

〔Mini Review〕

DLC成膜ブラケットの特性と臨床応用

六車 武史, 飯嶋 雅弘, 溝口 到

北海道医療大学歯学部口腔構造・機能発育学系歯科矯正学分野

Property and clinical application of DLC coating bracket

Takeshi MUGURUMA, Masahiro IJIMA and Itaru MIZOGUCHI

Division of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Department of Oral Growth and Development,
School of Dentistry, Health Sciences University of Hokkaido

1. DLC膜について

矯正治療に用いるマルチブラケット装置はブラケットを歯面に接着し、矯正用ワイヤーを介して三次元的な歯の移動を行う装置である。矯正用ワイヤーやブラケットを構成する合金にはNi, Ti, Mo, Zr, Fe, Cr, Coなどが含まれており（湯浅ら, 2004）、口腔内の唾液や食渣が存在する環境で腐食することにより金属イオンが溶出することが考えられる。また矯正治療では、矯正用ワイヤーやブラケット等の異種金属が口腔内に存在することから、ガルバニック電流が生じることが考えられ、矯正用ワイヤーやブラケットの局所から高濃度の金属イオンが溶出する可能性がある。溶出金属イオンがタンパク質と結合し抗原となった場合、抗原抗体反応により金属アレルギーの原因となり、湿疹、口内炎、腫脹、扁平苔癬、掌握膿疱症などを引き起こす可能性がある（Johansson et al., 1986）。

DLC（Diamond-like carbon）膜は、AisenbergとChabot（1971）により報告されたダイヤモンドと類似した炭素系の被膜であり、優れた摩擦特性や耐摩耗性を発揮することから、工学分野において広く用いられている（太刀川ら, 2005）。DLC膜は、生体親和性にも優れることが証明されている（Lappalainen et al., 1998 ; Santavirta et al., 1999）。これにより、医療分野、特に整形外科領域では人工関節（Kawalec et al., 1998 ; Cook et al., 1999）に応用され、循環器系では、血液適合性や耐久性を活かし人工心臓弁（Gott et al., 2003）、さらに人工血管やステント（Gutensohn et al., 2000 ; Schaefer et al., 2004）に

応用されている。歯科領域では、デンタルインプラントへの応用（Kim et al., 2005）が検討されている。

2. DLC膜の矯正用ブラケット／ワイヤーへの応用

これまで我々は、矯正用ワイヤーとブラケットについてプラズマイオン成膜法（PEKURIS-HI, 栗田製作所）によりDLC成膜を試み、その摩擦特性について調べた（Muguruma et al., 2011 ; Muguruma et al., 2013）。それらに関連する結果を以下に紹介する。図1にはDLC成膜後の矯正用ワイヤーとブラケットのSEM像を示す。ワイヤー表面には約0.5 μmのDLC層が、ブラケットの表面には約1 μmのDLC層が認められる。これらのDLC層についてナノインデンテーション試験を行い、機械的特性を調べた（表1, 2）。各試料に成膜したDLC層の硬さ

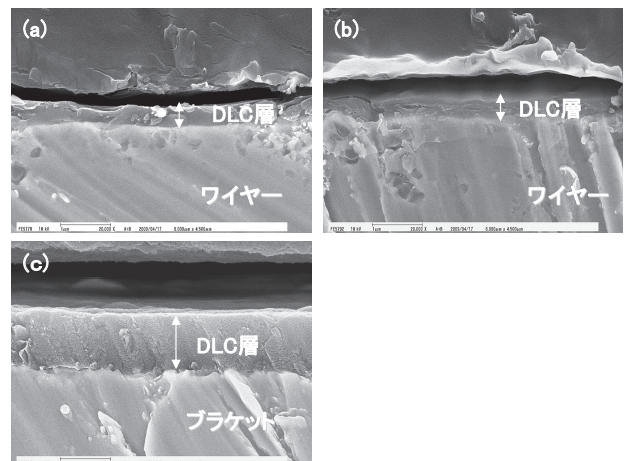


図1 DLC成膜後のSEM像。

(a) NiTi合金ワイヤー, (b) SSワイヤー, (c) ブラケット

受付：平成25年1月8日 受理：平成25年4月30日

表1 ワイヤー表面の硬さ

Wire	計測項目	未処理		DLC成膜		P value
		Mean	SD	Mean	SD	
SS	押し込み深さ (nm)	157.4	6.2	146.8	5.0	0.001
	硬さ (GPa)	11.6	1.0	17.6	1.7	0.000
	弾性係数 (GPa)	277.4	16.3	194.4	9.1	0.000
NiTi	押し込み深さ (nm)	253.1	13.2	215.3	4.4	0.000
	硬さ (GPa)	4.7	0.6	9.1	0.5	0.000
	弾性係数 (GPa)	82.9	6.2	74.9	2.8	0.002

表2 ブラケットのウイング表面とスロット内面の硬さ

部位	計測項目	未処理		DLC成膜		P value
		Mean	SD	Mean	SD	
ウイング表面	押し込み深さ (nm)	302.9	12.1	199.9	6.6	0.000
	硬さ (GPa)	5.0	0.4	18.9	1.0	0.000
	弾性係数 (GPa)	229.7	13.5	155.7	19.3	0.000
スロット内面	押し込み深さ (nm)	427.5	10.6	354.6	15.8	0.000
	硬さ (GPa)	2.4	0.1	6.7	0.6	0.000
	弾性係数 (GPa)	158.6	6.4	45.0	4.5	0.000

値は、ワイヤーの種別、ブラケットの部位を問わず未処理の試料と比べ、有意に高い硬さを示した。硬さの向上によりブラケットとワイヤー間のバインディング効果の改善により摩擦特性が向上することが予測された。一方、弾性係数は、未処理の試料に比べDLC成膜試料で有意に低い値を示した。これはDLC膜がある程度の変形に対しても元に戻るから、繰り返される摩擦に対して耐久性を有していることが考えられる。

摩擦特性を調べるために、DLC成膜を施したワイヤーと未処理のワイヤーを用いて、ブラケットに10°のアンギュレーションを加えたときの静摩擦力を計測した(表3)。未処理のワイヤーに比べDLC成膜ワイヤーで低い摩擦力を示したが、一部で統計学的に有意な違いが認められなかった。また、DLC成膜を施したブラケットと未処理のブラケットを用いて静摩擦力と動摩擦力を求めた(表4)。DLC成膜ブラケットは、動摩擦力に関しては未処理ブラケットと比較して有意に低い値を示したが、静摩擦力については差はなかった。

3. DLC成膜の生体為害性の評価

DLC成膜ブラケットの生体為害性を評価するために、インフォームドコンセントの得られた20歳6か月の女性を対象にした。試料には、DLC成膜ブラケットと未処理のブラケットを用い、評価期間はブラケット装着後8週間とした。評価項目は、ブラケットに接する粘膜の発赤の有無、擦過創および水疱形成を調査した。その結果、ブラケットに接する粘膜は、試験期間を通して発赤など

表3 3種類のブラケットにおける静摩擦試験

ブラケットの種類	ワイヤーサイズ	摩擦力 (gf)				P value
		未処理		DLC成膜		
		Mean	SD	Mean	SD	
	.016"	54.6	14.1	31.6	5.8	0.001
	.018"	139.2	40.7	110.9	15.9	0.063
Damon Q	.019" × .025"	298.0	45.8	254.4	37.2	0.019
	.016"	41.3	11.8	26.0	3.6	0.000
In-Ovation	.018"	117.5	43.6	88.2	11.4	0.063
	.019" × .025"	235.0	41.8	187.9	22.1	0.002
Victory	.016"	191.5	30.2	114.0	14.5	0.000
	.018"	211.1	29.6	182.8	22.5	0.043
	.019" × .025"	353.8	68.6	336.0	43.0	0.739

.016"はNiTi合金, .018"と.019" × .025"はステンレススチール

表4 DLC成膜ブラケットと未処理のブラケットの静摩擦力と動摩擦力の比較

摩擦の種類	ワイヤーサイズ	摩擦力 (gf)				P value
		未処理		DLC成膜		
		Mean	SD	Mean	SD	
静摩擦力	.018"	118.0	16.0	112.9	9.3	0.763
	.017" × .025"	152.5	12.9	168.0	20.4	0.082
動摩擦力	.018"	158.6	9.5	109.2	4.2	0.000
	.017" × .025"	160.6	12.6	114.8	15.5	0.000

ワイヤーはステンレススチール

の炎症所見、擦過創および水疱形成などは認められなかった(表5, 図2, 3)。これらのことから、DLC成膜ブラケットは未処理のブラケットと比較しても、粘膜に対する影響に差はなく、生体への為害性はなく、安全性に支障のないことが示唆された。今後は、低摩擦特性が有利に働く力系(スライディングメカニクス)について検討する予定である。

なお、本研究は北海道医療大学歯学部・大学院歯学研究所倫理委員会の承認(受付番号第79号)を得ている。

参考文献

- Aisenberg S and Chabot R. Ion-beam deposition of thin films of diamondlike carbon. *J Appl Phys* 1971 ; 42 : 2953-2958.
- Cook SD, Beckenbaugh RD, Redondo J, Popich LS, Klawitter JJ and Linscheid RL. Longterm follow-up of pyrolytic carbon metacarpophalangeal implants. *J Bone Joint Surg* 1999 ; 81A : 635-648.
- Gott VL, Alejo DE and Cameron DE. Mechanical heart valves : 50 years of evolution. *Ann Thorac Surg* 2003 ; 76 : S2230-2239.
- Gutensohn K, Beythien C, Bau J, Fenner T, Grewe P, Koester R Padmanaban K and Kuehnl P. In vitro analysis

表5 ブラケットに接する頬粘膜の評価

	部位	装着前	装着後 30分	装着後 4週	装着後 8週
発赤	5]	-	-	-	-
	4]	-	-	-	-
	4	-	-	-	-
	5]	-	-	-	-
擦過創	5]	-	-	-	-
	4]	-	-	-	-
	4	-	-	-	-
	5]	-	-	-	-
水疱形成	5]	-	-	-	-
	4]	-	-	-	-
	4	-	-	-	-
	5]	-	-	-	-

5] : DLC成膜ブラケット、4] : 未処理のブラケット



図2 装着前から装着後8週までの口腔内写真。(a) 装置装着前、(b) 装着後30分、(c) 装着後4週、(d) 装着後8週、上顎第一小臼歯は未処理のブラケット、第二小臼歯はDLC成膜ブラケット

of diamond-like carbon coated stents : Reduction of metal ion release, platelet activation, and thrombogenicity. *Thromb Res* 2000 ; 99 : 577-585.

Johansson BI, Stenman E and Bergman M. Clinical registration of charge transfer between dental metallic materials in patients with disorders and/or discomfort allegedly caused by corrosion. *Scand J Dent Res* 1986 ; 94 : 357-363.

Kawalec JS, Hetherington VJ, Melillo TC and Corbin N. Evaluation of fibrocartilage regeneration and bone response at full-thickness cartilage defects in articulation

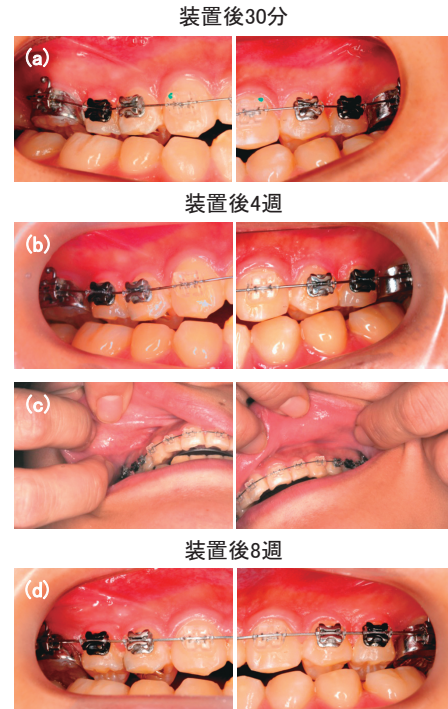


図3 装置装着後のブラケット部の拡大写真。(a) 装着後30分、(b) 装着後4週、(c) ブラケットに接する粘膜、(d) 装着後8週

with pyrolytic carbon or cobalt-chromium alloy hemiarthroplasties. *J Biomed Mater Res* 1998 ; 41 : 534-540.

Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR and Lee SS. An abutment screw loosening study of a diamond like carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil* 2005 ; 32 : 346-350.

Lappalainen R, Anttila A and Heinonen H. Diamond coated total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res* 1998 ; 352 : 118-127.

Muguruma T, Iijima M, Brantley WA and Mizoguchi I. Effects of a diamond-like carbon coating on the frictional properties of orthodontic wires. *Angle Orthod* 2011 ; 81 : 143-150.

Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Nakagaki S, Endo K and Mizoguchi I. Frictional and mechanical properties of diamond-like carbon-coated orthodontic brackets. *Eur J Orthod* 2013 ; 35 : 216-222.

Santavirta S, Lappalainen R, Pekko P, Anttila A and Kontinen YT. The counterface, surface smoothness, tolerances, and coating in total joint prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1999 ; 369 : 92-102.

Schaefer O, Lohrmann C, Winterer J, Kotter E and Langer M. Endovascular treatment of superficial femoral artery occlusive disease with stents coated with diamond-like carbon. *Clin Radiol* 2004 ; 59 : 1128-1131.

太刀川英男, 森広行, 中西和之, 長谷川英雄, 舟木義

行. Si含有ダイヤモンドライクカーボンによる高性能
トライボコーティング技術の開発. まてりあ 2005 ;
44 : 245-247.

湯浅壽大, 遠藤一彦, 飯嶋雅弘, 米倉康之, 大野弘
機, 溝口到. 矯正用金属製装置の異種金属接触腐食挙
動に関する研究—生理食塩水中における腐食電位の測
定—. 東日本歯誌 2004 ; 23 : 223-235.



六車 武史

北海道医療大学歯学部口腔構造・機能発育学系歯科矯正学分野

1996 北海道医療大学歯学部卒業
1996-1997 北海道医療大学歯学部附属病院 卒後研修医
1997-2001 北海道医療大学歯学部附属病院 病院助手
2001-2007 北海道医療大学歯学部歯科矯正学講座 助手
2007- 北海道医療大学歯学部口腔構造・機能発育学系歯科矯正学分野 助教