

磁性アタッチメントの履歴と指針

石上 友彦

The Footmark and Compass heading of the Magnetic Attachment

Tomohiko Ishigami, DDS, PhD

抄 録

磁性アタッチメントは日本磁気歯科学会が先導し改良・開発を行い、1992年に商品化され、2012年に日本の提案したISO 13017が国際標準規格として発行されるに至った。磁石の特性からなる幾つかの優れた特徴と有用性が多い臨床家に認められ、急速に一般歯科治療に普及し、種々のアイテムも揃い始め適応範囲は非常に広いと考える。しかし、磁性アタッチメントの注意事項や特長を理解せずに失敗してしまうと、臨床で再び使用しなくなるのが現状である。もちろん使用するには困難な症例もあり、適応症例は選択する。今回は利用方法やその要点について、もう一度確認し、さらに今後の可能性についても提示したい。

和文キーワード

磁性アタッチメント, オーバーデンチャー, 根面板, ISO, 田中貴信

I. 磁性アタッチメントの歴史と変革

磁性アタッチメントの歴史を述べるには著者は浅学であり、著者が磁性アタッチメントに接する機会と、ご指導を頂いた愛知学院大学の田中貴信教授の著書を紹介したい。近年では日本磁気歯科学会誌に掲載された「蝶々に育った毛虫さん」¹⁾に磁性アタッチメントの基盤である希土類磁石の歴史から磁性アタッチメントの開発に至るまでの詳細な変革が記載されている。そこで、本項では磁性アタッチメントが日本で製品化されるまでの簡単な推移について紹介する。

磁石を義歯の維持に利用しようとする試みは1950年代の文献²⁾にも見られるが、明確な臨床成果は見られなかった。1967年に米国で画期的な高性能磁石であるサマリウム・コバルト磁石が発明された³⁾。この高性能な新磁石の発明によって、従来では夢であった残存歯根上に適用する方式が実現性を帯びてきた。日本では1976年に佐々木英機、木内陽介両先生の発想として、この希土類磁石を残存歯根上に応用する報告

がなされていた⁴⁾。しかし、口腔内環境では容易に腐食すること、臨床的に満足出来るような維持力が得られない事などの問題点があった。現在の磁性アタッチメントはこれらの問題点を克服して、口腔内で長期的に安定して用いることが出来る様に工夫されたものであるが、その開発の基本点は防錆対策と効果的な磁気回路を応用した高性能化であった⁵⁾。これは、磁石の能力を極限まで引き出す工夫と、錆び易い磁石本体のレーザーによる完全なシールであった。このため、この様な構造物を単なる磁石と呼ぶのは不適切と言うことになり、その本体部分は従来から工業界で用いられている用語を借用して、磁石構造体 (magnetic assembly) と呼ばれる様になった。因みに、キーパー (keeper) もこの分野で旧くから用いられる磁石用語である。1992年に磁性アタッチメントとして製品化、紹介され⁶⁾、現在はサマリウムから更に高性能のネオジウム⁷⁾に改良され日本の市場に出ている。

磁性アタッチメントの開発、改良は日本磁気歯科学会が先導して行っているが、この学会は1980年にDMA研究会と称して10年間に亘り継続し、1991年

に学会として設立され、現在は歯科医学会の認定分科会に位置されている。

また、日本磁気歯科学会会員の奥野 攻教授のご尽力で、2005年度の経済産業省の国際共同研究助成事業(NEDO)の一つとして、「歯科用磁性アタッチメントの最適化と国際標準の創成」なるグラントが採用された。そこで世界各国では多様な製品が市場に流通し、国際的な商品規格が不可欠であると、年一回世界各地で開催されるISO国際会議の場において、日本磁気歯科学会から磁性アタッチメントの規格の必要性和その具体的内容を提案した。2007年に開催されたISO/TC106ベルリン会議において、歯科補綴材料を担当する分科委員会(SC2)で日本から新規作業項目提案(NWIP: New Work Item. Proposal)を提出し、翌年のISO/TC106イェテボリ会議において、SC2の中に作業グループWG22(Magnetic attachments)が新たに組織された。日本がWG22の議長国に承認され、歯科用磁性アタッチメントの材料、磁気回路、維持力、耐食性、磁界の安全性、義歯および生体への固定法等を標準化した日本の規格案(Dentistry - Magnetic Attachments)が作業原案(ISO/WD 13017)となり、日本主導の規格策定が現実として動き始めた。2008年のイェテボリ大会での作業原案(WD)、2009年の大阪大会での委員会原案(CD)、2010年のリオデジャネイロ大会では国際規格原案(DIS)、2011年のフェニックス最終国際規格原案(FDIS)、2012年のパリ会議で国際規格(IS)が、それぞれ採用となり、2012年7月15日にISO 13017が国際標準規格として発行されるに至った⁸⁻¹⁰⁾。

1992年の発売当初、磁性アタッチメントは無髄歯に対する根面アタッチメントの形態がその基本とされ、根面板の形態を可及的に低く設計し、支台歯が受ける側方力や回転力に対する抵抗を少なくする事により、大きな外力を支台歯に伝達しない、いわゆる支台歯に優しいアタッチメントの使用が多用された。その後、支台歯に十分な負担能力があり、義歯に高い機能性が求められる場合には、側方力に対する補助的な抵抗形態を与える事で、リジットで強固な維持装置として用いる方法、即ちコーヌスクラウンの維持力を磁力にしたマグノテレスコープクラウン等^{11,12)}も紹介され、さらに、歯冠外アタッチメント用としての既製パターン¹³⁾もでき、有髄歯にも使用し易くなった。

現在、磁性アタッチメントは最も数多く使用されているアタッチメントであり、近年インプラント義歯への磁性アタッチメントの利用も一つの手段として大いに期待がもたれている^{14,15)}。歯に優しく、操作性の良

い磁性アタッチメントはデリケートなインプラント治療に対しても期待ができるからである。

II. 磁性アタッチメントの現状

現在、海外数か国から¹⁶⁻¹⁸⁾、国内においても4社から磁性アタッチメントが紹介されている。ISO規格を有する日本の製品が、実用性・安全性からみて、現時点でも最も優れていることは事実である。日本の磁性アタッチメントの各社商品名は異なるが、現在のところ磁石構造体を補綴装置に組み込み、キーパーを口腔内の支台歯等に装着する構造である。そして基本的な幾つかの特徴⁶⁾を備えており、臨床成果を発揮するためには、これらの特徴を十分理解して用いることが必要である¹⁹⁾。

特徴の一つとして、磁石構造体とキーパーは密接した状態において強い吸引力を発揮するが、両者の間に僅かな磁気的な空隙が来ると、その力は急減する事である。磁性アタッチメントを利用したが維持力が発揮されない多くの場合の原因はここにある。また、アタッチメントは側方から加わった荷重に対する抵抗力は小さい²⁰⁾。これらのことから、臨床的に義歯の着脱時に支台歯に加わる荷重は極めて小さくなる。つまり、従来支台歯として使用するには骨植的に問題があった歯でも非機能的な荷重に対し抵抗が弱く、歯冠歯根比を改善することにより活用することが可能である。また、機能的な荷重に対しては歯根膜負担による感覚の確保や顎堤吸収の防止等にも有用である。さらに、リジットな維持装置として使用する場合には根面板の側面に補助形態を付与する等の方法で、機能的に強固な義歯の設計が可能となる。もちろん、この場合には、磁性アタッチメントも「歯に優しい」維持装置ではなく、各支台歯の状態に合致した形態を与えることで、その支台歯を義歯の維持源として十分活用することが出来るアタッチメントとなる。すなわち、オーバードンチャーへの使用、マグノテレスコープクラウン等、技工操作の簡便な磁性アタッチメントは補綴維持装置として有利な手段の一つであり、術者の設計により様々な特徴を持つアタッチメントとなる²¹⁾。

アタッチメントの着脱方向に関しては、その自由度が大きいことから、クラスプ、コーヌスクラウン等の様に形態的に制限の多い従来の各種維持装置との併用においても全く問題が無く、特に金属床やコーヌス義歯の修理時に威力を発揮する^{22,23)}。さらに、維持装置として磁性アタッチメントのみを用いた場合、その完成義歯は患者が装着しようと口腔内に挿入すると、ア



図1 根面形成は軸面に傾斜を付け、顎堤に沿った根面板を製作し易くする。

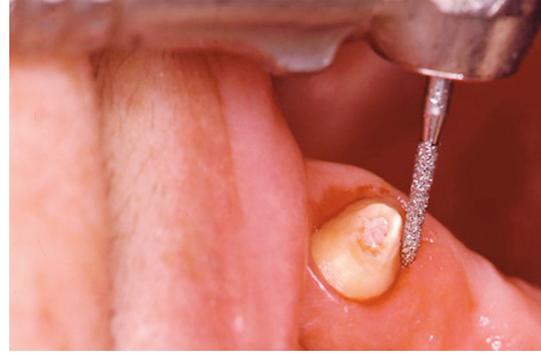


図2 歯槽堤より低く形成し、根面板の維持はポストに求める。

タッチメントの吸引力で自動的に所定の位置に納まり、取り扱いが簡便である。また、磁性アタッチメント義歯は複雑な構造になりにくいため、清掃等のメンテナンスに関して有利である。これらの事は、高齢者や要介護者にとって非常に有益である。そして、従来の維持装置は摩擦力に頼り長期間の使用により、いずれも変形、摩滅、破損等により漸次その機能力が低下することは確認されているが、磁石の力は本質的に消耗するものではない。特に日本の磁性アタッチメントに用いられている磁石は、数十年の単位でその性能が劣化しない⁷⁾。

III. 磁性アタッチメント使用上の注意点

前項で磁性アタッチメントの現状と有用性を述べたが、所詮、維持装置の一つであり、義歯設計にあたっての維持装置の選択は、個々の患者の状態や適応性によって異なる。本項では磁性アタッチメント製作時の注意点を述べ、臨床での指針としたい。

磁性アタッチメントの適応として、オーバードンチャーに設置する場合には、支台歯となる根面板上面と対合歯との間に磁石構造体が入るスペースが必要となる。レジン床義歯に組み込む場合は根面板上面から5 mm以上のクリアランスがないと、義歯装着後、経時的に薄いレジン部分が破折したり、即時重合レジンの劣化で磁石構造体が脱離することがある²⁴⁾。このような場合、鋳造用のハウジングパターンを用いて義歯を補強し、補綴装置に組み込むと磁石構造体の脱離は防げ、経時的にも問題が生じにくくなる。対合歯とのクリアランスも3 mm程度あれば磁性アタッチメントの利用が可能となる。また、骨植の良くない歯を利用

した根面板に対し、側壁に急な面を付与すれば、側方からの負荷により良好な術後は得られない。もちろん支台歯に最初から垂直的動揺が見られる場合や、義歯全体の支持や咬合のバランスが悪い場合は、義歯製作時に十分それらの問題点を改善する必要がある。また、オーバードンチャーの支台としての磁性アタッチメントは機能時には常に咬合圧を受けていることになるので、義歯の粘膜との適合が重要である。粘膜面の不適合な義歯を使用することで磁性アタッチメントが支点となり、負担過重が生じ早期に支台歯が動揺をきたすこともある。磁性アタッチメントは支台歯に優しい維持装置だが、他の維持装置と同様に、義歯設計の際には義歯の安定に関わる支持、把持、維持の原則への配慮、さらに義歯装着後の口腔清掃などの術後管理には十分留意する必要がある。

1. 支台歯形成

根面板を装着する状態の支台歯は、歯周ポケットも深く歯周状態の悪い場合が多いようである。さらに、オーバードンチャーによる歯周組織に対する侵襲等を考えると支台歯形成の前に歯周状態を改善すれば良いのだが、臨床では補綴処置と歯周処置を同時に行わなければならない症例が多い。そこで、支台歯形成時には歯周ポケット底まで形成を行い、歯周ポケットの搔爬を兼ねることが多く、この時点での支台歯印象採得は行えない。また、根面形成の軸面は根面板形態を顎堤に沿った形態に製作するためテーパを付与し(図1)、維持は根管ポストに求めることになる(図2)。支台歯形成後には必ずテンポラリーの根面板を製作する。そして、歯周組織の安定した状態を確認し、この時点で歯肉が退縮し、支台歯マージンが歯肉縁上に

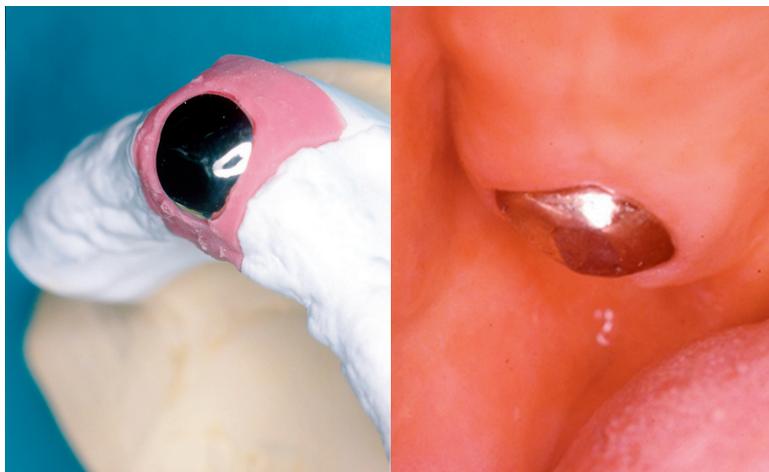


図3,4 キーパー付根面板は顎堤の形に沿った形態に製作する。

なった場合は再形成を行い、印象採得の準備をする。

2. キーパー付根面板製作

磁性アタッチメントのキーパー付根面板は、残根に対して利用するオーバーデンチャーの根面板形態が基本である。つまり根面板の高さを可及的に低く設計し、支台歯が受ける側方力や回転力に対する抵抗を少なくし、義歯に加わる大きな外力を支台歯に伝達させない形態にする²⁵⁾。磁性アタッチメントの維持力は磁石構造体とキーパーが密着し、さらにアタッチメント吸着面に対して垂直方向への離脱時に、最大限に発揮される。一方、側方からの力に対しては1/6程度の維持力²⁰⁾しか発揮せず、義歯は容易に離脱する。基本的には咬合平面に平行にキーパー吸着面を設置することが、義歯の維持力に対しては有利だが、歯軸傾斜が強い支台歯に関しては一概に有利とは限らない²⁶⁻²⁸⁾。磁石構造体とキーパーは義歯を装着している間は常に接しており、力のベクトルが歯軸方向に働くためには支台歯のことだけを考えると、なるべく歯軸に垂直にキーパー吸着面を設置することが有利と考える²⁸⁾。しかし、維持力は義歯着脱方向とキーパー吸着面の傾斜角度が付くほど減衰される²⁰⁾ので、義歯全体としての維持に対する設計上の注意が必要である。

また、根面板の軸面に立ち上がりを付与し、側方力に抵抗する形態にすると、支台歯には強い側方力がかかり、支台歯に優しい維持装置にはならない。従って、支台歯の骨植に不安がある場合は、根面板を顎堤の形に沿った形態に製作し(図3,4)、側方力が根面板に加わりにくい形態にしなければ、根面板に負荷が掛かり

術後経過も良くない。そのため、根面板の製作は、人工歯肉付作業用模型で行うことを推奨している。適切な根面板の形態により、磁性アタッチメントは支台歯に優しく、維持力も十分発揮する優れた維持装置となる。近年、従来から行われているキーパー付根面板の製作法の一つである鑄接法とは異なり、維持力が最大限に発揮され^{29,30)}、MRI撮像時にキーパーが容易に除去できるキーパートレーを用いたKeeper Bonding法(KB法)²³⁾が推奨されている。さらに、KB法のトレーに通路を付与しキーパーを削除せずに除去する方法なども考案されている³¹⁾。

3. オーバーデンチャーの床縁位置

オーバーデンチャーの問題点として、義歯床による根面板周囲の歯周組織に対する侵襲が挙げられる³²⁾。床による支台歯の歯周疾患の誘発により、支台歯に動揺をきたすこともある。根面板周囲の歯肉ポケット内にレジジンが侵入した状態で、オーバーデンチャー内面が完成されている場合は、部分床義歯の床縁が残存歯の歯頸部に沿っているのと同様に辺縁歯肉への過度な刺激により歯肉退縮を起こす事がある。根面板を床内面で覆う場合はポケット部に一層のリリーフをして、刺激を回避する必要がある。また、床縁が根面板辺縁と一致する場合は床縁がオーバーしないように注意が必要である。磁性アタッチメントを小白歯ならび前歯に使用する場合、支台歯となる歯根の唇、頬側歯肉の膨隆により義歯床が入るスペースが不足する場合があります。この部位の義歯床縁を歯肉頬移行部まで延長すると、膨隆部



図 5.6 義歯床縁の位置は根面板の唇、頬側マージンに一致させるか、支台歯の歯肉部のサベイラインより支台歯側に設計する。

下の義歯床内面にはアンダーカットが存在するため食物残渣が停滞しやすくなる。また、義歯着脱時に支台歯の唇頬側マージンの歯肉が侵襲されやすくなり、さらに口唇部が過豊隆になりがちである。そこで、著者は、義歯床縁の位置は根面板の唇、頬側マージンに一致させるか、支台歯の歯肉部のサベイラインより支台歯寄りに設計することを推奨する。このことで、歯周組織に対する侵襲を防げると共に、装着感の優れた義歯を製作することが可能となる (図 5.6)。

4. 磁石構造体の合着

磁性アタッチメントは磁石構造体とキーパーが密着すれば、必ずその維持力が出る。もし、磁石構造体の義歯床への合着後に維持力が出ない場合は、磁石構造体とキーパーが密着していることの確認が必要である。さらに、キーパー吸着面よりも大きな磁石構造体を組み合わせると維持力の減少も生じる³³⁾。また、磁石構造体の吸着面とキーパー吸着面の間に僅かな空隙があると維持力が出ないが、この空隙をエアギャップといい、0.1mm 程度の間隙でも本来の維持力は半減する。日常臨床では適合試験材で確認して、隙間があれば磁石構造体周囲のレジンのバリ等、エアギャップが生じる要因を除去する必要がある。

レジン床の場合、磁石構造体を義歯床内に合着する時に使用する即時重合レジン硬化時に収縮するため、レジンの量が多すぎると重合収縮により磁石構造体が引かれ、キーパーとの間にエアギャップが生じ

ることもある³⁴⁾。さらに、磁石構造体の合着の留意点として、磁石構造体を即時重合レジンで義歯床内に合着する際、通路を設け過剰な即時重合レジンがキーパー周囲の歯肉縁下のアンダーカットに入り込むことを避ける必要がある。通路が付与されていない場合、歯肉縁下のアンダーカットにレジンが入り込む危険が生じ、その状態で完全に硬化すると、義歯の撤去が困難になる恐れがある。この失敗を回避するためには通路の付与の他に、予めキーパー周囲の縁下部を印象材等でブロックアウトするか、根面板のセメント合着時に根面板周囲の縁下セメントを除去しないで、磁石構造体を即時重合レジンで合着した後に縁下セメントを除去する方法も行われる。しかし、即時重合レジンの硬化時間を把握し、合着のタイミングに慣れてくれば、これらの回避策は必要ない。著者らの臨床実験³⁵⁾では即時重合レジン (ユニファーストⅢ, ジーシー社) を使用した場合、筆積み開始から約 2 分で義歯を撤去すれば、上記したトラブルを回避できるタイミングであることが判り、磁石構造体の合着が確実にできる。磁石構造体が義歯床から脱離しないためには、たわみが出にくいレジンの厚みも必要だが磁石構造体外側の磁性ステンレスとレジンとの接着も大切である。現在、外側はサンドブラスト処理が行われている製品が多く、レジンとの接着に関しては接着プライマー処理後に表面を汚さなければ機械的、化学的な表面処理は十分と考える。表面を汚す可能性は患者さんの唾液や術者の手指による事が考えられる。

金属床の場合、ハウジングを設置し、磁石構造体を組み込むことになるが合着にはレジンセメントを用いることが多い。その際、フローの悪いセメントを用いると、キーパーと磁石構造体が合体せずセメントが硬化してしまう場合があり、逆に完全にセメントが硬化する前に義歯を撤去すると磁石構造体が設置できない場合もある。基本的に金属床の場合、ハウジングがキーパー表面に正確に設置されていることが重要である。

これらの事項に注意し、磁石構造体とキーパーが密着すれば維持力は発揮される。しかし、通常の義歯と同様に義歯の安定を阻害するような要素、例えば適切な義歯床縁の位置や形態、咬合のバランス、義歯自体の顎提への適合等に注意をすることは、磁性アタッチメント使用以前の問題である。

5. MRI 撮像

磁性アタッチメントに唯一の臨床的問題点があるとしたら MR 撮像に影響があることである。キーパー自体は磁石ではないので、MRI 検査時の大きな影響はアーチファクトの発生くらいで、発熱や偏向力は人体に悪影響を及ぼすほどではない^{36,37)}。日本磁気歯科学会の安全基準検討委員会が制作した MRI 安全基準マニュアル³⁸⁾によると、MR 撮像時にキーパーには 10 gf 程度の偏向力(引っ張られる力)が加わるが、キーパーがしっかりと合着されていれば問題はない。また、キーパー付根面板が装着されている支台歯周囲は 0.7 度以下の発熱が生じるが、他の歯科合金と同程度で問題はない。アーチファクトに関しては、キーパーを中心に 4~8 cm のアーチファクトが生じるが口腔内から離れた部位は問題なく読像が可能である。特に MRI で重視される、大脳、小脳、延髄、脊髄等の部分の診断には、全く支障のないことが確認されている^{6,39)}。ただ、撮像に影響があることは事実であり、上記の内容を術者は把握しておく必要がある。また、磁石構造体を MRI 検査時の磁場にさらすと MRI の強い磁場の影響を受け、磁力がほとんど無くなる。MRI 検査時には磁石構造体の設置された義歯は検査室外に置いて検査を受けるように指示する必要がある。

IV. 磁性アタッチメントの将来

現在、磁性アタッチメントは磁石構造体とキーパーからなり、口腔内の限られたスペースと過酷な環境に対応すべく改良が重ねられてきた。しかし、外形の規制された形態では応用が難しく、自由な形態に鋳造が可能な磁性合金を使用する試みもされている^{40,41)}。現

時点では吸着面の密着性や鋳造適合性などに問題があるだけでなく⁴²⁾、アタッチメントの容積も大きくなり MRI への影響も大きい。しかし、このような金属の使用方法も模索していく必要がある。もし、更に高性能な超小型の磁性アタッチメントが改良されれば、その使用方法や適応症例も大きく広がる可能性はある。さらに膜磁石のように容積が小さく自由な形態と吸着面を有する磁石の改良も望まれる⁴³⁾。また、磁場は骨芽細胞の増殖と分化が促進され^{44,45)}、骨折の治癒の効果があるとの報告もある⁴⁶⁾。つまり、口腔内の骨欠損部や形態不良の部位に、磁性アタッチメントを利用したブリッジのような補綴装置を使用することにより、二次的な効果も期待される可能性もある。また、MRI に対しては口腔内の磁場を遮蔽する装置や、逆に MRI 装置自体にアーチファクトに対する補正機能などの改良、開発がされれば、磁性アタッチメントに対する障害も解消される。商業ペースになりがちな医療機器材料を学識団体である日本磁気歯科学会が主導となり、産学連携で今後も磁性アタッチメントの使用方法や改良を重ねる必要性と、生体への磁気効果の可能性を求めて、「患者のために」を合言葉に追及していきたい。

文 献

- 1) 田中貴信. 蝶々に育った毛虫さん—磁性アタッチメント開発秘話—. 日磁歯誌 2013; 22(1): 1-12.
- 2) Freedman H. Magnets to stabilize dentures. JADA 1953; 47: 288-297.
- 3) Becker JJ. Permanent magnets. Sci Am 1970; 223: 92-100.
- 4) 佐々木英機, 木内陽介. 歯科補綴物へのサマリウムコバルト合金磁石の応用について. 補綴臨床 1976; 9: 77-82.
- 5) 田中貴信, 岸本康男, 星合和基ほか. キャップ型磁性アタッチメントの検討. 顎顔面補綴 1989; 12(2): 1-11.
- 6) 田中貴信. 磁性アタッチメント—磁石を利用した新しい補綴治療—. 東京: 医歯薬出版(株); 1992.
- 7) Sagawa M et al. Permanent magnet materials based on the rare earth-iron-boron tetragonal compounds. IEEE transactions on Magnetism 1984; MAG-20(5): 1584-1589.
- 8) 高田雄京. ISO 対策委員会報告. 日磁歯誌 2011; 20(1): 81-85.
- 9) ISO13017 Dentistry—Magnetic attachments, International Organization for Standardization, 2012.
- 10) 富山雅史, 山本桂子, 高田雄京. 歯科における ISO 活動の概要と歯科用磁性アタッチメント国際規格について. 日歯医師会誌 2013; 66(8): 35-39.
- 11) 石上友彦, 田中貴信, 川澄勝久. マグフィット EX600 を用いた Magnotelescopic Crown (MT 冠) の製作法.

- 歯科技工 1997 ; 25(12) : 1486-1491.
- 12) Ishigami T, Tanaka Y. The Success of Magnoprosthetics in Japan. 日磁歯誌 1998 ; 7(1) : 35-40.
 - 13) Ohyama T, Ishigami T, Sakaguti S et al. The Extracoronary Magnetic Attachment Using Ready-Made Patterns. J J Mag Dent 2006; 15(2): 28-32.
 - 14) 石上友彦, 栗田賢一, 内藤宗孝ほか. 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.
 - 15) 田中譲治. インプラント治療への積極的導入. 日磁歯誌 2010 ; 19(1) : 17-28.
 - 16) 田中貴信, 星合和基, 中野和彦ほか. 各種磁性アタッチメントの基本特性に関する比較検討. 日磁歯誌 1992 ; 1(1) : 35-44.
 - 17) 野口一美, 水谷 紘, 藍 稔. 海外の磁性アタッチメントに関する調査. 日磁歯誌 1995 ; 4(1) : 37-47.
 - 18) Hosoi T, Ohkubo C, Takada Y et al. Foreign Dental Magnetic Attachments. J J Mag Dent 2008; 17(2): 89-94.
 - 19) 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(1) : 24-29.
 - 20) Umekawa Y, Kokubu M, Ishigami T. Influence of keeper tilt angle on retentive force of magnetic attachment. J J Mag Dent 2007; 16(2): 10-13.
 - 21) 田中貴信, 星合和基, 金沢 毅. 磁性アタッチメントの臨床とその展望—更なる臨床活用への提案—. 日磁歯誌 2001 ; 10(1) : 31-44.
 - 22) 飯田 健, 阿部 寛, 細井紀雄ほか. コーヌステレスコープデンチャーの内冠脱離に磁性アタッチメントで対応した症例. 日磁歯誌 2002 ; 11(1) : 26-30.
 - 23) Fujimoto T, Ishigami T, Tsukimura N. Repair of a Metal Plate Denture with Keeper Tray. J J Mag Dent 2005; 14(2): 22-27.
 - 24) 野崎乃里江, 田中貴信, 出崎義規ほか. 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. 日磁歯誌 1999 ; 8(1) : 63-69.
 - 25) 藤本俊樹, 石上友彦, 大谷賢二ほか. キーパー根面板の高さがオーバーデンチャーの支台歯に及ぼす影響. 日磁歯誌 2006 ; 15(1) : 29-34.
 - 26) Katakura Y, Ohyama T, Ishigami T et al. Influence of the Angle of attractive Surface of Root Cap Affect Abutment Tooth for Overdenture. J J Mag Dent 2008; 17(2): 31-34.
 - 27) Yamanaka D, Ohyama T, Ishigami T et al. The inclination angle on the axial surface of coping affects the stress distribution of the abutment tooth for overdentures. J J Mag Dent 2009; 18(2): 42-45.
 - 28) 片倉祐輔, 大山哲生, 石上友彦ほか. オーバーデンチャーにおける支台歯根面板上面の傾斜角度の違いが周囲皮質骨に及ぼす影響. 日磁歯誌 2009 ; 18(1) : 19-24.
 - 29) Suminaga Y, Tsuchida F, Hosoi T et al. Surface Analysis of Keeper on Dental Magnetic Attachments—Comparison of Cast-Bonding Technique and Direct-Bonding Technique. Prosthodont Res Pract 2004; 3: 62-68.
 - 30) Tsuchida F, Suminaga Y, Hosoi T et al. Comparison of the Attractive Forces of Dental Magnetic Attachments Fabricated Cast-and Direct-Bonding Techniques. Prosthodont Res Pract 2007; 6: 46-49.
 - 31) 阿部有希, 長谷川みかげ, 石上友彦ほか. MRI 対応策としてのキーパー着脱が容易な根面板の考案. 日磁歯誌 2012 ; 21(1) : 37-41.
 - 32) 小林健一郎, 眞木吉信, 櫻井 薫ほか. オーバーデンチャーの支台歯の臨床評価. 老年歯学 2003 ; 17(3) : 300-306.
 - 33) Hasegawa M, Umekawa Y, Ishigami T et al. Retentive force and magnetic flux leakage of magnetic attachment in various keeper and magnetic assembly combinations. J Prosthet Dent 2011; 105: 266-271.
 - 34) 中林晋也, 瀧本博至, 石上友彦ほか. 磁石構造体合着時に使用する常温重合レジンと吸引力の関係について. 日磁歯誌 2005 ; 14(1) : 39-42.
 - 35) Endo S, Ishigami T, Miyata K. Hardening time of self-curing resin for installing magnets and removing denture. J J Mag Dent 2009; 18(2): 46-49.
 - 36) Miyata K, Hasegawa M, Ishigami T. Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0T MRI. Dentomaxillofac Radiol 2012; 41: 668-674.
 - 37) Hasegawa M, Miyata K, Ishigami T et al. Radiofrequency heating of metallic dental devices during 3.0T MRI. Dentomaxillofac Radiol 2013; 42(5): 234-244.
 - 38) 日本磁気歯科学会安全基準検討委員会. 磁性アタッチメントと MRI—歯科用磁性アタッチメント装着時の MRI 安全基準マニュアル—. 日磁歯誌 2012 ; 21(1) : 91-110.
 - 39) 石上友彦, 田中貴信ほか. 磁性アタッチメントの MRI に与える影響に関する実験的研究. 顎顔面補綴 1994 ; 17(2) : 124-136.
 - 40) 岡本佳三, 江田和夫, 宮崎光治ほか. 鑄造用 Pd-Co-Ag 系磁性合金. 歯材器 1999 ; 18(2) : 102-108.
 - 41) 中村好徳, 吉原健太郎, 岩井孝充ほか. 鑄造用磁性合金と押湯の混合比率が鑄造キーパーと磁石構造体の吸引力に及ぼす影響. 日磁歯誌 2013 ; 22(1) : 83-89.
 - 42) Miyata K, Hasegawa M, Ishigami T et al. Retentive force and Magnetic Flux Leakage of A Magnetic Attachment in a Keeper and Castable magnetic Alloy. J J Mag Dent 2011; 20(2): 40-43.
 - 43) 中野正基, 柳井武志, 山下文敏ほか. Nd-Fe-B 系厚膜磁石の作製と磁気特性. 日本金属学会誌 2012 ; 76(1) : 59-64.
 - 44) Luben RA et al. Effect of electromagnetic stimuli on bone and bone cells in vitro: Inhibition of responses

- to parathyroid hormone by low-energy low-frequency fields. ProcNatlAcadSci USA 1982; 79: 4180-4184.
- 45) 尾澤昌悟. 磁場の骨芽細胞への影響について. 日磁歯誌 2013 ; 22(1) : 49-53.
- 46) Bassett CAL, Mitchell SN and Gaston SR. Treatment of ununitedtibialdiaphyseal fractures with pulsing electromagnetic fields. J Bone Joint Surg 1981; 63A: 511-523.

著者連絡先：石上 友彦
〒101-8310
東京都千代田区神田駿河台 1-8-13
Tel: 03-3219-8134
Fax: 03-3219-8350
E-mail:
ishigami.tomohiko@nihon-u.ac.jp