

原著

## 口腔内歯牙咬合力測定に関する食物モデル光弾性法の研究

山本 耕之<sup>1)</sup>・久保 敬司<sup>2)</sup>・千北 さとみ<sup>3)</sup>

純真学園大学 保健医療学部 医療工学科<sup>1)</sup>・福岡口腔インプラント研究所<sup>2)</sup>  
九州大学 大学院歯学研究院<sup>3)</sup>

### Biomechanical Investigation On Oral Tooth Biting Force Detection By Using Photoelastic Food Model

Kouji L.YAMAMOTO<sup>1)</sup>, Keiji KUBO<sup>2)</sup>, Satomi CHIGITA<sup>3)</sup>

Department of Medical Engineering, Faculty of Health Science, JUNSHIN GAKUEN University<sup>1)</sup>  
Institute of Fukuoka Oral Implant Laboratory<sup>2)</sup>  
Kyushu University Graduate School of Dental Science<sup>3)</sup>

要旨： 現在起こっている歯科インプラント施術後の事故は歯根ネジ位置と方向が咬合力の方向との間に何らかの不一致があるためと思われる。一方で天然歯の歯根方向は生後の通常の食生活における噛む力によって形成される。従って、必ずしも咬合面に対して全て垂直でないが、天然歯根が咬合力を位置と方向に於いて最も効果的に支えて歯冠、歯根骨の破損はほとんど起きない。インプラント施術でもこの歯根方向と歯冠咬合力合力方向の一致の法則に従えば、歯槽骨、人工歯冠における合力と支持力の乖離による過大な曲げモーメントによって、破損することを避け得るのではないかと推測される。そのためには、臨床で咬合力を迅速に測定し、インプラントネジ位置と方向決定の実用的方法を模索する必要がある。本論実験と試行した解析法は、将来のインプラント施術における事故低減の力学要素提供の手法を食物モデル光弾性法を用いることで提案するものである。円ないし楕円の光弾性縞の次数と荷重点からの直径、ないし軸の方向はそれぞれ力の大きさと方向を示しているので、これを応用する。

食物モデルとして4種類の材料を選んだ。それらはEVA(Ethylene Vinyl Acetate), Cellulose Acetate, シリコンゴム、及びゼラチンである。いずれも咬合の際の光弾性縞を咬合力除荷後歯形の印象とともに残す凍結性を持つものである。

歯形と共に咬合面内に凍結した光弾性縞から歯列全体の咬合力の大きさ分布を示した。咬合縞を凍結した板材から短冊に切り出した場合と、無負荷の素材板から短冊に切り出したもの、またはこれを積層して歯幅全体が咬合力を載荷した場合の中から最適な材料を検討した。特にEVA短冊積層モデルは臼歯全体の咬合力を凍結後、積層を開放して各単板の咬合縞から、2.5次元の力解析を行った。力解析は個人の歯形特性を加味した3次元の測定となった。

本法は有限要素法に境界条件を補完提供でき、さらに咬合荷重凍結のゼラチン円盤の周囲360方向からの咬合縞のスキャン像をCT(Computer Tomography)手法を用いて3次元光弾性縞へ再構築する手法の3者のハイブリッド化を実現すれば、インプラント術前の応力集中の少ないネジ方向決定の迅速性をさらに加速できる可能性があることを示した。

キーワード： 咬合力、インプラント歯根ネジ、短冊イカ刺し様食物モデル、光弾性縞、力解析

Abstract: Now a days the tooth implantation corruption accidents seem to be caused by some discrepancy of implant screw's axis from the most probable biting force direction and point of application. The natural tooth root morphology might be determined physiologically by the biting force during the healthy eating life. So its directions are not vertical to the occlusal plane so causes no corruption. The natural tooth root figure may indicate most effective force axis to support the biting force on the mandibular, also avoid the stress concentration at crown and its root by reducing the bending moment. Even in the implant dentistry to obey this natural rule might reveal the lowest stress concentration state and be possible to reduce the implant tooth corruption. This paper proposes a food model photo-elastic method on biting force quick detection for a future clinical implanting dentistry. By using the ring type fringe in the photoelastic method the force direction and magnitude can be determine respectively with the fringe number countered as the fringe order and the axis of ellipsoid or the diameter line of circle drawn from the force application point. The ring's order as the laminating

number is proportional to force magnitude.

Four materials were chosen as the food model because of biting fringe freezing character also tooth indentation even after the biting force unloading. These characteristic materials are EVA (ethylene vinyl acetate), Cellulose acetate, Silicon rubber, and Gelatin.

The occlusal plate type food model prepared for full tooth bow biting gives good frozen photoelastic fringe patterns with tooth indentations. This would give the biting force magnitude distribution all over the dentition. In the rectangular food model sliced even from fringe frozen plate or the virgin plate the sagittal fringe indicates the force direction and magnitude. Especially by using rectangular plate laminating food model's fringes gives 2.5 dimensional force solution. The three-dimensional fringes appeared on a thick disc type Gelatine food model would allow to give most probable force on one tooth, and a hybrid analysis with infinite element method and visible light fringe's computer tomography could accelerate the quick clinical diagnosis reducing the stress concentration before the implantation surgery.

Keyword : biting force, implant screw axis, squid raw fish like food model, photoelastic fringe, force analysis

## 緒言

歯科における歯根インプラント術の成功例は、殆ど歯槽骨と埋入したネジの純チタン材料と生体との間の親和性が良いことに負うところが大きいと思われる。即ち、"健康な骨細胞がチタンネジ表面に着床して形成され、ネジが良く固定される"<sup>1)</sup>。そのような中でも口腔歯牙インプラント術後の事故例が報告されている<sup>2)</sup>。これらの原因の多くは咬合力方向と歯根ネジ方向が一致していないためではないかと思われる。支持点が荷重点と離れると最悪の場合は片持ち状態となり、過大な固着モーメントを支えるために梁としての歯冠部とその固着壁としての歯槽部に過大な曲げ応力が生じ、これが破壊強度を超え、折損事故に至るものと考えられる。歯根ネジ部との歯槽骨との間の曲げ応力の高まりは歯根骨とチタン材との親和性が良好なために、むしろ歯2, 3本区間の下顎骨の下縁を残す広範囲の折損を起こし、上顎骨では重篤な副鼻腔への貫通事故となる。インプラント術がなければ起らない事故で、労災、交通事故に匹敵する。

このように力学的な考慮がなされないままに、取り敢えず歯槽骨の厚いところを選んでインプラントネジを埋入している。ネジ位置と本数を考慮したにしても、ほとんどが術者の経験に基づいて行われている。

本論が推奨する方向は咬合面歯形の形状と噛み合わせ調整を先に決め、この義歯冠列を歯茎に仮固定して咬合を行わせ、その際に光弾性食物モデルに生ずる縞から咬合力の合力と作用点を見定めて、この位置と方向に合致するところにインプラントネジ埋入を行う方法である。

これは現状のインプラント術の逆方向である。しかし咬合力を臨床で即座に測定、解析できれば。新インプラント法として成立する。この際に従来の有限要素法を用いることは、個人歯形の3次元数値モデル化後に、肝心の咬合力を決定できないというジレンマに陥り、本課題は達成できない。本研究は、噛む対象の食物のモデルに複屈折性材料を用いて、歯牙や歯根光弾性モデル法とは異なる<sup>3) 4)</sup> 方法で咬合力の迅速解析法を獲得する点で、優れていると云える。選んだ光弾性食物モデル材料から、解析に十分な光弾性縞の鮮明性、力解析の可能性、及び容易性の比較検討を行った。そこからの咬合力解析がどの程度に事実在即しているかを示した。

## 1 測定原理

図1は Max Mark Frocht 著「Photoelasticity vol. II」<sup>5)</sup> から引用した。半無限板に力が作用したときの力のベクトルに対する縞の現れ方を示したものである。左は垂直荷重の場合、右は斜荷重の場合をそれぞれ示す。現れた縞の左は完全円、右は不完全円となっている。不完全円の場合でも neutral line の左右を切り離して表面を合わせると完全円になる。いずれも現れた円形縞は直径を同一線上に並べてその一端を着力点 P に一致させて直径最大の縞の次数 (fringe order) 1の直径を1としてこれの1/2の長さの直径の縞が2次、さらに1/3直径を3次、さらに1/4が4次と双曲的に縮めた多数円の集まりとして現れる。即ち、力の方向は P 点から縞の直径の方向であり、力の大きさは縞次数に比例することが分かる。これを咬合力解析

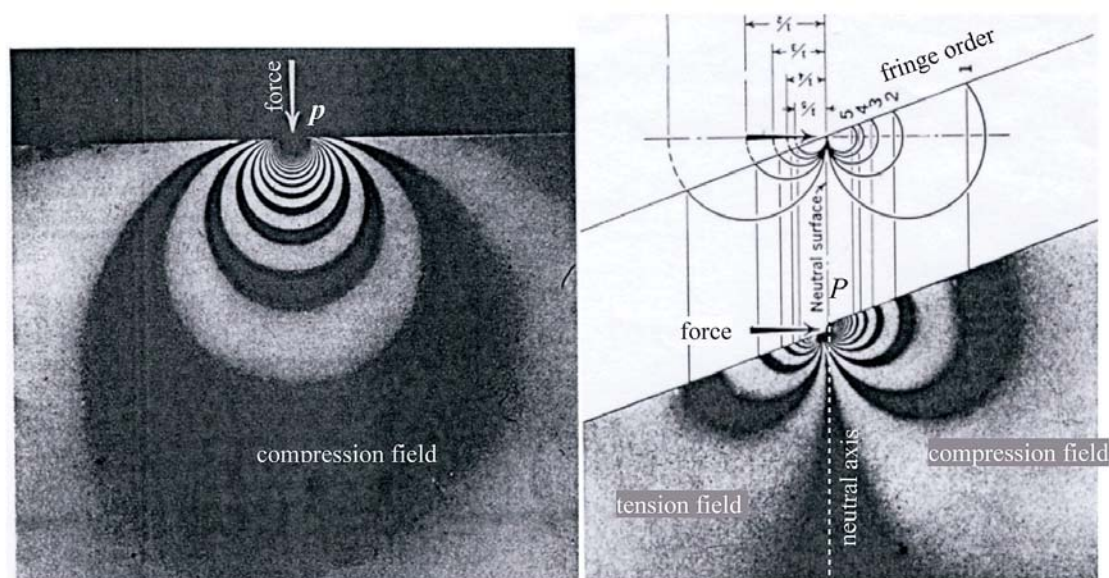


Fig. 1 Conventional photoelastic fringes appear an eccentric laminar rings in accelerated propagation pitch from the point of application by vertical force (left) and oblique force (right) against the semi finite plate surfaces. The oblique force divide in two eclipsed rings of major fringe and minor fringe of the backward of minor area as in tension against the neutral line.

に応用できる。

## 2 実験材料及び方法

本研究では、口腔内で食物のモデルを噛み、そのときの歯形痕と光弾性縞を残せば、臨床咬合力迅速測定の最も有効な方法と考えた。光弾性法における応力凍結法がこれに一番近いことを念頭に置いて材料を選び、咬合力解析に最適且つ明瞭な縞の発現性、凍結性について検討を行った。

表1に本実験で取り上げた光弾性材料を示した。

板材の厚さはいずれも6mmである。ゼラチンディスクは直径30mm, 厚さ10mmとした。凍結温度は60℃と、ガラス転移温度より低い温度で湯煎加熱し、歯痕と縞の凍結性について調べた。

Table 1 Photoelastic food model materials

| food model           | chemical property          | glass-state transition temp. |
|----------------------|----------------------------|------------------------------|
| EVA plate            | Ethylene-Vinyl Acetate     | 80℃                          |
| Hard plate           | cellulose Acetate          | 100℃                         |
| Hard plate           | Epoxy Resin                | 120℃                         |
| silicon rubber block | Poly Methyl Vinyl Siloxane | -                            |
| Disk                 | Gelatin                    | 80℃                          |

図2にはEVA板材を示した。これはマウスガードとして接近衝撃性のスポーツ選手の歯列保護のため歯科で処方するマウスピース材である。

図3には、口腔内に入る大きさにトリミングして全歯列の咬合の歯痕を示した。光弾性縞の観察はこの咬合面全体についてとこれに直交する板断面について行った。そのために圧痕歯列に直角に：(a)、あるいはこれに沿って：(b)のスリット片を切り出してスリット面の残留縞を観察した。

図4左には歯列の一部に咬合させる場合の長い短冊状に切り出してイカ刺し様にした食物モデル、右はこれを3等分してbilletにしたものを示した。

図5にはこの短いbilletの板面を重ねてスリット切断面を咬合面にする3層のブロック状食物モ



Fig.2 EVA plate around in 6mm thick and 100mm square can be purchased as the dental material for the mouth piece as the sport mouth guard.





Fig.3 Slitting the a and b strips from the occlusal food model plates after the freezing the biting fringe and indentation. The slitting section area shows the sagittal biting fringe.



Fig.4 The squid roa fish like strip food model(Left) for the sagittal biting fringe observation slitted from EVA plates of 100mm square and strips were cut into three short billet for laminating food models (Right).

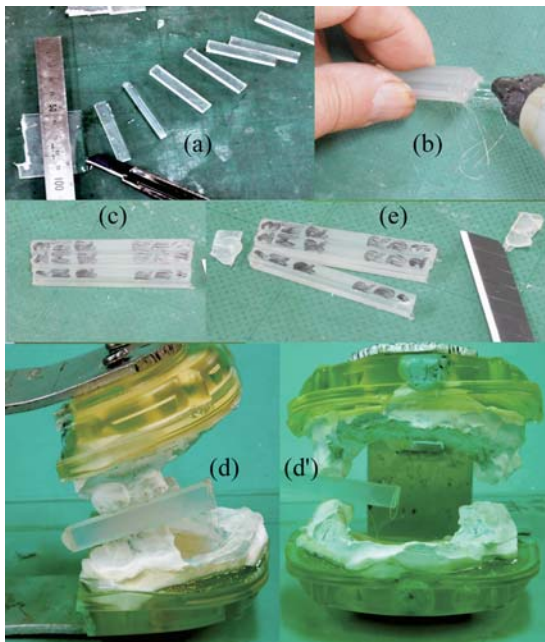


Fig.5 To make a laminating EVA block (a):cut into 3 billetes (b):laminating face to face as the cutting section for biting, (c): adhering at end of three billetes, (d):sagittal observation and (d'):coronal observation, (e): releasing the laminate to observe individual fringes.

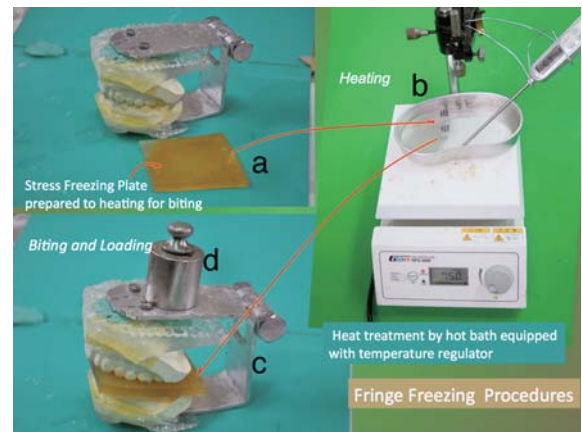


Fig.6 Biting indentation and photoelastic fringe freezing procedure, a:photoelastic food model, b:hot bath for warming up to freezing temperature, c:mandibular model for biting loader d:loading weight

デルの作成手順を示した。(a) : billet に切りだし、(b) : 端面を溶解 EVA 接着、(c) : 積層、(d) : 矢状面内に置いて咬合縞凍結操作、(d') : 前額面内に置いて咬合縞凍結操作、(e) : 層別に観察のために、積層接着端面を切断、切り離し開放の様子である。

図6には凍結法、即ち咬合の歯形痕及び光弾性縞を咬合後も残す手順を示した。図中 a, b, c, d はそれぞれ噛む食物モデルの光弾性材料、モデル材料を温める調節式湯煎器、咬合力を模擬する上下顎の歯列弓石膏モデル、及び負荷のための重錘である。

a を b で湯煎して温め、歯列モデル c 上で d の重錘を載荷し、モデルが空冷し、室温に下がってから除荷し歯形と咬合縞の凍結を完了した。

### 3 実験結果及び考察

図7上には EVA (ethylene vinyl acetate) の6mm 厚さの全上下歯列が同時に噛む広さの板材を咬合面に挿入して、噛み、歯形を凍結したものを示した。この板の面に生じ残留している光弾性縞の観察を行った。

さらに板面観察後に図中の a, b のようにそれぞれ歯列に直交方向と歯列方向の歯形の位置を図7のように切り取ってスリット断面に生じる光弾性縞を観察した。これによって咬合力の前額面及び矢状面の縞観察を行った。この面で観察した縞の多重のリング、または円や楕円の直径や軸によって力の向き、と縞の重なりの数即ち縞次数に

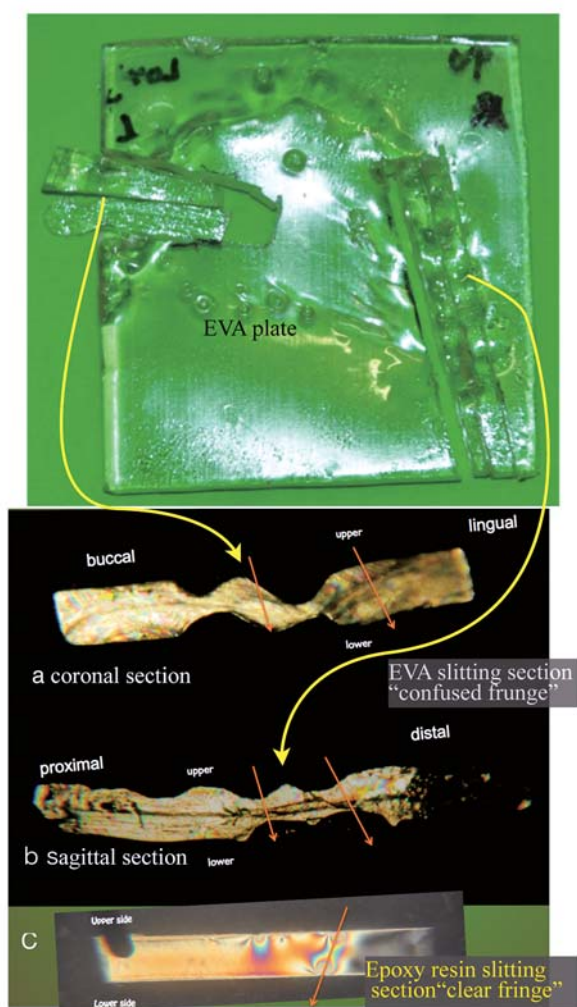


Fig.7 The coronal section:a, and the sagittal section:b fringes by sprited off from EVA occlusal plate after biting as above a, b slittings. These fringes show confusion. The c fringe from epoxy hard plate appears clear but remains a few indentation.

よる力の大きさの解析を行った。しかしながら切断面は、鋭利な刃物で十分に潤滑剤を使ってスリットを注意深く行ったが、現れた縞は非常に不鮮明で、cのエポキシの場合に比べると差は歴然である。EVA材料はスリット時に生じる切断熱応力の影響を避けられない性質であることが判明した。

従って図7下段の上2つのa, bのように咬合力以外の切断熱残留縞が加算されたものとなって、熱影響は咬合力解析を妨げている。このことは下段の3番目のエポキシのスリット断面の非常に明瞭かつ忠実な咬合力縞と比べると歴然としている。一方でエポキシはガラス転移温度の120℃に上げられないので本実験の軟化温度60℃では十分な塑性を望めず、歯形は残らない。

歯形と同時に咬合力による縞を忠実に凍結できるという相反の性質を兼ね備えた材料を見いだすことは今後の課題である。ここでは、スリット時の切断面を上下面として、ここを歯列咬合面とし、前額面、矢状面に含まない方法を採用した。切削熱応力残留層は極く薄く、咬合による残留ひずみの拡散はなく、咬合面内に閉じ込められる。

切断残留縞と咬合力の縞の混合回避法として実験方法では図4、及び5に示した6mm厚さのEVAの板材を短冊に切り出して、切断面を上下の咬合面にして3本重ね、長手の端を熱溶解したEVAで接着し、湯煎し、直後に図中右の臼歯のみ、その他の歯の干渉を除いた石膏歯列モデルの咬合装置で載荷、凍結後、3本重ねを開放し、矢状面と前額面各々3本、計6本を別々に縞観察する方法を採用した。この方法はこの実験結果から新たに工夫したものである。

図8には、EVA板を全歯列で咬合し凍結後の透過型光弾性装置の白色光源で観察した結果を示した光弾性等色縞である。この縞は咬合荷重載荷中に凍結操作によって載荷状態が色縞として残る。歯形の位置に斑点状に並んだ黒くつぶれた点が、即ち、上下歯が咬合時に最接近した位置で、これ囲む歯形位置全体が載荷域である。この黒点の回りを囲んで縞は多重の波紋として歯形を中心にして外に広がる。歯形に近いところは荷重点であるが、光弾性理論にしたがって、波紋間隔は密、遠いところは次第に粗となり、応力値と相関する。波紋の数は、歯形から遠い板縁あるいは板の中央の暗部の力が及ばない部分を応力ゼロとして、図中に示した番号方向に縞の本数を数えて、縞次数(fringe order)とする。これは応力の大きさと比例する。

この縞次数と咬合荷重によって生じた板内応力、光弾性理論上は相当応力(equivalent stress)である。これを板面に生じた全歯列の応力分布と見て良い。図の上部の前切歯域と図下部の臼歯域は縞が密で、次数も大きく応力が高いことを示す。この応力は歯の押し込み圧力に対応する。垂直応力は歯形周辺へ材料の押しのけ圧力となり、EVA板面内の2次元応力状態を惹起し、縞はこれを表している。従って縞次数は咬合面垂直応力に対応したものとなる。歯形面積と縞次数の積が押し込



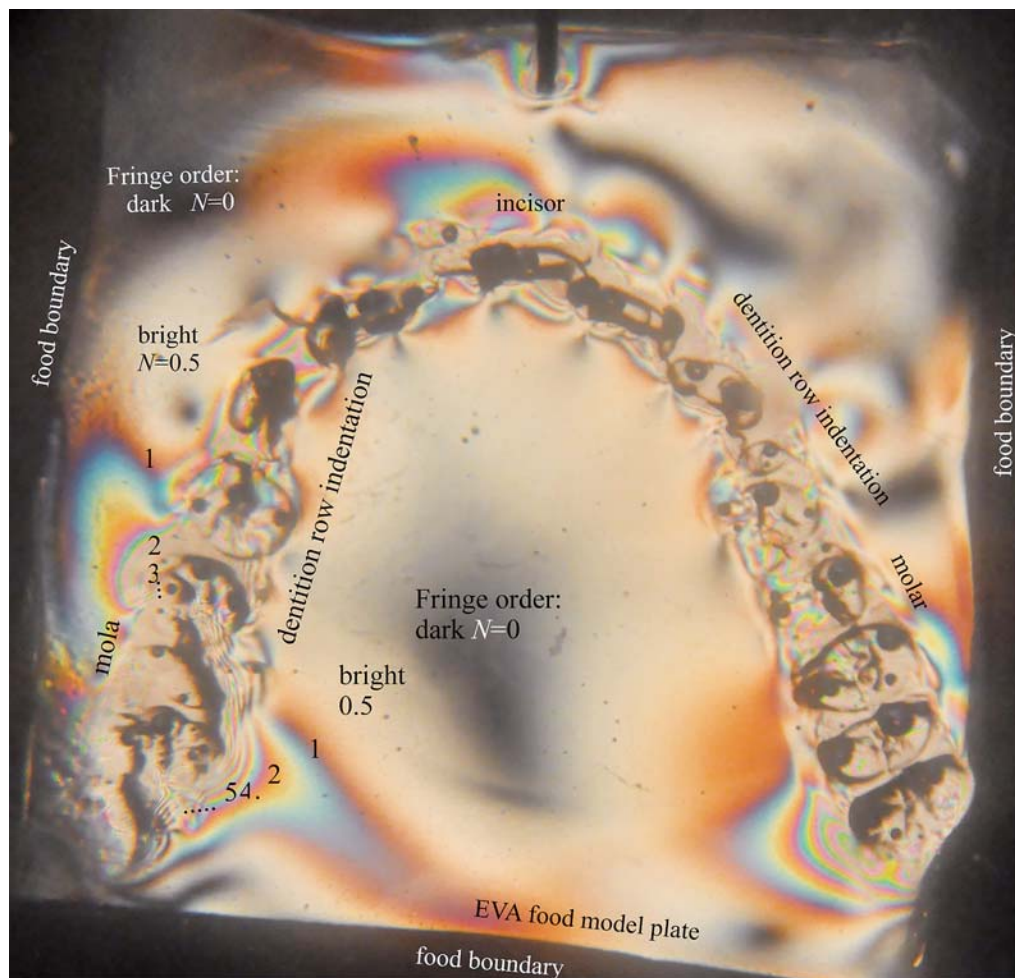


Fig.8 EVA food model plate after biting of upper and lower full tooth row shows a photoelastic isochromatic fringe pattern and tooth indentation. The tooth indentation and fringes can be seen in same time on this occlusal food model plate on the polar ray field. From the incisor area to the molar areas the annular ring style fringe indicates the fringe pitch intensity distribution with the counting manner of fringe order number. The fringe order is proportional as same as the equivalent stress value. So the indentation area's section and the stress value multiple gives whole occlusal plane biting force distribution as to be able to give a visualisation of the quick clinical biting force measurement expected to be needed on dental implantation.

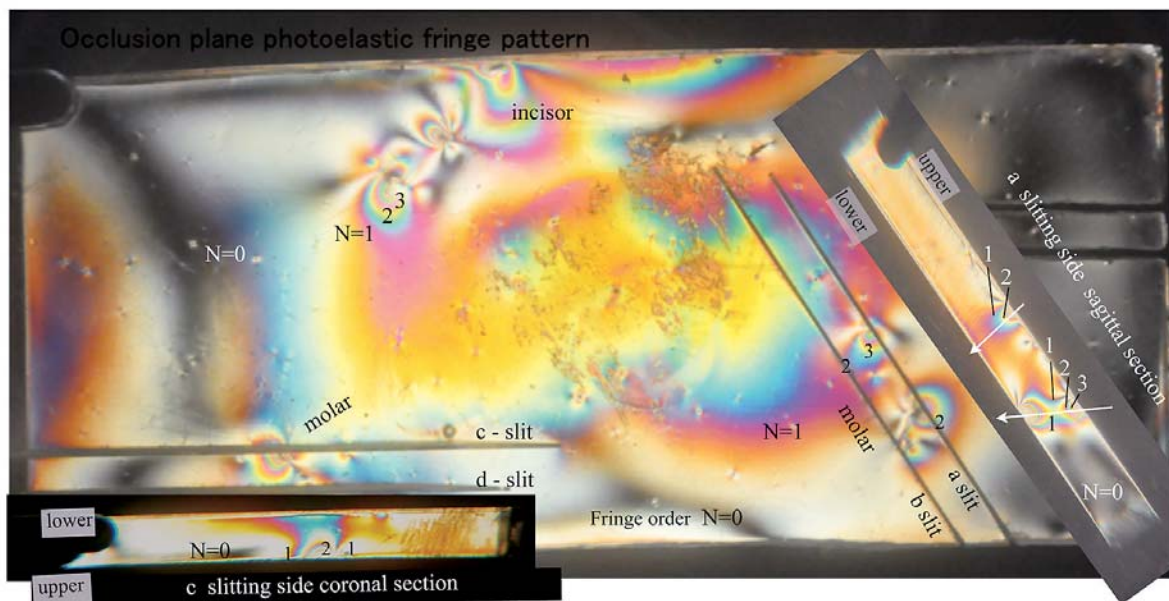


Fig.9 Clear biting fringe freezings of isochromatic lines are shown on the occlusal Epoxy hard plate food model with sagittal and coronal cross sectional fringe patterns of two strips cut-off from the plate by double slitting lines a, b in right hand in sagittal and left hand c, d in coronal cross sectional observation.

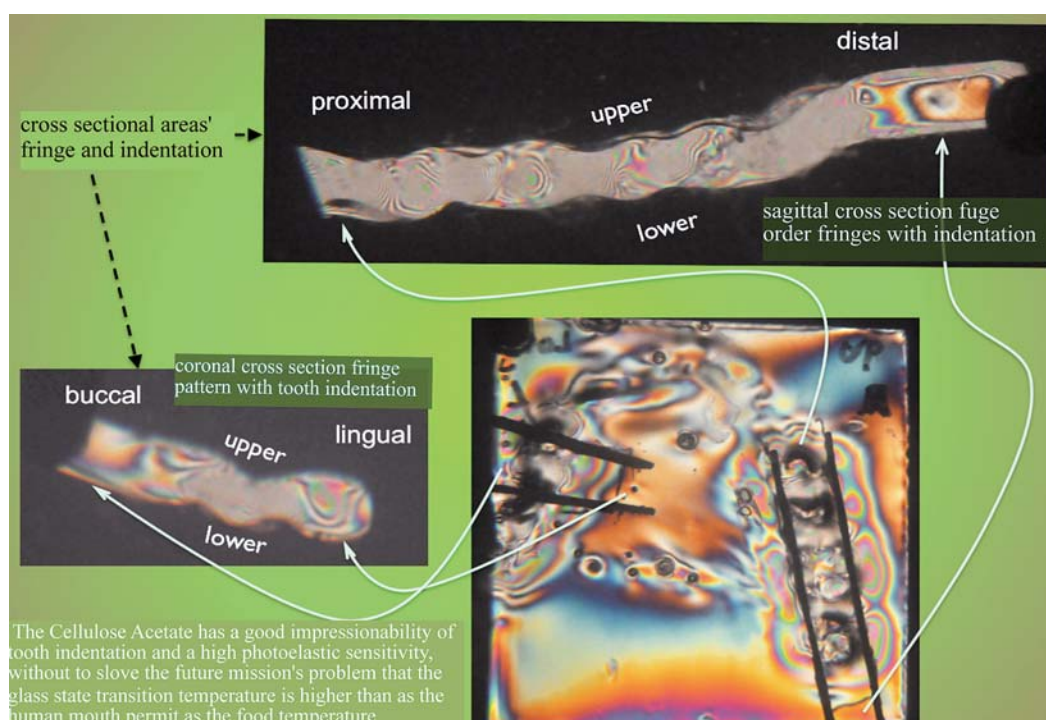


Fig.10 The occlusal Cellulose acetate hard plate food model shows clear biting fringe freezings of isochromatic lines also good biting indentations with sagittal and coronal cross sectional fuge order fringe patterns on two strips cut-off by double slitting lines a, b in right hand in sagittal plane and left hand c, d in coronal plane.

み力であるから縞次数は咬合力の垂直分力と見て良い。縞間隔の密の度合いでどの歯が一番大きな咬合力で噛んでいるかを即座に力を可視化できる。この凍結法は臨床に新しい迅速測定法をもたらし、歯科インプラント治療に有力な力学的指針を提供するものと思われる。

図9はエポキシ樹脂6mm厚さの全歯列の広さの板材を食物モデルとし、60℃に湯煎して石膏歯列モデルによる咬合荷重載荷状態を凍結したものである。歯形は良く残らないが咬合面と垂直矢状面と前額面の等色線縞は、十分潤滑した鋸によるスリット加工の影響はほとんどなく明瞭で、力の向きを容易に決定し、ベクトルの矢を書き込める。歯形瘢痕が良く残っていないのは60℃湯煎が十分な軟化をもたらしていないことを示す。

図10はセルロースアセテートの場合で矢状、額面断面は左と上方に拡大表示した。歯形は残り十分な軟化温度であるが、逆に感度が高くなり縞の数が非常に多く間隔は緻密となって、着力点の見だしが少々困難となっている。

図11にはシリコンゴムを噛んだ場合の矢状面の光弾性写真を示した。縞はわずかに生じるが、不透明さも加わって、咬合力解析に十分な明瞭さと

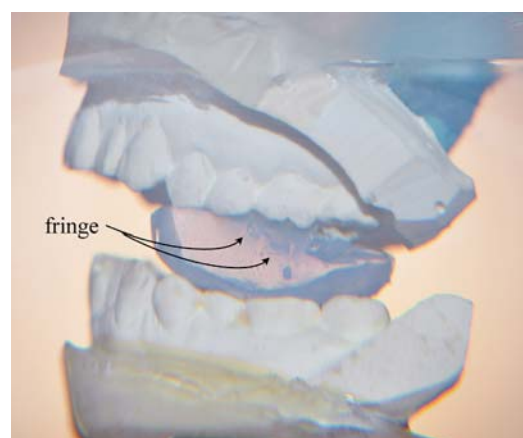


Fig11 Silicon rubber biting fringe appears slightly in sagittal section. Also the unclearness by means of model's opaque and the low photoelastic sensitivity would not be allowed to analyse the biting force.

次数ではない。加熱は歯形を残す塑性に至らなかった。しかしシリコンゴムの自由成形性、手軽さ、切断熱影響がない点は、検討余地を持つ。

図12には凍結によらないで、バージン EVA 素材板から図4左のように切り出した短冊食物モデルで、性状と形状共にイカ刺しに似て、包丁の通った切断面に左歯列をあてがって噛んで、矢状面に生じた等色線を示した。切り出しの熱応力の影響は矢状面に直交した短冊上下縁の歯形荷重面



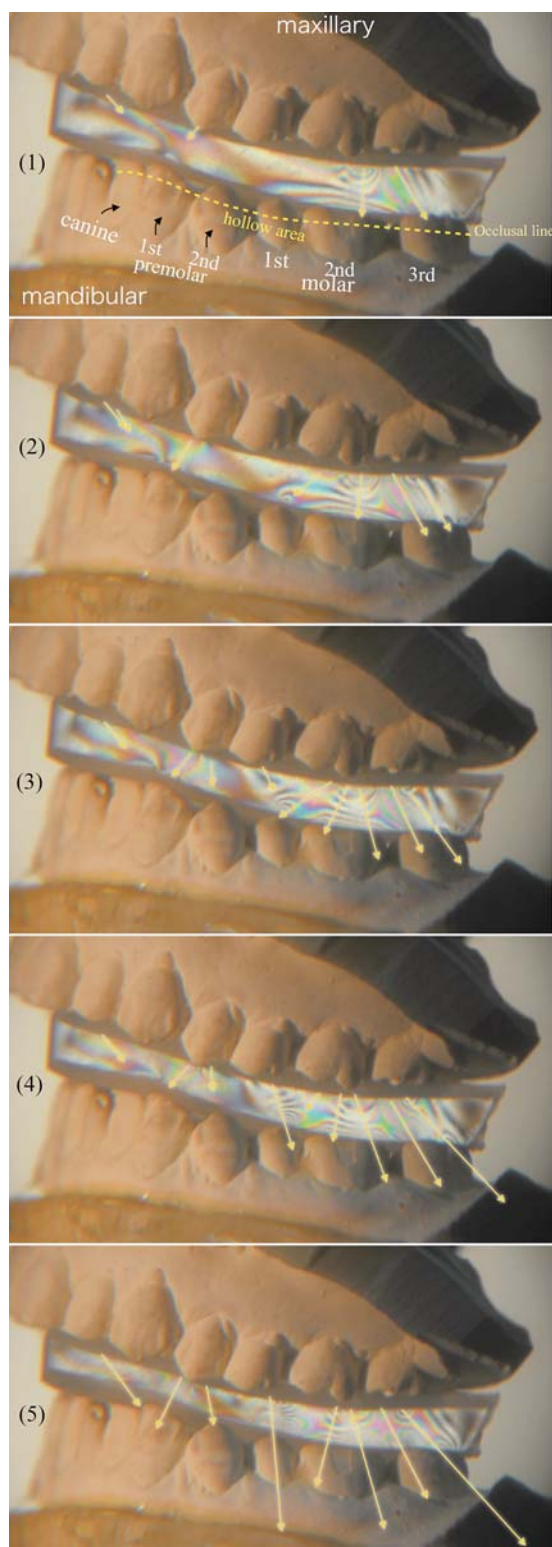


Fig. 12 Sagittal EVA strip food model as like as the thick raw fish of the cuttlefish shows biting fringes changing during the biting load increasing as from above photo (1) to inferior frames (2) (3) (4) (5). This frames' column can explain the each tooth biting load transformation of the dentition row's force activity on the mouth closing motion by means of jaw joint. When in low biting load state as in the initial frame (1) the maxillary and mandibular second premolars cause no fringe. With the load increasing these premolars so become to share the biting force as to be gathering the fringes. On the other hand the canine and the molars especially at the third molars are gathering more fringes so to share the proper biting force.

内に留まっている。咬合力の载荷は健常者の歯形印象鋳型から作成した歯列石膏モデルで行った。

図中番 (1) ~ (5) の順に咬合荷重を増大させた。荷重増大で縞次数は増えている。縞の理論に従って咬合力を解析し、上顎各歯の着力点を始点とするベクトルで示した。歯列各歯が受け持つ力の変化をベクトルの変化で知ることができる。(1), (2) では直線的な食物の場合、第2小白歯は咬合力を受け持たず、噛む力が増えて、(1) に示す歯列咬合面線 (occlusal line) の凹み部分 (hollow area) になじんでから力は増大し、方向の変化は第2小白歯の力請負いが途中から始まるため、近辺では咬合力方向変化が見られる。最初から最後まで、力を受け持つのは犬歯、第2臼歯及び、第3臼歯である。臼歯の受け持ち咬合力は特に大きいことが分かる。

以上は固有歯形とこの食物形状に限定される2次元解析である。荷重値と縞次数との間の校正がなくとも、ベクトルの大きさは縞次数に比例させているので、各歯牙の咬合力の大きさ、向きを画像のみで個人固有のものであっても咬合力を可視化して記録でき、治療の方針の資料となる。

図13は図12の場合の荷重過程とは、第2小白歯と、第1大臼歯の部分で異なる。これは咬合運動のわずかな、微妙な変化を敏感に捉えていることを示している。従って、この方法を行うときにはあらゆる顎の咀嚼運動、例えば上顎、下顎の横ずれによるすりつぶし運動などに応じた縞の静止画をまたは動画を撮ることで、これらの違いを考慮に入れた上での咬合力の変化範囲をすべて把握できる。凍結しない光弾性食物モデル法の大きな利点と云える。歯牙を含めた縞の動画が広い範囲の咬合力の様子を集めて記述する一方で、凍結法は静止画を得ることと同等となる。

従って図13の静止画は、たまたま第1臼歯が咬合荷重を受け持たない一瞬の写真である。これは第2小白歯が第1大臼歯よりも大きい身体特性のため、両者間の荷重負担が変化し易く、その偏りが咀嚼運動に応じ微妙に選択されるためと考えられる。動画は咬合運動による荷重負担変化に応じた咬合縞が全ての迅速解析に適應できる利点を持つ。

有限要素法 (FEM) による歯根の応力解析は咬合力の方向と大きさ、境界条件を仮定して解析



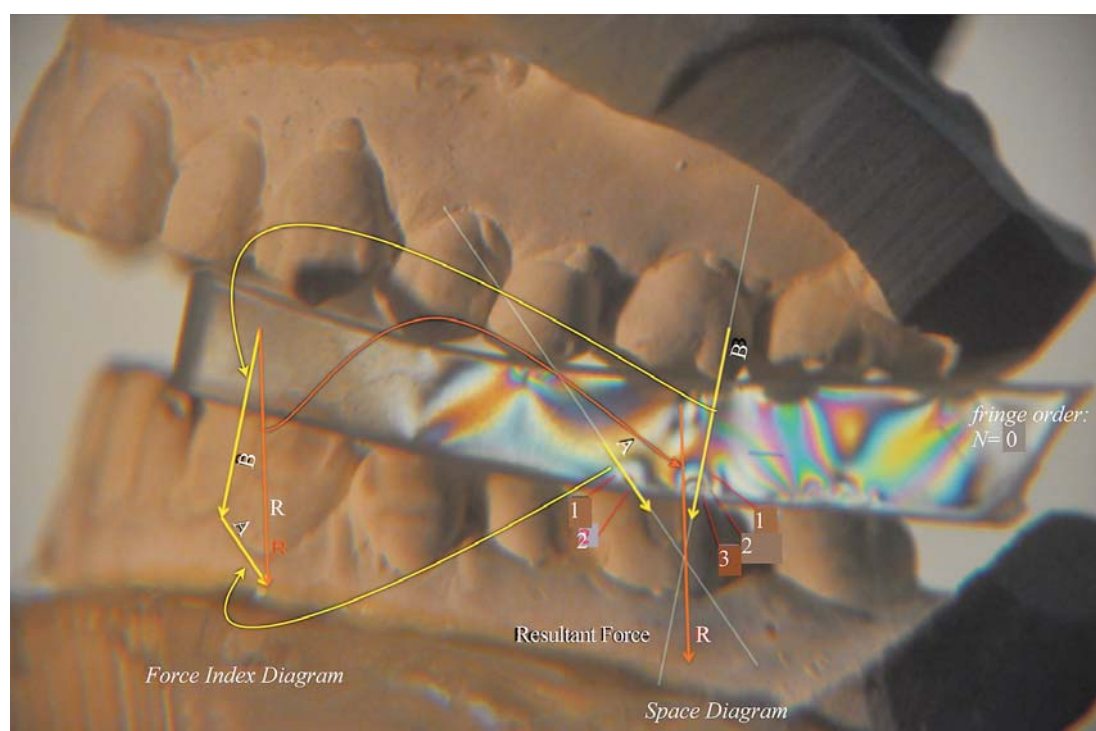


Fig 13 Two dimensional biting forces A, B are composed on the 2nd mandibular molar as the resultant force:R. The force components A, and B's magnitude the vector arrow length are measured by the number of visible fringe order the force application line across the eccentric laminer ellipsoid fringes. Finally the resultant force were found in its magnitude and the angle in force index diagram so closing two vectors conjugation as to polygon, and the point of passing through by the crossing point of A and B vector at the space diagram. No fringe acts on the mandibular 1st molar and the 2nd premolar gains small fringe in order one or more. This fringe patterns are little different from above fringes at premolar and molar area as shown in Fig. 12. This difference means some stream turbulence of force shearing at these area. The reason is seemed to be by a physical particularity that the 2nd premolar is larger than the 1st molar. This squid raw fish like food model method can explain any case biting force activity even in private physical details.

を進めるために、一様でない個人別の咬合力を境界条件に入れた個別解析は難しい。将来この食物モデル光弾性法が先行するハイブリッド解析法とすれば、FEMの数値解析の迅速性が臨床に有益な迅速性とビジュアル化をもたらすものとなる。

#### 4.1 2次元咬合力解析

図13には等色縞を用いて、力の解析を行った結果を示した。力解析は第2大臼歯1本についておこなう。図中の下顎第2大臼歯には、左右2群の縞がある。従って、この大臼歯は2つの方向から力を受けている。左側の縞は作用線Aを辿ると、上顎第1大臼歯から発した力である。また左側の力はB作用線を辿ると、直上の上顎第2大臼歯の右側、即ち、遠心咬合面から発した力であることが分かる。これらの力を作用線が横切る縞の次数に比例した長さのベクトル矢印として表記する。作用線が縞をよぎる次数に従って、Aの長さは2、Bの長さは3であるからその長さの2つのベクトル

を求めて、そこから図式的に合力を求める。

示力図 (Force Indicating Diagram) にA, Bベクトルを平行移動して1つ矢印の終点に次の矢印の始点を繋いで、できた矢印の多角形の最後の一边、この場合は三角形であるが、足りない辺を繋ぎ初めのベクトルの始点から最後に繋いだベクトルの終点へ向けて閉じる辺として矢印を描くと、これが合力となる。このとき大きさと角度が決定される。この合力をRで表す。Rは示力図から平行移動して、A, Bとは逆にスペース図 (Space diagram) に平行移動して、実際にA, B分力の交点を通り過ぎて描くと、この矢印は、下顎第2大臼歯が支えるの咬合力の合力方向、大きさ、位置を求めたこととなる。インプラント術における歯根のネジ方向はこの合力の方向と一致させなければならない。

しかしながら、このEVAイカ刺し様食物モデル法による力解析は2次元に留まる。EVA板から短冊に切り出した切断面は大臼歯の咬合面幅より

狭いので大白歯の全咬頭の力の情報とはいえない。

#### 4.2 3次元咬合力解析の試み, 評価

図14は, 図4に述べた製作方法による EVA 短冊を3層に重ね大白歯の噛む面が統べて接触できる幅広のブロック状の食物モデルを2個用いて図中左の矢状面および右の前額面の面内にそれぞれ置いて3次元咬合力の合力解析を行った。ブロックは第2, 第3大白歯のみを持つ石膏歯列で咬合荷重を載荷, 凍結, 除荷後, EVA 積層食物モデルを単層に解体し, 各単層毎の凍結縞を観察した。

図15にはその結果を示す。左の矢状面は上から下に舌側から頬側を, 右は前額面の遠心から近心を示した。ベクトル長さの縞次数に比例したもので, 図15の左と右では矢印を表示を図の範囲内に収めるためにベクトルの長さで次数の比例定数を違えている。従って同じ次数のベクトルでも図15左より右が大きくなる。

3つ重ねブロックの場合と個別短冊を上中下3段に展開した場合とでは縞の様子が多少異なる。ブロックの縞は単板の縞が加算した結果とも云える。解析したベクトルもブロックと単板の間で異なり, 単板と単板の間でも異なる。

また, 左の矢状面の上段の左から右への **a, b** は第3大白歯の **c, d** は第2大白歯のそれぞれ上顎の遠心, と近心の咬頭位置であるので, これと中段に関連性があるものは **a'** のみである。**a** と **a'** の関連は強く, 1つの咬頭が舌側から頬側中層にかけた位置にあってどちらかという頬側中層での支承力が大きく対応することを示している。**a, b, c, d** いずれも下縁にはほぼ同じ次数の対応点がある。これは下顎第3, 第2大白歯咬頭の対応である。

下顎中段即ち中層の **e** は舌側に関連性がなく, 別の頬側の咬頭が別に支承することを示す。対応した下顎側受け止めの縞も低い次数で見られる。縞は同じ単板内の上縁から広がり始まりほぼ直下の下縁で収束し, 上下で対応しているが, これは偶然のことで, 咬頭位置と積層位置の関係により変化することも考えられる。

また, 第3大白歯では遠心, 第2大白歯では近心の舌側の咬頭が高い縞次となって大きな咬合力を担っていることが分かる。これは大白歯咬合面の凹凸形状によるものか, 食物モデルの短冊形状に

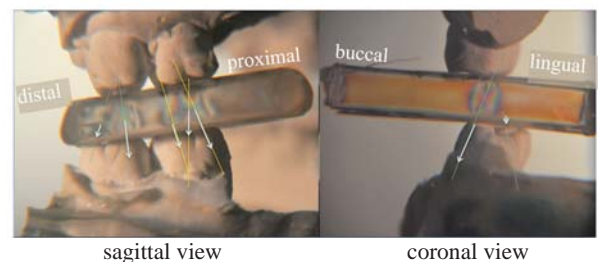


Fig 14 Molars biting fringes were frozen on the block by three laminar EVA stripes of cuttlefish's roe fish like food model in sagittal and coronal cross sectional areas. The fringes explain biting force components as shown along the fringe ellipse axis as the designated arrows, which were analyzed from the ellipsoid fringe ring's number counted as the fringe order.

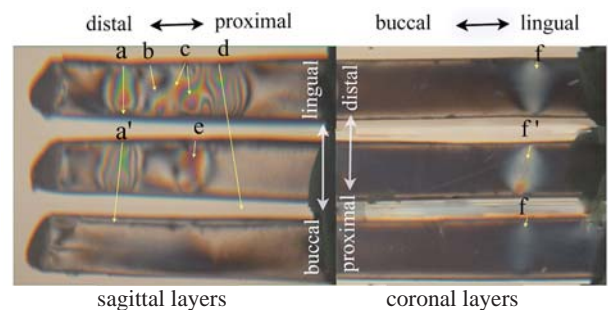


Fig 15 The fringes remain on each three EVA strip type layer elements divided from laminar food model block as like as cuttlefish's roe fish. Which were put in the sagittal plane and the coronal plane. Also the fringes explain biting force components in vector arrows analyzed from the ellipsoid fringe ring's number counted as the fringe order.

よるものか, 説明は今後の課題である。また, 下段即ち頬側のそれぞれの咬頭による縞が **e** の部分のみわずかにあって, 他は皆無であることは, 咬合面に対して十分に広い食物モデルでも接触しない咬合面があることを示す。これは大白歯の本来機能か, または食物形状によるものか, あるいは載荷方法で, 片側咬合で行ったため左右の偏りないし上顎と下顎の水平のずれ, 即ちすりつぶしせん断運動に依るかの見極めも今後の課題となる。

図15右の前額面第2大白歯の咬合縞とその解析のベクトルを示した。縞は多層楕円縞が上縁から下縁に及んで, 次数は低い。次数の低さは測定中に凍結が開放されたためと考えられる。しかしこの低い縞でも頬側, の遠心咬頭がわずか, 近心咬頭が比較的大きく咬合力を発揮して, 他の咬頭は関与していないことを示している。この2咬頭の区別はベクトルの方向が異なることから弁別できる。これは矢状面の解析で第2大白歯の場合の近



心舌側が最大の咬合力を示したことと符合する。しかしながら、上の図14の場合のEVAブロックの縞では上顎舌側咬頭から下顎頬側咬頭に渡って咬合力が働くことを示している。この前額面の荷重状態が矢状面でも同一と言えるかは、それぞれ個別のブロック状食物モデルを用いているので、単純に1つの咬頭での前額面ベクトルと矢状面ベクトルの合成による咬合力の大きさと方向を求めることは、荷重状態の同一性と時間同時性がまだ確立していないのでできない。

## 5 今後の課題と手法の方向性

ブロック状の幅広い咬合面を持つ食物モデルによる縞解析から初めて、臼歯の咬頭各部の3次元に近い咬合力が得られる。大臼歯咬合面上の4つの丘、しかし咬頭の各々の発揮する咬合力の3次元合力を正確に求めるためには積層誤差を解決しなければならない。それは前額面内では積層の方向が矢状面方向となりブロック積層では、飽くまでも2.5次元に留まる。

図16にはゼラチンディスク一個の食物モデルで同一性の確保して測定する方法を示した。歯形を載荷して得られた矢状面、前額面の咬合縞を上下に示した。

これによって、载荷の同一性が確保される。上下顎骨の咀嚼運動のあらゆる状態に応じた咬合を縞の動画像を臨床の患者さんの口腔内から即座に得られ、その数ある合力の最も頻繁な合力方向を求めることも可能となる。その際は有限要素手法による電算処理が必要になるものと思われる。また口腔内歯牙間比較は、荷重値とのキャリブレーションなしで縞次数に比例したベクトルの長さで咬合力比較ができる。これだけで合力の方向と位置を決定でき、インプラントネジ埋入位置、方向を決定できる。ネジの直径を決定する際の強度見積もりには荷重値と縞次数、及び凍結温度とモデル光弾性材のヤング率低下の関係を求める必要がある。

このような光弾性縞の360度のスキャン画像にcomputer tomographyの手法を応用すれば、3次元空間ボクセルに縞の色彩と明暗のデータを配置することができる。3次元光弾性縞の再構築で、咬合縞は球面縞となることが推定できる。歯科臨床

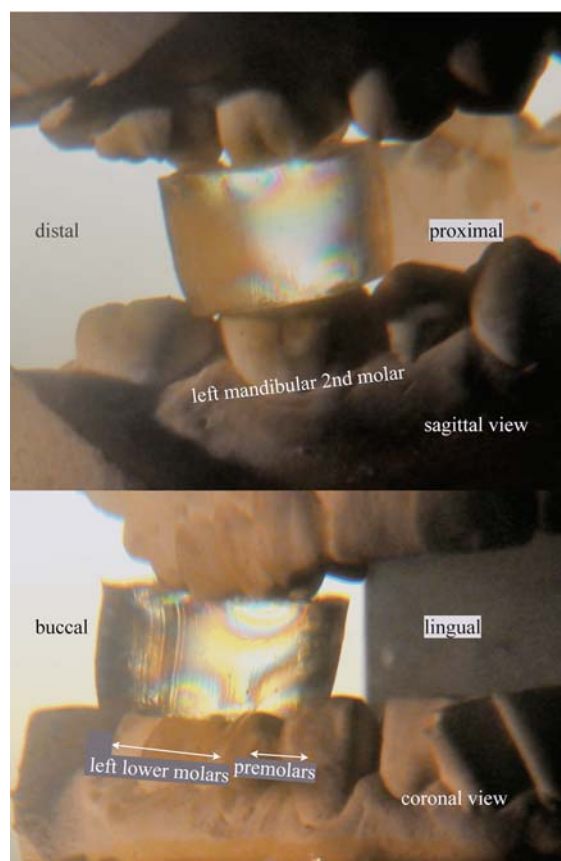


Fig.16 One Gelatine disk food model show biting fringe at sagittal view (upper) and coronal view (lower), at the simultaneous time in one biting load level.

By this unity of one load and one biting on one food model, the all around disk scanning fringe views not only sagittal nor coronal view would be useful for a computer tomography(CT) if allow to use visible light source. The CT could mathematically reconstruct three dimensional fringes' color and brightness data on each pikcells in the disk space. In the future the reconstructed fringe patterns' hybrid analysis with the finite element method would give the accurate measurement against the three dimensional biting force as the most probable direction and point of application.

にてこの球面の直径方向を探し、時間を要す従来法の散乱光法やスライス法なしに、迅速に咬合力を見いだすことができる。

## 6 結論

本論実験範囲内で以下の4点を明らかにした。

- 1 EVAは有用な食物モデルである。
- 2 光弾性縞から咬合力の解析が可能である。
- 3 ディスク食物モデルは3次元咬合力解析の可能性を持つ。
- 4 有限要素法、CTとのハイブリッド化の必要性がある。

## 参考文献

- 1) L. Linder, Å. Carlsson, L. Marsal, L. M. Bjursten, P. I. Brånemark :Clinical Aspect of Osseointegration in Joint Replacement -A Histological Study of Titanium Implant  
*J.Bone Joint Surg.[Br]* 1988; 70B; pp 550-5,
- 2) Ma Angeles Sánchez Garcés, Jaume Escoda-Francolí and Gay-Escoda Implant complications at Chapter 17 in Implant Dentistry The Most Promising Discipline of Dentistry edited by Ilser Turkyilmaz, 2011, pp 369-396,
- 3) Karl M et al., Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations; strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. 2009, *Euro J Prosthodont Restor Dent.* 17(2), pp. 50-7
- 4) Assuncao WG et al, Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology 2009, *J Craniofac Surg.* 20(4), pp. 1173-7
- 5) Max Mark Frocht Photoelasticity vol. II 1948 pp41-51 John Wiley & Sons.