慶應義塾大学学術情報リポジトリ
Keio Associated Repository of Academic resouces

Title	尺骨の短縮が遠位橈尺関節の安定性および圧に与える影響
Sub Title	
Author	西脇, 正夫(Nishiwaki, Masao) 戸山, 芳昭(Toyama, Yoshiaki)
Publisher	慶應医学会
Publication year	2009
Jtitle	慶應医学 (Journal of the Keio Medical Society). Vol.85, No.2 (2009. 4) ,p.T23- T36
JaLC DOI	
Abstract	
Notes	学位論文
Genre	Journal Article
URL	https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=AN00069296-20090400-0231

慶應義塾大学学術情報リポジトリ(KOARA)に掲載されているコンテンツの著作権は、それぞれの著作者、学会または出版社/発行者に帰属し、その権利は著作権法によって保護されています。引用にあたっては、著作権法を遵守してご利用ください。

The copyrights of content available on the KeiO Associated Repository of Academic resources (KOARA) belong to the respective authors, academic societies, or publishers/issuers, and these rights are protected by the Japanese Copyright Act. When quoting the content, please follow the Japanese copyright act.

慶應医学・85(2)：T23～T36，2009

学位論文

尺骨の短縮が遠位橈尺関節の安定性および圧に与える影響

慶應義塾大学医学部整形外科学教室
（指導：戸山芳昭）
西脇正夫（にしわきまさお）

Key Words：ulnar shortening, distal radioulnar joint, triangular fibrocartilage complex, stability, pressure

緒　言

三角線維軟骨複合体（triangular fibrocartilage complex；以下 TFCC）は橈骨手根関節と遠位橈尺関節（distal radioulnar joint；以下 DRUJ）を隔てる線維軟骨-靭帯複合体であり，尺側手根骨の運動滑走面となり，DRUJ と尺骨手根骨間関節（ulnocarpal joint；以下 UCJ）の安定性の保持，UCJ の荷重伝達および荷重分散を同時に行っている[1-3]．教室の Nakamura ら[3]は TFCC の立体構造および機能解剖学的な見地から TFCC は遠位，近位，尺側の 3 つの portion から構成されることを示した．すなわち，TFCC の遠位 portion は disc proper，meniscus homologue，尺骨月状骨間靭帯，尺骨三角骨間靭帯で構成され，全体として hammock 状を呈し，TFCC 近位 portion は尺骨小窩と尺骨茎状突起の基部より起始し，扇状に広がり橈骨尺骨切痕に停止する靭帯構造を有する橈尺靭帯（三角靭帯とも呼称する），尺側 portion は尺側関節包と尺側手根伸筋腱腱鞘床から構成される機能的な尺側側副靭帯で，これらが相補的に支持し合うことで DRUJ と UCJ の支持性が達成されていることを報告した．さらに橈尺靭帯は dorsal，central，palmar の 3 部位に分けられ，dorsal portion と palmar portion は強靭な線維構造であることを確認した．

DRUJ の安定性には TFCC のみでなく，関節適合性，方形回内筋や尺側手根伸筋による動的因子，関節包，前腕骨間膜なども関与しているが，橈骨と尺骨を直接連結する靭帯構造である TFCC 近位の橈尺靭帯が最も重要であることで多くの研究の見解は一致している[4-12]．また，臨床的には多数の患者が外傷により橈尺靭帯を断裂し，DRUJ の不安定性を生じている[8, 11]．DRUJ の安定性が損なわれると，手関節尺側部痛，握力低下，不安定感，click などの症状が出現し，脱臼，亜脱臼を生じて回旋制限を呈することもある[8, 10, 11]．さらに，DRUJ 不安定症が適切に治療されないと，二次的に変形性関節症を生じる可能性もある[11]．

尺骨の橈骨に対する相対長（ulnar variance）には個人差があり，尺骨頭が橈骨の月状骨窩より遠位に突出する場合には “ulnar plus（positive）variance”，月状骨窩より近位にある場合には “ulnar minus（negative）variance”，等長の場合には” ulnar neutral（null または zero）variance” と定義されている[13-15]．尺骨頭が TFCC および尺側手根骨に衝突し，手関節尺側部に疼痛，腫脹，可動域制限を生じる場合には尺骨突き上げ症候群と診断される[16-20]．尺骨突き上げ症候群は ulnar plus variance の患者に生じることがほとんどであり，先天的に ulnar variance が大きいことにより生じる一次性の場合と，橈骨遠位端骨折後の短縮変形や橈骨遠位の骨端線早期閉鎖，橈骨頭切除後の橈骨の proximal migration などにより ulnar variance が増大することにより生じる二次性の場合がある[16-21]．また，ulnar neutral variance や ulnar minus variance 例でも回内動作や握り動作に伴い ulnar variance が動的に増加することにより尺骨突き上げ症候群を生じることもある[17, 19, 20]．尺骨突き上げ症候群では，尺骨頭と TFCC，尺側手根骨の慢性的な圧迫により，TFCC や月状骨三角骨間靭帯の変性断裂を生じることが多く，月状骨および尺骨頭の関節軟骨の磨耗，変性，剥離，潰瘍，さらには関節症性変化を生じることもある[16-21]．

尺骨短縮術は，1941 年に Milch[22] が橈骨遠位端骨折の変形治癒に伴う ulnar plus variance の是正に行った

報告が最初であり，1980年代に入り一次性および二次性の尺骨突き上げ症候群に対する第一選択の手術方法として用いられるようになり，良好な成績が報告されている[16-18]．長年，尺骨短縮術の症状改善の機序はUCJの除圧であると考えられてきた[2, 16-18]．近年，多くの臨床家が臨床上の所見として本術式によってUCJの除圧のみならずDRUJの安定化が得られることを経験し，尺骨短縮術は尺骨突き上げ症候群のみならず，TFCC損傷やDRUJ不安定症に対しても適応されるようになった[23-28]．尺骨短縮術によるDRUJ安定化の機序として尺側支持機構の緊張が挙げられているが[16, 23, 25-29]，緊張が生じる部位を詳細に検討し，その機序を明らかにした研究はなかった．

一方，尺骨を短縮すると橈骨尺骨切痕と尺骨頭の適合性が変化し，さらに尺側支持機構の緊張によりDRUJの圧が増加し，DRUJの関節軟骨が障害される可能性が危惧される[30]．このことを裏付けるものとして，尺骨短縮術の長期経過例では高頻度に単純X線上DRUJに変化が認められている[24, 26, 28]．DRUJの軟骨損傷は，疼痛，可動域制限，握力低下などの原因となる可能性がある[31]．しかし，尺骨の短縮に伴うDRUJの圧変化について検討した研究は少ない．

かかる見地から本研究では尺骨短縮術によるDRUJ安定化の機序を解明する目的で，新鮮屍体上肢を用いてTFCCが正常な状態および様々な損傷状態で尺骨短縮前後のDRUJの安定性の変化を生体工学的手法で解析した[32]．さらに，理論上危惧される尺骨を短縮することによるDRUJの圧変化についても生体工学的手法で解析し，尺骨短縮術の適応と臨床上の限界および至適な尺骨短縮量について検討した[33]．

対象および方法

研究1：尺骨短縮前後のDRUJ安定性変化

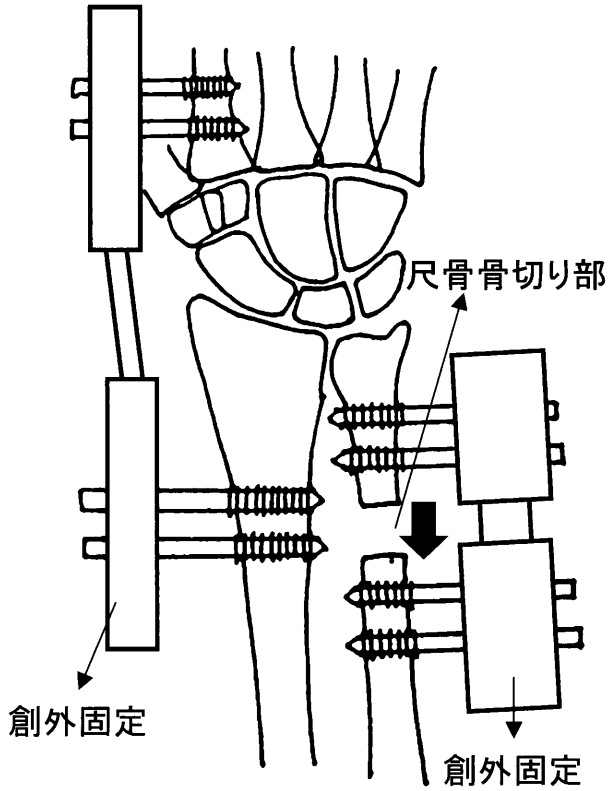
本人および家族の承諾を得て慶應義塾大学医学部解剖学教室に献体された新鮮屍体の上肢6肢（60～70歳，平均67歳）を対象とした．上肢を上腕中央で離断し，肘関節以遠の皮膚，筋肉，靱帯などの軟部組織をすべて温存した．肉眼所見での三角線維軟骨の変性例は対象に含めたが，橈尺靱帯断裂例，手関節単純X線像における骨関節異常例は対象から除外した．実験前に撮影した単純X線像で測定したulnar varianceは，＋1 mmが1肢，＋2 mmが2肢，＋3 mmが3肢であった．

前腕の回旋が60°毎に可能になるように設計した自家考案の固定台に上腕骨および尺骨を肘関節90°屈曲位で固定し，橈骨手根関節は創外固定器（Pennig Wrist Fixator；Orthofix S.R.L., Verona, Italy）で固定した（第1図）．尺骨に骨延長用創外固定器（Limb Reconstruction System Pediatric Short Model, Orthofix S.R.L.）を装着し，尺骨を短縮できるように尺骨の遠位1/4で10 mmの骨切除を行った（第2図）．橈骨遠位部に冠状面と垂直方向に把持ロッドを挿入して，ロードセルを介して荷重試験器（AUTOGRAPH AG-10 TD；島津製作所，京都）に接続し，背側および掌側方向に1.25 mm/秒の定速度で変位を負荷し（設定最大荷重は60 N，最大変位は10 mm），ロードセルから出力される荷重から変位-荷重曲線を作製した．計測は，中間位，回内60°位，回外60°位で，尺骨短縮前および尺骨を1 mm毎に6 mmまで短縮させた状態で行った．尺骨の短縮量は，骨延長用創外固定器のクランプに取り付けられたcompression-distraction unitを用いて調節した．

これらの計測は，TFCCが正常な状態と，より臨床例に近いTFCCが損傷された状態で行った．すなわちTFCCが正常な状態で6肢の計測を行った後，橈尺靱帯を部分損傷状態（3肢は橈尺靱帯のdorsal portionを切離，残りの3肢はpalmar portionを切離）にして同様の計測を行い，最後には6肢とも橈尺靱帯を完全に



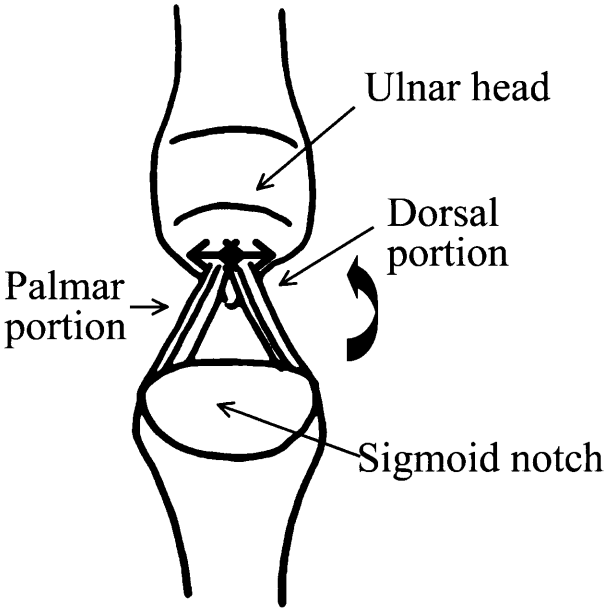
第1図　前腕の回旋が60°毎に可能な固定台に上腕骨および尺骨を固定し，橈骨遠位部に挿入したロッドを荷重試験器で把持した．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 30A：719-726, 2005のFigure 1を許可を得て転載）



第2図　橈骨手根関節は創外固定器で固定した．尺骨に骨延長用創外固定器を装着し，尺骨短縮が行えるように遠位1/4で10 mmの骨切除を行った．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 30A：719-726，2005のFigure 2を許可を得て転載，改変）

切離して計測した．尺側手根伸筋腱の腱鞘床は最後まで温存した．橈尺靱帯を切離する際には創外固定器をはずし，尺骨の骨切り部より遠位部分を遠位に翻転させて橈尺靱帯を近位側より観察することにより，尺骨小窩および尺骨茎状突起の起始部で確実に切離した（第3図）．

変位-荷重曲線のlinear legionの傾きをDRUJ stiffnessと定義し，TFCCが正常な状態で各肢位で尺骨短縮前に橈骨を尺骨に対して背側および掌側に変位させた際のDRUJ stiffnessをcontrol（100%）とし，尺骨短縮後の橈骨の背側方向および掌側方向へのDRUJ stiffnessをcontrolに対する比で%stiffnessとして表した．TFCCが正常な状態，橈尺靱帯dorsal portionまたはpalmar portionを部分切離した状態，橈尺靱帯を全切離した状態のそれぞれにおいて尺骨を0 mmから6 mmまで1 mm毎に短縮させた際の橈骨の背側方向および掌側方向へのDRUJ stiffnessをcontrolと比較し，統計学的解析を行った．統計学的解析は一元配置分散分析法（one-way ANOVA）で行い，個別解析をFisher法による*post hoc* testで行い，統計学的有意水準を5%とした．

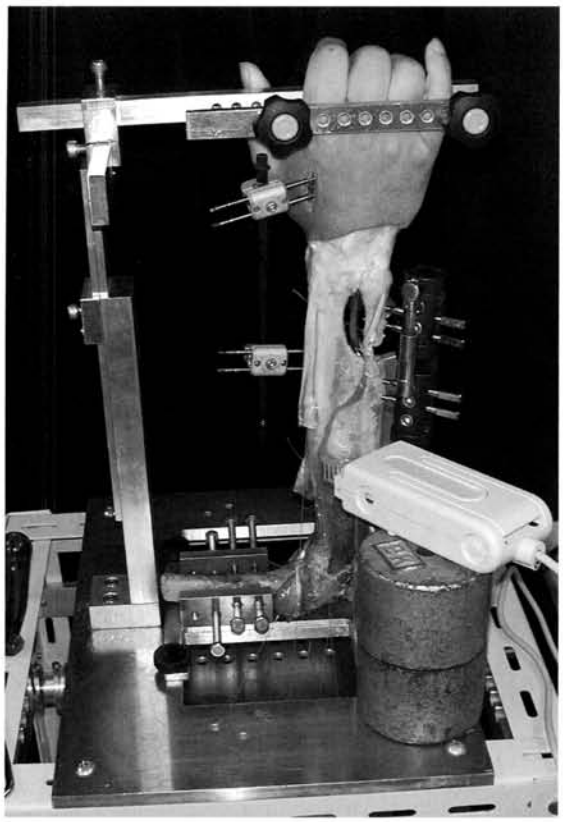


第3図　橈尺靱帯を切離するために，尺骨を遠位に翻転させて橈尺靱帯を近位側より観察した．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 33A：198-205，2008のFigure 2を許可を得て転載）

研究2：尺骨短縮前後のDRUJ圧変化

研究1とは別の新鮮屍体上肢7肢（51～78歳，平均63歳）を対象とした．研究1と同様に，三角線維軟骨の変性例は対象に含め，橈尺靱帯断裂例および単純X線像における骨関節異常例は除外した．単純X線像で測定したulnar varianceは，0 mmが2肢，＋1 mmが1肢，＋2 mmが2肢，＋3 mmが2肢であった．橈骨尺骨切痕の傾き[34]は－2°～12°（平均4°）であり，遠位尺側から近位橈側に向かうもの（positive angle）が4肢，逆に遠位橈側から近位尺側に向かうもの（negative angle）が1肢，尺骨の骨軸と平行なもの（neutral angle）が2肢であった．手関節より近位の皮膚，皮下組織，筋肉は切除し，長橈側手根伸筋，短橈側手根伸筋，尺側手根伸筋，橈側手根屈筋，尺側手根屈筋，上腕二頭筋，円回内筋の腱は筋に負荷を加えるために残した．

上腕骨および尺骨を肘関節90°屈曲位で研究1とは別の自家考案固定台に設置した．各前腕回旋肢位（中間位，回内60°位，回外60°位）が保てるように上腕骨長軸に対して0°あるいは±60°の角度で固定された2本の棒を用いて中手骨基節骨間（MP）関節レベルで手を掌背方向より挟み込んだ（第4図）．これらの棒は，前腕回旋肢位を維持したまま，掌背方向及び橈尺方向へは自由に移動できるようにした．橈骨手根関節は創外固定器（Pennig Wrist Fixator；Orthofix S.R.L.）で固定した．



第4図　上腕骨長軸に対して0°あるいは±60°の角度で固定された2本の棒を用いて手を挟み込むことにより各前腕回旋肢位（中間位，回内60°位，回外60°位）が保持可能な固定台に上腕骨および尺骨を固定した．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 33A：198-205，2008のFigure 1を許可を得て転載）

研究1と同様に尺骨に骨延長用創外固定器（Limb Reconstruction System Pediatric Short Model, Orthofix S.R.L.）を装着し，尺骨を短縮できるように遠位1/4で10 mm切除した（第2図）．

1.69 mm^2（1.3 mm×1.3 mm）ごとに圧測定ができる薄型圧センサー（I-SCAN 10×10；Nitta社，大阪，日本）をDRUJに挿入した．圧センサー挿入のために，DRUJ関節包を切離し，前腕骨間膜の遠位膜様部は切除した．圧センサーを橈骨側に残存したDRUJ関節包に縫合することにより橈骨尺骨切痕に固定した．圧センサーを圧測定装置（I-SCAN圧測定装置；Nitta社）に接続し，圧分布を測定した．計測は，中間位，回内60°位，回外60°位の各肢位で，筋に負荷を加えない状態（筋無負荷時）および筋に負荷を加えた状態（筋負荷時）で，尺骨短縮前および尺骨を1 mm毎に6 mmまで短縮して行った．筋負荷の方法は，長橈側手根伸筋腱と短橈側手根伸筋腱には合わせて糸をかけ，尺側手根伸筋腱，橈側手根屈筋腱，尺側手根屈筋腱，上腕二頭筋腱，円回内筋腱にはそれぞれ糸をかけて，各々の糸に20 Nの重錘を負荷した．また，回外筋および方形回内筋は停止部に腱を有さない筋であるため，筋の橈骨停止部に開けた骨孔に糸を結び，各々の筋の尺骨起始部に開けた骨孔の中に通して20 Nの重錘を負荷した．

計測は，研究1と同様にTFCCが正常な状態とTFCCが損傷された状態で行った．すなわちTFCCが正常な状態で7肢計測した後，橈尺靱帯部分損傷状態（4肢は橈尺靱帯のdorsal portionを切離，残りの3肢はpalmar portionを切離）にして同様の計測を行い，最後は7肢すべてで橈尺靱帯を全切離して計測を行った．尺側手根伸筋腱の腱鞘床は温存した．橈尺靱帯の切離は，研究1と同様に尺骨を遠位に翻転させて橈尺靱帯を近位側より観察し，尺骨小窩および尺骨茎状突起の起始部で行った（第3図）．

DRUJ圧の閾値は0.15 MPaに設定し，筋無負荷時および筋負荷時に各前腕回旋肢位で尺骨を0 mmから6 mmまで1 mm毎に短縮させた際のDRUJの最大圧，DRUJ間を伝達する力の総和（total force transmitted across the DRUJ；以下DRUJ force），DRUJの接触面積の各々を計算し，尺骨短縮前の計測値と比較した．DRUJ最大圧は，橈骨尺骨切痕の中で，最も高い圧を示した部位における圧と定義した．また，尺骨短縮によるDRUJの接触部位の変化についても検討した．統計学的解析は，一元配置分散分析法（one-way ANOVA）を用い，個別解析はTukey法による*post hoc* testで行った．統計学的有意水準を5％とした．

結　果

研究1：尺骨短縮前後のDRUJ安定性変化

TFCCが正常な状態では，尺骨短縮前のDRUJ stiffnessは橈骨の掌背方向ともに中間位，回内60°位，回外60°位とも1.0 N/mm前後であった（第1表）．尺骨を短縮すると，DRUJ stiffnessは尺骨短縮量にほぼ比例して増加した．統計学的な有意差は，橈骨を背側に変位させた際には中間位および回内60°位で3 mm以上，

第1表：TFCC正常例での尺骨短縮前の橈骨の背側方向（dorsal）および掌側方向（palmar）へのDRUJ stiffness（N/mm）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 30A：719-726，2005のTable 1を許可を得て転載）

	dorsal	palmar
neutral	1.03±0.20	0.90±0.17
pronation	1.00±0.11	0.99±0.21
supination	0.90±0.21	0.99±0.30

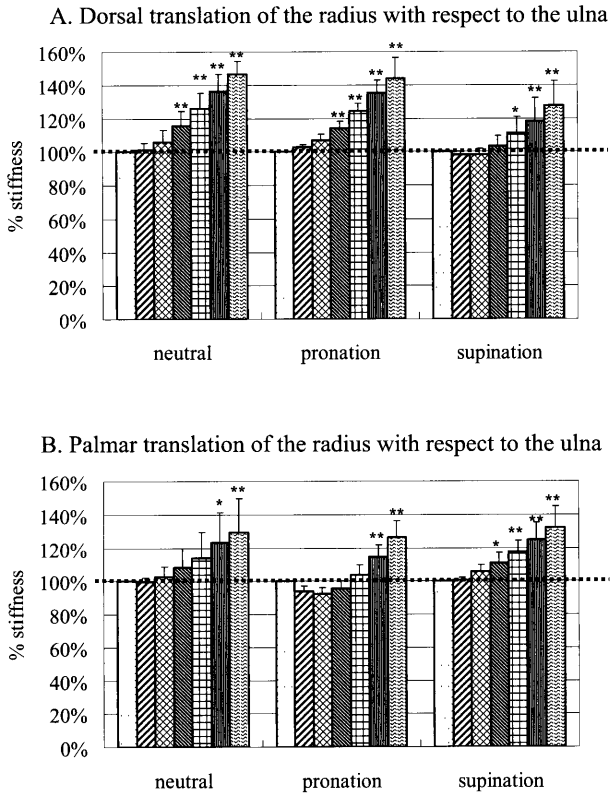
The data are presented as mean values±standard deviation. n=6

回外60°位で4 mm以上尺骨を短縮した場合にみられ，掌側に変位させた際には中間位および回内60°位で5 mm以上，回外60°位で3 mm以上短縮した場合にみられた（p＜0.05）（第5図A，B）．

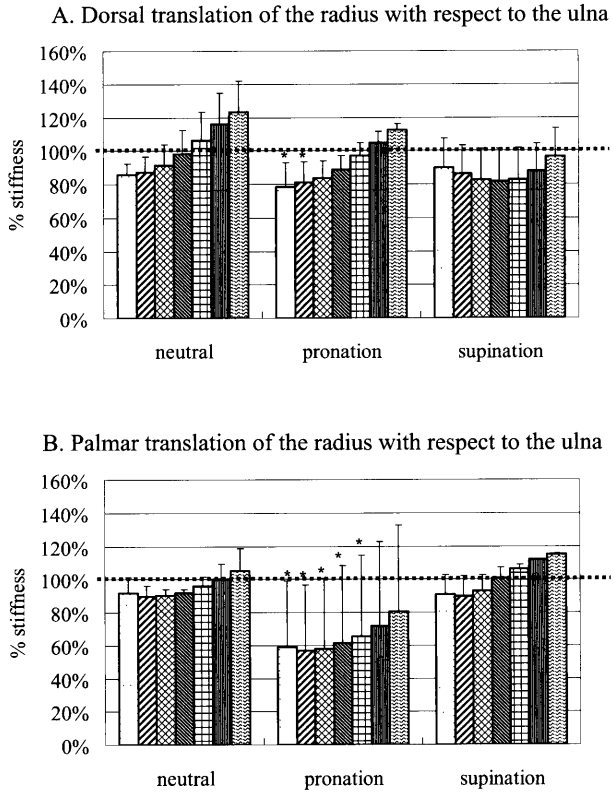
橈尺靱帯のdorsal portionを切離すると，DRUJ stiffnessの平均値は中間位では8～14%（p＞0.05），回内60°位では22～41%（p＜0.05），回外60°位では9～11%（p＞0.05）減少した（第6図）．しかし，尺骨を短縮するとDRUJ stiffnessは増加し，橈骨の背側方向へのDRUJ stiffnessの平均値は回外60°位を除いて4～5 mm以上の短縮を行うことによりTFCCが正常な状態（＝100%）と同等以上にまで改善した（第6図A）．橈骨の掌側方向へのDRUJ stiffnessの平均値は回内60°位を除いて3～5 mm以上の短縮を行った際にTFCCが正常な状態と同等以上に回復した（第6図B）．

橈尺靱帯のpalmar portionを切離した場合も，dorsal portionを切離した場合と同様の傾向を示した．橈尺靱帯のpalmar portion切離により，DRUJ stiffnessの平均値は中間位では10～20%（p＞0.05），回内60°位では17～47%（p＜0.05），回外60°位では21～22%（掌側方向はp＜0.05）の減少を示した．しかし，尺骨を短縮することによりDRUJ stiffnessは増加し，橈骨を背側方向に変位させた場合には回外位を除いて，掌側方向へ変位させた場合には回内位を除いて5～6 mmの尺骨短縮によりDRUJ stiffnessの平均値はTFCCが正常な状態（＝100%）と同等以上に回復した（第7図A，B）．

橈尺靱帯を全切離した場合には，DRUJ stiffnessの平均値は中間位では44～54%，回内60°位では31～57%，回外60°位では33～56%とすべての肢位で有意に減少した（p＜0.01）．尺骨を6 mm短縮しても，回外60°位で橈骨を掌側方向に変位させた場合を除き，



第5図　TFCCが正常な6肢の中間位，回内60°位，回外60°位での尺骨短縮前後の橈骨の背側方向（A）および掌側方向（B）へのDRUJ stiffnessの変化．X軸は尺骨短縮量（0 mm；1 mm；2 mm；3 mm；4 mm；5 mm；6 mm），Y軸はcontrol（TFCC正常例での尺骨短縮前のDRUJ stiffness）に対するDRUJ stiffnessの比（%stiffness）を表す．*Fisher法によるpost hoc testでcontrolと比較して有意差あり（p<.05）．Fisher法による*post hoc* testでcontrolと比較して有意差あり（p<.01）（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 30A：719-726，2005のFigure 5を許可を得て転載）**



第6図　橈尺靱帯dorsal portionを切離した3肢の中間位，回内60°位，回外60°位での尺骨短縮前後の橈骨の背側方向（A）および掌側方向（B）へのDRUJ stiffnessの変化．X軸は尺骨短縮量（0 mm；1 mm；2 mm；3 mm；4 mm；5 mm；6 mm），Y軸はcontrol（TFCC正常例での尺骨短縮前のDRUJ stiffness）に対するDRUJ stiffnessの比（%stiffness）を表す．*Fisher法による*post hoc* testでcontrolと比較して有意差あり（p<.05）．Fisher法による*post hoc* testでcontrolと比較して有意差あり（p<.01）（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 30A：719-726，2005のFigure 6を許可を得て転載）**

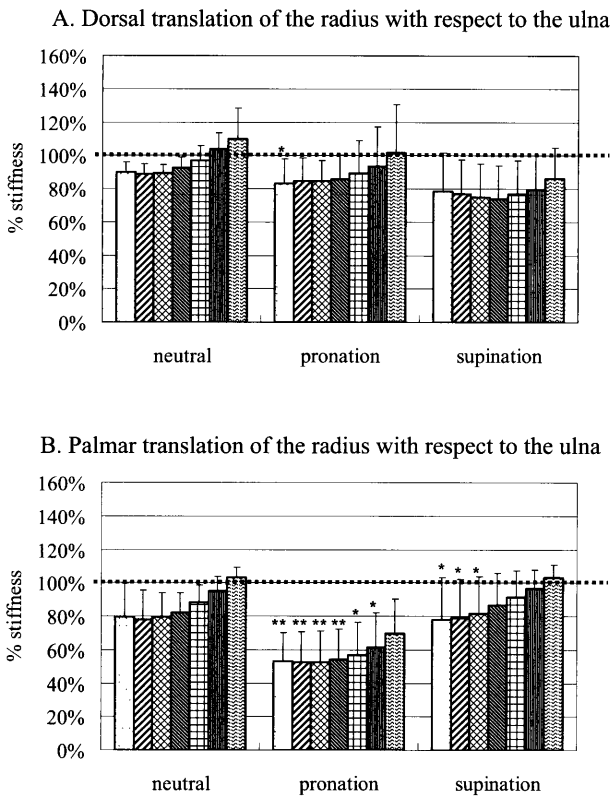
DRUJ stiffness は TFCC 正常時よりも有意に低下したままであった（$p<0.05$）（第8図A，B）．

研究2：尺骨短縮前後の DRUJ 圧変化

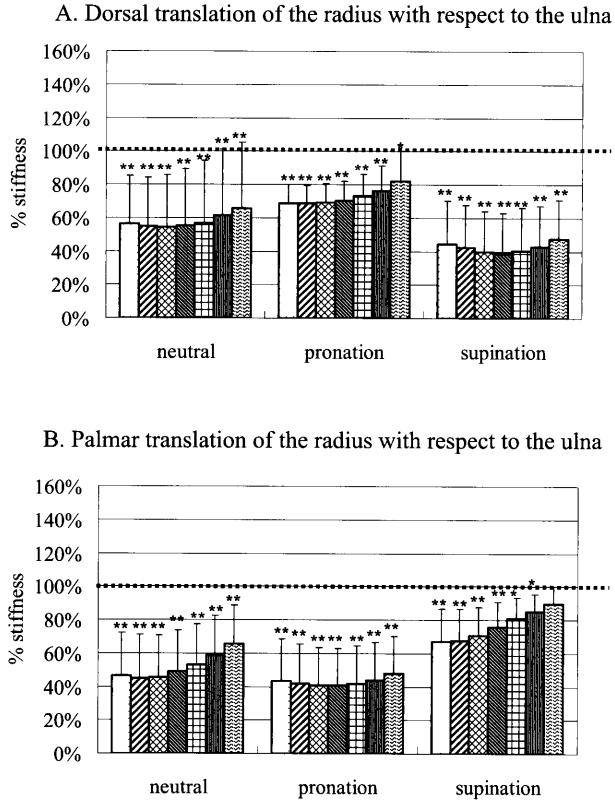
1）DRUJ の最大圧

TFCC が正常な状態では，尺骨を短縮する前の DRUJ の最大圧は筋無負荷時には筋負荷時よりも遥かに小さかった．尺骨短縮前には DRUJ の最大圧の7肢の平均値は，筋無負荷時は中間位 0.05 MPa，回内 60°位 0.06 MPa，回外 60°位 0.18 MPa であり（第9図A），筋負荷時は中間位 0.67 MPa，回内 60°位 0.16 MPa，回外 60°位 1.04 MPa であった（第10図A）．尺骨を短縮すると，DRUJ の最大圧は，筋無負荷時には中間位（$p<0.001$），回内 60°位（$p=0.02$），回外 60°位（$p=0.003$）ともに有意に増加した．筋負荷時には中間位でのみ有意に増加し（$p=0.04$），他の肢位でも増加傾向ではあったが，有意差はなかった（$p>0.05$）．尺骨を 4 mm 短縮すると筋無負荷時の DRUJ の最大圧の平均値は，中間位 0.72 MPa，回内 60°位 0.13 MPa，回外 60°位 1.02 MPa となり，筋負荷時の尺骨短縮前の値とほぼ同等になった．尺骨を 6 mm 短縮した際の DRUJ の最大圧の平均値は，筋無負荷時には中間位 2.48 MPa，回内 60°位 0.83 MPa，回外 60°位 2.28 MPa であったのに対し，筋負荷時には中間位 2.06 MPa，回内 60°位 0.68 MPa，回外 60°位 2.84 MPa であった．

橈尺靭帯の部分切離後には，尺骨を短縮することによる DRUJ の最大圧の増加は，筋無負荷時，筋負荷時ともに TFCC 正常時より小さくなった（第9図B，第10図B）．橈尺靭帯を全切離した場合には尺骨短縮による DRUJ の最大圧の増加はさらに小さくなった．橈尺靭帯全切離後に尺骨を 6 mm 短縮した際の DRUJ の最大圧の平均値は，筋無負荷時は中間位 0.84 MPa，回内 60°



第7図　橈尺靭帯 palmar portion を切離した3肢の中間位，回内 60°位，回外 60°位での尺骨短縮前後の橈骨の背側方向（A）および掌側方向（B）への DRUJ stiffness の変化．X 軸は尺骨短縮量（0 mm；1 mm；2 mm；3 mm；4 mm；5 mm；6 mm），Y 軸は control（TFCC 正常例での尺骨短縮前の DRUJ stiffness）に対する DRUJ stiffness の比（%stiffness）を表す．*Fisher 法による *post hoc* test で control と比較して有意差あり（$p<.05$）．Fisher 法による *post hoc* test で control と比較して有意差あり（$p<.01$）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 30A：719-726, 2005 の Figure 7 を許可を得て転載）**

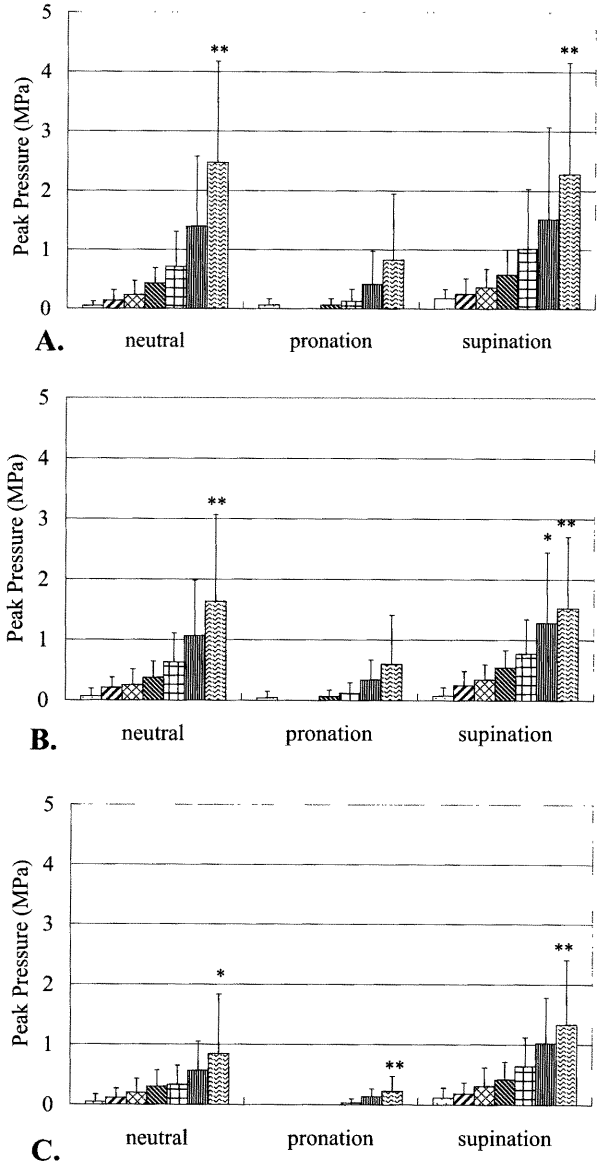


第8図　橈尺靭帯を全切離した6肢の中間位，回内 60°位，回外 60°位での尺骨短縮前後の橈骨の背側方向（A）および掌側方向（B）への DRUJ stiffness の変化．X 軸は尺骨短縮量（0 mm；1 mm；2 mm；3 mm；4 mm；5 mm；6 mm），Y 軸は control（TFCC 正常例での尺骨短縮前の DRUJ stiffness）に対する DRUJ stiffness の比（%stiffness）．*Fisher 法による *post hoc* test で control と比較して有意差あり（$p<.05$）．Fisher 法による *post hoc* test で control と比較して有意差あり（$p<.01$）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 30A：719-726, 2005 の Figure 8 を許可を得て転載）**

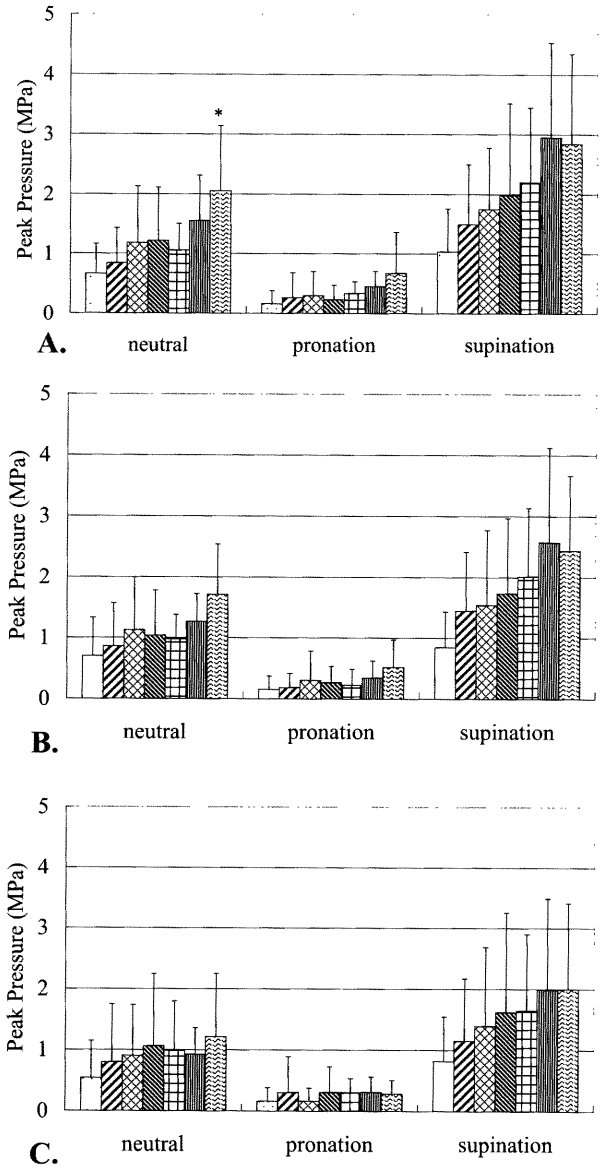
位 0.23 MPa，回外 60°位 1.33 MPa であり（第 9 図 C），筋負荷時は中間位 1.21 MPa，回内 60°位 0.28 MPa，回外 60°位 2.00 MPa であった（第 10 図 C）．

2）DRUJ force

TFCC が正常な状態では，尺骨短縮前の DRUJ force は，最大圧と同様に筋無負荷時には筋負荷時よりも遥かに小さかった．尺骨短縮前の DRUJ force の 7 肢の平均値は，筋無負荷時には中間位 0.09 N，回内 60°位 0.10 N，回外 60°位 0.84 N であり（第 11 図 A），筋負荷時には中間位 4.83 MPa，回内 60°位 0.90 MPa，回外 60°位 8.16 MPa であった（第 12 図 A）．尺骨を短縮すると DRUJ force は筋無負荷時，筋負荷時ともにすべての肢位で増加傾向にあったが，増加が統計学的に有意であったのは筋無負荷時での中間位のみであった（$p<0.001$）．



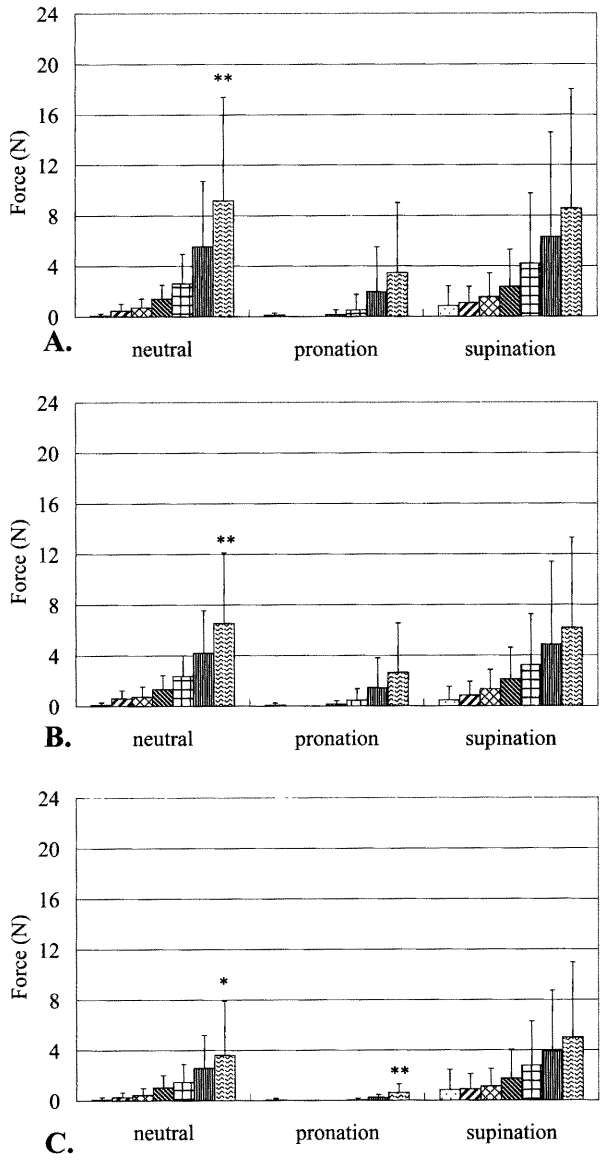
第 9 図　TFCC が正常な 7 肢（A），橈尺靭帯を部分切離した 7 肢（B），橈尺靭帯を全切離した 7 肢（C）の中間位，回内 60°位，回外 60°位での筋無負荷時における尺骨短縮前後の DRUJ の最大圧の変化．X 軸は尺骨短縮量（0-mm；1-mm；2-mm；3-mm；4-mm；5-mm；6-mm），Y 軸は DRUJ の最大圧を表す．*Tukey 法による *post hoc* test で尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（$p<.05$）．**Tukey 法による *post hoc* test で尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（$p<.01$）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 33A：198-205，2008 の Figure 3 を許可を得て転載）



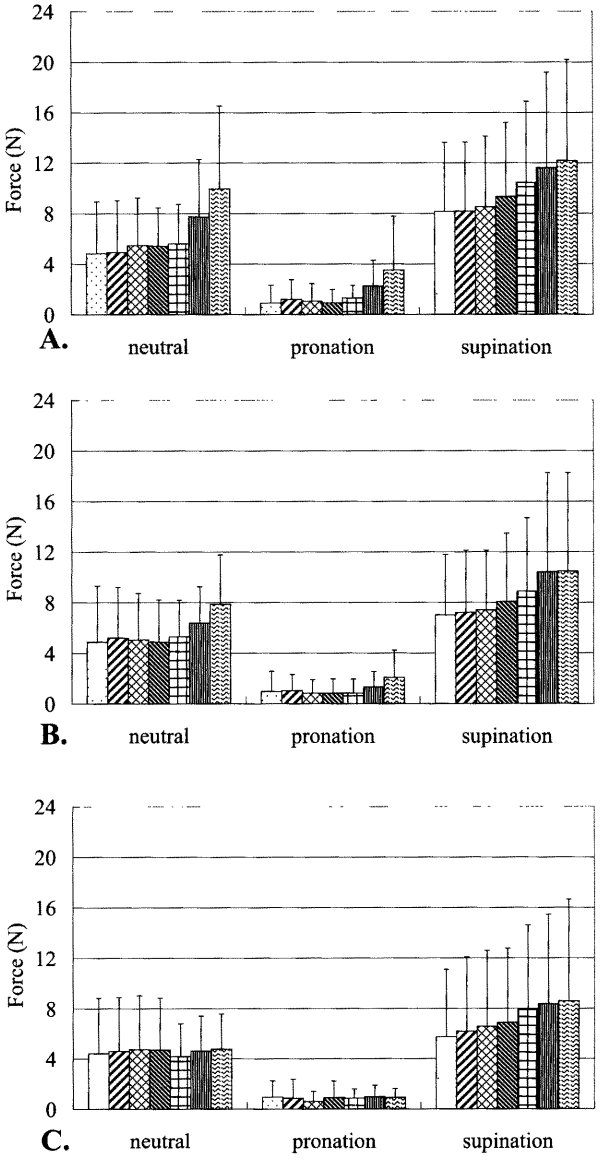
第 10 図　TFCC が正常な 7 肢（A），橈尺靭帯を部分切離した 7 肢（B），橈尺靭帯を全切離した 7 肢（C）の中間位，回内 60°位，回外 60°位での筋負荷時における尺骨短縮前後の DRUJ の最大圧の変化．X 軸は尺骨短縮量（0-mm；1-mm；2-mm；3-mm；4-mm；5-mm；6-mm），Y 軸は DRUJ の最大圧を表す．*Tukey 法による *post hoc* test で尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（$p<.05$）．**Tukey 法による *post hoc* test で尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（$p<.01$）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 33A：198-205，2008 の Figure 4 を許可を得て転載）

尺骨6 mm短縮後のDRUJ forceの平均値は，筋無負荷時には中間位9.17 N，回内60°位3.47 N，回外60°位8.56 Nであり，筋負荷時には中間位9.96 N，回内60°位3.51 N，回外60°位12.17 Nであった．

橈尺靭帯部分切離または全切離後に尺骨を短縮すると，DRUJ forceの増加は見られるものの，TFCCが正常な場合より増加率は小さく，最大圧と同様の傾向であった（第11図BC，第12図BC）．橈尺靭帯全切離後に尺骨を6 mm短縮した際のDRUJ forceの平均値は，筋無負荷時には中間位3.61 N，回内60°位0.60 N，回外60°位5.00 Nであり（第11図C），筋負荷時には中間位4.79 N，回内60°位0.91 N，回外60°位8.60 Nであった（第12図C）．



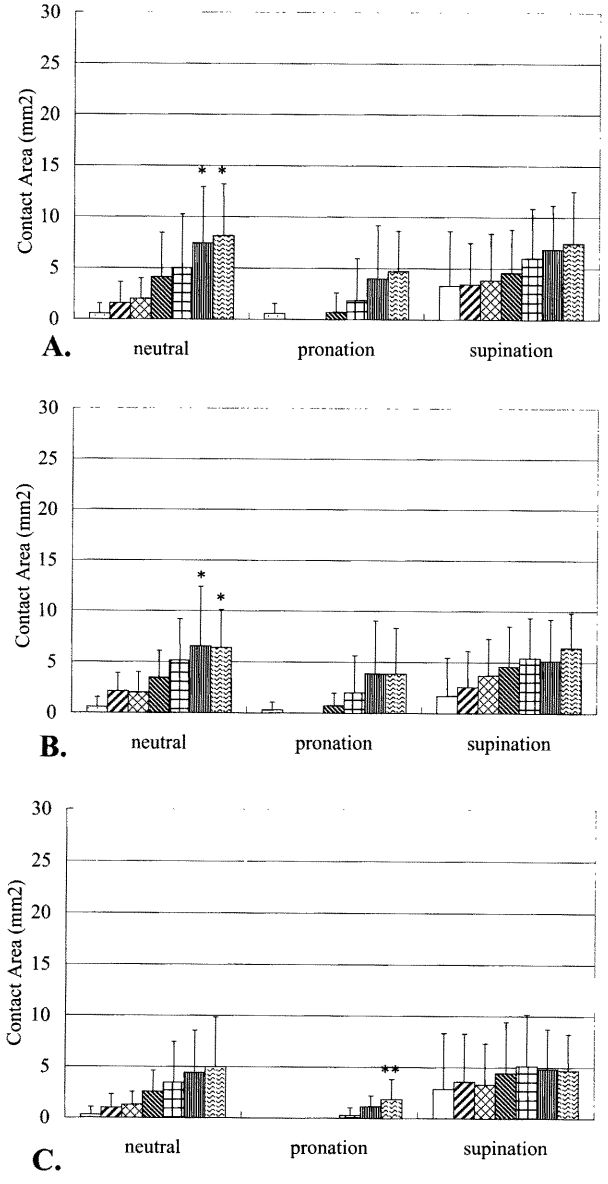
第11図　TFCCが正常な7肢（A），橈尺靭帯を部分切離した7肢（B），橈尺靭帯を全切離した7肢（C）の中間位，回内60°位，回外60°位での筋無負荷時における尺骨短縮前後のDRUJ間を伝達する力の総和の変化．X軸は尺骨短縮量（0-mm；1-mm；2-mm；3-mm；4-mm；5-mm；6-mm），Y軸はDRUJ間を伝達する力の総和を表す．
*Tukey法による*post hoc* testで尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（p<.05）．**Tukey法による*post hoc* testで尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（p<.01）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 33A：198-205，2008のFigure 5を許可を得て転載）



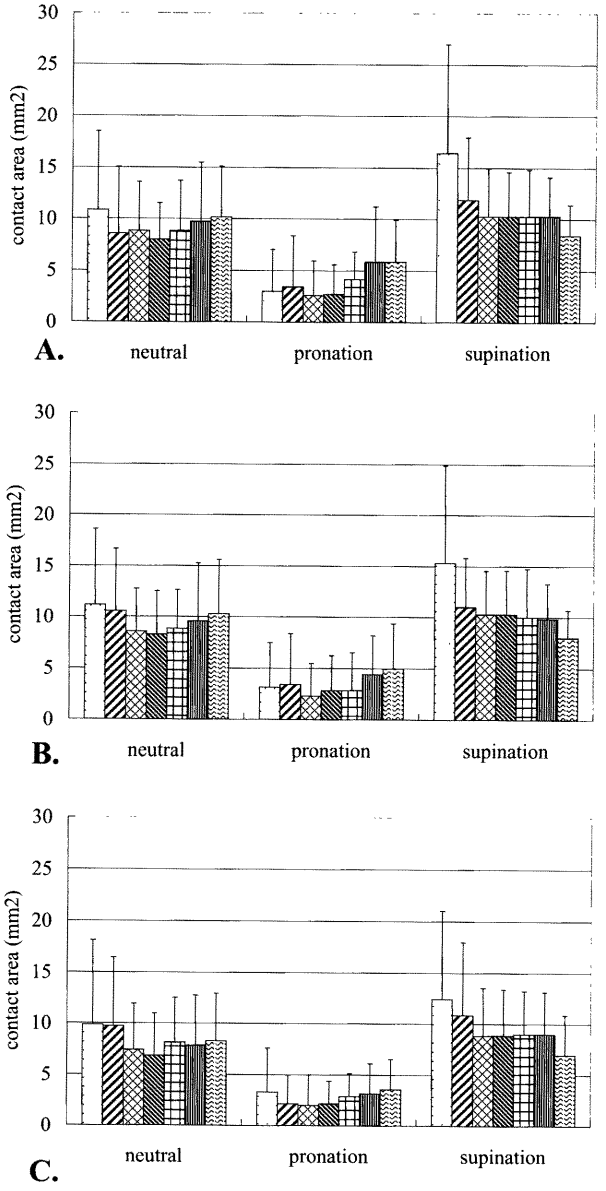
第12図　TFCCが正常な7肢（A），橈尺靭帯を部分切離した7肢（B），橈尺靭帯を全切離した7肢（C）の中間位，回内60°位，回外60°位での筋負荷時における尺骨短縮前後のDRUJ間を伝達する力の総和の変化．X軸は尺骨短縮量（0-mm；1-mm；2-mm；3-mm；4-mm；5-mm；6-mm），Y軸はDRUJ間を伝達する力の総和を表す．
*Tukey法による*post hoc* testで尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（p<.05）．**Tukey法による*post hoc* testで尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（p<.01）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 33A：198-205，2008のFigure 6を許可を得て転載）

3）DRUJ 接触面積

TFCC が正常な状態では，筋無負荷時には尺骨を短縮する前の DRUJ の接触面積は極めて小さく，筋負荷により増加した．尺骨短縮前の DRUJ の接触面積の 7 肢の平均値は，筋無負荷時には中間位 0.57 mm²，回内 60°位 0.57 mm²，回外 60°位 3.29 mm² であり（第 13 図 A），筋負荷時には中間位 10.86 mm²，回内 60°位 3.00 mm²，回外 60°位 16.43 mm² であった（第 14 図 A）．筋無負荷時の DRUJ の接触面積は，尺骨を短縮すると中間位（$p<0.004$）および回内 60°位（$p=0.02$）では有意に増加し，回外 60°位では統計学的に有意差はないものの増加傾向にあった（$p=0.48$）．一方，筋に負荷を加えた状態では，接触面積は尺骨の短縮に伴い回外 60°位では減少傾向となり，中間位，回内 60°位では一



第 13 図　TFCC が正常な 7 肢（A），橈尺靭帯を部分切離した 7 肢（B），橈尺靭帯を全切離した 7 肢（C）の中間位，回内 60°位，回外 60°位での筋無負荷時における尺骨短縮前後の DRUJ の接触面積の変化．X 軸は尺骨短縮量（0-mm；1-mm；2-mm；3-mm；4-mm；5-mm；6-mm），Y 軸は DRUJ の接触面積を表す．*Tukey 法による *post hoc* test で尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（$p<.05$）．**Tukey 法による *post hoc* test で尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（$p<.01$）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 33A：198-205，2008 の Figure 7 を許可を得て転載）



第 14 図　TFCC が正常な 7 肢（A），橈尺靭帯を部分切離した 7 肢（B），橈尺靭帯を全切離した 7 肢（C）の中間位，回内 60°位，回外 60°位での筋負荷時における尺骨短縮前後の DRUJ の接触面積の変化．X 軸は尺骨短縮量（0-mm；1-mm；2-mm；3-mm；4-mm；5-mm；6-mm），Y 軸は DRUJ の接触面積を表す．*Tukey 法による *post hoc* test で尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（$p<.05$）．**Tukey 法による *post hoc* test で尺骨短縮前の値と比較して有意差あり（$p<.01$）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 33A：198-205，2008 の Figure 8 を許可を得て転載）

定の傾向を示さず，統計学的にはいずれの肢位でも有意な変化はなかった（$p>0.05$）．尺骨を6 mm短縮した後のDRUJの接触面積の平均値は，筋無負荷時は中間位8.14 mm²，回内60°位4.71 mm²，回外60°位7.43 mm²であり，筋負荷時は，中間位10.14 mm²，回内60°位5.86 mm²，回外60°位8.43 mm²であった．

橈尺靭帯部分切離または全切離後の尺骨短縮に伴うDRUJの接触面積の変化はTFCC正常時より小さかった（第13図BC，第14図BC）．橈尺靭帯全切離後に尺骨を6 mm短縮した際のDRUJの接触面積の平均値は，筋無負荷時は中間位5.00 mm²，回内60°位1.86 mm²，回外60°位4.71 mm²であり（第13図C），筋負荷時は中間位8.29 mm²，回内60°位3.57 mm²，回外60°位7.00 mm²であった（第14図C）．

4）DRUJ接触部位

尺骨短縮前のDRUJの接触部位は，TFCCが正常な状態では筋無負荷時，筋負荷時ともに橈骨尺骨切痕の近位端より遠位に離れた位置であった．DRUJの中で最も高い圧を示した部位は，筋無負荷時には橈骨尺骨切痕の近位端より平均で中間位では3.3 mm，回内60°位では4.6 mm，回外60°位では1.8 mm遠位であり，筋負荷時には中間位では4.1 mm，回内60°位では3.5 mm，回外60°位では2.2 mm遠位であった．筋無負荷時，筋負荷時ともに尺骨を短縮するとDRUJの接触部位は近位に移動した．筋無負荷時にはすべての肢位で1 mm以上の短縮により，また筋負荷時には中間位および回内60°位では2 mm以上，回外60°位では4 mm以上の短縮により，DRUJの中で最も高い圧を示した部位は橈骨尺骨切痕の近位端から1 mm以内の位置となった．橈尺靭帯を部分切離および全切離してもDRUJの接触部位に大きな変化はなかった．

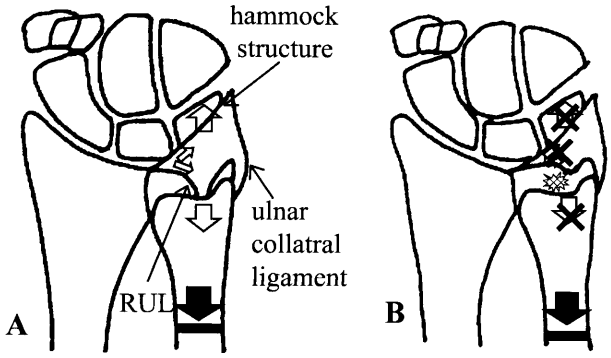
考　察

1．尺骨短縮前後のDRUJ安定性変化

研究1の結果から，橈骨を尺骨に対して背側および掌側に変位させた際のDRUJ stiffnessは，TFCCが正常な状態では中間位，回内60°位，回外60°位ともに尺骨を短縮すると有意に増加することが判明した．橈尺靭帯部分切離後も尺骨短縮に伴ってDRUJ stiffnessは増加し，回外60°位で橈骨を背側に変位させた場合および回内60°位で橈骨を掌側に変位させた場合を除き，尺骨を3～6 mm短縮することによりTFCCが正常な状態と同等程度にまで回復した．しかし，橈尺靭帯を全切離した後には尺骨を6 mm短縮してもすべての回旋肢位でDRUJ stiffnessは正常と同等にはならなかった．つまり，尺骨の短縮にはDRUJの安定化作用があり，短縮量が多いほど安定化作用は大きいが，その作用が生じるためには橈尺靭帯がその起始部である尺骨小窩に少なくとも部分的に付着している必要がある．一方，橈尺靭帯が完全に尺骨小窩から剥離してしまった場合には，尺骨短縮によるDRUJの安定化作用は不十分である．

これらの結果は教室Nakamuraら[3, 27, 28]によって示されたTFCCの3次元的な機能解剖所見により説明できる．すなわち，橈尺靭帯が一部でも尺骨小窩に付着している場合には，尺骨を短縮すると遠位のhammock構造が引き下げられるため，TFCCは長軸方向および橈尺方向に緊張し，UCJおよびDRUJが安定化する（第15図A）．しかし，橈尺靭帯が完全に尺骨小窩から剥離している場合には，尺骨を短縮してもhammock構造は引き下げられないため，DRUJの安定化は不十分となる（第15図B）．

しかし，橈尺靭帯が部分的に尺骨小窩に付着している場合でも，一部の肢位ではDRUJの安定化作用は不十分であった．橈尺靭帯が部分的に尺骨小窩に付着している状態で回外60°位で橈骨を尺骨に対して背側に変位させた場合と回内60°位で橈骨を掌側に変位させた場合のDRUJのstiffnessは，尺骨を6 mm短縮してもTFCCが正常な状態と同等にはならなかった．したがって，回外位で橈骨が尺骨に対して背側方向（尺骨が橈骨に対し掌側方向）あるいは回内位で橈骨が掌側方向（尺骨が背側方向）への重度のDRUJ不安定性を有する症例では，橈尺靭帯が部分的に尺骨小窩に付着していても尺骨短縮術を適応できないことが判明した．



第15図　尺骨を短縮すると，橈尺靭帯がすべてあるいは部分的に尺骨小窩に付着している場合にはhammock構造が引き下げられてTFCCが緊張し，DRUJは安定化する（A）．橈尺靭帯が完全に尺骨小窩から剥離している場合は，尺骨を短縮してもhammock構造は引き下げられずTFCCは緊張しないため，DRUJの安定化は不十分である（B）．（Nishiwaki M et al：J Hand Surg 30A：719-726，2005のFigure 9を許可を得て転載）

DRUJの安定性を評価する多くの研究では，橈尺靭帯は橈骨への付着部で切離されていたが[4, 6]，われわれは本研究で橈尺靭帯の切離を尺骨小窩への付着部で行った．臨床例では，三角線維軟骨が橈骨付着部で断裂することはあっても橈尺靭帯が橈骨付着部で断裂することはまれであり，重度のDRUJ不安定性を有する患者の多くは橈尺靭帯が尺骨付着部で断裂している[8, 9, 35]．したがって本研究のごとく 橈尺靭帯を尺側で切離する方が臨床に近いモデルである．橈尺靭帯を尺側で切離するモデルをHaugstvdetら[9]も用いているが，正常な解剖学的構造を保ったまま橈尺靭帯を直視下に観察することは不可能なため，正確に切離することは極めて困難である．本研究では，尺骨を翻転させることにより橈尺靭帯を直視下に観察できたため，尺骨付着部で正確に切離することが可能であった．

また，尺側手根伸筋腱の腱鞘床がTFCC損傷で断裂することはGaleazzi骨折以外ではまれなため，本研究では，橈尺靭帯全切離後も尺側手根伸筋腱腱鞘床は温存した．

2. 尺骨短縮前後のDRUJ圧変化

研究2の結果から，TFCCが正常な状態では，筋無負荷時，負荷時ともに尺骨を短縮するとDRUJの最大圧は中間位，回内60°位，回外60°位のいずれの肢位でも増加することが判明した．これらの結果は，橈骨を延長するとDRUJの最大圧が増加することを報告したMiuraら[36]の結果と一致した．また，橈尺靭帯を尺骨小窩起始部で部分切離した状態では，尺骨の短縮に伴うDRUJの最大圧の変化はTFCCが正常な場合よりも小さく，橈尺靭帯を全切離するとさらに小さいことが判明した．

DRUJ forceの尺骨短縮に伴う変化は，最大圧の変化とほぼ同様であった．TFCCが正常な状態では尺骨を短縮するとDRUJ forceは大きく増加し，橈尺靭帯を切離すると尺骨の短縮に伴うDRUJ forceの変化は小さくなった．これらの結果も，研究1と同様に教室のNakamuraら[3]が示した3次元的機能解剖所見により説明できる．つまり，橈尺靭帯が部分的にでも尺骨小窩に付着している場合には，尺骨を短縮するとhammock構造が引き下げられてTFCCが緊張するため，DRUJが安定するだけでなく，DRUJ forceは増加し，それに伴いDRUJの最大圧も増加する．しかし，橈尺靭帯が完全に断裂している場合は，尺骨を短縮してもhammock構造は引き下げられずTFCCの緊張は大きく変化しないため，DRUJ forceおよび最大圧の変化は小さい．

一方，DRUJの接触面積は尺骨を短縮することにより筋無負荷時には増大し，筋負荷時には有意な変化はなかった．これらの結果は尺骨短縮術がDRUJの適合性を悪化させ，接触面積を減少させることを示したDeshmukhら[30]の結果と異なる．しかし，彼らの研究は手関節離断を行った屍体を冠状断した後，尺骨を短縮させた際の冠状断におけるDRUJの適合性から接触面積を推測したものであり，生体で尺骨短縮術を行った際にDRUJに生じる状況は生体工学的な手法を用いた本研究に近いと考えられる．本研究の結果では，筋無負荷時にはDRUJ forceが尺骨短縮前は極めて小さいため，尺骨頭と橈骨尺骨切痕の接触もわずかであったが，尺骨を短縮するとDRUJ forceが増大し，尺骨頭が橈骨尺骨切痕に強く押し付けられるため，関節適合性の変化にかかわらず接触面積が増大したと考えられた．一方，筋負荷時には尺骨を短縮する前にすでにDRUJ forceが大きく，尺骨頭が橈骨尺骨切痕に押し付けられているため，尺骨短縮に伴う接触面積の変化は主に関節適合性の変化により生じたと考えられた．

尺骨短縮術の長期成績の臨床報告によると，尺骨短縮後2～6年で28～38%の患者に単純X線像でDRUJに変化を認めている[25, 26, 28]．Köppelら[26]は，これらの患者は無症状であることより，尺骨短縮術後にみられる単純X線像での変化はリモデリングであり，変形性関節症には移行しないと推定している．しかし，本研究から尺骨を短縮するとDRUJの接触部位が変化するだけでなく，DRUJの近位端における最大圧が大きく増加することが判明した．関節軟骨に大きな圧を与えると軟骨に損傷が生じることが示唆されており[37, 38]，Weighmanら[37]によると人間の大腿骨頭に2 MPaの圧を90,000周期与えると軟骨表面に亀裂が生じた．これらの結果を考慮すると，尺骨の短縮量が多すぎると最大圧の増加によりDRUJの関節症変化が十分に生じ得ると考えられる．

筋無負荷時のDRUJ forceは，尺骨短縮前には極めて小さく，尺骨短縮後は大きいことも判明した．Shaabanら[39]の報告でも筋無負荷時のDRUJ forceは極めて小さい．つまり，通常は筋肉を収縮させていなければDRUJの軟骨はほとんど負荷を受けないが，尺骨短縮後には筋肉を収縮させていない状態であっても大きな負荷を受け続けることになる．継続的な関節軟骨への負荷も関節症変化を引き起こす重要な要因となることが予想される．

DRUJの形状も尺骨短縮後のDRUJの圧変化に大きく影響を与えると思われる．Deshmukhら[30]は，橈骨尺骨切痕の深さと傾きが尺骨短縮後のDRUJの適合性，

接触面積，橈尺間距離に影響すると報告している．Tolat ら[21]は橈骨尺骨切痕の傾きが遠位橈側から近位尺側に向かう患者（negative angle）に対して尺骨短縮術を行うと DRUJ の適合性が障害されると推測している．Sagerman ら[34]もこの意見に同意し，さらに橈骨尺骨切痕と尺骨頭の傾きに大きな差がある患者も同様の問題が生じることを追加している．研究2では，橈骨尺骨切痕の傾きは positive angle が4例，negative angle が1例，neutral angle が2例であったが，肢体数が少なかったため，DRUJ の形状が DRUJ の最大圧，DRUJ force，DRUJ の接触面積に与える影響を統計学的に解析することはできなかった．この点に関してはさらなる検討を要する．

本研究で用いた屍体標本の ulnar variance の分布には偏りがあり，研究2で用いた7肢中5肢が ulnar plus variance であった[13-15, 34]．一般に尺骨が長いほど橈骨尺骨切痕の傾きは遠位に開いた形状となるため，研究2で用いた標本の橈骨尺骨切痕の傾きの平均は4°と，一般的な平均値より小さかった[15, 34]．研究1で用いた標本も6肢すべてが ulnar plus variance であり，研究1，2ともにこれらの分布の偏りが結果に影響を及ぼす可能性はあるが，尺骨短縮術は通常 ulnar plus variance の患者に適応され，minus variance の患者にはほとんど適応されない．したがって，本研究で用いた屍体標本の ulnar variance や橈骨尺骨切痕の傾きは一般人の分布とは異なるものの尺骨短縮術を受ける患者の分布に近く，本研究のモデルとしては適切と考えられる．

また，研究2では圧センサーを挿入するために DRUJ の関節包は切離し，前腕骨間膜の遠位膜様部は切除した．これらの組織は DRUJ の安定性に寄与しているため，これらの操作により DRUJ の圧分布が変化する可能性がある[10, 12]．しかし，本研究では DRUJ の安定性に最も重要な橈尺靭帯を温存することで，圧センサー挿入による圧分布への影響を最小限にした．また，臨床例で尺骨短縮術が適応されることが多い TFCC 損傷（橈尺靭帯損傷）での圧変化の検討も可能であった．

3. 尺骨短縮術の至適短縮量について

尺骨短縮術での至適短縮量は個々の症例により異なる．Palmer ら[2]は新鮮屍体を用いた生体工学的研究で，2.5 mm の尺骨短縮により，UCJ の圧は平均 18%から4%に減少したと報告している．したがって UCJ の除圧目的の場合には一般に 2.5 mm の短縮で十分と考えられる．一方，DRUJ の安定化作用は，橈尺靭帯が部分的に尺骨小窩に付着していれば，尺骨短縮量が多いほど大きいことが研究1で判明した．しかし，尺骨の短縮により TFCC が緊張し，DRUJ の圧の増加を招くことが研究2で示された．したがって，尺骨短縮術を DRUJ の安定化目的で用いる場合には，DRUJ の圧の増加による関節症変化を防ぐために，尺骨の短縮量は安定性を得るのに最小限の量とするべきである．DRUJ の最大圧は，尺骨を4 mm 以上短縮した場合には筋無負荷時にも尺骨短縮前の筋負荷時と同等以上の値になったため，尺骨の短縮量は一般には3 mm 程度に留めることが望ましい．また，短縮量を決定する際には DRUJ の形状や ulnar variance も考慮すべきである．Loh ら[18]は ulnar plus variance の患者に対しては neutral variance まで矯正することを勧めており，ulnar minus variance の患者に対しては 2.5 mm 以上の短縮は行うべきでないと報告している．橈骨尺骨切痕の傾きが遠位橈側から近位尺側に向かう場合（negative angle）には尺骨を短縮すると DRUJ の適合性が障害される可能性が高いため，短縮量はより少なく設定すべきである．一方，二次性に生じた ulnar plus variance の患者に対しては，一次性の ulnar plus variance の患者に対する短縮量よりも多くの短縮量が許容されるであろう．

総　括

1．尺骨短縮術による DRUJ 安定化の機序を解明し，その適応と臨床上の限界および至適な尺骨短縮量を明らかとするために，新鮮屍体上肢を用いて TFCC が正常な状態および様々な損傷状態で尺骨短縮前後の DRUJ の安定性および圧の変化を生体工学的手法で解析し，以下の結論を得た．

2．橈尺靱帯が全部あるいは部分的にでも尺骨小窩に付着している場合には，尺骨を短縮することにより DRUJ を安定化することができるが，完全に尺骨小窩から橈尺靭帯が剥離している場合には尺骨の短縮を行っても DRUJ の安定化は十分には得られない．

3．TFCC が正常な状態では，筋負荷時，無負荷時ともに尺骨を短縮すると DRUJ の最大圧が増加した．橈尺靭帯を切離すると，尺骨短縮に伴う DRUJ の最大圧の変化が小さくなった．

4．尺骨の短縮量は DRUJ の圧増加を防ぎ，かつ，DRUJ の安定性を得ることができる必要最小限の量とするべきである．

謝　辞

稿を終えるにあたり，御指導，御校閲を賜りました慶應義塾大学医学部整形外科学教室戸山芳昭教授に深甚なる謝意を表します．また，本研究を直接御指導いただきました慶應義塾大学医学部整形外科学教室中村俊康講師に深謝いたします．さらに多大なるご助言，ご指導いただきました慶應義塾大学医学部整形外科名倉武雄特別研究教員講師をはじめとする慶應義塾大学医学部生体医工学研究室の諸先生方に感謝いたします．

本研究の一部は，第47回日本手の外科学会学術集会（2004，大阪），59th Annual Meeting of the American Society for Surgery of the Hand（2004, New York），第49回日本手の外科学会学術集会（2006，浜松），61st Annual Meeting of the American Society for Surgery of the Hand（2006, Washington DC），第21回日本整形外科基礎学会（2006，長崎），10th Triennial Congress of the International Federation of Societies for Surgery of the Hand（2007, Sydney）において報告した．

本論文は，Nishiwaki M，Nakamura T，Nakao Y，Nagura T，Toyama Y：Ulnar shortening effect on distal radioulnar joint stability：a biomechanical study. J Hand Surg 30A：719-726，2005の一部，Nishiwaki M，Nakamura T，Nagura T，Toyama Y，Ikegami H：Ulnar-shortening effect on distal radioulnar joint pressure：a biomechanical study. J Hand Surg 33A：198-205，2008の一部を含む．

文　献

1) Palmer AK, Werner FW：The triangular fibrocartilage complex of the wrist-anatomy and function. J Hand Surg 6A：153-162, 1981
2) Palmer AK, Werner FW：Biomechanics of the distal radioulnar joint. Clin Orthop 187：26-35, 1984
3) Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y：Functional anatomy of the triangular fibrocartilage complex. J Hand Surg 21B：581-586, 1996
4) Kihara H, Short WH, Werner FW, Fortino MD, Palmar AK：The stabilizing mechanism of the distal radioulnar joint during pronation and supination. J Hand Surg 20A：930-936, 1995
5) Tolat AR, Stanley JK, Trail IA：A cadaveric study of the anatomy and stability of the distal radioulnar joint in the coronal and transverse planes. J Hand Surg 21B：587-594, 1996
6) Stuart PR, Berger RA, Linscheid RL, An KN：The dorsopalmar stability of the distal radioulnar joint. J Hand Surg 25A：689-699, 2000
7) Ward LD, Ambrose CG, Masson MV, Levaro F：The role of the distal radioulnar ligaments, interosseous membrane, and joint capsule in distal radioulnar joint stability. J Hand Surg 25A：341-351, 2000
8) Adams BD, Berger RA：An anatomic reconstruction of the distal radioulnar ligaments for posttraumatic distal radioulnar joint instability. J Hand Surg 27A：243-251, 2002
9) Haugstvedt JR, Berger RA, Berglund LJ, Neale PG, Sabick MB：An analysis of the constraint properties of the distal radioulnar ligament attachments to the ulna. J Hand Surg 27A：61-67, 2002
10) Watanabe H, Berger RA, An KN, Berglund LJ, Zobitz ME：Stability of the distal radioulnar joint contributed by the joint capsule. J Hand Surg 29A：1114-1120, 2004
11) Teoh LC, Yam AKT：Anatomic reconstruction of the distal radioulnar ligaments：long-term results. J Hand Surg 30B：185-193, 2005
12) Watanabe H, Berger RA, Berglund LJ, Zobitz ME, An KN：Contribution of the interosseous membrane to distal radioulnar joint constraint. J Hand Surg 30A：1164-1171, 2005
13) Nakamura R, Tanaka Y, Imaeda T, Miura T：The influence of age and sex on ulnar variance. J Hand Surg 16B：84-88, 1991
14) Schuind FA, Linscheid RL, An KN, Chao EY：A normal data base of posteroanterior roentgenographic measurements of the wrist. J Bone Joint Surg 74A：1418-1429, 1992
15) Garcia-Elias M, Pitagoras T, Gilabert-Senar A：Relationship between joint laxity and radio-ulno-carpal joint morphology. J Hand Surg 28B：158-162, 2003
16) Friedman SL, Palmer AK：The ulnar impaction syndrome. Hand Clin 7：295-310, 1991
17) Chun S, Palmer AK：The ulnar impaction syndrome：follow-up of ulnar shortening osteotomy. J Hand Surg 18A：46-53, 1993
18) Loh YC, Van Den Abbeele K, Stanley JK, Trail IA：The results of ulnar shortening for ulnar impaction syndrome. J Hand Surg 24B：316-320, 1999
19) Tomaino MM：Ulnar impaction syndrome in the ulnar negative and neutral wrist. J Hand Surg 23B：754-757, 1998
20) Tatebe M, Nakamura R, Horii E, Nakao E：Results of ulnar shortening osteotomy for ulnocarpal impaction syndrome in wrists with neutral or negative ulnar variance. J Hand Surg 30B：129-132, 2005
21) Tolat AR, Sanderson PL, De Smet L, Stanley JK：The gymnast's wrist：acquired positive ulnar variance following chronic epiphyseal injury. J Hand Surg 17B：678-681, 1992
22) Milch H：Cuff resection of the ulna for malunited

Colles' fracture. J Bone Joint Surg 39A : 311-313, 1941
23) Darrow JC Jr, Linscheid RL, Dobyns JH, Mann JM 3rd, Wood MB, Beckenbaugh RD : Distal ulnar recession for disorders of the distal radioulnar joint. J Hand Surg 10A : 482-491, 1985
24) Boulas HJ, Milek MA : Ulnar shortening for tears of the triangular fibrocartilaginous complex. J Hand Surg 15A : 415-420, 1990
25) Minami A, Kato H : Ulnar shortening for triangular fibrocartilage complex tears associated with ulnar positive variance. J Hand Surg 23A : 904-908, 1998
26) Köppel M, Hargreaves IC, Herbert TJ : Ulnar shortening osteotomy for ulnar carpal instability and ulnar carpal impaction. J Hand Surg 22B : 451-456, 1997
27) Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y, Kikuchi Y, Makita A : Ulnar shortening procedure for the ulnocarpal and distal radioulnar joint disorders. J Jpn Soc Surg Hand 15 : 119-126, 1998
28) Nakamura T, Takayama S, Kikuchi Y, Osada N, Ono H : Long-term results of the ulnar shortening procedure for triangular fibrocartilage complex tear. J Jpn Soc Surg Hand 19 : 219-224, 2002
29) Inoue G, Tamura Y : Treatment of chronic dislocation or subluxation of the distal radioulnar joint. J Jpn Orthop Assoc 67 : 399-407, 1993
30) Deshmukh SC, Shanahan D, Coulthard D : Distal radioulnar joint incongruity after shortening of the ulna. J Hand Surg 25B : 434-438, 2000
31) Scheker LR, Severo A : Ulnar shortening for the treatment of early post-traumatic osteoarthritis at the distal radioulnar joint. J Hand Surg 26B : 41-44, 2001
32) Nishiwaki M, Nakamura T, Nakao Y, Nagura T, Toyama Y : Ulnar shortening effect on distal radioulnar joint stability : a biomechanical study. J Hand Surg 30A : 719-726, 2005
33) Nishiwaki M, Nakamura T, Nagura T, Toyama Y, Ikegami H : Ulnar-shortening effect on distal radioulnar joint pressure : a biomechanical study. J Hand Surg 33A : 198-205, 2008
34) Sagerman SD, Zogby RG, Palmer AK, Werner FW, Fortino MD : Relative articular inclination of the distal radioulnar joint : a radiographic study. J Hand Surg 20A : 597-601, 1995
35) Morisawa Y, Nakamura T, Tazaki K : Dorsoradial avulsion of the triangular fibrocartilage complex with an avulsion fracture of the sigmoid notch of the radius. J Hand Surg 32E : 705-708, 2007
36) Miura T, Firoozbakhsh K, Cheema T, Moneim MS, Edmunds M, Meltzer S : Dynamic effects of joint-leveling procedure on pressure at the distal radioulnar joint. J Hand Surg 30A : 711-718, 2005
37) Weightman BO, Freeman MA, Swanson SA : Fatigue of articular cartilage. Nature 244 : 303-304, 1973
38) Zimmerman NB, Smith DG, Pottenger LA, Cooperman DR : Mechanical disruption of human patellar cartilage by repetitive loading in vitro. Clin Orthop 229 : 302-307, 1988
39) Shaaban H, Giakas G, Bolton M, Williams R, Scheker LR, Lees VC : The distal radioulnar joint as a load-bearing mechanism-a biomechanical study. J Hand Surg 29A : 85-95, 2004