4) 広報委員会  
芥川委員長より、本年1月よりホームページをリニューアルした旨の報告があった。
- (5) 医療委員会  
秀島委員長より、第22回学術大会において診療ガイドラインの口演を行ったこと、および第2回医療委員会の議事内容と合わせて診療ガイドライン策定の進捗状況と今後の展望について報告があった。
- (6) 認定医審議委員会  
石上委員長より、現在の認定医数は42名であること、および今回更新予定の認定医数は12名であり、その内7名が更新書類未提出なため、委員会で対応を協議するとの報告があった。
- (7) 磁性アタッチメント臨床評価委員会  
星合委員長より、10年後の術後調査が困難な状況にあること、5年後および10年後を含む術後調査に関して引き続き各大学の協力を賜りたい旨報告があった。なお、認定医申請時に必要な評価シートをExcelファイルでホームページからダウンロードできるようにアップしてほしい旨、広報委員会に要請があった。
- (8) ISO対策委員会  
高田委員長より、2005年度からNEDOの事業で進めてきた「歯科用磁性アタッチメント」に関するISO規格(ISO 13017:2012)が、2012年7月15日に発行されたこと、「歯科用磁性アタッチメントにおける維持力測定法」に関する国際標準作成作業の進捗状況について、および経産省METIユニットからの助成が採択され今年度も継続してISO 13017の維持力測定に関する標準化を推進していく予定である旨の報告があった。
- (9) 用語検討委員会  
水口委員長より、磁性アタッチメント関連用語(199語)の提示と、磁性アタッチメント関連用語集として整備、作成していく上で各理事の先生方にもご協力いただきたい旨の報告があった。
- (10) 会則検討委員会  
中村和夫委員長より、各委員会から発議があれば、本委員会で協議の上、会則改正の手続きを進めていきたい旨の報告があった。なお、会費未納者を退会扱いとする期限が1年では短すぎるのではないかと、3年等に延長すべきではないかとの発議がなされ、今後、会則検討委員会で改正案を作成の上、引き続き理事会で検討することとなった。
- (11) プロジェクト検討委員会  
市川委員長(代理石田幹事)より、日本歯科医学会への平成25年度プロジェクト研究テーマの申請内容について報告があった。
- 3) 第22回学術大会、第12回国際磁気歯科学会  
市川大会長(代理石田副実行委員長)より、平成24年11月2、3日に開催された第22回学術大会の参加者数や収支について報告があった。
- 4) 第23回学術大会、第13回国際磁気歯科学会  
(学術委員会報告で一括して報告)
- 5) その他  
(1) 「次期診療報酬改定における医療技術評価提案書に係る説明会資料」、「第22回日本歯科医学会総会記録」、「日中歯科医学大会2012記録」および「第101回FDI年次世界歯科大会予告プログラム」を回覧した。  
(2) 鱒見理事長より、磁性アタッチメントに関する英文著書を本学会から発行すべく、いくつかの出版社と打合せを行ったが、保険医療技術として認可されていることが必要条件となっているとして折り合いがつかなかった旨の報告があった。また、磁性アタッチメントに関する英文著書発行に向けて、各理事の先生方にも引き続きご協力いただきたいとの要望が出された。

### 3. 協議事項

#### 1) 平成25年度事業計画

鱒見理事長より、平成25年度事業計画について、磁性アタッチメントの国内外への普及推進のために一般開業医向けの講習会、セミナーを業者と提携して行っていく旨が諮られ、承認された。なお、石上理事より、高田理事が投稿した歯科用磁性アタッチメントのISO規格取得までの経緯が日本歯科医学会雑誌に掲載される予定である旨報告があった。

## 2) 第24回学術大会, 第14回国際磁気歯科医インターネット会議

鱒見理事長より, 当該の学術大会およびインターネット会議は, 大久保理事を大会長として開催される旨が諮られ, 承認された。

## 3) 名誉会員の推薦について

鱒見理事長より, 木内陽介先生と細井紀雄先生の名誉会員への推薦が諮られ, 承認された。なお, 第23回学術大会総会において名誉会員証を贈呈することも併せて承認された。

## 4) 宛先不明会員について

大川理事より, 宛先不明会員について説明があり, 連絡不可能な宛先不明会員については退会扱いとする旨が諮られ, 承認された。ただし, 宛先不明会員の方々と関連する理事の方から, 会員継続の意思の有無について確認していただき, 継続を希望される場合は必要書類を送付すべく改めて宛先を庶務にご連絡いただく旨も併せて諮られ, 承認された。

## 5) その他

(1) 大川理事より, 次期診療報酬改定における医療技術評価提案書は, 本学会からは提出しない旨が諮られ, 承認された。

(2) 鱒見理事長より, 平成25年度プロジェクト研究費申請公募に関しては市川理事に一任する旨が諮られ, 承認された。

(3) 鱒見理事長より, 平成25年度日本歯科医学学会会長賞授賞候補者の推薦に関しては見送る旨が諮られ, 承認された。

(4) 大川理事より, 日本磁気歯科学会雑誌のバックナンバーのPDF化に伴い, 在庫として保管している雑誌を5冊残して今後処分していく方針である旨が諮られ, 承認された。

(5) 高田理事より, PDF化したバックナンバーの雑誌を, 雑誌単位ではなく論文1編単位でダウンロードできるようホームページ上にアップしてほしい旨の提案がなされた。この提案に関しては, 広報委員会および編集委員会で検討する旨が諮られ, 承認された。なお, PDF化したバックナンバーの雑誌(論文)情報をホームページ上にアップすることは, メディカルオンラインとの契約に抵触しないか, 庶務が事前に確認することとなった。

(6) 大川理事より, 歯科技工士や学生など, 歯科医師以外の入会金および年会費については設定が必要ではないかとの提案があった。会則検討委員会で改正案を作成の上, 引き続き理事会で検討する旨が諮られ, 承認された。

(7) 磁性アタッチメントに関する推薦図書, 認定医名簿および磁性アタッチメントの臨床術式をホームページへアップすることが前回の理事会で提案されており, 庶務および広報委員会でコンテンツの作成について, 引き続き検討する旨が諮られ, 承認された。また, 市民フォーラムの開催に関しては, 庶務で取りまとめの上, 関係各位に依頼する旨が諮られ, 承認された。

(8) 高田理事より, 歯科用磁性アタッチメントのISO規格取得に関して長くご支援を頂いた小倉英夫先生に対して, 学会より特別功労賞を授与することが提案され, 承認された。

(9) 石上理事より, 磁性アタッチメント啓発のため産学会連携により, 各地区でセミナーや講演会を推進していく必要性が提案され, 前向きに行っていく事が確認された。

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。

# 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日から施工する。

## 日本磁気菌科学会雑誌投稿規程

(平成4年10月1日 制定)

(平成6年10月1日一部改定)

(平成22年10月1日一部改定)

(平成23年10月1日一部改定)

(平成24年10月1日一部改定)

(平成25年11月1日一部改定)

### 1. 投稿資格

本誌に投稿する著者（共著者）は、本学会会員あるいは所定の手続きを済ませた非会員に限る。ただし、編集委員会が認めた者はこの限りではない。

### 2. 原稿内容

- 1) 原稿の内容は、本学会の目的に沿った研究成果、臨床報告などで、他誌に未発表のものに限る。
- 2) 原稿の種別は、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。

### 3. 倫理規定

ヒトを研究（実験）対象とする内容については、ヘルシンキ宣言を遵守して、倫理的に行われており、被験者あるいは患者のインフォームドコンセントが得られていなければならない。また、所属施設の倫理委員会等の承認が得られていなければならない。

動物を研究（実験）対象とする内容については、所属施設の動物実験委員会が設置された後の研究については当該委員会の承認が得られていなければならない。また、各種の動物保護や愛護に関する法律や基準に則していなければならない。

### 4. 利益相反

投稿にあたってすべての著者は投稿時から遡って過去1年以内における利益相反について申告する。利益相反関係については論文の末尾に、謝辞または文献の前に記載する。

記載例：

本研究は〇〇の資金提供を受けた。  
〇〇の検討にあたっては、〇〇から測定装置の提供を受けた。

### 5. 原稿投稿方法、査読、採否、掲載順序

- 1) 総説、原著論文、臨床論文、その他講演抄録の投稿は、日本磁気菌科学会雑誌編集担当へEメールにより送信する。

ルにより送信する。

- 2) 投稿された原稿は、編集委員会で査読を行い、採否を決定する。必要に応じて査読委員を委嘱する。

- 3) 掲載順序は、編集委員会が決定する。

### 6. 投稿料

- 1) 投稿料は刷り上がり1頁当たり10,000円とする。また、カラー印刷、トレース、英文抄録校閲費などの実費は別途に算出して著者負担とする。ただし、非会員の依頼論文、講演抄録の掲載料は無料とする。
- 2) 別刷り希望の場合は原稿投稿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。

### 7. 著作権

本誌に掲載された論文の著作権（著作財産権 copyright）は本会に帰属する。本会が必要と認めるときあるいは外部からの引用の申請があったときは、編集委員会で審議し、掲載ならびに著作権使用を認めることがある。

### 8. 複写権の行使

著者は当該著作物の複写権および公衆送信権の行使を本会に委任するものとする。

### 9. 校正

著者校正は原則として初校のみとする。組み版面積に影響を与えるような加筆、変更は認めない。

### 10. 原稿の様式

投稿原稿は「日本磁気菌科学会雑誌」投稿の手引きに従って執筆する。準拠しない原稿は加筆、訂正を申し入れる。または却下する場合がある。

### 11. 改廃

この規程の改廃は、編集委員会の発議により、理事会での協議のうえ、理事会の承認を得なければならない。

## 日本磁気歯科学会雑誌「投稿の手引き」

日本磁気歯科学会雑誌への投稿では、投稿規程のほかは本手引きに準拠する。

### 1. 投稿方法の概要

- 1) 投稿は、日本磁気歯科学会編集委員会宛へ Eメールにより送信する。
- 2) 原稿は次の順に作成し、番号ごとに改頁する。  
表題の頁を第1頁とし、頁番号を下段中央に記す。表、図は Power Point ファイルに貼りつける。  
(1) 表題、著者名、所属、キーワード 5 語以内 (和文、英文)、別刷り数、PDF の要否  
(2) 和文抄録 (総説論文の場合のみ必要) 400 字以内  
(3) 英文抄録, 200 words 以内  
(4) 本文原稿  
(5) 文献  
(6) 図表のタイトル  
(7) 表、図 (写真を含む) Power Point にて作成の事

### 2. 原稿の様式

- 1) 文章は MS-Word 2000, 2003, 2007 に記載し、図、表は、Power Point 2000, 2003, 2007 にて作成する。
- 2) 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図表ごとに明記すること。
- 3) 原稿は、漢字混じり平仮名、口語体、横書きとし、A 4 版、余白 (全て 25mm)、行数 (36~40 行程度)、文字の大きさ (10.5pt) で記載すること。歯式は FDI 方式を使用すること、英文も同様。本文中の句読点は、カンマ (,) ピリオド (.) を使用すること。また、数字、欧文はすべて半角で入力し、欧文における単語間は半角とする。
- 4) 本文の他に、和文抄録 (総説の場合のみ: 400 字以内)、英文抄録 (200 words 以内)、キーワード (英訳つき、5 語以内) を記載すること。
- 5) 必ず表紙を付け、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る)、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) の要否を記載すること。
- 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) と図、表 (Author\_ppt) の 2 つのファイルに分けて送ること。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) に朱記すること。図表内容の詳細な説明はタイトルに記載しないこと。
- 7) 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。

### 3. 文献の記載様式

- 1) 本文で引用した順序に一連番号を付して列記し、本文の末尾に記載する、同一箇所複数引用した場合は年代順とする。
- 2) 著者名は姓、名 (外国人の First Name はイニシャルのみ) の順とする。
- 3) 共著の場合は筆頭者を含め 6 名まで記して、7 人目からは、「ほか」または [et al.] と略す。ただし、広報編集委員会が認めれば 7 名以上を記載することができる。
- 4) 引用文献の表示は原著の表示に従う。英文の場合は、文頭の語の頭文字のみ大文字とする。
- 5) 雑誌文献引用記載は次の方式による。
  - (1) 雑誌論文は著者. 表題. 雑誌略名 発行年 (西暦表示とする); 巻: 頁 - 頁. の順に記載する。頁は通巻頁を原則とするが、頁表記が 1 号ごとに第 1 ページから始まる (通し頁でない) 雑誌に限り、号も記載する。
  - (2) 雑誌の略名は当該誌が標榜する略称 (付: 学術雑誌略号一覧参照) とする。それ以外は医学中央雑誌の略名表と Index Medicus に準拠する。
  - (3) 原書あるいは原論文が得られずに引用する場合は、末尾に (から引用) と付ける。
  - (4) 受理されたが未発刊の文献は末尾に印刷中 (英文の場合は, in press) と記載する。
  - (5) Web ページの引用記載様式は, Vancouver style とする。

一般例:

田中貴信, 中村好徳, 神原 亮, 庄司和伸, 熊野弘一, 増田達彦ほか. 磁性アタッチメントの新たな適応症を求めて一歯冠外アタッチメントへの挑戦一. 日磁誌 2000; 15: 256-264.

Kanbara R., Nakamura Y., Ando A., Kumano H., Masuda T., Sakane M. et al. Stress analysis of an abutment tooth with extracoronal magnetic attachment. J J Mag Dent 2010; 19: 356-357.

Cancer Research UK. Cancer statistics reports for the UK,

<<http://www.cancerresearchuk.org/aboutcancer/statistics/cancerstatsreport/>>; 2003 [accessed 13.03.03].

通し頁でない雑誌の例:

宮田利清, 中村好徳, 安藤彰浩, 庄司和伸, 新実淳, 熊野弘一ほか. 磁性アタッチメントの加熱によ

る吸引力への影響. 日磁誌 2009; 19(5): 15-20.  
Kanbara R., Nakamura Y., Tanaka K. Three-dimensional finite element stress analysis. Dent Mater J 2012; 31 (3): 29-33.

6) 単行本文献引用記載は次の方法による.

- (1) 単行本は著者. 書名. 発行地: 発行者; 発行年, 頁一頁. の順に記載する.
- (2) 単行本の書名は略記しない.
- (3) 単行本を2カ所以上で引用する際は, 各々の引用頁を記載する.

例:

田中貴信. 磁性アタッチメント. 東京: 医歯薬出版; 1995, 122-130.

Glickman I. Clinical Periodontology. Philadelphia: Saunders; 1953, 76-78.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd ed. Chicago: Quintessence; 1997, 155-169, 211-223.

7) 分担執筆の単行本文献引用記載は次の方式による.

分担執筆の単行本は分担執筆者. 分担執筆の表題. 編者または監修者, 書名, 巻などの区別, 発行地: 発行者; 発行年, 頁一頁. の順に記載する.

例:

津留宏道. テレスコープシステムの理論と実際. 林都志夫, 保母須弥也, 三谷春保ほか編, 日本の補綴, 東京: クインテッセンス出版; 1981, 277-291.

Ogle RE. Preprosthetic surgery. In: Winkler S, editor, Essentials of complete denture prosthodontics, Philadelphia: Saunders; 1979, 63-89.

8) 翻訳書文献引用記載は次の方式とする.

翻訳の単行本, 論文は著者(翻訳者). 書名(翻訳書名. 発行地: 発行者; 発行年, 頁一頁.), 発行年. の順に記載する.

例:

Hickey JC, Zarb GA, Bolender CL (川口豊造). Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients (バウチャー無歯顎患者の補綴治療. 東京: 医歯薬出版; 1988, 397-399.) , 1985.

4. 図と表の書き方

- 1) 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.
- 2) 図表のタイトルおよび説明文を併記する.
- 3) 図と表(写真を含む)は本文で引用順に, 表は表1, 表2..., 図(写真を含む)は図1, 図2...のように一連番号をつけ, Power Pointに貼りつける. 図表1枚ごとに改頁する.
- 4) 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または本文中に朱書する.

5) 図表ファイル(Power Point)の総データサイズが15メガバイト(MB)未満となるよう可能な範囲内でできるだけ鮮明に図表の画像データを調整する. もし画像解像度が著者の満足する水準に至らない場合は, 投稿論文受領後, 出版前最終校正時に所望する画像データを日本磁気歯科学会編集委員会へ送付する.

5. 学会誌掲載時の校正

- 1) 学会誌掲載時の校正は著者が行う. 学会事務局から電子メールで著者に送付されるPDFファイルの校正用原稿に, 日本工業規格(JIS Z8280-1965)に準拠した形式で校正を行う.
- 2) 校正を終了した原稿は, 電子メールもしくはファックスで速やかに返送する.

6. その他論文作成上の留意事項

1) 見出しは次の順に項目をたて, 順に行の最初の一行をあける.

I, II, III, IV, V,

1, 2, 3, 4, 5,

1) 2) 3) 4) 5)

(1)(2)(3)(4)(5)

a, b, c, d, e,

a) b) c) d) e)

(a)(b)(c)(d)(e)

2) 材料, 器材の表記は, 一般名(製品名, 製造社名, 所在地, 国名)を原則とする.

例: 常温重合レジン(ユニファースト, GC, 東京, 日本)

3) 歯学学術用語などについては平成4年日本歯科学会発行の「学術用語集歯学編(増訂版)」, 平成21年社団法人日本補綴歯科学会発行の「歯科補綴学専門用語集(第3版)」に準拠する.

4) 計測データとその取り扱い: 計測データは, 原則として, 平均値, 標準偏差等の統計値を用いて表現されるべきである. また, データの属性や分布に応じて, 適切な統計解析を行わなければならない. 詳細については「統計解析のガイドライン」を参照する.

5) 数字は算用数字とする.

6) 数字を含む名詞, 形容詞, 副詞(例: 十二指腸, 三角形など)は漢数字とする.

7) 単位は原則として国際単位系の基本単位, 補助単位および組み立て単位を使用する(温度は摂氏を使用する).

参照: 単位及び単位間換算表: 日本金属学会編(及川洪). 「改訂二版金属データブック」(1984)丸善(株)

## 原稿の様式の例

原稿は、以下の順に作成し、番号ごとに改頁する。  
表題の頁を第1頁とし、頁番号を下段中央に記す。  
表、図はPower Point ファイルに貼りつける。

### 1. 表紙

#### ①表題（英語訳を付ける）

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（英語訳を付ける）

著者名：磁気太郎，磁石花子<sup>1</sup>，根面板介，吸引力<sup>1</sup>

Taro Jiki, Hanako Jishaku<sup>1</sup>, Bansuke Konmen  
and Chikara Kyuin<sup>1</sup>

所属名：江戸大学歯学部歯科理工学講座

<sup>1</sup>上方大学歯学部歯科理工学講座

Department of dental Materials Science, School  
of Dentistry, Edo University

<sup>1</sup> 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別刷数

別刷数 100部

#### ⑤pdf（別刷りのpdfです）の要否を記載のこと。

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

-----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すること。

文献は引用箇所に番号をつけ，本文の末尾に引用順  
に並べる。

-----改ページ-----

図表のタイトルを引用文献の後につける。

図1 .....

図2 .....

表1 .....

表2 .....

Power Pointにて図表の作成

### 原稿送付先

愛知学院大学歯学部有床義歯学講座内

日本磁気歯科学会編集委員会

委員長 中村好徳

〒464-0056 名古屋市千種区末盛通り2-11

TEL：052-759-2152 FAX：052-759-2152

E-mail：jjmag@jsmad.jp

## 平成26年度日本磁気歯科学会役員

(平成26年1月1日～平成26年12月31日)

理事長：鱒見 進一 (九歯大・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) 増田 達彦 (愛院大・歯・講師)  
 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) 楨原 絵理 (九歯大)  
 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, 楨原絵理, 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, 楨原絵理, 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：永田和裕 (委員長), 大山哲生, 曾根峰世, 増田達彦

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)

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：

I S O 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: 049-279-2747

## 日本磁気歯科学会 認定医名簿

(平成25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
8	大川周治	明海大学歯学部
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
15	磯村哲也	康生歯科医院
16	田中讓治	田中歯科医院
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
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
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
41	松崎慎也	中村歯科医院
42	楨原絵理	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

認定医番号	氏名	所属
46	都尾元宣	朝日大学歯学部
47	薩摩登蒼子	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

## 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 モリタ	〒564-8650	大阪府吹田市垂水町3-33-18	
NEOMAXエンジニアリング株式会社	〒360-8577	埼玉県熊谷市三ヶ尻5200番地	
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 -

本年度から高田雄京前委員長から引き継ぎ、編集委員会も装いも新たにスタート致しました。高田雄京前委員長は、日本磁気歯科学会雑誌のページデザインを一新し、B5判からA4判に変更、投稿原稿の受付を100%メール達成されるなど学会雑誌の改革にご尽力されました。私ども編集委員は、高田雄京前編集委員長のご指導のもと、本誌の編集を通じて本学会のより一層の発展を期したいと意を強くしております。メールでの投稿にともない日本磁気歯科学会雑誌の投稿規程も一部変更させて頂きました。ご投稿される場合、新しい「投稿規程」を十分ご確認して頂き編集作業の円滑化にご協力をお願い致します。

本誌の編集委員会は平成25年8月23日(金)に開催されました。査読の結果、総説10編、原著5編、臨床報告1編を掲載することとなりました。関係各位に感謝申し上げます。

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。

◆次号の原稿締切りは、平成26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。

jjmag@jsmad.jp

編集委員長 中村好徳

編集委員長 中村好徳 (愛知学院大学)

編集委員 會田英紀 (北海道医療大)

(五十音順) 芥川正武 (徳島大学)

石上友彦 (日本大学)

高田雄京 (東北大学)

中村和夫 (東京都開業)

鱒見進一 (九州歯科大学)

編集幹事 神原 亮 (愛知学院大学)

## 日本磁気歯科学会雑誌 第22巻・第1号

2013年12月1日発行

発行者 鱒見進一

発行所 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: 049-279-2747

印刷 東北大学生生活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