

原著

多目的歯科用 (K 式) 内視鏡の臨床応用のための基礎的研究 - 透照効果による非破壊的齲蝕検知法の *in vitro* におけるシミュレーションシステム -

久場兼裕^{1,2)}、片桐武美³⁾、片桐正隆¹⁾

¹⁾ 日本歯科大学新潟生命歯学部 病理学講座 〒951-8580 新潟県 新潟市 中央区 浜浦町 1-8

²⁾ はっぴい歯科医院 〒901-2413 沖縄県 中頭郡 中城村 津覇 640-2

³⁾ オーラル歯科 〒302-0115 茨城県 守谷市 守谷甲 2559-3

(受理日: 2007年5月21日)

抄録: 本研究は齲蝕検知の改善と予後や予防を含む齲蝕治療の質的向上を目的に, 片桐(1980)の考案した多目的歯科用(K式)内視鏡の light guide によるスポット光を暗視野域と明視野域で応用する透照的齲蝕検知法の有用性を検証するために, 第二乳臼歯を被検歯として, 以下の透照効果による有用な知見を得た。

1. 被検歯の質的变化に伴う光の照射と入射条件の違いによる効果像は **一般的反射像**(明視野域で, 前面から照射角 0~20° 未満で無影灯単独照射), **変則的反射像**(中間域で, 前面から 20~45° 未満でスポット光単独照射), **一般的透照像**(暗視野域で, 裏面から 0~20° 未満で入射), **型・変則的透照像**(中間域で, 前面から 45~90° 未満で照射), **型・変則的透照像**(無影灯下の明視野域で, 裏面から 45~90° 未満で入射) に大別できた。

2. **型・変則的透照像**は透照像の他に変則的反射像と類似の効果像を発現し, **型・変則的透照像**は変則的反射像の他に型よりも弱い透照的效果を発現し, ともに有用な照明効果像であった。

Basic Study of Multipurpose Dental Fiberscope (K-Dental Fiberscope) for Clinical Application

-An *in vitro* Simulation System of Nondestructive Caries Detection using Transillumination Effect -

Kenyu Kuba^{1,2)}, Takemi Katagiri³⁾ and Masataka Katagiri¹⁾

¹⁾ Department of Pathology, The Nippon Dental University School of Life Dentistry at Niigata 1-8 Hamaura-cho, Chuo-ku, Niigata-city, Niigata 951-8580, Japan

²⁾ Happy Dental Clinic 640-2 Tsuha, Nakagusuku-son, Nakagami-gun, Okinawa 901-2413, Japan

³⁾ Oral Dental Clinic 2559-3 Moriyakou, Moriya-city, Ibaraki 302-0115, Japan

Abstract: For the purpose of improving caries detection and enhancing the quality of caries treatment including prognosis and prevention, we used a transilluminating caries detection method by applying a spotlight from the light guide of a multi-purpose K-dental fiberscope proposed by Katagiri (1980), in bright field and dark field. To validate the usefulness of this method, we studied the second deciduous molar and obtained useful findings from the transilluminating effect.

1. According to the differences in conditions of illumination and incidence accompanying qualitative changes of the teeth studied, the images can be divided into the following: (1) general reflection image (bright field range, shadowless lamp illumination alone from the front at an illumination angle of 0 to less than 20°), (2) irregular reflection image (intermediate range, spot light illumination alone from the front at 0 to less than 45°), (3) general transillumination image (dark field range, incidence from the inside at 0 to less than 20°), (4) type I irregular transillumination image (intermediate range, illumination from the front at 45 to 90°), and (5) type II irregular transillumination image (bright field range under shadowless lamp, incidence from the inside at 45 to less than 90°).

2. The type I irregular transillumination image shows not only the transillumination image but also effect image resembling irregular reflection image, and type II irregular transillumination image shows not only irregular reflection image but also transillumination effect weaker than type I. Both provide useful images of illumination effects.

Key words: multipurpose K-Dental fiberscope, transillumination effect, nondestructive caries detection, clinical application, *in vitro* simulation system

緒言

歯科医療の現場での齲蝕病巣の切削・除去は、一般的にエナメル質についてはエアタービンや電気エンジンによってハンドピースを駆動し、エナメルカッチングバーやラウンドバー（以下、バー）などを使用し、象牙質については先の電動切削器具の他に、手用切削器具の主にスプーンエキスカベーター（以下、スプーン）などが使用されている。その除去範囲と深さの設定はデンタルミラーとカリエス探針に歯間分離器や齲蝕検知液を併用して行われている。また、健康部と病変部の判定は無影灯などによる反射光照明下で得られる反射光像で肉眼的に鑑別している。これらの方法では有機質に乏しいエナメル質と有機質に富む象牙質やセメント質の質的な違いによる齲蝕病巣除去の判断精度が主観的要素に大きく左右され、その結果、不確実な部分を残すことにもなる。したがって、このような方法で診査・診断・治療を行った場合には残存した齲蝕病巣はその後、深部へ拡大進展し、二次齲蝕やその続発性歯髄炎などを伴って、齲蝕治療後の予後に影響を残すことにもなる。

本研究は、上記のような問題点を改良・改善するために、当教室の臨床病理学的視点による研究テーマのうち、片桐が考案開発した多目的歯科用内視鏡（1980年 実用新案登録第 1344986 号）multipurpose dental fiberscope (K-dental fiberscope と略す) の臨床応用のための一連の基礎的研究¹⁻³⁾である。今回はこれらの知見の他に、K-dental fiberscope を応用した *in vivo* での臨床的予備実験で得た知見をもとに、無影灯を点灯した明視野条件下（以下、明視野域と略す）で得られる反射光像とは別に、客観的補助手段として無影灯・点灯下の明視野域や消灯下の暗視野条件下（以下、暗視野域と略す）で得られる透照効果（片桐らのいう一般的透照像と変則的透照像³⁾）による透照的齲蝕検知法の臨床的な有用性を検証するための *in vitro* での実験モデルによるシミュレーションシステムを考案し、その検証を行った結果、臨

床的に有用な知見を得たので報告する。

材料および方法

本研究は齲蝕病巣除去に必要な病巣の局在と削除範囲をリアルタイムで正確に検知するために、透照的齲蝕検知法の臨床的な有用性を検証することを目的とし、以下のようなシミュレーションシステムを考案し、検証した。本研究に用いた被検体（被検歯を含む）と予備実験ならびにシミュレーションシステムの手順は以下のように行った。


1. *in vivo*（チェアサイド）での予備実験としての臨床応用による被検例

症例は自身と共同研究者のデンタルオフィスで、患者とのインフォームドコンセントにより同意と協力を得て記録された4症例である。症例1：20歳、男性でC1の左側下顎第一、第二小白歯と根管治療中の左側下顎第一、第二大臼歯（C3）部、症例2：27歳、男性でコンポジットレジン修復後の二次齲蝕の右側上顎側切歯部、症例3：27歳、男性で頬側面のアマルガム修復と咬合面裂溝部に二次齲蝕を伴った右側下顎第二大臼歯部、症例4：27歳、男性で唇面・近心隣接面に及ぶコンポジットレジン修復後に二次齲蝕を伴った右側上顎犬歯部を対象として予備実験とその記録を行った。後述する予備実験結果（例えば症例1、図2）を参考に、以下に示すような透照的齲蝕検知法の *in vitro* におけるシミュレーションシステムを考案した。

2. *in vitro* での透照的齲蝕検知法のシミュレーションシステム

本検知法の臨床的有用性についての検証システムは以下のような処理をした被検歯と各種装置（照明装置と齲蝕病巣除去装置）を用い、異なる照明条件によって得られた種々な照明効果像（反射光像と透照光像）の観察と記録を以下

表1 本実験に用いた K-dental fiberscope の照明機能

A 光源部の性能 (ポータブル型)		B.透照用ライトガイド部(スポット照明)の性能	
照度 調節 機構	光路絞りとフィルター併用のランプ電流制御方式	先端部の形状／直視型(試作2号機)	
光源と 照明 出力	オリンパス CLV 型 300W キセノン アークランプ	 a：イメージガイド部 b：リングライト式ライトガイド部	
先端部 の 照射 角度	先端から 10cm の 距離で 3.6×10 ³ lx	先端部の断面図	φ4.4mm
		視野角	48°
		わん曲角	上・下各130° (260°)
		観察深度	5~50mm

注：(※)はオリンパス株式会社・内視鏡開発部(1981年)の協力による試作装置のフレキシブル・ライトガイドの先端部のaは光の入力部(イメージガイド部)で、bは射出部(リングライト式ライトガイド部)から成っていて、今回のシミュレーションシステムのスポット照明にはその射出部のみを使用した。

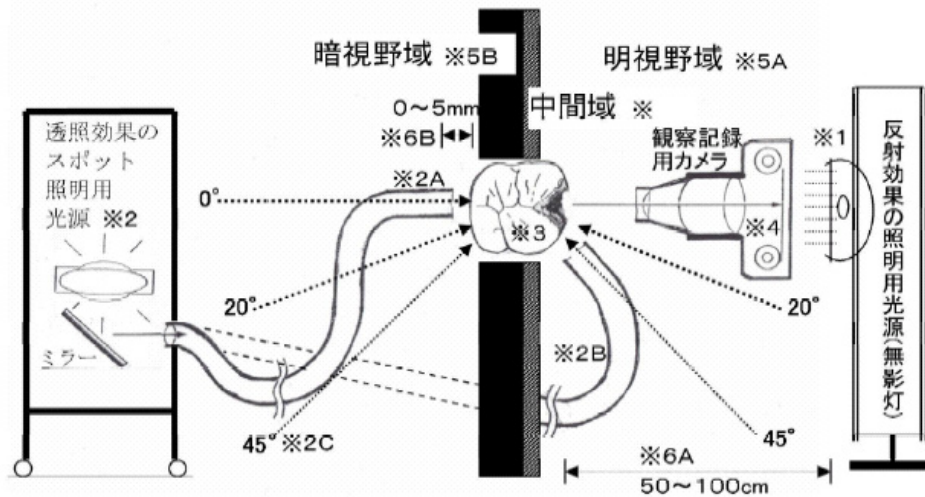


図1 シミュレーションに用いた装置と実験方法の基本的模式図

〔注〕※1: 反射光効果の照明用光源(通常可視光域の無影灯・10,000 lxを使用)
 ※2: 透照光効果の照明用光源(高輝度光源・内視鏡用 300 Wキセノン・アークランプを使用し、ライトガイドによるスポット光を※2A~Cのように自由移動で活用)
 ※3: 被検齲蝕歯(歯根部をキムワイプで包み、モデリング塊に植立し擬似的に歯槽骨に植立した状態とした)
 ※4: 画像の撮影・記録装置(ニコン・デジタルカメラ・クールピクス 995 とカシオ・マルチプロジェクションカメラ YC-400 を使用)
 ※5: 観察・記録の視野条件(被検歯の前面と裏面を黒紙で区切り、照明条件の違いによって、以下の A ~ C に3区分される)
 A: 明視野域(被検歯の前面から照射角0°~20°未満で無影灯・単独照射の場合と無影灯・点灯下で裏面からスポット光を入射角45°~90°未満で得られる観察条件)
 B: 暗視野域(無影灯・消灯下で、被検歯の裏面から入射角0°~20°未満でスポット光単独入射して得られる観察条件)
 C: 中間域(無影灯・消灯下で、スポット光単独で被検歯の前面から照射角20°~45°未満で照射した条件と照射角45°~90°未満で照射した観察条件がある)
 ※6: 照射光と入射光の被検歯面との距離
 A: 無影灯による照射光源と被検歯の前面との距離(50~100cm)
 B: スポット光による入射または照射光源と被検歯の裏面または前面との距離(0~5mm)

のように準備して行った。

1) 実験モデルの対象とした被検歯(抜去歯)の選択

被検歯は自身や共同研究者と本学同窓の先生方のご厚意と協力によって得られた10%ホルマリン溶液に固定され、日本歯科大学新潟生命歯学部病理学講座に保存されていた抜去歯のうち、Schour と Massler⁴⁾のいう永久歯との交換期に相当する第二乳臼歯を対象とした。まず、齲蝕病巣が咬合面と隣接面に及ぶ一次齲蝕群と、MO窩洞にアマルガム充填後の二次齲蝕群の2群に分け、それぞれ5本(合計10本)を用いた。

2) 実験モデルの被検歯の処理と手順

(1) 抜去歯の事前処理と保存までの手順

沈降炭酸カルシウム(関東化学株式会社、東京)でpH6.0程度に中性化した10%ホルマリン溶液で再固定。固定に用いたホルマリン濃度を希釈すると同時に表面に付着・沈着している歯垢organic debrisを除去するために刷毛の軟性歯ブラシと流水で洗浄。防カビの目的で70%エタノール溶液中に実験直前まで保存。

(2) シミュレーション直前の抜去歯の擬似的植立の手順

実験開始直前に被検歯のアルコール除去と亀裂発現・乾燥防止を目的に水道水で洗浄。歯根部を線維配列の方向性が一定で柔軟な吸水性キムワ

イプ(株式会社クレシア、東京)で被覆。

軟化点43~45の非弾性・可塑性の歯科用モデリングコンパウンド・中性、(株式会社GC、東京:以下、モデリングと略す)を通法で軟化後、シャーレ中に置いて歯根部をシミュレーション操作用のステージテーブル上に植立・硬化し、安定化させた。

3) 齲蝕病巣の除去方法

緒言で述べた各種切削器具と装置・cutting tool and deviceは注水下で使用し、次の(1)と(2)の手順で行った。その際、切削操作を停止している間は被検歯の歯冠部の亀裂発現・乾燥防止を目的に水道水で湿らせたキムワイプで被った。
 (1) 齲蝕病巣のうち、エナメル質の白濁・変質した硬い部分はパーで切削・除去した。
 (2) 齲蝕病巣のうち、齲窩内の黄褐色~黒褐色に変色した軟化象牙質はパーとスプーンを併用して切削・除去した。

4) 被検歯の照明法と得られる効果像(反射光像と透照光像)

K-dental fiberscopeのflexible light guide(以下、ライトガイド部と略す、図1と表1参照)を応用する透照的齲蝕検知装置と方法¹⁻³⁾については片桐ら³⁾による知見を参考にし、これに今回追試した予備実験結果の知見によって工夫を加えて改良し、以下に示すような病巣部の反射光像と透照光像による検知効果を比較検討して検証した。但し、今回の実

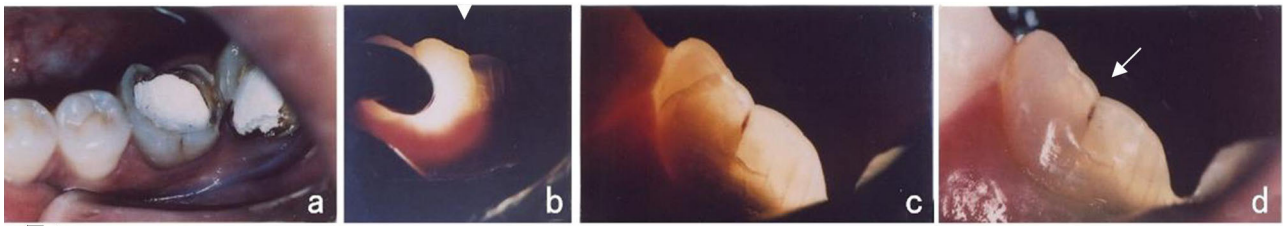


図 2

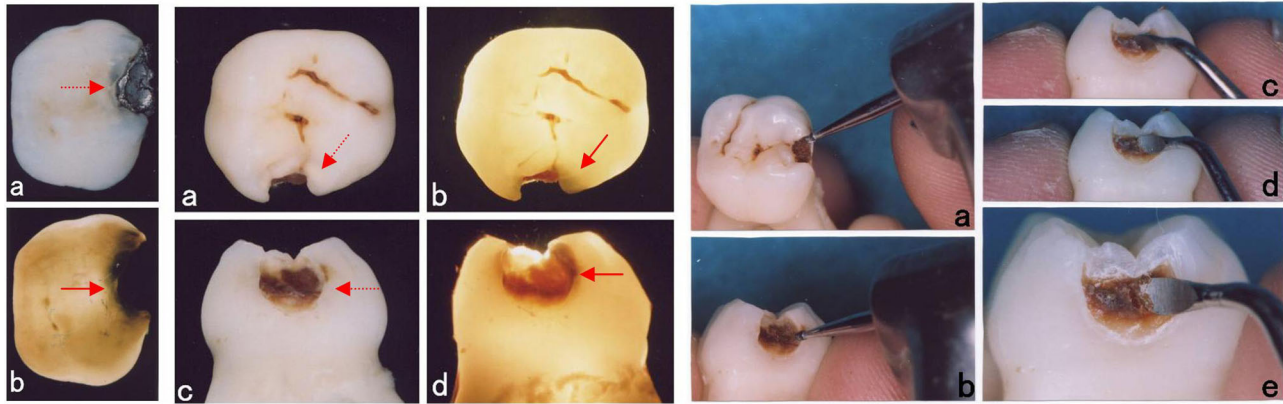


図 3

図 4

図 5

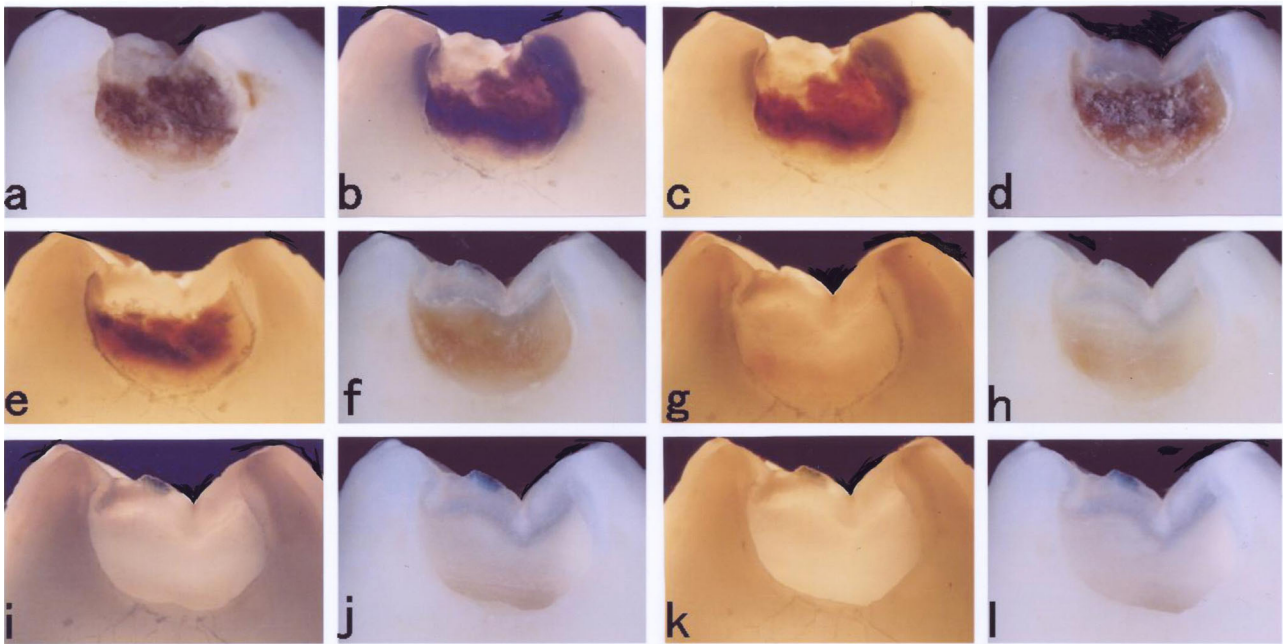


図 6

験では無影灯による照明とライトガイド部によるスポット照明（以下、スポット照明、またはスポット光と略す）の照射角や入射角はいずれも咬合面にほぼ平行な面上の自由移動範囲内で操作して得られる主に隣接面観の反射光像や透照光像を対象とし、効果像の咬合面観は参考程度にとどめ、今後の課題として残し今回の分析からは除いた。

(1) 検者の観察・記録時の視野条件（明視野域、暗視野域と両者の中間域）の区分（表2の左半側参照、ここでいう明視野域と暗視野域は絶対的狀態ではない）

被検歯の前面から無影灯・単独で照射角0~20°未満で照

射する条件と無影灯・点灯下で、被検体（歯）の裏面からスポット光を入射角45~90°未満で入射する観察視野条件を**明視野域**とした。

無影灯を消灯し、被検体の裏面からスポット照明・単独で入射角0~20°未満で入射する観察視野条件を**暗視野域**とした。

無影灯を消灯下で被検体の前面から照射角20~45°未満または照射角45~90°未満でスポット光照射した観察視野条件では、無影灯による反射光の影響がなく、スポット光による反射像の他に透照効果の発現も得られるので

図2 *in vivo* での治療中の罹患歯の反射光像と透照光像の比較(表2参照)

- a: 左側下顎臼歯部の無影灯・単独点灯下の所見で、左側下顎第一、第二小臼歯部はC₁で左側下顎第一、第二大臼歯部は処置歯C₃で、齲蝕に歯髄炎を合併し、その治療途上の明視野域で得られた一般的反射像(完全反射像)である。
- b: aと同一患者で無影灯を消灯後、被検歯(左側下顎第一大臼歯)の前面(頬側)から照射角20~25°程度でライトガイドによるスポット照明光を単独照射の中間域で得られた左側下顎第二小臼歯部と第一大臼歯部の変則的反射像(不完全反射像)である。視野の主光軸に近位な矢印の左半側は反射光の効果が著しく強いが、矢印の右半側はこの主光軸から遠位なほどゆるやかに透照効果の発現(型・変則的透照像に相当)の亢進を認める。
- c: dと同一視野を無影灯・消灯下で、被検歯(左側下顎第一大臼歯)の裏面(舌側)からライトガイドのスポット光を単独で0~5°程度(ほぼ鉛直)に入射し、暗視野域で得られた一般的透照像(完全透照像)である。
- d: cとほぼ同一視野を無影灯・点灯下で、ライトガイドによるスポット光を被検歯(左側下顎第一大臼歯)の裏面(舌側)から入射角ほぼ45°で入射し、明視野域で得られた不完全反射像と変則的透照像を伴う型・変則的透照像である。

図3 *in vitro* でのシミュレーションに用いた被検歯の反射光像と透照光像の比較

(近心隣接面隅角部のMO窩洞にアマルガム充填後の二次齲蝕を伴った症例)

- a: 明視野域で得られた被検歯(9才、男子、右側上顎第二乳歯臼歯)の一般的反射像(完全反射像)の咬合面観である。
- b: aと同一歯の暗視野域で、遠心隣接面からスポット光を入射角0°で入射して得られた一般的透照像(完全透照像)を咬合面に鉛直な方向から観察した咬合面観の参考例である。

図4 *in vitro* でのシミュレーションに用いた被検歯の齲蝕病巣除去前の反射光像と透照光像の比較

(近心隣接面隅角部に一次齲蝕を伴った症例)

- a: 明視野域で得られた被検歯(9才、男子、右側上顎第二乳歯臼歯)の一般的反射像(完全反射像)の咬合面観である。
- b: aを暗視野域に変換した後の所見で、図3-bと同様な条件で観察して得られた一般的透照像の咬合面観の参考例である。
- c: aと同一条件下での一般的反射像(完全反射像)の近心隣接面観である。
- d: bと同一条件下での一般的透照像の近心隣接面観である。

図5 *in vitro* での臨床的齲蝕病巣除去過程のシミュレーションの様子

- a: 図4, 6と同一歯の無影灯・単独点灯下の明視野域でコントラアングルにバーを装着し、窩縁の白濁している遊離エナメル質を削除している様子の咬合面観である。
- b: aと同様に齲蝕病巣窩縁の硬いエナメル質の白濁部をバーで削除操作中の近心隣接面観である。
- c~e: 遊離エナメル質削除後、aと同様な条件下で齲窩内の軟化牙質をスプーンで除去中の隣接面観である。

図6 *in vitro* での一次齲蝕病巣除去過程における反射光像と透照光像の比較

(図5で示す軟化牙質除去操作の段階的な過程で得られたシミュレーション効果)

- a: 図5-eの軟化牙質除去後の明視野域での一般的反射像の隣接面観である。
- b: aの明視野域で、裏面からスポット光入射後の変則的透照像(型・変則的透照像に相当)である。
- c: aの中間域から暗視野域に変換後の一般的透照像である。
- d: aの明視野域での残存軟化牙質をcの条件下で病巣を一部除去した後の一般的反射像である。
- e: dの明視野域から暗視野域に変換後の一般的透照像である。
- f: dの明視野域での残存軟化牙質をeの条件下で病巣を一部除去した後の一般的反射像である。
- g: fの明視野域から暗視野域に変換後の一般的透照像である。
- h: fの明視野域での残存軟化牙質をgの条件下で病巣を一部除去した後の一般的反射像である。
- i: hの明視野域で、裏面からスポット光入射後の変則的透照像(型・変則的透照像に相当)である。
- j: hの明視野域での残存軟化牙質をiの条件下で病巣を一部除去した後の一般的反射像である。
- k: jの明視野域から暗視野域に変換後の一般的透照像である。
- l: jの明視野域での残存軟化牙質をkの条件下で過不足なく病巣を除去した後の一般的反射像である。

両域の中間的視野として便宜上、**中間域**とした。

(2)反射光照明の光源と装置(表1と図1)

一般的反射光照明(以下、一般的反射光と略す):光源は通常の可視光域の無影灯(10,000lx、図1-1)・単独点灯下による照明(この間、スポット照明は消灯状態である)で、被検歯の前面から50~100cm程度の距離で、主光軸の中心を0°とし、照射角0~20°未満で照射する照明法(すなわち、明視野域)で、反射効果像が得られる。この照明法によって得られる効果像は透照効果の影響を受けない完全な反射効果像である。

変則的反射光照明(以下、変則的反射光と略す):無影灯・消灯下で、主要スペクトル域4,300~7,000の可視光を発現する高輝度光源・high-luminance light source(内視鏡用300Wキセノンアークランプ、オリンパス株式会社、東京、図1-2)によるK-dental fiberscopeのスポット照明を被検歯の前面から0~5mm程度の距離で、主光軸の中心を20°とし、照射角20~45°未満の自由移動範囲内で照射する照明法(すなわち、暗視野域と明視野域の中間域)で、反射効果像が得られる。この照明法によって得られる効果像は不十分ながら透照効果の影響を受ける不完全

表2 反射光照明と透照光照明によって齶蝕検知のために得られた効果像の比較結果

照明法(反射・透照/光源・装置と観察(視野区域)の条件)	照明条件(照射角/入射角)	得られた効果像(分類)と特徴	代表例の付図(発現範囲)	
反射光照明	一般的反射光照明(一般的反射光) 無影灯・単独点灯下で、スポット光・消灯 明視野域	被検歯の前面から無影灯 ・照射角(0~20°未満)	一般的反射像 (無影灯・単独照射の 完全反射像)	図 2-a, 図 3-a, 図 4-a,c, 図 5-a ~ e, 図 6-a,d,f,h,j,l
	変則的反射光照明(変則的反射光) 無影灯・消灯下で、前面からスポット光・点灯 中間域	被検歯の前面からスポット光 ・照射角(20~45°未満)	変則的反射像 (スポット光・単独照射の 不完全反射像)	図 2-b: 左半側には変則的反射像(※1)を、右半側にはI型・ 変則的透照像(※3)を発現
透照光照明	一般的透照光照明(一般的透照光) 無影灯・消灯下で、裏面からスポット光・点灯 暗視野域	被検歯の裏面からスポット光 ・入射角(0~20°未満)	一般的透照像 (スポット光・単独入射の 完全透照像)	図 2-c, 図 3-b と 図 4-b(※2), 図 4-d, 図 6-c,e,g,k
	①変則的透照光(照明) 無影灯・消灯下で、前面からスポット光・点灯 中間域	被検歯の前面からスポット光 ・照射角(45~90°未満)	変則的透照像 (不完全透照像) I型 (スポット光・単独照射 の不完全透照像)	I型・変則的透照像(※3), 図 2-b: 右半側に相当
	②変則的透照光(照明) 無影灯・点灯下で、裏面からスポット光・点灯 明視野域	被検歯の裏面からスポット光 ・入射角(45~90°未満)	変則的透照像 (無影灯・スポット光 併用の不完全透照像) II型	図 2-d: 左半側には一般的反 射像, 右半側にはII型・変則 的透照像(※4)を発現, 図 6-b,i

- [注] 1. 一般的反射像と変則的反射像や透照像(一般的透照像とI型やII型の変則的透照像)を得るための無影灯・点灯時の条件は被検歯の前面から距離50~100cmで、照射角0~20°未満とした。また、高輝度光源によるスポット光の条件は被検歯の裏面/前面から距離0~5mmで点灯し、目的によって点灯/消灯を行った(図1参照)。
2. 上記の照明法(反射光照明/透照光照明)とそれぞれの照明条件(照射角/入射角)の違いによって得られる効果像は光源に使用した無影灯(点灯/消灯)とライトガイドの自由移動範囲内でのスポット光(点灯/消灯)の組合せによって変化する観察視野(明視野域/中間域/暗視野域)の条件の違いによって得られたものである。
3. 上記の照明法のうち、反射光照明では一般的反射光による明視野域で得られる一般的反射像が標準的效果像で、透照光照明では一般的透照光による暗視野域で得られる一般的透照像が標準的效果像である。
4. 上記の変則的反射光照明のうち中間域で得られる変則的反射像(不完全反射像)は照射角が20°未満から限りなく主光軸に近位で、0°に近いほど、反射光の影響が最も強く発現(※1)し、透照効果はほとんど得られない。逆に、主光軸から遠位で、照射角が20°よりも限りなく45°に近いほど、反射光の影響は減弱し、軽微な透照効果を発現する。さらに主光軸から遠位で、限りなく90°に近いほど、反射光の影響は著しく減弱し、逆に強い透照効果を発現し、暗視野域で得られる一般的透照像に類似したI型・変則的透照像(※3)の得られることが確認された。
5. 上記の変則的透照光照明のうち、明視野域で得られるII型・変則的透照像(※4)は、入射角45°に近いほど、無影灯による反射光の影響が弱く、微弱な透照効果が得られるが、限りなく90°に近いほど、その効果は著しく弱く無効となった。
6. 上記の図3-bと図4-bに参考例として示す透照像(※2)はいずれも暗視野域で、スポット光を被検歯の舌側面から入射し、その主光軸とは直角な咬合面鏡であるが、主光軸に平行で、その延長上にある隣接面(近遠心面)や唇・頬側面から観察した一般的透照像と同様の効果像が得られた。

な反射効果像である。

(3)透照光照明の光源と装置(表1と図1)

一般的透照光照明(以下、一般的透照光と略す): 無影灯・消灯下で、スポット照明単独で被検歯の裏面から0~5mm程度の距離で、主光軸の中心を0°とし、入射角0~20°未満で入射する照明法(すなわち、暗視野域)で、透照効果像(以下、透照像)が得られる。この照明法によって得られる効果像は反射照明効果の影響を受けない完全透照像である。

変則的透照光照明(以下、変則的透照光と略す): 照射角/入射角の条件の違いによって以下の2型に大別する。
a) 条件1: 無影灯・消灯下で、スポット照明を被検歯の前面から主光軸の中心を45°とし、照射角45~90°未満までの自由移動範囲で照射する照明法(すなわち、中間域)で、透照像(以下、I型・変則的透照像とする)が得られる。この条件で得られる効果像は前面から光を傾斜照射することにより反射照明効果の影響は弱い不完全透照像である。

b) 条件2: 無影灯を前述の一般的反射光照明と同様な条件で点灯し、スポット照明を被検歯の裏面から0~5mm程度の距離で、主光軸の中心を45°とし、照射角45~90°までの自由移動範囲で入射する照明法(すなわち、明視野域)で、透照像(以下、II型・変則的透照像とする)が得られる。この照明法によって得られる効果像は裏面からのスポット光を傾斜照射することにより反射照明効果

の影響を受けて、透照効果が減弱することによる不完全透照像である。

5)病巣検知時と病巣除去過程の段階的な効果像の変化の観察と記録

シミュレーションシステムによって得られる実験効果の肉眼的観察所見の記録は、以下の装置と方法で行った。まず、撮影スタジオ用テーブル上にモデリングで固定植立し、図1に示す実験用照明装置(無影灯とスポット照明)の照射角や入射角を市販の透明なプラスチック製の180°まで計測可能な分度器を使用して有効な効果を示した角度を測定した。次いで、前述の被検歯を接写記録装置のデジタルカメラ(クールピクス995、株式会社ニコン、東京)とマルチプロジェクションカメラ(YC-400、カシオ計算機株式会社、東京)を使用し、段階的な病巣除去後の状態をファインダーから観察して記録し、分析用資料とした。

結果

K-dental fiberscopeのライトガイド部を活用する透照的齶蝕検知法の臨床的有用性を検証するために、まず共同研究者の片桐ら³⁾が*in vivo*で以前に行って得た臨床的知見と、我々が新たに追加した臨床的4症例の予備実験結果を加えて検討し、考案した*in vitro*におけるシミュレーションシステムによって行った検証結果から以下のような知見を得た。

1 透照的齲蝕検知法の *in vivo* における予備実験結果(代表例・図2を参照)

1) 明視野域では被検歯の前面から照射角0~20°未満で無影灯・単独点灯下の場合と、無影灯・点灯の他に、裏面から入射角45~90°未満でスポット光を点灯する条件の違いによって以下の結果を得た。

(1) 前者の条件では一般的反射像が得られた。この効果像では肉眼的に明確な変色や着色を伴う進行した齲蝕病巣部、例えば、図2-aの右側に示すような仮封剤で被われた左側下顎第一、第二大臼歯の根管治療経過中の露出した齲蝕に残存する黒褐色の変色部は容易に認識できた。しかし、その左側に示す左側下顎第一、第二小臼歯の咬合面小窩裂溝部は軽微な白濁部と変色や着色を示し、その周囲の健全部との境界は不明確で、特に軽微な白濁程度の初期齲蝕病巣部はこれに移行連続する健全部との境界の判別が著しく困難であった。

(2) 後者の条件では、弱い透照効果像(型・変則的透照像)が得られた。この効果像は図2-dの矢印の右半側に示すように左側下顎第一大臼歯の遠心側側面に歯の内部の変質(変色や着色)部と破折線部が不明瞭ながら確認できた。

2) 中間域では、被検歯の前面からスポット光を照射角20~45°未満で照射する条件と、照射角45~90°未満で照射する条件の違いによって以下の結果を得た。

(1) 前者の条件では、明視野域で得られる一般的反射像とは異なる変則的反射光像が得られた。例えば、図2-bの矢印の左半側に示すように照射角が限りなく20°に近い場合は左側下顎第一大臼歯近心咬頭側側面に存在する亀裂部や初期脱灰による白濁部は周囲の健全部と同様に強く反射し、病変部は打ち消され、検知不可能であった。

(2) 後者の条件では、反射効果像の他に、不完全透照効果像(型・変則的透照像)が得られた。例えば、照射角が20°よりも限りなく45°に近い場合は、図2-bの矢印の左半側に連続する遠位の矢印の右半側に示す部分では複雑屈折による透照効果を伴い、微細な複数の縦破折線などが明瞭に検知できた。

3) 暗視野域では、被検歯の裏面(舌側)からほぼ垂直、またはやや傾斜させ、入射角0~20°未満でスポット光を単独入射して完全な透照像(一般的透照像)が得られた。例えば、図2-bとdの矢印の左半側に示すような反射光像では病巣が検知できなかった部分が、図2-cに示すように根管治療中の左側下顎第一大臼歯の病巣部の窩壁の厚みの違い、脱灰・軟化の程度や微細破折線を含む質的变化の程度によって陰影として明瞭に検知できた。

2. 透照的齲蝕検知法の *in vitro* におけるシミュレーションシステムの実験結果(図3~6参照)

1 齲蝕病巣の削除処置に併用する透照的齲蝕検知装置の擬似的臨床操作性

まず、被検体の歯根部をあらかじめ作業テーブル上の

シャーレ内に軟化したモデリングで圧接・硬化・固定し、被検歯を擬似的に歯槽部に植立した状態とした。その結果、透照的齲蝕検知装置で検知して得られた透照像によって、病巣の局在と範囲を明確に認識し、切削操作と連動させながら残存病巣部を過不足なく容易に除去することができた(図5と6)。この際の照射条件の変換はリアルタイムで行うことができ、一般的反射像、型・変則的透照像、型・変則的透照像や一般的透照像を得ることができた。

2 透照的齲蝕検知法によるアマルガム充填後の二次齲蝕の反射光像と透照像の比較(図3)

(1) 明視野域での一般的反射像では、例えば強い咬耗を伴った咬合面小窩裂溝部(図3-a、咬合面観の参考例)は残存する複数の咬合面小窩を中心に淡黄色な変色を認めた。これとは別に、同一歯の咬合面と近心隣接面に及ぶMO窩洞の二次齲蝕には、アマルガム充填部と窩縁との境界部(図3-aの破線矢印)に一致してエナメル質には白濁と灰黒色変化を認めたが、病巣の内部で拡大している範囲は不明瞭で判定不能であった。

(2) 同一被検歯を暗視野域での一般的透照像で観察すると、上述の病巣部は光の透過性を異にし、反射光像では不確実であった病巣部の範囲がさまざまな程度の陰影像(例えば図3-bの実線矢印で示す暗帯部、咬合面観の参考例)としてより鮮明化し、健全部は一様に透明感を伴う淡黄色に認識できた。

3 被検歯の齲蝕病巣除去前・後の反射光像と透照光像の比較

明視野域での反射光像と暗視野域での透照像の他に、中間域と明視野域の変則的透照像を比較した結果は以下のようであった。(図1、3~6と表2を参照)

(1) 明視野域で、隣接面から観察して得られた一般的反射像(完全反射像)では、先の咬合面観の所見(図4-aの破線矢印)と同様に健全部との境界は不明瞭で、safety marginの断定は困難であった(図4-cの破線矢印)。しかし、この反射光像を照明条件を切り替えて暗視野域の一般的透照像(完全透照像)に変化した直後では、反射像で不明瞭不確実な病巣部が明確となり、光の透過性の違いによってエナメル質部は濃淡を成す陰影として軟化象牙質部は淡黄褐色から濃黒赤褐色部としてやや立体的にある程度の深層部の病変も含めて確認できた(図4-d)。

(2) 一般的反射像では咬合面小窩裂溝齲蝕とそれに移行連続する淡黄色の変色部と近心隣接面隅角部から隣接面に拡大進展した実質欠損や白濁部程度は認識できたが、いずれも健全部との境界は不明瞭で、safety marginの判定は不確実であった(図4-aの破線矢印)。しかし、透照効果像を咬合面(入射光の主光軸に垂直な方向)から観察した所見では、隣接面から観察したと同様(例えば図4-dの実線矢印、咬合面観の参考例)に、ほぼ完全な透照効果像が得られた(図4-bの実線矢印、咬合面観の参考例)。但し、この咬合面については今回は参考所見とした。

(3)明視野域での反射光像では明確な白濁や変色を伴う遊離エナメル質部はある程度健常部と識別できたが不明確であった(図6-a、d、f、h、j、l)。しかし、この照明条件を中間域での型・変則的透照像や明視野域での型・変則的透照像(図6-b、i)や暗視野域での一般的透照像(図6-c、e、g、k)にリアルタイムで変換した結果、反射光像では不明瞭であった白濁部や変質・変色部を除去することが可能となった。以上の結果から、例えば、図6に示すようにシミュレーション開始時(図6-a)と終了時(図6-l)を比較してみると、明らかに過不足なく病巣部が除去されていることを確認できた。

4) 反射光像と透照光像による齲蝕検知法の段階的病巣除去操作との連動性の比較

(1)一般的反射像では以下のような所見を得た(一次齲蝕例：図4-a、c 図5-a～e、図6-a、d、f、h、j、l)。進行した齲蝕病巣窩縁のエナメル質には急性的/慢性的な齲蝕の進展に伴い、健常部のC₀から初期脱灰のC₁やC₂、C₃へと移行・段階的な破壊の変化がさまざまな程度の変質(白濁と変色や着色)を伴って認められ、象牙質の表面にわずかに残存していた白苔や軟化象牙質の変質(淡黄褐色の変色)を伴った状態を認識できた。しかし、削除操作によりこの変色部や残存軟化質が減少するに伴って、病巣部分と健常部が同様な光の反射や透過性を示すようになり、その境界が消失し、判別できないほどになり、リアルタイムでの切削操作との連動は困難であった。

(2)明視野域で入射角45°で得られた型・変則的透照像は、上述の明視野域で得られた反射光像では不明瞭であった白濁や変色の部分が透明度のある陰影に変換され、病巣部の範囲がより明確化し、エナメル質内の微細な破折線の存在を明確に検知できた。(図6-b、i)。また、反射光像(図6-h)でわずかに残存している病巣部のうち、特にエナメル質の不明瞭な白濁部や軟化象牙質の変質部(着色・変色)が透明度のある陰影として明確に検知(図6-i)でき、切削操作との連動性は向上した。

(3)暗視野域で入射角0°でスポット光を入射して得られた一般的透照像では、病巣部の質的变化(脱灰に伴う白濁や軟化)の程度や微細破折線部が明確な陰影(暗帯)として検知(図6-c、e、g、k)でき、リアルタイムでの切削操作の連動性は著しく向上した。

考察

本研究は臨床で一般に行われている齲蝕検知法の欠点を改善するために、共同研究者の片桐¹⁻³⁾が考案した透照的齲蝕検知法による改善効果の検証を目的に行った。その際、片桐ら³⁾の得た知見の他に同様な*in vivo*における予備実験的4症例の追試を加え、それらの結果に基づいて*in vitro*でのシミュレーションシステムを考案し、得られた新知見に涉猟しえた文献的考察を加え、透照的齲蝕検知法の有用性を

検証した。

1. *in vitro*の実験用被検歯に乳歯を選択した理由

今日の多様化した食生活環境の変化に対する歯科医療現場では、口腔衛生指導と保存修復治療の進歩改善によって、永久歯が生活歯の状態で抜歯されることは極めて少なく、本実験条件に適した永久歯を求めることは困難であった。したがって、今回は永久歯との交換期にあつて、一次齲蝕や充填後の二次齲蝕を伴い、種々な理由で抜去され、比較的容易に入手できた第二乳臼歯を被検歯とした。

2. 照明条件の異なる観察視野で得られた効果像の臨床的有用性について

本研究で用いた無影灯による反射光照明と高輝度なスポット光による透過光照明の消灯と点灯の組合せ条件による観察視野(明視野域と暗視野域の他に、両者の影響下にある中間域)で得られた反射効果と透照効果により、以下のような効果像の得られることが確認できた。

1) 反射光像の有用性とその限界の改善方法について

(1)無影灯・単独照明使用の明視野域で得られる一般的反射像による齲蝕検知の限界

従来から歯科のチェアサイドでは患者との問診に始まるマクロ的な一般的診査・診断は特別な場合を除いて、視診を中心に嗅診・触診・打診をまじえて行われている。この際、特に問題になることは、歯の表面的変化と内部的变化についての肉眼的診断に限界のあることである。すなわち、歯の咬耗・摩耗など表面的な消耗の変化を時間的経過として認識することは比較的容易であるが、例えば歯髓の壊死から壊疽の状態は電気刺激による歯髓電気診によって歯髓の生死の判断はある程度可能であっても歯髓の内部的变化を反射像で肉眼的に診査・検知することは不可能に近い。表面的変化はエナメル質のように健常歯でも、個体間や同一個体の各部位によっても透明度や不透明度(乳白色化の程度)に差があり、軽微な白濁(白斑)程度に始まる初期齲蝕の早期発見は必ずしも容易ではない。一般的反射像では、少なくともそれらの微妙な変化を常に明確に認識することは不可能に近く、C₀とC₁程度の検知は不確実であるといえる(例：図2-a、図3～6参照)。また、図2-bの矢印の左半側に示すように左側下顎第二小臼歯の遠心側と左側下顎第一大臼歯の近心側側面部の変則的反射像では白濁や破折線が透照効果と打ち消し合って不明瞭であるが、図2-bの矢印の右半側に示すように左側下顎第一大臼歯の遠心側側面部には表面に限らず、明視野域で、裏面からスポット光を入射することによってある程度光の透過と屈折により型・変則的透照像を発現し、その結果、内部の変質部や破折線部が陰影として検知でき、従来の一般的反射像の欠点を補うことに有効と考えられた。

(2)スポット光・単独照明の中間域で得られる変則的反射光像について

図2-aの矢印の左半側(左側下顎第一、第二小臼歯部)に

示すような一般的反射像では検知の不確実な C0 と C1 についても、照射条件を変えた中間域で得られる変則的反射像(不完全反射像)では、図2-bの矢印の右半側に示すように、主光軸から遠位な側には一般的透照像(完全透照像)より著しく弱い、図2-dの矢印の右半側に示すような変則的透照像(型・変則的透照像)より強い透照効果(型・変則的透照像に相当程度)を発現した。但し、この変則的反射像は中間域で観察されるもので、明視野域での型・変則的透照像とは類似していても、反射効果の他に弱い透照効果を伴っていることから、質的には異なるものであった。

2) 透照光像の特性とそれによる反射光像の改善方法について

透照効果の原理は被検体に光源から光が照射/入射された場合、一般暗視野コンデンサーの使用による暗視野顕微鏡(暗視野法)やシュリーレン法・chlieren method(コンデンサーの半分を黒紙で覆い、他の半分からの光を対物レンズの後方で遮断して得られる効果像)の原理と同様に光の透過性が良好な部分(暗視界、暗界)の中に、逆に光の透過性が悪く、反射性が良好で明るく見える部分が認識できる現象を発現するものである。また、透明標本検鏡法の原理も位相差が著しく小さく、透明度の高い被検体を観察する場合に、被検体の封入剤の屈折率を変えることによって光学的位相差を大きくしたり、コンデンサー(集光器)の絞りを調節する方法や暗視野法などを応用することによって良好に観察されている。本装置による齲蝕検知の原理はこれらと同様の効果を利用する方法であって、要約すると反射光と透照光の両方の効果によって検出される像を利用するもので、透明媒質の中で屈折率がわずかに変化する部分の存在によって光線の進行方向に変化を生じ、その結果、肉眼的観察ならびに写真撮影が可能になったものと考えられる。

(1) 暗視野域でスポット光・単独照明による一般的透照像の特性

暗視野域で得られる透照像は上記の暗視野顕微鏡の原理に似ている。暗視野顕微鏡は暗界において、光源からの光は対物レンズに直接入射せず、試料の表面、あるいは試料内部の屈折率の異なる界面で、一部、反射/屈折/回折(例えば、エナメル質中の結晶による回り込み反射、散乱、etc.)する。その結果、散乱光のみが対物レンズに入射し、結果として暗い背景の中に試料が白く輝いて見える。この効果には一般の光学顕微鏡より強力な光源を必要とし、一般の顕微鏡では識別できない微粒子(0.2~0.004 μm)も観察可能となるが、被検体とその内部や媒質に明暗・色調の差がほとんどない場合は観察困難で有効な画像が得られない。臨床的に検知しようとした齲蝕病巣は不均質で屈折率が異なるので、この暗視野効果が有効であった。病理組織学的に裂隙・横裂を伴う軟化牙質(変性・溶解原巣・necrotic liquefaction foci)すなわち、特に象牙質齲蝕では完全な透照効果像である一般的透照像(完全な透照効果像)で最も透明度が高く、明確な効果像が得られ、臨床的に有効な画

像情報の得られることが実証された。したがって、今回、我々の得た *in vivo* での臨床所見や *in vitro* でのそのシミュレーションの結果においても片桐ら³⁾の知見と同様に、あたかも「暗闇で行燈の中を見るような状態」に病巣部が陰影部として明確に確認できた。

(2) 中間域で無影灯・点灯とスポット光の併用による変則的透照像の特性

初期的齲蝕に生ずるエナメル質の軽度な脱灰部や微細な破折線の存在は一般的反射像では認識できなかったが型・変則的透照像では反射光像に隣接した部分、すなわちスポット光の主光軸入射部(中心部)から遠位な部分に移行するにつれて、完全透照像(一般的透照像)とは異なる弱い透照効果像を発現し、破折線部が暗い陰影として明瞭化し確認できた。これは恐らくエナメル質の正常な結晶配列の破壊された部分が光の複屈折による組織内での回折(反射)や散乱によって暗帯として認識されることによるものと考えられた。

型・変則的透照像は型・変則的透照像ほど明瞭ではないが、反射光像単独では得られなかった歯の変質(変色と着色)部や亀裂部も微妙な陰影として認識できるようになった。

3. 他の齲蝕検知法と比較した透照的齲蝕検知法の検知能と操作性について

齲蝕性破壊に対する過不足のない病巣除去とその実質欠損の修復過程における病巣の残存に伴う再発防止のためにも safety margin を含めた窩洞の外形線設定には病的歯質の削除範囲の判断を的確に決定することが不可欠である。

一般的な自然光や人工光による照明下での観察には光源を被検体の前面から照射する反射光照明・vertical illumination(すなわち、直接照明・direct illumination)を用い、これにより得られる効果像を対象としている。しかし、緒言でも述べたように照明方法にはこの他に、光源を被検体の後方から照射し、透照効果を得る透過光照明法もあり、本研究ではこの透照像を対象とした。さらにこれも光源を被検体の後方、すなわち真裏から入射し、被検者の視線をほぼ同一線上に置いて得られる一般的透照像と、光源の位置を移動し照射角度に変化を与える傾斜照明(斜光照明)・oblique illuminationに相当する反射効果と透照効果の混合した半透照像として得られる変則的透照像とに大別できた。

そこで我々はまず、非破壊的で反復的に使用可能な片桐¹⁾の考案・開発した多目的歯科用(K式)内視鏡による透照効果の *in vivo* における臨床応用(4症例)の予備的実験成果に基づいて *in vitro* でのシミュレーションシステムを考案した。次いで、このシステムによって本装置の臨床的有用性(すなわち、齲蝕検知能と操作性)を検証し、これと従来、反射光照明下で一般的に行われている各種齲蝕検知法や他の文献的に報告されている各種齲蝕検知法を比較検討し、以下のような考察を加えた。

1) 透照的齲蝕検知能(病巣部の局在と拡大・進展範囲)に

について

今回、片桐^{1,2)}と片桐ら³⁾が報告しているK-dental fiberscopeの臨床的有用性についての知見に基づいて考案した*in vitro*での齲蝕検知法のシミュレーションシステムによって、透照効果の有用性を検証した結果、片桐^{1,2)}や片桐ら³⁾の成果の有用なことを再確認できたが、透照効果の発現条件の違いから、透照効果を得るための照明条件を以下のように整理・改善し、それにより得られる観察視野を明視野域、暗視野域と両者の中間域に3区分し、あわせて片桐ら³⁾の分類した変則的透照像を型と型に細分類できた。

本装置は主に暗視野下で得られる明瞭な透照像が、先に述べた暗視野顕微鏡の原理と同様に、可視光が歯のように不均一な物質中を通過する際の光の複屈折性によって得られることから、その情報を齲蝕検知に応用したわけである。透照像では我々の得た予備実験での*in vivo*の臨床所見や*in vitro*でのシミュレーションによる検証結果からも病巣の局在部も表面的範囲だけでなく、ある程度、深層部の拡がりについても、かなり明確な陰影として認識でき、これらの臨床的に有効な画像情報の得られることが実証された。但し、後者の深層部への拡大進展状態については透照光の照度や歯質の性質（変質の程度など）と関連して、実際それらの条件の違いによってどの程度の深さまでを認識可能なのか、また、その可視光源による透照効果の臨床的可能性の限界についても今後の残された研究課題としてより客観的な検討を加えることを予定している。

歯の有機成分にはもともと蛍光発色を示す物質が存在している。UV照射により健全な象牙質中の有機成分は固有蛍光により発光するが、齲蝕歯や人工的に脱灰処理した歯では発光が失われることをArmstrong⁵⁾が報告して以後、象牙質やエナメル質におけるUVやレーザー励起による蛍光発光については既に多くの研究がなされ、その性質を利用した齲蝕検知法も報告されている⁶⁻¹¹⁾。

*in vitro*の研究として、Bjerkhagenら⁶⁾は青緑色域のアルゴンレーザー（488nm）を照射したContinuous Wave Argon-ion Laser（CW AR-Laser）発光を用いたエナメル質齲蝕検知法について報告している。それによるとエナメル質や象牙質中の発光はUV光でも可視レーザー光でも得られるが、可視レーザー光の方が健全歯と齲蝕歯で発光の違いが大きく、パリアフィルターを介することで健全歯とエナメル質齲蝕歯で異なる発光を示し、かつ発光状態により明確に両者を区別でき、簡単に観察できることを報告している。一般にUV光を用いる場合はUVから患者や検者を保護するための対策や複雑な検知システムが必要であるが、それに比べこの方法は紫外線ではなく、レーザーを用いたルミネンス（冷光現象）を応用する安全かつ簡便な初期エナメル質齲蝕検知法であるとしている。しかし、問題点としてエナメル質に形成不全のような障害があると欠損部と健全部の区別が困難であったとも述べている。また、この方法は臨床的に応用されている他の手法に比べ、平滑面とごく初期の小窩裂溝の病巣部を明るさの違いによって検知可能であること

から初期脱灰の発見に有効な方法の一つではあるが、それは*in vitro*での抜去歯のマクロ的咬合面観や隣接面観とそれらの非脱灰研磨切片の顕微X線像で比較検索した実験的段階のもので、その画像も不鮮明なものであった。Bjerkhagenら⁶⁾は歯質の厚みの異なる像についてX線透過度の違いとしての白黒写真をシミュレーションの比較対象として評価しているが、それでは各部のX線透過度としてのradiopacityの値は比較する意味がないと考えられる。すなわち、歯はそれぞれ組織密度を異にし、質的に異なる効果像を比較しても、その値の評価は適当ではないと考えられるからである。

レーザー発光性装置であるDIAGNOdent™・ダイアグノデント（KaVo社、ドイツ）の有効性についても多くの研究がなされてきた。DIAGNOdent™はレーザー励起により放射される波長600nm~670nm間の蛍光発光により、齲蝕病巣部の蛍光スペクトルと健全部の蛍光スペクトルの強度差を分析し、その値をデジタル表示する齲蝕検知装置で、ドイツ・ウルム大学医用レーザー研究所のHibstやスイス・ベルン大学のLussiらの協力によって開発（1997）され、臨床応用がなされている。齲蝕検知の感度は直接肉眼による視診では30%以下、X線写真診断ではX線被曝に対する防御とその害による制約があり、これら従来の一般的診断法では咬合面齲蝕の診断は難しい。これに比して、電気的齲蝕検知法では感受性が90%だが、特異度が80%以下と低い。そこでLussiら⁷⁾はfixed-frequency electrical conductivity measurements（周波数固定型電気装置）であるElectronic Caries Monitor（ECM; Lode Diagnostics、フローニンゲン、オランダ）による電気抵抗法と比較し、咬合面齲蝕検知における*in vitro*でのDIAGNOdent™の性能と再現性について特異度、感受性、尤度比を用いて検討している。それによるとDIAGNOdent™はECMより診断に有効で*in vitro*では再現性が高いことから、齲蝕病巣の検知用のみでなく、長期に及ぶ齲蝕のモニタリングや予防治療の評価に有効な機器であり、予防に力を入れた齲蝕管理の促進に有用であると評価している。しかし、問題点として、小窩内のプラークや歯石を誤って齲蝕陽性に判断してしまうことがあるため、正確な齲蝕診断には、計測前の歯のクリーニングが不可欠なことを挙げている。

*in vivo*の臨床応用の研究としては、DIAGNOdent™を用いた千田ら⁸⁾や須崎ら⁹⁾の報告がある。千田ら⁸⁾によると齲蝕発症の危険因子を早期に検知し、予防的に再石灰化を促進することにより齲蝕を未然に防いだり、適切かつ積極的な治療を行うことができ、さらに長期的齲蝕管理や不要な歯質削除が避けられることから患者の信頼を得ることができ、患者参加型の診査が可能となり、インフォームドコンセントの面からも有用と考えられると述べている。須崎ら⁹⁾は、齲蝕進行の程度を客観的に測定でき、象牙質齲蝕の検出は高感度で、早期発見/早期治療のための積極的治療の診査に有効であり、エナメル質齲蝕では高い特異度を示し、経過観察により保存的治療の促進に活用できると述べている。また、齲蝕管理への応用では、カリエスリスクの把握が可能で、患者への口腔衛生指導と経過観察中の測定値の変化

から齲蝕の進行/停止の程度が把握できるため、同一部位の経過観察と評価には本機器が最も有効とも述べている。しかし、千田ら⁸⁾は数値(0-99)の読み方について異常/健康の境界がどこにあるのかメーカーも開発者側も示していない、装置が精巧な光学・電子機器なので定期的な感度調整(較正)が必要で、3~12ヶ月に一度のハンドピース全体の交換・滅菌・清浄時には較性を行わねばならないなど煩雑であるといっている。また、プローブとハンドピースの握り部はオートクレーブ滅菌が可能であるが、ハンドピース内部のレーザー射出口と本体はアルコールや溶剤は使用できず、綿棒に石けん液などを染みこませ洗浄する必要があることも指摘している。また、ヒト抜去歯を用い、「視診のみ/視診+拡大鏡/視診+探針/視診+DIAGNOdent™」を比較した須崎ら⁹⁾の報告によれば、DIAGNOdent™の齲蝕検知についての有用性は評価しながらも、齲蝕象牙質除去への応用については、除去後の高底にわずかでも齲蝕検知液(0.5%塩基性フクシン・プロピレングリコール液)に濃染する部分が存在すると測定値が高くなることがあるので、齲蝕除去に際しては指標として参考程度に使用する方がよいと述べている。また、大きな欠点としては、齲蝕はさまざまな因子により発症・進行するので、判定結果は他の臨床所見と必ずしも相関がみられないこともあると述べている。また、精度が敏感なため、測定値にばらつきがあり、本器のみでの診断ができないことも指摘されている。レーザーの直進性と齲蝕の拡がり性を考慮すると、一方向のみの測定では値がばらつくので、診査時はプローブの先を回転させ、できるだけ多くの方向を測定し、ピーク値を測定値とすることが必要とされている。

DIAGNOdent™法以外の*in vivo*の報告として定量蛍光法・Quantitative Light-induced Fluorescence(以下、QLF)を用いた報告^{10,11)}がある。これは光を照射することにより歯の固有蛍光を励起し、その画像をCCDカメラでコンピュータに取り込み数値化して脱灰部の定量化を図る方法である。神原¹⁰⁾や坂本ら¹¹⁾はQLFを利用することにより初期齲蝕病巣の検出および定量化を行い、齲蝕の早期診断に有効なことを報告している。さらに坂本ら¹¹⁾はQLFの定量的評価結果は初期齲蝕病巣の多様な進行と回復の様相をも評価することができ、齲蝕の長期変動の把握も可能であるとも述べている。しかし、QLFは先のBjelkhagenら⁶⁾と同様に、flare(ゆらぎ、ゆらぐ光・fluctuation:光が不規則に変化する不安定な現象)を伴う光によって得られる画像を数値化することによる欠点と、初期齲蝕病巣の長期的変動を把握することで、早期齲蝕検出の一方法としては臨床的に有意義であっても、本研究のようなリアルタイムで臨床の治療処置に対応させる目的の検知法としては有効とはいえない。これに対して、我々の透照効果による検知法では、特に象牙質齲蝕については咬合面、隣接面いずれにも検知能は高く、病巣を過不足なく切削除去可能であった。一方、エナメル質齲蝕の検知については高い特異性を示すことから、経過観察中の早期発見により必ずしも病巣の切削除去によらず、再石灰化による予防的保存的治療の促進にも活用可能といえる。

いずれにしても、蛍光をターゲットにした齲蝕検知法は、蛍光が持つ性質であるflareによる蛍光・発光像を検知対象とするため、当然、暗視野域での観察にはある程度有効であっても、明視野域では有効とはいえない。それに対して、我々が*in vitro*でK-dental fiberscopeのライトガイドによるスポット照明を応用する透照的齲蝕検知法で行ったシミュレーションシステムの検証結果からは、「いわゆる行燈」と同様な照明効果が得られ、特に暗視野域で被検歯の裏面から0~20°程度でスポット光を入射した場合に最も強い透照効果が得られることが確認でき、あわせて片桐ら³⁾の報告にもあるように、この検知システムにモニターTVとコンピュータを応用する片桐²⁾による白黒変換システムと結合することにより、従来の染め出し法やDIAGNOdent™法よりも、患者と術者の相互の説明と同意を得ることに応用可能で優れた手段であると考えられた。

2) チェアサイドでの透照的齲蝕検知装置の操作性について

臨床でK-dental fiberscopeを応用する本齲蝕検知方法は、無影灯の点灯や消灯条件下で得られる明視野域や暗視野域の他に両者の影響を受ける中間域による反射光照明ならびに補助的なスポット照明による透過光照明を活用するわけであるが、実際のチェアサイドでの調節操作は原則としては歯科衛生士などの介助による協力を得て、術者が切削機器(エンジン用/手用)による病巣除去を行うことが望まれる。しかし、本方法は必要によって削除装置と齲蝕検知装置の操作を同調させて行うことも可能で、例えば右利きの術者であれば左手でスポット照明のライトガイド部を操作し舌を圧排しながら右手で切削装置(バー/スプーン)を操作することも可能であることが*in vivo*での予備実験で実証できた。

我々の方法は照明部が切削装置と分離して、介助者または術者自身が必要によって切削対象歯に無影灯の点灯と消灯にライトガイドによるスポット照明を加える照明方法の条件を変えることにより、明視野域や暗視野域ならびに両者の中間域で得られる反射光像や透照光像をリアルタイムで随時自由に選択が可能であることは極めて有用であるといえる。

歯に光をあて、齲蝕の状態を観察する方法は上記に述べたようにいくつか臨床応用が成されているが、本研究の透照効果による検知法のように簡便な操作性、リアルタイムでの齲蝕病巣の観察ならびに齲蝕治療中の齲蝕病巣の確認という点において本方法は有用であり、優れていると考えられた。

結論

K-dental fiberscopeのライトガイド部を応用した透照像による非破壊的齲蝕検知法について、独自に考案したシミュレーションシステムによって検証できた反射光像と透照光像の臨床的有用性について、以下の知見と結論を得た。

1 光の照射角や入射角の条件の違いによる効果像は以下の

ように大別できた。

1) 反射光照明では、a) 被検歯の前面から照射角0~20°未満で無影灯・単独照射する明視野域では一般的反射像（完全反射像）が得られ、b) 被検歯の前面から20~45°未満でスポット光・単独照射する中間域では変則的反射像（不完全反射像）が得られた。

2) 透照光照明では、a) 被検歯の裏面から0~20°未満でスポット光・単独照射の暗視野域では一般的透照像（完全透照像）が得られた。

3) 一般的反射効果は照射角が、一般的透照効果は入射角がそれぞれ限りなく0°に近いほど強く、逆に限りなく20°未満に近いほど弱くなる特性を示した。

4) 変則的透照効果は主光軸から遠位で入射角が大なほど有効な透照像が得られ、齲蝕病巣の局在範囲の他に、破折部の局在や微細な破折線の方向も検知可能であった。

5) 一方、片桐ら³⁾の報告による不完全透照像（変則的透照像）については照明条件の違いによって、以下の2型に大別できた。a) 被検歯の前面から45~90°未満でスポット光・単独照射する中間域で得られる変則的透照像を 型とし、b) 無影灯・点灯下で裏面からスポット光を45~90°未満で入射する明視野域で得られる変則的透照像を 型とした。

2. 光の照射角や入射角によって得られる効果像に微妙な変化を発現し、特に透照効果は入射部から角度が大な遠位ほど有効な透照像が得られ、齲蝕病巣の局在範囲に限らず、破折部の局在や微細な破折線の方向までが検知可能であることが検証できた。

3. 中間域で得られる変則的透照像（I型・変則的透照像）は反射光像のうちの変則的反射光像と同様な効果像が得られ、明視野域で得られる変則的透照像（ 型・変則的透照像）は変則的反射光像と同様な効果像の他に 型よりも弱い透照効果が発現した。

4. 反射像で不明瞭な齲窩辺縁部のエナメル質白濁部は、暗視野域での一般的透照像では透明感を伴った陰影として明確化し、齲窩内の多量な軟化牙質部の局在範囲と深さも透明感を伴った暗赤褐色から暗黒褐色を呈し、明確に認識できた。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、抜去歯を提供して下さった本学同窓・校友の先生方をはじめとして試料作製に協力下さった病理学講座の方々にお礼申し上げます。

参考文献

1. 片桐正隆：独自に開発した歯科用ファイバースコープによる研究 - その装置の紹介と臨床病理の立場からの基礎的研究．歯学68(4)：642-665，1980
2. 片桐正隆：歯科用ファイバースコープの紹介と歯科領域への応用 - 臨床病理の立場から - ．歯界展望57(4)：741-755，1981
3. 片桐武美，片桐正隆：歯科医療のための多目的（K式）歯科用内視鏡の基礎的研究 - 透照的画像診断についての実験的ならびに臨床的研究 - ．歯学82(2)：279-298，1994
4. Schour I. and Massler M.: The development of the human dentition. J Am Dent Assoc 28(7)：1153-1160，1941
5. Armstrong W.G.: Fluorescence characteristics of sound and carious human dentine preparations. Arch Oral Biol 8(2)：79-90，1963
6. Bjelkhagen H., Sundström F., Angmar-Månsson B. and Rydén H.: Early detection of enamel caries by the luminescence excited by visible laser light. Swed Dent J 6(1)：1-7，1982
7. Lussi A., Imwinkelried S., Pitts N.B., Longbottom C. and Reich E.: Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries *in vitro*. Caries Res 33(4)：261-266，1999
8. 千田 彰，五味明良：新しい齲蝕治療に対応する診断器 DIAGNOdent．歯界展望92(5)：1059-1065，1998
9. 須崎 明，千田 彰：DIAGNOdent™によるう蝕診断；別冊 the Quintessence 歯科用レーザー・21世紀の展望パート2（森岡俊夫編），1版：pp 26-29，クインテッセンス出版，東京，2004
10. 神原正樹：予防歯科へのテクノロジー - 齲蝕予防における早期齲蝕診断 - ．日歯医師会誌56(7)：611-618，2003
11. 坂本吉史，上村参生，神原正樹：In vivoにおけるQLFによる早期う蝕診断に関する研究 - 初期う蝕病巣の定量評価について - ．歯科医学67(3/4合併号)：257-265，2004