日　磁　歯　誌
J J Mag Dent
ISSN 0918-9629

2016 Volume 25. Number 1

JJSMAD

The Journal of the Japanese Society
of Magnetic Applications in Dentistry

日本磁気歯科学会雑誌

第25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. 25, No. 1　2016

日本磁気歯科学会発行

第26回　日本磁気歯科学会学術大会の開催について

この度，第26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28年11月５日（土），６日（日）
会　場：じゅうろくプラザ５階
　　　　岐阜県岐阜市橋本町１丁目10番地11
大会長：都尾元宣（朝日大学歯学部 口腔機能修復学講座　歯科補綴学分野 教授）

特別講演：平成28年11月５日（土）
　演　題：「最近の MRI 歯科関連事情」
　座　長：鱒見進一（九州歯科大学 口腔機能学講座 顎口腔欠損再建学分野）
　講　師：泉　雅浩（愛知学院大学歯学部 歯科放射線学講座）
シンポジウム：平成28年11月６日（日）
テーマ：「メーカーの立場から」
　座　長：都尾元宣（朝日大学歯学部 口腔機能修復学講座 歯科補綴学分野）
　講　師：荒井一生（愛知製鋼株式会社 電磁品本部 デンタル事業室）
　講　師：菊地　亮（NEOMAX エンジニアリング株式会社 応用機器部設計第１グループ）
　講　師：渡辺雄二（株式会社ジーシー 開発企画部）

― 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23日（金）迄　　会員6,000円，非会員8,000円
　　　９月24日（土）以降　会員8,000円，非会員9,000円
懇親会：平成28年11月５日（土）　18：00 ～
懇親会会場：じゅうろくプラザ１Ｆ　ラ・ローゼ・プロヴァンス

連絡先：第26回日本磁気歯科学会学術大会実行委員会
準備委員長　岩堀正俊
大会事務局　朝日大学歯学部 口腔機能修復学講座 歯科補綴学分野
　　　　　　〒501-0296 岐阜県瑞穂市穂積1851

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16回　国際磁気歯科学会のお知らせ

THE 16TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON MAGNETIC APPLICATIONS IN DENTISTRY GENERAL INFOMATION

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 16th International Conference on Magnetic Applications in Dentistry organized by JSMAD will take place on the Internet as follows.

Meeting Dates:
Tuesday, February 28 to Friday, March 17, 2017

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

General Chair:
Prof. Motonobu Miyao, Asahi University

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 16th 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 10,000 yen per page. (No charge for invited paper.)

GUIDELINES FOR PRESENTATION

Deadlines:
Entry: January 27, 2017
Poster submission: February 16, 2017

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 meeting26@jsmad.jp

CONFERENCE SECRETARIAT

Masatoshi Iwahori, Asahi University
E-mail: ayrtonsn@dent.asahi-u.ac.jp
Tel & Fax: 81-58-329-1109

Visit JSDMD Home Page for updates!
Http://www.jsmad.jp/

日本磁気歯科学会よりお知らせ

☆お願い☆

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

［新規入会］

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

入会金：5,000円

年会費：5,000円

［未納会費の払込み］

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

［認定医制度のご案内］

平成17年度より日本磁気歯科学会認定医制度が発足しました．

詳細は，本雑誌綴じ込みの案内または，下記ホームページを参照してください．また，ご不明な点につきましては，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．

〒350－0283　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―287―6657

日本磁気歯科学会雑誌　第25巻　第1号

目　次

総説論文

原著論文

臨床論文

日本磁気歯科学会雑誌　第25巻　第1号

第25回日本磁気歯科学会学術大会　抄録

日本磁気歯科学会雑誌　第25巻　第1号

日本磁気歯科学会事務局連絡

日本磁気歯科学会雑誌　25巻　1号　2016年

The Journal of the Japanese Society of Magnetic Applications in Dentistry
Vol. 25, No. 1, 2016

Contents

総　説　Review
Journal home page：www.jsmad.jp/

ヒトにおけるかゆみの脳内認知メカニズム

望月秀紀[1]，柿木隆介[2]
[1]テンプル大学医学部皮膚科　かゆみ研究センター　フィラデルフィア　米国，
[2]自然科学研究機構　生理学研究所　統合生理研究系

Intracerebral mechanisms for itch perception in humans

Hideki Mochizuki[1]，Ryusuke Kakigi[2]
[1]Department of Dermatology and Temple Itch Center,
Lewis katz School of Medicine at Temple University, Philadelphia, USA
[2]Department of Integrative Physiology, National Institute for Physiological Sciences, Okazaki, Japan

要旨

かゆみはかきむしりたくなる不快な体性感覚であり、かゆみや慢性掻痒のメカニズムを理解することが重要である。アトピー性皮膚炎など皮膚疾患において多く認められる症状であり、末梢や中枢における神経疾患においてもかゆみが症状としてあらわれることがある。かゆみの治療では抗ヒスタミン薬が一般的に用いられているが、疾患に伴うかゆみ（慢性掻痒）には十分な効果を示さないことが多い。そのため、より効果的なかゆみの治療法開発が強く望まれている。1994年、はじめてかゆみの脳機能イメージング研究が報告された。その後、様々な研究者によって健常者や慢性掻痒患者を対象にかゆみの脳研究が行われた。さらには、非侵襲的脳刺激法を用いたかゆみの抑制に関する研究も行われた。本稿ではこれまでに報告されたかゆみの脳研究について概説する。

Abstract

We have developed a new itch stimulus (i.e., electrical itch stimulus). We performed electroencephalography (EEG), magnetoencephalography (MEG), and functional magnetic resonance imaging (fMRI) recording using the electrical itch stimulus and observed itch stimulus-related brain processing. From using MEG, it was suggested that neural information related to itch was transmitted from the contralateral secondary somatosensory cortex/insula (SII/insula) to the ipsilateral SII/insula in the first stage. In addition, we also observed the activation of the precuneus. Using fMRI, we found activity in many regions, such as the anterior insula and motor-related regions, such as the supplementary motor area, the basal ganglia, the thalamus, the cerebellum, and the precuneus. Since we found activation of the precuneus using both MEG and fMRI, we speculate that the precuneus may be an important region for itch.

We also introduce our recent studies as follows：

1．The cerebral representation of scratching-induced pleasantness. We found activation in the reward system (i.e., the striatum and midbrain) and motor-related regions when pleasant nesswas evoked.
2．A new therapy for itch using a transcranial direct current stimulation (tDCS) over the sensorimotor cortex.

キーワード （Key words）

かゆみ（Itch），脳波（Electroencephalography），脳磁図（Magnetoencephalography），
機能的 MRI（functional magnetic resonance imaging（fMRI）），
経頭蓋直流電気刺激（Transcranial direct current stimulation（tDCS））

はじめに

国際学会による定義では，「かゆみは掻きむしりたいという欲求を伴う不快な体性感覚」となっている．特に，病気に伴って生じる慢性掻痒は Quality of Life（QOL）を著しく低下させる深刻な問題である．現在，世界中で何百万もの人々が慢性掻痒に苦しんでいる．慢性掻痒は，主に，アトピー性皮膚炎など皮膚疾患において認められる症状であるが，その他の疾患（内臓疾患，神経疾患，精神疾患など）においても発症する．神経疾患に伴う慢性掻痒として知られているのは，Notalgia paresthetica （NP）や brachioradial pruritus（BRP）であり，脊髄における変性などが原因のひとつと考えられている．慢性掻痒は，既存の治療薬（抗ヒスタミン薬など）では抑えることができない．そのため，より効果的なかゆみの治療法開発が強く望まれている．そのためにも，かゆみや慢性掻痒のメカニズムを解明することが重要である．

身体で起こる様々な変化は神経シグナルという電気活動によって脳へ送られる．脳はそのシグナルを処理・解釈する重要な役割を果たしている．よって，“かゆみ”という感覚は脳でつくり出されているといってもよい．かゆみの脳内メカニズムを理解することができれば，脳を標的にかゆみを抑制する新しい治療薬が開発することも可能になる．このような観点から，ヒトを対象に，ポジトロン断層影像法（PET），機能的 MRI（fMRI），脳磁図や脳波などを用いたかゆみの脳機能イメージング研究が1990年代から行われるようになった．さらには，非侵襲的脳刺激法を用いたかゆみの抑制に関する研究も行われた．本稿では，これまでに報告されたかゆみの脳研究について概説する．

脳機能イメージング

脳機能イメージングとは，生きているヒト脳内の生理的活動を様々な方法で測定し，それを可視化する技術である．神経活動を測定する方法として，局所脳血流変化を捉える方法がある．これは神経活動と脳血流変化が正相関するという特徴を利用しており，PET や f MRI はこの方法を用いる．PET の場合は，酸素の放射性同位元素で標識した水分子（$H_2{}^{15}O$）を用いて脳血流動態を測定する．fMRI は核磁気共鳴現象によって発生する信号（MR 信号）を利用する．一方，脳波や脳磁図は，脳血流変化という二次的現象を捉えるのではなく，神経細胞の電気活動を直接捉える．脳波は神経活動に伴う電位変化を，脳磁図は磁場変化を捉える．PET と f MRI の長所は空間分解能が高いことである．ある刺激を与えたときに脳全体のどの部分が反応するかを調べることを得意とする．しかしながら，時間分解能が低いため（秒～分単位），刺激提示後いつその部位が反応したのかを調べることは不可能である．一方，脳波や脳磁図の長所は時間分解能が高いことである．ミリ秒単位で神経活動の時間経過を観察することができる．ただし，大脳深部から発生した活動が記録困難であることなどの短所がある．それぞれの利点を生かすことで，脳内の神経活動を詳しく調べることができる．

かゆみの求心性伝達路

かゆみを伝達する主な末梢神経は C 線維であり，脊髄では脊髄視床路を介してかゆみの神経シグナルが脳へ伝達される．かゆみを伝達する末梢・脊髄経路は 2 種類ある[1-4]．ひとつはヒスタミン系伝達路であり，もうひとつは非ヒスタミン系伝達路である．Cowhage（豆莢の棘）は非ヒスタミン系伝達路を活性化するため，Cowhage によるかゆみは抗ヒスタミン薬では抑制することができない．

かゆみ刺激によって反応する脳部位

1994年，Hsieh らは，ヒスタミンを健常者の皮膚に投与することによってかゆみを誘発し，その間の脳内の神経活動を PET で観測した[5]．この

方法を用いることにより，彼らは世界ではじめてかゆみ刺激に対する脳の反応を可視化することに成功した．その後，様々な研究者によって，かゆみのPET・fMRI研究が行われた[6-20]．かゆみ刺激に反応する代表的なの部位は，前頭葉，帯状回，補足運動野，運動前野，一次運動野，第一次体性感覚野，第二次体性感覚野，頭頂葉，楔前部，島皮質，前障，線条体，視床，小脳である．

第一次・二次体性感覚野

体性感覚野は視床からの入力を直接受ける（図1A）．皮膚に痛みなどの体性感覚刺激を与えたときの第一次体性感覚野の反応は，刺激強度依存的に増加することがヒトを対象とした研究や動物実験により確認されている[21-24]．また，第一次体性感覚は，体の領域ごとにそのエリアから来る体性感覚の入力の量または重要性に応じて区分けされている（ホムンクルス）．以上のことから，第一次体性感覚野は刺激の強さや刺激を受けた身体部位の把握に関係すると考えられている．かゆみ刺激に対しても同様の役割を果たしていると考えられる．第二次体性感覚野も視床からの入力があるが，体性感覚刺激に対する反応は，第一次体性感覚野とは異なる[21-24]．例えば，痛みを伴わない機械刺激（触刺激）を皮膚に与え，その刺激強度を徐々に上げても第二次体性感覚野の反応はほとんど変化しない．ただし，その刺激が痛覚閾値を少し越える強度に達したとき，すなわち，痛みを感じたときにはじめてこの脳部位の反応が大きな変化（増加）を示す．しかしながら，その後，さらに刺激強度を上げてもその反応は大きな変化は示さない．このような反応特性から，第二次体性感覚野は何かしら痛覚認知に特化した処理をしているのではないかと解釈する研究者もいるが，具体的な役割は不明である．かゆみ刺激を与えたときに第二次体性感覚野も反応するが，痛覚のような反応特性を示すかどうかはまだわからない．かゆみ刺激を与えると第二次体性感覚野は両側性に反応する．脳磁図を用いることにより，これらの部位がいつ活動したのかを調べることができる（図２）[14]．左手首にかゆみ刺激を与えると，刺激対側の第二次体性感覚野を含む右脳弁蓋部が刺激呈示後，約740ミリ秒に反応し，刺激同側は785ミリ秒に反応する．脳梁を介して刺激対側から同側へ神経シグナルが伝達されるためにこのような時間差が生じると考えられる．

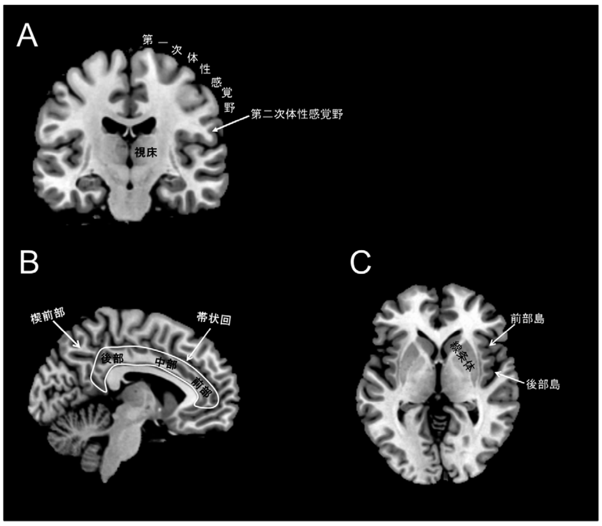


図１．かゆみに関係する脳部位．

島皮質，帯状回

島皮質は脳の外側面の奥，側頭葉と頭頂葉下部を分ける外側溝の中に位置している（図1C）．島皮質は前部と後部で機能が異なる[25]．前部島皮質は，主に，感情に関係する．一方，後部島皮質は情動を伴う体性感覚（例，あつい，渇き，痛い，かゆいなど）に強く反応する．かゆみ刺激は前部と後部の両方の反応が観測されることが多い．帯状回は大脳の内側面において，脳梁の辺縁を前後方向に走る（図1B）．かゆみ刺激を与えると前部帯状回（ACC）ではなく，帯状回の中部（MCC）に反応が観測されることが多い．ＭＣＣは情動よりも認知やモチベーションに関係するため[26,27]，かゆみ刺激に対するMCCの反応はかゆみの認知や，掻きたいという欲求に関係すると考えられる．

かゆみに選択的に反応する頭頂葉内側部

体性感覚刺激を与えたときの脳の反応を脳磁図や脳波形を用いて計測すると，脳の頭頂-後頭領域に反応が認められる（図２）．痛覚や触覚などの場合，その反応発生源は第一次体性感覚野や頭頂葉外側部に推定されるが，かゆみの場合は，主に，楔前部に推定される[14]．楔前部は後部帯状回と隣接しており（図1B），これらをあわせて頭頂葉内側部と呼ぶ．頭頂葉内側部の反応はかゆみのPET・fMRI研究でも比較的頻繁に観測されるが，

痛覚など他の体性感覚刺激の場合はほとんど観測されない．ただし，報告数は少ないものの，痛覚刺激や触角刺激に対して頭頂葉内側部が反応するという報告もあるので，この部位がかゆみ特異的と結論づけることはできないかもしれない．この部位がかゆみの認知において具体的にどのような役割を果たしているかは不明である．今後，更なる研究が必要である．

慢性掻痒の脳内メカニズム

これまでに行われたかゆみの脳機能イメージング研究は健常者を対象にした研究がほとんどであるが，慢性掻痒患者を対象とした研究も報告されている[9, 18, 20]．かゆみ刺激に反応する脳部位は健常者と似ているが，いくつかの脳部位では反応の強さに違いがある．例えば，かゆみ刺激に対する線条体（図1C）の反応は患者群の方が健常者郡よりも強い傾向にある．この脳部位は運動の制御や欲求に関係する脳部位である．慢性掻痒患者は，過剰に皮膚を掻きむしってしまうことがある．線条体の過活動がそのような過剰掻破を引き起こす原因のひとつかもしれない．

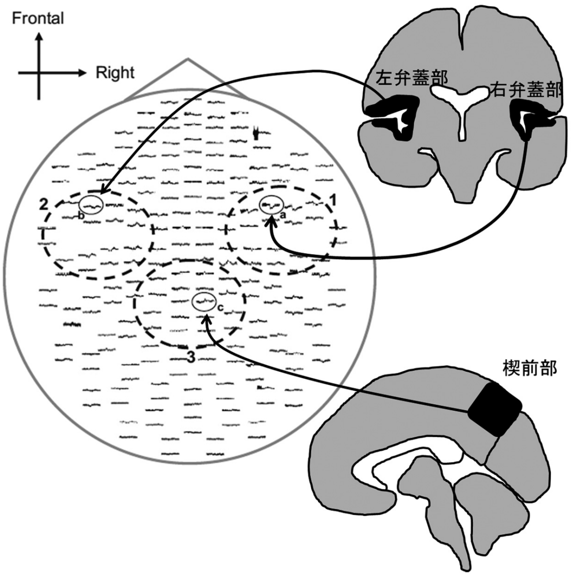


図２．かゆみ刺激に伴う脳磁場変化．左手首にかゆみ刺激を与えると，脳の異なる３つの部位から磁場反応が観測される（参考文献14より引用）．図中ａとｂの反応は弁蓋部の神経活動に関係し，図中ｃの反応は楔前部の神経活動に関係する．

掻破と快感

かゆいところを掻きむしると快感が生じる．この気持ちよさが，もっと掻きたいという欲求を引き起こす．なぜそのような現象がおこるのか？最近になって，そのメカニズムが明らかになってきた[28, 29]．かゆいところを掻いて快感が生じているときに中脳や線条体などの脳部位が活動する（図3C）．これらの部位をまとめて報酬系という．おいしい食べ物を食べたときの幸福感，好きな音楽を聴いているときの高揚感，褒められたときに感じる快感，いずれも報酬系が活性化する．掻破による快感も報酬系が関係することがわかった．掻破による快感が生じているときにその他の脳部位も活動する．例えば，補足運動野，運動前野，小脳などの運動関連領野である（図3A とB）．興味深いことに，先行研究では実験者が被験者の皮膚を掻いているため，被験者は運動行為を一切行っていない．それにも関わらず，運動関連領野が快感時に強く活動した．この活動は，気持ちよいからもっと掻きたいという心理的状態を反映しているのかもしれない．快感に伴う報酬系や運動関連領野の活動は，健常者に比べて，慢性掻痒患者のほうが強い[30]．この過活動も慢性掻痒患者に認められる過剰掻破に関係する可能性がある．

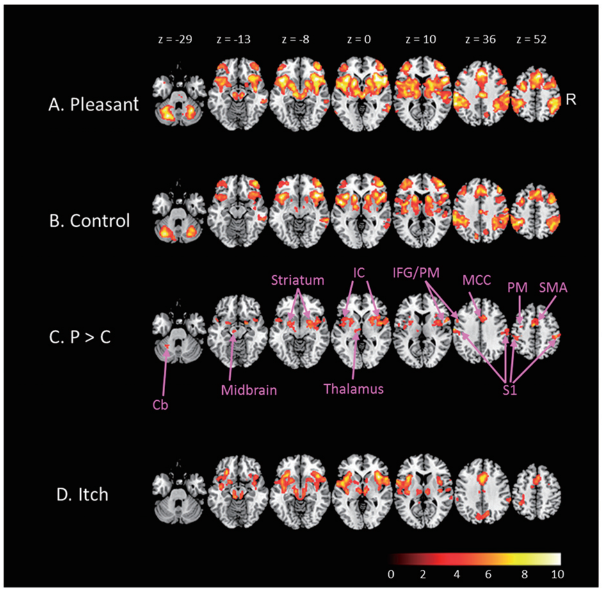


図３．掻破時の脳活動．（A）かゆいところを掻いて快感が生じている条件（Pleasan 条件）の脳活動部位．（B）かゆいところから離れたところを掻いたため快感は生じなかった条件（control 条件）の脳活動．（C）快感条件の方がコントロール条件よりも有意に活動が強い脳部位．（D）かゆみ刺激を与えたときの脳活動部位．参考文献16より引用．Cb：小脳，Midbrain：中脳，Striatum：線条体，IC：島皮質，Thalamus：視床，IFG：下前頭回，PM：運動前野，MCC：帯状回中部，S1：第一次体性感覚野，SPM：補足運動野．

脳を標的としたかゆみの治療

かゆみの治療というと皮膚に塗る薬や経口薬を想像する．しかしながら，近い将来，それとはまったく違う新しいかゆみの治療法が開発されるかもしれない．それは，脳を標的としたかゆみの治療である．脳は末梢からかゆみの神経シグナルを受け取り，それを処理する．この処理によって“かゆみ”という感覚が生じる．よって，このかゆみの脳内処理過程を調節することによって感じるかゆみの強さを変えることも可能になる．最近になって，その可能性を調べる研究が行われた．経頭蓋直流電気刺激（tDCS）は，頭皮上に貼り付けた電極に電気を流すことによって，電極直下の脳内神経細胞の興奮性を変えることができる．この方法を用いて，両側の第一次体性感覚野を電気刺激すると，かゆみが抑制されることが報告された[31]．特に，かゆみ刺激を与えた身体部位（前腕）と対側に位置する第一次体性感覚野に陽極刺激を与えるとその効果はより強くなった．これは，脳を標的としたかゆみの治療法開発につながる重要な発見である．

結語

かゆみの脳機能イメージング研究により，かゆみ刺激に反応する脳部位が同定された．また，掻破による快感がなぜ掻きたいという欲求を増強してしまうのか，そして，なぜ慢性掻痒患者は強いかゆみや過剰掻破に苦しむのか，それらの脳内メカニズムについても少しずつわかってきた．今後さらなる研究により，かゆみや慢性掻痒の脳内メカニズムが解明されることが期待される．tDCSを用いた脳刺激によってかゆみを抑制できることが明らかとなった．かゆみの治療にすぐに応用できるほど十分な抑制効果ではないが，今後，研究を進めていくことによって，臨床的に意味のある治療効果が得られる刺激条件を見つけることができるだろう．

参考文献

1）Schmelz M, Schmidt R, Bickel A, Handwerker HO, Torebjörk HE. Specific C-receptors for itch in human skin. *J Neurosci* 1997；17：8003-8008.

2）Johanek LM1, Meyer RA, Friedman RM, Greenquist KW, Shim B, Borzan J, et al. A role for polymodal C-fiber afferents in nonhistaminergic itch. *J Neurosci* 2008；28：7659-7669.

3）Andrew D, Craig AD. Spinothalamic lamina I neurons selectively sensitive to histamine：a central neural pathway for itch. Nat Neurosci 2001；4：72-77.

4）Davidson S, Zhang X, Yoon CH, Khasabov SG, Simone DA, Giesler GJ Jr. The itch-producing agents histamine and cowhage activate separate populations of primate spinothalamic tract neurons. *J Neurosci* 2007；27：10007-10014.

5）Hsieh JC, Hägermark O, Ståhle-Bäckdahl M, Ericson K, Eriksson L, Stone-Elander S, et al. Urge to scratch represented in the human cerebral cortex during itch. *J Neurophysiol* 1994；72：3004-3008.

6）Darsow U, Drzezga A, Frisch M, Munz F, Weilke F, Bartenstein P, et al. Processing of histamine-induced itch in the human cerebral cortex: a correlation analysis with dermal reactions. J Invest Dermatol 2000；115：1029-1033.

7）Drzezga A, Darsow U, Treede RD, Siebner H, Frisch M, Munz F, et al. Central activation by histamine-induced itch：analogies to pain processing：a correlational analysis of O-15 H2O positron emission tomography studies. Pain 2001；92：295-305.

8）Herde L, Forster C, Strupf M, Handwerker HO. Itch induced by a novel method leads to limbic deactivations a functional MRI study. J Neurophysiol 2007；98：2347-2356.

9）Ishiuji Y, Coghill RC, Patel TS, Oshiro Y, Kraft RA, Yosipovitch G. Distinct patterns of brain activity evoked by histamine-induced itch reveal an association with itch intensity and disease severity in atopic dermatitis. Br J Dermatol 2009；161：1072-1080.

10) Leknes SG, Bantick S, Willis CM, Wilkinson JD, Wise RG, Tracey I. Itch and motivation to scratch: an investigation of the central and peripheral correlates of allergen-and histamine-induced itch in humans. J Neurophysiol 2007；97：415-422.
11) Mochizuki H, Tashiro M, Kano M, Sakurada Y, Itoh M, Yanai K. Investigation of the central itch modulation system using positron emission tomography. Pain 2003；105：339-346.
12) Mochizuki H, Sadato N, Saitoh D, Toyoda H, Tashiro M, Okamura N, et al. Neural correlates of perceptual difference between itching and pain using functional magnetic resonance imaging. NeuroImage 2007；36：706-717 (Erratum in Neuroimage. 2008；39：911-912).
13) Mochizuki H, Inui K, Yamashiro K, Ootsuru N, Kakigi R. Itching-related somatosensory evoked potentials. Pain 2008；138：598-603.
14) Mochizuki H, Inui K, Tanabe HC, Akiyama LF, Otsuru N, Yamashiro K, et al. Time course of activity in itch-related brain regions：a combined MEG-fMRI study. J Neurophysiol 2009；102：2657-2666.
15) Mochizuki H, Baumgärtner U, Kamping S, Ruttorf M, Schad LR, Flor H, et al. Cortico-subcortical activation patterns for itch and pain imagery. Pain 2013；154：1989-1998.
16) Mochizuki H, Kakigi R. Central mechanisms of itch. Clin Neurophysiol. 2015；126：1650-1660.
17) Papoiu AD, Coghill RC, Kraft RA, Wang H, Yosipovitch G. A tale of two itches Common features and notable differences in brain activation evoked by cowhage and histamine induced itch. Neuroimage 2012；59：3611-3623.
18) Papoiu AD, Emerson NM, Patel TS, Kraft RA, Valdes-Rodriguez R, Nattkemper LA, et al. Voxel-Based Morphometry and Arterial Spin Labeling fMRI Reveal Neuropathic and Neuroplastic Features of Brain Processing of Itch in End-Stage-Renal-Disease. Neurophysiol 2014；112：1729-1738.
19) Papoiu AD, Kraft RA, Coghill RC, Yosipovitch G. Butorphanol suppression of histamine itch is mediated by nucleus accumbens and septal nuclei：a pharmacological fMRI study. J Invest Dermatol. 2015；135：560-568.
20) Schneider G, Ständer S, Burgmer M, Driesch G, Heuft G, Weckesser M. Significant differences in central imaging of histamine-induced itch between atopic dermatitis and healthy subjects. Eur J Pain 2008；12：834-841.
21) Dong WK, Salonen LD, Kawakami Y, Shiwaku T, Kaukoranta EM, Martin RF. Nociceptive responses of trigeminal neurons in SII-7b cortex of awake monkeys. Brain Res 1989；484：314-324.
22) Dong WK, Chudler EH, Sugiyama K, Roberts VJ, Hayashi T. Somatosensory, multisensory, and task-related neurons in cortical area 7b (PF) of unanesthetized monkeys. J Neurophysiol 1994；72：542-564.
23) Bornhövd K, Quante M, Glauche V, Bromm B, Weiller C, Büchel C. Painful stimuli evoke different stimulus-response functions in the amygdala, prefrontal, insula and somatosensory cortex：a single-trial fMRI study. Brain 2002；125：1326-1336.
24) Timmermann L, Ploner M, Haucke K, Schmitz F, Baltissen R, Schnitzler A. Differential coding of pain intensity in the human primary and secondary somatosensory cortex. J Neurophysiol 2001；86：1499-1503.
25) Craig AD. The sentient self. Brain Struct Funct 2010; 214: 563-577.
26) Bush G, Luu P, Posner MI. Cognitive and emotional influences in anterior

cingulate cortex. Trends Cogn Sci 2000；4：215-222.
27) Vogt BA, Sikes RW. Lateral magnocellular thalamic nucleus in rabbits: architecture and projections to cingulate cortex. J Comp Neurol 1990；299：64-74.
28）Papoiu AD, Nattkemper LA, Sanders KM, Kraft RA, Chan YH, Coghill RC, et al. Brain's reward circuits mediate itch relief. a functional MRI study of active scratching. PLoS One 2013；8：e82389.
29）Mochizuki H, Tanaka S, Morita T, Wasaka T, Sadato N, Kakigi R. The cerebral representation of scratching-induced pleasantness. J Neurophysiol 2014；111：488-498.
30）Mochizuki H, Papoiu AD, Nattkemper LA, Lin AC, Kraft RA, Coghill RC, et al. Scratching Induces Overactivity in Motor-Related Regions and Reward System in Chronic Itch Patients. J Invest Dermatol. 2015；135：2814-2823.
31) Nakagawa K, Mochizuki H, Koyama S, Tanaka S, Sadato N, Kakigi R. A transcranial direct current stimulation over the sensorimotor cortex modulates the itch sensation induced by histamine. Clin Neurophysiol. 2015；S1388-2457(15) 00705-1.

特　集　Feature

最近の MRI 装置 －歯科用金属材料との関係を中心に－

最近の MRI 装置・検査－歯科用金属材料と MRI の関係－

土橋俊男

日本医科大学付属病院放射線科

Recent MRI equipment and examination (The relationship between the dental metal material and MRI)

Toshio Tsuchihashi

Department of Radiology, Nippon Medical School Hospital

要旨

MRI は，1980年台前半に国内で稼働し始めた画像診断装置である．当初，常伝導磁石や永久磁石を用いた0.15T（テスラ）程度までの磁場強度が中心であった．その後，超伝導磁石を用いた装置が多くなった．現在は1.5T 装置が中心になっている．国内における3.0T 装置の設置も増加している．

本稿では，最近の MRI 装置の特徴と，磁性体の吸着事故について述べる．また，磁性アタッチメントに関しては，安全な検査について述べる．

Abstract

MRI is an imaging diagnosis device that has been used in Japan since the early 1980s. Initially, the magnetic field strength was up to approximately 0.15 tesla, mainly formed by a resistive magnet or a permanent magnet. Later on, a model with a superconducting magnet became more popular. Now, the 1.5-tesla MRI has become most common, and the installation of 3.0-tesla models in the country is also increasing.

This paper describes features of the recent MRI and adsorption accidents of magnetic material. In addition, it describes the safety examination in regard to the magnetic attachment.

キーワード　（Key words）

MRI（Magnetic resonance imaging），金属アーチファクト（Metal artifact），
磁性アタッチメント（Magnetic attachment）

1．はじめに

MRI は，非常に強力な磁場を利用して画像を作成するため，鉄などの強磁性体は強い力で吸引される．この吸引力は，静磁場強度が高くなれば当然強くなる．強磁性体の影響は吸引力だけでなく，MR 画像の歪みや信号の消失が発生する原因にもなる．これらの影響は金属 artifact と呼ばれ，診断に大きく影響する場合がある．歯科の治療に用いられている金属材料が原因と思われる金属 artifact は，日常の MRI 検査でよく経験するものの，検査が禁忌となることはまずない．しかしながら，インプラントなどに関連する不具合事例は報告されている．

歯科用磁性アタッチメント（磁性アタッチメント）を装着している患者が MRI 検査を受ける状況が増加していると思われる．磁石構造体が埋め

込まれている義歯を外さずに検査を施行して，吸着に問題が発生し患者とトラブルになった事例などがある．磁性アタッチメントを使用している患者に対する検査現場の対応に関しては，義歯を外しても検査を施行しない場合など，過剰な対応をしている施設もあるようである．これらは，検査現場に不具合事例やトラブルは伝わるものの，正しい情報が正確に伝わっていないことが原因と思われる．一方で，マグネットが装着されている義歯を外して添付文書の記載通りに検査を施行したにも係わらず，吸着力が低下したなどの訴えが少なくない．過去にはキーパーが外れる事例も報告されている[1)]．このため，同意書を作成して対応している施設もある．

本稿では，最近の MRI 装置の特徴，磁性体の吸着事故，歯科用金属材料および，磁性アタッチメントに対する検査現場での対応を中心に述べる．特に，磁性アタッチメントに関しては，MRI 検査を実施する施設間で対応が異なっている場合があり，実際に検査現場で発生した事例などを取り上げながら，安全な検査について考えてみたい．また，口腔内の歯科治療用金属の影響による金属 artifact は，撮像 parameter（撮像条件）の工夫で影響範囲を小さくすることが可能である．金属 artifact の種類によっては画像上から完全に除去することも可能な場合がある．金属 artifact の低減・除去方法についても簡単に触れる．

2．MRI 装置の設置状況

MRI は，1980年台前半に国内で稼働し始めた画像診断装置である．国内で MRI 装置が稼働した当初は，常伝導磁石や永久磁石を用いた0.15T（テスラ）程度までの磁場強度が中心であった．その後，超伝導磁石を用いた装置が多くなり，0.5T 装置や1.0T 装置が稼働し始め，現在は1.5T 装置が中心になっている．各社が3.0T 装置の開発を進め，国内における3.0T 装置の設置も増加している[2)]．

医療現場における MRI 装置は，現在約7000台以上が全国で稼働している．その約半数が，1.5T 装置である．3T 装置は，2014年度末で約800台程度の稼働であったが，現在は1000台以上が稼働しているものと思われる．この様に，MRI 装置の高磁場化が進んでいる．今後，高磁場化はさらに進み，3.0T 装置の稼働が増加するものと思われる．さらに，１施設で複数台の装置を設置しているところも多く，設置台数も増加傾向にある．

3．MRI 装置の進歩

装置の高性能化とともに，マグネットの軽量化，小型化，ボア（患者がはいる空洞）の大型化が進んでいる．このマグネット部分の小型化が検査室内の磁場環境を大きく変えている．3T 装置や最近の short magnet タイプの1.5T 装置では，装置近傍で急激に磁場強度が立ち上がっている．強磁性体に対する吸引力は，強磁性体の質量と静磁場の傾斜に大きく関係する．3T 装置や最近の short magnet タイプの1.5T 装置の様に，静磁場強度が急激に立ち上がる装置では，吸引力を感じた瞬間に非常に強い力で吸引されることになる．旧型の1.5T 装置などと比べ，MRI 検査室内の磁場環境が大きく異なっている事に注意が必要である[2)]．

MRI 装置の問題点としては，①検査時間の長さ，②動きの問題，③騒音，④金属 artifact などが挙げられる．昭和62年ごろの T2強調画像は，１回の撮像が17分前後かかっていた．現在では，高速 SE 法を用いることにより数分で撮像が可能である．

撮像時間が長いため，呼吸や体動の影響による画像の劣化もあったが，息止めスキャンが可能なシーケンスの開発，parallel MRI[3)] や propeller sequence[4)] などの開発により大きく改善されている．騒音に関しても，各社から silent scan が開発され，音がほとんど発生しないシーケンスが実用化されている．この様に，今まで問題点とした挙げられた事柄が大きく改善されている．金属 artifact を低減させるシーケンスも各社から実用化されてはいるものの，金属周辺の信号欠損やひずみを完全に除去するまでには至っていない．しかしながら，近い将来今以上に画質が改善さることになるのではないかと期待している．

高磁場化が進んでいることは前述したが，3T 装置の設置が増えている．1.5 T 装置と比べ3T 装置では，SNR が大きく改善されるため画質の向上もしくは撮像時間の短縮につながる．磁化率効果が増加するため，脳の活動を画像化する fMRI（機能的 MRI）の基本原理である BOLD（Blood oxgenation level dependent）効果が向上するという利点がある．さらに，化学シフトが1.5T装置に比べ2倍に増加するため，スペクトロスコピーの分解能が向上するという利点もある．一方で，RFによる発熱効果（SAR：specific absorption rate）が1.5T装置に比べ4倍になるため，撮像枚数の制限やTR延長により撮像時間が長くなる場合がある．また，金属artifactの増大や吸引力の増大という問題点もある．しかしながら，吸引力以外の問題点に関しては，技術の進歩によりいずれ問題点ではなくなると思われる．

4．MRI検査上の問題点（安全管理）

MRI検査は，放射線被曝がなく非（低）侵襲的な検査手法と考えられていた．しかしながら，非常に強い磁場とRFを使用して画像を作成しているため，これらに関係した事故の発生が少なくない．MRIの強力な静磁場に関しては，酸素ボンベに代表される大型強磁性体の吸着事故が多数報告されている．2001年にはアメリカの病院で，酸素ボンベが吸引され検査を受ける小児の頭部を直撃した死亡事故も発生している[5]．RFに関しては，火傷の事例報告が多くなっている．

2011年に実施したMRI装置の安全管理に関する実態調査では[6]，1349施設からの回答で39%の526施設で，何らかの大型強磁性体を吸着させた経験があるとの回答であった（Fig.1 a)．さらに，吸着事故を経験している515施設の内，23%の118施設で2回，11%の57施設で3回以上の経験があるとの回答であった（Fig.1 b)．吸着させてしまった強磁性体は，点滴スタンド，酸素ボンベ，ストレッチャー，車いすの順に多く，これらで66%を占めている．全て，患者を搬送するときに使用するものであり，これらの持ち込みに十分注意する必要がある．

発熱に関しても最近報告が多くなっている．検査中にふくらはぎが接触しループができてやけどを発症した事例や，導電性の強い素材（糸）が使用されているパジャマを着ていてやけどを発症した事例などが報告されている[7]．これらは，検査前の十分な説明と患者に我慢させないことが重要である．少しでも違和感があった場合はコールボタン等で連絡するように十分説明しておく必要がある．また，患者が違和感を訴えた場合は，確認を徹底することも重要である．

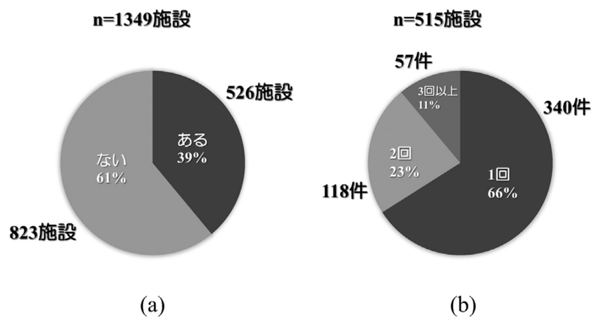


Fig. 1　アンケート結果
a）1349施設からの回答で強磁性体の吸引事故を経験したことがある施設が39%（526施設）であった．非常に多くの施設で，何らかの大型強磁性体の吸引事故を経験していることになる．
b）複数回の吸引事故を経験している施設も少なくない．

5．歯科用金属材料とMRI検査

装置の高磁場化に伴い，金属artifactの増大とキーパーなど歯科用金属材料への吸引力が増大している．金属artifactの抑制には，基本的にデータのsampling bandwidthの広帯域化が必要である．撮像方法（pulse sequence）で見ると，EPI＞GRE法＞SE法の順で影響範囲が大きくなる（Fig.2)．GRE法では，TEの短縮が金属artifact低減には有効であり，EPIではデータの収集時間の短縮が有効である．3T装置は1.5T装置よりも金属artifactは大きくなるが，撮像条件の設定に大きく影響を受けるため逆転することもある[8]．

口腔内インプラントによる金属artifactは，材質により大きく異なる．吸引力やトルクに対する影響はほとんどないと思われるが，金属製の口腔インプラントを使用している患者が強い痛みを訴えた事例などが報告されている[2]．また，最近の事例であるが，MRI検査前の入れ歯のチェックで，家族から入れ歯があるとの申し出があり，力を入れて入れ歯を外そうとしたところ，インプラントの義歯を破損してしまった事例もある．患者への確認方法も工夫する必要があり，「入れ歯をしていますか？」との確認に「はい」と回答があった場合は，「その入れ歯は自分で取り外しできますか」，「磁石式ですか」などと確認することも必要である．

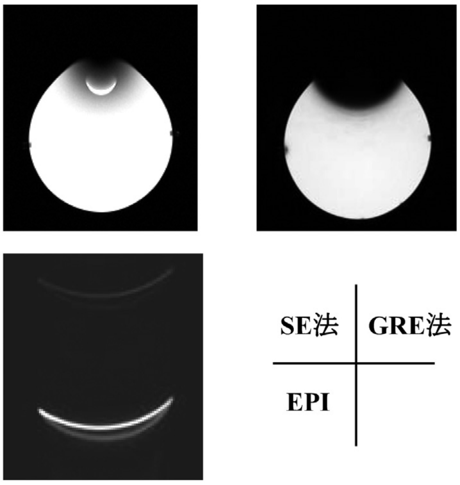
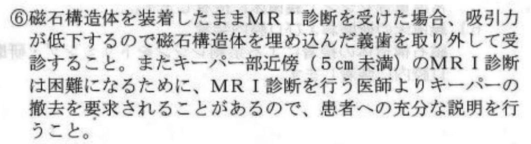


Fig. 2　SE 法，GRE 法，EPI の金属 artifact の比較
SE 法と GRE 法は撮像条件を統一して比較．EPI は一般的に頭部検査で使用している条件で撮像

6．磁性アタッチメントと MRI

磁性アタッチメントの添付文書には，「磁石構造体を装着したまま MRI 診断を受けた場合，吸引力が低下するので磁石構造体を埋め込んだ義歯を取り外して受診すること．」との記載がある（Fig.3）．したがって，検査時に磁石構造体が埋め込まれている義歯を外せば，キーパー周囲の金属 artifact は避けることができないものの安全に検査が可能と思われる．しかしながら，検査現場では検査後の吸着に関するトラブルが少なくない．

A社


⑥磁石構造体を装着したままＭＲＩ診断を受けた場合、吸引力が低下するので磁石構造体を埋め込んだ義歯を取り外して受診すること。またキーパー部近傍（５cm未満）のＭＲＩ診断は困難になるために、ＭＲＩ診断を行う医師よりキーパーの撤去を要求されることがあるので、患者への充分な説明を行うこと。

B社

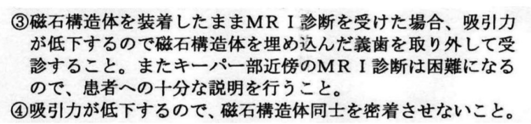

③磁石構造体を装着したままＭＲＩ診断を受けた場合、吸引力が低下するので磁石構造体を埋め込んだ義歯を取り外して受診すること。またキーパー部近傍のＭＲＩ診断は困難になるので、患者への十分な説明を行うこと。
④吸引力が低下するので、磁石構造体同士を密着させないこと。

Fig. 3　磁性アタッチメントの添付文書
MRI 検査時には，磁石構造体が装着されている義歯を外すことが記載されている．

キーパーに対する吸引力を調べた画像を Fig.4 に示す．1.5T 装置と3T 装置の両方でかなり強い吸引力を受けていることがわかる．ASTM の規格（F2052-06）には並進力の絶対値の適合基準はない．相対的な適合基準としては45°を明記しているので，杓子定規に適合基準に照らし合わせると，45°を越えた場合には不適合（MR-unsafe）となるので，キーパーも MR-unsafe となる．しかしながら，定期的なメンテナンスを受け，キーパーがきちんと合着していれば安全に検査は可能である[9,10]．

磁性アタッチメントを使用している患者の MRI 検査では，磁石構造体が埋め込まれている義歯を検査前に外せば安全に MRI 検査ができるはずであるが，検査現場ではトラブルが発生している．

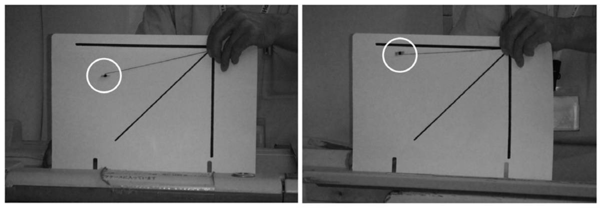

1.5T装置　　3.0T装置

Fig. 4　キーパーの吸引力テスト
1.5T，3T で非常に強い吸引力を受けている．

6-1．実際に発生したトラブル事例

【事例１】
添付文書の記載通りに磁石構造体が埋め込まれている義歯を外して MRI 検査（頭部検査）を施行した．検査中は特に違和感の申し出はなく検査を終了したところ，口腔内から外れたキーパーを吐き出す．

【事例２】
事例１と同様に添付文書の記載通りに磁石構造体が埋め込まれている義歯を外して MRI 検査（頭部検査）を施行した．検査後，特に違和感などの申し出はなかった．しかしながら，後日磁性アタッチメントの吸着が悪くなったとの苦情が病院に入る．かみ合わせが悪くなったとの内容であった．

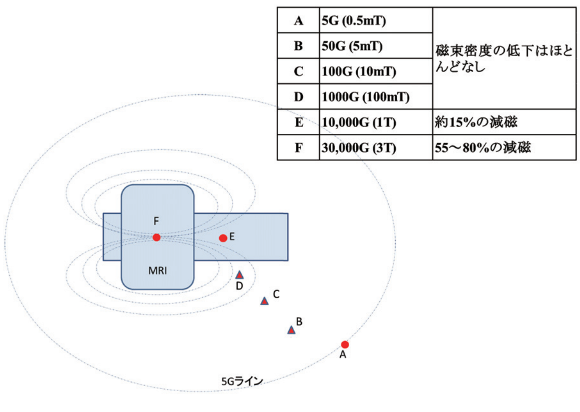
【事例３】
患者本人には，「外せる歯はないですかと」と確認して「ない」との返事を確認して検査を施行したが，実際には磁性アタッチメントが使われていた．翌日，家族と思われる方から，MRI 検査後に入れ歯がくっつかなくなった．との苦情が入る．家族の話では，義歯にキーパーがあり，歯茎

の方に磁石が入っているタイプとの説明であった．

以上のような事例が実際に MRI の検査現場で発生している．国内で実施している磁性アタッチメントの装着は，義歯に磁石構造体が使用され，口腔内に強磁性体であるキーパーが埋め込まれる．しかしながら，海外メーカの一部の製品には，両方に磁石構造体が使用されているものもある．まれなケースではあるが，この様な磁性アタッチメントが存在することは，頭の片隅に入れておく必要がある．また，磁石構造体とキーパーとの間に0.1㎜の間隙が生じると吸引力は1/4に低下するとの報告がある[11]．キーパーの固定に元々ゆるみがある場合などは，キーパーに対する吸引力やトルクによりキーパーが動くことも考えられ，磁石構造体とキーパーに僅かな間隙が発生し吸着に問題が発生する可能性も否定できないと思われる．

6-2．磁石構造体を MRI 検査室内入れた場合

磁石構造体が埋め込まれている義歯は，検査時に必ず外す必要がある．これは，添付文書にも明確に記載されている．もし，磁石構造体を誤って MRI 検査室内の高磁場環境に曝すと磁場がどの程度減磁するかを簡易的に検討したものが Fig.5 である．1000G（100mT）までは，磁石構造体の減磁はほとんど認めなかった．しかしながら，10000G（1T）で約15％の減磁が認められ，30000 G（3T）では約55～80％の減磁が認められた．減磁の程度は，磁石構造体の向きにより大きく影響を受けた．



A	5G (0.5mT)	磁束密度の低下はほとんどなし
B	50G (5mT)	
C	100G (10mT)	
D	1000G (100mT)	
E	10,000G (1T)	約15％の減磁
F	30,000G (3T)	55～80％の減磁

Fig. 5　磁石構造体の磁束密度の低下
1000G までは磁石構造体の減磁はほとんどなかった．3T では55～80％程度の減磁が認められた．

実際の患者では，MRI の磁力線と磁石構造体が埋め込まれている義歯の位置関係は様々であり，一定以上の高磁場に曝されると減磁が起こることを理解しておく必要がある．

7．おわりに

MRI は，非常に強い磁場環境で検査を施行する特殊なモダリティーである．そのため，体内に金属類がある場合，検査施行の有無の判断に迷うことがある．磁性アタッチメントに関しては，磁石構造体が埋め込まれている義歯を外せば，通常は安全に検査ができる．しかしながら，検査現場ではいろいろなトラブルが発生している．安全にトラブルなく MRI 検査を施行するためには，MRI 検査前の歯科医への受診と，検査後に違和感を訴えた場合の歯科医への受診が必要と考える．さらに，歯科医師と検査を担当する診療放射線技師の情報共有が重要であると同時に，正確な情報が検査現場に届くようにすることも必要である．

歯科医師と MRI 検査を担当する診療放射線技師が連携し，安全な MRI 検査の施行につなげる必要がある．

参考文献

1）土橋俊男，中田　稔，藤田　功，千葉ミチ子，吉澤賢史，佐々木禎之ほか．歯科用金属材料の MR 画像への影響．日放技学誌　1998；54：1309-1315.

2）土橋俊男．歯科用金属による MRI への影響（磁性アタッチメント，インプラントを含めて）．日本歯科論評 2014；74(12)：49-57.

3）小原　真，浅野健二，宇根田宏徳，町田好男．Parallel Imaging．高原太郎監修，MRI 応用自在，東京：メジカルビュー社；2013，34-47.

4）森　墾．高速 SE 法 T2WI 関連．高原太郎監修，MRI 応用自在，東京：メジカルビュー社；2013，66-71.

5）高原太郎：米国 MR 室で起こった酸素ボンベ吸着事故について．INNERVISION 2001；16(11)：76 - 79.

6）土井　司，山谷裕哉，上山　毅，錦 成郎，小倉 明夫，川光 秀昭ほか．MR 装置の安全管理に関する実態調査の報告－思った以上に事故は起こっている－．日本放射線技術学会誌 2011；67(8)：895-904.

7）土橋俊男．MRI 検査の安全管理最新情報．映像情報 Medical 増刊号 2012；44(14)：78-85.
8）土橋俊男．歯科用金属による MR 画像への影響（金属 artifact の低減，除去方法）．日本磁気歯科学会誌 2012；21(1)：1-9.
9）日本磁気歯科学会安全基準検討委員会監修．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．日本磁気歯科学会誌 2012；21(19)：91-110.
10）尾松美香，小畠隆行．MRI 静磁場内での磁性体装着物の安全性－歯科用磁性アタッチメントキーパーを中心に－．日本磁気共鳴医学会誌 2013；26(1)：1-12.
11）Tegawa Y，Kinouchi Y．Dental magnetic attachment : toward third generation devices．IEEE Trans Biomed Eng 2008；55：1185-1190.

特 集 Feature
インプラントオーバーデンチャーにおける磁性アタッチメントの現状と将来展望

インプラント補綴のもう一つのオプションとしてIARPDを考える

大山哲生
日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座

Consideration of the IARPD as Another Implant Prosthesis Option

Tetsuo Ohyama
Nihon University School of Dentistry Department of Partial Denture Prosthodontics

要旨

IARPD（Implant Assisted Removable Partial Denture）は，インプラント義歯補綴の一方法として補綴臨床に応用されつつある．平成24年には広範囲顎骨支持型補綴装置の一方法として保険収載され，顎補綴治療に対する治療方法として選択しやすくなった．IARPDは，その臨床報告や後ろ向き研究等において有効性が報告されている．しかし，生体力学的研究報告は少なく，経験則によって埋入位置等の決定が行われている場合も多いと考えられる．

本稿では，IARPDについて，文献的考察および筆者らの研究成果ならびに症例を供覧してその意義について紹介する．

Abstract

IARPDs (implant-assisted removable partial dentures) are being applied as implant denture prostheses in clinical practice. Since 2012, insurance has covered the maxillofacial prosthesis with the implant. However, clinical reports and retrospective studies have validity; however, much less biomechanical research has been reported. In this report, the clinical significance of IARPDs is reported based on a review of the literature and the biomechanical results of author and case reports.

キーワード （Key words）

部分床義歯（Removable Partial Denture），オーバーデンチャー（Overdenture），
IARPD（Implant Assisted Removable Partial Denture），インプラント（Implant），
磁性アタッチメント（Magnetic attachment）

Ⅰ．はじめに

歯の欠損の機能回復に対する処置方針は，一般的に固定性または可徹性補綴装置が選択できる．近年インプラント治療の発展は著しいが，McGillコンセンサス[1]として，2-IOD（2 Implant Overdenture）が無歯顎の標準治療方針として推奨されたように，インプラント補綴治療も固定性補綴のみではなく，可撤性補綴として設計・応用される症例が増加している．また，平成24年にはインプラント支持を利用したオーバーデンチャーが広範囲顎骨支持型補綴装置の一方法として，保険収載され，顎補綴治療に対する義歯補綴治療方法として選択しやすくなった．しかし，特に部分歯牙欠損症例に対するインプラント支持を利用し

たオーバーデンチャー（Implant Assisted Removable Partial Denture（IARPD））について，臨床報告や後ろ向き研究においてその有効性が報告[2-15]されている．しかし，生体力学的研究報告[16-20]は少なく，経験則によって埋入位置等の決定が行われている場合も多い．

本稿では，IARPDについて，文献的考察および筆者らの研究成果ならびに症例を供覧してその意義ついて紹介する．

Ⅱ．IARPDに関する文献的考察

IARPDに関して，1990年代初頭から臨床報告[2-7]が発表されている．症例報告に関しては，後方遊離端義歯[2-4, 6, 7]および前方遊離端義歯[5]に対して支持や維持能力を増強するために用いられている報告[2-7]がほとんどであった．従来型の遊離端義歯において，支持能力の確保を目的とした機能印象以外の有用な臨床手技としてインプラントの応用が行われてきたと考えれる．その後2000年代に入り，後ろ向き研究やレビュー研究[8-15]により，欠損形態を遊離端義歯形態から中間欠損形態へ変更可能であり力学的に有利であること[9-11, 13]，支台装置維持部分の露出がなくなるために審美的であること[9, 10]，治療コストの削減が可能なこと[9, 13]，高い患者満足度が得られるという報告[8, 9, 11-15]とともに，生体力学的研究，長期予後報告および前向き研究等の不足が報告されている[11, 13, 14]．また，後ろ向き研究等と時を同じくして，生体力学的研究[16-20]も模型実験や有限要素法により報告されている．

生体力学研究に関しては，当講座の報告[21, 22]の概要を紹介する．解析は，下顎片側遊離端欠損である左側下顎５６７欠損を想定した三次元有限要素解析モデルを構築して行った（図１）．解析条件は，従来型部分床義歯補綴ならびに|567相当部にインプラント体をそれぞれ埋入してIARPDにて補綴した計４条件とした（図１）．解析項目は，64|4，および義歯の変位量および方向，ならびに欠損部皮質骨の最小主応力分布とし，インプラント支台の有無および位置の影響について検討した．なお，荷重条件は，生体の筋収縮を再現した荷重条件とした．支台歯の変位の観点では，インプラント支台による影響は，間接支台装置にはほとんど認められず，直接支台装置にその影響を認めた．また，特に直接支台装置歯冠部の変位に関して，欠損部遠心側にインプラント体を埋入することにより，その量は減少した（図２，３）．義歯床の変位の観点では，すべての計測点にて，欠損側遠心部にインプラント体を埋入することにより，その量は減少した（図４）．また，欠損部皮質骨の最小主応力分布では，インプラント周囲に咬合圧負担による応力集中が認められるが，インプラント体埋入部位による影響は少なかった（図５）．すなわち，著者らの研究では，IARPDは，インプラント体の埋入位置に関わらず直接支台歯

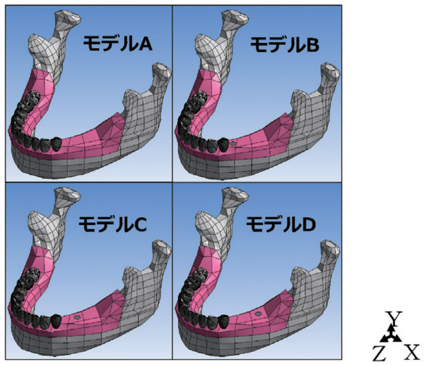


図１．解析モデル

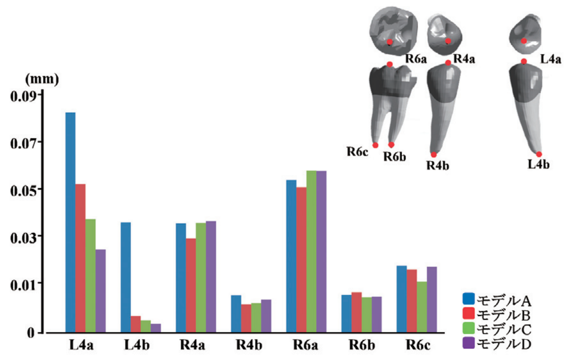


図２．支台歯総変位量

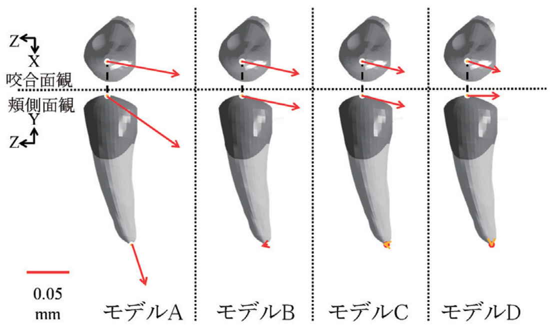


図３．変位量（左側第一小臼歯）

の支持機能の負担軽減に寄与すること，また，支台歯および義歯の動きの抑制には、遊離端近心部より遠心部が効果的であることが示唆された．

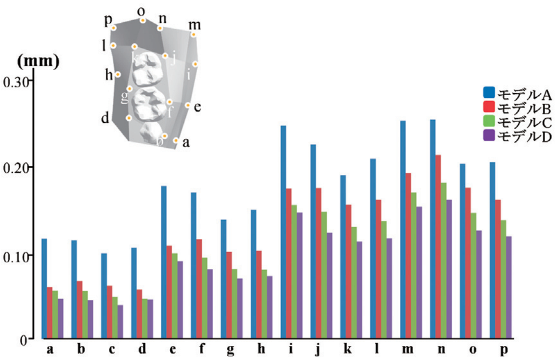


図４．義歯床変位量

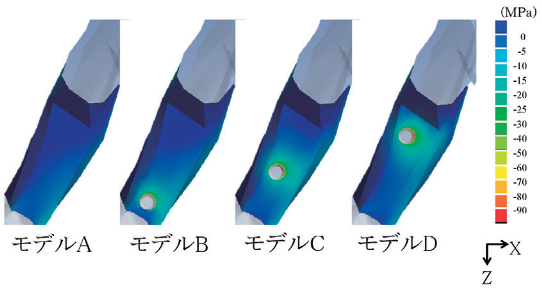


図５．最小主応力分布（皮質骨）

Ⅲ．症　　例

１．症例１

患者は，65歳の男性．左側下顎歯肉癌（扁平上皮癌 GradeI，T2N0M0）の診断にて下顎骨辺縁切除による腫瘍切除術を施行した．術後約１年後の補綴的再評価での咀嚼機能評価[23]は29%であった．顎欠損部の支持能力の増強ならびに31の負担軽減および審美的回復を目的に IARPD による補綴治療を行った（図６〜11）．本症例では，6|36相当部にそれぞれブローネマルクシステム MkIII φ 3.75㎜で，8.5㎜，11.5㎜および7.0㎜（ノーベルバイオケア，東京，日本）のインプラント体を埋入した．本症例のインプラント埋入位置は，顎補綴症例であるため，天然歯も含めて多角形配置となるように設計した．なお，アタッチメントは，6|36相当部にそれぞれ，0.79㎜，５㎜および６㎜の高さのロケーターアタッチメントを応用し，リテンションディスクは，ブルー（0.7 Kgf）を使用した．IARPD による補綴治療終了１か月後および１年後の咀嚼能力評価[23]は，66%および100%であった．本症例において IARPD による補綴治療は，即時的のみならず，経時的な咀嚼能力回復が特徴的であった．なお，31は，動揺度の増加等の所見は認められなかった．また VAS（Visual Analogue Scale）による患者満足度評価は，IARPD による補綴治療の術前では50%，補綴終了後１か月では80%，１年後では95%であった．本症例は，IARPD による補綴治療によって，顎補綴症例であるにもかかわらず良好な咀嚼機能および審美的回復が得られたとともに，患者満足度も良好な結果であった．

図６．口腔内写真（症例１，術前，義歯なし）

図７．口腔内写真（症例１，術前，義歯あり）

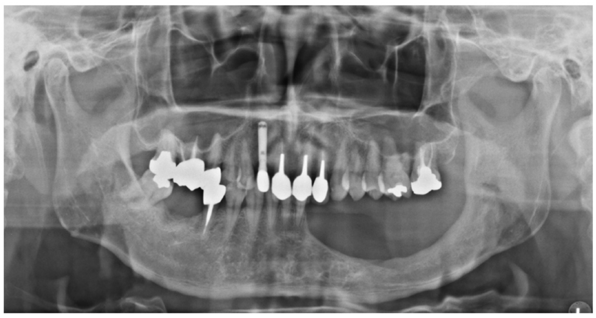


図８．パノラマＸ線写真（症例１，術前）

図９．口腔内写真（症例１，術後，義歯なし）

図10．口腔内写真（症例１，術後，義歯あり）

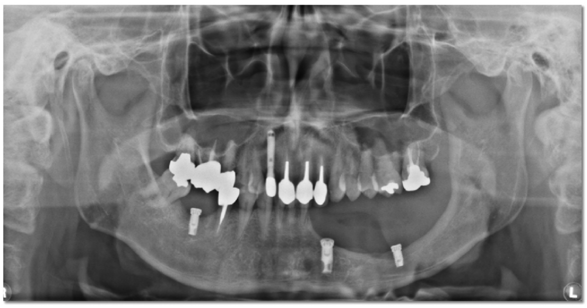


図11．パノラマＸ線写真（症例１，術後）

２．症例２

患者は，55歳の女性．下顎両側遊離端欠損（両側小臼歯および大臼歯欠損）に対する部分床義歯補綴治療において支台装置維持部分の審美的不満によりIARPDによる補綴治療を選択した（図12〜17）．なお，術前の咀嚼能力評価[23]は，95％であった．インプラント体埋入位置は，3|3相当部とした．なお，アタッチメントは，磁性アタッチメント（ギガウスD600，GC，東京，日本）とし，Aadvaシステム（GC，東京，日本）を用いて製作した．術後の咀嚼機能評価[23]は，97％であった．また，VASによる患者満足度評価は，IARPDによる補綴治療の術前では，80％であり，術後は，95％であった．本症例では，主訴に対して，固定性インプラント義歯補綴およびIARPDによる補綴治療についてその利点欠点等を説明した．患者は，費用の観点からIARPDによる補綴治療を選

図12．口腔内写真（症例２，術前，義歯なし）

図13．口腔内写真（症例２，術前，義歯あり）

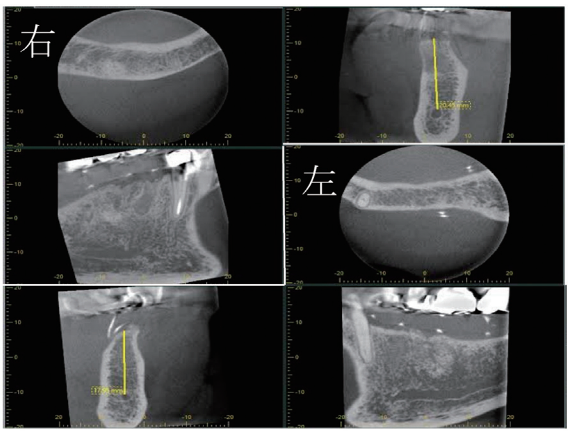


図14．CBCT画像（症例２）

択し，術前の咀嚼能力には満足しているが審美面での回復を目的としていたため，3|3相当部へのインプラント体を埋入する計画とした．術前後の咀嚼能力には変化は認められないが，患者満足度の観点から良好な結果であると考えられる．

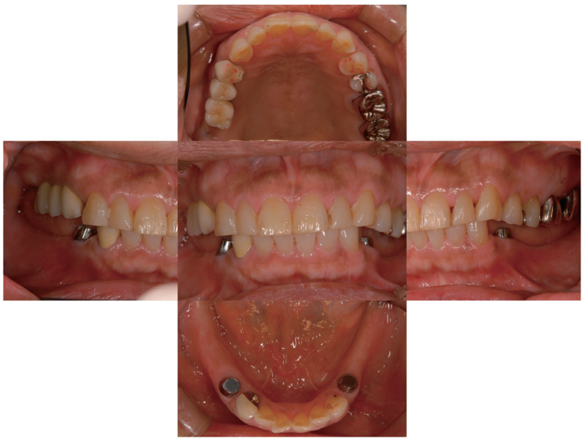


図15．口腔内写真（症例２，術後，義歯なし）

図16．口腔内写真（症例２，術後，義歯あり）

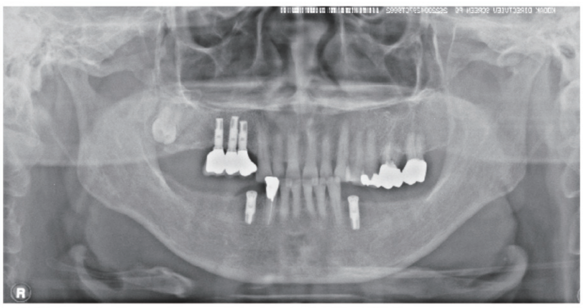


図17．パノラマＸ線写真（症例２，術後）

Ⅳ．まとめ

インプラント支持を利用した可徴性補綴装置（IARPD）は，症例に応じて多様なニーズに対応することが求められるインプラント補綴のもう一つのオプションとして確立される可能性がある．しかし，今後長期の予後観察研究や前向き研究の必要性を認める．

稿を終えるに当たり，いつもご指導いただいている石上友彦教授，有限要素法による力学研究を共に育ててきた大学院生および医局員各位，また共に臨床を行ってきた医局員各位に感謝の意を表します．

参考文献

1）Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. Int J Oral Maxillofac Implants 2002；17：601-602.

2）Fields H Jr, Campfield RW Jr. Removable partial prosthesis partially supported by an endosseous blade implant. J Prosthet Dent 1974；31：273-278.

3）Keltjens HM, Kayser AF, Hertel R, Battisruzzi PG. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: Considerations and case reports. Int J Oral Maxillofacial Implants. 1993；8：208-213.

4）Giffin KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma：A clinical report. J Prosthet Dent 1996；76：347-349.

5）Halterman SM, Rivers JA, Keith JD, Nelson DR. Implant support for removable partial Overdentures a case report. Implant Dent 1998；8：74-78.

6）Robert M. Prosthodontic rehabilitation with a swing-lock removable partial dentureandsingleosseointegratedimplant：a clinical report. J Prosthet Dent. 2002；88：128-131.

7）Kuzmanovic DV, Payne AG, Purton DG. Distal Implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture a clinical report. J Prosthet Dent. 2004；92：8-11.

8）Mitrani R, Brudvic JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extention removablepartialprostheses：aretrospective study. Int J Periodontics Restorative Dent. 2003；23：353-359.

9）Grossmann Y, Levin L, Sadan A. A reprospective case series of implants used to restore partial dentures：31-month mean follow-up results. Quintessence Int. 2008；39：655-671.

10）Grossman Y. Nissan J, Levin L. Clinical effectivenessofimplant-supportedremovable partial dentures a review of the literature and retorspective case evaluation. J Oral Maxillofac Surg. 2009；67：1941-1946.

11）Shahmiri RA, Atieh MA. Mandibular Kennedy I implant-tooth-borne removable partial denture a systematic review. J Oral Rehabil. 2010；37：225-234.

12）Bortolini S, Natali A, Franchi M, Coggiola A, Consolo U. Implant-Retained Removable partial dentures: an 8-year retrospective study. J Prosthodont. 2011；20：168-172.

13）Rreitas RFCP, Dias KC, Carreiro AFP, Barbosa GAS, Ferreira MAF. Mandibular implant-supported removable partial denture with distal extension：a systematic review. J Oral Rehabil. 2012；39：791-798.

14）Gates WD 3rd, Cooper LF, Sanders AE, Reside GJ, De Kok IJ. The effect of implant-supported removable partial dentures on oral health quality of life. Clin Oral Implants Res. 2014；25：207-213.

15）Ortiz-Puigpelat O, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F, Cabratosa-Termes J. Short-term retrospective case series of implant-assisted removable partial dentures with locator abutments. Int J Periodontics Restorative Dent. 2014；34：121-128.

16）木原優文，松下恭介，徳久雅弘，保志美砂子，古谷野潔．遊離端義歯の後方支持として用いたインプラントの効果―臼歯部遊離端義歯を想定した実験的研究―．日口腔インプラント誌　2003；16 214-224.

17）Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo Y, Suzuki Y, Kokubo Y et al. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures in vitro assessment. J Oral Rehabilitation, 2007；34：152-56.

18）Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal-extension removable partial denture：in vivo assessment. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008；23：1095-1101.

19）Gharehchahi J, Asadzadeh N, Mirmortazavi A, Shakeri MT. Maximum dislodging forces of mandibular implant-assisted removable partial dentures: in vitro assessment. J Prosthodont. 2013；22：543-549.

20）Sato M, Suzuki Y, Kurihara D, Shinpo H, Ohkubo C. Effect of implant support on mandibular distal extension removable partial dentures: relationship between denture supporting area and stress distribution. J Prosthodont Res. 2013；57：109-112.

21）内田天童．片側遊離端部分床型オーバーデンチャー症例におけるインプラント支台装置の応用－有限要素法による検討－．日大歯学 2013；87：33-41.

22）渋谷哲勇．インプラント支持を利用した片側遊離端部分床義歯の力学解析－インプラント埋入位置の影響－．日大歯学 2015；89：71-77.

23）平井敏博，安斎　隆，金田　洌，又井直也，田中　牧，池田和博 ほか．摂取可能食品アンケートを用いた全部床義歯装着者用咀嚼機能判定表の試作．補綴誌 1988；32：1261-1267.

特 集 Feature
インプラントオーバーデンチャーにおける磁性アタッチメントの現状と将来展望

磁性アタッチメントのインプラントオーバーデンチャーへの臨床応用 ～長寿社会を迎えて～

田中譲治
日本インプラント臨床研究会 MACS 研究会

Clinical application of magnetic attachments to implant overdentures ― Innovation for a long-lived society ―

Jyoji Tanaka
Clinical Implant Society of Japan MACS Implant Center

要旨

無歯顎多数歯欠損において，少数のインプラントで高い効果の得られるインプラントオーバーデンチャー（IOD）があらためて注目されてきている．一方，磁性アタッチメント（MA）は磁力という特殊な維持力を用いており，側方有害力を逃がすことなどインプラントととても相性のよいアタッチメントといえる．

特に長寿社会を迎え，MA を用いた IOD は，取扱いが容易／維持力の減衰がない／顎堤保全に有利／埋入方向・位置に制限が少ないなど大きな利点があげられる．低コストの MA 専用ミニインプラントも開発されるなどさらなる普及が期待されている．また，固定性インプラント補綴において，要介護を見据えて IOD への設計変更必要度レベル評価（NSO 評価）を用いて，ある時期になったら IOD に設計変更することも肝要で，その際の支台装置としても MA が優れていると考えられた．このように MA を用いた IOD は長寿社会を迎えて最適な治療法といえる．

Abstract

Renewed attention has recently been paid to the benefits of using an implant overdenture (IOD), which provides high performance with a small number of implants, for patients with edentulous jaw and multi-tooth coloboma. The magnetic attachment (MA) is an implant-friendly attachment that allows for implant retention using a special force (magnetic force) and also permits untoward lateral force to escape.

An IOD with an MA is particularly advantageous in long-lived societies, due to its ease of use, absence of attenuation of the retained force, facilitation of alveolar ridge preservation, and minimal restrictions on the direction and position of implantation. The recent development of low-cost mini implants specifically designed for the MA is anticipated to further enhance its popularity. For patients using fixed implant prostheses, it is important to redesign the prostheses using IODs at a certain point in time based on the Need for Switching to Overdenture assessment (NSO assessment), taking into account the future need for long-term care. An MA may be a good choice for serving as an abutment for a redesigned IOD. Thus, an IOD with an MA represents the optimal treatment option in long-lived societies.

キーワード (Key words)

インプラントオーバーデンチャー（Implant overdenture），支台装置（Attachment），
磁性アタッチメント（Magnetic attachment），長寿社会（Long-lived society），
要介護（Long-term care）

Ⅰ．はじめに

長寿社会を迎え健康寿命をいかに延ばすかが重要な課題となっているが，歯の健康がその鍵を握っていると言っても過言でないことが明らかになりつつある[1]．このような中，少数のインプラントで高い効果の得られるインプラントオーバーデンチャーがあらためてクローズアップされてきている[2,3]．一方，磁性アタッチメントは磁力という特殊な維持力を用いており，他のアタッチメントでは発揮できないさまざまな特長があり[4~6]，側方からの過重な負荷を逃がすことなどインプラントと非常に相性のよいアタッチメントといえる[7,8]．

インプラントオーバーデンチャー（以下 IOD）はすでに1970年代より報告[9]がなされているが，特に着目すべき報告は2002年にカナダで提唱された McGill Consensus がある[10]．これは15名の科学者と臨床エキスパートおよび患者により，インプラント２本の IOD に関する過去10年以上の研究をもとに検討したところ，「下顎無歯顎において，全部床義歯が伝統的な標準治療とされていたが，インプラント２本のインプラントオーバーデンチャーを第一選択とすべきではないか」と示された．これを受けて英国においても York Consensus が出されるなど，IOD の優位性が報告[11~13]され全世界に広く普及し日本においても関心が寄せられている．そして，IOD への磁性アタッチメントの臨床応用も古くから報告されているが[14~18]，現在長寿社会を迎えてあらためて再注目されてきているので，臨床応用をもとにその有用性について述べてみたい[19,20]．

Ⅱ．長寿社会における磁性アタッチメントの利点

磁性アタッチメントは側方からの過重な負荷を逃がすなどさまざまな利点があるが，長寿社会を迎えて優れた特長を発揮するので列記する．

１．取扱いが容易

高齢者や介護者にとって義歯の取り扱いの簡便さを考えると，アタッチメント選択は重要な点といえよう．特に脳疾患などにより片麻痺となってしまう場合も多く見受けられ，片手で外せる義歯が求められる．この点，磁性アタッチメントは着脱方向に制限が少なく，また，メール，フィーメールが少しでも離れると急激に維持力がなくなるので，片手で簡単に義歯を外すことができる（図１）．ロケーターやバーでは，片手で外すことは困難ことが多く，また，フィーメールとメールの位置が正確に合うように義歯を戻さないとうまく装着できないボールアタッチメントなどと違い，磁性アタッチメントは復元力があるため，その周辺に義歯をもっていくだけで定位置に装着することができる．このことは手の不自由な高齢者や介護者にとって，非常に有利な特長といえよう．また小型でシンプルであるためクリアランスの少ない場合にも適応でき，部分床義歯への IOD 応用にも有利である．このように磁性アタッチメントは健全な方も障害のある方も使いやすいユニバーサルデザインを重視した補綴設計である「ユニバーサルサポート」[20,21]に最適なアタッチメントといえよう．

２．維持力の減衰がない

磁性アタッチメントは磁力という特殊な維持力発現機構を利用しているため維持力の減衰がないという他のアタッチメントにはない優れた特長を持つ．Jackson の25,000回着脱試験[15]が示すように，磁性アタッチメント以外の機械的維持装置は弾性，摩擦，嵌合，くさび効果などを利用しているため，着脱を繰りかえすことで維持力が減衰していく．しかし，磁性アタッチメントは原子レベルの磁気エネルギーを用いているため維持力の減衰がない（図２）．これは長寿社会を迎えて着目すべき特長といえる．定期検診が重要であることは十分認識しているが，長寿社会を迎えて高齢になり歯科医院に通えなくなったり，要介護状態になってしまうこともある．この点において，バーやボールやロケーターと異なり，定期的に維持力の調整やフィーメールを交換する必要のない磁性アタッチメントはとても有利といえよう．実際に著者の10年以上経過症例においてもほとんどすべて磁石構造体，キーパーともに交換せずに使用している．

なお，磁性アタッチメントにおいてもまれに維持力がなくなってしまうことが報告されることがあるが，これは義歯への磁石構造体の付け直しにおいて，磁石構造体を取り外すために，周りのレジン床をラウンドバー等で削る際に高熱にさらし

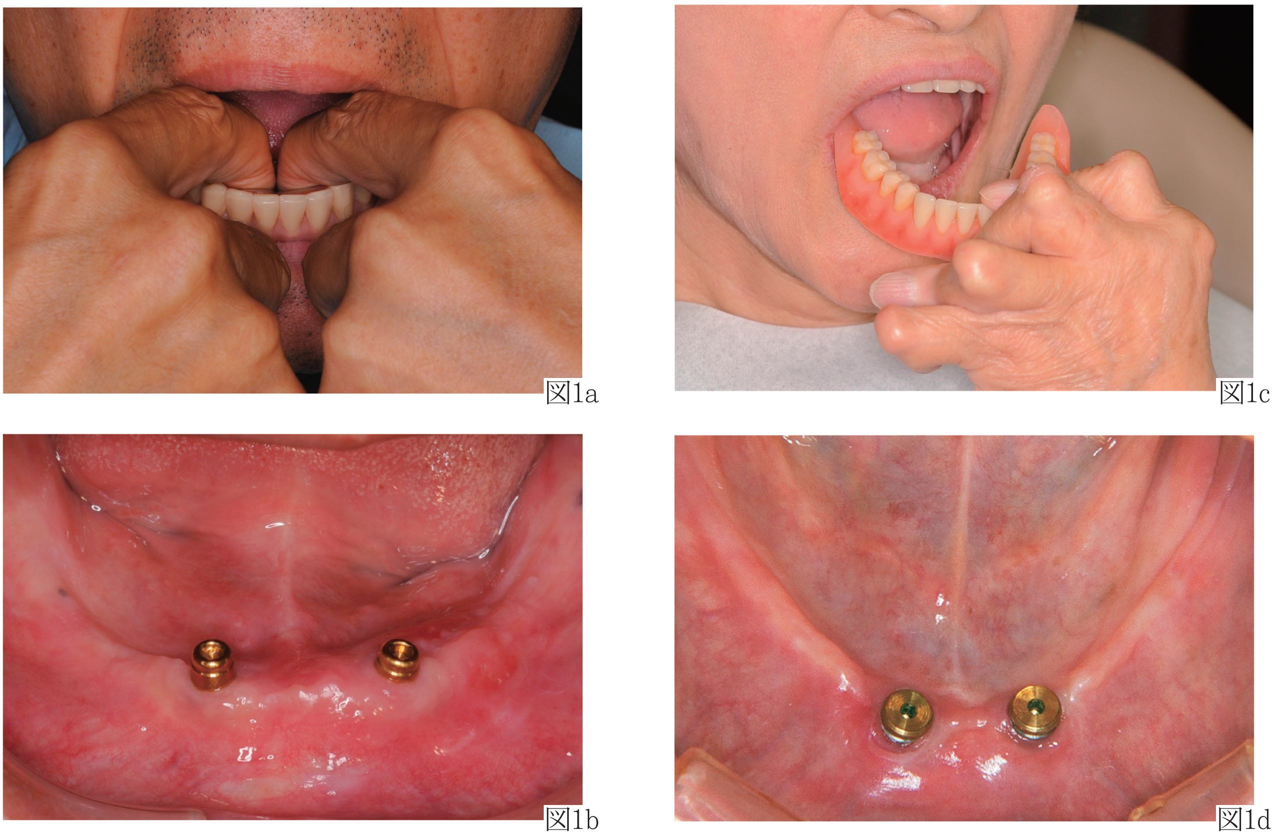


図1．ロケーターと磁性アタッチメントの取り外しの比較
ab ロケーターにおいては通常外すのに両手を必要とする
cd 磁性アタッチメントにおいては片手で簡単に外すことができる．長寿社会を迎えて手の不自由さ等を考慮すると優れたアタッチメントといえる．

てしまった場合，磁石構造体に過度な力がかかる設計により磁石構造体が壊れてしまった場合，義歯を入れたままMRIを撮影した場合，使用にともない磁石構造体とキーパーの位置ずれをおこした場合などで，いずれも術者が注意すれば防げる事項と考えられる．

3．顎堤の保全および咬合支持に有利

IODの利点の1つとして顎堤保全に有利なことがあげられる．Zarbは「有床義歯の使用は顎堤吸収というバイオロジカルコスト（生物学的代償）を払っていることになる.」と唱えており[2]，それを抑制するのにIODが有効であることが報告されている[22,23]．人生100年計画ともいわれている現在，義歯の具合が良くても10年後，20年後，30年後を見据えると顎堤吸収を抑制するためにもインプラントを埋入してIODにすることは有用と考えられる（図2）．そして，磁性アタッチメントはメール，フィーメールが平面であるため咬合支持を確実に受け止めることができ，より顎堤保全に有利といえよう．部分床義歯への臨床応用においても咬合支持を得やすいため，欠損病態の悪化を食い止めたり[24]，難症例といわれるすれ違い咬合などにも高い効果を発揮する[25]．

4．埋入方向・位置に制限が少なく幅広い設計が可能

IODをおこなうにあたり長年義歯を使用していた場合には骨が吸収してしまっていることも多く，インプラントを咬合平面と垂直に，インプラントどうしを平行に埋入することが難しいことも多い．外科的侵襲の伴う骨造成は高齢者にとってできれば避けたく，加えて義歯を使用しながらの骨造成は難しいことから臨床的には骨造成は困難なことも多い．この点，埋入方向が問題になりづらい磁性アタッチメントは有利といえよう．加えて連結しないため，位置の制限も少なく，また，天然歯支台との併用も容易におこなえる（図3）．機械的維持力発現機構では，維持を得るためには必ずそれに拮抗する把持が必要となる．たとえば

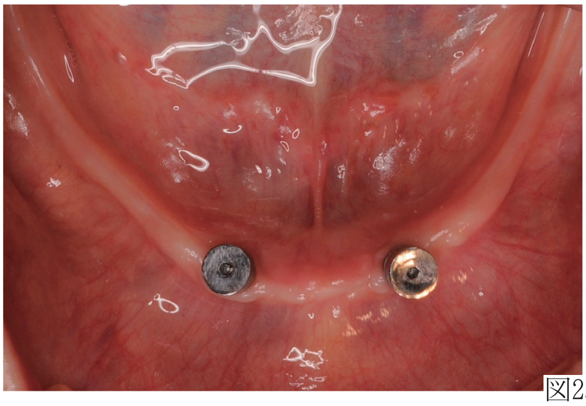


図2a

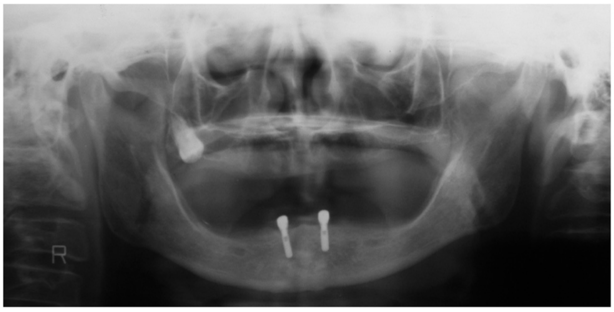


図2c

図2b

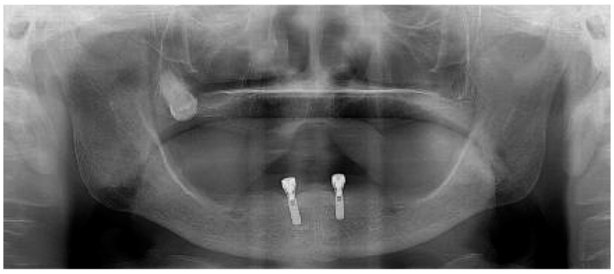


図2d

図２．ab　装着後20年経過後の磁性アタッチメントを用いた下顎２本支台のインプラントオーバーデンチャー
ab 20年経過後の口腔内および義歯内面の写真
c　装着時のパノラマエックス線写真
d　20年経過後のパノラマエックス線写真
磁性アタッチメントは磁気エネルギーを用いているため磁石構造体が壊れなければ，維持力の減衰がなく，またメール，フィーメールが平面であるため咬合支持を確実に受け止めやすく，より顎堤保全に有利と考えられる．

図3a

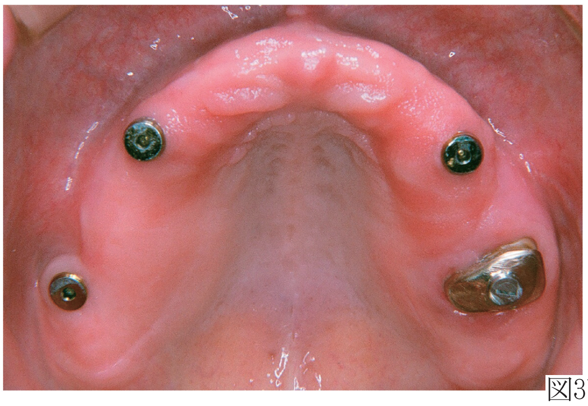


図3b

図３．磁性アタッチメントを用いた天然歯とインプラントの併用症例
a　右側天然歯，左側インプラントを利用
b　インプラントと左側大臼歯部の天然歯を利用
磁性アタッチメントは天然歯とインプラントの併用症例も容易におこなえる．また，顎堤の吸収度が異なっていたり骨吸収が進んでいて，インプラント埋入方向や位置が不良でも問題とならないことが多い．

リーゲルアタッチメントやスイングロックであっても，把持，すなわち押さえがなければ維持を得ることはできない．これに対して磁性アタッチメントは磁気エネルギーという特殊な維持力を利用しているため，「把持なしで維持力が発現できる」という特筆すべき性能がある[26]．その特殊性から著者は磁性アタッチメントの設計方針を，支台装置で重要とされる維持（Retention），支持（Rupport），把持（Bracing）の三つの機能に基づき，維持のみを目的とし支持と把持は期待しない支台に優しい“Type R”（ソフトデザイン），支持と維持を目的とする“Type SR”（サポートデザイン），把持と支持と維持のすべてを目的とする“TypeBSR”（リジッドデザイン）の三つに分類[3,25,27]しており，把持なしの設計ができるなど，磁性アタッチメントは幅広い設計が可能である．長寿社会に向けて残存骨や欠損状態だけでなく，患者の年齢や食生活なども考慮して設計方針を立てることができる．

Ⅲ．磁性アタッチメント専用ミニインプラントの利用

インプラント治療は欠損補綴において優れた治療法として認められてきているが，無歯顎・多数歯欠損においては外科的侵襲，治療費から敬遠されてしまっていることが多い．ここで，長寿社会を迎えて，少数のインプラントで高い効果の得られるIODが注目され，加えて，前述したように磁性アタッチメントを用いることでさまざまな利点が得られる．さらに現在では磁性アタッチメント専用の直径が細いインプラントも開発され普及しつつある．長寿社会を迎えて，長年義歯を使用して骨幅の狭いケースも多い中，骨幅が少ない場合でも骨造成なしで適用できる．このように，磁性アタッチメント専用ミニインプラントは適応症を大幅に拡大できるとともに低コストなため，幅広い患者に，そして，術式がシンプルなので幅広い術者が扱え，一人でも多くの患者にIODの良さを知ってもらう意味でも有用なシステムと考えられる．（図4）．

Ⅳ．固定性インプラント補綴のIODへの設計変更

欠損補綴においてインプラントによる固定性補綴は周囲の歯に負担をかけずに咀嚼改善ができるとともに，取り外しをしないでよいことなど患者にとって喜ばれる補綴法と考えられる．しかし，長寿社会を迎え，手の不自由さや要介護も見据えると清掃が難しいなど，時には問題を抱えることがある．このことは天然歯歯列においても同様に考えられるが，インプラントにおいてはスクリュー固定等を用いることで設計変更が容易におこなえるメリットがあるので，このことを利用して固定性インプラント補綴を，必要に応じてある時期になったら取り扱いが楽で清掃しやすいIODへ設計変更を検討することがとても有用と考えられる．そこで，高齢になりどの程度IODに設計変更する必要度があるかを示すためのIOD設計変更必要度レベル評価法（NSO評価：Assessment of Need for Switching to Overdenture）を著者は提案している．6つの項目　1口腔清掃（舌や口腔周囲を含む），2顎堤吸収度または咬合支持数（天然歯の場合），3手の不自由さ，4口腔機能（含嗽，嚥下等），5認知・理解能力不足，6 ADL（日常生活動作），それぞれを5段階で判定をおこない，そのスコア合計により必要度レベルを評価することができる[3,28]，（表1）．NSO評価は設計変更の必要度を客観的に示すことができて，本人や身内の方へのインフォームドコンセントに有用である．

支台装置の選択においては，「機能回復」と「支台の保全」をもとに検討することが肝要であるが，磁性アタッチメントは小型でシンプルな形状のため取り扱いが容易で清掃がしやすく，認知症に伴う咬傷予防への配慮からも要介護を見据えた優れた支台装置といえよう．このことから磁性アタッチメントを設計変更後IODの第1選択支台装置としている． なお，このNSO評価はIODだけでなく少数歯残存の天然歯のみの症例に対するオーバーデンチャーへの設計変更にも使用できる．（判定項目2において残存歯の咬合支持数を使用する）

Ⅴ．要介護を見据えた義歯設計

著者の考えている要介護を見据えた義歯設計を表2に示すが，要介護状態における義歯としては何よりも取扱いが楽なことが重要と考えられる[28]．手の不自由さや，特に前述したように片麻痺となっ

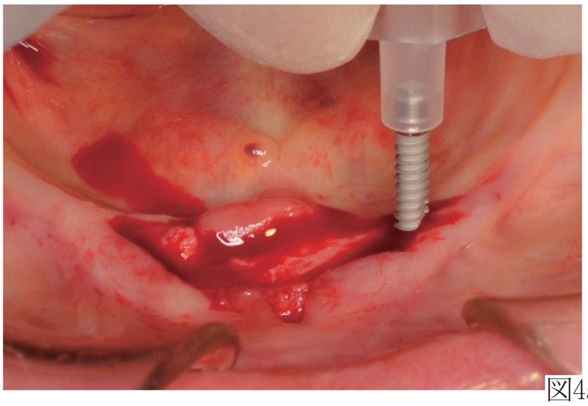


図4a


図4d

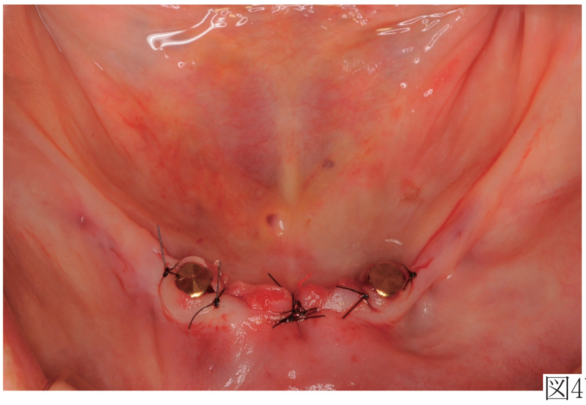


図4b

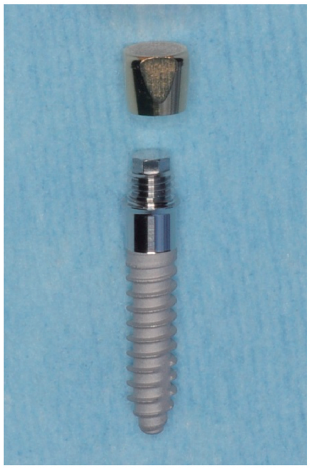


図4e


図4c

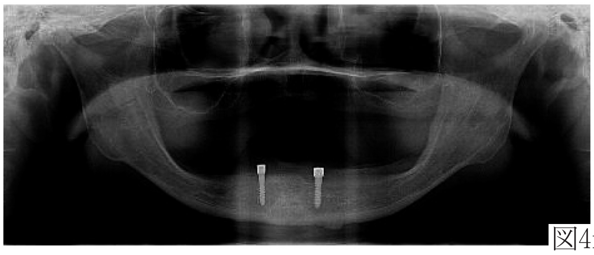


図4f

図４．磁性アタッチメント専用ミニインプラントを用いた症例
インプラントオーバーデンチャーを施行するにあたり骨吸収により骨幅が少なくインプラント埋入に困難をともなうことも多いが，細いインプラント（マグフィット MIP，φ2.6㎜，愛知製鋼㈱，㈱PLATON JAPAN）を用いることで容易に埋入できる．

てしまうことも考慮して，片手で外せる義歯設計を心がけることが肝要と考えられる．そのためには，クラスプなどでは片手で外すことは難しく，また，バーやロケーターなども同様に難しいと考えられる．この点磁性アタッチメントは片手で簡単に外すことができ非常に有用と考えられる．

次に認知症などによる咬傷が問題となることも多くアタッチメントは小型でシンプルであることが求められるが，この点においても磁性アタッチメントが有利といえよう．また，少数歯残存症例においては，残存歯が咬傷や擦過傷の原因となってしまうこともあり要介護になる前に状態がよくなければ抜歯したり，歯冠部を削除して磁性アタッチメントなどの根面板にすることも有用な選択と考えられる．そして，介護者が口腔ケアを行うにあたっては義歯を簡単に外せることが重要であるが，それとともに臼歯部は清掃が難しいので，できれば支台歯は前歯部に設けることが有利と考えられる．前歯部２本のインプラントに磁性アタッチメントを利用した IOD はまさに要介護に適し

表１．インプラントオーバーデンチャー設計変更必要度レベル評価
（NSO 評価：Assessment of Need for Switching to Overdenture）

１．口腔清掃（舌や口腔周囲を含む）
不良 ←――――――――→ 良
5　4　3　2　1

２．顎堤吸収度または咬合支持数（天然歯の場合）
高度　←　中程度　→　軽度（顎堤吸収）
少ない←――――――――→多い（咬合支持数）
5　4　3　2　1

３．手の不自由さ(巧緻性低下)
あり ←――――――――→ なし
5　4　3　2　1

４．口腔機能（含嗽，嚥下等）
低下あり ←――――――――→ 問題なし
5　4　3　2　1

５．認知・理解能力不足
傾向あり←――――――――→ 傾向なし
5　4　3　2　1

６．ADL（日常生活動作）
問題あり←――――――――→ 問題なし
5　4　3　2　1

6つの各項目のスコアの合計によりレベル度が4段階で評価される．実際にはこれに年齢と予想される介護者の協力度を加味して判定を行う．

	レベル1	レベル2	レベル3	レベル4
スコア合計	10～14	15～19	20～24	25～30

※スコア合計10未満は必要なしと判定

レベルⅠ：設計変更の検討が必要
レベルⅡ：設計変更が望ましい
レベルⅢ：設計変更を推奨
レベルⅣ：設計変更が必要

※認知，理解能力については，認知症になると新規の義歯に慣れるのは困難となるため，傾向の段階でインプラントオーバーデンチャーにすることが推奨される．なお，この評価はインプラントオーバーデンチャーだけでなく少数歯残存の天然歯のみの症例に対するオーバーデンチャーへの設計変更にも使用できる．（項目2において残存歯の咬合支持数を使用する）

た設計と考えられる．アタッチメントが小型でシンプルであるので，ヘッドの大きい介護用歯ブラシ使用においても顎堤を含む口腔内全体の清掃の一環としてアタッチメントも清掃できる（図5）．

さらに，要介護で問題となるのが，誤飲である．認知症においては誤って義歯を誤飲してしまうことが危惧される．特に，1本義歯や少数歯の部分床義歯は誤飲しやすく，両側にわたっていても設計が複雑だと破折してしまうと破折に気がつかず誤飲することもあり，また，鋭利なクラスプは粘膜にひっかかる可能性があるため十分注意が必要と考えられる[28]．このような現状からも磁性アタッチメントを利用した全部床義歯IODは，粘膜にひっかかることもなく両側にわたるため誤飲しづらく，また，設計が複雑でないので破折しづらく有利と考えられる．

現在，インプラントは予知性の高い優れた治療法として認められているが，要介護を見据えた場合には否定的にとらえてられてしまうことがある．しかし，IODを利用することで，要介護状態においても咀嚼機能を維持しながら口腔ケアが容易にできるだけでなく，不随意運動への対応や舌接触補助床（PAP：Palatal Augmentation Prosthesis）の維持向上など優れた利点が得られる[28]（表3）．摂食嚥下に影響を及ぼす疾患にはさまざまなものがあり摂食嚥下機能の低下の軌道が異なるため，それぞれのステージに対応する必要があるが，IODはそれらのステージに合わせて簡便に形態や咬合高径を変えたりすることもできる．このように，インプラントはIODとする

表２．要介護を考慮した義歯

取り外しが容易
・片手で取り外せる
・片手で洗いやすい
・咬傷予防
支台装置（アタッチメントやクラスプなど）や残存歯が突出しておらずシンプル
・介護者にとっても取扱いが容易
・簡単に取り外せ，支台も義歯も磨きやすい（ユニバーサルサポート※）
・臼歯部の清掃は難しいので，支台は前歯のみが望まれる
・誤飲防止
・１本義歯や少数歯の部分床義歯は避ける
・破折しない設計
・誤飲した際を考えて　⇒鋭利なクラスプは避ける
⇒エックス線不透過床用レジンの開発がのぞまれる
※ユニバーサルサポート：
ユニバーサルデザイン（健常者も障害者も使いやすいデザイン）を考慮した義歯設計[20,21]


図5a


図5b

図５．要介護状態を見据えたアタッチメント
a　磁性アタッチメントは小型でシンプルな形状のため，要介護状態でも口腔粘膜清掃の一環として容易に清掃できる．
b　バーアタッチメントは維持力が強く，古くから用いられているが，清掃が難しかったり，傷の原因にもなりやすい．

表３．要介護におけるインプラントオーバーデンチャーの利点

・咀嚼機能を維持しながらも口腔ケアが容易
・口腔周囲の不随意運動がある場合にも義歯の動きを防止できる
・摂食機能の改善を目的とした舌接触補助床（PAP）の維持向上としても活用できる

ことで，要介護状態となっても多くの有用性があると考えられる．

Ⅵ．おわりに

これまでに類を見ないスピードで高齢化が進み健康長寿が求められる中，咀嚼できることが非常に重要であることが明らかになりつつある．このような中，無歯顎多数歯欠損に対して磁性アタッチメントによるIODはとても有効と考えられた．述べてきたように磁性アタッチメントは，磁力という特殊な維持力発現機構を利用しており，これまでのアタッチメントで発揮できないさまざまな特長があり，加えて，インプラントと非常に相性がよい．今後もより追求して磁性アタッチメントを用いたIODの治療法を確立させ，長寿のフロントランナーであるわが国より世界に向けて発信できることを期待している．

参考文献

1）EBM集編集委員会．健康長寿社会に寄与する歯科医療—口腔保健のエビデンス2015．日本歯科医師会．
2）前田芳信．臨床に生かすオーバーデンチャー－インプラント・天然歯支台のすべて－．東京：クインテッセンス出版；2003，12-23，
3）田中譲治．インプラントオーバーデンチャーの基本と臨床－磁性アタッチメントを中心に－．東京：医歯薬出版；2012，24-27，40-97，112-117.
4）田中貴信．磁性アタッチメント　第１報．東京：医歯薬出版；1992，18-20，29-39.
5）藍稔，水谷紘，石幡伸雄，中村和夫．磁性アタッチメントを用いた部分床義歯．東京：クインテッセンス出版；1994，28-42.
6）田中貴信．続・磁性アタッチメント108問108答．東京：医歯薬出版；1995，136.
7）田中譲治．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．日本磁気歯科学会雑誌2010；19(1)：17-28.
8）田中譲治．磁性アタッチメントを適用したインプラントオーバーデンチャーの臨床～診療ガイドラインを踏まえて～．日本磁気歯科学会誌2014；23(1)：55-64.
9）Ledermann P. Bar-prosthetic management of the edentulous mandible by means of plasma-coated implantation with titanium screws. Dtsch Zahnarztl Z 1979；34(12)：907-911.
10）Feine, J S, Carlsson, GE, Awad, MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 2002；17(4)：601-602.
11）Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A, Savard A, Feine JS, Oral Health Status and Treatment Satisfaction with Mandibular Implant Overdentures and Conventional Dentures：A Randomized Clinical Trial in a Senior Population. Int J Prosthodont 2003；16：390-396.
12）Meijer HJ, Raghoebar GM, Van't Hof MA. Comparison of implant-retained mandibular overdentures and converntional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. Int J Oral Maxillofac Implants 2003；18(6)：879-885.
13）Thomason JM, Feine J, Exley C, etc. Mandibular two implant-suported overdentures as the first standard of care for edentulous patients - the York Consensus Statement. Br Dent J 2009；207(4)：185-186.
14）Carlyle LW, Dunean JM, Richardson JT, Garcia L：Magnetically retained implant denture. J Prosthet Dent1986；56：583-586.
15）Jackson TR. The application of rare earth magnetic relation to osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1986；1：81-92.
16）Parel SM：Implants and overdentures the osseointegrated approach with

conventional and compromised applications. Int J Oral Maxillofac Implants1986；1：93-99.
17) 石上友彦，栗田賢一，大崎千秋ほか：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1993；38(1)：49-55.
18) 田中譲治．キャップ式磁性アタッチメント，インプラントにおける臨床応用と展望に関する一考案．Quintessence Dental Implantology 1996；3(5)：640～651.
19) 小宮山彌太郎：インプラントを支台とするオーバーデンチャー，日本磁気歯科学会雑誌2008；17(1)：1-11.
20) 田中譲治．今なぜ，磁性アタッチメントの有用性を再考すべきか－長寿社会を迎えて－．Quintessence Dental Implantology2012；19(1)：45～58.
21) Jyoji Tanaka, Kazumasa Hoshino．A Prosthetic Design Guideline for Effective Usage of Magnetic Attachments －Application to Restorations Supported by Implants－．日磁誌2003；12(1)：10-25.
22) van Steenberghe D, Quirynen M, Naert L, Maffei G, Jacobs R: Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures. at 4-, 8- and 12-years follow-up. J Clin Periodontol Jul 2001；28(7)：628-633.
23) Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. Int J Oral Maxillofa Implants 2003；18：447-452.
24) 宮地健夫：症例で見る欠損歯列・欠損補綴 レベル・パターン・スピード．東京．医歯薬出版，2011,16～23,124～133.
25) 田中譲治．磁性アタッチメントを用いたインプラント支台オーバーデンチャー．補綴臨床 2009；42(4)：414-432.
26) 水谷紘：パーシャルデンチャーの支持，把持，維持を考える－特に把持に重点をおいて－，水谷紘，星野悦郎監著，可撤式オーバーデンチャーの概念，日本歯科評論1995；201-210.
27) 田中譲治，星野和正，鳥居秀平，古市嘉秀，柏原　毅，覚本嘉美，佐藤甫幸，小澤幸重．インプラントにおける磁性アタッチメントの応用－第4報　磁性アタッチメントの使用目的による分類－．日口腔インプラント誌2001；14：313-321.
28) 田中譲治：要介護を見据えてインプラントを考える～インプラントオーバーデンチャーの活用～．歯科展望2015；126(2)：234-257.

JSMDA
特　集　Feature
インプラントオーバーデンチャーにおける磁性アタッチメントの現状と将来展望

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の臨床研究

金澤　学，大村友理

東京医科歯科大学　大学院医歯学総合研究科　高齢者歯科学分野

A review of implant overdentures with magnetic attachments

Manabu Kanazawa, Yuri Omura

Gerodontology and Oral Rehabilitation, Graduate School of Medical and Dental Sciences, Tokyo Medical and Dental University (TMDU)

要旨

2本のインプラントに維持あるいは支持を求めるインプラントオーバーデンチャー（以下IOD）が下顎無歯顎患者の治療方法として第一選択である，と提唱するMcGill consensusが2002年に発表されて以来，2-IODは世界中で普及してきた．基礎研究，臨床研究ともに数を増し，そのエビデンスは確固たるものがある．歯根アタッチメントとしても従来多くの症例で応用されてきた磁性アタッチメントは，IODにおいてもその有用性は変わらない．バー，ボール，ロケーターなど，他のアタッチメントと比較し，その特性を知ることは，磁性アタッチメントの活躍の場，研究の幅を広げることに他ならない．本稿では，これまで報告された磁性アタッチメントを応用したIODの臨床研究について解説するとともに，次世代のIODであるミニインプラントオーバーデンチャーや1-IODについても検証する．

Abstract

In 2002, the McGill consensus suggested that a two-implant overdenture (2-IOD) should become the first choice of treatment for the edentulous mandible. After that, many dentists around the world adopted the 2-IOD. A great number of basic and clinical studies have been reported, so the reliability of the treatment has been proved. Therefore, the magnetic attachment has been applied in many cases as a tooth root attachment conventionally; it is also critically useful for the attachment of IODs. It is hoped that the understanding of its characteristics as compared to those of bar, ball, and locator attachments will expand its use and research in the field. This report verifies the magnetic attachment IOD from the aspect of subjective and objective evaluation of clinical research. Furthermore, it reviews clinical evaluations of mini-implant overdentures and 1-IODs, which may become the future standard.

キーワード　（Key words）

インプラントオーバーデンチャー（Implant Overdenture），
磁性アタッチメント（Magnet attachment），臨床試験（Clinical trial），
ミニインプラント（mini implant）

1．緒　　言

2002年に発表された McGill consensus では，「2本のインプラントで維持あるいは支持を担う下顎インプラントオーバーデンチャー（以下2-IOD）は無歯顎患者に対する治療法の第一選択である」と提唱されている[1]．従来の全部床義歯と比較して義歯の安定，咀嚼，快適性などの面で有利であること，固定性のインプラント治療よりも低コストであることが要因として挙げられている．

現在までに世界中で IOD に関する研究が行われてきた．IOD で使用されるアタッチメントとして，インプラント連結型のバーアタッチメント，非連結型のボール，ロケーターそして磁性アタッチメントがある．この中でも磁性アタッチメントを用いた IOD に関する臨床研究の報告は少ない．

そこで本稿では，他のアタッチメントとの比較を含め，磁性アタッチメントを用いた IOD の臨床研究を検証する．また次世代の IOD であるミニインプラント IOD 及び1-IOD についても概説する．

2．磁性アタッチメント IOD の臨床研究

表1にこれまでに国際誌報告された磁性アタッチメントを用いた IOD の臨床研究を示す．他のアタッチメントと比較した無作為化比較臨床試験（RCT），磁性アタッチメントのみを使用した前向き研究，およびケースシリーズが存在し，観察期間は6カ月から10年まで多岐にわたる．この中でも特にエビデンスレベルの高い RCT について概説する．（表1）

Neart ら[2-4]は，36～85歳の被験者36名を12名ずつの3グループにランダム割付けし，バー，ボール，磁性アタッチメント2-IOD の臨床試験を行い，それぞれについて，維持力，補綴的・歯周組織的合併症，患者満足度，インプラント成功率，インプラント周囲骨吸収量に関して10年予後を評価した．使用した磁性アタッチメントは Dyna（Dyna Dental Engineering，オランダ）であった．その結果，維持力はボール，バーアタッチメントが大きく，磁性アタッチメントはその約5分の1程度であった．維持装置の摩耗，腐食，スクリューの緩みなどの補綴的トラブルは磁性アタッチメントで多く認められ，アタッチメント交換のケースが最も多く認められた．歯周組織トラブルとしては粘膜炎や潰瘍が認められた．患者満足度はボールアタッチメントが最も高く，咀嚼時の快適さや安定性において有意に優れており，インプラント成功率は各アタッチメントとも100％であり，インプラント周囲骨吸収量はアタッチメント間において有意差は認めなかったと述べている．

表1．磁性アタッチメントを用いた IOD に関する臨床研究

著者（年）	研究デザイン	インプラント本数	アタッチメント	被験者数	観察期間
Neart I et al [2,3,4] (1999, 2004, 2004)	RCT	2-IOD	マグネット(Dyna) バー ボール	12 12 12	10年
Van Kampen et al[5,6](2003, 2005) Cune M et al[7] (2005)	Crossover RCT	2-IOD	マグネット(Dyna) バー ボール	18	14カ月
Assad A et al[8] (2004)	Prospective	2-IOD	マグネット(Dyna) バー	5 5	18カ月
Elis JS et al[9] (2009)	Crossover RCT	2-IOD	マグネット(Magfit) ボール	9	6カ月
Pae A et al[10] (2010)	Prospective	2-IOD	マグネット(Dentium)	6	1年
Ceruti P et al[11] (2010)	Case series	2-IOD	マグネット(Magfit)	17	1年
Cheng T et al[12] (2012)	Crossover RCT	1-IOD	マグネット(Magfit) ロケーター	12	6カ月
Cristache CM et al[13] (2012)	RCT	2-IOD	マグネット(Steco) ボール ロケーター	23 23 23	5年
Khoo HD et al[14] (2013)	Prospective	2-IOD	マグネット(Magfit)	43	1年
Sun X et al[15] (2014)	Prospective	2-IOD	マグネット(Magfit) ロケーター	50	6カ月
Ismail HA et al[16] (2015)	Prospective	1-IOD	マグネット(Dyna) ボール	5 5	2年
Elsyad et al[17] (2015)	Prospective	2-IOD	マグネット(Steco) ロケーター	16 16	1年
Omura Y et al[21] (2016)	RCT	2-IOD	マグネット(Magfit) 即時荷重 通常荷重	 10 8	1年

van Kampen ら[5,6]は，33～56歳の被験者18名を6名ずつの3グループにランダム割付けし，バー，ボール，磁性アタッチメント2-IOD のクロスオーバー臨床試験を行い，維持力，補綴的合併症，患者の選好，患者満足度，インプラント周囲骨吸収量，最大咬合力について評価した．使用した磁性アタッチメントは Dyna であった．磁性アタッチメントは，維持力はボールとバーアタッチメントと比較すると劣るが，患者満足度，骨吸収量，最大咬合力では有意差を認めなかったと報

告している．摩耗，腐食などの補綴的合併症は磁性アタッチメントで最も多く認められた．3種類のアタッチメントを使用した後の患者の選好は，バー，ボール，磁性アタッチメントの順であった．好まれる要因として，安定性，快適性が主に挙げられ，磁性アタッチメントを選んだ患者は“洗いやすい”ことを評価していた．

Ellis ら[9)]は被験者22名をボールアタッチメントと磁性アタッチメント2-IOD の2グループにランダム割付けし，クロスオーバー臨床試験を行い，それぞれの IOD を3カ月間装着した後の患者満足度，機能的合併症，患者の選好の影響因子を解析した．使用した磁性アタッチメントはマグフィット（愛知製鋼，愛知，日本）であった．患者満足度はボールアタッチメントの方が磁性アタッチメントよりも有意に高い結果となった．機能的合併症として，キーパーの緩みが最も多く認められ，その他にボールアタッチメントの緩みや Gold cap 内の破損も認められた．また，両アタッチメントを使用した後の調査では，ボールを選好した患者の方が多かった．アタッチメント選択には，快適さ，安定性，清掃のしやすさが影響しているだろうと述べている．

Cristache ら[13)]は42～84歳の被験者69名をボール（ゴールドキャップあるいはチタンキャップ），ロケーター，磁性アタッチメント2-IOD の3グループに割付け，RCT を行った．装着から5年後までの補綴・歯周組織の合併症，補綴的成功率の評価および費用分析を行った．使用した磁性アタッチメントは Titanmagnetics（Steco system-technick，ハンブルグ，ドイツ）であった．補綴・歯周組織の合併症は有意にボール／ゴールドキャップが多く，5年間で184件であった．最も多かったのはキャップの緩みであった．ボール／チタンキャップは11件，ロケーターが31件であった．磁性アタッチメントは15件認められ，アバットメントの緩みや義歯破折，粘膜炎などであり，他アタッチメントとほぼ同程度であった．補綴的成功率は磁性アタッチメントが最も高く82.6％であった．費用分析において，磁性アタッチメント IOD は初期費用が比較的高いが，トラブルやメンテナンス回数が少なく，成功率が高いことが優れた点であると述べている．

Elsyad ら[17)]は32名の無歯顎患者を磁性アタッチメントあるいはロケーターアタッチメントの2群にランダムに割り付け RCT を行った．装着1年後のインプラント周囲組織，インプラント安定性，インプラント周囲骨吸収量，生存率を比較分析した．使用した磁性アタッチメントは Titanmagnetics であった．生存率は磁性アタッチメント群が100％，ロケーター群が96.9％であり，インプラント周囲組織，安定性，骨吸収量においても有意差は認められなかったと述べている．

当分野では，ボールアタッチメントを用いた即時荷重2-IOD の臨床研究（2009～）と，磁性アタッチメントを用いた2-IOD の即時荷重と通常荷重の RCT[18)]（2011～）を行っている．磁性アタッチメントを用いた RCT では，46～86歳の被験者19名を即時荷重群（10名）と通常荷重群（9名）にランダムに割り付けた．即時荷重群は埋入同日に磁石構造体を装着し，通常荷重群は3カ月間の治癒期間後に装着した．患者報告アウトカム（OHIP［Oral Health Impact Profile］[19)]，PDA［Patient's Denture Assessment］[20,21)]），患者満足度［100mmVAS］）・インプラント周囲骨量・インプラント生存率がインプラント埋入後からどのように変化するのかを，2群において比較した[20)]．通常荷重と比較すると，即時荷重の方が早期に QoL や下顎義歯に対する評価，患者満足度が向上する傾向が見られた．術前と術後1年の満足度を比較すると，即時荷重が73から92（中央値），通常荷重が57から99（中央値）に上昇した．骨吸収量，インプラント生存率は，埋入1年後で，即時荷重が平均1.76㎜，100％（20／20），通常荷重が平均1.02㎜，89％（16／18）であり，どちらも有意差は認められなかった．他研究と比較すると，同程度の患者満足度である報告[3,11,12)]と，やや劣る患者満足度の報告[7,9)]がある．骨吸収量は海外の他の研究と同程度であった[3,10,15)]．また，両群においてキーパーおよび磁石構造体表面の摩耗が観察されたが，吸引力の減衰は感じられず交換には至っていない．

これらの臨床研究による報告から，磁性アタッチメントは，他種アタッチメントとの RCT や荷重時期別の RCT の結果，総じて維持力が弱い傾向にあること，骨吸収が少ない傾向にあること，患者満足度や成功率，咀嚼能力関しては大きな差がないことが述べられている．初期の臨床研究に

おいて，磁性アタッチメントの評価が低くなる傾向が認められたが，それらは海外製の磁性アタッチメントによる報告であり，磨耗と腐食が多く報告されている．それに対して，日本製の磁性アタッチメントを用いたIODは，海外製の磁性アタッチメントを用いたIODと比較し，患者満足度が高く，生存率・骨吸収量は同程度，合併症が少ない傾向にあると言えそうである．

3．次世代のIOD

1）Mini-implant overdenture

インプラントを維持源とすることで下顎全部床義歯がより安定性を増し，患者のQoLや満足度を向上させることは多くの臨床研究によって示されてきた．長年全部床義歯を装着してきた顎堤は，骨吸収によりインプラントを埋入するには十分な骨量を有していないことも多い．このような症例に対し，インプラントの径が通常よりも小さいミニインプラントのIODへの応用が試みられてきた．表2にミニインプラントを用いたIODの臨床研究を示す．インプラント径は1.8〜2.5㎜と，通常のインプラント径よりも半分程度のものも存在する．直径が小さいことは，欧米人と比較し，骨幅が少ないことが多いアジア人へのIODの適用拡大につながると思われる．（表2）

Morneburgら[24]は被験者67名にインプラント径2.5㎜のミニインプラントを2本ずつ埋入し，患者満足度，歯周組織，インプラント周囲骨吸収量，生存率について評価を行った．アタッチメントはO-ringとマグネットの2種類から患者自身が選択することとなっており，内訳はO-ring20名，マグネット47名であった．アタッチメント別の評価はなされていないが，6年後の生存率は95.5%であり，患者満足度は義歯安定性，咀嚼能力においてそれぞれVASで2.0から8.4，2.1から9.1と向上していることが認められ，骨吸収量は1年目で約0.5㎜減少し，2年目で約0.2㎜減少した後は大きな変化なく推移していたと述べている．

Maryod WHら[31]は，被験者32名を即時荷重群（G1）と早期荷重群（G2）の2グループに割付けし，生存率，歯周組織，インプラント周囲骨吸収量について評価するRCTを行った．それぞれのグループにインプラント径1.8㎜のO-ringミニインプラント（MDI, 3M ESPE，米国）が4本ずつ埋入された．G1は埋入同日，G2は埋入2週間後から荷重を開始した．36カ月後の生存率はG1が91.7%，G2が96.7%であり，G2が有意に高いことが認められ，12カ月後の歯周組織評価では，プラークの付着，出血，ポケット深度はG1の方が有意に高いこと，また6カ月後の骨吸収量ではG1の方が有意に高いことが認められ，36カ月後のG1の骨吸収量は1.17㎜でElsyadらの報告[27]と同程度であることが示された．

表2．ミニインプラントオーバーデンチャーに関する臨床研究

著者（年）	研究デザイン	インプラント径(mm)／本数	アタッチメント	被験者数	観察期間	生存率(%)
Griffitts TM et al[22] (2005)	Prospective	1.8／4-IOD	ボール (IMTEC)	30	5カ月	97.5
Cho SC et al[23] (2007)	Retrospective	2.4／4-IOD	ボール (Atlas)	10	3年	94.9
Morneburg TR et al[24] (2008)	Retrospective	2.5／2-IOD	ボール マグネット (MicroPlant)	20 47	6年	95.5
Jofre J et al[25,26] (2010,2010)	RCT	1.8／2-IOD	ボール バー (IMTEC)	22 23	2年	100
Elsyad M et al[27] (2011)	Prospective	1.8／4-IOD	ボール (IMTEC)	28	3年	96.4
Tomasi C et al[28] (2013)	Prospective	2.4／4-IOD	ボール (Atlas)	21	1年	80
Scepanovic M et al[29,30] (2012,2015)	Prospective	1.8／4-IOD	ボール (IMTEC)	30	1年	98.3
Maryod WH et al[31] (2014)	RCT	1.8／4-IOD	ボール(MDI) 即時荷重 早期荷重	 16 16	3年	 91.7 96.7
de Souza RF et al[32] (2015)	RCT	2.0／4-IOD 2.0／2-IOD 4.0／2-IOD	O-ring O-ring ナイロンキャップ	38 42 40	1年	89 82 99

Souzaら[33]は，被験者120名を3グループにランダム割付けし，QoL，患者満足度，合併症，生存率について評価するRCTを行った[31]．それぞれのグループはGroup 1（φ2.0㎜ミニインプラント，4本，O-ring），Group 2（φ2.0㎜ミニインプラント，2本，O-ring），Group 3（φ4.0㎜スタンダードインプラント，2本，ナイロンキャップ）のように設定された．QoLに関しては，Group 1,2の方がGroup 3よりもやや高い傾向にあり，患者満足度および咀嚼能力に関しては，

Group 1が最も高かった．生存率はGroup 1,2,3それぞれ89，82，99%であった．合併症としては，O-ring，ナイロンキャップの劣化が多く，交換するケースが多数認められた．ボール自体の破損はほぼ認められなかったと述べている．

ミニインプラントのIODは，生存率が82〜100%とばらつきが見られるが，直径2.0〜2.5㎜のインプラントは通常のインプラントと比較すると82〜90%という低い生存率の報告が多く，まだエビデンスが確立されているとは言えない状態である．一方，QoLや患者満足度，咀嚼能力はIODと比較しても遜色ない結果が報告されている．ミニインプラントの維持力，吸引力に関する比較を図1に示す．ボールやロケーターと比較して吸引力が小さかったマグネットだが，ミニインプラント（Magfit MIP，愛知製鋼株式会社，愛知，日本）ではさらに小さくなっている．この少ない維持力が，患者満足度へどのように影響するのか，埋入本数によって差があるのか，また，生存率に関しても今後明らかにされることであろう．欧米人と比較すると狭小なアジア人の顎堤にはミニインプラントは有効であり，ワンピースタイプのボールタイプと異なりアバットメントが2ピースに分かれるMagfit MIPはアバットメントの交換も可能で実用的である．今後のエビデンスとなるべく，臨床研究データを日本から発信していく必要があるだろう．

2）1-implant overdenture/Single-implant overdenture

IODは，4-IODから2-IODへと，その埋入本数を減少させている．患者への侵襲を考慮すれば当然の結果である．また，本数が少ない方が低コストであることもメリットである．しかし，インプラントの本数が減少すると，維持力の減少による患者満足度への影響や，応力集中によるインプラント生存率への影響が懸念される．

表3にこれまで報告された1-IODの臨床研究を示す．生存率は75〜100%[12, 16, 33-44]とばらつきはあるが，概ね100%の結果が多く，予後は良好と考えられる．症例や術式によっては脱落が多く認められる場合もあるため，注意を要する．（表3）

Chengら[12]は，53〜83歳の被験者15名を磁性アタッチメントとロケーターアタッチメント1-IODの2グループにランダム割付けし，クロスオーバー臨床試験を行った．それぞれ3カ月間装着後の患者満足度および咀嚼能率を評価した．使用した磁性アタッチメントはマグフィットであった．患者満足度は，快適さ，話しやすさ，咀嚼能力，維持安定性および全体での満足度の5項目に関してVAS法を用いて評価したところ，咀嚼能力のみロケーターの方が有意に高い結果となったが（ロケーター: 95，マグネット: 90），他の項目に関してはアタッチメント間に有意差は認められず，また，篩分法を用いた咀嚼能率評価でも，アタッチメント間に有意差は認められなかったと述べている．

表3．1-IODに関する臨床研究

著者（年）	研究デザイン	アタッチメント	被験者数	観察期間	生存率(%)
Cordioli G et al[33] (1997)	Prospective	ボール	21	5年	100
Liddelow G et al[34,35] (2007, 2010)	Prospective	ボール	25	1年 3年	100
Walton JN et al[36,37] (2009, 2015)	RCT	ボール 1-IOD 2-IOD	42 44	5年	100 91
Kronstrom M et al[38,39] (2010, 2012)	RCT	ボール 1-IOD 2-IOD	17 19	3年	82.4 81.6
Harder S et al[40] (2011)	Prospective	ボール	11	1年	100
Alsabeeha NH et al[41,42] (2011)	Prospective	ボール ロケーター	12 12 12	1年	75 100 100
Cheng T et al[12] (2012)	Crossover RCT	マグネット (Magfit) ロケーター	12	3年	100
Grover M et al[43] (2013)	Crossover RCT	マグネット (Magfit) Full arch / Short arch	10	3カ月	100
Passia N et al[44] (2015)	RCT	ボール Immediate loading Conventional loading	 90 90	進行中	 – –
Ismail HA et al[16] (2015)	Case series	マグネット ボール	5 5	2年	100

Waltonら[36, 37]，Kronstromら[38, 39]は被験者を1-IODと2-IODの2グループにランダム割付けし，患者満足度，治療費，メンテナンス時間，生存率，インプラント周囲骨吸収量に関して比較するRCTを行った．その結果，生存率に関して，Waltonら[36, 37]は1-IOD，2-IODそれぞれ100%，91%，Kronstromら[38, 39]は82.4%，81.6%（総計81.8%）

と報告している．Kronstrom ら[38]は即時荷重を行っていることも，生存率に影響していると考えられる．手術時間，費用，メンテナンスは1-IODの方が少ないことが認められたと述べている．また Walton ら[37]は，義歯のリライン，再製作やアタッチメントの再装着，交換などが双方ともメンテナンスで必要であったが，義歯破折は1-IODの方が有意に多い回数であった．患者満足度，骨吸収量，生存率に関して，1-IOD と2-IOD で有意差がないことが認められた[37]．また，Passia ら[43]は，即時荷重と通常荷重の多施設 RCT を開始しており，被験者180名を対象に正中に１本インプラントを埋入し，即時荷重は埋入当日，通常荷重は３カ月後にボールアタッチメントを装着後，生存率，QoL，咀嚼能力，補綴的合併症，メンテナンス頻度に関して評価する予定である．サンプルサイズの大きい RCT のため，この研究結果が1-IOD のエビデンスとなり得るかもしれない．

これらの生存率の高い前向き臨床研究から，1-IOD は臨床応用可能な術式であることが示された．また，Walton ら[36,37]の質の高い RCT から1-IOD と2-IOD において患者満足度と生存率において有意差は認められないことが示されている．Passia ら[43]により即時荷重が焦点になっているように，通常荷重の1-IOD のエビデンスは確立されつつある．Cheng ら[12]の報告にあるように，1-IOD への磁性アタッチメントの応用も十分に可能であると考えられる．

４．今後の展望

現在の下顎 IOD は２本のインプラントに維持を期待することが世界的にスタンダードである．McGill consensus が発表されてから約15年，2-IOD の研究がますます活発化する中で，mini-implant overdenture や1-IOD の研究も盛んになり，IOD の様相も変化を見せている．近年，IOD に限らず，様々な治療法の費用対効果解析も注目されている．カギとなるのは，低侵襲，低コスト，そして高齢社会への対策ではないだろうか．磁性アタッチメントは高齢者にとって扱いやすい，清掃しやすいというメリットが報告されてきたことも本稿で取り上げた．良質なマグネットを開発，生産していくと共に，磁性アタッチメントの利点を生かした臨床研究によるエビデンスの確立が望まれる．

５．利益相反

本論文に関して，利益相反関係にある企業は以下の通りです．

受託研究・共同研究費：ITI research grant，ロッテ財団

参考文献

１）Feine JS., Carlsson GE., Awad MA., Chehade A., Duncan WJ., Gizani S. et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. Int J Oral Maxillofac Implants 2002；17：601-602.

２）Naert I., Gizani S., Vuylsteke M., Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture：prosthetic aspects and patient satisfaction. J Oral Rehabil 1999；26：195-202.

３）Naert I., Alsaadi G., Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures：a 10-year randomized clinical study. Int J Prosthodont 2004；17：401-410.

４）Naert I., Alsaadi G., van Steenberghe D., Quirynen M. A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures：peri-implant outcome. Int J Oral Maxillofac Implants 2004；19：695-702.

５）van Kampen F., Cune M., van der Bilt A., Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. Clin Oral Implants Res 2003；14：720-726.

6）van Kampen F., Cune M., van der Bilt A., Bosman F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment：an in vivo study. Clin Oral Implants Res 2005；16：587-593.

7）Cune M., van Kampen F., van der Bilt A., Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures：a cross-over clinical trial. Int J Prosthodont 2005；18：99-105.

8）Assad AS., Abd El-Dayem MA., Badawy MM. Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures. Implant Dent 2004；13：386-394.

9）Ellis JS, Burawi G., Walls A., Thomason JM. Patient satisfaction with two designs ofimplantsupportedremovableoverdentures; ball attachment and magnets. Clin Oral Implants Res 2009；20：1293-1298.

10）Pae A., Kim JW., Kwon KR. Immediate loading of two implants supporting a magnet attachment-retained overdenture: one-year clinical study. Implant Dent 2010；19：428-436.

11）Ceruti P., Bryant SR., Lee JH., MacEntee MI. Magnet-retained implant-supported overdentures：review and 1-year clinical report. J Can Dent Assoc 2010；76：a52.

12）Cheng T., Sun G., Huo J., He X., Wang Y., Ren YF. Patient satisfaction and masticatory efficiency of single implant-retained mandibular overdentures using the stud and magnetic attachments. J Dent 2012；40：1018-1023.

13）Cristache CM., Muntianu LA., Burlibasa M., Didilescu AC. Five-year clinical trial using three attachment systems for implant overdentures. Clin Oral Implants Res 2014；25：e171-178.

14）Khoo HD., Chai J., Chow TW. Prosthetic outcome, patient complaints, and nutritional effects on elderly patients with magnet-retained, implant-supported overdentures-a 1-year report. Int J Oral Maxillofac Implants 2013；28：1278-1285.

15）Sun X., Zhai JJ., Liao J., Teng MH., Tian A., Liang X. Masticatory efficiency and oral health-related quality of life with implant-retained mandibular overdentures. Saudi Med J 2014；35：1195-1202.

16）Ismail HA., Mahrous AI., Banasr FH., Soliman TA., Baraka Y. Two Years Retrospective Evaluation of Overdenture Retained by Symphyseal Single Implant Using Two Types of Attachments. J Int Oral Health 2015；7：4-8.

17）Elsyad MA, Mahanna FF, Elshahat MA, Elshoukouki AH. Locators versus magnetic attachment effect on peri-implant tissue health of immediate loaded two implants retaining a mandibular overdenture：a 1-year randomised trial. J Oral Rehabil 2016；43：297-305.

18）Omura Y., Kanazawa M., Sato D., Kasugai S., Minakuchi S. Comparison of patient-reported outcomes between immediately and conventionally loaded mandibular two-implant overdentures: A preliminary study. J Prosthodont Res 2016；in press.

19）Sato Y., Kaiba Y., Yamaga E., Minakuchi S. Reliability and validity of a Japanese version of the Oral Health Impact Profile for edentulous subjects. Gerodontology 2012；29：e1033-1037.

20）Komagamine Y., Kanazawa M., Kaiba Y., Sato Y., Minakuchi S., Sasaki Y. Association between self-assessment of complete dentures and oral health-related quality of life. J Oral Rehabil 2012；39：847-857.

21）Komagamine Y., Kanazawa M., Kaiba Y., Sato Y., Minakuchi S. Reliability and validity of a questionnaire for self-assessment of complete dentures. BMC

Oral Health 2014；14：45.
22） Griffitts TM., Collins CP., Collins PC. Mini dental implants: an adjunct for retention, stability, and comfort for the edentulous patient. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005；100：e81-84.
23） Cho SC., Froum S., Tai CH., Cho YS., Elian N., Tarnow DP. Immediate loading of narrow-diameter implants with overdentures in severely atrophic mandibles. Pract Proced Aesthet Dent 2007；19：167-174.
24） Morneburg TR., Pröschel PA.. Success rates of microimplants in edentulous patients with residual ridge resorption. Int J Oral Maxillofac Implants 2008；23：270-276.
25） Jofre J., Hamada T., Nishimura M., Klattenhoff C. The effect of maximum bite force on marginal bone loss of mini-implants supporting a mandibular overdenture：a randomized controlled trial. Clin Oral Implants Res 2010；21：243-249.
26） Jofre J., Cendoya P., Munoz P. Effect of splinting mini-implants on marginal bone loss: a biomechanical model and clinical randomized study with mandibular overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 2010；25：1137-1144.
27） Elsyad MA., Gebreel AA., Fouad MM., Elshoukouki AH. The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini implants supporting a mandibular overdenture. A 3-year prospective study. J Oral Rehabil 2011；38：827-834.
28） Tomasi C., Idmyr BO., Wennström JL. Patient satisfaction with mini-implant stabilised full dentures. A 1-year prospective study. J Oral Rehabil 2013；40：526-534.
29） Scepanovic M., Calvo-Guirado JL., Markovic A., Delgardo-Ruiz R., Todorovic A., Milicic B. et al. A 1-year prospective cohort study on mandibular overdentures retained by mini dental implants. Eur J Oral Implantol 2012；5：367-379.
30） Scepanovic M., Todorovic A., Markovic A., Patrnogic V., Milicic B., Moufti AM. et al. Immediately loaded mini dental implants as overdenture retainers：1-Year cohort study of implant stability and peri-implant marginal bone level. Ann Anat 2015；199：85-91.
31） Maryod WH., Ali SM., Shawky AF. Immediate versus early loading of mini-implants supporting mandibular overdentures：a preliminary 3-year clinical outcome report. Int J Prosthodont 2014；27：553-560.
32） de Souza RF., Ribeiro AB., Della Vecchia MP., Costa L., Cunha TR., Reis AC. et al. Mini vs. Standard Implants for Mandibular Overdentures：A Randomized Trial. J Dent Res 2015；94：1376-1384.
33） Cordioli G., Majzoub Z., Castagna S.. Mandibular overdentures anchored to single implants：a five-year prospective study. J Prosthet Dent 1997；78：159-165.
34） Liddelow GJ., Henry PJ. A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures：preliminary one-year results. J Prosthet Dent 2007；97：S126-137.
35） Liddelow G., Henry P. The immediately loaded single implant-retained mandibular overdenture: a 36-month prospective study. Int J Prosthodont 2010；23：13-21.
36） Walton JN., Glick N., Macentee MI. A randomized clinical trial comparing patient satisfaction and prosthetic outcomes with mandibular overdentures retained by one or two implants. Int J Prosthodont 2009；22：331-339.
37） Bryant SR., Walton JN., MacEntee MI. A 5-year randomized trial to compare 1 or 2 implants for implant overdentures.

J Dent Res 2015；94：36-43.

38）Kronstrom M., Davis B., Loney R., Gerrow J., Hollender L. A prospective randomized study on the immediate loading of mandibular overdentures supported by one or two implants：a 12-month follow-up report. Int J Oral Maxillofac Implants 2010；25：181-188.

39）Kronstrom M., Davis B., Loney R., Gerrow J., Hollender L. A prospective randomized study on the immediate loading of mandibular overdentures supported by one or two implants；a 3 year follow-up report. Clin Implant Dent Relat Res 2014；16：323-329.

40）Harder S., Wolfart S., Egert C., Kern M. Three-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures-results of preliminary prospective study. J Dent 2011；39：656-661.

41）Alsabeeha NH., Payne AG., De Silva RK., Thomson WM. Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. Clin Oral Implants Res 2011；22：330-337.

42）Alsabeeha NH, Swain MV, Payne AG. Clinical performance and material properties of single-implant overdenture attachment systems. Int J Prosthodont 2011；24：247-254.

43) Grover M., Vaidyanathan AK., Veeravalli PT. OHRQoL, masticatory performance and crestal bone loss with single-implant, magnet-retained mandibular overdentures with conventional and shortened dental arch. Clin Oral Implants Res 2014；25：580-586.

44）Passia N., Brezavscek M., Fritzer E., Kappel S., Kern T., Luthardt RG. et al. Single dental implant retained mandibular complete dentures--influence of the loading protocol: study protocol for a randomized controlled trial. Trials 2014；15：186.

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バンコク会議 －

ISO 対策委員会　　委員長　髙田雄京

東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

The Commission report of the ISO Corresponding committee
Working toward the international standardization of dental magnetic attachments
― ISO/TC106 meeting in Bangkok ―

Yukyo Takada, Chairperson of the ISO Corresponding Committee

Division of Dental Biomaterials, Tohoku University Graduate School of Dentistry

要旨

2007年の ISO/TC106ベルリン会議で NP 申請して以来，今年で 9 年目を迎える．小型で軽量なのに維持力が大きい日本製の歯科用磁性アタッチメントの長所を遺憾なく発揮できる国際規格がようやく完成した．ISO 13017の DAM. 1（追補版の国際規格案）は，2014年の ISO/TC106ベルリン会議の後，2015年 4 月に FDAM 登録が完了し，同年 9 月の FDAM 投票により FDAM. 1に昇格した．同年10月の ISO/TC106バンコク会議の審議を経て，同年11月に ISO 13017: 2012/Amd. 1が発行された．本稿では，ベルリン会議後の活動経過と2015年に開催されたバンコク会議における SC2/ WG22の会議内容を述べ，追補版を含む ISO 13017の概略についても略説した．

Abstract

The international standardization of dental magnetic attachments has continued for more than nine years since the NP (New work item proposal) in ISO/TC 106 (Berlin meeting) in 2007. Finally, an international standard, which can perfectly bring out the best in magnetic attachments made in Japan, has been established. After the Berlin meeting in 2014, the DAM. 1 (Draft International Standard Amendment) for ISO 13017 was promoted to FDAM. 1 (Final Draft International Standard Amendment) in September 2015 through FDAM voting. ISO 13017:2012/Amd. 1 was established in November 2015. In this paper, I describe our active process of the ISO Corresponding Committee after the Berlin meeting in 2014 and overview the WG22 meeting in Bangkok in 2015. Furthermore, I also give a brief overview of ISO 13017, including ISO 13017:2012/Amd. 1.

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規格策定は，2007年のISO／TC106ベルリン会議でNP（新規事業項目提案）を申請したことに端を発し，本格的な規格策定が，2008年のISO／TC 106イエテボリ会議から始まった[1)]．当初は，ISO規格策定についての知識もなく，五里霧中であった．幸運なことに，ISOの規格策定に精通されていた故小倉秀夫先生（日本歯科大学教授）に多大なるご支援を頂き，４年後の2012年７月に歯科用磁性アタッチメントの国際標準規格ISO 13017が無事に発行された[2)]．ISO／TC 106／SC2（補綴材料）において，日本が提案したISO規格の第一号になったことは，日本磁気歯科学会ISO対策委員会にとって非常に名誉なことであり，規格策定にご尽力頂いた故小倉秀夫先生をはじめとする委員の皆様，さらにはご協力を頂いた学会員の皆様のご支援の賜物と感謝する次第である．

本来ならば，この時点で策定を終了し，５年後の定期見直しの準備に入るのが通常であるが，４年という限られた期間内では維持力に関する規定など不十分な部分も含まれていたため，規格発行と同時に追補版の申請を行うことになった．このような事態を予測して，2010年からISO 13017の規格策定と併行して維持力測定法の国際標準化を行ってきたことを幸いに，2012年９月に開催されたISO／TC 106パリ会議において追補版の策定を提案した．翌年，NP投票で可決されたことから，新たに維持力測定法の国際標準化をISO 13017のAmendment（追補）として進めるに至った[3)]．二度目の規格策定ということもあり，NP申請からISO規格発行まで最短の３年間で駆け抜けることができ，2015年11月にISO 13017：2012／Amd. 1（ISO 13017の追補版）が発行された[4)]．

国際規格の策定を手がけて今年で９年目を迎えるが，小型で軽量なのに維持力が大きい日本製の歯科用磁性アタッチメントの長所を遺憾なく発揮できる国際規格がようやく完成したことになる．本稿では，2014年のISO／TC 106ベルリン会議後の活動であるDAM. 1の修正やFDAM投票（追補のFDIS投票）に向けての準備などの経過と共に，2015年に開催されたISO／TC 106バンコク会議におけるSC2／WG22の会議内容及び規格発行までの経過について報告する．また，追補版を含むISO 13017の概略についても述べたいと思う．

Ⅱ．「国際標準化事業」の経過

「国際標準化事業」の経過を図１に示す．前述のとおり，歯科用磁性アタッチメントにおける維持力測定法の国際標準化を2012年９月に開催されたISO／TC 106パリ会議において提案し，翌年の７月末に行われたNP投票の結果，新たな維持力測定法の国際標準化がISO 13017のAmendment（追補）として可決された．NP投票後に日本提案のAmd. 1（追補版の草案）を修正し，インチョン会議の審議後にDAM投票（追補のDIS投票）の結果を受けてDAM. 1（追補の国際規格案）に昇格した[5)]．この投票において，ドイツが初めての反対票をコメント付きで投票したため，その対策が2014年のベルリン会議に向けて大きな課題となったことを第24回学術大会で報告した[6)]．

その後のベルリン会議においてFDAM投票に進むことが決定したため（ステージ*：40.00），会議で指摘を受けた試料の固定法の改善，維持力及びその算出方法の定義（図の新規挿入を含む），試料の垂直移動における摩擦力の定義について，追記と修正を行い2014年12月にSC 2事務局にFDAM. 1（案）を提出した．（図２）2015年４月にFDAM登録が完了し（ステージ*：50.00），2015年９月２日のFDAM投票によりFDAM.1（追補の最終国際規格案）に昇格した（ステージ*：60.00）．そのFDAM投票において，ドイツとイギリスからISO 13017とAmd. 1（追補版）の一本化と書式の誤りがそれぞれ指摘されたため，書式については訂正し，一本化については2017年に行われる定期見直しの際に遂行することを2015年のバンコク会議で提案することとした．

バンコク会議の審議を経て，最終修正を行ったFDAM.1をバンコク会議開催中（９月28日〜10月３日）にTC 106/SC 2事務局に提出後，同年11月にISO 13017: 2012/Amd. 1（ステージ*：60.60）が発行された．(*ステージ：規格策定の進度を表す数値．0.00から始まり，60.60で規格発行となる．)

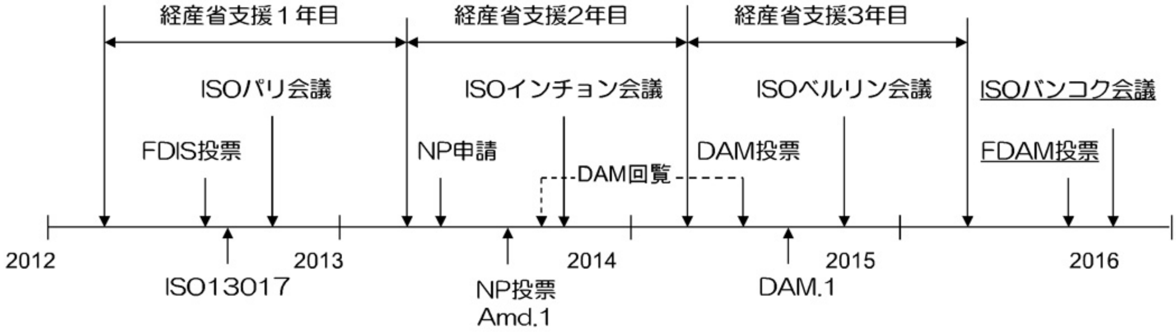


図１．「国際標準化事業」の経過

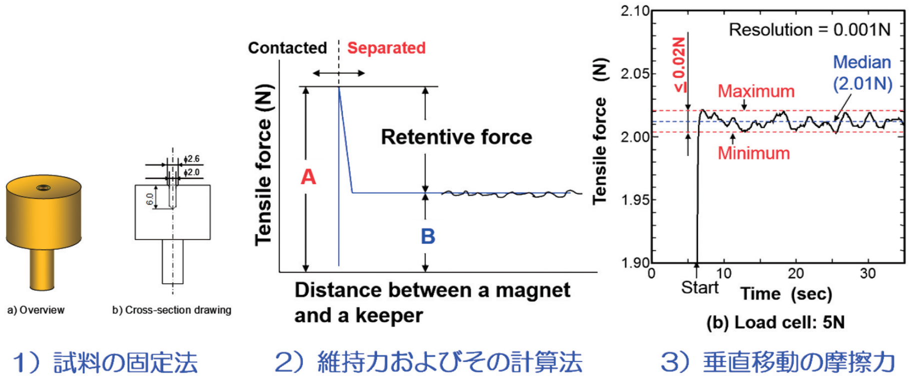


図２．維持力測定における改善と定義の追加

図３．WG22会議における審議と主な出席者

Ⅲ．ISO／TC 106バンコク会議

１．SC 2／WG22会議

（１）参加国及び出席者

2015年の ISO/TC 106バンコク会議は，９月28日〜10月３日に Center Grand at Central Plaza Ladprao Bangkok で開催された．ISO／TC 106／SC 2／WG22会議が10月１日の午前９：00〜12：00に開かれ，修正加筆した FDAM が審議された．WG22会議の参加国はタイ，ドイツ，米国，中国，日本の５カ国，日本から，鱒見進一先生（コンビーナ），石上友彦先生（エキスパート），Kent T. Ochiai 先生（コンビーナ補助），佐々木英機先生（オブザーバー），高橋正敏先生（オブザーバー），槙原絵理先生（オブザーバー）の６名が出席した．（図３）

（２）FDAM 投票結果と審議

2015年９月２日に行われた FDAM 投票において，賛成14，反対０，棄権６で FDAM. 1が可決されたことがコンビーナから報告された．（図４）ドイツのコメントである ISO 13017と Amd. 1（追補版）の一本化については，2017年の定期見直しで遂行することを提案し，WG22会議におい

Ballot Information			
Reference	ISO 13017:2012/FDAmd 1	Committee	ISO/TC 106/SC 2
Edition number	1		
English title	Dentistry -- Magnetic attachments -- Amendment 1		
French title	Médecine bucco-dentaire -- Attaches magnétiques -- Amendement 1		
Start date	2015-07-02	End date	2015-09-02
Opened on	2015-07-02 00:09:10	Closed on	2015-09-04 00:03:37
Status	Closed		
Voting stage	Approval	Version number	1
Note			
Vienna agreement	ISO lead	CEN ballot type	Formal Vote
CEN reference	EN ISO 13017:2012/FprA1	CEN committee	CEN/TC 55

Result of voting
P-Members voting: 14 in favour out of 14 = 100 % (requirement >= 66.66%)
(P-Members having abstained are not counted in this vote.)
Member bodies voting: 0 negative votes out of 18 = 0 % (requirement <= 25%)
Approved

図４．FDAM 投票結果

図５．WG22会議における議事録の作成

図６．SC2総会で WG22の議事を報告する鱒見進一先生

て可決された．イギリスから指摘のあった書式の誤りについては，修正部を示し，同様に承認された．WG22会議で新たに指摘された修正箇所がほとんどなかったため，会議後に FDAM. 1を再修正し，バンコク会議の開催期間内に SC2事務局に修正稿を提出した．（図５）

（３）次回会議予定

歯科用磁性アタッチメントの規格策定が一段落したため，2008年から毎年開催してきた WG22会議を2016年に休止することになった．ISO 13017の定期見直しが2017年に行われるため，その時に WG22会議を開催し，ISO 13017と Amd. 1（追補版）の一本化を行うこととした．

２．SC 2 総会（SC 2 Plenary）

鱒見進一先生（コンビーナ）が SC 2総会において WG22会議の議事を報告し，その内容が承認された．（図６）

Ⅳ．今後の活動

ISO／TC 106バンコク会議が終了し，１ヵ月半が過ぎた11月半ばに ISO 13017：2012/Amd. 1（ステージ：60.60）が国際標準規格として発行された．2016年の ISO／TC 106年次会議はノルウェーのトロムソで開催されるが，WG22会議は休止のため，2017年の定期見直しに向けて ISO13017と Amd. 1の一本化を遂行中である．

Ⅴ．ISO 13017の概要

ISO 13017の構成と Amd. 1（追補版）による規格内容の補強を図７に示す．下線は，Amd.1で補強された部分を示す．ISO 13017は，１〜８項目から構成され，Amd. 1によって５項目目の試料の準備（5.1維持力）と６項目目の試験方法（6.3維持力，6.4耐食性）が補強されている．主要な項目について概要を説明する．

３項目目の用語と定義は，歯科用磁性アタッチメントの型式，磁石および磁石構造体，キーパー，磁気回路等に関連する用語とその定義を示した項目である．磁性アタッチメントに関する国際的な共通用語が定義されていなかったため，本規格で用いられる用語とその定義をこの項目で明確化している．たとえば，磁気回路を持たない磁性アタッチメントを「磁石（magnet）」，磁気回路を持つものを「磁石構造体（magnetic assembly）」と定義し，日本製の磁性アタッチメントが磁気回路を持つ磁石構造体から成ることを明確化できるようになっている．

４項目目は，磁性アタッチメントの所要を示す部分であり，4.1材料，4.2有害元素，4.3リスク分析，4.4漏洩磁場，4.5維持力，4.6耐食性の６項目から構成されている．4.1材料の項目では，組成の開示要求に対応した規定としているが，磁石については，磁石を規定した ISO 規格の分類を利用し，ノウハウが漏洩しないよう主要な構成元素のみの表示とする工夫が凝らしてある．また，維持力についてはメーカー公示値の85%以上の吸引力，耐食性については整形外科用の生体用ステンレス鋼316L 以上の耐食性と規定し，高品質の維持を可能にし，海賊版の流通を阻止できるようになっている．

５項目目の試料の準備は，試験を行うための試料の前処理について規定である．5.1維持力では，Amd. 1（追補版）によって前処理法が追記されている．６項目目の試験方法では，主に6.2漏洩磁場，6.3維持力，6.4耐食性の測定方法が規定されている．Amd. 1（追補版）によって，維持力の測定方法が詳細に規定され，正確かつ再現性に優れた測定を提示している．同様に，6.4耐食性においても，静的浸漬試験における不純物元素イオンの定量分析を明瞭にするため，化学分析法で用いられている定量下限と検出限界を導入し，正確に定量できるように規定している．

７及び８項目目は，取り扱い説明と表示ラベルを規定した項目であり，製品をサポートする説明や表示内容を規定したものである．本誌では，規格の概要説明に留めたが，機会があれば，その内容について解説したいと思っている．

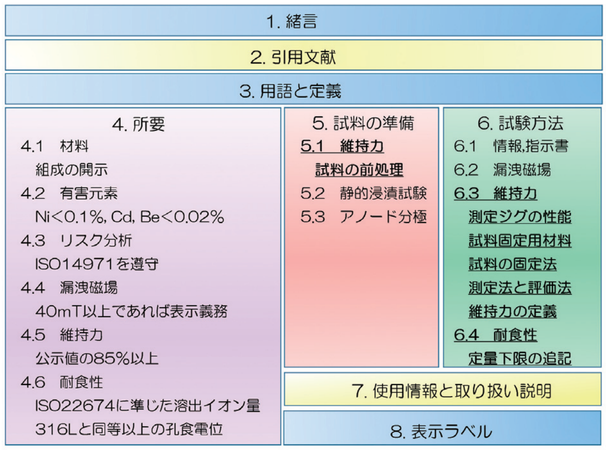


図７．ISO 13017の構成と追補版による内容の補強

Ⅵ．終わりに

ISO 対策委員会報告は，本稿で５報となり，2005年から始めた歯科用磁性アタッチメントの国際標準化の準備を含めると，国際規格創成に11年もの時間を費やしたことになる．しかしながら，２つの国際規格である ISO 13017及び ISO 13017：2012/Amd. 1（追補版）をいずれも規定時間内で策定することに成功しており，模範的な策定を実現できたといえる．ISO 対策委員会の委員全員の貢献も然る事ながら，規格策定にご尽力頂いた故小倉秀夫先生に本紙面お借りして改めて感謝申し上げると共に，ご冥福をお祈りしたい．

2017年にこれら２つの規格が一本化され，５年ごとに規格の定期見直しが予定されている．今後も会員の皆様のご支援，並びにご協力をお願いする次第である．

参考文献

１）髙田雄京．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 2011；20（1）：81-85.

２）ISO 13017：2012(E), Dentistry－Magnetic Attachments.

３）髙田雄京．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

－ISO／TC 106パリ会議－. 日磁歯誌 2013；22(1)：65-68.

4）ISO 13017：2012(E)/Amd.1, Dentistry－Magnetic Attachments.

5）髙田雄京. 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－ISO／TC 106インチョン会議－. 日磁歯誌 2014；23(1)：72-75.

6）髙田雄京. 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　－ISO／TC 106ベルリン会議－. 日磁歯誌 2015；24（1)：48-53.

原著論文　Original paper
Journal home page : www.jsmad.jp/

CAD/CAMにより製作したジルコニア製根面板の適合精度に関する基礎的研究

濵坂弘毅，曽根峰世，大川　穣，染川正多，上田脩司，増田美至，松井藍有美，
豊田有美子，奥津史子，松川高明，岡本和彦，大川周治
明海大学歯学部機能保存回復学講座歯科補綴学分野

The fitness of a zirconia coping fabricated by CAD/ CAM system

Hiroki Hamasaka, Mineyo Sone, Yutaka Okawa, Shota Somekawa, Shuji Ueda, Minori Masuda, Ayumi Matsui, Yumiko Toyota, Fumiko Okutsu, Takaaki Matsukawa, Kazuhiko Okamoto and Shuji Ohkawa
Division of Removable Prosthodontics, Department of Restorative and Biomaterials Sciences, Meikai University School of Dentistry

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the fitness of a zirconia coping fabricated by CAD/CAM system (Cercon® smart ceramics, DeguDent,).

Specimens made of a semi-sintered zirconia block (Cercon® base, DeguDent). Fitting accuracy was evaluated by a cement-replica technique with silicone materials. For the coping specimens, the mean fitting gaps were 0.23±0.08㎜at the finish line of coping, 0.26±0.04㎜at the interface between the coping and the post, and 0.32±0.06㎜at the tip of the post in a buccolingual direction, and 0.23±0.01 ㎜at the finish line of coping,0.30±0.03 ㎜at the interface between the coping and the post, and 0.35±0.01 ㎜at the tip of the post in a mesiodistal direction. This study found that the fitness of a zirconia coping fabricated by this system did not achieve the recommended fitting quality of fixed prostheses fabricated by this system.

キーワード　(Key words)
磁性アタッチメント（magnetic attachment），CAD/CAM（CAD/CAM），ジルコニア根面板（zirconia coping），適合性（fitness）

Ⅰ. 緒　言

磁性アタッチメントは，磁力を応用した永続的な維持機能を有するとともに，支台歯に加わる側方力を軽減できる優れた支台装置の一つである．現在，磁性アタッチメントに用いられるキーパー付き根面板の製作方法としては，キーパーをワックスパターンの中に組み込んで一塊として鋳造する「鋳接法」[1]と，キーパーが収納されるスペースを有する根面板を製作し，そのスペースにキーパーをセメント合着して完成させる「キーパーボンディング法」[2]がある．これらの方法は，従来の補綴装置製作と同様に金銀パラジウム合金や金合金を用いて「ロストワックス法」により根面板を製作するため，メタルフリー修復へと大きくシフトしつつある現在の補綴歯科治療においては，対応を検討すべき時期にあると言える．また，コンポジットレジンを使用して直接法もしくは間接法でポスト付きキーパーを支台歯に製作する方法

も報告されているが[3, 4]，適応症例を選択する必要があり，頻用されているとは言い難い．

現在，歯科用 CAD/CAM（Computer-aided designing/Computer-aided manufacturing）システムの補綴装置製作における普及は目覚しく，患者のニーズの高まりに呼応する形で日々発展し続けている．歯科用 CAD/CAM システムを用いた補綴装置製作法は，ロストワックス法に代表される従来法と比較して，製作工程，技工操作の簡略化などの多く利点を有しているだけでなく，従来法では加工が難しかったジルコニアなどの高強度セラミックスの臨床応用を可能とし，患者の QOL 向上に大きく貢献している．しかし，歯科用 CAD/CAM システムを利用して製作された歯冠補綴装置や有床義歯に関する様々な報告[5-12]は存在するが，根面板に関しては，歯科用合金を使用材料として製作した報告が[13, 14]わずかに存在するだけであり，ジルコニアを含めた高強度セラミックスを使用材料とした報告はまだない．

そこで我々は歯科用 CAD/CAM システムを利用したジルコニア製根面板の適合精度について検討を行ったので報告する．

Ⅱ．材料と方法

1．実験用根面板の製作

津田ら[14]の報告に準じ，支台歯は下顎左側犬歯（顎模型［552，NISSIN，東京］に装着したエポキシ人工歯［A50-338，NISSIN］）とし，図 1 に示すような形態および寸法とした．通法に従い，支台歯の印象採得を行った後，速やかに歯科用超硬質石膏（ニューフジロック，ジーシー，東京）を注入して作業用模型を製作した．作業用模型の支台歯部をトリミングしたのち，実験用根面板のワックスパターンを完成させた．歯科用 CAD/CAM システム（CERCON® smart ceramics，DeguDent，Hanau）の加工機（CERCON® Brain，DeguDent）を用いて完成したワックスパターンをスキャニングするとともに，半焼結体のジルコニアブロック（CERCON® base，Degu Dent）のミリングを行い，実験用根面板を削り出した．この半焼結体の実験用根面板を専用ファーネス（CERCON® heat，DeguDent）にて完全焼結した後，ジルコニアクラウン（完全焼成直後）の調整に熟達した 1 名の歯科技工士が調整を行うことにより，実験用根面板としての試料完成とした．なお試料数は 3 とした（図 2）．

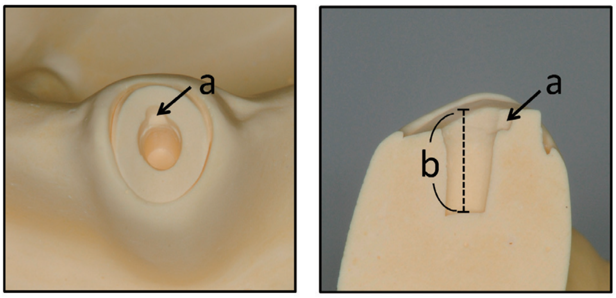
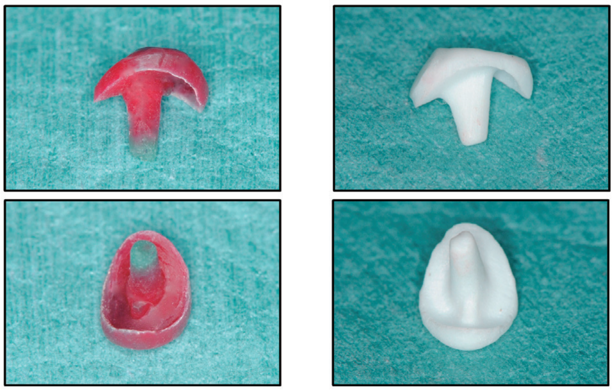


図 1．支台歯模型
（a：維持溝　b：ポスト長　5.0㎜）



a　　　　　　　　b

図 2．被検試料
（a：ワックスパターン　b：ジルコニア製根面板）

2．適合精度の測定

Grey らの方法に準じ，セメントレプリカ法を用いて，実験用根面板の適合精度を評価した[15]．まず，支台歯模型の内面に白色シリコーンゴム（FITCHEKER ADVANCE，ジーシー）を注入し，実験用根面板を手圧にて圧接した状態で硬化まで保持した．硬化後，模型より白色シリコーンゴムで被覆された実験用根面板を撤去し，包埋用モールド（マルトー包埋モールド，マルトー，東京）の底面に実験用根面板を設置し，青色シリコーンゴム（EXAMIX FINE REGULAR，ジーシー）にて包埋した．青色シリコーンゴム硬化後，実験用根面板を撤去し，その際に生じるスペースに青色シリコーンゴムを流し込んだ．硬化後，白色シリコーンゴムを包含する青色シリコーンゴムのブロックを切断した．切断面は各試料につき唇舌的と近遠心的の 2 方向とし，各切断面における白色シリコーンゴムの厚みを測定し，その値を支台歯と根面板の間隙量として適合精度を評価した（図

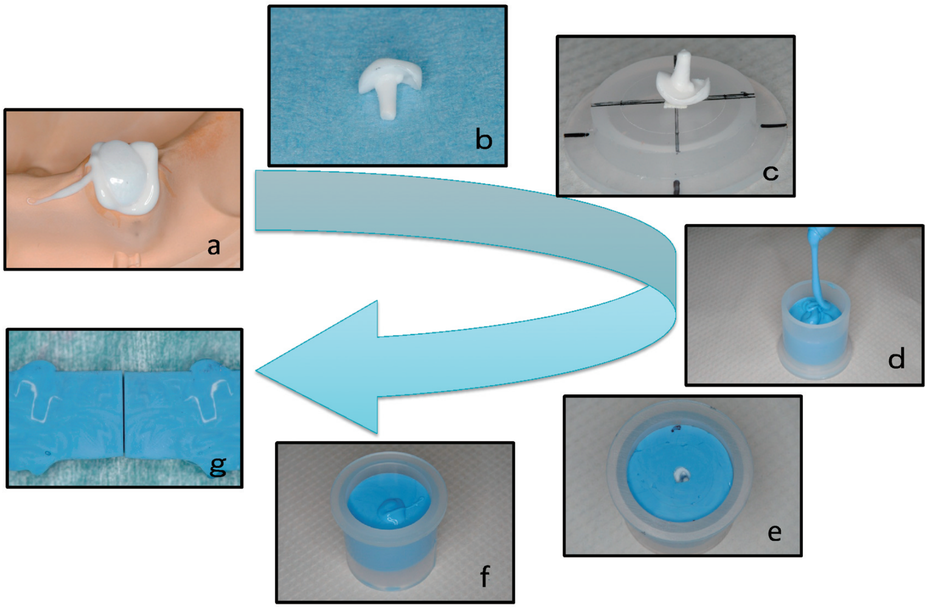


図3．セメントレプリカ製作工程（a：白色シリコーンゴムの圧接 b：白色シリコーンゴムと一塊にして撤去 c：モールド底部に固定 d：青色シリコーンゴムによる包埋 e：根面板を撤去 f：根面板のスペースに青色シリコーンゴムを注入 g：唇舌的または近遠心的に切断）

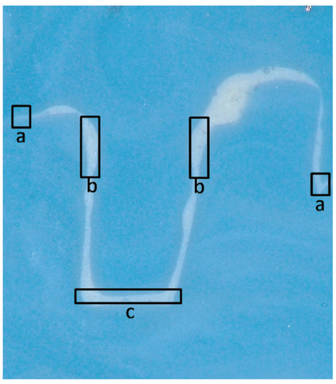


図4．唇舌方向切断面測定部位　(a:フィニッシュライン部 b:ポスト歯頸部 c:ポスト先端部)

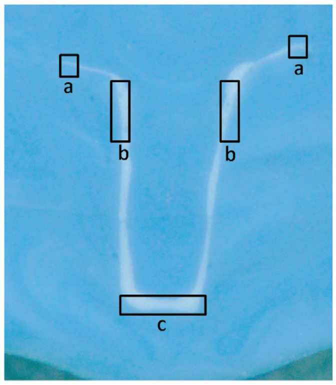


図5．近遠心方向切断面測定部位（a:フィニッシュライン部 b:ポスト歯頸部 c:ポスト先端部）

3）．測定部位は，フィニッシュライン部，ポスト歯頸部，ポスト先端部として，各部位における最大値を測定し，3試料の平均値を各部位における間隙量とした（図4，図5）．なお，間隙量の測定方法は須藤らの方法に[10]準じ，切断面をスケールと共にデジタル画像として取り込む方法により行った．統計学的解析には，一元配置分散分析および Tukey の多重比較検定を行った．

Ⅲ. 結　果

唇舌的切断面間隙量の平均値±SD は，フィニッシュライン部が0.23±0.08mm，ポスト歯頸部が0.26±0.04mm，ポスト先端部が0.32±0.06mmであった（図6）．

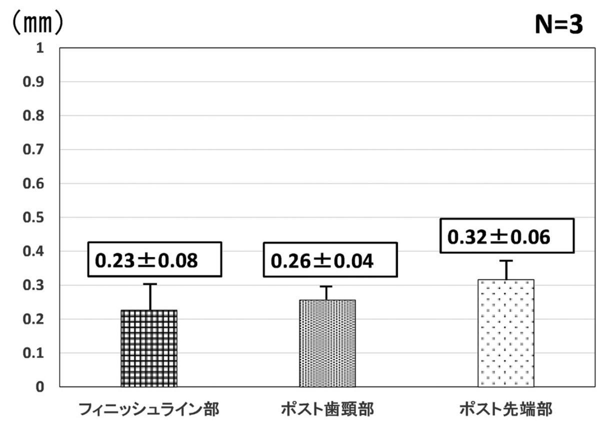


図6．唇舌方向切断面の平均間隙量（mm）

近遠心的切断面間隙量の平均値±SD は，フィニッシュライン部が0.23±0.01 mm，ポスト歯頸部が0.30±0.03mm，ポスト先端部が0.35±0.01mmであった（図7）．

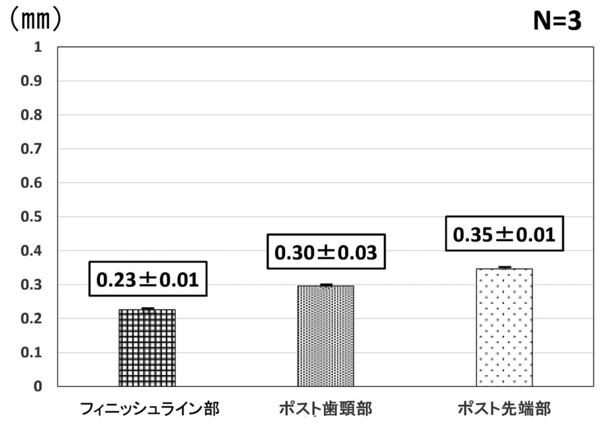


図７．近遠心方向切断面の平均間隙量（mm）

また，いずれの切断面においても，測定部位間の間隙量に統計学的有意差は認められなかった．（p＜0.05）

Ⅳ．考　　察

磁性アタッチメントの応用範囲は多様であるが，一般的に根面アタッチメントの形態として使用されることが多い．しかし，支台歯全体が義歯床により被覆されることから，不潔になりやすい[16]といった欠点を有しており，二次カリエスを発症しやすく，その結果，支台歯の喪失を引き起こす可能性は低くない．したがって，磁性アタッチメントを根面アタッチメントにして応用する場合には，支台歯周囲の清掃性向上を検討することが歯科臨床上重要である．現在，歯科臨床において応用されている高強度セラミックスの「ジルコニア」は，補綴装置に必要な強靭性を備えているだけでなく，プラークや汚れなどが口腔内で付着しにくい表面性状を持つことが知られている[17,18]．そこで，ジルコニアをキーパー付き根面板に応用することは，支台歯周囲の清掃性の向上が図れると考えた．

根面板をCAD/CAMシステムで製作する場合に，最も問題になるのが，根面板のポスト部が接する支台歯内面（以下，ポスト部形成面）のスキャニングである．現在の非接触式スキャナーによる技術手法ではポスト部形成面（側壁部および底部）をスキャニングすることは不可能であることを予備実験で確認した（図８）．そこで，従来のロストワックス法と同様に作業用模型上で根面板のワックスアップを行ったのち，製作したワックスパターンをスキャニングすることにより，CADとしてのデータを採取した．すなわち，この情報をもとにジルコニアブロックを切削するというCAD/CAMシステムにより，ジルコニア製根面板を製作することとした．今回は，ワックスパターンのスキャニングデータをもとに半焼結体を切削する「ならい加工」を採用している歯科用CAD/CAMシステムとして，「CERCON® smart ceramics」を選択した．なお，セメントスペースを設定するなどのデータの補正は行なわなかった．

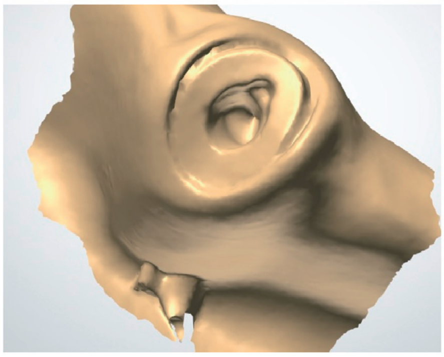


図８．予備実験におけるスキャン画像

本実験の結果について，唇舌方向および近遠心方向の切断面における間隙量の平均値は，いずれもMcLeanらが過去に歯冠補綴装置の辺縁部の臨床的許容範囲と報告した0.12mmよりも大きい値となった[19]．原因としては，以下の３つが考えられる．

①支台歯（作業用模型）ではなくワックスパターンをスキャニングしている．

被スキャニング体が口腔内の支台歯，または作業用模型上の支台歯のいずれでもなく，根面板のワックスパターンであるため，ワックスパターンの変形が完成体に直接大きく影響することになる．

②ワックスパターンへのスキャニングパウダーの塗布が必要である．

スキャニングパウダーの厚さは可及的に均一になるように塗布しているが，同パウダーが隅角部へ集積する傾向は回避困難である．特に今回の支台歯形態は隅角部が鋭利な形状を呈しており，今後改善していく必要がある．

③外側性と内側性窩洞の両方を有している．

ジルコニアは最終焼結を行ったとき約16-22%の体積収縮が生じるとされている[20]．そのため，CERCON® smart ceramicsは使用するジルコニアディスクごとに予め焼成時の収縮量を考慮し，ワックスパターンよりも拡大された状態でジルコ

ニアブロックの加工が行われている[21]．また，公田ら[22]によると，ジルコニアはＸ，Ｙ，Ｚ方向に等方性の収縮を示すと報告している．本実験においても，ポスト部の各測定部位における平均間隙量を，Ｘ，Ｙ，Ｚ方向の要素に振り分けて比較したところ，各要素に統計学的有意差は認められず，今回使用したジルコニアディスクも報告と同様の傾向があると考えられた（図９）．しかし，本実験で用いた根面板のように内側性と外側性の窩洞を合わせ持つ支台歯では，拡大された根面板のポスト部は「くさび」のように歯頸部付近で強く支台歯と接触し，その結果としてポスト先端部やマージン部付近で不適合が生じる可能性が考えられる．金澤らはポストを有する補綴装置の場合，計測したデータを一律に拡大あるいは縮小することは適当ではないと報告している[9]．また，原ら[23]は７つのコーピング部と７つのポンティック部を有するジルコニアフレームの適合精度を測定したところ，ばらつきが大きかったと報告しており，これはジルコニアの寸法変化を含めたシステムの包括的な誤差ではないかと考察している．今後，ジルコニア製根面板の適合精度を向上させるためには，スキャニング方法，ジルコニアの収縮方向およびミリング方法を含めた製作工程のさらなる検討が必要であると考えられる．

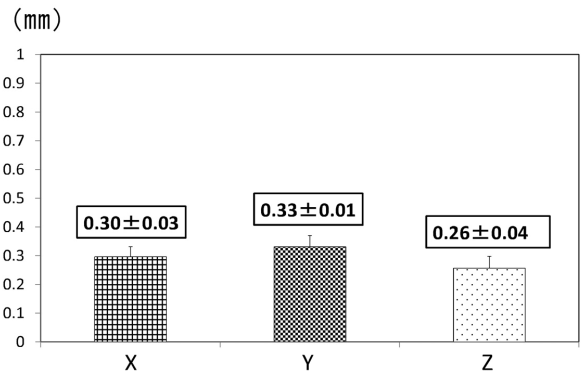


図９．ポスト部におけるＸ，Ｙ，Ｚ要素の平均間隙量

Ⅴ．まとめ

歯科用 CAD/CAM システム（CERCON® smart ceramics）を用いたジルコニア製根面板の適合精度を検討した結果，

１．唇舌的切断面間隙量の平均値±SD は，フィニッシュライン部が0.23±0.08㎜，ポスト歯頸部が0.26±0.04㎜，ポスト先端部が0.32±0.06㎜であった．

２．近遠心的切断面間隙量の平均値±SD は，フィニッシュライン部が0.23±0.01㎜，ポスト歯頸部が0.30±0.03㎜，ポスト先端部が0.35±0.01㎜であった．

以上より，歯科用 CAD/CAM システムによるジルコニア製根面板の製作方法には，さらなる改善が必要であることが示された．

引用文献

１）三宅茂樹，篠原　功，呉　文元，豊田静夫．Sm-Co 合金磁石を用いた根面アタッチメントの臨床例―緩圧型根面アタッチメントについて―．補綴誌　1984；28：1129-1133.

２）小木曽太郎，中村好德，大野芳弘，秦　正樹，林　建佑，川口卓行ほか．キーパートレー材料の焼却時における埋没材への影響について．日磁歯誌　2011；20：61-67.

３）前田祥博，高山慈子，大久保力廣，土田富士夫，細井紀雄．ハイブリッド型コンポジットレジンを用いたキーパー付き根面板の製作．日磁歯誌　2012；21：133.

４）石上友彦．磁性アタッチメントの失敗と対策．日磁歯誌　2013；22：24-29.

５）SOHMURA T, TAKAHASHI J. CAD/CAM System to Fabricate Dental Prostheses-CAD for Bridge Restoration-. Dent Mater J 1997；16：10-20.

６）浅井哲也，風間龍之輔，輿地隆史，福島正義．歯科用 CAD/CAM CEREC3により製作されたラミネートベニア修復物の適合性．接着歯学　2006；24：179-184.

７）兼田陽介，三浦賞子，稲垣亮一，須藤紀博，依田正信，木村幸平．酸化ジルコニウムを応用したオールセラミックブリッジの適合精度に関する研究．歯科審美　2006；18：265.

８）疋田一洋，舞田健夫，川上智史，池田和博，齊藤正人，田村　誠ほか．CAD/CAM 用ハイブリッドレジンブロックにより製作したクラウンの臨床評価．日補綴会誌　2009；１：64-70.

９）加藤裕光，笠原　紳，木村幸平，奥野　攻．

CAD/CAM クラウンのテーパー，セメントスペースと稠度が適合に与える影響．日補綴会誌　2009；1：139-147.

10）須藤紀博，三浦賞子，稲垣亮一，兼田陽介，依田正信，木村幸平．CAD/CAM システムで製作したオールセラミッククラウンの適合に関する基礎的研究．日補綴会誌　2009；1；21-28.

11）金澤　学．CAD/CAM 技術を応用した全部床義歯製作法．日補綴会誌　2013；5；126-129.

12）田中晋平，上村江美，高場雅之，舘　慶太，馬場一美．デジタルデンティストリーは補綴臨床を変革する．昭和学士会誌　2015；75；38-45.

13）金澤　毅，津田賢治，田中貴信，中村好德，連　直子，服部正巳ほか．歯科用 CAD/CAM を用いた根面キャップ製作に関する基礎的検討．補綴誌　2002；46；639-701.

14）津田賢治，田中貴信，金澤　毅，坂根　瑞，熊野弘一．歯科用 CAD/CAM によるキーパー根面板の製作法．日磁歯誌　2004；13；9-17.

15）Grey N J A, Piddock V, Wilson M A. *In vitro* comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. J Dent 1993；21；47-51.

16）石上友彦．磁性アタッチメントの履歴と指針．日補綴会誌　2014；6；343-350.

17）Takeichi T, Miura S, Kasahara S, Egusa H, Hara M, Sato T etal. Update zirconia restorations. J Prosthodont Res 2015；59：81-83.

18）渡邊郁哉．Part 2 ジルコニア修復の現状．渡邊郁哉，大久保力廣，陸　誠編，いま知っておきたいジルコニアの守備範囲，東京：医歯薬出版；2014，15-26.

19）McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.Br Dent J 1971；131：107-111.

20）伴　清治．第4章　セラミックス成形．中込敏夫，伴　清治編，マテリアル選択・操作のハテナに答える　臨床技工材料学の本，東京：医歯薬出版；2012，63-86.

21）三輪武人，飯島俊一，木村健二．第1章　各種 CAD/CAM システムの概要とその臨床応用　臨床治験結果が示す信頼性　CERCON smart ceramics．山﨑長郎監修，システム別にみる CAD/CAM・オールセラミック修復，東京：クインテッセンス出版；2005，66-73.

22）公田有子．ジルコニアオールセラミック修復物の適合精度に関する研究．口病誌　2003；70：114-123.

23）原　俊浩，佐藤隆太，飯島俊一．フルブリッジにおけるジルコニアコーピングの適合性 ―インプラント植立部位による差について―．歯科学報．2009；109：44-49.

原著論文　Original paper
Journal home page：www.jsmad.jp/

磁石構造体のレジン床合着時に使用する各種材料の比較検討

中林晋也，今村真人，石井　拓，斉藤五月，加瀬武士，
秋田大輔，大山哲生，月村直樹，石上友彦
日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座

Practical application of self- and light-curing resin for attaching a magnetic assembly to the denture base resin

Shinya Nakabayashi, Masato Imamura, Taku Ishii, Satsuki Saito, Takeshi Kase,
Daisuke Akita, Tetsuo Ohyama, Naoki Tsukimura and Tomohiko Ishigami
Department of Partial Denture Prosthodontics, Nihon University School of Dentistry

Abstract

The magnetic assembly is usually attached to the denture base resin using self-curing resin. However, sufficient retentive force is often suppressed by the air gap between the keeper and the magnetic assembly due to polymerization shrinkage.

In this study, the retentive force was compared for three different height spaces of the magnetic assembly, which were filled with self-curing resin or light-curing resin with low shrinkage.

In D400 and D600, the retentive force was clearly reduced in the C group, the 0.9 group, and the 1.5 group in each material, as reported in Nakabayashi's previous report.

In each spacer, G-FIX had the highest retentive force, which was closest to a standard value.

When attaching a magnetic assembly to the denture base resin, a low-shrinkage material, such as G-FIX, was capable of suppressing the occurrence of an air gap. It is supposed to be a material that can demonstrate sufficient retentive force reproducibility without an air gap.

キーワード　（Key words）

磁石構造体（magnetic assembly），常温重合レジン（self-curing resin），
光重合レジン（light-curing resin），エアーギャップ（air gap）

1．緒　　言

磁石構造体をレジン床内に合着する際，常温重合レジンが用いられることが多い．しかし，合着の際にレジンの重合収縮によって，磁石構造体とキーパーの間にエアーギャップが生じて十分に吸引力が発揮されない事がある[1,2]（図１）．

日本大学歯学部付属歯科病院の歯科医師臨床研修医（以下，研修医）は当講座の教育プログラムにおいて，磁石構造体合着の実習を受けているが[3]，研修医たちは合着後のエアーギャップによる吸引力の低下を経験することが多い．何度か合着操作を繰り返すが満足できる結果が得られないので，操作テクニックにより吸引力の低下を招くエアーギャップが生じにくい方法や材料，簡便な

操作方法を検討した.

本研究ではエアーギャップ発生の抑制を目的とし，重合収縮量の少ない光重合レジンを用いて磁石構造体を合着した際の吸引力への影響を常温重合レジンと比較検討した．また磁石構造体合着時のレジンを填入する空隙の高径が重合後の吸引力に及ぼす影響も検討した.

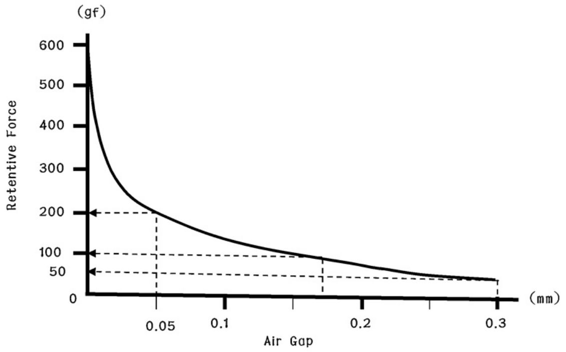


図1．Air Gap 曲線

2．材料および方法

材料は，磁石構造体に GC 社製ギガウス D400, D600（以下，D400，D600）の2種を用意し，合着材料に常温重合レジンの UNIFAST Ⅲ（GC 社製)，光重合レジンとして G-FIX トゥースカラー（以下，G-FIX）および UNIFAST LC (GC 社製)，を用意した．またスペーサーの調整にシートワックス No.30と各サイズの石膏ダミー（CG 社製）を使用した．義歯床を想定したレジンブロックの製作には ORTHOFAST Clear (GC 社製）を用いた．合着時には磁石構造体の表面処理として50μmのアルミナによるサンドブラスト処理 (0.3MPa) を行い，METAL PRIMER Z（CG 社製）を使用した.

使用機器として島津製作所社製　万能試験機 EZ-Test（以下，EZ-Test)，ISO ジグとして ISO 規格引張試験用ジグ，歯科重合用光照射器としてイボクラール　ビバデント社製 Blue phase 20i（以下，LED 光照射器）を使用した（表1).

実験方法は，日本磁気歯科学会第14回 学術大会で報告した中林らの方法[4] に準じて，1）磁石構造体合着スペースの調整、2）レジンブロックの製作および3）磁石構造体の合着操作を行った．引っ張り試験は EZ-Test に ISO 引っ張り試験用ジグを設置してクロスヘッドスピード5.0mm/min で試験を行った.

表1．材料および機器

材料	Lot No.	製造元
ギガウス D400 / ギガウスD600	Lot No.1307251 / Lot No.1304051	
G-FIX トゥースカラー	Lot No.1504201	
UNIFASTⅢ No.8	粉:Lot No.1508072 / 液:Lot No.1508031	
UNIFASTLC No.8	粉:Lot No.0307311 / 液:Lot No.1409161	
ORTHOFAST Clear	粉:Lot No.1508072 / 液:Lot No.1508031	GC
シートワックス #30	Lot No.0307311	
石こうスペーサー ギガウス D400 / ギガウス D600	Lot No.0401061 / Lot No.0404211	
METAL PRIMER Z	Lot No.1504201	

機器		製造元
万能試験機　EZ-Test		島津製作所
ISO規格引張試験用ジグ		
Blue phase 20i		Ivoclar vivadent

1)．スペーサーの調整

磁石構造体を合着するスペーサーの調製は，シートワックスを添加せず石膏ダミーをそのままスペーサーとし，空隙の高径を0.3㎜とするスペーサー群をコントロールとしてC群，石膏ダミーの上面に厚さ0.3㎜のシートワックス No.30を2枚重ねた0.6㎜を添加し，空隙の高径がC群の3倍の0.9㎜となるスペーサー群を0.9群，そして No.30のシートワックス4枚1.2㎜を添加し，空隙の高径がC群の5倍の1.5㎜となるスペーサー群を1.5群の試料体として製作した（図2).

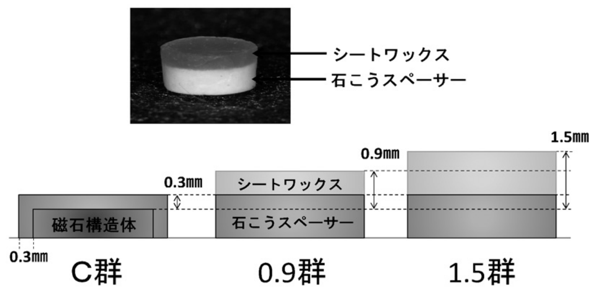


図2．磁石構造体合着スペースの調整

2）レジンブロックの製作

ORTHOFAST Clear を用いて，3種スペーサーを埋入した縦10㎜，10㎜，高さ7㎜のレジンブロックを製作した．そしてレジン硬化後，スペーサーを除去し直径1.6㎜のラウンドバー No.6を用いて磁石構造体の上面に対して垂直方向に遁路を形成した（図3).

3）磁石構造体の合着操作

合着前に，磁石構造体はアルミナ・サンドブラスト処理にて表面を粗面化し，METAL PRIMER Z を塗布した．合着材料は，常温重合レジンの

UNIFAST Ⅲと，光重合レジンであるUNIFAST LCおよびG－FIXを使用した.

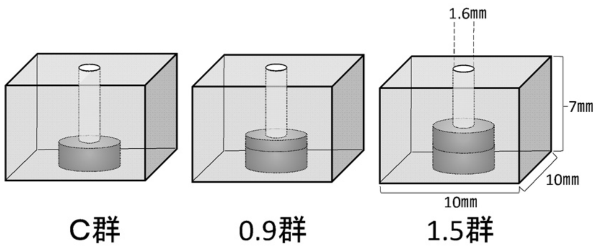


図3．レジンブロックの製作

各合着材料による合着操作において，UNIFAST Ⅲの場合，筆積みしたレジン泥をスペーサー内に填入した．筆積み開始から約60秒後にキーパーに吸着させてある磁石構造体に圧接し，レジンブロックに固定した．UNIFAST Ⅲを用いて合着した場合，筆積み開始から2分30秒間を手指にて保持した（図4）.

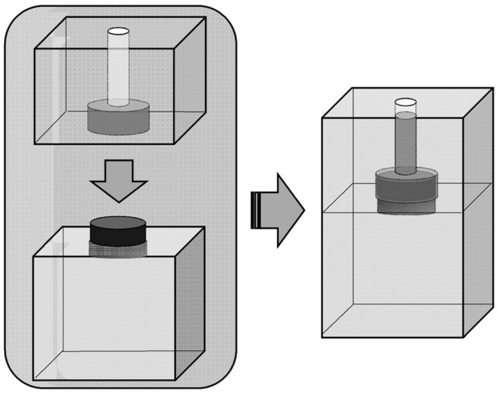


図4．磁石構造体の合着操作

光重合レジンの場合，UNIFAST LCはUNIFAST Ⅲと同様に筆積みしたレジン泥をスペーサー内に填入し，筆積み開始から約60秒後にキーパーに吸着させた磁石構造体に圧接した.

また，G-FIXはレジンブロックを手指にてキーパーに吸着させてある磁石構造体に合わせて保持したまま遁路からシリンジを挿入し内部を埋めるように，フチをなぞりながら注入した（図5）.

そして光重合レジンの場合はレジンブロックを保持したまま，LED光照射器にて遁路出口から磁石構造体の上面に対して，垂直方向に20秒間光照射し，重合させた（図6）．また本実験に用いた光重合レジンは，予備実験において同試料体で20秒間LED光照射後に完全に硬化していることを確認した.

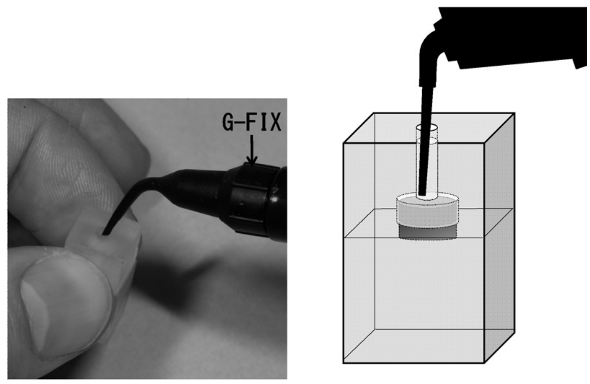


図5．G-FIXの注入

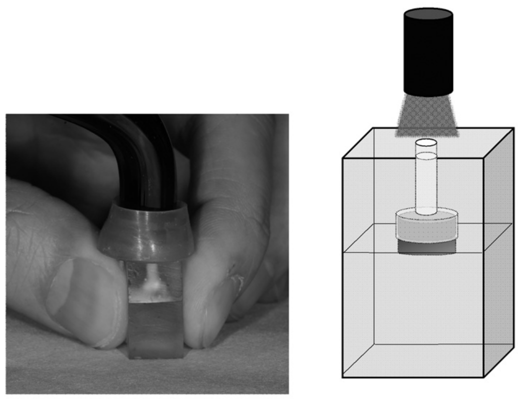


図6．光照射器による重合

4）．引っ張り試験

引っ張り試験は，EZ-TestにISO試験用ジグを設置した．張り試験用ジグにレジンブロックを固定し，クロスヘッドスピード5㎜/minにてレジンブロックを上方に牽引し吸引力を測定した（図7）．各試料体につき測定は5回行い，その平均値を求め実験値とした．得られた実験値は統計処理ソフトSPSS バージョン22.0を用いて2元配置分散分析およびテューキーの多重比較検定を有意水準5％にて統計処理を行った.

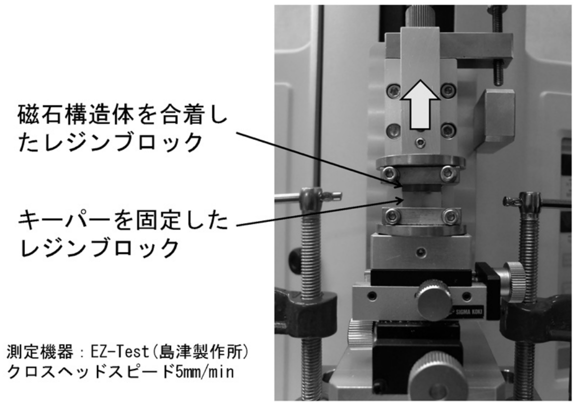


図7．引っ張り試験装置

また本実験で使用したD400およびD600の磁石構造体単体の吸引力の平均値を基準値とした.

3．結果

D400において各合着材料の1.5群はそれぞれのC群および0.9群と比べて統計的に有意な吸引力の低下が認められ，特にC群および1.5群間でG-FIXは約40gf，UINIFAST Ⅲおよび UINIFAST LCで約63gfの吸引力の大きな減少が生じた．また各スペーサーにおける吸引力では，C群および1.5群においてG-FIXはUINIFASTⅢおよびUINIFAST LCと比較して統計的に有意に高い吸引力を示し，C群で約22g高く，1.5群で約45gf高い吸引力を示した.

D600において，合着材料別では，各スペーサー間に統計学的に有意な吸引力の低下が認められ，それぞれの合着材料でC群および0.9群間で約40gf，C群および1.5群間で100gf以上の吸引力の低下が認められた．また，スペーサーの厚さを変化させた際の吸引力の結果から，G-FIXおよびUNIFAST LC間において，各スペーサーに統計的に有意な吸引力の低下が示され，約50gf前後の吸引力の低下が認められた．またD400と同様に1.5群において，統計的にG-FIXはUINIFAST ⅢおよびUINIFAST LCに対して有意に吸引力が高く，それぞれの合着材料間に約50gfの差が認められた.

また，D400およびD600の吸引力の実験値において，G-FIXのC群がそれぞれの基準値に最も近似した.（表2，3，4）

表2．D400およびD600における吸引力の実験値および標準偏差

	G-FIX		UNIFAST Ⅲ		UNIFAST LC	
D400	平均値(gf)	SD	平均値(gf)	SD	平均値(gf)	SD
C群	334.2	±3.1	310.0	±1.8	313.9	±5.8
0.9群	319.7	±4.5	304.8	±16.3	294.0	±12.0
1.5群	293.4	±6.7	243.8	±21.2	251.0	±5.5
D600	平均値(gf)	SD	平均値(gf)	SD	平均値(gf)	SD
C群	509.8	±7.9	487.8	±10.4	463.1	±13.1
0.9群	473.4	±14.3	445.3	±9.3	418.6	±22.7
1.5群	406.4	±14.3	363.0	±5.4	349.2	±6.2

表3．D400における合着材料およびスペーサーの違いによる吸引力

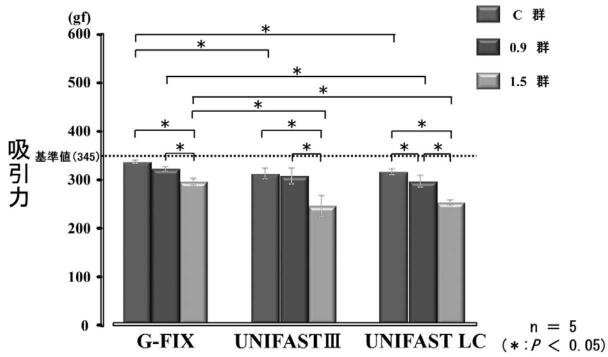
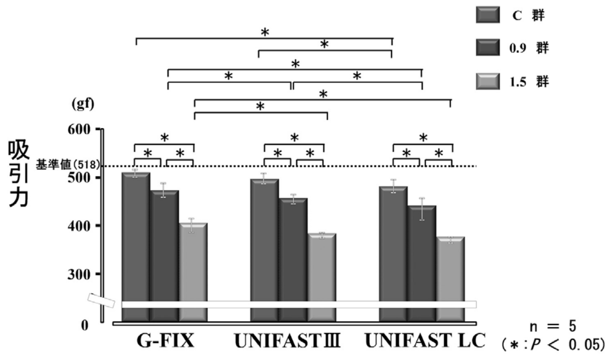


表4．D600における合着材料およびスペーサーの違いによる吸引力



4．考察

D400において，それぞれの合着材料の吸引力を各スペーサー間で比較すると，スペーサーが増大するにつれて吸引力が低下する傾向があり，UNIFAST ⅢおよびUNIFAST LCにおける0.9群および1.5群間の吸引力はG-FIXよりも顕著に減弱した．そしてD600において，合着材料別にスペーサーが増大すると吸引力は低下し，D400の場合と比べて大きな減弱傾向が認められた．また各合着材料において0.9群および1.5群間で著しい吸引力の減弱が認められた.

本実験における吸引力の減弱の原因は，中林らの報告[3]と同様で合着材料に用いたレジンの重合収縮による磁石構造体の垂直方向への引き上げと考えられ，また磁石構造体の引き上げによって磁石構造体とキーパーに間隙が生じることで，Air-Gap曲線による特有の吸引力の減弱が考えられる[1,2].

また，今回の実験で使用した磁石構造体の合着材料は常温重合レジンと光重合レジンであり，常温重合レジンであるUNIFAST ⅢはPMMA-M

MA 系レジンなので重合収縮による体積収縮率は約7.0％である[5,6]．一方，G-FIX はナノフィラーを含有するコンポジットレジン系光硬化型接着材であるので，この材料に近いフルアブルレジンの体積収縮率を参考にするとフィラーの含有量によって異なるが，2.16～4.04％であり[7]，常温重合レジンより体積収縮率が低い．そしてUNIFAST LC は可視光線の照射によりモノマーの重合が開始し，硬化する PMMA-MMA 系の多目的光重合型レジンである．しかし，UNIFAST LC はフィラーを含まないため，化学重合型レジンであるUNIFASTⅢと近似した体積収縮率を有すると考えられる．

したがって D400において，UNIFAST Ⅲおよび UNIFAST LC と比較して重合収縮が小さい G-FIX は，レジン填入量が増大してもＣ群，0.9群および1.5群間で緩やかな減少傾向を示したと考えられる．そして，UNIFAST Ⅲおよび UNIFAST LC は填入量が増大することで重合収縮する量が大きくなるので，0.9群と1.5群間で磁石構造体の引き上げが大きくなり Air-Gap 曲線による急激な吸引力の減弱が生じたものと考えられる．

また D400と D600のスペーサー空隙の高径は同じだが，直径が D400より大きい D600の空隙容積は大きい．このため，D400よりレジン填入量が増大し重合収縮による磁石構造体の引き上げが大きくなるので，D600においてスペーサー増大による吸引力の減弱傾向は D400より大きいことが示された．また，0.9群と1.5群間の急激な吸引力の減弱は，D400と同じ理由で生じたと考えられる．しかし標準偏差において，0.9群および1.5群の標準偏差を比較して0.9群が大きい．

これは，図１による Air-Gap 曲線において，約400～約480gf 間では減少するグラフの傾斜が著しく大きいので，0.9群の UNIFASTⅢおよびUNIFAST LC によるそれぞれの重合収縮は極わずかな差でも吸引力の測定結果に影響を与え，ばらつきが大きくなったと考えられる．

５．結論

ギガウス D400では，各材料において，0.9群と1.5群間で有意に吸引力が低下し，各スペーサーにおいて各材料の吸引力を比較するとG-FIX トゥースカラーが有意に高く，基準値に最も近い吸引力を示した．

ギガウス D600では，各材料において，スペーサーが大きくなると吸引力が有意に低下し，D400と同様に G-FIX トゥースカラーの吸引力は有意に高い吸引力を示した．

本実験において，磁石構造体を合着する際に，G-FIX トゥースカラーのような重合収縮量の小さい材料はエアーギャップの発生を抑制し，本来の吸引力を発揮することができる材料と考えられ，臨床への応用の可能性が示された．

今後は臨床の応用のために，臨床に合わせた実験条件，義歯用レジンを用いた重合できる可能な深度，磁石構造体との合着程度や，水平方向のスペーサーの影響等を検討する必要がある．

参考文献

１）田中貴信：磁性アタッチメント；医歯薬出版，東京，P50～51，1992.
２）奥野　攻：磁性アタッチメントの理工学的性質；歯科評論（604）P72～82，1993.
３）中林晋也，石上友彦．歯科医師臨床研修医に対する磁性アタッチメントの教育．日磁歯誌　2014；23：24-30.
４）中林晋也，滝本博至，石上友彦，大山哲生，豊間　均，永井栄一ほか．磁石構造体合着時に使用する常温重合レジンの量と吸引力の関係について．日磁歯誌　2005；14：39-42.
５）三浦維四，林　一郎，川上道夫，塩川延洋，浜中人士．スキンナー歯科材料学（上）．東京：医歯薬出版；1985，191-203.
６）日比野　靖，新井浩一，中嶌　裕．義歯用材料．鈴木一臣，楳本貢三，岡崎正之ほか編，スタンダード歯科理工学－生体材料と歯科材料－，東京：学建書院；2011，251-260.
７）高見沢俊樹，宇山　聡，色川敦士，川本　諒，辻本暁正，土屋博昭ほか．フルアブルレジンに関する研究　－特に無機フィラー含有量，重合収縮率および粘弾性特性について－．日本接着歯学会　2007；25：162-169.

原著論文　Original paper
Journal home page：www.jsmad.jp/

根面板上のレジン床の厚みと強度の関係
― 耐衝撃性義歯床用レジンを用いた検討 ―

櫻井景介，永井栄一，大谷賢二，中林晋也，舘野　敦，石上友彦
日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座

Relationship between the thickness and strength of the resin base on the top of root caps
― Examining the use of a high-impact resistance denture base resin ―

Keisuke Sakurai, Eiichi Nagai, Kenji Ohtani, Shinya Nakabayashi, Atsushi Tateno and Tomohiko Ishigami
Department of Partial Denture Prosthodontics, Nihon University School of Dentistry

Abstract

Overdenture fractures depend greatly on the thickness of the resin base on top of root caps. However, it is often difficult to have thickness on top of root caps. Therefore, the influence of the thickness of the resin base on top of root caps on denture base strength was evaluated. Two kinds of denture base resins-high-impact-resistant and conventional-were compared.

Specimens were made of two kinds of heat-curing denture base resins. Then, the thickness of each denture base resin was increased to 2.5, 3.0, and 3.5 mm. The bending strengths with three- and four-point bending of the specimens were measured at a crosshead speed of 5 mm /min in a universal testing machine.

There were significant differences in the thicknesses of specimens and the two kinds of resin. These results indicate that high-impact-resistant denture base resin may be a useful overdenture material.

キーワード　(Key words)

オーバーデンチャー(overdenture)，曲げ強さ（bending strength)，
破壊エネルギー（energy of rupture)，
耐衝撃性レジン（high-impact resistance denture base resin）

Ⅰ．緒　言

オーバーデンチャーによる補綴治療は，欠損顎堤の保存[1,2]，歯根膜感覚受容器の保存[1,2]，歯冠／歯根比の改善[1,2,3]および咀嚼力の向上[1,2]といった利点を有し，臨床で幅広く活用されている．しかし歯根を保存することにより，根面板上のレジン床の厚みが薄くなりレジン床の強度の低下を起こす[4]．さらに咬合圧がかかった場合，歯と顎堤粘膜の被圧挙動の違いにより，根面板を支点とした義歯の動きが起こりやすく[1]，この部位で破折が起きやすいという欠点もある[1,2]．そのため，根面板上のレジン床の破折を防ぐ方法として，金属床義歯を使用する方法[1]，あるいはレジン床義歯では補強線を用いる方法[5,6]，床の厚さを確保する方法[7]などが考えられてきた．

今回著者らは，オーバーデンチャーにおける根

面板上の義歯床破折に対応するため，従来型床用レジン[8)]と耐衝撃性床用レジンを用い，根面板上の床用レジンの厚みおよび根面板の位置を変化させ，それらがどのように床用レジンの強度に影響するかを検討した．

Ⅱ．材料および方法

1．材料

本研究に使用した材料を表１に示す．義歯床用材料は加熱重合型である従来型床用レジンのアクロン（以下アクロンと記す）および耐衝撃性床用レジンのプロインパクト（以下プロインパクトと記す）とした．

図３．試験体の製作

商品名	主成分	粉液比	LotNo.	製造
プロインパクト	粉：PMMA 液：MMA	100:50	粉：1505201 液：1505141	ジーシー
アクロン	粉：PMMA 液：MMA	100:43	粉：1602041 液：1511161	ジーシー

2．方法

三点曲げ試験により曲げ強さおよび破壊エネルギーを測定し，比較検討を行った．

１）試験体の製作

根面板金型として，図１に示すキーパー付き根面板を模した基底部の直径6.0mm，高さ2.0mm，上面の直径4.5mmの円錐台の形態となる台形金型（東京技研社，東京，日本）を用いた．この根面板金型を，厚みが2.5mm，3.0mm，3.5mmのレジン板，すなわち根面板上のレジンの厚みが0.5mm，1.0mm，1.5mmとなる試験体を製作した．製作方法は図２，図３に示した．パラフィンワックスを用い，長径66.0mm，幅12.0mm，厚さ4.5mmの原型をフラスコに超硬質石膏で埋没し，流ろう後，モデルＡでは中央部に，モデルＢでは左端より10mmと40.5mmの位置にそれぞれ根面板金型を設置した．その後，従来型床用レジンおよび耐衝撃性床用レジンをメーカー指定の粉液比に従い填入し，70℃の温水中に60分加熱後，100℃の沸騰水中に30分間湿式加熱重合を行い，大気中で自然放冷した．重合したレジンは無作為に抽出した３群に５枚ずつ振り分けたのち，研磨機（ドクターラップ ML-180，マルトー社，三重，日本）と耐水研磨紙400から800番を用いて研磨を行い，長径64.0mm，幅10mm，厚さ2.5mm，3.0mm，3.5mmに成型した．モデルＡでは根面板金型が中央部に，モデルＢでは根面板金型が左端より9.5mm，39.5mmとなるようにした．成型後，37℃の水中に48時間浸漬したものを試験体とした．

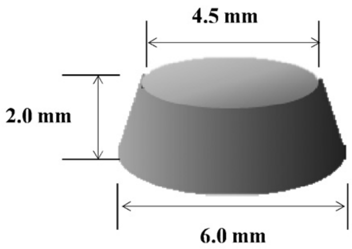


図１．根面板金型

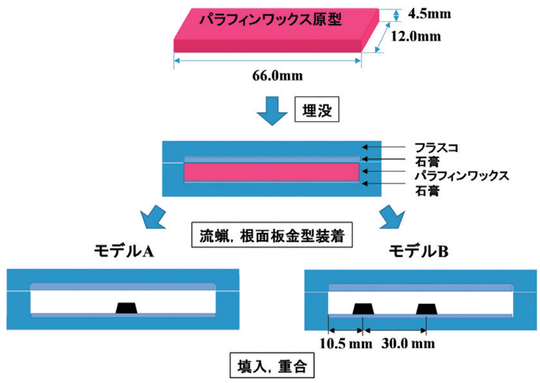


図２．試験体の製作（埋没から重合）

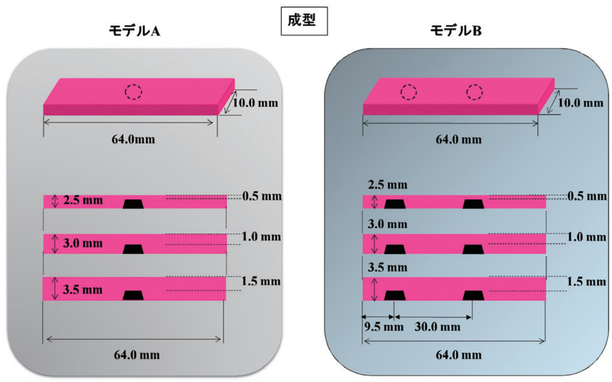


図３．試験体の製作

２）曲げ試験

測定は万能試験機（EZ-Test，島津製作所，京都，日本）を用い，圧子は JIS 規格[9)]に準じて製作し，半径1.6mmの円柱状主部の外側面にて試験体を押す荷重プランジャ（東京技研社，東京，日本）を使用した．

三点曲げ試験[9)]は，孤立歯を想定した変則三点曲げ試験および下顎両側犬歯に根面板のある片側遊離端義歯を想定した変則四点曲げ試験の２種類

を行った．

変則三点曲げ試験では万能試験機下部に根面板金型を装着し，クロスヘッド部は試験体に対して荷重プランジャ支点間距離30.0㎜で装着，クロスヘッドスピード5mm/min で試験を行った（図４）．変則四点曲げ試験では万能試験機下部に同種の根面板金型２個を装着し，クロスヘッド部は試験体に対して荷重プランジャ支点間距離30.0㎜で装着，クロスヘッドスピード5mm/min で試験を行った（図５）．試験体は各試験５枚ずつ製作し，最大点荷重時の試験体の曲げ強さ，破折までに要したエネルギー量を破壊エネルギーとして平均値を求めた．

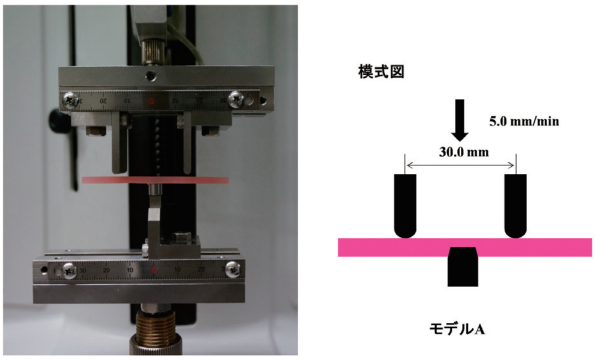


図４．変則三点曲げ試験

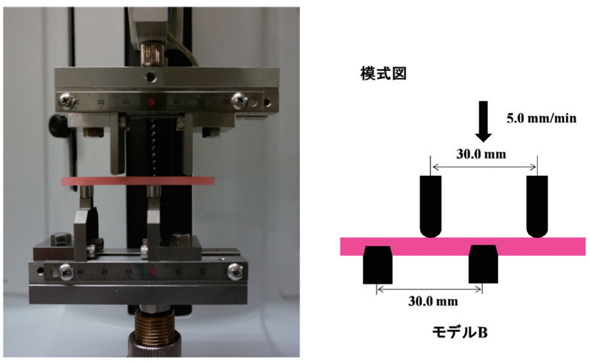


図５．変則四点曲げ試験

３）統計解析

統計処理は，試験体の各厚みにおけるアクロンとプロインパクトの比較をｔ検定で行い，同一材料内での厚みの違いによる比較を一元配置分散分析および Tukey's Test を用い，危険率５％にて求めた．

Ⅲ．結　　果

１．曲げ強さ

変則三点曲げ試験においてアクロンとプロインパクトにおける曲げ強さの結果を図６に示す．アクロンの平均値は，試験体の厚み2.5㎜では149.9N，3.0㎜では258.2N および3.5㎜では341.2N であった．プロインパクトの平均値は，試験体の厚み2.5㎜では122.5N，3.0㎜では200.4N および3.5㎜では296.5N であった．曲げ強さは2.5㎜，3.0㎜および3.5㎜の各厚みにおいて，アクロンはプロインパクトと比較して有意に大きな値を示した．また，同一材料内での厚みの違いによる比較では，アクロンとプロインパクトはともに厚みの増加に伴い，曲げ強さは有意に大きくなった．

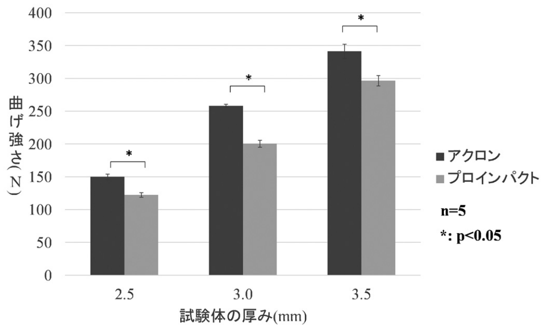


図６．変則三点曲げ試験における曲げ強さ

変則四点曲げ試験においてアクロンとプロインパクトにおける曲げ強さの結果を図７に示す．アクロンおよびプロインパクトの試験体の厚み3.5㎜では，荷重領域内（500N）では破折しなかったため測定値を得ることができなかった．アクロンの平均値は，試験体の厚み2.5㎜では277.9N および3.0㎜では394.1N であった．プロインパクトの平均値は，試験体の厚み2.5㎜では298.0N および3.0㎜では412.1N であった．曲げ強さは2.5㎜，3.0㎜，各厚みにおいて，アクロンの曲げ強さとプロインパクトの曲げ強さに有意な差は認められなかった．また，同一材料内での厚みの違いによる比較では，アクロンとプロインパクトはともに厚みの増加に伴い曲げ強さは有意に大きくなった．

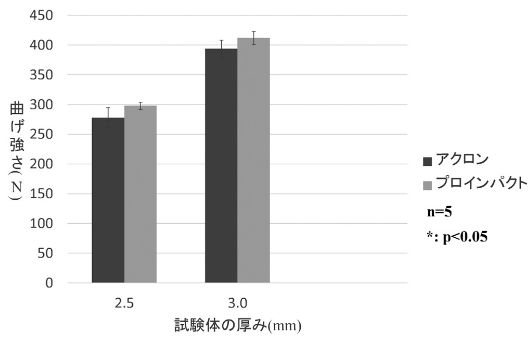


図７．変則四点曲げ試験における曲げ強さ

2．破壊エネルギー

変則三点曲げ試験においてアクロンとプロインパクトにおける破壊エネルギーの結果を図８に示す．アクロンの平均値は，試験体の厚み2.5㎜では0.220J，3.0㎜では0.393J および3.5㎜で0.510J であった．プロインパクトの平均値は，試験体の厚み2.5㎜では0.436J，3.0㎜では1.230J および3.5㎜では2.262J であった．破壊エネルギーは2.5㎜，3.0㎜，3.5㎜の各厚みにおいて，アクロンはプロインパクトと比較して有意に小さな値を示した．また，同一材料内での厚みの違いによる比較では，アクロンはプロインパクトとともに厚みの増加に伴い破壊エネルギーは有意に大きくなった．

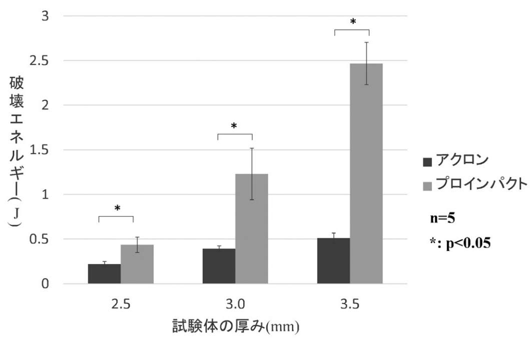


図８．変則三点曲げ試験における破壊エネルギー

変則四点曲げ試験においてアクロンとプロインパクトにおける破壊エネルギーの結果を図９に示す．アクロンの平均値は，試験体の厚み2.5㎜で0.320J，3.0㎜で0.471J であった．プロインパクトの平均値は，試験体の厚み2.5㎜では1.077J および3.0㎜では1.163J であった．破壊エネルギーは2.5㎜および3.0㎜の各厚みにおいて，アクロンはプロインパクトと比較して有意に小さな値を示した．また，同一材料内での厚みの違いによる比較では，アクロンは厚みの増加に伴い曲げ強さは有意に大きくなったが，プロインパクトでは厚みの違いによる有意な差は認められなかった．

3．破折部位

アクロンおよびプロインパクトの両者とも変則三点曲げ試験では厚さに関わらずすべての試験体が根面板金型装着部で破折し，変則四点曲げ試験ではすべての試験体が根面板金型と根面板金型の間で破折した（図10）．

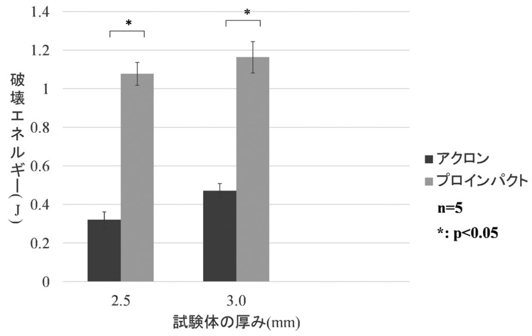


図９．変則四点曲げ試験における破壊エネルギー

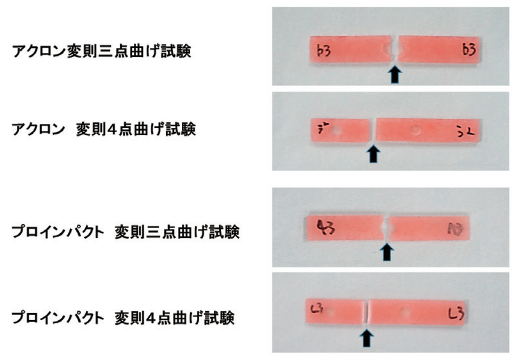


図10．各試験における試験体の破折部位

Ⅳ．考　　察

1．試験体について

本研究では，義歯床を単純化した直方体とすることで，２種材料の曲げ試験の比較検討が容易と考え，JIS 規格[9]に準じて製作した．しかし臨床では，歯列弓は弧状を呈し，義歯破損の一つと考えられているねじりのモーメントが義歯に対して作用するため[10]、種々の形態については検討する必要があると思われた．

2．根面板金型の形態について

根面板金型の直径は，犬歯の歯頚部での横断面が平均値長径７㎜および短径５㎜の楕円形であり[11]，断面積を近似させ数値を単純化して６×６㎜の正円とした．また根面板金型の高さは JIS 規格[9]に準じた試験体の高さを2.0㎜にすることで義歯床の厚みに近い条件とした．形態は[8]予備実験として行った根面板金型の形態が半球型と台形型を用いた場合による有意な差を認めなかったことより，本研究では試験体を製作するうえでより簡便である台形型の根面板金型を用いることとした．

3．曲げ試験について

義歯床用材料強度は，両端が支えられ中央部に

荷重が加わった時の強さが重要となる[12]．しかし，本研究で行った変則三点曲げ試験は孤立歯を想定し，根面板金型を支点として起こる破折を単純化し再現できると考えこのような試験を行った．変則四点曲げ試験では片持ち梁による遊離端を想定し，片側を２つの根面板金型とプランジャの一方で固定することで片側遊離端を再現できると考えた．根面板金型の距離は下顎犬歯間の直線距離が約30.0㎜前後であることから30.0㎜とし支点間距離も30.0㎜とした．また変則三点曲げ試験も条件を揃えるために同様の支点間距離とした．

４．根面板金型上のレジン床の厚みと破折の関係について

高齢の有歯顎者と義歯使用者の咀嚼能力を評価した中島ら[13]の報告によると義歯使用者の最大咬合力の平均値は60.87±42.51N であった．本研究では試験体の厚みが最も薄い2.5㎜の場合のプロインパクトの曲げ強さの平均値は，変則三点曲げでは122.5N，変則四点曲げでは298N を示し，変則三点曲げ試験では義歯使用者の最大咬合力の約２倍，変則四点曲げ試験では約５倍の値となった．また，破壊エネルギーは，曲げ強さと同様に厚みを増すごとに大きくなり，アクロンと比較するとプロインパクトの破壊エネルギーは，試験体の厚みが2.5㎜の場合，変則三点曲げ試験では約２倍，変則四点曲げ試験では約３倍の値となった．このことより，プロインパクトは試験体の厚みが2.5㎜，つまり根面板上の厚みが0.5㎜においても義歯使用者の最大咬合力に対して十分な曲げ強さを有し，さらに破壊エネルギーが大きいことより破折しにくい床用材料と考える．しかし，実際の口腔内の歯列弓は弧状を呈し，義歯に対してねじりのモーメントが作用し[10]，さらには咀嚼運動による義歯床の疲労特性も関与してくるため，床用レジンの破折しない厚みを断定することはできない．また，破壊エネルギーが大きいため，最大応力を超え，義歯床は塑性変形を起こしていることが考えられ，口腔内で使用した場合，義歯を変形したままの状態で使用することによる問題が生じる可能性もあることを考慮する必要がある．

曲げ強さに関して変則三点曲げ試験では，アクロンがプロインパクトと比較し有意に大きく，変則四点曲げ試験でアクロンとプロインパクトの両者に有意な差を認めないという結果となり，両試験で異なる結果となった．これは，たわみやすい性質をもつプロインパクトにおいては両側を固定していない変則三点曲げ試験では，プランジャ下にかかる応力が分散したのに対し，変則四点曲げ試験では２つの根面板金型（モデル B）で試験体を固定するような配置となり，根面板金型と根面板金型の間に応力が集中したことによるものと思われる．

５．破折部位について

義歯床の破折は根面板を含んだ部位で多発することが報告されている[14]．本研究において変則三点曲げ試験では根面板金型設置部位ですべての試験体は破折し，報告されている部位と一致した．一方，変則四点曲げ試験では根面板金型と根面板金型の間で破折し、根面板金型を含んだ部位で破折しなかった．これは実際の口腔内では遊離端側は粘膜で圧を負担するが，本研究では遊離端側では試験体がひずみ，プランジャ下の圧が逃げたため，その分根面板金型間に応力が集中したためにと考えられる．

Ⅴ．結　　論

本研究は，従来型床用レジンと耐衝撃性床用レジンの曲げ強さおよび破壊エネルギーを曲げ試験により評価し，根面板上の床の厚みと強度の関係について検討した．その結果，以下の結論を得た．

１．従来型床用レジンおよび耐衝撃性床用レジンはレジン床の厚みを増すことで曲げ強さは有意に大きくなった．

２．従来型床用レジンおよび耐衝撃性床用レジンでは，破壊エネルギーは耐衝撃性床用レジンの方が有意に大きかった．

本論文の要旨は第25回日本磁気歯科学会学術大会（東京）において発表した．

本研究は JSPS 科研費26462940および日本大学総合歯学研究所研究費の助成を受けたものである．

Ⅵ．参考文献

１）真鍋　顕．オーバーデンチャーをめぐる諸問題―解決されたもの，解決途上のものー．補綴誌 2004；48：372-383.

２）前田芳信，権田知也，髙橋利士，水野遥子．

オーバーデンチャーに対する評価の変遷．日補綴会誌 2014；6：223-232.
3）Brewer A A, Morrow RM. Overdentures 2nd ed. St Louis：Mosby；1975, 121-123.
4）OSADA Tomoko. Reinforcement for Overdentures on Abutment Teeth [in Japanese]. Journal of Prosthodontic Research 2006；50(2)：191-199.
5）董　堅．根面板の高さならびに義歯床の補強構造がオーバーデンチャーのひずみに及ぼす影響．The Journal of Osaka University Dental Society 2005；49(2)：1-17.
6）酒匂充夫，海田健彦，黒岩昭弘，高井智之，宇田剛，峯村崇史ほか．各種補強材によるレジン床義歯の補強効果について．補綴誌 2004；48：592-601.
7）野崎乃里江，田中貴信，出崎義規，岸本康男，佐藤徹，中村好德ほか，磁性アタッチメントのレジン義歯床の曲げ強さに及ぼす影響．日磁誌 1999；8(1)：63-69.
8）大林美穂，金沢孝憲，大山哲生，梅川義忠，中林晋也，石井拓ほか．オーバーデンチャーにおける義歯床の力学的検討．日磁誌 2015；24(1)：54-61.
9）JIS T 6501：2012，Acrylic denture base resins.
10）大久保力廣，鈴木恭典，栗原大介，福井里枝，花谷重守，阿部實ほか．義歯構造の相違がねじり強度に及ぼす影響．補綴誌 1992；36：443-449.
11）白数美輝．歯の形態学．東京：医歯薬出版；1978，111.
12）小田豊．新編　歯科理工学第４版．東京：株式会社学建書院；2007，24.
13）中島美穂子，沖本公繪，松尾浩一，寺田善博．高齢者における咀嚼能力についての研究―有歯学者と義歯使用者との比較―．補綴誌 2003；47：779-786.
14）前田芳信．臨床に生かすオーバーデンチャーーインプラント・天然歯支台のすべてー．東京：クインテッセンス株式会社；2003，37-38，88.

JSMAD
原著論文 Original paper
Journal home page：www.jsmad.jp/

三次元有限要素法を用いた磁性アタッチメント最適構造の検討

永井秀典
愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

Evaluation of the optimal structural design of magnetic attachments using a three-dimensional finite element method

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

Abstract

Magnetic attachments are designed to exert an attractive force at clinically useful levels. However, more improvement is necessary, considering strict clinical conditions. The present study analyzed and investigated magnetic attachments from the point of a magnetic circuit using a three-dimensional finite element method to enhance the performance of magnetic attachments.

An analysis model was constructed based on a dental magnetic attachment (GIGAUSS D 600, GC). A round non-magnetic body was embedded in the shield disk and a keeper in the analysis model. Analysis was performed by changing the diameter of a non-magnetic material by 0.05 mm. Then, analysis was performed by changing the vertical displacement of a magnetic assembly by 0.01 mm and the horizontal displacement by 0.1 mm of the optimal. The magnetic flux density distribution and attractive force were evaluated by the analysis.

An increase in the magnetic flux density on the attractive surface was confirmed by embedding a non-magnetic body. A similar tendency was confirmed in the attractive force. The attractive force of the optimal model by vertical and horizontal displacement was higher in the same class than in the basic model.

キーワード (Key words)

磁性アタッチメント（magnetic attachment），有限要素法解析（finite element method），磁気回路（magnetic circuit），最適構造（optimal structural design），吸引力（attractive force）

Ⅰ．緒　言

歯科用磁性アタッチメントは，磁石の吸引力を利用して補綴装置を維持する装置である．歯科用磁性アタッチメントに用いられている永久磁石の歯科臨床への応用は，1950年代初頭から始まり，顎骨に埋入して用いる方法[1, 2]やマグネットの反発力を利用する方法[3, 4]など，様々な応用が試みられてきた．その後，様々な歯科用磁性アタッチメントが開発され，1990年代に入るとマイクロレーザー溶接法技術が確立され，ステンレス鋼で磁石本体を完全に被覆することが可能となり，磁気回路の形成と共に耐腐食性，耐久性を飛躍的に向上させることができるようになった．日本では，1992年に世界に先駆けて歯科用磁性アタッチメントが実用化され，歯科補綴学分野においても，その有用性が確認された．現在では，直径3.6〜4.1

㎜の大きさで約6N もの大きな吸引力を実現し，実用性を備えた歯科用磁性アタッチメントの開発に成功した．

歯科用磁性アタッチメントは，支台歯に加わる側方力や回転力が極めて小さいこと，審美性に優れていること，摩擦力に頼る支台装置のように長期間の使用による維持力の低下がないことなど[5-8]，その臨床的有用性が高く評価されている．また，歯科用磁性アタッチメントの磁気回路は，小型でかつ大きな吸引力を発揮させるために，様々な磁気回路が設計，検討されている[9-11]．

歯科用磁性アタッチメントにおける吸引力の向上には，いくつかの方法がある．まず，歯科用磁性アタッチメントにおける磁石構造体とキーパーの吸着面積を大きくすること，次に歯科用磁性アタッチメントに用いる磁石の高性能化が挙げられる．しかし，これらの方法には，歯科用磁性アタッチメント自体が大きくなること，磁石を強力にしたとしても，磁性ステンレス鋼の磁気特性が磁石の特性を十分に発揮させるレベルにないなどの問題がある．そこで着目されるのが磁気回路の最適化である．

吸引力は，吸着面の面積と，磁束密度が大きく関係し，特に，磁束密度の影響を強く受ける．そのため，歯科用磁性アタッチメント内の磁気回路を見直すことで，磁束密度を上昇させることが出来れば，より効率的に歯科用磁性アタッチメントの吸引力を上昇させることが可能となると考える．すなわち，最適な磁気回路を導入することで，臨床価値のより高い歯科用磁性アタッチメントの開発が可能であると考えられる．

そこで，本研究は，現在臨床応用されている歯科用磁性アタッチメントを用いて内部構造を細かく変化させ，磁気回路の違いが吸引力に及ぼす影響について三次元有限要素法を用いて解析を行い，磁性アタッチメント最適構造の検討を行った．

Ⅱ．材料と方法

1．解析モデル

解析モデルは，臨床現場で現在最も多く使用されている歯科用磁性アタッチメント（GIGUSS D600，ジーシー）を参考にした．アタッチメントの外部形状は，メーカー発表の数値と実測を参考に，内部形状については，磁石構造体を包埋剤（SCANDIQUICK，スキャンディア）にて包埋後，自動精密切断機（アイソメット，BUELER）を用いて切断した．この試料を表面形状測定装置（VF-7510，KEYENCE）を用いて形状測定を行い，この計測値を基に解析モデルを構築した．

解析モデルにおける寸法は，磁石構造体の大きさが，半径1.8㎜，高さ1.3㎜，磁石構造体内部に含まれる磁石の大きさが，半径1.3㎜，高さ0.5㎜の円型とし，シールドリングの大きさは，幅0.2㎜，高さ0.2㎜とした．ディスクヨークの寸法は半径1.1㎜，高さ0.2㎜とした．また，キーパーの寸法は，半径1.8㎜，高さ0.7㎜の円型とした．今回，軸対称であることを考慮し，解析１～３においては解析モデルを1/4モデル，解析４，５においては解析モデルを1/2モデルとし，２種類構築した．1/4モデルを基本モデル１，1/2モデルを基本モデル２とした（図１，２）．また，解析範囲は，磁石構造体，キーパーの周囲２㎜の範囲を解析対象とし，要素分析を行った．モデル構築には，汎用有限要素プリ・ポストプロセッサ（Marc mentat2010，MSC）を用い，解析ソフトには，電磁界解析システム（μ-MF，μ-TEC）を用いた．要素タイプは，三次元五面体及び六面体要素とし，基本モデル１では，要素数は53,802，節点数は57,784，基本モデル２では，要素数は107,604，節点数は112,468である．

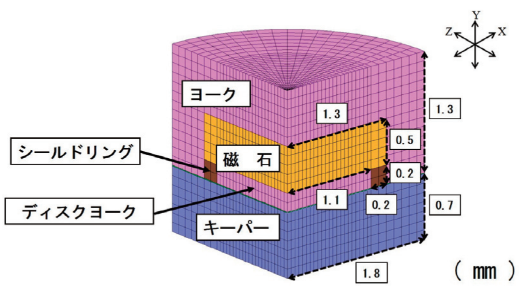


図１．基本モデル１

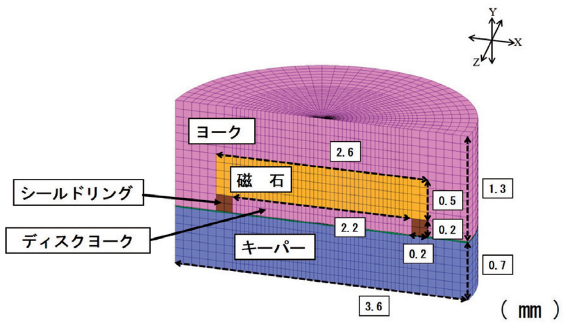


図２．基本モデル２

2．解析条件

磁石は，Ne-Fe-B（ネオジム・鉄・ボロン）であり，その磁気特性については，当講座の宮田らの実験[12]より得られた磁石の熱特性とメーカーの発表値をもとに算出した．また，ヨークおよびキーパーの材質はSUS XM27であり，その磁気特性については実測値と（表１）に示す近似式を用いてB-H曲線[13]を算出した．

表１．　解析条件

磁石

ネオジム磁石	（BH）MAX ＝ 46MGOe 残留磁束密度 ＝ 1.22T

キーパー

磁性ステンレス鋼（XM 27）	飽和磁束密度 ＝ 1.35T

B−H曲線　$B = B_s\{1-\exp(-\mu_r \cdot \mu_0 \cdot H/B_s)\}$

3．解析項目

まず，以下の解析１～３において歯科用磁性アタッチメントの最適構造の模索を行った．次に，解析４，５では解析１～３で算出された最適構造を付与した最適モデルにおける磁石構造体のキーパーに対する垂直，水平的変位が吸引力に及ぼす影響について検討を行った．

１）解析１

磁石構造体のディスクヨーク中心部に設定した非磁性体の大きさによる吸引力への影響について検討を行った．ディスクヨーク中心部に設定した非磁性体の半径を０㎜から1.0㎜まで0.05㎜ずつ変化させた計20種類の解析を行った（図３）．

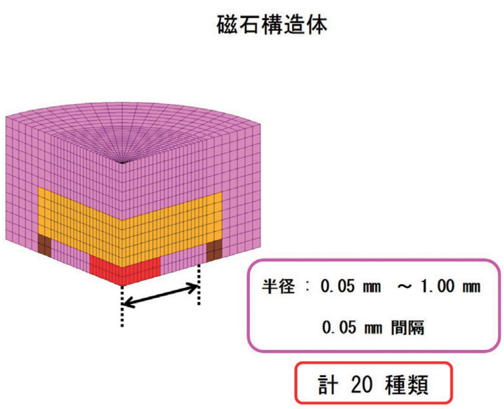


図３．解析１

２）解析２

キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の大きさによる吸引力への影響について検討した．キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径を０㎜から1.0㎜まで0.05㎜ずつ，また，深さは０㎜から0.6㎜まで0.1㎜ずつ変化させた計120種類の解析を行った（図４）．

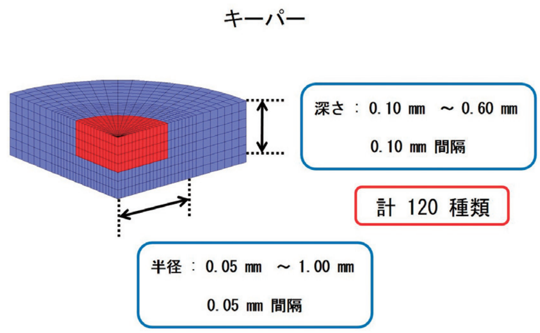


図４．解析２

３）解析３

磁石構造体のディスクヨーク中心部とキーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の大きさによる吸引力への影響について検討した．磁石構造体のディスクヨーク中心部の非磁性体の半径を0.05㎜から0.5㎜まで0.05㎜ずつ変化させた計10種類，キーパー吸着面中心部に非磁性体の半径を0.05㎜から1.0㎜まで0.05㎜ずつ，また，深さは0.1㎜から0.6㎜まで0.1㎜ずつ変化させた計120種類，それぞれを組み合わせた計1200種類の解析を行った（図５）．

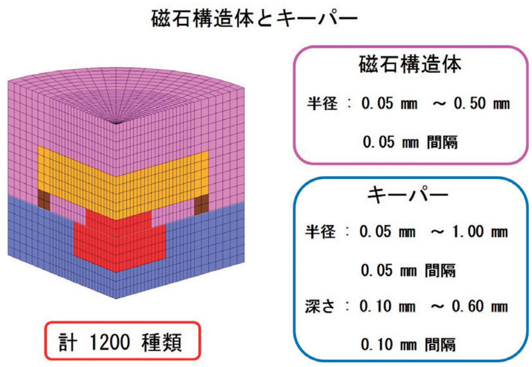


図５．解析３

４）解析４

解析１～３で算出された最適モデルにおける磁石構造体の垂直的変位が吸引力に及ぼす影響について検討した．磁石構造体の垂直的変位が０㎜から0.2㎜まで0.01㎜ずつ変化させた計21種類の解

析を行った．比較対象の基本モデル２においても同様の解析を行った（図６）．

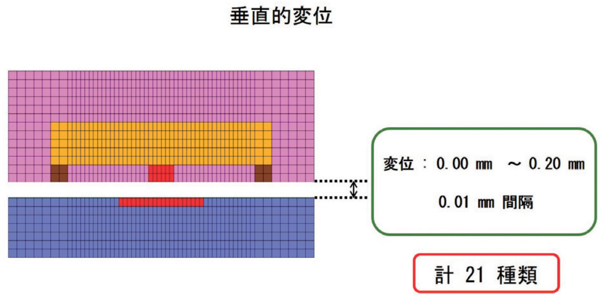


図６．解析４

５）解析５

解析１～３から算出された最適モデルにおける磁石構造体の水平的変位が吸引力に及ぼす影響について検討した．磁石構造体の水平的変位が０mmから1.8mmまで0.1mmずつ変化させた計19種類の解析を行った．比較対象の基本モデル２においても同様の解析を行った（図７）．

解析結果の評価は，吸引力および磁束密度分布とした．

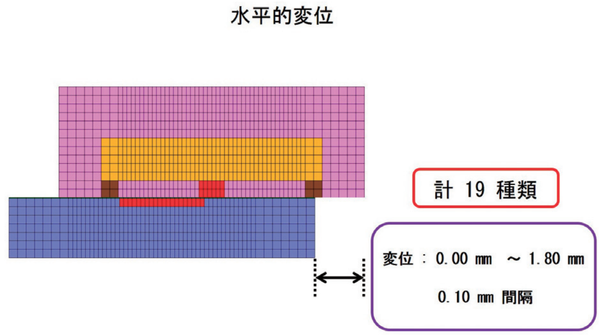


図７．解析５

Ⅲ．結　　果

１．解析１　磁石構造体のディスクヨーク中心部に非磁性体を設定した場合

１）吸引力

吸引力の結果を図８に示す．非磁性体の半径が大きくなるにつれ，緩やかに吸引力の上昇が見られた．非磁性体の半径が0.3mmで，吸引力が最大となり，約560gf を示した．その後，非磁性体の半径が大きくなるにつれ，吸引力の低下がみられた．基本モデル１の吸引力を100％とした場合，吸引力が最大であった半径0.3mmでは約103％に上昇した．

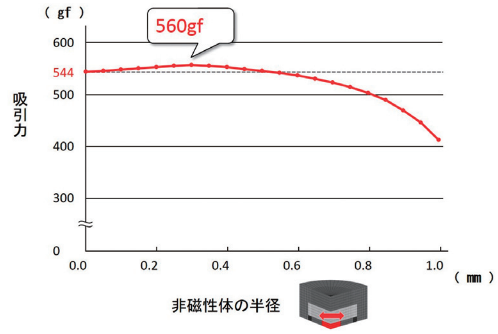


図８．吸引力

２）磁束密度分布

代表的な磁束密度分布を図９に示す．非磁性体の半径が大きくなると，磁石構造体とキーパーの吸着面において磁束密度の上昇が確認された．非磁性体の半径が0.6mm以上になると，ディスクヨーク内部に1.5T 以上である過飽和状態の部分が認められた．また磁石構造体内部における磁石部分の磁束密度の減少が認められた．さらに非磁性体の半径が大きくなると，磁石構造体とキーパー吸着面におけるディスクヨーク内部が完全に過飽和状態となり．また磁石構造体内部における磁束密度の減少が認められた．

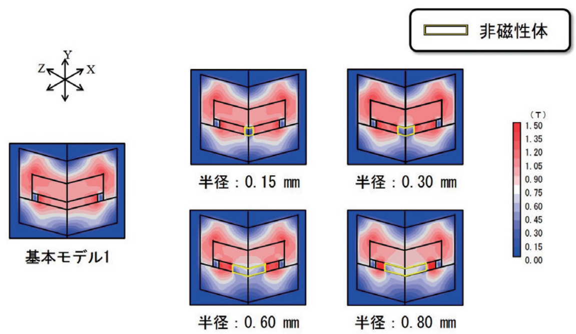


図９．磁束密度分布

２．解析２　キーパー吸着面中心部に非磁性体を設定した場合

１）吸引力

吸引力の結果を図10に示す．非磁性体の半径が大きくなるにつれ，緩やかに吸引力の上昇が確認された．非磁性体の半径が0.6mmで，吸引力が最大となり，約582gf を示した．その後，非磁性体の半径が大きくなるにつれ，吸引力の低下が確認された．基本モデル１の吸引力を100％とした場合，吸引力が最大であった半径0.6mmでは約107％に上昇した．非磁性体の深さに関してみると，非磁性体の半径が0.6mmまでの吸引力は，ほぼ同等

であり，非磁性体の深さによる影響は少ないことが確認された．その後，非磁性体の半径が0.65㎜以上になると，吸引力は減少傾向を示し，非磁性体の深さによる影響が確認された．

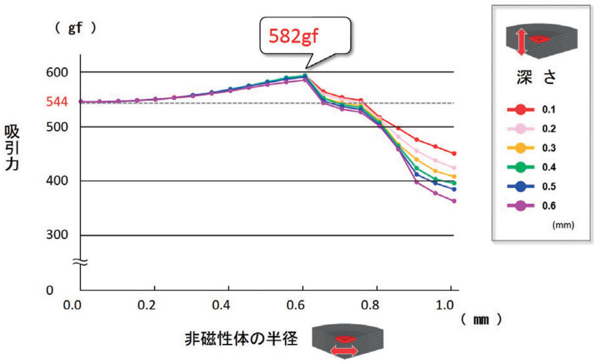


図10．吸引力

2）磁束密度分布

非磁性体の深さの影響が少ないため，深さを0.1㎜に固定し，キーパー吸着面に非磁性体を設定した代表的な磁束密度分布を図11に示す．基本モデル1と比較して，非磁性体の半径が0.2，0.4㎜では，キーパー吸着面付近の磁束密度の上昇が確認された．半径が0.6㎜では，基本モデル1と比較すると，ディスクヨーク，キーパー吸着面全体に磁束密度の上昇が確認された．このとき最大の吸引力の値を示した．半径が0.8㎜では，ディスクヨーク，キーパー吸着面に磁束密度の過飽和状態が確認された．また，基本モデル1と比較すると，磁石構造体内部における磁束密度の低下が確認された．

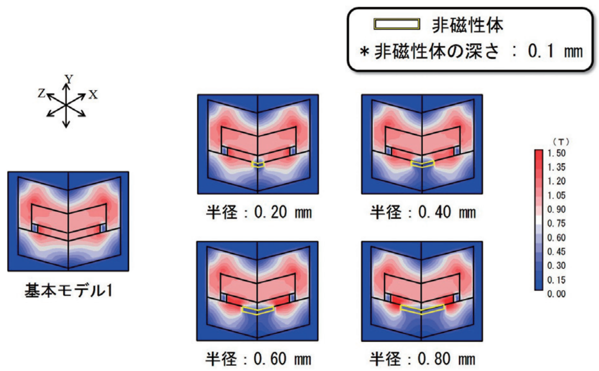


図11．磁束密度分布

3．解析3　磁石構造体のディスクヨーク中心部とキーパー吸着面中心部両方に非磁性体を設定した場合

1）吸引力

ディスクヨーク中心部に設定した非磁性体の半径を0.15㎜に固定した場合，キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の深さに対して，キーパー吸着面に設定した非磁性体の半径を変化させた場合での吸引力の結果を図12に示す．キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径が0.5㎜までは，深さによる影響は少なかった．また，キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径が0.5㎜の時，吸引力は最大を示した．しかし，キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径が0.55㎜以上になると，吸引力は減少した．また深さについては，吸引力が最大値を示す，キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径が0.5㎜までは深さの影響が少ないため，深さを0.1㎜に固定した．

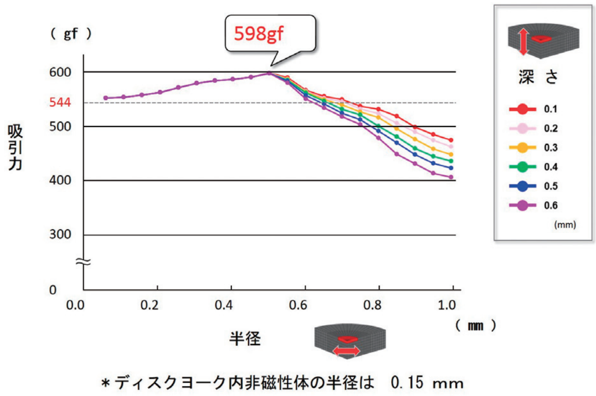


図12．吸引力（深さによる影響）

次に，ディスクヨーク中心部に設定した非磁性体の半径に対して，キーパー吸着面に設定した非磁性体の半径の変化が吸引力に及ぼす影響の結果を図13に示す．キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径が大きくなるにつれ，緩やかに吸引力の上昇がみられた．ディスクヨーク中心部に設定した非磁性体の半径が0.15㎜，キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径が0.5㎜で，吸引力は最大となり，約598gfを示した．その後は，キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径が大きくなるにつれ，吸引力の低下が確認された．また，基本モデル1の吸引力を100％とした場合，吸引力が最大を示したディスクヨーク中

心部に設定した非磁性体の半径が0.15mm，キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の半径が0.5mm，深さが0.1mmでは，約110％上昇した（図14）．

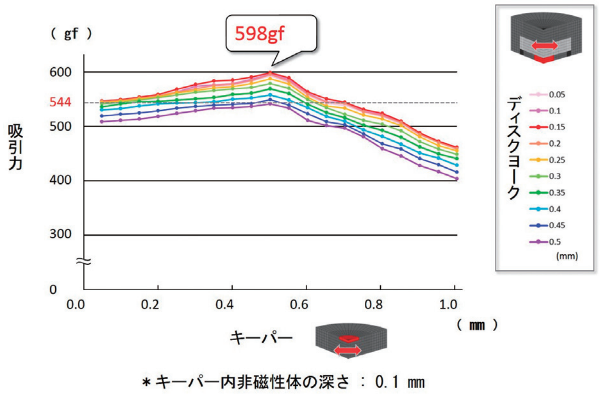


図13．吸引力（ディスクヨークとキーパーの影響）

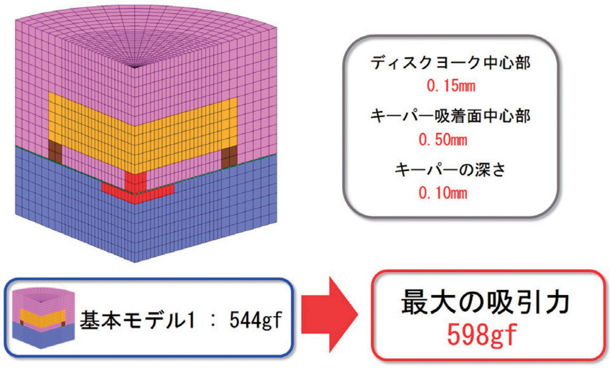


図14．最適モデル

2）磁束密度分布

ディスクヨーク中心部に設定した非磁性体の半径を0.15mm，深さ0.1mmにおけるキーパー吸着面に非磁性体を設定した代表的な磁束密度分布を図15に示す．基本モデル1と比較して，非磁性体の半径が0.5mmでは，キーパー吸着面付近の磁束密度の上昇がみられ，最大の吸引力の値を示した．半径が0.5mmでは，基本モデル1と比較すると，

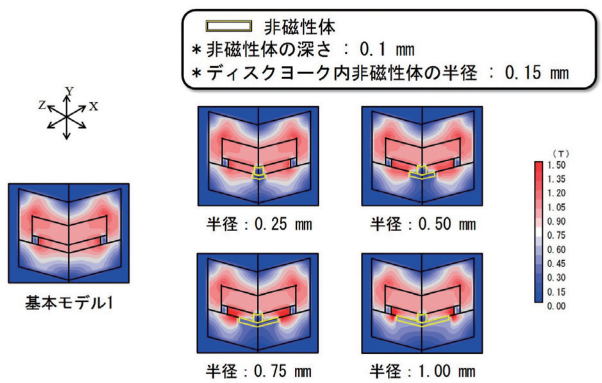


図15．磁束密度分布

ディスクヨーク，キーパー吸着面全体に磁束密度の上昇がみられた．それ以降，0.75，1.0mmと大きくなるにつれ，磁束密度の過飽和状態が生じ，ディスクヨーク，キーパー吸着面，磁石構造体内部の磁束密度の低下が確認された．

4．解析4　最適モデルにおける磁石構造体の垂直的変位の影響

1）吸引力

垂直的変位における吸引力の結果を図16に示す．基本モデル2，最適モデルともに垂直的変位が増加するとともに，大幅な吸引力の減少が確認された．垂直的変位が0.06mmまでは基本モデル2より最適モデルのほうが吸引力が大きいのが確認された．垂直的変位が0.06mm以上になると，吸引力は基本モデル2，最適モデルともに，ほぼ同等程度であるのが確認された．垂直的変位が0.06mmにおける吸引力の減少率は，基本モデル2では約50％であった．また，最適モデルでの吸引力の減少率は約56％であった．垂直的変位が0.2mmにおける吸引力の減少率は，基本モデル2では約86％であった．また，最適モデルでの吸引力の減少率は約87％であった．

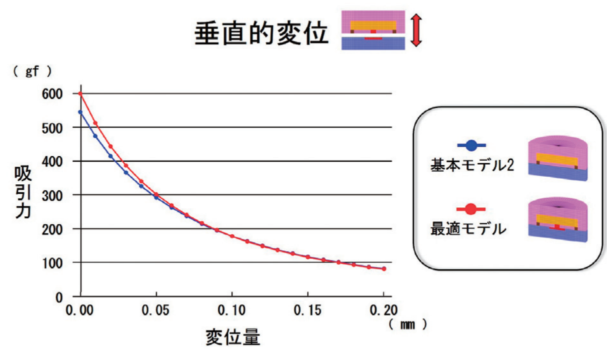


図16．吸引力

2）磁束密度分布

垂直的変位における代表的な磁束密度分布を図17に示す．基本モデル2，最適モデルともに垂直的変位の増加に伴い，磁石構造体，キーパー吸着面における磁束密度の減少が確認された．また，最適モデルは，基本モデル2と比較すると，磁石構造体，キーパー吸着面における磁束密度の上昇が確認された．

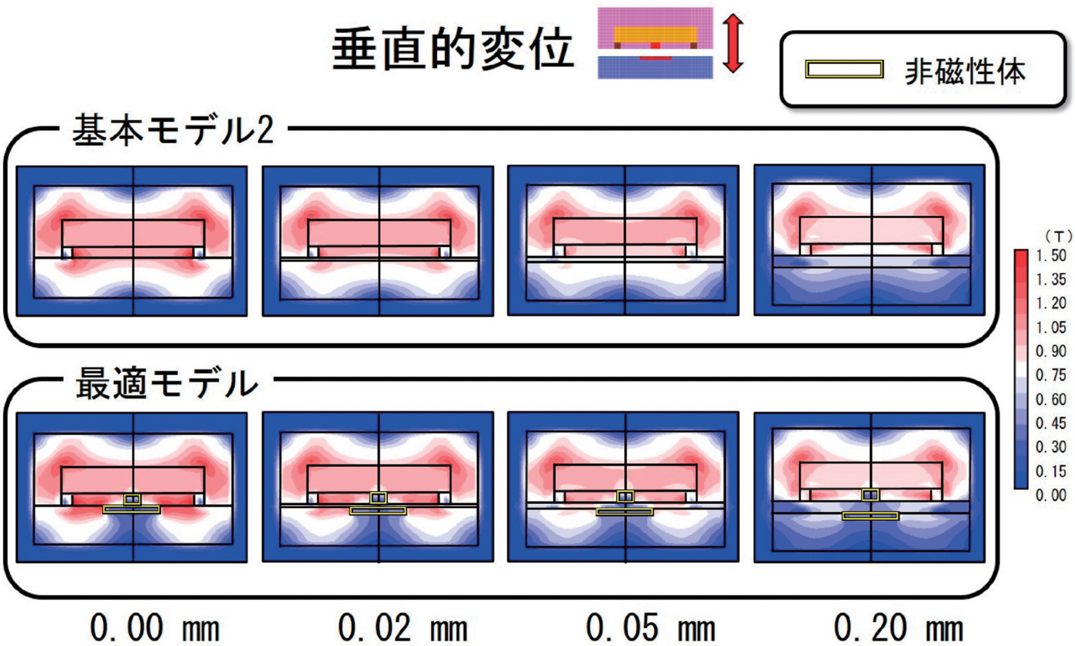


図17．磁束密度分布

5．解析５　最適モデルにおける磁石構造体の水平的変位の影響

1）吸引力

磁石構造体の水平的変位における吸引力の結果を図18に示す．基本モデル２，最適モデルともに垂直的変位と比較すると吸引力の減少は，全体的に緩やかであった．水平的変位が0.4㎜までは基本モデル２よりも最適モデルのほうが吸引力は大きくなった．水平的変位が0.5㎜以上になると基本モデル２よりも最適モデルのほうが吸引力は小さくなることが確認された．水平的変位が0.5㎜における基本モデル２での吸引力の減少率は約32％であった．また，最適モデルでの吸引力の減少率は約40％であった．水平的変位が1.8㎜における基本モデル２での吸引力の減少率は約80％であった．また，最適モデルでの吸引力の減少率は約84％であった．

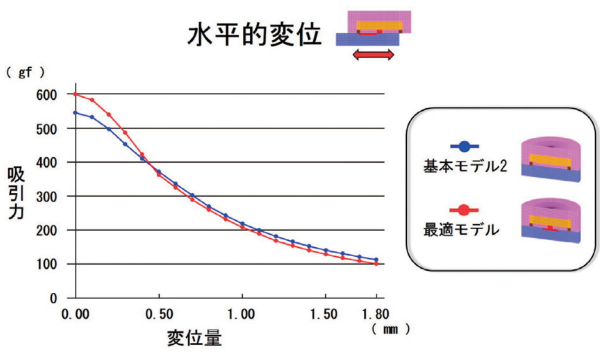


図18．吸引力

2）磁束密度分布

磁石構造体の水平的変位における代表的な磁束密度分布を図19に示す．基本モデル２，最適モデルともに水平的変位の増加に伴い，磁石構造体，キーパー内部における磁束密度の減少および磁石構造体右側のヨーク部分における磁束密度が減少した．また水平的変位量の増加とともに，漏洩磁場の増加が確認された．最適モデルは，基本モデル２と比較すると，磁石構造体，キーパー吸着面における磁束密度の上昇が認められた．

Ⅳ．考　　察

1．吸引力について

磁石の吸引力は下記の式（１）で示される．

$$F = (1/2\mu_0) \cdot S \cdot B^2 \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots (1)$$

{μ_0：真空の透磁率，Ｓ：吸着面の面積，Ｂ：磁束密度}[14]

真空の透磁率は，$4\pi \times 10^{-7}$H/m と定数であり，吸引力は吸着面の面積と磁束密度によって影響を受ける．さらに，吸引力は磁束密度の２乗に比例するため吸着面の面積の影響よりも大きく影響する[15]．そのため，本研究では，磁石構造体のディスクヨーク中心部，キーパー吸着面中心部に非磁性体を設定することで，磁束密度を増加させ，吸引力の上昇を期待したものである．しかしながら，磁束密度の上昇には限界が存在する．磁性体に外部磁場を加えて磁化していくと磁束密度は上昇し

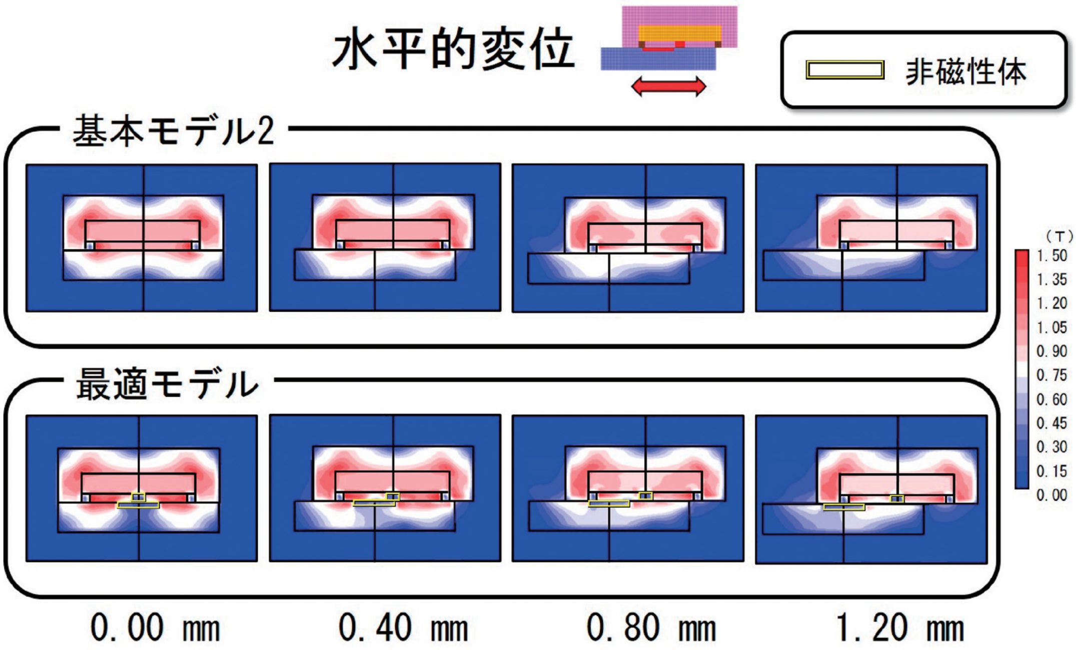


図19．磁束密度分布

ていくが，磁性体固有の磁束密度の限界である飽和磁束密度に達すると磁束密度は上昇しなくなる．さらに，飽和磁束密度を超えて磁場を加えていくと過飽和状態となり磁気回路における磁気抵抗が上昇し，結果的に磁束密度が減少していくことになる．そのため，解析１～３において，吸引力の減少時には全ての磁束密度分布図において，磁束密度の過飽和状態が確認できる．以上のことにより，磁性アタッチメントの吸引力を上昇させるためには，吸着面の面積と磁束密度の適切なバランスが重要であると考える．

２．解析方法について

磁石が生み出す吸引力や反発力の動態の詳細を実測，観察することは，磁石の形状，特性などの影響を考える必要があり容易ではない．さらに磁場は均一な材料においても，磁束の勾配が全ての方向に対して生じるため[11]，磁力や磁場を特定の位置で計測することは可能であるが，その計測結果から最大限の吸引力を発生する磁気回路を設計し，最適化の検証等は非常に難しい問題である[16]．

近年，計算機の性能向上と数値解析技術の進歩に伴い，コンピュータ解析を用いた磁場解析技術は目覚しく向上し，試作コストの削減や開発期間の短縮のための強力な手段となっている[17-19]．これらを検証する方法として境界要素法，磁気モーメント法，有限要素法などいくつかの方法がある[20-22]．これらの手法は，様々な条件を付加しながら磁気回路内部における動態を可視化し客観的に評価を行うことが可能であり，磁気回路の最適化を模索するには有効な手段である．

これらの手法の中で，境界要素法は，モデル表面上での解析であり，漏洩磁場などがある解析には余り適さない[23]．磁気モーメント法は，要素分割の必要がないため，解析モデル内部における複雑な磁束の流れを表現することができない[24]．有限要素法は，流体力学，電気工学など，様々な分野で導入されており，空間にも磁場分布を持つ複雑な境界値問題に対する理論解析値を与えることを可能にしている．このことから，本研究において有限要素法を用いた解析は非常に有用であると考える．

３．解析モデルについて

近年，内部構造を詳細なデジタルデータとして構築できる技術が革新的に進歩してきている[25-27]．これらのデータを有限要素法解析に組み込み，実際の形状に近い状態でシミュレーションを行うことが可能となってきた．しかしながら有限要素法の解析モデルにおいて，解析対象が非常に複雑な形態を有している場合は，その再現精度が解析結果に多大な影響を与えてしまう場合がある．なぜ

ならば，解析モデル構築時に，アスペクト比の悪い要素が解析モデルに含まれると，計算精度を落とす原因となる[28]．アスペクト比とは要素の縦と横の比率のことであり1：1から1：2位が最適とされている．そのため，本研究での解析モデルの構築においても，アスペクト比に留意して要素分割を行った．また，磁石は漏洩磁場として空間にも磁場分布を持つ．つまり，歯科用磁性アタッチメントの周りにも磁場を持つということである．そのため，解析範囲は，歯科用磁性アタッチメントの磁石構造体，キーパーの周囲も解析対象とした場合，解析結果の精度は上昇することとなる．本研究では，漏洩磁場の出現する範囲を確認し，モデル構築には磁石構造体，キーパーの周囲2㎜も解析対象とし要素分析を行った．その上で磁性アタッチメントの最適化を行った．

4．解析条件について

磁場解析において，磁性ステンレスや磁石の磁気特性は非常に重要である．しかし，これらの詳細な磁気特性は現在公表されていない．そこで今回の解析では，磁性ステンレス鋼であるSUSXM27の磁気特性の実測を行い，実測不可能なところに関しては，近似式よりB-H曲線を算出した．この点については，SUSXM27のより正確な数値の測定が今後の解析における課題の一つであると考えられる．また，磁石構造体に含まれる磁石に関しても不明な点が多く，今回の解析に関しては，当講座の宮田ら[12]が行った磁石構造体の熱特性とメーカー発表の数値を参考にその磁気特性を決定したが，こちらに関しても今後更に詳細な検討が必要と考えられる．

5．解析結果について

1）解析1

解析1において，ディスクヨーク中心部に非磁性体の半径が0.3㎜で設定した時に吸引力が最大値を示し，その時の基本モデル1の吸引力を100％とした場合，吸引力は約103％であった．吸引力の上昇率が低かった原因として，今回解析に用いた磁気回路はカップヨーク型であり，カップヨーク型はキーパー中心部における磁束密度の集中が少ないという特徴がある．そのため，ディスクヨーク中心部に非磁性体を設定しても磁束密度が上昇しにくい．また，非磁性体は磁束を全く通さないわけではなく，磁束を通しにくいという性質であるため，解析1では，磁石構造体のディスクヨークに設定した非磁性体が直接磁石と接していることにより，磁石から出た磁束は非磁性体にも流れてしまう．このことは，ディスクヨーク中心部に設定した非磁性体内部にも磁束が流れていることが磁束密度分布図からも確認できる．そのため，その内部構造を変化させても影響が少なかったものと考えられる．

2）解析2

解析2において，基本モデル1の吸引力を100％とした場合，キーパー吸着面中心部に非磁性体の半径が0.6㎜，深さ0.1㎜で設定した時に吸引力が最大値を示し，その時の吸引力は約107％であり，解析1よりも吸引力の上昇率は大きくなった．これは，解析2では，設定した非磁性体がキーパー中心部であるため，解析1よりも磁石から出た磁束が効率的に絞られ，磁束密度の上昇による効果が得られたためと考えられる．このことは，キーパー吸着面における磁束密度の上昇が磁束密度分布図からも確認できる．次に，非磁性体の深さの影響は，吸引力の上昇時は少なかったが，低下時においては大きかった．吸引力の上昇時における非磁性体の深さの影響が少なかった理由は，キーパー中心部において磁束密度の集中が起こりにくいカップヨーク型の磁気回路を用いて，そのキーパー中心部に非磁性体を設定したことに起因する．しかし，吸引力の低下時においては，キーパー吸着面において磁束密度が過飽和状態になり，吸着面における磁気抵抗が上昇するため，磁石から出た磁束は磁束を通しにくい非磁性体に流れるようになる．非磁性体の深さが浅い場合は，非磁性体内部を磁束が通過することができるが，非磁性体の深さが深くなるほど磁束が通過することができなくなる．その影響により吸引力の低下時において，深さの影響が大きかったものと考えられる．

3）解析3

解析3において，ディスクヨーク中心部に半径が0.15㎜，キーパー吸着面中心部に半径が0.5㎜，深さ0.1㎜で非磁性体を設定した時の吸引力は，基本モデル1の吸引力に対して約110％であり最大値を示した．解析3は解析1，2と比較して，吸引力の上昇率は最も高くなった．これは，磁石

構造体内部の磁石から出た磁束が，まず，ディスクヨーク中心部にて絞られ，次に，その磁束がキーパー吸着面中心部でさらに絞られ，より効果的に磁束密度を上昇させることが出来たため，解析１，２よりも高い上昇率が得られたものと考えられる．

４）解析４

垂直的変位が0.06㎜までは基本モデル２よりも最適モデルのほうが吸引力の値が大きく，垂直的変位が0.06㎜以上になると，吸引力の値は基本モデル２，最適モデルともに，同等程度であった．垂直的変位が0.06㎜までは，磁石構造体とキーパーの中心軸が垂直的変位では同じであるため，最適化構造が付与された最適モデルの方が，基本モデル２と比較して，変位量が大きくなっても，吸引力の低下に対して抵抗したからであると考えられる．しかし，垂直的変位が0.06㎜以上になると，磁気回路での影響よりも垂直的変位における空隙による影響を強く受け，最適モデルと基本モデル２との磁気回路の違いによる吸引力の差が少なくなったと考えられる．

５）解析５

水平的変位が0.5㎜までは基本モデル２よりも最適モデルが吸引力の値が大きく，水平的変位が0.5㎜以上では逆に基本モデル２よりも最適モデルが吸引力の値が小さくなった．水平的変位が0.5㎜までは，最適モデルの方が，基本モデル２と比較して，キーパー吸着面における磁束密度が大きいため，吸引力の低下に抵抗したものと考えられる．しかし，水平的変位が0.5㎜以上になると，ディスクヨーク中心部とキーパー吸着面中心部に設定した非磁性体両方によって最適モデルの吸着面積が減少するため，最適モデルよりも基本モデル２の方が吸引力の値が大きくなったと考えられる．

Ⅴ．結　論

歯科用磁性アタッチメント内部の磁石構造体のディスクヨーク中心部，キーパー吸着面中心部に非磁性体を設定し，歯科用磁性アタッチメント構造の最適化について三次元有限要素法を用いて解析，検討を行ったところ，以下の結果を得た．

1．歯科用磁性アタッチメント内部に非磁性体を設定し，磁気回路を変更させることにより吸引力の上昇が確認された．
2．磁石構造体のディスクヨーク中心部に非磁性体を設定するよりも，キーパー吸着面中心部に非磁性体を設定した場合の方が吸引力の上昇が確認された．
3．キーパー吸着面中心部に設定した非磁性体の深さは，半径の大きさと比較して吸引力への影響は少ないことが確認された．
4．最適化構造を付与した歯科用磁性アタッチメントは，磁石構造体の垂直，水平的変位において歯科用磁性アタッチメントと比べ，同等以上の吸引力を維持できる可能性が示唆された．

謝　辞

稿を終わるにあたり，懇切な御指導と御校閲を賜りました本学有床義歯学講座主任 武部　純教授，並びに終始御懇篤な御指導と御校閲を賜りました愛知学院大学名誉教授 田中貴信先生に心から感謝の意を表します．また，本研究の当初より熱心な御教授，御指導を頂きました東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野 髙田雄京准教授，当講座 中村好徳准教授，熊野弘一講師に深謝いたします．さらに，本研究に多大な御協力を頂きました有床義歯学講座の教員諸兄，及び大学院諸氏に心から御礼申し上げます．

本論文の要旨は，平成26年度第84回愛知学院大学歯学会（平成26年６月８日，名古屋市），平成26年度第24回日本磁気歯科学会（平成26年11月８，９日，熱海市），平成27年度第25回日本磁気歯科学会（平成27年11月14，15日，東京）にて発表した．

参考文献

１）Gillings BRD. Magnetic retention for complete and partial overdentures, Part1. J Prosthet Dent 1981；45：484-491.
２）Gillings BRD. Magnetic retention for complete and partial overdentures, Part2. J Prosthet Dent 1983；49：607-618.
３）Sasaki H., Kinouchi Y., Tsutsui H., et al. A magnetic attachment for overdentures. J Prosthet Dent 1984；51：450-455.
４）Takada Y., Okuno O. Effects of heart

history on the corrosion of dental magnetic attachments. Dent Mater J 2005；24：391-397.
5）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─．東京：医歯薬出版；1992.
6）田中貴信，天野優一郎．磁性アタッチメントの特徴と臨床使用に際しての注意点．東京：デンタルダイヤモンド；1994.
7）田中貴信．続磁性アタッチメント─108問108答─．東京：医歯薬出版；1995.
8）田中貴信，星合和基，中村好德．磁性アタッチメントの新たな適用症を求めて─歯冠外アタッチメントへの挑戦─．日磁歯誌 2006；15(1)：1-13.
9）手川歓織，木内陽介．シリンダ型磁性アタッチメントの維持力の特性解析．日磁歯誌 1999；8(1)：48-56.
10）手川歓織，向井雅彦，木内陽介．斜めに磁化されたスプリットポール型磁性アタッチメントの特性解析．日磁歯誌 2002；11(1)：14-19.
11）手川歓織，木内陽介．第3世代に向けた磁性アタッチメントの開発．電子情報通信会技研報 MEとバイオサイバネティックス　2007；107(154)：47-50.
12）Miyata T., Niimi J., Ando A., et al. Infuluence of heating of a magnetic attachment on the attractive force. J J Mag Dent 2008；17：44-50.
13）熊野弘一，中村好德，岩井孝光，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ースクリューホール形態の違いによる影響─．日磁歯誌 2013；20(1)：55-60.
14）手川歓織，木内陽介．臨床的使用条件がカップヨーク型磁性アタッチメントの吸引力に及ぼす影響．日磁歯誌 1996；5(1)：31-38.
15）Kumano H., Nakamura Y., Kanbara R., et al. A three-dimensional finite element evaluation of magnetic attachment attractive force and the influence of the magnetic circuit. Dent Mater J 2014；33(5)：669-673.
16）木内陽介．磁性アタッチメントの基礎物理学．東京：歯科ジャーナル；1993：38(1)：17-26.
17）美咲隆吉，坪井　始．「表面電荷法による電極形状の最適化について」．電学論A 1983；103(12)：675-682.
18）小貫　天，島本英樹，山村次男．「有限要素・境界要素併用法を用いた三次元磁界解析における境界要素法定式化の改良」．電学論A 1989；109(11)：497-503.
19）片桐弘雄．有限要素法を用いた三次元電磁界解析の高速化に関する研究. <http://repository.lib.gifu-u.ac.jp/handle/123456789/49022>; 2014 [accessed 16.06.19]
20）手川歓織，木内陽介．臨床的使用条件がカップヨーク型磁性アタッチメントの吸引力に及ぼす影響．日磁歯誌 1996；5(1)：31-38.
21）中村好德. 有限要素法によるオーバーデンチャーと磁性アタッチメントの力学的解析．補綴誌 1999；42：422-431.
22）中村好德，田中貴信，石田　隆，ほか．有限要素法における磁性アタッチメント「マグフィットEX600R」の吸引力に関する理論的検討─2次元と3次元との比較検討─．日磁歯誌 1999；8(1)：57-62.
23）酒井　譲，山下彰彦．有限要素法と境界要素法を併用した磁場解析．日本機会学会論文集 1993 59(557).
24）光藤健太，平田勝弘，宮坂史和，ほか．粒子法と磁気モーメントの達成による電磁現象解析．日本AEM学会誌 2015；23(2)：34-39.
25）藤本俊輝．根面板の設計がオーバーデンチャー装着時の挙動に及ぼす影響─三次元有限要素法による力学的解析－．日大歯学 2007；81(2)：85-99.
26）本橋具和．圧迫骨短縮術の三次元有限要素法による力学解析．日顎変形誌 2007；17(1)：1-8.
27）安藤彰浩，中村好德，神原　亮，ほか．三次元有限要素法による歯冠外磁性アタッチメント支台歯周囲組織の応力解析．日磁歯誌 2009；18(1)：32-41.
28）東町高雄．有限要素法のノウハウ．東京：森北出版；1993.

JSMAD
原著論文　Original paper
Journal home page：www.jsmad.jp/

ISO 13017 Amendment 1に準拠した磁性アタッチメントの維持力測定法に関する実験的検証

高橋正敏，坂詰花子，Kanyi Mary，佐藤孝太郎，笹崎浩司，髙田雄京
東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

Experimental verification of the test procedure for measuring the retentive force of dental magnetic attachments as stipulated in ISO 13017 Amendment 1

Masatoshi Takahashi, Hanako Sakatsume, Mary Kanyi,
Kotaro Sato, Koji Sasazaki and Yukyo Takada
Division of Dental Biomaterials, Tohoku University Graduate School of Dentistry

Abstract

The detailed procedure for measuring the retentive force of dental magnetic attachments was published as ISO 13017:2012/Amd.1:2015. However, the effectiveness of the standard procedure has not been established. The aim of the study was to investigate the usefulness of the test procedure instructions. Six participants, whose native language is not English, conducted the experiment for the first time. The magnetic attachments used were two flat types and one post type. Each participant conducted the experiment in three phases. Each set of measurements was taken after fulfilling the following conditions：

First：Each participant read the ISO standard test procedure manual alone.
Second：Each participant discussion the procedure instructions only, with an expert.
Third：An expert gave a practical demonstration of the experiment.

Three of six participants generated significantly low values after the first phase only. All ofthe other values (of three participants after the first phase and all participants after the second and third phases) corresponded with more than 85% of the figure quoted in the manufacturer's literature accompanying the package. Moreover, participants achieved more accurate figures after the second-phase discussion.

These results indicate that the test procedure standard in ISO 13017 is a useful guide for measuring retentive force.

キーワード　(Key words)

歯科用磁性アタッチメント（dental magnetic attachment），維持力（retentive force），
ISO 13017 Amendment 1（ISO 13017 Amendment 1），測定法（test procedure），
国際標準化（international standardization）

Ⅰ. 緒　言

日本主導で策定を進めてきた歯科用磁性アタッチメントの国際標準規格（ISO 13017）が2012年7月に発行され，それまで全く規格化されていなかった磁性アタッチメントに関する専門用語や製品の成分表示，耐食性の測定法などが規定された[1)]．この ISO により，磁性アタッチメントの重要な特性のひとつである維持力（retentive force）の測定法についても国際標準化が進められることとなった．しかしながら，正確で偏差の少ない維持力の測定は難しく，ISO 13017においても測定法の概略を規定するに留まり，詳細な維持力測定法の確立に至らなかった．全世界で同一水準の維持力測定を可能とするためには，再現性，精度，汎用性に優れた測定法が望まれる．そこで，より完成度の高い国際規格を目指し，日本磁気歯科学会は専用の測定装置と測定法を開発し[2,3]，2012年９月のISO/TC 106パリ会議にて歯科用磁性アタッチメントにおける維持力測定法の国際標準化を提案した[4]．その測定法の妥当性と汎用性についての検証が行われ[5]，2013年９月のISO/TC 106インチョン会議と2014年９月のISO/TC 106ベルリン会議を経て，提案した維持力測定法の国際標準化は，ISO 13017の Amendment 1（追補1）として2015年11月に発行された[6]．

ISOは規格が発行されて５年が経過すると，その規格の修正を行うかどうかの審議が行われる．ISO 13017の規格の見直しについての審議は2017年から始まる[7]．前述の維持力測定法に関する検証は，その時点の追補案で行われており[5]，発行された ISO 13017 Amendment 1による検証は行われていない．2017年の審議に向けて，ISO 13017 Amendment 1に準拠して測定した維持力のデータを集め，その測定法の妥当性と汎用性を新たに検証する必要がある．そして，ISO 13017の完成度をさらに高めるために，規格の修正すべき点を明らかにする必要がある．そこで，本研究では，歯科用磁性アタッチメントの維持力測定の経験が無い者にISO 13017:2012/Amd.1:2015を読ませ，その測定法に準拠して複数の磁性アタッチメントの維持力測定実験を行わせた．その結果から，ISO 13017の記載内容の評価と改善すべき点について検討した．

Ⅱ．実験方法

1．測定者，測定試料，測定装置

６名の測定者（以下，測定者A，B，C，D，E，Fと記す）を歯学部生と大学院生の中から選んだ．測定者の基準は，英語が母国語で無く，歯科用磁性アタッチメントの維持力測定の経験が無い者とした．測定試料として，ギガウス（GIGAUSS）（ギガウスD600，ジーシー）とハイパースリム（HYPER SLIM）（ハイパースリム3513，モリタ）を用意した．また，ポストキーパーのハイコレックス（HICOREX）（ハイコレックスポストキーパー3513，モリタ）を用意し，ハイパースリム3513の磁石構造体を組み合わせた．上記の３種類の組み合わせの歯科用磁性アタッチメントを一組ずつ用意し，最後まで交換せずに使用した．維持力測定が適切に行われたか判定するための基準値は，それぞれの製品の添付書類に記載されている以下の文章から引用した；ギガウス＝4.12 N以上を仕様値とする，ハイパースリム＝標準値（5.5 N）から15%を超え下回らないこと（=4.68 N以上）．ハイパースリムとハイコレックスのキーパーは同じ材料で作られているので，ハイコレックスの基準値も4.68 Nとした．維持力測定装置（図１）はISO 13017:2012/Amd.1:2015の規格に合ったものを用いた．その装置をデジタルフォースゲージ（ZPS，イマダ）に接続し，測定値を記録した．クロスヘッドスピードはハイドロリックチェッカー（Kinecheck 3022-19-1-1/4，明友エァマチック）で制御した．

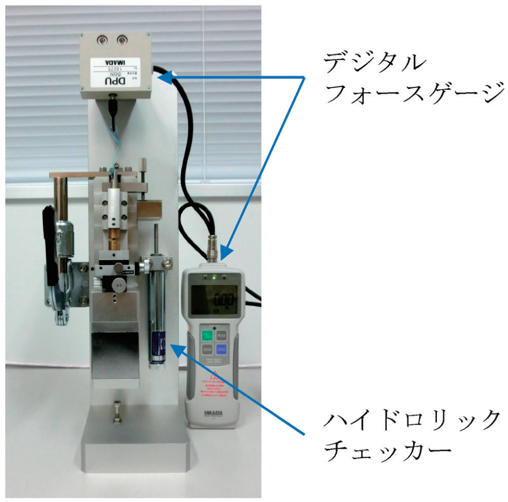


図１．維持力測定装置

2．測定者の測定条件

測定者にISO 13017:2012/Amd.1:2015を配布し，以下の３つの段階（Phase）で測定を行った．

Phase 1：測定者各自がISOをひとりで読み，その解釈に従い測定を行う．その際に，他の測定者と決して相談してはならない．

Phase 2：測定者は不明な点について維持力測定の熟練者に質問し，その回答を踏まえて再度測定を行う．熟練者は実演しない．

Phase 3 ：熟練者による維持力測定の実演指導を受けた後に，再度測定を行う．

3．ISO 13017 Amd.1に記載されている維持力測定法

測定法の詳細はISOに記載されているので，以下に，本研究での概略を述べる．

1）磁石構造体の吸着面を下部試料台に両面テープで仮着する．
2）仮着した磁石構造体の上面にシアノアクリレート系接着剤を塗布し，磁石構造体を上部試料台に固定する．
3）両面テープを除去し，磁石構造体の吸着面にキーパーを吸着させ，磁石構造体とキーパーの中心を正確に合わせる．
4）キーパーをシアノアクリレート系接着剤で下部試料台に固定する．必要に応じて，常温重合レジンで接合部を補強する．
5）吸着した試料をクロスヘッドスピード4.5 mm/minで引っ張り，引き離す．
6）デジタルフォースゲージから値を読み取り，ISO 13017 Amd.1のFigure 4に従い，維持力（＝磁性アタッチメントの吸引力）を計算する．
7）1回の固定につき測定を5回行い，中央値を求める．
8）各試料について，各Phaseで3回着脱し，測定する．

4．統計処理

試験結果はANOVAとTukey HSDで有意水準α=0.05で有意差検定を行った．

Ⅲ．実験結果

各測定者の維持力測定値を図2に示す．測定者Fのギガウスを除き，同一測定者の中で，各磁性アタッチメントの維持力はPhase 1から3の間で有意差は認められず（p>0.05），特にPhase 2と3の値はほとんど変わらなかったが，Phase 2と3の値がPhase 1より大きい傾向が見られた．ただし，測定者A，B，Cのハイパースリムの維持力は，Phaseが進むと値が小さくなる傾向が見られた．また，測定者B，D，E，Fにおいて，ハイコレックスの維持力の標準偏差は，他の磁性アタッチメントの標準偏差より大きかった．測定者EはPhase 1のギガウスの標準偏差も大きかった．多くの測定者で，Phaseが進むと標準偏差は小さくなる傾向が見られた．

測定者間の値を比較するために，図3にPhase 1の維持力をまとめて示す．いずれの磁性アタッチメントにおいても測定者間に有意差は認められなかったが（p>0.05），測定者D，E，Fの維持力測定値は他の測定者の値より低く，標準偏差は大きかった．また，ギガウスの維持力測定値は全ての測定者が基準値（4.12 N）を満たしていた．ハイパースリムは6名中3名が基準値（4.68 N）を満たし，ハイコレックスは全員が基準値（4.68 N）より低かった．Phase 2と3においても，それぞれの磁性アタッチメントにおける測定値は測定者間で大きく変わらず，有意差も認められなかった（p>0.05）．ギガウスは全てのPhaseで全員が基準値を満たし，ハイパースリムもPhase 2以降は全員が基準値を満たしたが，ハイコレックスの基準値を満たしたのは，Phase 2で6名中2名，Phase 3で6名中1名だった．全ての測定が終わったあとの磁性アタッチメントを観察したところ，いずれの磁性アタッチメントにも，磁石構造体とキーパーの両方の吸着面に少なからず傷が存在した（図4）．

Ⅳ．考　察

磁性アタッチメントの吸引力には理論的な上限があり，吸着面の状態やギャップなどにより一方的に低下し，理論値を上回ることはない[8]．ISO 13017の維持力測定法で最も大きく影響するのは，維持力測定装置の試料台への磁性アタッチメントの固定状態である．そのため，ISO 13017 Amendment 1では固定法について詳細に言及している．引張方向と磁性アタッチメントの軸（吸着面と垂直をなす軸）方向の一致度と，磁石構造体とキーパーの中心の一致度，すなわちアライメントの正確さが測定された維持力に影響する．その測定値が大きいほど正確に固定できたことを意味し，繰り返し測定したときの標準偏差が小さいほど精度よく固定できたことを意味する．製品の品質差があるためメーカーでは吸引力の最低保証値を定めているので，本研究ではその値を基準値とし，適切に測定されたかの評価基準とした．

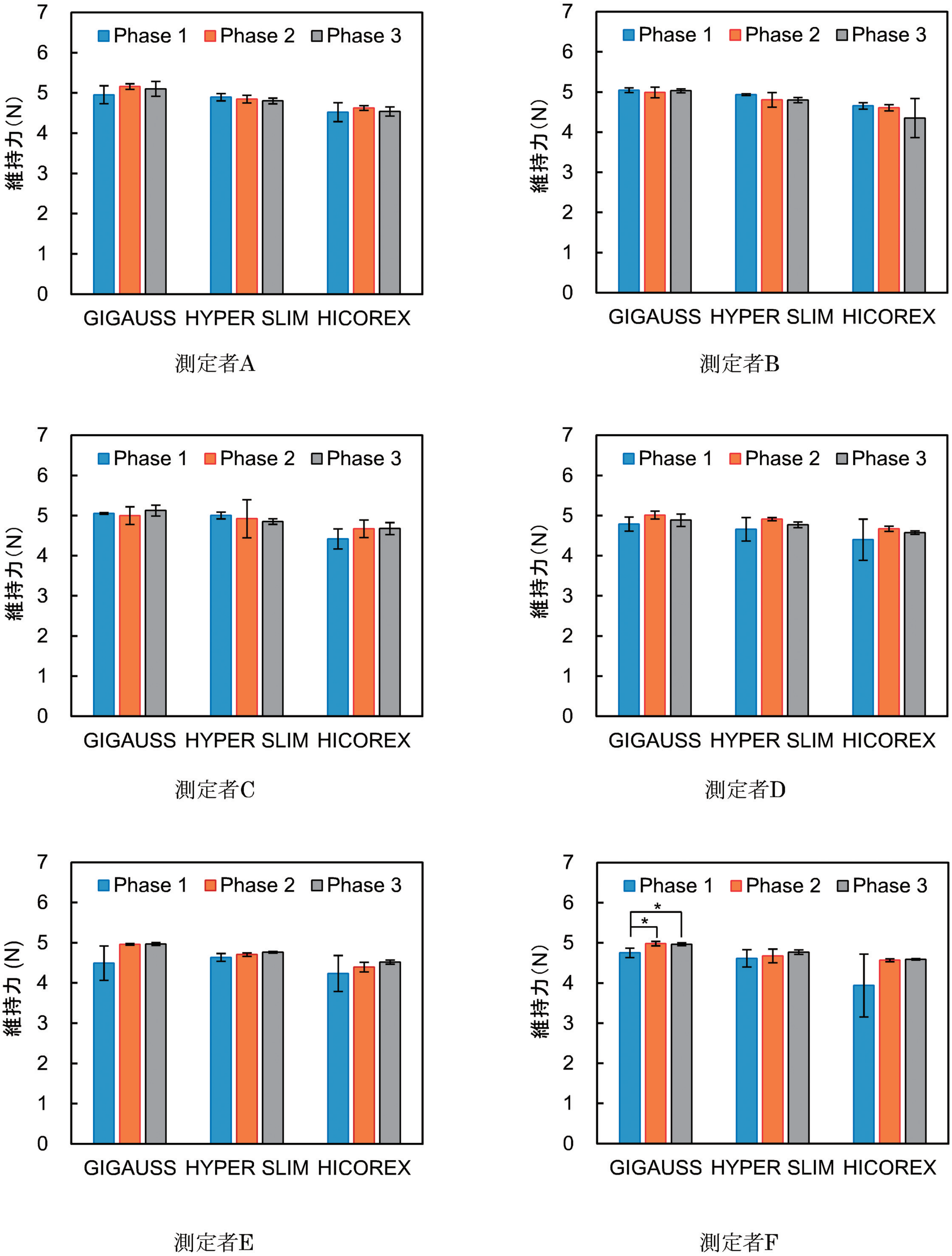


図2．各測定者の維持力測定値（*p<0.05）

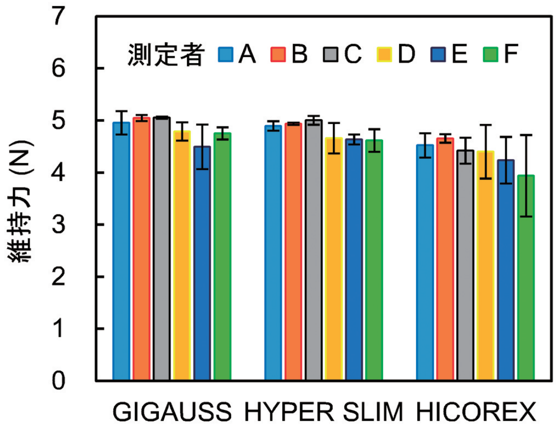


図３．Phase 1 の維持力測定値

図４．全測定終了後の磁性アタッチメントの吸着面（磁石構造体）

全ての測定者で維持力は Phase 1 より Phase 2 の方が概ね大きかったことから，熟練者に相談することで，測定法が明瞭になり，改善することが分かった．これは維持力測定法に関する追補案の検証時の結果と一致した[5]．一方で，Phase 2 と 3 ではあまり値が変わらなかったことから，熟練者による実演指導はなくても，相談さえできれば十分であることが分かった．維持力測定の熟練者が身近にいない未経験者であっても，遠方の熟練者に電話やメールで問い合わせれば，正しい維持力測定ができるということである．

Phase 1 で観察された固定に関する不備は以下であった．

1）magnetic assembly を磁石構造体とキーパーを組み合わせたものと勘違いし，上部試料台に固定する際に，両者を組み合わせた状態で取り扱った（測定者 D）．

2）下部試料台へ固定する際に，磁石構造体とキーパーの中心を調整しなかった（測定者 E）．

3）接着剤が完全に硬化する前に操作を進めた（測定者 F）．

4）両面テープで仮着した面を清掃しなかったため，付着物が残った可能性があった（全員）．

5）上下試料台への固定後の，磁石構造体とキーパーの中心の微調整を行わなかった（B 以外）．

これらの不備の中で，1）から 3）については ISO を注意深く読むことで回避されるため，ISO の不備ではない．3）に関連し，接着剤の硬化時間について問う者が数名いたが，これは接着剤の説明書に従うべきであり，ISO に記載すべき内容ではない．4）に関しては，維持力に影響を与える可能性が高いため，「両面テープを剥がした後，吸着面を清掃する」と追記すべきである．また，両面テープによる仮着が必要ないという意見もあったので，「両面テープは必要に応じて使用する」と ISO を修正すべきと考えられる．5）に関する測定者の意見は，下部試料台への固定の際にアライメントを調整しているので必要無いと感じていたとのことだった．中心のずれは吸着面の接触面積の減少であり，僅かであれば維持力への影響は少ないと報告されているが[9]，正確な維持力を得るためには必須と考えられる．「試料を上下試料台へ固定した後，アライメントの微調整を行う」の追記も，ISO 見直しの際に提案すべきと思われる．

今回の実験では，測定者の測定回数（経験）が等しくなるように，維持力測定の練習や再測定は行わせず，測定したデータを全て使用した．そして，Phase 1 の時点で，全ての測定者の操作に致命的な間違いはなかった．さらに，Phase 2 の熟練者への質問内容は，ほとんどが自ら行った操作手順の確認であり，ISO 記載内容の不明な点を問う質問は無かった．つまり，Phase 1 から Phase 2 への測定値の増加は，熟練者への相談の影響より，測定者の経験の蓄積の方が大きく影響したと考えるのが妥当である．同様に，Phase 2 から Phase 3 で値が変わらなかったのは，Phase 2 の時点で測定技術が十分に上達したのであろう．Phase が進むと標準偏差が小さくなったことも，経験により測定技術が向上したことを支持してい

る．ギガウスではPhase 1から全員が基準値を上回っており，ハイパースリムでもPhase 2以降は全員が基準値を上回った．これらの結果から，測定技術を身につけるまでの経験回数に個人差はあるものの，未経験者もISOを読むだけで適切な維持力測定を行うことが可能だったと評価することができる．ギガウスが基準値を達成しやすかったのは，判定基準の緩さが一因と考えられる．ギガウスは参考値600 g（=5.88 N）に対して使用値を4.12 N以上と設定しているのに対し，ハイパースリムは標準値（5.5 N）から15%を超え下回らないこと（=4.68 N以上）と設定している．

ハイパースリムとハイコレックスで使用したのは同じ磁石構造体である．また，キーパーに使われている材料（SUS 447J1）も同じであるから，維持力は同じ値になるべきである．しかしながら，ハイコレックスの方が測定値は小さく，基準値を上回ったのは僅かであり，また標準偏差は他の磁性アタッチメントより大きかった．ポストキーパータイプは下部試料台への固定が難しいため，アライメントが狂いやすいのが原因と考えられる．試料の固定手段は，通常の試料台にシアノアクリレート系接着剤＋常温重合レジンで固定（測定者E），穴開け加工した試料台にポスト部を収めてシアノアクリレート系接着剤で固定（測定者F），その両者をランダムに使用（測定者A〜E）と様々であったが，固定を適切に行えば，固定手段に依らず正しい維持力を得ることができるので[10]，測定者が経験を積む，もしくは専用の治具を用意することで解決されると考えられる．

測定者A，B，Cのハイパースリムで，Phaseが進むと維持力測定値が低下したのは，吸着面の傷のためと考えられる．本実験では製品の品質差を避けるため，一組ずつの磁性アタッチメントを全員が共用で繰り返し使用した．そのため，固定した試料を試料台から外す際に，少しずつ試料にダメージが蓄積し，やがて維持力を低下させるほどの傷に達したと考えられる．試料の固定に用いた接着剤やレジンはアセトンで溶かすことができるので，試料はアセトンに浸漬して外すことにしていたが，接着剤の溶解を待たずに彫刻刀などで力を加えて外している測定者がいた．時間はかかっても，試料へのダメージを避けるために，有機溶媒（例えばアセトン）を用いて力を加えずに取り外すべきである．測定者A，B，CはPhase 1からいずれの磁性アタッチメントにおいても測定値が高く，Phase 1から良好な固定を行っていたが，測定者D，E，Fは測定値が低く，上達の余地が見込まれた．この固定操作の上達余地と吸着面の傷の蓄積のバランスで，一方は測定値が下がり，他方は測定値が上がったのだと考えられる．その証拠にPhase 3の測定値は全員がほぼ同じであった．ハイコレックスで基準値に達しづらかったのは，固定の難しさに加え，吸着面の損傷の影響もあったと考えられた．

V．結　論

本研究の結果から，ISO 13017:2012/Amd.1: 2015に準拠することで，測定未経験者でも磁性アタッチメントの維持力を適切に測定できることが明らかになった．両面テープの取り扱いやアライメントの微調整に関する事項を追記することで，ISO 13017の完成度はさらに高まると考えられる．

謝　辞

本研究の測定者としてご協力いただきました東北大学歯学部 学部生 池田拓夢君，中戸川尭樹君，堀井省吾君，山本順登君，東北大学大学院歯学研究科 大学院生 龍剣蘭さん，天津医科大学 大学院生 阿达依艾迪那さんに，心より感謝いたします．

参考文献

1）ISO 13017：2012. Dentistry - Magnetic attachments.

2）Y. Nakamura, K. Shoji, R. Kanbara, T. Iwai, M. Sakane, Y. Takada, et al. Development of a simply measuring device of the attractive force with magnetic attachment. J J Mag Dent 2013; 22 (2)：29-35.

3）K. Shoji, Y. Nakamura, R. Kanbara, M. Takahashi, Y. Takada, T. Inagaki, et al. Development of a simply measuring device of the attractive force with magnetic attachment - part 2 -. J J Mag Dent 2014；23 (2)：13-19.

4）髙田雄京．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　－ISO/TC 106パリ会議－．日磁歯誌 2013；22（1）：65-68.
5）R. Kanbara, K. Shoji, Y. Nakamura, M. Takahashi, Y. Takada, S. Tanaka, et al. Evaluation of testing procedure accuracy described for the measurement of magnetic attachment attractive force in ISO 13017. J J Mag Dent 2014；23 (2)：7-12.
6）ISO 13017:2012/Amd.1:2015 Dentistry - Magnetic attachments.
7）髙田雄京．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　－ISO/TC 106ベルリン会議－．日磁歯誌 2015；24（1）：48-53.
8）會田英紀．磁性アタッチメントの吸引力を向上させるために　－教育講演の総括－．日磁歯誌 2015；24（1）：11-15.
9）奥野　攻，髙田雄京，中村和夫，水谷　紘，藍　稔，木内陽介，ほか．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 1993；2（1）：1-10.
10）高橋正敏，眞塩　剛，菊地　亮，髙田雄京．歯科用磁性アタッチメントをインプラント上部構造に応用した際の吸引力への影響．日歯理工誌 2015；34（2）：112.

臨床論文 Clinical paper
Journal home page：www.jsmad.jp/

磁性アタッチメントを用いて即日義歯修理を行った症例

曽根峰世，増田美至，大川 穣，染川正多，松井藍有美，濵坂弘毅，
豊田有美子，奥津史子，松川高明，岡本和彦，大川周治
明海大学歯学部機能保存回復学講座歯科補綴学分野

A case report of same-day denture repair using magnetic attachments

Mineyo Sone，Minori Masuda，Yutaka Okawa，Shota Somekawa，
Ayumi Matsui，Hiroki Hamasaka，Yumiko Toyota，Fumiko Okutsu，
Takaaki Matsukawa，Kazuhiko Okamoto and Shuji Ohkawa
Division of Removable Prosthodontics, Department of Restorative and
Biomaterials Sciences, Meikai University School of Dentistry

Abstract

We report clinical uses of magnetic attachments for the repair of dentures and retainers on the same day.

This report describes three clinical cases. In all cases, the abutment teeth that act as retention elements for the dentures were detached due to secondary caries, and, without abutment teeth, retention was extremely poor. The patients were dissatisfied with the dynamic stability and retention of their dentures. Therefore, keepers of the magnetic attachments were fixed with composite resin material to the remaining radicular teeth, and magnetic assemblies were attached to the dentures. The magnetic attachments used were MAGFIT® RKR (AICHI STEEL, Japan) in cases 1 and 2, and GIGAUSS® (GC, Japan) in case 3.

As a result, patients' complaints of functional dissatisfaction were resolved.

キーワード (Key words)

磁性アタッチメント（magnetic attachment)，即日義歯修理（same-day denture repair）
コンポジットレジン（composite resin material）

Ⅰ．緒言

支台歯の歯冠補綴装置脱離などによって，部分床義歯の維持・安定が不良となり，その義歯の使用が困難となることが少なくない．このような場合，歯冠補綴を再度行い，義歯に対して支台装置の追補，もしくは義歯を新製することが一般的な治療方針である．しかし，歯冠歯根比の低下や進行した二次う蝕などにより歯冠補綴を再度行うことが難しい場合も多く，また部分床義歯が使用可能になるまで，ある程度治療期間を要するのも事実である．今回，支台歯の歯冠補綴装置が脱離するとともに，再度の歯冠補綴が困難な残根状態となった支台歯に対して，磁性アタッチメントを応用して，即日で義歯修理を行った3症例について報告する．

Ⅱ．症例の内容

1．症例1

患者：66歳 女性
初診：2015年（平成27年）3月24日

主訴：上顎ブリッジの動揺による咀嚼困難
現病歴：初診より約3年前に本学付属病院補綴科にて上顎部分床義歯を装着し，以後良好に経過していたが，5日前に義歯の支台歯である上顎前歯部ブリッジの動揺と咀嚼困難を自覚したため来院した．
現症：口腔内診査より，②1|①ブリッジの支台となる2|歯頸部にう蝕の進行による補綴装置の脱離が認められた．また，2|は上顎部分床義歯の支台歯となっていた．歯周基本検査の結果，2|周囲歯肉に軽度な腫脹および発赤を認めたが，歯周ポケットの値は3㎜と正常範囲内であった．デンタルエックス線写真検査の結果より，2|根尖部に透過象は認められなかったが，周囲歯槽骨における中等度の水平的骨吸収を認めた（図1）．

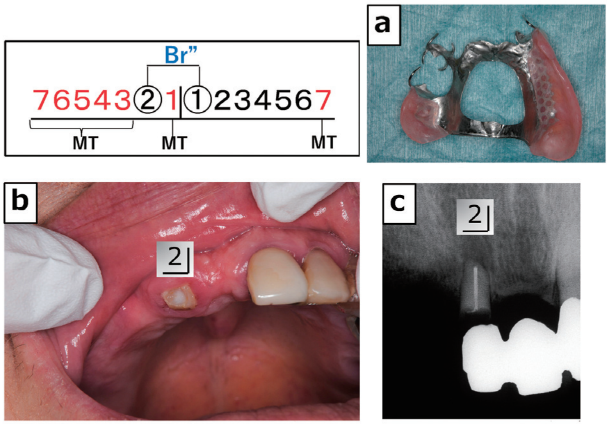


図1．症例1の概要（a：使用中の義歯　b：ブリッジ切断時の口腔内写真　c：デンタルエックス線写真）

臨床診断名：上顎右側側切歯歯頸部カリエスによるブリッジ不適合および上顎義歯不適合による咀嚼障害
治療方針：初診時の検査結果より，2|に関しては，骨植状態が悪く，臨床的歯根長も短くなっており，予知性を考慮すると再度歯冠補綴を行うことは困難であるが，歯冠歯根比を改善することでオーバーデンチャーの支台歯として保存することは可能であると考えられた．患者は日常生活において会食する機会が多く，そのため即日での機能回復を強く希望した．そこで，磁性アタッチメント（マグフィットRKR，愛知製鋼，愛知，日本）を応用することにより，即日の義歯修理を行うことを説明し，同意を得た．
治療内容：前処置として，②1|①ブリッジポンティック部を1|1の間で切断した後，2|に対して前述の磁性アタッチメントのポストキーパーが装着できるように根面形成を行った．ポストキーパーの固定にはレジンセメント（リンクエース，ジーシー，東京，日本）を用いた．その後ポストキーパーの下部と支台歯との間隙にコンポジットレジン（MIフィル，ジーシー，東京，日本）を根面板の形状となるよう充填し，光重合した後ダイヤモンドポイントおよびシリコーンポイントで形態修正・研磨を行った．上顎部分床義歯に対しては21|に増歯修理を行い，修理部位の内側部に磁石構造体装着のためのハウジングスペースを確保した後，遁路を付与した．なお，増歯修理に際しては，ハウジングスペースを十分確保するために，唇側形態のみの人工歯（ゼンオパール・シェル，ジーシー，東京，日本）を用いた．磁石構造体装着に際しては，2|の根面板に対してレジンとの分離を目的として防湿剤（ジュラコート，ジーシー，東京，日本）をエアギャップが生じないように可及的に薄く塗布した．その後，キーパー部に磁石構造体を吸着，適合させるとともに，義歯側のハウジングスペースに常温重合レジン（プロビナイス　ファスト，松風，京都，日本）を収縮によるエアギャップが生じないように適量筆積みにて築盛し，上顎義歯本体を口腔内に圧接した．約2分間即時重合レジンが硬化するまで圧接し，義歯本体を撤去し，磁石構造体の装着状態を確認した（図2，3）．

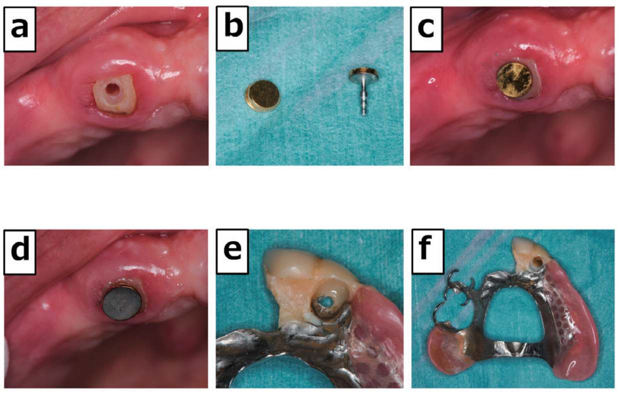


図2．直接法による磁性アタッチメントの装着手順（a：根面形成　b：磁性アタッチメント　c：ルートキーパーの装着　d：キーパー部への磁石構造体の装着　e：ハウジングスペースの確保と遁路の付与　f：装着された磁石構造体）

図３．修理が終了した義歯の正面観

２．症例２

患者：71歳　女性

初診：2015年（平成27年）６月10日

主訴：義歯不安定による咀嚼困難

現病歴：４年前に本学付属病院補綴科にて下顎に磁性アタッチメントを支台装置とするオーバーデンチャーを装着し以後良好に経過していたが，２日前に ⌈3のキーパー付き根面板が脱離したことで義歯が不安定になり，食物を咀嚼することが困難となったため来院した．

現症：口腔内診査より，キーパー付き根面板が脱離した ⌈3は残根状態になっていたが，他の残存歯（ ⌈12）を含め二次う蝕や歯周疾患等の臨床的問題は認められず，また下顎義歯に関しても咬耗や床粘膜面の不適合等は認められなかった．また，デンタルエックス線写真検査の結果より， ⌈3の歯根周囲に根尖病巣を疑う透過像等の異常は認められなかった（図４）．

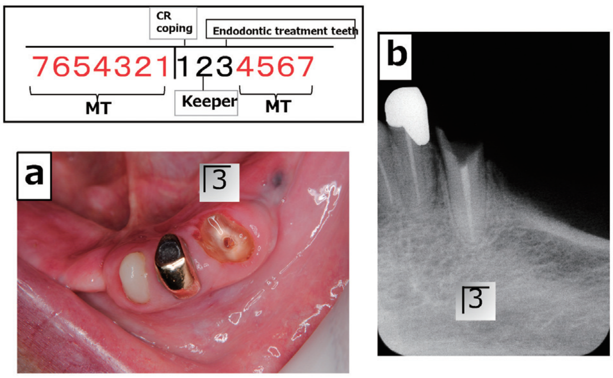


図４．症例２の概要（a：初診時の口腔内写真　b：デンタルエックス線写真）

臨床診断名：キーパー付き根面板脱離をともなう下顎義歯維持不良による咀嚼障害

治療方針： 患者は近々海外へ長期旅行に行くため，早期の機能回復を希望した．しかし，脱離したキーパー付き根面板は紛失しており，義歯に装着された磁石構造体も表面にわずかではあるが細かい傷が認められた．また，生産が打ち切られている古い磁性アタッチメントであったため再利用は不可能な状況であった．そこで， ⌈3に対して再度新しい磁性アタッチメントを応用することで，即日に義歯修理を行うことを説明し，同意を得た．

治療内容：症例１と同様の手法で ⌈3歯根部に磁性アタッチメント（マグフィット RKR，愛知製鋼，愛知，日本）のポストキーパーを直接装着した．義歯に対しては，装着されていた磁石構造体を除去した後，ポストキーパーに適合する新たな磁石構造体を常温重合レジンにて装着し，義歯修理を完了させた（図５）．

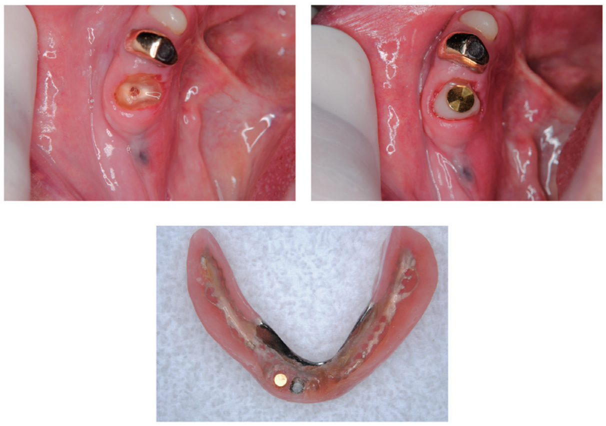


図５．修理が終了した義歯の粘膜面観と口腔内写真

３．症例３

患者：65歳　男性

初診：2011年（平成23年）10月７日

主訴：歯の動揺による咀嚼困難

現病歴：初診より約10年前に某歯科にて⑥54③|ブリッジ，②①|1②ブリッジ，|③45⑥ブリッジを装着し，以後良好であった．しかし，１か月前に⑥54③| ブリッジが脱離するとともに，残存歯の著しい動揺と咀嚼困難を自覚したため，他院を受診したところ当科を紹介され来院した．

現症：口腔内診査より，上顎の全残存歯に歯肉の発赤・腫脹とともに，４㎜から９㎜という深い歯周ポケットが認められた．上顎残存歯の動揺度はすべて２度であった．なお，⑥54③| ブリッジに

は他院にてテンポラリーブリッジが装着されていた．また，デンタルエックス線写真検査により，全顎的に著しい歯槽骨の吸収が認められた（図６）．

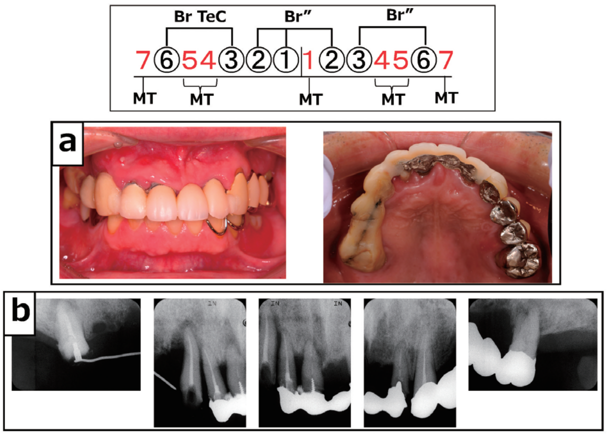


図６．症例３の概要（a：初診時の口腔内写真　b：デンタルエックス線写真）

臨床診断名：重度歯周炎を伴うブリッジ脱離による咬合支持喪失による咀嚼障害
治療方針：患者に対して保存不可能もしくは予後不良の可能性が高い残存歯をすべて抜去し,即時義歯を装着することを説明した．しかし，患者は義歯を初めて装着することへの不安感と早期に無歯顎になることに対する抵抗感を訴えた．そこで，6|23は早期に抜歯せずに根面上とし，さらに磁性アタッチメントを応用して装着感を向上させたオーバーデンチャータイプの即時義歯を暫間的に装着することとし，患者が義歯の装着感に十分適応した後に抜歯を行う旨を説明し，同意を得た．
治療内容：上顎ブリッジ除去および321|抜歯後に，6|23の歯冠を切除して残根状とするとともに，歯冠形態を残した|6に応急的，および暫間的にワイヤークラスプを付与したオーバーデンチャータイプの即時義歯を装着した．　また，6|23に対して口腔内でコンポジットレジンによる根面板を製作し，磁性アタッチメント（|23ギガウス D400・6|ギガウス D1000，ジーシー，東京，日本）を装着した．装着に際しては，診断用ゲージを参考にしながらキーパー収納部を形成し，レジンセメントを用いて KB 法[1]に準じたキーパーの装着を口腔内で行い，相対する即時義歯側に磁石構造体を即時重合レジンにて装着した．その後，早期に|6の抜歯を行い，コンプリートオーバーデンチャーへ移行させた（図７）．

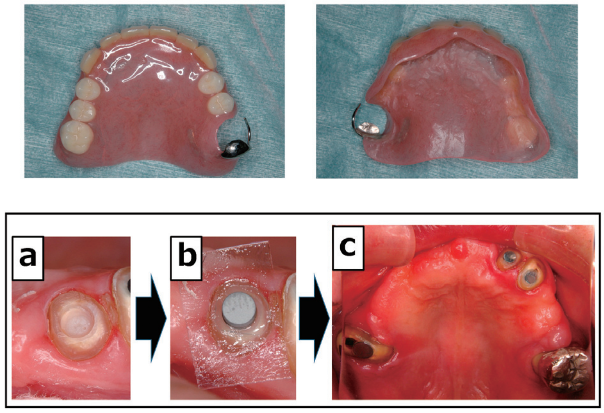


図７．製作した即時義歯（上段）と直接法によるキーパーの装着手順（下段　a：キーパーハウジング部の形成　b：KB 法に準じたキーパーの装着　c：キーパー装着後の口腔内写真）

Ⅲ．予後経過

現在，症例１は治療終了より１年３か月，症例２は１年が経過しているが，その間リラインを含めた義歯修理は行っていない．支台歯の歯周基本検査の結果については，歯周ポケット，動揺度ともに初診時と比較して大きな変化を認めていない．今後は義歯の新製を念頭に，間接法により製作する金属製のキーパー付き根面板に順次交換していく予定である．

また，症例３に関しては，磁性アタッチメントの応用により即時義歯の安定を早期に獲得することができたが，術前の診断に基づく治療計画に則って，患者が義歯の装着感に十分適応したことを確認したのち，予後不良と判断した支台歯を抜去して全部床義歯へと移行させた（図８）．

図８．症例３の抜歯後の口腔内写真

Ⅳ．考察

今回，支台歯の歯冠補綴装置が脱離するとともに，再度の歯冠補綴が困難な残根状態となった支台歯に対して，磁性アタッチメントを応用して，即日で義歯修理を行った3つの症例を提示した．その際,鋳造して製作する従来の根面板を用いず，コンポジットレジンを応用することで直接歯根にキーパーないしポストキーパーを装着する手法を用いた．田中[2]は，支台歯の形成直後にキーパーを歯科用合着材で直接歯根に合着する方法を紹介し，一定の臨床成果が得られたと報告している．前田ら[3]は，ポストキーパーを用いれば，ポストが深く形成できない場合や残存歯質が少ない場合でも，接着に期待してコーピングを製作することが可能であると報告している．今回の3症例においては，コンポジットレジンにより補強した残根状態の支台歯に対して，接着性レジンセメントを用いて直接キーパーを装着することで，即日に維持力の増強を図ることができた．これにより，義歯による機能回復を早期に獲得することができ，患者の主訴改善に大きく寄与できたと考えられた．ただし，長期的に良好な予後を得るためには，通法に従い間接法で製作する根面板を用いてのキーパー装着が推奨される[4]．石上[5]は，間接法で行うのであればテンポラリーの根面板を装着することを推奨している．これはチェアサイドで製作したレジンキャップにキーパーを装着することで，間接法で製作するキーパー付き根面板が装着されるまでの期間，義歯の安定を獲得することができる有効な方法である．このように，磁性アタッチメントは多様な応用方法を持っており，口腔内の状況や患者のニーズを考慮しながら使用方法を選択していくことが重要である．

固定性の補綴装置を長期間装着していた支台歯は，歯槽骨吸収が著しく，歯周組織に深刻なダメージを受けていることがあり，再処置が困難である場合が多い．このように負担能力が低下した歯を支台歯とすることは，側方力を軽減できる特徴を持った磁性アタッチメントであっても予後不良となる可能性が高い．水谷[6]は，結論づけることは難しいと前置きをした上で，磁性アタッチメント装着直前の支台歯の骨植状態によってその後の抜去率は変わってくると述べている．また星合ら[7]は，磁性アタッチメントの術後調査の中で，抜去となった支台歯の磁性アタッチメント装着時におけるプロービング値は，残存している支台歯の値よりも大きいと報告している．今回の報告で，1年以上経過が良好な症例1および2は，初診時の検査において比較的骨殖が良く，プロービング値も正常範囲内であることが確認されていた．このように，歯冠補綴が困難な単根歯にキーパーを直接装着する手法で磁性アタッチメントを応用する場合であっても，過去の報告[6,7]を考慮に入れて，術前の検査結果から支台歯の負担能力を考慮して選択することが良好な予後経過を得るために必要であると考えられる．

クラスプ義歯の支台歯が喪失した場合，新たにクラスプを追補することは，義歯の着脱方向を正しく再現しなければならないため困難であることが少なくない．このことは，口腔内で直接クラスプを追補する場合，特に注意を必要とする．しかし，磁性アタッチメントは，磁石構造体とキーパーという平面同士の間に作用する吸引力を利用した指向性を持たない支台装置である[8]．このことは，本症例のように即日修理を必要とする場合，着脱方向を気にする必要が少ないため，特に有効であると考えられる．

磁性アタッチメント義歯におけるメンテナンスは極めて重要である[9,10]．今回の3症例におけるメンテナンスの間隔は，1～2か月毎として行った．メンテナンスとして行った項目は，PMTC，アタッチメントブラシなどの各種清掃用具による清掃および清掃指導，塩酸クロルヘキシジンによる支台歯周囲の消毒などであり，半年毎に口腔内と義歯におけるプラークの染出しを行った（図9）．結果として，症例3のPCRは，支台歯が抜歯となる段階において37.4％であり，一般に口腔内の十分なプラークコントロールが達成されていると考えられる20％[11]から大きく逸脱していた．この結果を材料の表面性状の面から考察すると，今回根面板製作に使用した高分子材料は，従来使用される金属材料と比較して自浄性に劣り，プラークリテンションファクターになりやすいためにプロフェッショナル・ケアが奏功しなかった可能性が考えられる[12]．しかし，同様のメンテナンスを行っていた症例1，2に関しては，PCRが19.8％と20.4％であり，経過良好であるとともに，症例1に関してはポストキーパーを装着した初診時

と比較して周囲歯肉の腫脹および発赤の軽減が認められた（図８）．この結果は，プロフェッショナル・ケアだけでなく患者自身によるセルフ・ケアの優劣も支台歯の予知性に大きく関係する可能性を示唆するものと考えられる．

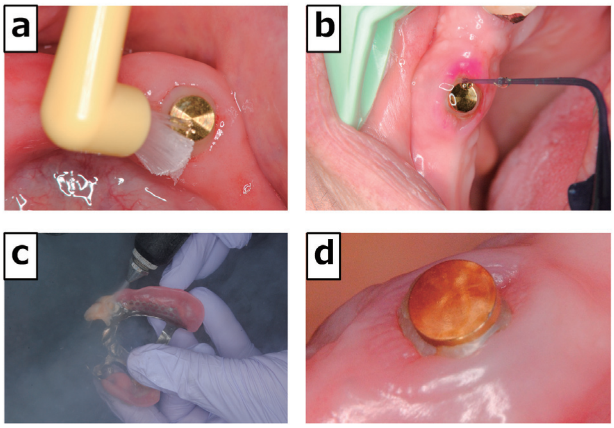


図９．メンテナンス（a：ブラシによる清掃　b：塩酸クロロヘキシジンによる支台歯周囲の消毒　c：スチーマーによる義歯の清掃　e：経過観察時の症例1支台歯周囲写真）

Ⅴ．まとめ

今回，支台歯の歯冠補綴装置が脱離するとともに，再度の歯冠補綴が困難な残根状態となった支台歯に対して，磁性アタッチメントを応用して義歯修理を行い，患者の主訴を即日改善することができた．

今後地域包括ケアの中心として訪問診療の需要が増えてくると予想される中で，在宅治療を受ける高齢患者の中には印象採得すら困難な場合も十分考えられる．その場合，間接法を用いての補綴装置が製作できないため，結果として患者の顎口腔機能が著しく低下することが懸念される．今回示した支台歯に直接キーパーを装着する方法は，適応方法を誤らなければ，既存の義歯を修理することで機能回復を早期に獲得できる磁性アタッチメントの特徴を生かした有用な方法であると考えられる．このように，磁性アタッチメントは，特に超高齢社会において即日に対応が可能な歯科治療の１つとして，今後もその有用性は高まっていくと考えられる．

引用文献

1）藤本俊輝，石上友彦，月村直樹，大谷賢二，大山哲生，澤野宗如，馬嶋藍子ほか．キーパー用プラスチックパターンを用いた金属床の修理．日磁歯誌2005；14(1)：43-47.

2）田中貴信．続・磁性アタッチメント　108問108答．東京：医歯薬出版；1995，6.

3）前田芳信，権田友也，松田信介．磁性アタッチメントの Dos!&Don'ts! ―最大効果を引き出す理論とテクニック―．東京：クインテッセンス出版；2010，24-29.

4）大川周治，岡根秀明：義歯修理における磁性アタッチメントの有用性（特集 時代が求める優しく美しい維持装置―磁性アタッチメントのいま）．日歯評論2009；69(7)：76-81.

5）石上友彦．磁性アタッチメントの履歴と指針．日補綴会誌2014；6(4)：343-350.

6）水谷紘．磁性アタッチメントの特徴と適応症．補綴誌2004；48(1)：10-19.

7）星合和基，伊藤瑠，三輪田衛，田中貴信，石上友彦，石橋寛二，坂東永一ほか．磁性アタッチメントの術後調査―支台歯のプロービング値との関係についての検討―．日磁歯誌2011；20：68-75.

8）水谷紘，石幡伸雄，中村和夫，藍　稔 監修．磁性アタッチメントを用いた部分床義歯．東京：クインテッセンス出版；1994，28-32.

9）永田和裕．「支台歯の二次カリエスの予防法」．日磁歯誌2014；23(1)：40-44.

10）榊原由希子，安井智美，松下和子：アタッチメント磨けてますか？―歯科衛生士による磁性アタッチメント義歯利用患者への口腔衛生指導―．日磁歯誌2011；20(1)：76-80.

11）宮武光吉・末高武彦・渡邊達夫・雫石聰 編．口腔保健学　第２版．東京：医歯薬出版；2001，94.

12）細井紀雄，平井敏博，大川周治，市川哲雄 編．無歯顎補綴治療学　第２版，東京：医歯薬出版，2010，276.

第25回日本磁気歯科学会学術大会　抄録

日　時　平成27年11月14日(土)・15日(日)
会　場　東京医科歯科大学　歯学部特別講堂

演題番号 1

磁石構造体のレジン床合着時に使用する各種材料の比較検討

○今村真人，中林晋也，石井　拓，齋藤五月，月村直樹，大山哲生，秋田大輔，石上友彦
日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座

【目的】

磁石構造体をレジン床に合着する際，常温重合レジンを使用することが多いが，レジン填入量によって重合収縮により磁石構造体とキーパーの間にエアーギャップが生じ，十分に吸引力が発揮されない事がある．そこで本研究ではエアーギャップ発生の抑制を目的として，収縮量の小さい光重合レジンを用いて，磁石構造体を合着する際の吸引力への影響を常温重合レジンと比較し検討した．また，磁石構造体合着時の空隙量，特に高径の変化が吸引力に及ぼす影響も検討した．

【方法】

レジンに固定したキーパーに磁石構造体を所定の位置に取り付け，各種材料を用いてレジンブロックに合着し，それぞれの吸引力を測定した．合着に使用する材料にはGC社製のG-FIX，UNIFAST Ⅲ，UNIFAST LCの3種，磁性アタッチメントとしてギガウスD400，D600の2種を用いた．レジンブロックへの磁石構造体合着時のスペーサーは，空隙の高径を0.3㎜，0.9㎜，1.5㎜の3種とし，それぞれC群，0.9群，1.5群とした．なお引張り試験には万能試験機（EZ-Test，島津製作所）およびISO規格引張試験用ジグを使用した．クロスヘッドスピード5.0㎜/minで各試料体につき測定は5回行い，その平均値を求め実験値とした．また，本実験で使用した磁石構造体単体の吸引力を同様の方法で測定し，基準値とした．

統計解析はSPSS ver.22を用いて二元配置分散分析およびTukeyの多重比較検定を有意水準5%で行った．

【結果，考察】

ギガウスD400，D600において，レジン填入量が増大するにつれてすべての材料に吸引力が低下する傾向がみられた．

D400およびD600において，G-FIXで磁石構造体を合着した場合，各スペーサーで基準値に近い吸引力の値を示したので，G-FIXのような重合収縮量の小さい材料はエアーギャップの発生を抑制し，吸引力を発揮することができると考えられる．

質問（鶴見大学・大久保力廣）
必ず遁路を義歯に付与しなければ使用できない方法でしょうか．メタルで覆った場合は使用できないのでしょうか．

回答（日本大学・今村真人）
遁路は付与しなくても可能であるが余剰な材料を外に排出させるためには必要と思われる．メタルハウジングの場合，光が届かないため使用することは難しいと思われる．

質問（鶴見大学・大久保力廣）
本法で磁石構造体の溝にもレジンが入り込むものでしょうか．

回答（日本大学・今村真人）
レジン注入の際，G-FIXのシリンジ先端を隙間に向けるよう操作すると気泡の混入は少なくなると思われる．

質問（愛知学院大学・中村好德）
磁石構造体合着のための上部の空隙量0.3㎜，0.9㎜，1.5㎜は臨床としては何を想定したものなのか．

回答（日本大学・今村真人）
0.3㎜はコントロール群として，0.9㎜は新製義歯の合着スペースとして，1.5㎜は術者によってスペースを削合，形成し再度合着する場合を想定しています．

質問（愛知学院大学・中村好德）
G-FIXを硬化させる時，照射する光は十分に届いているのか．脱離の危険性はないのか．

回答（日本大学・今村真人）
臨床では，義歯粘膜面から光照射面まで約７～８㎜の距離で硬化が確認できている．実際の６カ月経過した症例では脱離は確認していない．
質問（愛知学院大学・中村好德）
G-FIX とユニファストでは理工学的に収縮量等に関してどのような違いがあるのか．
回答（日本大学・今村真人）
論文上で実測値は出ていない．線収縮，体積収縮により測定方法が難しく，比較が難しいようである．材料製作社に質問したところ，光重合レジンの G-FIX の方がやはり収縮量は少ないとのことであった．
質問（愛知学院大学・田中貴信）
常温重合レジンの収縮そのものは当然のこととして，本実験では磁石構造体はキーパーに強固に吸着しているため，合着材の収縮はその内側の気泡形成などで補填していると考えていた．アタッチメント自体が引き離されてしまうなどとは想像できないが，このようなことが起きるでしょうか．
回答（日本大学・今村真人）
実験結果として，吸引力の値が低下していた．これは合着材料により磁石構造体が引っ張られ，エアーギャップが生じたためと考えられる．
追加回答（日本大学・石上友彦）
レジンは重合すると収縮するため模型実験では必ずエアーギャップはできる．臨床では支台歯歯根膜の弾性が少し影響して実感が出ないのかもしれない．

演題番号　2

軟性レジンを使用した磁石構造体の固定法に関する研究

○岡山章太郎，鈴木恭典，新保秀仁，大久保力廣
鶴見大学歯学部有床義歯補綴学講座

【目的】
磁石構造体の義歯床への固定には常温重合レジンが用いられているが，キーパー周囲のアンダーカットにより義歯が離脱できなくなる危険性がある．そこで新たな磁石構造体および磁石構造体保持材料の開発を目的に実験的検討を行っている．今回は磁石構造体の長期的な使用を考え，磁石構造体の保持材料に対して繰り返し荷重試験を行い，磁石構造体の保持力および吸引力について検討した．
【方法】
磁石構造体はフィジオマグネット35をコントロールとし，上面にアンダーカットを付与した磁石構造体を試作した．磁石構造体の保持材料には常温重合レジンモノマー成分の架橋剤を調整した試作レジン，レジン系仮封材，コントロールとして常温重合レジンを使用した．試料は下部ジグに固定接着した磁石構造体に上記の保持材料を用いて一体化し製作した．測定は5.0kg 荷重下で50,000回まで，クロスヘッドスピード950mm/min にて繰り返し荷重試験を行った後，万能試験機を使用し，クロスヘッドスピード1.0mm/min にて引張試験を行い，保持力および吸引力を計測した．得られたデータは一元配置分散分析後，Tukey の多重比較検定を危険率５％（p＝0.05）にて統計解析を行った．
【結果，考察】
試作レジンは繰り返し荷重前では良好な保持力を示したが，繰り返し荷重50,000回までに磁石構造体が脱離し，測定不可能であった．レジン系仮封材はコントロールにおいて50,000回の繰り返し荷重により保持力はやや減少したものの，良好な保持力を示した．またアンダーカット0.5㎜を付与した磁石構造体は保持材料と一体化した状態で下部治具より外れ，常温重合レジンと同様に計測不能であった．吸引力は50,000回の繰り返し荷重でレジン系仮封材，常温重合レジンともに大きく減衰せずほぼ一定であった．以上のことから，常温重合レジンおよびアンダーカットを付与した磁石構造体をレジン系仮封材で一体化すれば，義歯床より長期にわたり外れる可能性は少ないと推察された．

質問（愛知学院大学・神原　亮）
①繰り返し荷重後の磁石構造体，キーパー吸着面の表面性状はどうなっているのか．
②デュラシールは材料の劣化が予想されるが，その影響等はなかったのか．
回答（鶴見大学・岡山章太郎）
①繰り返し荷重後の磁石構造体およびキーパーの

表面性状に関しては，今回SEM等では観察しておりませんが，大きな摩耗等は認められなかったように思います．
②今回サーマルサイクル等は行っていないので一概には申し上げられませんが，今回の疲労試験においては保持力および吸引力の結果より，デュラシールの劣化の影響は少なかったと考えております．
質問（日本大学・石上友彦）
①デュラシールは弾性がレジンと異なるので経日的には離開が生じて浸出液が入り込むなど，汚れて支台には良くないのではないですか．
②吸引力に変化がないのは劣化しても軟らかく，キーパーに定着しているのだと思います．
回答（鶴見大学・岡山章太郎）
①デュラシールはレジンと比較して修理もしやすく操作性も良好ですが，清掃性が欠点であるので今後改善できるレジンを開発できれば良いと考えております．
②今回，サーマルサイクルは行っておりませんので，劣化等による吸引力の変化は微量であったと考えております．

演題番号　3

根面板上のレジン床の厚みと強度の関係
―耐衝撃性義歯床用レジンを用いた検討―

○櫻井景介，大谷賢二，永井栄一，梅川義忠，舘野　敦，石上友彦
日本大学歯学部歯科補綴学第Ⅱ講座

【目的】
オーバーデンチャーによる補綴治療は利点が多いが，レジン床義歯では根面板付近で，床が破折しやすいことも知られている．当講座では，第24回日本磁気歯科学会学術大会において，従来型の義歯床用加熱重合レジンを用い，根面板上部の床の厚みが破折に大きな影響を及ぼすことを明らかにした．しかし，この部位でのレジン床の厚みの確保は困難な場合が多い．そこで，本研究では，オーバーデンチャーに用いる床用レジンとして耐衝撃性義歯床用レジンを用いた場合の根面板上の床の厚みと破折の関係について模型実験を行い，従来型床用レジンを用いた場合との比較検討を行った．

【方法】
耐衝撃性義歯床用レジンとしてプロインパクト（GC），根面板モデルとして台形金型（東京技研）を用い，根面板および義歯床を想定した床用レジンによる板状試料を製作した．JIS規格に準じて製作したプランジャ，万能試験機（EZ-Test，島津製作所）を用い，支点間距離30㎜，クロスヘッドスピード5.0mm/minで変則3点曲げ試験，および片持ち梁を想定した変則4点曲げ試験を行った．試験体破折時の曲げ強さおよび破壊エネルギーを測定し，従来型床用レジン，アクロン（GC）との比較検討を行った．

【結果，考察】
プロインパクトの曲げ強さおよび破壊エネルギーは，アクロンと同様に床の厚みの増加に伴い大きくなった．従来型のアクロンとプロインパクトの比較において，曲げ強さは変則3点曲げ試験ではアクロンが有意に大きく，変則4点曲げ試験では両者に有意な差は認められなかった．破壊エネルギーは両試験ともプロインパクトが有意に大きかった．以上のことよりどちらの材料も床の厚みを増すことで義歯は破折しにくくなる．また，変則4点曲げ試験の結果より片側遊離端の症例ではプロインパクトの方が破折しにくいことが示唆された．

質問（愛知学院大学・田中貴信）
如何なる材料でも破折強度は厚さの3乗に比例するものであるため，薄い義歯床は破折し易くなるのは当然である．大切なことは臨床的にどの程度の厚さになったら金属類による補強などの処置が必要となるか等の具体的なデータを臨床現場での指標として発信してゆくことが重要であると考えますが，その点に関する皆様の見解はどのようなものでしょうか．
回答（日本大学・櫻井景介）
今回は模型実験のため，臨床的に何㎜だと補強が必要であるかはいえないが，アクロンとプロインパクトを比較した際，プロインパクトの方が臨床的にも破折しにくい材料ではないかと考える．
追加回答（日本大学・大谷賢二）
臨床的には種々の形態のレジン床があり，本実験がそのままレジン床の厚みの基準にはなりませ

んが，従来のアクロンに比べ耐衝撃性義歯床レジンが破折しにくいことが示唆されました．

質問（愛知学院大学・神原　亮）

３点曲げ試験ではアクロンの方が曲げ強さが大きく，４点曲げ試験ではプロインパクトの方が大きくなった結果だったが，この結果についての考察を教えて欲しい．

回答（日本大学・櫻井景介）

プロインパクトの方がアクロンよりたわみやすい．３点曲げは荷重した際に試験体がたわみ，圧子がすべったため，プロインパクトの値が小さくなった可能性がある．４点曲げは，根面板で固定する状態で荷重がかかったため，アクロンよりプロインパクトの値が大きくなったと思われる．

座長総括（演題番号１，２，３）

徳島大学・芥川正武

本セッションでは磁性アタッチメントの磁石構造体を義歯床に固定する際の手法と吸引力との関係に関する演題と，オーバーデンチャーに用いる床用レジンの材料と形状に関する演題について活発な討議が行われた．

演題１　磁石構造体のレジン床合着時に使用する各種材料の比較検討

磁石構造体をレジン床に合着する際のレジンについて，常温重合レジンと光重合レジンを用いた際について吸引力を比較した報告である．常温重合レジンは重合圧縮により，磁石構造体とキーパーの間に微小な空隙が生じ，義歯の吸引力が低下する場合がある．本報告では，このような吸引力低下を抑制するために，重合圧縮のより小さい光重合レジンを用いた場合について吸引力の違いを実験により検証している．

レジン床と磁石構造体との間隙を変化させて，レジン填入量を変えた場合，いずれのレジンでも吸引力の低下傾向が見られた．さらに吸引力の低下は重合圧縮の小さい光重合レジンの方が小さく，吸引力低下の抑制のために有効であることが示唆された．

演題２　軟性レジンを使用した磁石構造体の固定法に関する検討

磁石構造体の義歯床への固定について，方法及び保持材料に関する報告である．磁石構造体については製品元形状のままの円柱のものと上面にアンダーカットを付与したもの，保持材料については常温重合レジンモノマー成分の架橋材を調整した試作レジン，レジン系仮封材，常温重合レジンを用いて繰り返し荷重試験を行い，保持力及び吸引力について検証している．

試作レジンはいずれの磁石構造体に対しても荷重試験により脱離した．アンダーカットを付与した磁石構造体に対しては，レジン系仮封材と常温重合レジンとも保持材料と共に脱離し，元形状の円柱の磁石構造体では，仮封材では脱離はなかった．アンダーカットやウィングが付与された磁石構造体はレジンによる維持力向上を狙った製品も多く，今回の発表でも保持材料そのものの脱落を防ぐ効果があるが，保持材料ごと脱落する場合があることが確認され．一方，保持材料に仮封材を利用する方法については，新たな方法につながる可能性もあり，機序，試作によりさらなる検討が望まれる．

演題３　根面板上のレジン床の厚みと強度の関係—耐衝撃性義歯床レジンを用いた検討—

耐衝撃性義歯床レジンと従来型床用レジンについて，根面板上のレジン製義歯床厚と破折の関係について模型実験を行った結果の報告である．各レジンで板状試料を製作し，３点曲げ試験と，片持ち梁を想定した４点曲げ試験を行い，曲げ強さと破壊エネルギーについて比較した．耐衝撃性義歯床レジンは床が厚いほど曲げ強さ破壊エネルギーとも大きくなることが確認され，曲げ強さについては３点曲げ試験では従来型レジンの方が良好であり，変則４点曲げ試験では有意な差は見られなかった．破壊エネルギーについては何の試験でも耐衝撃性義歯床レジンの方が大きかった．

耐衝撃性義歯床レジンの強度が確認された結果であり，磁性アタッチメントを用いた義歯への有効性が示唆された報告である．

破折のしやすさは試料形状や加える力が単純であれば，試料材料の物性値からある程度は概算可能であり，また物性値は材料メーカーから提供さ

れることから，実験と理論計算双方により考察するとより多くの示唆が得られると考えられる．

演題番号　4

磁性アタッチメントを用いて即日義歯修理を行った症例

○増田美至，曽根峰世，大川　穣，染川正多，松井藍有美，濵坂弘毅，豊田有美子，奥津史子，松川高明，岡本和彦，大川周治

明海大学歯学部機能保存回復学講座
歯科補綴学分野（有床系）

【緒言】

日常臨床において，支台歯の歯冠補綴装置の脱離などにより，部分床義歯の使用が困難になるといったトラブルに遭遇することは少なくない．今回，このようなトラブルに対して，磁性アタッチメントを応用することで義歯と支台歯に対して即日修理を行った3症例について報告する．

【症例の概要】

症例①：患者は部分床義歯の支台歯であるブリッジ脱離を主訴として来院した．支台歯は歯冠破折を生じており，再装着は不可能であった．

症例②：患者はオーバーデンチャーの支台歯であるキーパー付き根面板の脱離を主訴として来院した．脱離した根面板は紛失しており，義歯の維持力は低下していた．

症例③：患者は即時義歯の維持力不足を主訴として来院した．支台装置は |6のクラスプのみであり，他は残根上として被覆していた．

【治療内容と経過】

3症例のいずれに対しても支台歯に直接キーパーを装着し，義歯に磁石構造体を組み込むことで即日義歯修理を行った．結果として早期に義歯の維持・安定を回復することができた．

質問（日本大学・石井　拓）

症例3において，即時義歯装着から磁性アタッチメントを用いるタイミングは即時義歯装着と同時か，それとも即時義歯使用後期間をおいたのか．最終的に総義歯となるならば，なぜ一度磁性アタッチメントを用いたのか．

回答（明海大学・増田美至）

即時義歯装着が2011．9．29，磁性アタッチメントの使用が2011.10.21です．即時義歯の安定が得られなかったため使用に至りました．患者が抜歯を希望しなかったことや，右上6，左上3は保存できそうだったことから暫間的に磁性アタッチメントを使用しましたが，結果的にすべて保存不可となり，患者が義歯に慣れたタイミングで抜歯し総義歯となりました．また，ブリッジから義歯へ移行しやすくする目的もあります．

質問（日本大学・石上友彦）

在宅や通院不可の患者にポストキーパーとコンポジットを使用するのはわかりますが，今回のような症例ではテンポラリーにキーパーを使用すれば即日維持は得られるし，後日金属によるキーパー付き根面板を製作したほうが，術後が良いと思います．

回答（明海大学・曽根峰世）

ご質問ありがとうございます．先生のおっしゃる通り金属のキーパー付き根面板を後日装着することが良いと思いますが，今後の高齢社会に向けて多様なニーズが生まれてくる中で，この様な手法で磁性アタッチメントを応用した時の予後経過を調べたいとの思いもあり今回行いました．

演題番号　5

歯冠外および歯冠内磁性アタッチメントを用いた下顎パーシャルデンチャーの1例

○津田尚吾，鱒見進一，槙原絵理，河野稔広，八木まゆみ，有田正博

九州歯科大学口腔機能学講座
顎口腔欠損再構築学分野

【目的】

患者は67歳の女性．15年前に顎関節症のため当科を受診し，下顎パーシャルデンチャーによる補綴治療を行い，終診となった患者である．

平成26年4月17日，下顎パーシャルデンチャーのクラスプに対する審美不良を主訴に近医を受診したところ，下顎右側第二小臼歯および下顎左側犬歯のオールセラミッククラウン修復を薦められ，主治医の意見に従って同部の補綴装置を装着した．

現有のパーシャルデンチャーが装着不可能となったため，右側第一，第二大臼歯および左側第一小臼歯から第一大臼歯の欠損に対しノンメタルクラスプデンチャーを薦められ，平成26年4月にノンメタルクラスプデンチャー装着したが，維持部が歯肉に食い込み，痛くて装着不可能であったため，義歯調整を希望して当科を受診した.

平成26年8月12日，当科にてパーシャルデンチャーを製作した．しかし，様々な経緯により大連結装置がレジンであること，また支台装置が審美性を損ねていることなど種々の問題がある．今回それらの問題を解決するためパーシャルデンチャーを再製することとなった.

【方法】

直接支台装置である45の根面板および33の歯冠外アタッチメントを再製し，クリアランスを確保し，大連結装置はコバルトクロム製のリンガルバーとして，義歯を製作した.

なお，37のマグノテレスコープクラウンには問題がなかったため，再利用した.

通法に従いパーシャルデンチャーを製作した.

【結果，考察】

再製したパーシャルデンチャーは審美的に良好であり患者の満足が得られた．旧義歯と新義歯の客観的評価では，咬合力が 268.3N から424.2N，咀嚼能力が180mg/dL から228mg/dL，咀嚼スコアが39.6から49.7，OHIP14が26から18，GOHAI が36から51と，いずれも良好な結果が得られた.

質問（吉沢さゆり）

ギガウス600（400，1000ではなく）を使用された理由についてお教えください.

回答（九州歯科大学・津田尚吾）

右下5，左下3のアタッチメントについては，根の大きさ，スペース等を考慮し，可能な限り維持力の大きな C600を使用しました．左下7については傾斜が大きいため C1000や D800をできれば使用したかったが，幅が足りず C600となりました.

質問（愛知学院大学・中村好德）

①歯冠外磁性アタッチメントを用いる場合，単独歯での適用は臨床上問題ないでしょうか.

②歯冠外磁性アタッチメントの形態について既製パターンを用いて製作したのですか.

回答（九州歯科大学・津田尚吾）

①理想的には左下23を連冠とする方法や，左下3を根面アタッチメントにしたほうがカンチレバーの力を軽減できますが，侵襲が大きいこと，また患者の希望もあり，さらに中間欠損であったため，十分咬合力に耐えうると判断し，単独歯にて処置致しました.

②旧義歯については既製パターンを用いて製作したが，金属が咬合面に見えてしまったので，これを避けるために，新製義歯については十分なクリアランスを確保できるよう技工士と相談しながら製作しました.

演題番号 6

磁性アタッチメント義歯における問題症例の評価と，共通評価票の検討（臨床評価委員）

○永田和裕[1]，笠間　匠[1]，菅原佳広[1]，
大山哲生[2]，曽根峰世[3]，増田達彦[4]

[1]日本歯科大学新潟病院総合診療科
[2]日本大学歯学部補綴学第Ⅱ講座
[3]明海大学歯学部機能保存回復学講座歯科補綴学分野
[4]愛知学院大学歯学部有床義歯学講座

【目的】

安全で，効果的な磁性アタッチメント義歯の臨床応用では，客観的な予後評価を行うとともに，長期使用に伴う問題点を詳細に分析することが不可欠となる．本報告では，共通予後評価票に必要とされる評価項目と運用法に関して各所属機関からの意見をもとに，最終的な改定案を策定する予定である.

【方法】

各機関から提示されたデータは，データの取り込み，患者満足度の主観的な評価の導入，欠損形態の分類法の選択，データの提出法の決定および，記載内容の修正である.

1）データの取り込みに関しては，新規データのみとするのか，既存データも取り込むのか継続的に検討する必要があるが，まず新規データの登録から開始する.

2）患者満足度の主観的な評価では，義歯の維持安定，咀嚼，総合の項目で主観的評価をリス

トから選択入力する.
3）欠損形態の分類では，どのような分類法が適しているかは不明なため，Eichner，宮地，Kennedy の分類の三種類を併用する.
4）データ提出法に関しては，評価シートを新たに追加し，全般的な口腔衛生状態や，リコールの回数，症例の推移の要約，評価時の写真などの記載を行う.

【結果，考察】

共通予後評価シートには，必要とされる評価項目がすべて包含される必要があるが，項目が多すぎると，未記載となる可能性も高くなる．したがって記入項目は，必要かつ最小限にとどめたうえで，統一的な評価が可能となるようにすることが望ましい．今回の改訂で学会での基本的な同意が得られた事から，最終的な確認が終了次第，早期に統一予後評価を実施してく所存である.

座長総括（演題番号４，５，６）

東京医科歯科大学・秀島雅之

演題４

部分床義歯の支台歯のトラブルに対し，磁性アタッチメントを用いて支台歯にダイレクト（キーパー）ボンディング法を適用し，即日修理にて義歯の維持・安定を図った３症例の報告である.

日常臨床で部分床義歯の支台歯の歯冠修復物脱離，破損等のトラブルは多く，再装着，修復が困難な場合には，義歯をチェアサイドでオーバーデンチャーに修正すれば，支台歯の負担軽減・延命を図ることができる.

その際ダイレクトボンディング法の適用は，クラスプ追加等に比べ操作が簡便で，維持力を有効に得ることができるため，きわめて有用な義歯修理法である.

本学会でも歯科医学会のプロジェクト研究として，高齢者の在宅治療での義歯修理時のキーパーボンディング法の適用について申請した経緯もある.

ただ本術式は義歯の即時修理には有用だが，最終処置ではなく移行的な処置で，保険適用外でもあるため，学会としてその有用性を一般歯科に周知を図ることが重要と考えられる.

演題５

下顎の前歯部に歯冠外・臼歯部に歯冠内磁性アタッチメントを適用したレジン床義歯を作製したが，義歯の剛性が低く，歯冠外アタッチメントを適用した犬歯の審美性も劣っていたため，アタッチメントを再製作し，金属床義歯を適用した症例報告である.

コバルトクロム製のリンガルバーを適用することで義歯の剛性が高まり，咬合力・咀嚼能力の計測値が約1.5倍に改善し，犬歯の審美回復により患者の満足度も高く，QOL のスコアーも向上した.

また金属床の適用で支台歯の清掃性も向上したため，義歯・支台歯の長期経過も良くなると期待される.

歯冠外アタッチメントは歯冠内よりも支台歯への負担が大きいため，隣在歯との連結処置が必要との指摘もあったため，今後の長期経過の観察，報告が望まれる.

演題６

新体制となった臨床評価委員会で，磁性アタッチメント義歯の経過を評価することを目的に，従来のプロトコールによる各施設のデータを活用可能な新たなプロトコール作成のために，分析すべき臨床評価項目を検討した報告である.

磁性アタッチメント義歯の長期経過の報告は少なく，また ISO 対策委員会の報告から海外製に比べ，本邦の磁性アタッチメントの品質は工学的に優れているため，当学会でより多くの臨床経過データを分析，報告することは急務と言える.

委員会では臨床評価の分析項目の中で，経過に大きく影響した寄与因子の分析が重要と強調した．評価項目が増えると記録時の欠損データも生じやすく，最終分析が困難となりやすいので，必要最低限の評価項目に絞ることも重要と思われる.

今後，本プロトコールは当学会の認定医試験時に必須となるため，会員諸氏の意見を可及的に取り入れ，より活用しやすい有用な内容となることが期待される.

演題番号 7

キーパーによるMRI幾何学的アーチファクトの定量化
―実画像とシミュレーション画像の比較―

○時谷哲郎[1]，芥川正武[2]，木内陽介[2]，
佐々木英機[3]

[1]徳島大学大学院先端技術科学教育部
[2]徳島大学大学院ソシオテクノサイエンス研究部
[2]佐々木歯科医院

【目的】

磁性アタッチメントのキーパーを装着したままでのMRI撮像は，画像に金属アーチファクトを及ぼす．そのため，正常な画像を得るためにはキーパーの撤去が必要となる．そこで，撮像前にキーパー撤去の可否を判断する目安となる指標（MAI；Metal Artifact Index）の提案を目的とし，直流磁界中に置いたキーパーの磁気モーメントがMAIとして利用できないか検討した．今回，実画像とシミュレーション画像の幾何学的変化を定量化および比較し，シミュレーションの妥当性を確認することで磁化したキーパーを磁気ダイポールで近似できるかを示した．

【方法】

メッシュ状のファントムを用いることで幾何学的歪みを評価した．キーパーの有無によるメッシュの交点位置毎のずれを測定し，実画像とシミュレーション画像で比較した．MRI装置はDiscovery MR750 3.0T（GEヘルスケア・ジャパン）を用い，試料としてGC社製キーパー（GIGAUSS D800）をファントム中心に設置した．アクリル製のファントムを硫酸銅水溶液（1-2g/L）で満たし，高速スピンエコー法（TR＝3000ms，TE＝100ms，スライス厚＝3㎜，FOV＝180㎜，BW＝125kHz，matrix＝256×256）で撮像した．シミュレーションにおいても実験で使用した撮像パラメータ，ファントム，キーパーの仕様をもとに画像を作成した．

【結果，考察】

実画像とシミュレーション画像の歪みの差は最大でも3㎜程度であり，磁化したキーパーを磁気ダイポールである程度近似できることを確認した．これより，キーパーの形状から求められる磁気モーメントがMAIとして有用であると考えられた．今後として，信号強度の検討のため体内の信号減衰に関するTR，TEなどのパラメータやパルスシーケンスを考慮する必要がある．

質問（日本インプラント臨床研究会・田中譲治）

大変貴重な素晴らしい研究ありがとうございます．この研究を発展することでMRIのアーチファクトを修正（除去）することができる可能性はありますでしょうか．

回答（徳島大学・時谷哲郎）

除去までできるようになるかはわかりませんが，今回の幾何学的変化だけではなく信号強度変化についても考察が進めば，様々なパルスシーケンスでのアーチファクトも再現できる可能性はあると思うので，修正および除去の助けになるのではないかと考えられます．

質問（東北大学・髙田雄京）

実測画像とシミュレーション画像において，メッシュの歪みはおおよそ一致しているが，他の部分において画像に相違が見られる．その原因とその相違をなくすことが可能であるかどうかを説明ください．

回答（徳島大学・時谷哲郎）

金属アーチファクトは幾何学的変化と信号強度変化によるものと考えておりますが，本研究では撮像領域内の磁界の変化のみを考慮し幾何学的な変化のみをメッシュで表現したので，信号強度の変化（パラメータやシーケンス）については，特に考慮しなかったのが原因と考えられます．相違をなくせるかどうかは，様々にあるパルスシーケンスをそれぞれ考慮する必要があると考え，それをシミュレーションできるようになることが理想だと思います．

追加発言（徳島大学・芥川正武）

実測画像とシミュレーション画像の違いの原因は，実測画像におけるキーパー近傍からの信号強度の低下にあります．これにより再構成像キーパー近傍に相当する部分からの像が黒く抜けてしまっています．理論的にこの現象の再現は可能だと考えております．アーチファクトの低減については，軽度の歪みであれば補正することも可能ですが，幾何学的に折り返されて，再構成されている部分

は，補正困難です．一方，金属アーチファクトの小さいSEMACなどの撮像シーケンスが提案されておりますので，そちらを利用するのも良いと思います．

演題番号　8

スプリントの磁気治療器としての応用

○石田雄一，永尾　寛，市川哲雄
徳島大学大学院医歯薬学研究部口腔顎顔面補綴学分野

【目的】

整形外科領域の問題に対して永久磁石を皮膚上に貼付することで，「筋肉のこり」の低減を目指す磁気治療法がある．顎関節症Ⅰ型は，咀嚼筋群の緊張や炎症により疼痛や運動障害を引き起こす疾患であり，しばしば治療方法としてスタビライゼーションスプリントが使用される．我々は，スプリントを磁気治療器に改造することで，より治療効果が向上するのではないかという仮説を立て，永久磁石を内蔵させたスプリントの有効性を顔貌周囲の体表面温度の変化を測定することで検討した．

【方法】

被験者の上顎歯列模型に対して厚さ１㎜の義歯床用熱可塑性レジン（エルコジュール®，㈱スマートプラクティスジャパン）を用いてスタビライゼーションスプリントを製作した．磁石内蔵スプリントは，これに第二小臼歯から第二大臼歯にかけて磁石構造体（マグフィットDX1000，株式会社愛知製鋼）を片側５個ずつ，両側で合計10個を吸着表面が頬側を向くように固定して製作した．磁石構造体1個あたりの磁束密度は約140mTであった．コントロールは磁石構造体を設置していない従来のスプリントとした．室温が一定に保たれている部屋において，被験者に磁石内蔵および従来のスプリントを装着させ，顔貌周辺の体表面温度を30分ごとに２時間測定した．温度測定には，赤外線サーモグラフィー（R300SR-S，日本アビオニクス㈱）を用いた．

【結果，考察】

コントロール群に比べ，マグネット群において多少体温の上昇が大きい傾向にある被験者を認めたが，温度変化がみられなかった被験者もいた．いずれにおいても咀嚼筋群周囲の体表面温度の上昇は認められなかった．今後は評価方法の追加や適正磁力の検討など様々な条件を検討し，磁石内蔵スプリントのデザインを確立させた後に臨床試験にて有効性を検討したいと考えている．

意見（九州歯科大学・鱒見進一）

市販のマグネットは開磁路ですので，効果があるのかもしれません．実験系として閉磁路ではなく開磁路磁石での実験を希望します．

回答（徳島大学・石田雄一）

現在，口腔内で用いることができる磁石は閉磁路のみなので，今回はこのような実験デザインになりました．今後は開磁路についても検討していく予定です．

質問（日本歯科大学・永田和裕）

磁性体の組み込みは，患者にブラインドされているのか？されていないと，プラセボ効果で正しい評価が出来ないのでは？

回答（徳島大学・石田雄一）

今回の被験者は，医局員や研修医が中心だったため，ブラインドは行っておりません．今後，臨床試験により評価する際には，考慮したいと考えております．

質問（日本大学・石上友彦）

磁場はカルシウムや骨増成に何かしらの影響はあると言われていますが，血流や筋組織への影響は細胞レベルでの検討がないとプラセボ効果との区別がつかないのではないですか．

回答（徳島大学・石田雄一）

当講座では，カルシウムや骨増成に関する研究は行っておりますが，まだ血液や筋組織への影響に関しての研究は行っておりません．今後の課題といたします．

演題番号　9

CAD/CAM によるキーパー付き根面板の製作に関する一考案―ポスト計測用治具の応用―

○濵坂弘毅，曽根峰世，大川　穣，染川正多，
増田美至，松井藍有美，豊田有美子，奥津史子，
松川高明，岡本和彦，大川周治
明海大学歯学部機能保存回復学講座
歯科補綴学分野（有床系）

【目的】

現在，補綴装置の製作には歯科用 CAD/CAM システムが頻用されているが，根面板製作については未だ報告は少ない．今回，非接触型のスキャニング方法を備えた歯科用 CAM システムを用いて，ワックスパターンをスキャニングしてジルコニア製根面板を製作し，その適合性を評価したので報告する．また歯科用 CAD/CAM システムを用いたキーパー付き根面板のデザインが可能であるかについて検討したので報告する．

【方法】

試料とする根面板は，歯科用 CAM システムであるセルコンブレインを用い，ワックスパターンをスキャニングしたのち，セミシンタリングされた酸化ジルコニウムのブロックを削り出して製作した．ジルコニア製根面板の適合精度の評価方法は，セメントレプリカ法を用い，支台歯と根面板との間隙量を測定した．測定部位は，フィニッシュライン部，ポスト歯頸部，ポスト先端部の 3 箇所とし，各部位における最大値を測定値とした．また試料数は 3 とした．また歯科用 CAD/CAM システムである Aadva Scan D710 と Dental Designer を用いてソフトウェア上でのキーパー付き根面板のデザインを行った．

【結果，考察】

支台歯と根面板との間隙量の平均は，フィニッシュライン部が0.23±0.08㎜，ポスト歯頸部が0.26±0.04㎜，ポスト先端部が0.32±0.06㎜だった．これらは，過去に歯冠補綴装置の許容範囲であると報告されている0.1～0.12㎜という値から，やや逸脱する結果であった．歯科用 CAD/CAM システムを用いたデザインでは，ポスト先端部までデザインすることが困難なことが判明した．しかし，ポスト計測用治具を併用することでポスト内部までデザインすることが可能であることが示唆された．

今後はポスト計測用治具を併用する方法を用いて根面板をデザイン，製作し，その適合性を明らかにしていく予定である．

質問（九州歯科大学・鱒見進一）

使用した既製の形成済み人工歯は CAD/CAM 用ではないと考えられるので，その形状で適合の良いジルコニア根面板の作製は不可能と思われますが？

回答（明海大学・濵坂弘毅）

今回は，先行研究を参考に実験を行ったため，プレパレーションについては考慮しておりませんでした．今後，マージン形態やポスト孔の形態等のプレパレーション方法について研究を進めていく予定です．

追加回答（明海大学・曽根峰世）

ご指摘の通りこのままの形成では適合が良いものを製作する事は不可能と思います．現在もう少し単純な形態を模索しております．今後フィニッシュライン形態，根管長，回転防止溝の有無を含めて検討してご報告できればと思います．

質問（愛知学院大学・中村好德）

本研究は，内側性と外側性の適合精度を検討しなければならないかと思うが，何か工夫等されたのであれば教えてほしい．

回答（明海大学・濵坂弘毅）

CAD/CAM システムを用いて適合を向上させていくために，今後検討していきたいと思います．

追加回答（明海大学・曽根峰世）

今回よりもシンプルな形態の模型を検討しつつ，今後の研究を進めていきたいと考えております．

座長総括（演題番号 7，8，9）

東北大学・髙田雄京

本セッションでは，MRI による幾何学的アーチファクトの定量化，磁性アタッチメントの磁気治療器としての応用，CAD/CAM によるキーパー付根面板の作製といった多岐に渡る研究が発表され，会場から活発な討論が行われた．

演題 7

磁性材料によるアーチファクトは，磁性アタッチメントにとっては避けられない重要課題の一つである．本研究では，キーパーによる金属アーチファクト像を計算機シミュレーションにより画像化し，実測の画像と比較することでアーチファクトを幾何学的歪みとして定量化することを可能にした．この成果により，磁気ダイポールによる近似でキーパーの磁化を表すことができ，キーパーによるアーチファクトの影響度合いを知る上で有効であることを報告した．軽度のアーチファクトであれば，本研究の理論を用いて画像を修正することが可能になり，臨床に大いに寄与する研究であると評価できる．今後の進展が期待される研究である．

演題 8

静磁場を利用し，「筋肉のこり」をほぐす新しいデバイスの開発を目指した研究であり，非常に定量化の難しいテーマへの挑戦であったが，永久磁石の静磁場による顔貌周辺の体温変化を定量化することで静磁場の「こり」への影響に一助を与える研究と評価できる．新たな挑戦であり，静磁場の体温に対する明瞭な影響は確認されなかったが，相対的に体温上昇の傾向を知ることができた．温度変化が微妙であり，その差異を明瞭化する手法に工夫と新たな技術の導入が必要と思われた．体温上昇による血流の潤滑化は，「こり」をほぐす因子であり，更なる研究によってその因果を明らかにし，新しいデバイスの開発が進展することを期待したい．

演題 9

一般的な補綴臨床にも積極的に利用されるようになってきたCAD/CAMをキーパー付根面板の作製にも応用できるようにする研究であり，新規性と実用性を兼ね備えたタイムリーな内容が報告された．根面板付キーパーの作製では，内側性の深い窩洞の印象採得が必要となるが，現在主流である光学式のデジタル印象では，その窩洞内の印象を直接採得することができない問題がある．本研究では，ポスト計測用冶具を利用することで困難であった印象採得を可能にし，CAD/CAMによるキーパー付根面板の作製が十分に可能であることを示した．臨床的に価値の高い研究成果であり，今後の補綴装置作製に応用されることを期待したい．

演題番号 10

インプラントオーバーデンチャー（IOD）への磁石構造体の取り付けに新たな手法を用いた1症例

○山本裕明[1]，秀島雅之[2]

[1]日本歯科先端技術研究所

[2]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

【目的】

磁性アタッチメントは，わずかなエアーギャップにより大幅な吸引力の低下を来すため，磁石構造体（Magnetic assembly：MA）の取り付けには細心の注意を要する．また口腔内で即時重合レジンにて固定する際，キーパーのアンダーカット部にレジンが迷入すると，義歯を外せない等のトラブルを誘発するため，種々の臨床的工夫がなされてきた．今回メタルハウジングと永久基礎床を利用した，新たな手法を考案したので紹介する．

【方法】

患者は52歳男性，５本のインプラントが上顎に埋入済みである．まずインプラントにキーパーを固定し，その上にMAを取り付けた状態で精密取り込み印象を行い，MAは印象から外して作業模型を製作する．次に作業模型上でキーパー周囲に適切なスペーサーを付与し，耐火模型を作製して，メタルフレームが支台歯周囲をMAの高さまで円筒形に囲むようなデザインとする．完成した鋳造フレームは作業模型に固定し，フレームを含む全部床義歯形態（口蓋を被覆）の永久基礎床を，加熱重合レジンにて製作する．その際，キーパーを囲むメタルハウジングの上部は開放状態にしておく．次にチェアサイドで基礎床を口腔内に試適し，MAをメタルハウジングの開放部よりキーパーに取り付け，即時重合レジンにてフレームに固定する．さらに口腔内で安定した基礎床上に，蝋堤を付け咬合採得を行う．次回の配列試適時には，最終義歯と同一の形態にして，外観，発

音・嚥下機能等を確認した上で，流し込みレジンにてワックス部分を重合させ，義歯を完成させる．

【結果，考察】

本術式は2回のレジン重合操作と，メタルハウジング付鋳造フレームを要するため，やや煩雑である．しかしMAの固定を簡便で着実にでき，精度の高い咬合採得，試適時の機能確認等が可能となる．最終補綴装置のMAの吸着も良好で，即時重合レジンの露出もなく清掃性に優れ，義歯の長期経過が良いと期待される．そのため粘膜負担のないインプラント支持のIODには最適の取り付け方法と考えられる．

質問（愛知学院大学・神原　亮）

咬合床に磁性アタッチメントを使用した方法ですが，咬合採得時から完成装着時にかけて，粘膜面の適合精度，磁石の吸引力含め，変化等はなかったのですか？

回答（日本歯科先端技術研究所・山本裕明）

最初に粘膜面を重合した永久基礎床を利用して咬合採得時に磁石構造体を固定するため，その後の重合による粘膜面のひずみはほとんどないと考えております．臨床での実感として，最終補綴装置装着時に磁石の吸引力の低下は感じられませんでした．

質問（九州歯科大学・鱒見進一）

インプラント植立後のキーパー設置について，咬合平面との関係を考慮されたか？

回答（日本歯科先端技術研究所・山本裕明）

咬合平面にあわせてキーパー面を設定するのが理想と思います．今回は前方2本後方2本のインプラントの傾斜角度がほぼ左右対称的でしたので，キーパーの角度補正は行いませんでした．

質問（愛知学院大学・熊野弘一）

磁石構造体を取り付ける際に，添加したレジンのあふれた部分に対して，どのような方法で確認を行っているのか．

回答（日本歯科先端技術研究所・山本裕明）

口腔内での即時重合レジンによる磁石構造体固定時に，粘膜面にレジンが余剰に流れることはありません．永久基礎床撤去後に粘膜面側の隙を確認し，拡大鏡を使ってレジンを添加し，余剰分はアルコール綿にて確実にぬぐっております．

質問（日本大学・石上友彦）

磁石構造体を義歯に装着するのは基本的に直接法で，模型上で装着できるのは歯根膜支持の症例だけだと思います．

回答（日本歯科先端技術研究所・山本裕明）

御指摘の通りだと思います．臨床的には間接法の適用は少なく，直接法がほとんどと考えております．

演題番号 11

歯科用磁性アタッチメントの最近10年間の研究

○新保秀仁，高山慈子，大久保力廣
鶴見大学歯学部有床義歯補綴学講座

【目的】

磁性アタッチメントは1992年より歯科応用され，現在では歯根だけでなく，インプラント オーバーデンチャーのアタッチメントとして広く臨床応用されている．今回は磁性アタッチメントの現状と今後の展望を明らかにするために，過去10年間の臨床的，実験的研究について文献考察を行った．

【方法】

文献検索に使用したデータベースはPub Med, Medical Online, Cochran Libraryを利用した．Magnetic attachment, Overdentureをキーワードとした2004年1月～2013年12月までに発表された英語論文を対象とし，31論文が選択された．ケースレポート，技術紹介を除外した後に23論文（総説2論文を含む）を本研究に採択した．

【結果，考察】

基礎研究においてはマグネットの維持力がバー，ロケーター，ボール，ERAと比較して低い結果を示し，特に後方回転では脱離しやすいことが指摘され，利点としては，着脱回数による維持力の安定性はマグネットが最も優れていることやマグネットの中でもセルフアジャスト型は側方力を緩和することが挙げられていた．臨床研究においてはマグネットの維持力が小さいことからボール，バーと比較して患者満足度は低い結果となった．一方，咀嚼能率においては3者の間に有意差は認められず，快適性ではマグネットが最も優れていると考察されていた．また，歯周組織への影響は，

バーと比較してマグネットとボールは良好な結果を示した．多くの論文が海外製のマグネットを使用していることから，基礎研究から維持力の増大および小型化の必要性が推察され，臨床研究ではアタッチメントの選択基準を明確にする目的で，さらなる長期的な臨床研究が必要と考えられた．

意見（九州歯科大学・鱒見進一）

通常行う文献検索を行うと，このような結果になるのだなあと感じました．我が国で製作している磁性アタッチメントは非常に優れており，世界基準ともなっています．現時点では抽出した外国文献で用いられている磁性アタッチメントは，日本製のものではないのではないかと考えます．今回の文献検索の結果を本学会として容認することはできないと考えます．多くの会員が我が国の磁性アタッチメントを用いた英語原著論文を作成してくれることを望みます．

回答（鶴見大学・新保秀仁）

ご指摘の通り，マグネットのメーカーにはバラツキがあり，一様な維持力が得られていないと考えます．多施設による長期的な臨床結果を同一のプロトコールを用いて発表していくべきであると考えます．

質問（吉沢さゆり）

他のアタッチメントより維持力減衰が少ないという事だが，具体的な磁性アタッチメントの交換時期について御教示頂きたい．

回答（鶴見大学・新保秀仁）

本文献検索からは維持力の減衰は少なかったと思われます．因子の一つである劣化による減衰は実験的には認められず，臨床評価でも認められなかったと思われます．しかし，臨床評価は歯に応用したものであり，歯根膜の許容もあったと考察していました．今後許容の少ないインプラントの長期経過も検討していく必要があると感じます．

演題番号 12

試作キーパーの固定法が吸引力に及ぼす影響

○高橋正敏[1]，山口洋史[1]，坂詰花子[1]，
眞塩　剛[2]，菊地　亮[3]，髙田雄京[1]

[1]東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野

[2]㈱ジーシー

[3]NEOMAX エンジニアリング㈱

【目的】

近年では海外を中心に，インプラント上部構造の固定装置として歯科用磁性アタッチメントが応用されて来た．そこで本研究では，インプラントのアバットメントスクリューにスクリュー固定するキーパーを試作した．ISO 13017に従い，磁石構造体とキーパーの吸引力を測定し，キーパーの固定法の違いが吸引力に与える影響を調べた．

【方法】

磁石構造体（ハイパースリム3513，モリタ）にあわせ，直径3.5㎜，厚さ0.5㎜ のキーパーをSUSXM27で製作した．試作キーパーの中央部に，アバットメントスクリュー（ジーシー）の上部構造体固定用の雌ねじにあわせ，M1.4×0.3の雌ねじを切った．また，試作キーパーとアバットメントスクリューを固定するための M1.4×1.6L の雄ねじを Ti-6Al-4V 合金で製作した．

ISO 13017に規定されている吸引力測定装置とデジタルフォースゲージ（ZPS，イマダ）を組合せ，引張速度 5 mm/min で吸引力の測定を行った．キーパーの固定は，市販キーパーを試料台にシアノアクリレート系接着剤で固定，試作キーパー（雄ねじ有りと無し）を試料台に接着剤で固定，試作キーパーを試料台に固定したアバットメントスクリューに雄ねじでスクリュー固定，の 4 条件とした．

【結果，考察】

試作キーパーを試料台に接着剤で固定したときの吸引力は，市販キーパーより低かったが，ISO の規定であるメーカー公示値の85%以上という条件を満たしていた．また，雄ねじの有無で吸引力は変わらなかった．さらに，試作キーパーをアバットメントスクリューにスクリュー固定したときの吸引力は，接着剤で固定したときと変わらなかっ

た．磁石の吸引力は，吸着面積と表面磁束密度で決まることから，キーパーに付与した雌ねじの直径などを変えることで，吸引力をより高めることは可能と考えられる．

以上の結果から，キーパーをアバットメントスクリューにスクリュー固定しても，吸引力は損なわれないことが分かった．

質問（日本インプラント臨床研究会・田中譲治）

素晴らしい可能性があるシステム（インプラントの可撤式クラウン）開発が期待できるとても有意義な研究ありがとうございます．腐食についてはいかがでしょうか？

回答（東北大学・高橋正敏）

アバットメントとキーパーの組み合わせですので，チタンまたはチタン合金とステンレス鋼の接触腐食になります．過去の研究では，溶出イオン量はわずかに増えますが，孔食電位を超えないので，ほとんど問題ないと言われています．

質問（日本大学・石上友彦）

すでに同様のキーパーを20年以上使用していますが，臨床的に有用ですがキーパー材が軟らかく角が丸くなる事は経験しています．チタンとキーパーとの間の腐食はわずかに生じますが，問題ない程度でした．

回答（東北大学・高橋正敏）

貴重なご意見をありがとうございます．

質問（吉沢さゆり）

キーパーのアバットメントスクリューのヘッド部がもしキーパーと同じ材料だとしたら，吸引力に関しては，どうなのでしょうか？又，使用可能なのでしょうか？

回答（東北大学・高橋正敏）

キーパーを固定するねじが，キーパーと同種の磁性ステンレス鋼だとしたら，理想的には穴がないものと同等の吸引力になると思いますが，実際にはすき間などがあるので，若干低い値になると思います．ただし，硬さや強さがねじとして不足しているので，へこんだり，壊れたりするかもしれません．

質問（愛知学院大学・中村好德）

キーパー中央部に穴をあけて吸着面積が減ったことにより吸引力が低下したとのことですが，磁束密度を上昇させる様に穴の径等を考慮すれば吸引力の低下を少なくできるだけでなく高めることもできるかと思いますが，いかがでしょうか？

回答（東北大学・高橋正敏）

ご指摘のとおり，今回は既製の磁石構造体とアバットメントスクリューに合わせて外径と内径を決めましたが，吸引力は磁束密度の２乗に比例するため，磁気回路の最適化により吸引力を高めることは可能と考えております．

座長総括（演題番号10，11，12）

愛知学院大学・中村好德

本セッションは、磁性アタッチメントのインプラントへの応用についてのセッションであり、新しい新症術式、磁性アタッチメントのレビュー研究、インプラントキーパーの固定法の違いによる吸引力の変化についての研究発表であった。

演題10

本演題は、インプラント オーバーデンチャーへの磁石構造体の新しい取り付けに方法についての臨床報告である。

従来より、磁石構造体の義歯への固定法に関しては、各大学で、使用材料、術式、操作時間など様々な報告がなされてきた。これは、口腔内で磁石構造体を固定する際、余剰のレジンがキーパーのアンダーカット部に入り込み、義歯を外せない等の大きなトラブルが危惧されるためである。今回メタルハウジングと永久基礎床を利用した、新たな手法が報告された。本術式は、やや煩雑ではあるが、磁石構造体を、簡便にかつ着実に義歯に固定可能であることから、今後の臨床に大いに寄与する発表であると評価できる。今後の進展が期待したい。

演題11

本演題は、磁性アタッチメントの現状を明らかにするために、過去10年間の臨床的、実験的研究について文献考察を行った報告である。

日本では、まだ歯根に応用した磁性アタッチメントが多いと思われるが、海外ではインプラント オーバーデンチャーのアタッチメントとして広く臨床応用されている。海外の報告では、磁性ア

タッチメントの維持力は、他のアタッチメントと比べて小さいことから、患者の満足度が低い、一方、維持力の変化が少なく、咀嚼能率についても、大きな差が認められなかった。また、快適性では、マグネットが最も優れているとの考察がされていた。これらの報告は、海外製の磁性アタッチメントを使用していることからと考えられる。今後我々は、基礎研究、臨床報告を世界基準となっている我が国の磁性アタッチメントを使用し、英語原著論文を作成することが必要である思われる。

演題12

本演題は、インプラントキーパーのスクリューを試作し、ISO 13017の吸引力測定法にて、磁石構造体とキーパーの吸引力を測定し、キーパーの固定法の違いが吸引力に与える影響を調べたものである。試作キーパーの吸引力は、市販キーパーより低かったが、雄ねじの有無で吸引力は変わらなかった。さらに、試作キーパーをアバットメントスクリューにスクリュー固定したときの吸引力は、接着剤で固定したときと変わらなかった。ことから、今回試作されたインプラントキーパーの吸引力は、臨床上問題のないことから、臨床的に価値の高い研究成果であり、今後更なるインプラントキーパーの開発に期待したい。

演題番号 13

Ni フリー磁性アタッチメントのための多層化した窒素固溶磁気シールド構造の開発

○髙田雄京[1]，山口洋史[1]，坂詰花子[1]，
菊地　亮[2]，高橋正敏[1]

[1]東北大学大学院歯学研究科歯科生体材料学分野
[2]NEOMAX エンジニアリング㈱

【目的】

磁性アタッチメントでは，磁気回路を形成するために磁性ステンレス鋼と Ni を含む非磁性ステンレス鋼を高精度に組み合わせ強い吸引力を得ているが，安全性を考慮すると Ni を含まない磁性アタッチメントが望ましい．著者らは，Ni を全く含まないカップヨーク型磁性アタッチメントの開発を目指し，磁性ステンレス鋼に窒素を固溶させた磁気シールド材料の開発を行い，実用可能な Ni フリーの磁気回路を得ている．本研究では，その製造過程における歩留まりの向上に寄与する新しい磁気シールド構造を窒素固溶相の多層化により構築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の SUS XM27（Fe-26Cr-1Mo）の ϕ 2～4.2㎜丸棒を1atm の窒素ガス雰囲気中において1200℃で 0 ～480分加熱し，窒素固溶処理を行った．金属組織写真を基に窒素固溶相（γ 相）の面積を測定し，その面積から γ 相の厚さを求めた．180分の窒素固溶処理を行った試料について，1200℃の減圧下における脱窒素処理を行った後，処理後の断面の金属組織を観察し，γ 相と α 相の関係を調べた．α 相と γ 相の確認を行うため，X 線回折を行った．

【結果，考察】

180分の窒素固溶処理を行った試料は，外周から内部に向かって300 μm 付近までが γ 相のみとなっていた．これを脱窒素処理すると，外周に形成していた γ 相は外周側から減少し，1200℃の真空中（ 4 ×10-2Pa）で30分処理すると300 μm 以内の γ 相は完全に消失した．

したがって，窒素固溶相（γ 相）に脱窒素処理を施すと，容易に γ 相（非磁性）から α 相（磁性）に戻すことができ，α 相と γ 相の多層化を実現できることが示唆された．本研究で作製した外周が α 相，その内側に γ 相の多層ディスクヨークは，外側の α 相を溶接部とすることで，製造の歩留まり向上に寄与することが期待される．

質問（愛知学院大学・熊野弘一）

α 相（磁性）と γ 相（非磁性）の多層化は可能なのでしょうか？

回答（東北大学・髙田雄京）

制限はつきますが可能です．γ 相の生成速度に比べ脱窒素による α 相の生成速度が 6 倍ほど速いので脱窒素は常に可能になります．しかし窒素は固溶させた γ 相の生成には時間がかかるので，棒の中心から γ 相，α 相，γ 相の順に多層構造を作る際には，外側の γ 相の形成を長時間行うと，中心部の γ 相が分解（固溶した窒素が α 相中に拡散してしまう）する可能性があります．したがって

短時間のγ相形成による薄いγ相の多層構造は可能であると考えています．
質問（九州歯科大学・鱒見進一）
　窒素固溶処理後の画像を見るとα相のγ相の境界にかなり凹凸があるようですが，吸引力に影響することはないのか？
回答（東北大学・髙田雄京）
　非磁性の固溶相の凹凸によってその隙間の磁束密度が高くなり吸引力には有利に働くと考えられます．しかし，磁束密度は飽和するので実際には磁束密度の分布は凹凸の少ない円に近い状態になっていると推定できます．

演題番号 14

三次元有限要素法を用いた上顎顎骨欠損隣接歯における磁性アタッチメントの力学的効果の検討

○神原　亮[1]，中村好德[1]，板倉　崇[1]，熊野弘一[1]，永井秀典[1]，増田達彦[1]，安藤彰浩[1]，中村浩子[1]，田中　孝[2]，岡田通夫[2]，田中貴信[1]，武部　純[1]
[1]愛知学院大学歯学部有床義歯学講座
[2]愛知学院大学歯学部附属病院歯科技工部

【目的】
　広範な顎骨欠損に対して顎義歯を適用する場合，残存歯への過度な負担が懸念される．特に，直接支台装置を設計することが多い顎骨欠損部隣接歯に関しては，顎骨摘出後，どの程度周囲骨が残存しているかによって，支台装置の選択，支台歯の連結処置等の多様な対応が臨床上必要とされる．そこで今回，上顎顎義歯における顎骨欠損部隣接歯への磁性アタッチメントの適用が，支台歯周囲歯槽骨量の変化に対して，どのような力学的効果をもたらすのか三次元有限要素法を用いて詳細に検討することを目的とした．
【方法】
　解析対象は，右側上顎骨半側欠損症例とし，解析項目としては，直接支台装置として上顎左側中切歯にレスト付ワイヤークラスプを設計した基本モデルと，上顎左側中切歯から犬歯までを連結し，上顎左側中切歯にレスト付ワイヤークラスプを設計した支台歯連結モデル，上顎左側中切歯に磁性アタッチメントを適用した磁性アタッチメントモデルの３種とした．また，これら３種の顎義歯設計に対し，支台歯近心槽骨の水平的厚みを５段階（５㎜，３㎜，１㎜，－１㎜，－３㎜）に変化させて応力解析を行い，顎骨欠損部隣接歯に適用した磁性アタッチメントの力学的効果について検討を行った．
【結果，考察】
　得られた解析結果から，顎骨欠損部隣接歯への磁性アタッチメントの適用は，支台歯近心歯槽骨が水平的に１㎜の厚みの場合，近心歯槽骨部に発生する応力を大幅に減少させ，支台歯連結処置と同等の力学的効果を示し，また，支台歯近心歯槽骨が水平的に－１㎜，－３㎜の厚みの場合，支台歯の変位量を減少させ，支台歯連結処置よりも，支台歯周囲歯槽骨への発生応力を抑制する効果を示した．

質問（九州歯科大学・鱒見進一）
　上顎左側中切歯近心歯槽骨量－１㎜や－３㎜は上顎半側切除症例で経験することがあるが，その予後は不良である．術前カンファにおいて上顎左側中切歯の保存が必要ならば，上顎右側中切歯の近心歯槽骨のラインで切除してもらうよう口腔外科医に指示する必要があると考えるが如何か？
回答（愛知学院大学・神原　亮）
　ご指摘頂いた通り，術前でいかに今後の補綴装置，補綴設計を検討し口腔外科へ依頼できるかが重要と思われます．今回の結果含め，研究指針はそういった状況においても具体的に力学的根拠をもって補綴的指標を示すことができればと考え行っています．

演題番号 15

三次元有限要素法を用いた磁性アタッチメントの最適構造の検討　―最適構造が磁石構造体の垂直，水平的変位における吸引力に及ぼす影響―

○永井秀典[1]，熊野弘一[1]，神原　亮[1]，板倉　崇[1]，安藤彰浩[1]，中村浩子[1]，中村好德[1]，髙田雄京[2]，田中貴信[1]，武部　純[1]

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

現在の磁性アタッチメントは，米粒大の大きさでも臨床的に有用なレベルの吸引力を発揮するように設計されている．しかし，我々は，さらなる磁性アタッチメントの吸引力向上を目的とし，磁気回路の最適化について検討を行ってきた．その結果，シールドディスク中心部に半径が0.15㎜，キーパー吸着面中心部に半径が0.50㎜，キーパー深さに0.10㎜に非磁性体を設定したモデルにおいて，最大の吸引力を示すことを確認した．しかし，実際の臨床において磁石構造体とキーパーの中心軸が必ずしも同軸上に設置され，密着した状態で設置されるとは限らない．

そこで今回，最適構造を付与した磁性アタッチメントにおける磁石構造体の垂直，水平的変化が吸引力に及ぼす影響について三次元有要素法を用いて解析し，検討を行った．

解析モデルの構築には，汎用有限要素プリ・ポストプロセッサ（Marc Mentat2010，MSC）を，解析ソフトとして電磁界解析システム（μ- MF，μ-TEC）を用いた．非磁性体を設定していないモデルを基本モデルとした．また，シールドディスク中心部及びキーパー吸着面中心部に非磁性体を設定したモデルを最適モデルとした．最適モデルにおける垂直的変位を0.00㎜から0.20㎜まで0.01㎜ ずつ21通り，最適モデルにおける水平的変位を0.00㎜から1.80㎜まで0.10㎜ずつ19通り解析を行った．また，比較対象とし，基本モデルにおいても同様の解析を行った．解析結果の評価は，各モデルにおける磁束密度分布および吸引力とした．

解析結果から，吸引力において，磁石構造体の垂直，水平的変位での減少率は，基本モデルより最適モデルの方が大きくなった．磁束密度分布においても，磁石構造体の垂直，水平的変位に対しての影響は，基本モデルより最適モデルの方が大きくなった．最適構造を付与した磁性アタッチメントは，磁石構造体の垂直，水平的変位による吸引力及び磁束密度分布への影響を強く受ける可能性が示唆された．

質問（明海大学・大川周治）

最適モデルの磁性アタッチメントは，垂直的，水平的変位にそれぞれ限界値があるとのことであったが，これは臨床上のどのような場合を想定していますか？

回答（愛知学院大学・永井秀典）

最適モデルは従来型の磁性アタッチメントと比べ同体積，同面積で設計され吸引力の向上を目指しています．臨床上で起こりうるキーパーと磁石構造体との変位は吸引力にどの程度影響を与えるのかを検証するために本実験を行いました．変位による吸引力の低下については今後検討していく必要があると考えます．

座長総括（演題番号13，14，15）

明海大学・大川周治

演題番号13

歯科用磁性アタッチメントはISO13017の国際規格を取得したが，本アタッチメントはNiを0.3%含有しており，0.1%以下という基準を満たしていないため，“特定化学物質を含有している”というマーク表示を余儀なくされている．この状況を打開すべく，Niフリー（含有率0.1%以下）の磁気シールド材料（以下，Niフリー磁石構造体）の開発を試みた研究である．Niフリー磁石構造体では，N固溶相の機械的性質および吸引力は従来型とほぼ同一であり，耐蝕性はむしろ向上することが示されていた．ただし，N固溶相の凝固収縮が大きいため，磁石構造体のサイズが大きい場合は，磁石本体を最終的に封入するレーザー溶接箇所にギャップを生じる可能性が高いこと，そしてN固溶処理の後に脱N処理を行うことにより，この問題点に対応できることも明らかとなった．なお，磁石構造体のサイズが大きくなった場合の吸引力に関しては，不明な点が残されて

いるとのことであった．Ni フリー磁石構造体の開発に成功されることを期待したい．

演題番号14

正中部を境界とした7〜1|欠損および上顎右側顎骨欠損の症例を解析モデルとし，|1近心側歯槽骨の残存状態が，支台歯となる上顎左側残存歯の周囲歯槽骨に及ぼす力学的影響を，三次元有限要素法を用いて分析した研究である．|1近近心側歯槽骨の残存状態が良好なほど，支台歯周囲歯槽骨への応力集中は緩和される傾向を示していた．顎骨欠損では，同部の義歯床部に支持能をほとんど期待できない難症例である．したがって，実際の症例では，部分床義歯の設計，特に支台装置の設計を工夫する必要がある（クラスプのレスト部に対合歯との咬合接触関係を付与する－アンレータイプのレストの応用など）．本研究では，根面タイプの磁性アタッチメントの使用が，支持能を向上させる一手法になりうることを示唆している．本研究の，今後のさらなる発展に期待したい．

演題番号15

三次元有限要素法を用いて，磁石構造体の基本モデルと，磁石構造体のシールドディスクおよびキーパー吸着面の中心部に非磁性材料を設定した最適構造モデルを構築した上で，磁石構造体が垂直的，水平的に変位した場合の磁場解析を試みた研究である．分析結果から，最適構造モデルは基本モデルと比較して，垂直的，水平的に変位した場合の吸引力低下が大きくなる傾向にあることが明らかとなった．このことは最適構造であるが故に，変位に対する許容範囲が狭くなる可能性を示している．今後，これらの研究結果を基に，最適構造モデルを実際の磁石構造体へと応用していかれることを期待したい．

演題番号 16

パーシャルデンチャーへのインプラントの有効応用

○小坪義博

こつぼ歯科

近年，義歯装着患者特有の条件から，義歯の維持や安定が得られず，咀嚼障害に悩んでいる高齢患者が多く見られる．

そこで機能回復を図るためインプラント治療を選択することが進んでいるが，メンテナンスが重要なインプラント治療において，高齢者が容易にメンテナンス出来ないのは致命的と考えられる．

そこでメンテナンスが容易にできるオーバーデンチャーの設計は有効であり，もし介助の方がメンテナンスをすることになっても安心であると考えられる．

注意点は，支台装置であるインプラントを埋入するポジションによって維持装置の選択に影響が出る事である．粘膜の厚み，骨の形態，幅，高さ，骨質，あるいは，上顎洞および下顎管などにより埋入位置が制約を受ける場合には，適切な維持装置を選ぶ事が大切である．

今回，患者にインプラント埋入後，non metal clasp denture と magnet system を組み合わせた義歯を作製し，その特性を検証した．また，インプラントの埋入術式についても幾つかの方法を試みた．

インプラントを支持装置とし，magnet system を維持装置として用いた義歯は非常に安定しており，咀嚼効率も非常に高い結果を得た．維持装置としては様々なものがあるが，magnet system はその中でも信頼性の高いものである．

さらに，non metal clasp denture を組み合わせることで，患者の審美性に対する要求も充分に満足させる事が出来た．

質問（日本大学・石上友彦）

インプラントアシストのオーバーデンチャーは良いと思いますが，ノンクラスプの床材料は支持がないし，歯肉クラスプは歯頸部を嫌気性にし，不利だと思います．長期的な術後は大丈夫でしょ

うか？
回答（こつぼ歯科・小坪義博）
ノンメタルクラスプの床材料はご指摘の通りだと思います．現在は硬度の上がっている材料（エステショット，アルティメット等）が開発されており，以前よりは改善されていると思います．さらにスライドでお示しした様に，メタル補強は必ず施しておりますので，発表させて頂いたケースは6年経過後も問題なく使用されています．歯頸部のメンテナンスは，患者さんにこまめなクリーニングをお願いしております．これからも経過観察して参ります．
質問（日本歯科大学・永田和裕）
ロングスパン欠損において，中間にインプラントを入れると，被圧縮性の違いから，支点になって，義歯にストレスが加わるのでは？
回答（こつぼ歯科・小坪義博）
マグネットを正確に取り付ける事と前後の歯牙に付けるレスト座を少し深めに形成して付与する事により軽減できると考えます．

演題番号 17

磁性アタッチメントを用いた下顎即時荷重インプラントオーバーデンチャーの無作為化比較臨床試験　―咀嚼能力評価―

○大村友理，金澤　学，宮安杏奈，水口俊介
東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科
高齢者歯科学分野

【目的】
McGill Consensus Statementにおいて，下顎無歯顎症例に対する第一選択は2本のインプラントを維持源としたインプラントオーバーデンチャー（以下2-IOD）であると述べられている．当分野の研究により，磁性アタッチメントを用いた下顎即時荷重2-IODは患者満足度をより早期に上昇させることができる術式であることが示唆されているが，客観的評価による妥当性については未だ明らかではない．そこで本研究では，無作為化比較臨床試験により，磁性アタッチメントを用いた下顎2-IOD患者の咀嚼能力に関して，即時荷重群と通常荷重群で比較することを目的とした．

【方法】
下顎無歯顎患者19名を即時荷重群10名と通常荷重群9名に割り付けた．全部床義歯製作後，CTによるダブルスキャニングを行い，サージカルガイドを製作した．これを用い，フラップレスによるインプラント埋入術を施行した．即時荷重群はインプラント埋入同日，通常荷重群は埋入から3カ月後にキーパー及び磁石構造体（マグフィットIP，愛知製鋼）を装着した．埋入前（ベースライン），埋入1～6，12カ月に咀嚼能力測定（混和能力，咬断能力）を行った．即時荷重群，通常荷重群それぞれWilcoxon符号付順位検定を用い，埋入前後を比較した．また，ベースラインからの変化量を算出し，Mann-Whitney U検定を用い，即時荷重群と通常荷重群を比較した．有意水準は5％とした．

【結果，考察】
即時荷重群，通常荷重群ともに混和能力，咬断能力の改善が認められた．混和能力では，即時荷重群の方が早期に改善を見せたが，ベースラインとの変化量は通常荷重群と有意差が認められなかった．また咬断能力は，即時荷重群と通常荷重群ともに徐々に改善傾向を示し，ベースラインとの変化量は2群間に有意差が認められなかった．以上より，磁性アタッチメントを用いた即時荷重2-IODは早期に咀嚼能力を改善させることが可能であると示唆された．

質問（日本大学・大山哲生）
両群でX-ray的に違いはありますか？
回答（東京医科歯科大学・大村友理）
私たちの研究結果としては，即時荷重の方が通常荷重よりもインプラント周囲骨吸収量が多くみられました．今後も継続的に変化を追っていきたいと考えています．
質問（徳島大学・市川哲雄）
本臨床研究からインプラントへのリスク，咀嚼能力に対する効果から，通常荷重と即時荷重の選択基準，臨床決断に対してどう考えるか？
回答（東京医科歯科大学・大村友理）
私見としては，機能回復，満足度の面から即時荷重は有効なものと思いますが，残存骨の状態等考慮しつつ，選択していければ良いと考えています．

追加回答（東京医科歯科大学・金澤　学）
即時荷重には破折やアタッチメントの脱離のリスクがある．患者がそのリスクをとってでも早期の機能回復を望む場合にのみ，即時荷重を行うべきである．
質問（吉沢さゆり）
即時荷重の方が混和能力において優位だったのは何に起因するのか？
回答（東京医科歯科大学・大村友理）
混和するためには，側方運動など下顎の義歯が大きく動くことが予想されます．磁性アタッチメントにより義歯を安定させることで，混和能力が改善したものと考えています．

演題番号 18

インプラント・オーバーデンチャーの維持装置としての磁性アタッチメントについて（第１報）

○蒔田眞人[1]，久納玄揮[2]，磯村哲也[3]，
水野直紀[4]，清水　剛[1]
[1]（公社）日本補綴歯科学会認定研修施設・
敬天堂歯科医院（静岡県）
[2]久納歯科医院（岐阜県）
[3]康生歯科医院（愛知県）
[4]みずの歯科医院（愛知県）

【目的】
従来無歯顎患者に，４本から６本のインプラントを応用したボーンアンカードブリッジの固定性補綴物の設計が主に行われていたが，近年より少ない本数のインプラントを植立し，可撤性補綴物のオーバーデンチャーを設計する方法が普及してきた．われわれは30年以上前から，インプラントを応用したオーバーデンチャーを臨床に取りいれてきたが，今回，下顎無歯顎患者に維持装置として磁性アタッチメントを応用したインプラント・オーバーデンチャーを装着し，17年間良好に経過した症例を経験したので報告する．
【症例の概要】
患者は1998年治療時63歳の女性で，下顎総義歯治療に不満を訴えたため，インプラントを応用することにした．まず，下顎33部にI.T.I.インプラント（直径4.1㎜．長さ12.0㎜）２本を埋入，３ヶ月の免荷期間後，ペリオテスト値を測定したところ，－３を示したので，磁性ステンレス鋼で作製したI.T.I.インプラント用キーパーをフィクスチャーに合着した．次に，免荷期間中ティッシュコンディショナーを使用していた既製の総義歯粘膜面をリベース後，磁性体マグフィットの維持部をサンドブラスト処理後，メタルプライマーを塗布し，口腔内で直接，床粘膜面に即時重合レジンで接合し，インプラント・オーバーデンチャーを完成させた．
【結果・考察】
治療終了４年後，インプラント部分で義歯床の破折があったため，床舌側にメタルバッキングを追加した．治療17年後の現在，インプラント埋入部の歯肉や周囲骨に異常は見られず，磁性アタッチメントの破損もなく，良好に経過している．総義歯患者にインプラント・オーバーデンチャーを設計し，維持装置として磁性アタッチメントを応用すれば，長期間安定した義歯の機能が得られ，外科的侵襲や経済性の点からもボーンアンカードBrより，患者に受入れ易い治療法と思われる．

質問（日本大学・石上友彦）
①歯内骨内インプラントの露出に対する対応はどうしたのですか？
②スリーブ等の処理はいらないのですか？
回答（敬天堂歯科医院・蒔田眞人）
①露出した歯内骨内インプラント部分はリコール時露出部分のみタービンで削除するにとどめた．
②人工歯排列・ライン等の臨床操作上不利と思われたので作製しなかった．
質問（日本大学・大山哲生）
①メンテナンスはどの程度の期間か？
②この症例で，初めてのリラインは術後何年くらいだったのか？
回答（敬天堂歯科医院・蒔田眞人）
①メンテナンスは，インプラント部分は３ヶ月から６ヶ月，デンチャーに関しては１年に１回のリコール時のフィットチェッカー検査の結果により適時対応する．
②この症例で最初のリラインは，術後４年の床破折時にメタルパッキングと同時に行った．

座長総括（演題番号16，17，18）

徳島大学・市川哲雄

演題16

部分歯列欠損に対する部分床義歯による治療において，前歯部の支台装置としてノンメタルクラスプを使用し，遊離端部あるいは中間欠損部にはインプランを支台歯とし，磁性アタッチメントを用いる治療術式（Implant Assisted Removable Partial Denture：IARPD）について報告したものである．ノンメタルクラスプはレストの付与，義歯床自体の剛性などの影響，IARPD は歯根膜，粘膜，インプラントの混合負担における負担分布の調整の影響を十分に考慮しなければならない．ノンメタルクラスプデンチャーにしろ，IARPD にしろ，短期的には良好な結果は得られやすいが，中長期的な予後については問題が出る場合も多く，今後の中長期の結果報告が待たれる．

演題17

「下顎に埋入された 2 本のインプラントを用いたオーバーデンチャーは無歯顎患者にとって第一選択である」という McGill コンセンサスが出されて以来，インプラント オーバーデンチャーへの注目が集まっている．本研究では，この方法に磁性アタッチメントを用いた場合に，インプラント埋入即磁性アタッチメントを装着する即時荷重群と 3 ヶ月後に装着する通常荷重群の 2 群に対して，咀嚼能力の評価から比較検討したものである．混和能力には有意な差が認められたが，咀嚼能力には有意な差が認められず，予想より咀嚼能力の差は大きくないように見えた．非常に意義のある臨床研究であり，インプラントへのリスクと治療効果を踏まえた両治療法の選択の指針の策定が期待される．

演題18

下顎無歯顎に対して前歯部に 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オーバーデンチャーで補綴した症例の17年経過の臨床報告である．この臨床方法は簡単なようにみえるが，粘膜とインプラントの混合負担であり，維持，支持，把持をそれぞれの組織にどのように与えるかが重要な問題である．従って，短期的には良好な結果が得られやすいが，中長期的には，インプラント周囲骨の変化，粘膜への適合度，義歯の動揺を適切に把握し，どのような時期に適切にリラインし，維持，支持，把持への負担のバランスをいかに保つかがキーとなる．

平成27年度　日本磁気歯科学会　第２回理事会要旨

日時：平成27年11月14日（土）10：00～12：00
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
会　　計：秀島雅之
編　　集：中村好德
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：石上友彦
臨床評価：永田和裕
用語検討：水口俊介
ISO 対策：髙田雄京
会則検討：中村和夫
プロジェクト：市川哲雄
理　　事：會田英紀，大山哲生，田中譲治，土田富士夫，誉田雄司，槙原絵理，都尾元宣
監　　事：東風　巧，水谷　紘
幹　　事：河野稔広（理事長）
曽根峰世（庶務）
梅川義忠（認定医）
神原　亮（編集）
金澤　学（用語）
菅原佳広（臨床評価）
オブザーバー：佐々木英機

１．理事長挨拶

鱒見理事長より挨拶があった．

２．報告事項

１）会務報告

（１）庶務

大川副理事長より，平成27年９月30日現在の会員数（正会員358名，名誉会員８名，賛助会員７社，購読会員12団体）についての報告がなされた．田中貴信先生に対して本年度総会において名誉会員証が授与される旨の報告がなされた．医学文献検索サービスメディカルオンラインは今後も継続していく旨の報告がなされた．平成28年度科学技術分野若手科学者賞候補者に関しては，本学会から日本大学の寺田みかげ先生を推薦する旨の報告がなされた．また，第23回日本歯科医学会総会における分科会プログラムに関しては，本学会の企画案が不採択になった旨の報告がなされた．

２）委員会報告

（１）編集委員会

中村好徳委員長より，第24巻１，２号投稿論文数は，それぞれ12編（総説論文：８編，原著論文：２編，臨床論文：２編）および９編であり，広告掲載数は，それぞれ11社および９社である旨の報告がなされた．内容に関しては編集委員会で審査された旨の報告がなされた．１号には MRI 安全基準マニュアル（2015改訂版）が掲載される予定である旨が報告された．また，神原幹事ならびに芥川委員より投稿規程の変更点についての報告がなされた．

（２）学術委員会

越野委員長より，第25回学術大会で開催予定のシンポジウムの内容について報告がなされた．また，学会優秀賞に関連した表彰制度規程に関しては，評価（審査）方法等を次年度の第１回理事会にて審議，決定する旨の報告がなされた．

（３）安全基準検討委員会

大久保委員長より，MRI 安全基準マニュアルの改訂作業が行われ，2015年改訂版として本学会雑誌１号に掲載される予定である旨が報告された．「ピタッと吸いつく入れ歯」リーフレットの英語版が HP に掲載された旨の報告がなされた．また，MRI に関連した他学会に対して MRI 安全基準マニュアルを送付するとともに，理事長名で本学会 HP へ Link 依頼を行ったところ，「一般社団法人日本画像医療システム工業会」より承諾の連絡があった旨の報告がなされた．

（４）広報委員会

芥川委員長より，ホームページに対するご意見・ご要望を今後も鋭意反映させていく旨の報告がなされた．また，学会 HP の管理用 Web ページのトラブルは関係各位の尽力により解決した旨の報告がなされた．

（５）医療委員会

秀島委員長より，日本歯科医学会より「磁性アタッチメントの診療ガイドライン2013」を平成27年４月23日付で日本歯科医学会歯科診療ガイドラインライブラリーに収載するとの通知があり，現在，すでに歯科医学会 HP に収載されるとともに，本学会 HP にリンク済みである旨の報告がなされた．日本歯科医学会診療 GL ライブラリー収載部会からの同ガイドラインへのコメント内容が報告された．また，厚労省への選定療養提案書（提案は磁

性アタッチメントを使用した全部床義歯型のオーバーデンチャーに限定）を歯科医学会に提出したが，期限を誤り，後日歯科医学会より厚労省への提出は見送るとの通知があった旨の報告がなされた．

（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，および前回更新予定だった1名の承認と今回更新予定だった3名より更新書類の提出が未だに行われていない旨の報告がなされた．また，明日開催予定の委員会において，認定技工士制度について細部を確認する旨の報告がなされた．

（7）磁性アタッチメント臨床評価委員会

永田委員長より，術後調査の共通フォーマットの修正版が示され，内容に関しては期日を設けて理事各位より意見を募る旨の報告がなされた．また，本学術大会において共通フォーマットの詳細を会員に向けて発表する旨の報告がなされた．

（8）ISO 対策委員会

髙田委員長より，ISO 規格に関しては9月末に開催されたバンコク会議においてFDAM の修正案を提出し，現在掲載待ちである旨の報告がなされた．また，今後の委員会の長期活動を考慮して，今回の会議には九歯大の槇原先生と東北大の高橋先生にも出席してもらった旨の報告がなされた．

（9）用語検討委員会

水口委員長より，本学会用語集作成に関して，用語の解説を作成していく旨の報告がなされた．また，それに関して各理事に分担して担当していただきたい旨の依頼があった．

（10）会則検討委員会

大川副理事長（会則検討委員）より，表彰制度規程，認定医制度規則・細則（改定案）および認定歯科技工士制度規則・細則についての詳細な報告があった．会務報告の途中ではあるが，内容について理事各位に諮られ，全会一致で承認され，平成27年度第1回総会に諮ることとなった．

（11）プロジェクト検討委員会

市川委員長より，平成27年度日本歯科医学会プロジェクト研究費公募ならびに公益財団法人8020推進財団　8020研究事業への申請を行ったが残念ながら非採択であった旨の報告がなされた．今後もプロジェクト研究テーマの申請を進めていく旨の報告がなされた．

3）第25回学術大会，第15回国際磁気歯科インターネット会議

水口大会長より，本学術大会プログラムについての詳細な説明があった．第15回国際磁気歯科学会インターネット会議が平成28年2月29日から3月18日に開催予定である旨の報告がなされた．

4）第26回学術大会，第16回国際磁気歯科インターネット会議

都尾大会長より，次年度の学術大会は平成28年11月5日・6日に岐阜県にある「じゅうろくプラザ大会議場」で開催する予定である旨の報告がなされた．

5）日本歯科医学会認定分科会

鱒見理事長より，日本歯科医学会会長の住友先生との懇談会が本学術大会において開催される旨の報告がなされた．

3．協議事項

1）平成27年度決算について

秀島理事より，平成27年度収支決算についての説明がなされ，認定費用は事務管理費に今後予算立てする旨の説明がなされた．水谷監事より，平成27年度収支決算の監査報告が行われた後，審議の結果，全会一致で承認され，平成27年度第1回総会に諮ることとなった．

2）平成28年度予算案について

秀島理事より，平成28年度予算案の上程がなされ，内容に関して協議がなされた後，本予算案が諮られ，全会一致で承認され，平成27年度第1回総会に諮ることとなった．

3）第27回学術大会，第17回国際磁気歯科インターネット会議

鱒見理事長より，髙田雄京先生（東北大学）を大会長として開催する旨が報告され，承認された．髙田大会長より，詳細については今後協議していく旨が報告され，承認された．

4）次期役員について

大久保委員長より，安全基準検討委員会幹事として鈴木恭典先生を推挙する旨が諮られ，承認された．それ以外については，鱒見進一理事長のもと，平成28年度まで継続して現役員で運営していく旨が諮られ，承認された．

5）平成27年度総会次第について

総会次第は，理事会次第に準じて作成された内容が諮られ，了承された．

6）その他

（1）学会主催のセミナー開催について

鱒見理事長より，磁性アタッチメント普及のために学会主催のセミナーを開催する旨が提案され，承認された．詳細については今後学術委員会で協議することとなった．

（2）磁性アタッチメントの情報発信について

越野理事より，磁性アタッチメントの歯学部学生および臨床研修医向けのコンテンツ作成が提案され，承認された．詳細については学術委員会で協議することとなった．

芥川理事より，患者に向けた磁性アタッチメントの情報発信をHPで行っていく旨の提案がなされ，承認された．詳細については今後理事会で協議することとなった．

以上

平成28年度　日本磁気歯科学会　第1回理事会要旨

日時：平成28年4月18日（月）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：中村好德
安全基準：大久保力廣
広　　報：芥川正武
医　　療：秀島雅之
認　　定：石上友彦
ISO 対策：髙田雄京
用語検討：水口俊介
プロジェクト検討：市川哲雄
理　　事：會田英紀，大山哲生，倉林　亨，田中譲治，土田富士夫，槙原絵理，都尾元宣
監　　事：東風　巧
幹　　事：河野稔広（理事長）
曽根峰世（庶務）
中林晋也（認定医）
神原　亮（編集）
オブザーバー：佐々木英機

1．理事長挨拶

鱒見理事長より挨拶があった．

2．報告事項

1）会務報告

（1）庶務

大川理事より，平成28年3月31日現在の会員数（正会員358名，名誉会員8名，賛助会員7社，購読会員12団体）について報告がなされた．なお，新入会員は9名，退会会員8名であった．医学文献検索サービスメディカルオンラインは今後も継続していく旨の報告がなされた．また，本学会会員に関しては，引き続き会員専用ID/PWによりメディカルオンラインHP上にて本学会雑誌を自由に閲覧，ダウンロードできるサービスが利用できる旨の報告がなされた．

平成28年10月21日（金）から23日（日）に福岡で開催される第23回日本歯科医学会総会に関して，本学会より5演題（全てポスターセッション）がエントリーしている旨の報告がなされた．

一般社団法人日本再生医療学会主催の「歯科再生医療推進ネットワーク協議会（仮称）」への本学会の参加に関しては，今後検討していく旨を事務局より先方へ回答した旨の報告がなされた．

厚生労働省医政局歯科保健課および日本歯科医学会よりの，歯科疾患実態調査に関する意見書提出に関して，田中譲治理事の意見を本学会の回答として提出した旨の報告がなされた．

（2）会計

秀島理事より，平成28年度中間会計報告があった．賛助年会費が2社未収である旨の報告がなされた．また，購読会員である大阪歯科大学よりの会費が未納であり，改めて会計より連絡する旨の報告がなされた．

2）委員会報告

（1）安全基準検討委員会

大久保委員長から，本学会と東京MR励起会との共同主催で「歯科用磁性アタッチメントの安全性を考える（仮題）」が平成28年6月17日（金）ベルサール八重洲にて行われる旨の報告がなされた．また講師として安全基準検討委員である鈴木恭典先生（鶴見大学）が登壇する予定である旨の報告がなされた．

（2）用語検討委員会

水口委員長より，本学会用語集作成に関して，選定した用語に関して各理事に分担して担当していただきたい旨の報告がなされた．

（3）編集委員会

中村好德委員長から，第24巻1，2号投稿論文数は，それぞれ13報および9報であり，発行部数は各500部であった旨の報告がなされ，雑誌作成経費に関する詳細な報告がなされた．24巻1号の掲載予定の内容（特別講演解説論文1報，シンポジウム解説原稿4報，ISO 対策委員会報告　1報）について報告がなされた．

また，神原幹事ならびに芥川委員より投稿規程の変更点についての詳細な報告がなされた．

（4）学術委員会

越野委員長（代理　會田理事）より学術大会時に使用する優秀賞評価シートの原案が示され，委員会開催を含めた評価の取りまとめおよび結果の発表については，学術大会のプログラムに応じて検討していく旨の報告がなされた．

また，学術大会当日に越野委員長は公務のため欠席であり，會田理事と豊下幹事にて業務を遂行する旨の報告がなされた．

（5）広報委員会

芥川委員長より，第15回国際磁気歯科インターネット会議のアクセス数の集計が報告された．また HP への要望等が各理事および委員会よりあれば広報委員会までお寄せいただきたい旨の報告がなされた．

（6）医療委員会

秀島委員長より，診療ガイドライン CQ12題が「磁性アタッチメントの診療ガイドライン2013」として，日本歯科医学会歯科診療ガイドラインライブラリーに収載され，日本磁気歯科学会 HP に掲載中の診療ガイドラインにリンクされ閲覧可能になった旨の報告がなされた．

また，平成28年度診療報酬改定に係わる改訂内容の説明会が 3／8（火）に日本歯科医師会館で開催され，日本歯科医学会認定分科会宛にも医療委員の参加要請通知があり，田中譲治委員が出席した旨の報告がなされた．

（7）認定審議委員会

石上委員長より，現在の認定医数は42名である旨の報告がなされた．また，新たに認定歯科技工士として 2 名の申請があり，委員会で審議を行った結果，承認された旨の報告がなされた．

前幹事の退職にともない新たに中林晋也先生（日本大学）が同委員会幹事に就任した旨の報告がなされた．

（8）磁性アタッチメント臨床評価委員会

永田委員長（代理　大山理事）より，各大学，医療機関からの意見を基づき調査表の修正が終了したことから，本年度から臨床評価の調査を開始する旨の報告がなされた．それにともない各大学で臨床評価の責任者の選出を依頼したい旨の報告がなされた．また，調査にともなう倫理委員会への申請に関しては，日本歯科大学新潟生命歯学部が代表して行う旨の報告がなされた．

（9）ISO 対策委員会

髙田委員長より，昨年11月に ISO 13107 の追補版のアメンドメントが発行された旨の報告があった．今後は，2017年の改定に向けて，本編と追補版の内容を 2 つにまとめていく作業を行う旨の報告がなされた．

（10）会則検討委員会

中村和夫委員長（代理大川副理事長）より，特別な報告事項はない旨の報告がなされた．

（11）プロジェクト検討委員会

市川委員長より，今後も各種外部資金申請およびその獲得を目指していく旨の報告がなされた．

3）第25回学術大会，第15回国際磁気歯科学会

水口大会長より，平成27年11月14，15日に開催された第25回学術大会の参加者数や収支について詳細な報告がなされた．また，第15回国際磁気歯科学会についても同様に報告がなされた．

4）第26回学術大会，第16回国際磁気歯科学会

都尾大会長より，第25回日本磁気歯科学会の開催場所，開催準備スケジュール，学術大会日程ついての報告がなされた．

また，現在予定されている特別講演，教育講演およびシンポジウムの内容について報告がなされた．

5）その他

平成26年度調査研究事業「歯科医療による健康増進効果に関する調査研究」報告書，歯科医学教育白書　2014年版，日本歯科医学会誌　35巻を回覧した．

3．協議事項

1）平成28年度事業計画

鱒見理事長より，平成28年度事業計画として，学術大会ならびにインターネット会議開催，学会雑誌発行，磁気歯科関連用語の整理，ISO 会議への参加，ガイドラインの策定，臨床評価の整理，会員名簿の整理および会員数の増加を行っていく旨が諮られ，承認された．

さらに，国内での JIS 規格取得に向けての作業，HP の充実，広報，講習会，学会誌，商業誌への執筆，国際学会での発表，学会としての著書作成を行っていく旨が諮られ，承認された．

2）平成28年度役員について

鱒見理事長より，臨床評価の調査開始にともない各大学ならびに医療機関の代表者を臨床評価委員会の委員に加える旨が諮られ，承認された．

3）第27回学術大会，第17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，髙田雄京先生を大会長に東北大学を主幹として11月11日，12日に開催される旨が諮られ，承認された．

4）日本歯科医学会会長との懇談会について

鱒見理事長より，第26回学術大会時に日本歯科医学会会長との懇談会ならびに懇親会を開催し，同会長を招聘するか否かに関しては大会校に検討してもらう旨が諮られ，承認された．

5）平成28年度日本歯科医学会会長賞授賞候補者の推薦について

鱒見理事長より，奥野 攻先生を再度本学会より推薦する旨が諮られ，承認された．

6）名誉会員の推薦について

鱒見理事長より，本年度は該当者がない旨が諮られ，承認された．

7）宛先不明会員について

大川理事より，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が諮られ，承認された．

4．その他

1）中村好德委員長より，田中貴信名誉会員編著の磁性アタッチメントに関する包括的内容の書籍が年内に発行予定である旨の報告がなされた．

2）大川副理事長より，厚労省からの新規の選定療養提案に関する依頼は，まだ事務局で受けていない旨の報告がなされた．

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 SOCIETYOFMAGNETICAPPLICATIONS 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）本会の事業年度は1月1日より12月31日とする．

4）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会長が任命し，職務を委嘱する．

4）役員の任期は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．
5）本会は表彰事業を行う．
6）本会は本会の目的達成のために必要な事業を行う．

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
・平成25年11月2日　一部改定
・平成27年11月15日　一部改定

日本磁気歯科学会表彰制度規程

1．趣旨

日本磁気歯科学会（以下「本会」という．）会則6.事業5）表彰事業は，この規程の定めるところによる．

2．目的

本会の目的並びに対象とする領域における学問及び技術等の発展・充実に寄与する優れた学術論文・学術口演等の発表者を表彰するため学会優秀賞を，並びに本会において特に功労が顕著であったと認められる者を表彰するため，学会特別功労賞を設ける．

3．種類

賞の種類は，次のとおりとする．
1）学会優秀賞
（1）優秀学会論文賞
（2）優秀奨励論文賞
（3）優秀口演賞
（4）優秀ポスター賞
2）学会特別功労賞

4．資格

1）各賞は，次の各号に該当する功績を対象とする．
（1）優秀学会論文賞は，学術論文を介して，本会の発展に顕著に貢献した研究者を顕彰するために設けるものであり，応募対象年度の本会機関誌に掲載された原著論文とする．
（2）優秀奨励論文賞は，本会の進歩発展に貢献し、若く優れた研究者を育成かつ助成する目的から設けるものであり，対象年度の本会機関誌に掲載された原著論文とする．
（3）優秀口演賞並びに優秀ポスター賞は，本会学術大会の口演並びにポスター発表を介して，会員相互の学際的学術交流を深め，本会の発展に顕著に貢献した研究者を表彰する目的から設けるものであり，対象年度の本会学術大会において，口頭並びにポスターによって発表された学術研究とする．
（4）学会特別功労賞は，本会において特に功労が顕著であったと認められる者を表彰するために設けるものであり，多年にわたり学会会務並びに学会活動に関し，特に顕著な貢献があったと認められた本会会員に授与する．
2）各賞の対象者は，次の各号に該当する者とする．
（1）優秀学会論文賞は，応募年度において，40歳以上の者とする．
（2）優秀奨励論文賞は，当該論文の筆頭者で，応募年度において，39歳以下の者とする．
（3）前各号の賞においては，応募年度を含め3年以上継続して本会会員である者とする．
（4）優秀口演賞並びに優秀ポスター賞は，本会学術大会において，口演並びにポスターによる発表者とする．
（5）前号の賞においては，発表時において本会会員である者とする．

5．募集等

優秀学会論文賞並びに優秀奨励論文賞の募集は，本会機関誌において行う．また，優秀口演賞並びに優秀ポスター賞については，本会学術大会開催時の広報活動において行う．

6．選考

各賞は，学会優秀賞推薦委員会もしくは学会特別功労賞推薦委員会において，それぞれ毎年2名以内を選考し，各賞の選考経過並びに表彰候補者を理事長に報告する．

7．決定

1）学会優秀賞受賞者は，理事長の承認を経て決定する．
2）学会特別功労賞受賞者は，理事会の承認を経て決定する．
3）各表彰者には，賞状を総会その他適当な機会において授与する．
4）各表彰者の氏名，業績内容等を本会機関誌に公

表する．

8．学会優秀賞推薦委員会

1）各賞の候補者を調査選考するため，掲載論文と学術大会発表とにおいて各推薦委員会を設ける．
2）推薦委員は，理事長が理事を含む評議員の中から若干名を指名する．
3）各推薦委員会の委員長は，理事長が理事の中から指名し，委員会の会務を統括し，議長となる．
4）各推薦委員会委員長は，各賞に必要な事項を審議し，その結果を理事長に報告する．
5）各推薦委員会は，当該年度をもって解散する．

9．学会特別功労賞推薦委員会

1）本賞の候補者を調査選考するため，推薦委員会を設ける．
2）推薦委員は，理事長が理事を含む評議員の中から若干名を指名する．
3）推薦委員会の委員長は，理事長が理事の中から指名し，委員会の会務を統括し，議長となる．
4）推薦委員会委員長は，本賞に必要な事項を審議し，その結果を理事長に報告する．

10．細則

この規程の施行についての細則は，理事会の議決を経て，別に定める．

11．改廃

この規程を改廃する場合は，庶務担当理事の発議により，会則検討委員会の協議のうえ，理事会の承認を得なければならない．

附　　則

1　この規程は，平成27年11月14日から施行する．

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およ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) 本会正会員であること．
(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，本会理事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，本会に申請し，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本会事務局に提出しなければならない．

第5章　認定医審議委員会

第9条　認定医および認定歯科技工士としての適否を審査するために，認定審議委員会（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．
2．　委員は認定医である理事および認定歯科技工士の中から理事長が推薦し，理事会の議を経て総会の承認を受ける．
3．委員の任期は2年とし，連続2期までとする．
4．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．
2　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．

3　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及び本会総会において報告する．

第７章　資格の更新

第14条　認定医の認定期間は12月１日より５年後の11月末日までとする．

第15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16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17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本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18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19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20条　審議会の決定内容に異議のある者は，理事長に申し立てることができる．

第21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．

・この規則は，平成27年11月14日から施行する．

認定期間変更にともなう暫定処置

第１条　認定医であるものは，認定年限の11月末日まで認定期間を延長する．

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，次の各号の要件が満たさなければならない．

(1)　日本磁気歯科学会（以下「本会」という）が主催する学術大会（本会の認める学術大会を含む）への出席（３年間で３回以上）

(2)　学術大会（本会の認める学術大会を含む）発表（１回以上）

(3)　学会誌（本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検査・診断および治療症例のケースプレゼンテーション（２症例：なお１症例は３年以上経過例であり本会学術大会での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本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)　本会会員歴証明書（様式３）

(5)　学術大会出席証明書（様式４）

(6)　学術大会発表およ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７，８）

(9)　術後調査票

2．認定医資格を認められた者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，第17条に定める手数料は次の各号に定める．

(1)　認定手数料　　１万円

(2)　登録料　　　　２万円

(3)　更新手数料　　２万円

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件を全て満たさなければならない．

（1）学術大会（本会の認める学術大会を含む）への出席（3回以上）

（2）学術大会（本会の認める学術大会を含む）発表（1回以上）もしくは磁気歯科学を活用した検査・診断および治療の症例（1例以上）

（3）学会誌（本会の認める学会誌を含む）投稿（1編以上）もしくは磁気歯科学を活用した検査・診断および治療の症例（1例以上）

第8条　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術大会出席記録（様式11），磁気歯科学に関する発表記録（様式12）もしくは磁気歯科学を活用した検査・診断および治療の症例記録（様式13）を更新手数料を添えて本会に提出しなければならない．

2．認定医更新申請書の提出期限は，認定が失効する年の9月末日までとする．

3．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14）を本会に提出しなければならない．

第9条　本会が認める学術大会，学会誌とは磁気歯科学に関するものであり，審議会の認めるものをいう．

第10条　この細則の改定については，審議会の議を経て，理事会の承認を得なければならない．

附　則

この細則は，平成17年4月22日から施行する．

この細則は，平成22年4月23日から施行する．

この細則は，平成27年11月14日から施行する．

日本磁気歯科学会認定歯科技工士制度規則

第1章　総則

第1条　本制度は，磁気歯科学の専門的知識および技工技能を有する歯科技工士を養成することにより，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，日本磁気歯科学会認定歯科技工士（以下「認定歯科技工士」という）の制度を設け，認定歯科技工士制度の実施に必要な事業を行う．

第3条　認定歯科技工士は，磁気歯科学領域における診断と治療のための高い歯科技工技術を修得する．

第2章　認定歯科技工士の条件

第4条　認定歯科技工士は，次の各号をすべて満たさなければならない．

（1）本会正会員であること．

（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歯科技工を行うこと．

第5条　前述に拘わらず，本会理事会が特別に認めた場合には認定歯科技工士になることができる．

第3章　認定歯科技工士申請者の資格

第6条　認定歯科技工士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）日本国歯科技工士の免許を有すること．

（2）認定歯科技工士申請時において，3年以上連続した本会の会員歴を有すること．

（3）第4条の認定歯科技工士の各号に掲げる条件を満たすこと．

第4章　認定歯科技工士の申請

第7条　認定歯科技工士の資格を取得しようとするものは，本会に申請し，資格審査を受け認証されなければならない．

第8条　認定歯科技工士申請者は，別に定める申請書類を認定手数料とともに本会事務局に提出しなければならない．

第5章　認定審議委員会

第9条　認定歯科技工士としての適否は，日本磁気歯科学会認定医制度規則に定められた認定審議委員会（以下「審議会」という）により審査する．

第6章　認定歯科技工士登録

第10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11条　本会は前項に基づき認定歯科技工士登録を行い，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及び本会総会において報告する．

第７章　資格の更新

第12条　認定歯科技工士の認定期間は12月１日より５年後の11月末日とする．

第13条　認定歯科技工士は，５年ごとに資格の更新を行わなければならない．

第14条　認定歯科技工士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15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本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16条　認定歯科技工士は，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）日本国歯科技工士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）認定歯科技工士資格の更新手続きを行わなかったとき．

（5）審議会が認定歯科技工士として不適当と認めたとき．

第17条　認定歯科技工士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，再び認定歯科技工士の資格を申請することができる．

第９章　補　則

第18条　審議会の決定内容に異議のある者は，理事長に申し立てることができる．

第19条　この規則の改定については，理事会の承認を必要とする．

附　　則

規則施行にともなう暫定処置

第１条　本会の正会員であって，日本国歯科技工士の免許を有し，本会が認める学術集会または機関誌に磁気歯科学に関する発表を行った者は，申請により認定歯科技工士となることができる．また，特に理事会の認めた者に関しては，この限りではない．

第２条　附則第１条を満たし認定歯科技工士の資格を申請する者は，次の各号に定める書類に認定手数料を添えて本会事務局に提出しなければならない。

（1）認定歯科技工士申請書（様式１）

（2）履歴書（様式２）

（3）歯科技工士免許証の写し

（4）本会会員歴証明書（様式３）

第３条　暫定処置期間中の審議会は，理事がこれにあたる．

第４条　本会の会員歴が通算３年以上の者は、申請により認定歯科技工士となることができる。また，特に理事会の認めた者に関しては，この限りではない．

第５条　暫定処置の期間は，本制度発足より３年間（平成27年11月14日より平成30年11月の理事会開催予定日まで）とする．

第６条　暫定処置期間中の申請締切は年２回（６月30日・12月31日）とする．

この規則は，平成27年11月14日から施行する．

日本磁気歯科学会認定歯科技工士制度施行細則

第１条　日本磁気歯科学会認定歯科技工士制度規則（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条に基づく認定歯科技工士の基本的条件としては，次の各号の要件が満たさなければならない．

（1）日本磁気歯科学会（以下「本会」という）が主催する学術大会（本会の認める学術大会を含む）への出席（３年間で２回以上）

（2）学術大会（本会の認める学術大会を含む）発表（１回以上）

（3）歯科用磁性アタッチメントを応用した症例（５症例：なお１症例は本会学術大会での発表を行い審査を受ける）

第３条　規則第５条に規定する認定歯科技工士とは，本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　細則第２条を満たし認定歯科技工士の資格を申請する者は，次の各号に定める書類に認定手数料を添えて本会事務局に提出しなければならない．

（1）認定歯科技工士申請書（様式１）

（2）履歴書（様式２）

（3）歯科技工士免許証の写し

（4）本会会員歴証明書（様式３）

（5）学術大会出席証明書（様式４）

（6）学術大会発表およ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）歯科用磁性アタッチメントを応用した症例記録（様式７）

２．認定歯科技工士資格を認められた者は登録料

を添えて認定歯科技工士登録申請書（様式８）を提出しなければならない.

第５条　規則第８条，第10条，第15条に定める手数料は次の各号に定める.

（1）認定手数料　１万円
（2）登録料　２万円
（3）更新手数料　２万円

第６条　前条に定める既納の認定手数料，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　認定歯科技工士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件のうち（1）および（2）または（3）のいずれかを満たさなければならない.

（1）学術大会（本会の認める学術大会を含む）への出席（３回以上）
（2）学術大会（本会の認める学術大会を含む）発表（１回以上）もしくは歯科用磁性アタッチメントを応用した症例（１例以上）
（3）学会誌（本会の認める学会誌を含む）投稿（１編以上）もしくは歯科用磁性アタッチメントを応用した症例（１例以上）

第８条　認定歯科技工士の資格を更新しようとする者は，認定歯科技工士更新申請書（様式９），磁気歯科学会学術大会ならびに関連学術大会出席記録（様式10），磁気歯科学に関する発表記録（様式11）もしくは歯科用磁性アタッチメントを応用した症例記録（様式７）を更新手数料を添えて本会に提出しなければならない.

２．認定技工士更新申請書の提出期限は，認定が失効する年の９月末日までとする.

３．認定技工士の更新を認められたものは認定技工士更新登録申請書（様式12）を本会に提出しなければならない.

第９条　本会が認める学術大会，学会誌とは磁気歯科学に関するものであり，審議会の認めるものをいう.

第10条　この細則の改定については，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27年11月14日から施行する.

日本磁気歯科学会　倫理審査委員会規程

（平成26年11月８日制定）

（設置）

第１条　日本磁気歯科学会（以下，本学会）会則第６条第４項に基づき，本学会に倫理審査委員会（以下，本委員会）を置く.

（目的）

第２条　本委員会は倫理審査委員会をもたない医療施設および研究機関で本学会に所属する会員が行う，ヒトを対象とした医学・歯学研究に対して，ヘルシンキ宣言（1975年東京総会で修正，2000年エディンバラ修正）を規範とし，厚生労働省のヒト医学研究に関する指針を参考とし，倫理的配慮をはかることを目的とする.

２　厚生労働省のヒト医学研究に関する指針を以下に示す.

（1）ヒトゲノム・遺伝子解析に関する倫理指針
（2）疫学研究に関する倫理指針
（3）遺伝子治療臨床研究に関する指針
（4）臨床研究に関する倫理指針
（5）手術等で摘出されたヒト組織を用いた研究開発のあり方
（6）ヒト幹細胞を用いる臨床研究に関する指針

（組織）

第３条　本委員会の組織について，以下のように定める.

（1）本学会副理事長１名
（2）本学会理事１名以上
（3）倫理・法律を含む人文・社会科学の有識者（本学会非会員）１名以上
（4）一般の立場を代表する外部の者（本学会非会員）１名
（5）その他本学会理事長（以下，理事長）が必要と認めた者（本学会会員）若干名

２　本委員会の委員は，男女両性により構成する.

３　委員は，理事長が委嘱する.

４　本委員会に委員長を置き，委員の互選により定める.

５　委員の任期は当該審議を終了したときをもって解任されるものとする．ただし，再任は妨げない.

６　委員に欠員が生じた場合は，これを補充するものとし，その任期は，前任者の残任期間とする.

７　委員長に事故のあるときは，委員長があらかじめ指名した委員がその職務を代行する.

８　本委員会が必要と認めたときは，当該専門の事項に関する学識経験者に意見を聞くことができる.

9　委嘱された学識経験者は，審査の判定に加わることはできない．

（運　営）

第４条　本委員会の運営にあたっては，以下のように定める．

（1）委員長は本委員会を招集し，その議長となる．

（2）本委員会は委員の３分の２以上が出席し，かつ本学会会員以外の委員が少なくとも１名出席しなければ開催できないものとする．

（3）審議の結論は，原則として出席委員全員の合意を必要とする．

（4）審議経過および内容は，記録として保存する．

（審　査）

第５条　本学会会員が医学倫理上の判断を必要とする研究を行おうとするときは，理事長に研究計画の審査を申請するものとする．理事長は，申請を受理したときは，速やかに本委員会に審査を付託するものとする．

（審査内容）

第６条　本委員会は前条の付託があったときは，速やかに審査を開始するものとし，特に次の各号に掲げる観点に留意して，審査を行うものとする．

（1）研究の対象となる個人（以下「個人」という．）の人権および情報の擁護

（2）個人に理解を求め同意を得る方法

（3）研究によって生ずる個人への不利益ならびに危険性に対する予測

（判　定）

第７条　審査の判定は，次の各号に掲げるものとする．

（1）非該当

（2）承認

（3）条件付き承認

（4）変更の勧告

（5）不承認

（再審査の請求）

第８条　申請者は，審査の結果に異議があるときは，理事長に対して再審査を求めることができる．

（情報公開）

第９条　本委員会における情報の公開等について，以下のように定める．

（1）本委員会の議事録，委員名簿等は，公開を原則とする．

（2）個人のプライバシーや研究の独自性，知的財産権等を保持するため，本委員会が必要と認めたときは，これを非公開とすることができる．

（守秘義務）

第10条　委員および委員であった者は，正当な理由がある場合でなければ，その任務に関して知り得た秘密を，他に漏らしてはならない．

（申請手続き）

第11条　倫理審査の申請手続きに関し，以下のように定める．

（1）本委員会での審議を希望する者は，所定の倫理審査申請書に必要事項を記載し，理事長に提出しなければならない．

（2）理事長は申請事項を本委員会に諮問し，本委員会は審議を行う．

（3）委員長は，審議の結果を理事長に答申する．

（4）理事長は，答申を受けた内容を理事会の議を経て，その判定を所定の審査結果通知書により，申請者に通知する．

（5）前項の通知をするにあたって，条件付き承認，変更の勧告あるいは不承認のいずれかである場合には，その条件または変更内容，不承認の理由等を記載しなければならない．

（補　則）

第12条　申請者は本委員会に出席し，申請内容を説明するとともに，意見を述べることができる．

第13条　この規程の施行についての規則は，理事会の議決を経て，別に定める．

（改　廃）

第14条　この規程の改廃は，本委員会の発議により，会則検討委員会での協議の上，理事会の承認を得なければならない．

附　　則

1　この規程は，平成26年11月８日から施行する．

日本磁気歯科学会　倫理審査委員会規則

（平成26年11月８日制定）

第１章　　趣　　旨

第１条　この規則は，日本磁気歯科学会倫理審査委員会規程（以下，本規程）第13条に基づき，日本磁気歯科学会倫理審査委員会（以下，本委員会）の運営に関して必要な事項を定めるものとする.

第２章　　申請者

第２条　本規程第11条の規定に基づき申請できる者は，日本磁気歯科学会(以下，本学会)の会員とする.

第３章　　申請方法

第３条　申請者は，倫理審査申請書（様式１）および研究計画書（様式２）に必要事項を記入し，委員長に提出しなければならない.

２　申請者は，当該研究の内容が本委員会の審議事項に該当するか否かについて疑義があるときは，あらかじめ申請書提出時において委員長に対し，その旨，申し出るものとする.

第４章　　審査結果の通知

第４条　委員長は，審査終了後速やかに，その判定を審査結果通知書（様式３）をもって申請者に通知しなければならない.

２　前項の通知をするにあたっては，審査の判定が本規程第７条第３号，第４号または第５号である場合は，その条件または変更・不承認の理由などを記載しなければならない.

第５章　　異議の申立

第５条　本委員会の審査結果に対して異議のある場合に，申請者は，異議申立書（様式４）に必要事項を記入して，委員長に再度の審議を１回に限り，申請することができる．この場合，異議申立書に異議の根拠となる資料を添付するものとする.

２　異議申立書を受理した委員長は，提出された異議申立書および資料をもとに，本委員会で再度審議の上，本委員会としての意見をまとめ別紙様式５による再審査結果通知書により申請者に通知するものとする.

第６章　　違反等

第６条　委員長は，申請者が本規程に違反したとき，または違反する恐れがあるときは，本学会理事長（以下，理事長）に報告するものとする.

２　理事長は，前項の報告を受けたときは，委員会の意見を聴取し，実施計画の修正または中止ないし取り消しを命じることができる.

第７章　　補　　則

第７条　この規則の改廃は，本委員会の発議により，会則検討委員会での協議のうえ，理事会の承認を得なければならない.

附　　則

１　この規則は，平成26年11月８日から施行する.

日本磁気歯科学会　研究等の利益相反に関する指針

（平成26年11月８日制定）

序　文

日本磁気歯科学会（以下，本学会）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向上を図ることを通して，国民の健康長寿に貢献できることを目指している.

そのなかで，産学連携による研究（基礎研究，臨床研究，臨床試験など）が盛んになればなるほど，公的な存在である大学や研究機関，学術団体などが特定の企業の活動に深く関与することになり，その結果，教育，研究という学術機関，学術団体としての責任と，産学連携活動に伴い生じる個人が得る利益と衝突・相反する状態が必然的・不可避的に発生する．こうした状態が「利益相反（conflict of interest：COI)」と呼ばれるものであり，この利益相反状態を学術機関・団体が組織として適切に管理していくことが，産学連携活動を適切に推進するうえで乗り越えていかなければならない重要な課題となっている.

本学会は，会員などに本学会事業での発表などにおいて，一定の要件のもとに COI 状態を開示させることにより，会員などの COI 状態を適正に管理し，社会に対する説明責任を果たすために，以下のように利益相反指針を策定する.

第１条　目　的

本学会は，会員の研究等の利益相反（Conflict of Interest：COI）状態を公正に管理するために「研究等の利益相反に関する指針」（以下，利益相反指針）を策定し，会員の研究等の公正・公平

さを維持し，透明性，社会的信頼性を保持しつつ産学連携による研究等の適正な推進を図るものとする．

第2条　対象者

利益相反指針は，COI 状態が生じる可能性のある以下の対象者に適用する．

（1）本学会会員
（2）本学会が実施する学術集会等の発表者
（3）本学会が発行する機関誌および学術図書等の著者
（4）本学会が実施する研究・教育及および調査に係る研究者
（5）（1）～（4）の対象者の配偶者，一親等の親族，または収入・財産を共有する者

第3条　対象となる事業活動

利益相反指針の対象となる事業活動の例は，以下のとおりである．

（1）本学会学術集会等の開催
（2）本学会機関誌および学術図書等の発行
（3）本学会が実施する研究・教育および調査事業
（4）その他，本学会会員の目的を達成するために必要な事業活動

第4条　申告すべき事項

対象者は，個人における以下の（1）～（10）の事項について，利益相反指針の定める基準を超える場合には，その正確な状況を，所定の様式により，本学会理事長に申告するものとする．申告された内容の具体的な開示，公開方法は利益相反指針の定めるところにより行うものとする．

（1）企業・法人組織，営利を目的とする団体の役員，顧問職，社員などへの就任
（2）企業の株の保有
（3）企業・法人組織，営利を目的とする団体からの特許権使用料
（4）企業・法人組織，営利を目的とする団体から，会議の出席（発表）に対し，研究者を拘束した時間・労力に対して支払われた日当（講演料など）
（5）企業・法人組織，営利を目的とする団体がパンフレットなどの執筆に対して支払った原稿料
（6）企業・法人組織，営利を目的とする団体が提供する臨床研究費（治験，臨床試験費など）
（7）企業・法人組織，営利を目的とする団体が提供する研究費（受託研究，共同研究，寄付金など）
（8）企業・法人組織，営利を目的とする団体がスポンサーとなる寄付講座
（9）企業・法人組織，営利を目的とする団体に所属する人員，設備・施設が，研究遂行に提供された場合
（10）その他，上記以外の旅費（学会参加など）や贈答品などの受領

第5条　COI 自己申告の基準

前条で規定する基準は以下の通りとする．下記の基準の金額には消費税額を含まないものとする．

（1）企業・組織や団体の役員，顧問職については，１つの企業・組織や団体からの報酬額が年間100万円以上とする．
（2）株式の保有については，１つの企業についての年間の株式による利益（配当，売去口益の総和）が100万円以上の場合，あるいは当該全株式の５％以上を所有する場合とする．
（3）企業・組織や団体からの特許権使用料については，１つの権利使用料が年間100万円以上とする．
（4）企業・組織や団体から，会議の出席（発表）に対し，研究者を拘束した時間・労力に 対して支払われた日当（講演料など）については，１つの企業．団体からの年間の講演料が合計50万円以上とする．
（5）企業・組織や団体がパンフレットなどの執筆に対して支払った原稿料については，１つの企業・組織や団体からの年間の原稿料が合計50万円以上とする．
（6）企業・組織や団体が提供する研究費については，１つの企業・団体から歯科医学研究（受託研究費，共同研究費，臨床試験など）に対して支払われた総額が年間200万円以上とする．
（7）企業・組織や団体が提供する奨学（奨励）寄付金については，１つの企業・組織や団体から，申告者個人または申告者が所属する部局あるいは研究室の代表者に支払われた総額が年間200万円以上の場合とする．
（8）企業・組織や団体が提供する寄付講座に申告者らが所属している場合とする．
（9）その他，研究とは直接無関係な旅行，贈答品などの提供については，１つの企業・組織や団体から受けた総額が年間10万円以上とする．

第6条　COI 自己申告書の取り扱い

1　本学会の学術集会等での発表に係る抄録登録時，本学会機関誌への論文投稿時，あるい は本学会が実施する研究・教育および調査事業の実施にあたり，研究倫理審査申請書と併せて提出されるCOI 自己申告書は，受理日から５年間，本学会理事長の監督下に本学会事務所で厳重に保管され

なければならない．ただし，本学会機関誌の投稿規程等において，COI 自己申告について別に定めのある場合は，その定めによる申告をもつて，利益相反指針に おける COI 自己申告に代えることができる．

2　COI 情報は，原則として非公開とする．COI 情報は，本学会の活動，各種委員会の活動などに関して，本学会として社会的，道義的な説明責任を果たすために必要があるときは，理事会の議を経て，必要な範囲で本学会の内外に開示若しくは公表することができる．ただし，当該問題を取り扱うに適切な特定の理事に委嘱して，利益相反委員会（以下，COI 委員会）の助言のもとにその決定をさせることを妨げない．この場合，開示もしくは公開される COI 情報の当事者は，理事会若しくは決定を委嘱された理事に対して意見を述べることができる．ただし，開示もしくは公表について緊急性があって意見を聞く余裕がないときは，その限りではない．

3　本学会の非会員から特定の会員を指名しての開示請求（法的請求も含めて）があった場合，妥当と思われる理由があれば，本学会理事長からの諮問を受けて COI 委員会が個人情報の保護のもとに適切に対応する．しかし，COI 委員会で対応できないと判断された場合には，本学会理事長が指名する会員若干名および外部委員１名以上により構成される利益相反調査委員会を設置して諮問する．利益相反調査委員会は開示請求書を受領してから30日以内に委員会を開催して可及的すみやかにその答申を行う．

第７条　利益相反委員会（COI 委員会）

1　本指針の第１条に基づき，利益相反委員会（COI 委員会）を置く．

2　COI 委員は知り得た COI 情報についての守秘義務を負う．

3　COI 委員会は，理事会と連携して，利益相反ポリシーならびに本指針に定めるところにより，会員の COI 状態が深刻な事態へと発展することを未然に防止するためのマネージメントと違反に対する対応を行う．

4　委員にかかる COI 事項の報告ならびに COI 情報の取扱いについては，第６条の規定を準用する．

5　COI 委員会についての規程は，理事会の議を経て，別に定める．

第８条　違反者に対する措置

提出された COI 自己申告事項について，疑義もしくは社会的，道義的問題が発生した場合，本学会として社会的説明責任を果たすために COI 委員会が十分な調査，ヒアリングなどを行ったうえで適切な措置を講ずる．深刻な COI 状態があり，説明責任が果たせない場合には，理事長は理事会で審議のうえ，当該発表予定者の学会発表や論文発表の差止めなどの措置を講じることができる．既に発表された後に疑義などの問題が発生した場合には，理事長は事実関係を調査し，違反があれば掲載論文の撤回などの措置を講じ，違反の内容が本学会の社会的信頼性を著しく損なう場合には，必要な措置を講じることができる．

第９条　不服申し立て

1　不服申し立て請求

第８条により，違反措置の決定通知を受けた者は，当該結果に不服があるときは，理事会議決の結果の通知を受けた日から７日以内に，理事長宛ての不服申し立て審査請求書を本学会事務局に提出することにより，審査請求をすることができる．審査請求書には，理事長が文書で示した決定理由に対する具体的な反論・反対意見を簡潔に記載するものとする．その場合，理事長に開示した情報に加えて異議理由の根拠となる関連情報を文書で示すことができる．

2　不服申し立て審査手続

(1)　不服申し立ての審査請求を受けた場合，理事長は速やかに不服申し立て審査委員会（以下，審査委員会という）を設置しなければならない．審査委員会は理事長が指名する本学会会員若干名および外部委員１名以上により構成され，委員長は委員の互選により選出する．COI 委員会委員は審査委員会委員を兼ねることはできない．審査委員会は審査請求書を受領してから30日以内に委員会を開催してその審査を行う．

(2)　審査委員会は，当該不服申し立てにかかる COI 委員会委員長ならびに不服申し立て者から意見を聴取することができる．ただし，定められた意見聴取の期日に出頭しない場合は，その限りではない．

(3)　審査委員会は，特別の事情がない限り，審査に関する第１回の委員会開催日から１か月以内に不服申し立てに対する答申書をまとめ，理事会に提出する．

(4)　理事会は不服申し立てに対する審査委員会の裁定をもとに最終処分を決定する．

第10条　守秘義務違反者に対する措置

COI 情報をマネージメントする上で，個人の COI 情報を知り得た本学会事務局職員は本学会理事，関係役職者と同様に第６条第２項に定める守秘義務を負う．正規の手続きを踏まず，COI 情報を意図的に部外者に漏洩した関係者や事務局

職員に対して，理事会は罰則を科すことが出来る．

第11条　指針の変更

利益相反指針は，社会的要因や産学連携に関する法令の改変などから，個々の事例によって一部に変更が必要となることが予想される．理事会は利益相反指針の見直しのための審議をCOI委員会に諮問し，その答申をもとに変更を決議することができる．

附　則

1　施行期日

本指針は，平成26年11月８日から試行期間とし，平成27年４月１日より完全実施とする．

2　本指針の改正

本指針は，社会的要因や産学連携に関する法令の改正，整備ならびに医療および臨床研究をめぐる諸条件の変化に適合させるために，原則として数年ごとに見直しを行うこととする．

3　第８条「違反者への措置ついて」

本指針の試行開始後，当分の間，第８条「違反者への措置について」については施行を見合わせる．この間，理事会は利益相反委員会とともに本指針の趣旨説明に努め，COI報告の完全実施を督励する．

日本磁気歯科学会　利益相反委員会規程

（平成26年11月８日制定）

（設 置）

第１条　日本磁気歯科学会（以下，本学会）会則第６条第４項の規定，ならびに本学会の「研究等の利益相反に関する指針」第１条および第７条に基づき，本学会に利益相反委員会（以下，本委員会）を置く．

（目 的）

第２条　本委員会は産学連携活動により生じる利益相反問題に適切に対処（マネジメント）することにより，会員および本学会の名誉および社会的信用を保持することを目的とする．

（所掌事項）

第３条　本委員会は，次の事項を所掌する．

(1) 利益相反状態にある会員個人からのあらゆる質問，要望への対応（説明，助言，指導を含む）

(2) 利益相反の管理ならびに啓発活動に関する事項

(3) 利益相反に関する調査，審議，審査マネジメント，改善措置の提案，勧告に関する事項

(4) その他，利益相反に係る必要事項

（組 織）

第４条　本委員会は，次に掲げる委員および幹事１名をもって組織する．

(1) 本学会理事長（以下，理事長）が指名する会員若干名

(2) 外部有識者１名以上

2　本委員会の委員は，男女両性により構成する．

3　委員および幹事は，理事長が理事会に諮って委嘱する．

4　委員長は委員の互選により選出する．

5　委員長，委員および幹事の任期は２年とし，再任を妨げない．

6　委員に欠員が生じた場合は，これを補充するものとし，その任期は，前任者の残任期間とする．

7　委員長に事故のあるときは，委員長があらかじめ指名した委員がその職務を代行する．

（会 議）

第５条　本委員会は，必要の都度，委員長が招集する．

2　本委員会は，委員の３分の２以上の出席をもって成立する．

3　本委員会が必要と認めたときは，委員以外の者の出席を求め，意見を聴くことができる．

（補 則）

第６条　この規程の施行に関する必要事項は，理事会の議決を経て，別に定める．

（改 廃）

第７条　この規程の改廃は，本委員会の発議により，会則検討委員会での協議のうえ，理事会の承認を得なければならない．

附　則

1　この規程は，平成26年11月８日から施行する．

日本磁気歯科学会
「研究の利益相反に関する指針」の細則

（平成26年11月 8 日制定）

日本磁気歯科学会（以下，本学会）は，役員，会員および研究発表者の利益相反（conflict of interest：COI）状態を公正に管理するために「研究の利益相反に関する指針」（以下、「利益相反指針」）を策定した．本指針は本学会における研究の公正・公平さを維持し，学会発表での透明性，社会的信頼性を保持しつつ産学連携による研究の適正な推進を図るために策定したものである．本指針の適正かつ円滑な運用のために「研究の利益相反に関する指針の細則」を次のとおり定める．

第 1 条　本学会学術大会などにおける COI 事項の申告および開示

第 1 項　会員，非会員の別を問わず，発表者は本学会が主催する学術大会などで歯科医学研究に関する発表・講演を行う場合，筆頭発表者は，配偶者，一親等内の親族，生計を共にする者も含めて，今回の演題発表に際して，研究に関連する企業や営利を目的とした団体との経済的な関係において，過去1年間における COI 状態で開示すべき事項がある場合は，抄録登録時に「自己申告による COI 報告書」（様式 1 ）により自己申告しなければならない．

第 2 項　筆頭発表者は該当する COI 状態について，発表スライドの最初（または演題・発表者などを紹介するスライドの次）に，あるいはポスターの最後に，「自己申告による COI 報告書」（様式1-A，1-B）により開示するものとする．

第 3 項　発表時に自己申告すべき COI 状態は，「利益相反指針」第 4 条で定められたものとする．各々の開示すべき事項において，自己申告が必要な金額は「利益相反指針」第 5 条に従うものとする．

第 4 項　発表演題に関連する「歯科医学研究」とは，医療における疾病の予防方法，診断方法および治療方法の改善，疾病原因及び病態の理解ならびに患者の生活の質の向上を目的として実施される基礎的ならびに臨床的研究であって，人間を対象とするものをいう．人間を対象とする歯科医学系研究には，個人を特定できる人間由来の試料および個人を特定できるデータの研究を含むものとする．個人を特定できる試料またはデータに当たるかどうかは厚生労働省の「臨床研究に関する倫理指針」に定めるところによるものとする．

第 2 条　本学会機関誌などにおける COI 事項の申告および開示

第 1 項　本学会の機関誌（日本磁気歯科学会雑誌 ）などで発表（総説，原著論文など）を行う著者全員は，会員，非会員を問わず，発表内容が「利益相反指針」第 4 条に規定された企業・組織や団体と経済的な関係をもっている場合，投稿時から遡って過去 2 年間以内における COI 状態を「自己申告による COI 報告書」（様式 2 ）を用いて事前に学会事務局へ届け出なければならない．

第 2 項　筆頭著者は当該論文にかかる著者全員からの COI 状態に関する申告書を取りまとめて提出し，記載内容について責任を負うことが求められる．「COI 開示」の記載内容は、論文末尾、謝辞または参考文献の前に掲載する．規定された COI 状態がない場合は，「論文発表に関連し、開示すべき COI 関係にある企業などはありません」などの文言を同部分に記載する．

第 3 項　投稿時に自己申告すべき COI 状態は，「利益相反指針」第 4 条で定められたものとする．各々の開示すべき事項において，自己申告が必要な金額は「利益相反指針」第 5 条に従うものとする．日本磁気歯科学会雑誌以外の本学会刊行物での発表もこれに準じる．なお，発表者より届けられた「COI 開示」は論文査読者に開示しない．

第 3 条　役員，委員長，委員などにおける COI 申告書の提出

第 1 項　本学会の役員（理事長，副理事長，理事，監事），常置委員会，臨時委員会の委員長，学術大理事長，学会の従業員は，「利益相反指針」第 4 条に従って，就任時の前年度 1 年間における COI 状態の有無を所定の様式 3 に従い，新就任時と，就任後は 2 年ごとに，COI 自己申告書を理事会へ提出しなければならない．既に COI 自己申告書を届けている場合には提出の必要はない．

第 2 項　「自己申告による COI 報告書」（様式 3 ）に記載する COI 状態については，「利益相反指針」第 4 条で定められたものを自己申告する．各々の開示すべき事項において，自己申告が必要な金額は，「利益相反指針」第 5 条で規定された基準額とし，様式 3 に

従って項目ごとに金額区分を明記する．様式３は就任時の前年度１年分を記入し，その算出期間を明示する．ただし，役員などは，在任中に新たなCOI状態が発生した場合は，８週以内に様式３をもって報告する義務を負うものとする．

第４条（細則の変更）

本細則は，社会的要因や産学連携に関する法令の改変などから，個々の事例によって一部に変更が必要となることが予想される．理事会は本細則の見直しのための審議をCOI委員会に諮問し，その答申をもとに変更を決議することができる．

附則

第１条（施行期日）

本細則は，平成26年11月８日から試行期間とし，平成27年４月１日より完全実施とする．

第２条（本細則の改正）

本細則は，社会的要因や産学連携に関する法令の改正，整備ならびに医療及び臨床研究をめぐる諸条件の変化に適合させるために，原則として数年ごとに見直しを行うこととする．

日本磁気歯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）
（平成26年11月８日一部改定）
（平成27年11月14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○○の資金提供を受けた。

○○の検討にあたっては、○○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，日本磁気歯科学会雑誌編集担当へＥメールにより送信する．

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copy right）は本会に帰属する．本会が必要と認めた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，掲載ならびに版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「日本磁気歯科学会雑誌」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．表は本文末に表ごとに改頁して添付し，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

2．原稿の様式

1）文章および表はMS-Wordに記載し，特に表については本文末に表ごとに改頁して添付すること．また図に関しては，Power Pointにて作成することとする．

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，A4版，余白（全て25㎜），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，表を含む）（Author_txt.doc）と図（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，同一箇所で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傍する略称（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—歯冠外アタッチメントへの挑戦—．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—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—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—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，片段あるいは両段を指定し，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る．表および図は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 Z8208-2007）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，順に行の最初の一画をあける．
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：即時重合レジン（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）．また，量を表す記号に続く単位に付する記号は「(　)」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．表は本文末に表ごとに改頁して添付し，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[1]，根面板介，吸引力[1]

Taro Jiki, Hanako Jishaku[1], Bansuke Konmen and Chikara Kyuin[1]

所属名：江戸大学歯学部歯科理工学講座

[1]上方大学歯学部歯科理工学講座

Department of dental Materials Science, School of Dentistry, Edo University

[1]Department of dental Materials Science, School of Dentistry, Kamigata University

③キーワード（英訳付き，5語以内）

磁性アタッチメント（Magnetic attachment），磁石（Magnet），キーパー（Keeper），磁石構造体（Magnetic assembly），金合金（Gold alloy）

④別刷数

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　・・・・・・・・・・・・・

-------------改ページ---------------

表は本文末に表ごとに改頁して添付する

表1

-------------改ページ---------------

表2

図はPower Pointにて作成する

原稿送付先

北海道医療大学歯学部　高齢者・有病者歯科学分野内
日本磁気歯科学会編集委員会
委員長　曾田英紀

〒002-8072 北海道札幌市北区あいの里2条5丁目
TEL：0133-23-1211(代)　FAX：0133-23-1669(代)
E-mail：jjmag@jsmad.jp

平成29，30年度日本磁気歯科学会役員

（平成29年１月１日～平成30年12月31日）

理事長：大川　周治（明海大・歯・教授）
副理事長：大久保力廣（鶴見大・歯・教授）
庶務担当理事：大久保力廣（鶴見大・歯・教授）
編集担当理事：會田　英紀（北医療大・歯・教授）
会計担当理事：大山　哲生（日大・歯・診療准教授）
学術担当理事：水口　俊介（東医歯大・歯・教授）
監事：東風　巧（千葉県開業）
田中　貴信（愛院大・名誉教授）
石上　友彦（日大・歯・教授）

理事：(50音順)

芥川　正武（徳島大・工・講師）	中村　和夫（山王病院 歯科）
市川　哲雄（徳島大・歯・教授）	永田　和裕（日歯新潟・歯・准教授）
倉林　亨（東医歯大・歯・教授）	秀島　雅之（東医歯大・歯・講師）
越野　寿（北医療大・歯・教授）	誉田　雄司（福島県開業）
髙田　雄京（東北大・歯・准教授）	蒔田　眞人（静岡県開業）
武部　純（愛院大・歯・教授）	槙原　絵理（九歯大・歯・講師）
田中　譲治（千葉県開業）	増田　達彦（愛院大・歯・講師）
月村　直樹（日大・歯・准教授）	鱒見　進一（九歯大・歯・教授）
土田富士夫（神奈川県開業）	都尾　元宣（朝日大・歯・教授）

編集委員会：會田英紀（委員長），芥川正武，神原　亮，曽根峰世，髙田雄京，中林晋也，鱒見進一
学術委員会：水口俊介（委員長），芥川正武，尾澤昌吾，越野　寿，大川周治
用語検討委員会：槙原絵理（委員長），大山哲生，熊野弘一，髙田雄京，秀島雅之，鱒見進一
プロジェクト検討委員会：市川哲雄（委員長），大久保力廣，月村直樹、髙田雄京，土田富士夫，秀島雅之
会則検討委員会：越野　寿（委員長），都尾元宣，月村直樹，誉田雄司
安全基準検討委員会：大久保力廣（委員長），武部　純，芥川正武，土田富士夫，寺田みかげ，倉林　亨，土橋俊男
医療委員会：秀島雅之（委員長），大山哲生，尾澤昌悟，鈴木恭典，河野稔広，曽根峰世，田中譲治
広報委員会：芥川正武（委員長），大山哲生，越野　寿，誉田雄司，槙原絵理，和達重郎
認定医審議委員会：鱒見進一（委員長），水口俊介，武部　純，田中譲治，大川周治
臨床評価委員会：永田和裕（委員長），大山哲生，曽根峰世，増田達彦，會田英紀，岩堀正敏，石田雄一，河野稔広，金澤　学，鈴木恭典
ISO 対策委員会：髙田雄京（委員長），石上友彦，大川周治，大久保力廣，神原　亮，高橋正敏，中林晋也，中村好德，槙原絵理，鱒見進一
オブザーバー：菊地　亮，眞塩　剛
倫理審査委員会：大久保力廣（委員長），高橋　裕
利益相反委員会：都尾元宣（委員長），大久保力廣，槙原絵理
理事長幹事：曽根峰世（明海大・歯）
庶務幹事：鈴木恭典（鶴見大・歯）

日本磁気歯科学会　認定医名簿

（平成28年12月現在）

認定医番号	氏　名	所　属
2	石 上 友 彦	日本大学歯学部
5	水 谷 紘	東京医科歯科大学歯学部
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	東京都開業
15	磯 村 哲 也	康生歯科医院
16	田 中 譲 治	田中歯科医院
20	細 見 洋 泰	細見デンタルクリニック
22	佐々木 英 機	佐々木歯科医院
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 眞 人	敬天堂歯科医院
33	大 貫 昌 理	鶴見大学歯学部
34	土 田 富士夫	眞美デンタルオフィス
35	大 山 哲 生	日本大学歯学部
38	郡 元 治	徳島大学歯学部
42	槙 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	藤本歯科長州医院
46	都 尾 元 宣	朝日大学歯学部
47	薩 摩 登誉子	徳島大学歯学部
48	佐 藤 志 貴	さとう歯科
49	八 木 まゆみ	九州歯科大学歯学部
50	宮 前 真	愛知学院大学歯学部
54	中 村 浩 子	愛知学院大学歯学部
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	徳島大学歯学部
61	熊 野 弘 一	愛知学院大学歯学部

認定医番号	氏　　名	所　　属
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
64	曽　根　峰　世	明海大学歯学部
65	田　端　有　希	佐藤歯科医院

日本磁気歯科学会　認定歯科技工士名簿

（平成28年12月現在）

認定歯科技工士番号	氏　　名	所　　属
1	岡　田　通　夫	愛知学院大学歯学部
2	伊　藤　太　志	愛知学院大学歯学部
3	横　江　　　誠	愛知学院大学歯学部

― 編集後記 ―

日本磁気歯科学会雑誌25巻の作製にあたりまして，本年度も多数の企業様からご支援を頂き，発行に至ることができました．心より感謝申し上げます。

本誌には，編集委員会での査読の結果，総説６編，原著５編，臨床報告１編を掲載することとなりました．学会関係各位に深く感謝申し上げます．

さて，小生は，本巻をもちまして編集委員長の大役を退任することになりました．これまでの４年間，つつがなく大任を果たせたのは，学会員，各企業の皆様の多大なるご支援を賜りましたこと，また，実際の実務に関しては、学会雑誌作製という莫大な仕事量を，ほぼ一人で行った編集幹事の神原亮先生のお蔭だと感謝致しております．来年度からは，私の親友でもある北海道医療大学の會田英紀教授へ引き継ぐ形となりました．今後，益々充実した学会雑誌が提供されると思われます．会員の皆様の活発なご投稿をお待ちしております．４年間ありがとうございました．

編集委員長　中村好德

◆次号の原稿締切りは，平成29年６月30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宜しくお願い御致します．

jjmag@jsmad.jp

日本磁気歯科学会雑誌　第25巻・第１号

2016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