©NSCA JAPAN
Volume 28, Number 10, pages 57-63

Key Words【エクササイズテクニック：exercise technique、肩関節前方不安定症：anterior shoulder instability、傷害のメカニズム：injury mechanism】

肩甲上腕関節の伸展とディップス：S&C専門職のための留意点

Glenohumeral Extension and the Dip: Considerations for the Strength and Conditioning Professional

Alec K. McKenzie, B.ClinSci. **Zachary J. Crowley-McHattan,** Ph.D. **Rudi Meir,** Ph.D., CSCS
John W. Whitting, Ph.D. **Wynand Volschenk,** B.A. (HMS Hons) Sports Science, CSCS
Sports and Exercise Science Department, Southern Cross University, Lismore, Australia

要約

レジスタンストレーニングによる傷害の多くが肩関節複合体で発生する。しかし、それらの傷害リスクを高める可能性のある予測変数を明確にする研究は、依然不足している。不安定な姿勢（肩甲上腕関節の外旋を伴う外転）が要求される、ある特定のエクササイズの調査が行なわれ、それらが肩の痛みや損傷と関連づけられることが明らかになった。しかし、傷害リスクの増大に関連づけられる、別のいくつかのエクササイズや姿勢もあると思われる。肩甲上腕関節伸展の最終可動域での姿勢は、特にディップスに関して従来見落とされていた可能性のある、受傷しやすい姿勢である。

はじめに

肩関節複合体は、筋、腱、骨、靭帯と軟骨を含む多くの構造から成り立つ関節であり、これらの受動的および能動的な構造の相互作用により、腕の回転という複雑な運動を含む、肩関節の多様な活動が可能となる(36)。しかし、この大きな関節可動域（ROM：range of motion）と引き換えに、関節の安定性が犠牲になる。ウェイトトレーニングにおける傷害の最大36％が肩関節複合体で発生するが(1,26)、おそらく関節の安定性が不足していること、また習慣的に負荷耐性のない関節に高いストレスがかかることが原因である可能性が高い。

肩甲上腕関節は大きな構造（三角筋と上腕二頭筋など）と、より小さく繊細な構造（ローテーターカフと関節包靭帯の構造など）の両方を組み合わせて用いることで、関節運動を制御し関節の整合性を維持している(36)。これらの構造は2つのカテゴリーに分けられる。能動的安定構造と受動的安定構造である。能動的安定構造は、その代表としてローテーターカフの筋群（棘上筋、棘下筋、小円筋および肩甲下筋）を意味するが(6)、同じく上腕二頭筋、三角筋および広背筋などの肩甲上腕関節をまたぐ他の筋群も含まれる(30,36)。さらに、僧帽筋、菱形筋および前鋸筋のような能動的な肩甲骨安定筋は関節窩の安定的基盤を提供するためにも重要である。受動的安定構造には、上腕骨と肩甲骨の接続部分における骨の形状、関節唇および関節包靭帯の構造などがある(42)。

動的運動を行なう際、関節窩の中央に上腕骨頭を保持するためには、能動的構造と受動的構造のどちらもきわめて重要である(36)。しかし、レジスタンストレーニングでよくみられる様々な運動が肩の安定性にストレスとなることがある(10,12)。その一例が肩甲上腕関節の最終可動域での伸展であり、ディップス中に観察される。ディップスでは、その最下点のポジション（エクササイズの中間）で、肩甲上腕関節の最終可動域での伸展が起こり、**写真1**に添えた図に示されているように、上腕骨頭は関節窩に対して前方に移動する。結果的に、この動きに抵抗するために、肩関節安定化構造は能動的構造と受動的構造のどちらもストレスに曝

される。

最新のレビューによると、神経メカニクス的視点からディップスの特性を系統的に調査した研究は存在しないことが明らかになった。2件の研究がベンチディップス(ベンチを用いたディップスのバリエーション)の実施中に、上腕三頭筋の筋活動を調査した。参加者は両足を地面につけて、両手をベンチの上に置き、ベンチの前側で体幹を下降させ、その後開始姿勢に戻ってレップを終える。**写真2A**を参照すると、上腕三頭筋に目標を定めた他のエクササイズと比較できる(4,5)。しかし、2件の研究はどちらも関節運動学の調査は行なわず、また、他のいかなる筋活動の特徴も明確にしなかった。ディップス中の肩甲上腕関節の最終可動域での伸展について理論的な分析を行なったのち、以下のようなある仮説を提案できるだろう。

・肩甲上腕関節の能動的安定性は、大胸筋(PM：pectoralis major)鎖骨頭に依存しているが、それは下降局面において伸張性収縮を行ない、したがって運動の深さ、すなわち可動域を決定する。ローテーターカフの筋群は最終可動域で肩甲上腕関節伸展中における上腕骨頭の前方移動に抵抗する働きがある。僧帽筋、菱形筋、前鋸筋などの筋群は肩甲骨の安定筋として働き、肩甲骨引き上げを制限し、関節窩に強力な基盤を提供する役割を果たす(36)。

・受動的安定性は、前下方肩関節包、より厳密には、下上腕関節靭帯の前索(AB-IGHL：anterior band of the inferior glenohumeral ligament)に依存し、AB-IGHLは肩前部の主な受動的安定構造である(6)。

これらの能動的および受動的安定構造は、ディップス中を通してストレスを受けるが、特に最下点で大きなストレスを受ける**(写真2)**。ディップスを遂行した結果として、事例的に、同じ構造における傷害リスクの増加が疑われるため、この点は重要である。さらに、従来、バーディップス中のPM断裂が報告されている(7,39)。本稿では、解剖学的また機能的な観点からディップスのバリエーションについて論じる。さらに、肩が傷害を負いやすいポジションにある時に、負荷をかけて肩を伸展させると、どのような結果が起こりうるかを明らかにする。

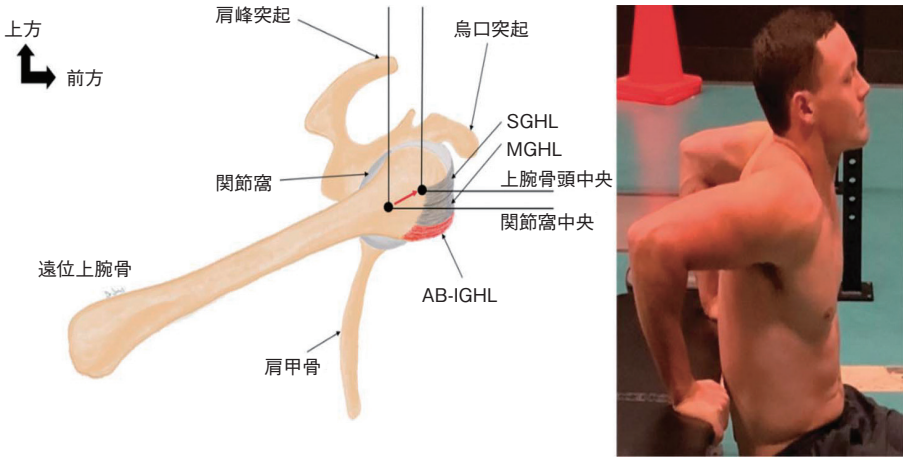


写真1　肩甲上腕関節の側面図：伸展可動域において、関節窩に対する上腕骨頭の前方移動(●間)を示す。AB-IGHL＝下上腕関節靭帯の前索、MGHL＝中関節上腕靭帯、SGHL＝上関節上腕靭帯

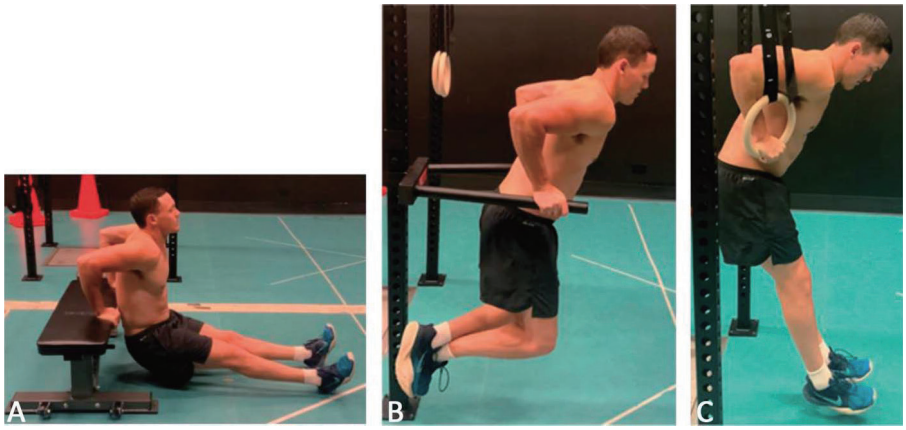


写真2　よく行なわれる3種目のディップスバリエーション：
(A)ベンチディップス、(B)バーディップス、(C)リングディップス

ディップス

ディップスはクローズドキネティックチェーンの自重エクササイズである。通常、上肢と体幹部の筋群を強化するエクササイズとして、アスリートやレクリエーションレベルのトレーニング参加者のために処方される(8)。人気のあるフィットネス関連のメディアでは、ディップスは上腕三頭筋や胸筋群を強化するための優れた方法であると説明されている。ディップスは、自重だけを用いても、または追加の外部負荷(ウェイトベストや腰からつり下げたプレートなど)を用いても行なうことができる。ディップスは伝統的に肩のリハビリテーションの環境で処方され(3,23)、水泳(19)、陸上競技(46)、ホッケー(22)などの競技特異的な集団にも処方されている。上腕三頭筋と胸筋群を目標とした複合エクササイズとして人気が高いにもかかわらず、ディップスの運動を詳細に分析した研究はきわめて少ないと思われる。そのよう

な分析があれば、このエクササイズとそのバリエーションの遂行中に、肩にかかる力やストレスをより良く理解することに役立つだろう。

エクササイズ遂行能力がそれぞれ異なるすべてのアスリートにとって、ディップスは人気の高いエクササイズである。それは、ディップスには多くのテクニックのバリエーションや漸進モデルがあるからである。多数のバリエーションがある中で、最もよく行なわれる3種目は、ベンチディップス、バーディップス、リングディップスであると思われる**(写真2)**。肩甲上腕関節の伸展の最終可動域またはその近くがディップスの各運動の最下点であり、これら3種目のバリエーションで共通に観察される。ディップスの神経筋系に対する要求を系統的に調査したエビデンスはほとんど、あるいは全くないと思われる。しかし、ディップスの運動における肩甲上腕関節の伸展可動域が、おそらく、他のよく行なわれるどの上半身のエクササイズよりも大きいと主張することは妥当であろう。したがって、負荷をかけながら(外部負荷の有無にかかわらず)、肩を大きく伸展させることは、肩関節複合体の受動的および/または能動的構造が傷害を負いやすくなる可能性があると想定することは合理的である。ディップス中に特に損傷が懸念される構造はPMと前下方肩関節包である。これらの構造が損傷すると、それぞれ挫傷と肩関節の前方不安定症(AI:anterior instability)の原因になると思われる。

大胸筋の挫傷

PMはそれぞれ3つの部分、すなわち鎖骨部、胸肋部および腹部からなる複雑な筋である。これらすべてが遠位で一点に集まり、上腕骨の結節間溝外側に付着する(32)。さらに詳細に述べると、鎖骨部は鎖骨の尾部表面における内側2/3に付着し、特にニュートラルな姿勢からの強力な肩甲上腕関節屈曲筋である。胸肋部は胸骨柄、胸骨体、および上部6本の肋軟骨に付着し、主に上腕の内転のために働く。PM腹部は腹直筋の筋鞘に付着し、腕を内転させ前部に屈曲させることができる(11,32)。

傷害としての筋の「挫傷(strain)」は、筋が引張負荷に耐えられずに起こることが多いと考えられる(34)。エクササイズ環境では、PMにおける筋挫傷の大多数が、ベンチプレス実施中の20〜30歳の男性に起こるといわれている(40)。しかし、次の3つの要因を含む肩の運動はすべてPMを損傷する可能性がある。すなわち、(i)肩が伸展の最終可動域で外旋位をとる場合、(ii)中程度から最大の負荷を用いる場合、および(iii)伸張性収縮を行なっている場合である(40)。

ディップスのバリエーションにおいて、特にワイドグリップ・パラレルバーディップスでこのポジションが徹底して反復されることが観察できる。**写真2**に示されているように、ディップスの全バリエーションで、肩甲上腕関節は、特に大きな負荷のかかる間、最終可動域で伸展位に置かれると思われる。さらにPMは、下降局面で伸張性収縮を行ない、その後最下点では、大きな力を発揮するための等尺性収縮を行なう。ディップスのバリエーションのいくつかは肩を外旋させる。したがってPMの傷害を引き起こすことが知られている回旋力が生じる。

この推論は、発表されている2件の事例報告によって支持される。1件は21歳の男性で、もう1件は41歳の男性を対象としていた。2名はバーディップス中にPMの断裂が起きた(7,39)。最初の事例では、負荷を増す手段として、腰から追加のウェイトをぶら下げていた。ディップス中に、この男性は「パチッ」と何かが切れた感じがし、すぐに左肩前部に痛みを感じたためワークアウトを中止した(7)。2件目の事例では、実施者は一連のワイドグリップ・パラレルバーディップスを遂行中に、痛みと同時に「プツッ」という音が聞こえ、実施者は痛みのためやむをえず床に落ちた(39)。しかし、どちらの事例もこれらのディップスが行なわれた特定のトレーニングの背景(ウォームアップの有無、完了したレップ数やセット数、傷害がセッション中のどの時点で発生したか、トレーニング歴など)について詳しい説明はない。だが、これらのシナリオでは、どちらの実施者も肩が外旋位にあり、最終可動域で伸展していたこと、そしてPMの鎖骨部が最大伸張性収縮を行なっていたことは明らかである。

肩関節前方不安定症

肩関節不安定症は、「肩の弛緩が症状を引き起こす臨床症候群」と定義できる(20, p.497)。AIは通常、関節窩、およびことによると関節唇の損傷により起こりうる前下方への亜脱臼または脱臼に伴う症状に関連があり(37)、AB-IGHLの損傷を伴うことが多い(14)。AIの分類に頻繁に用いられるのが「スタンモア分類」である(33)。この分類システムは、患者を3つのグループに分ける。タイプ1:外傷性、タイプ2:非外傷性、およびタイプ3:筋の配列による弛緩である。これらの説明をより単純化すると「摩耗弛緩、断裂弛緩、先天性弛緩」の集団であり(17)、**写真3**はこれらのグループを説明している(16)。

ある研究者グループが、ウェイトトレーニングの経験者と非経験者におけるAIの有病率を調査したところ、それぞれ71%と19%で、経験者集団内の割合が有意に高かった(28)。この研究では、不安定な姿勢での運動(ビハインドネック・プルダウン、ミリタリープレス)を行なった人の中で罹患率が高いことが確認されたが、この研究は肩

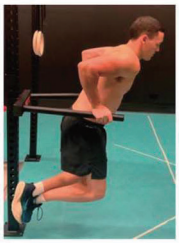
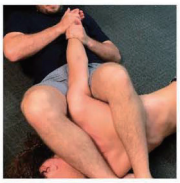
分類（標準的分類）	説明	写真
摩耗弛緩（タイプ２）	後天的非外傷性、受動的安定化構造の伸長、限界に近い、全力でのエクササイズの反復により起こる（43） 例：ディップス中	
断裂弛緩（タイプ１）	外傷性、安定化構造の断裂、高い衝撃で生じる（6） 例：ブラジリアン柔術の「アームバー」ホールド	
先天性弛緩（タイプ３）	先天的、安定化構造の過弛緩（16） 例：「二重関節」の過剰可動性	

写真３　摩耗弛緩、断裂弛緩、先天性弛緩：肩関節前方不安定症のメカニズム

甲上腕関節の伸展の最終可動域にかかわる動作については言及していない。Owensら（37）は、4,141 名の陸軍士官学校の学生群において、1学年の間に2.8％が脱臼または亜脱臼を経験したこと、また、その94％が前方向で起きたことを明らかにした。これらのうち、6％がウエイトリフティング中に、13％が兵式体操中に起きた。しかし、各群が参加した具体的な運動は明らかではない。

AIの主なメカニズムは最初の脱臼の95％を占めるが（20）、断裂弛緩群に属す外傷事象によるものと考えられる。これらの断裂弛緩傷害のうち、96％が損傷を伴うバンカート病変で、AB-IGHLの損傷を含む（6）。外傷性の傷害はストレングストレーニングにおけるテクニックの失敗後に起こる可能性がある。しかし、摩耗弛緩によるAIもストレングストレーニング中、特にディップス中の大きな不安材料である。

前方不安定症は、しばしば不安定な姿勢で肩へ頻繁に負荷をかけることによって生じることがあり、それは摩耗弛緩によるAIに分類されるだろう（15）。この姿勢が特に過度の高い緊張をAB-IGHLに強いるためであり、特に高いストレスの下ではAB-IGHLに塑性変形が起こる。AB-IGHLは肩甲上腕関節の主要な受動的前方安定化構造とみなされる。それは上腕骨頭が関節窩に対して前方に移動することに抵抗する働きがあるからである（6,42,43）。この不安定な姿勢は、オーバーヘッドプレスやインクラインベンチプレスなど、ある特定のウェイトトレーニングの実施中にさらに悪化するおそれがある。これは単に、肩が外転・外旋ポジションに置かれるだけではなく、追加の負荷が大きなモーメントアームに働き、したがって、関節トルクと関節ストレスが高まるためでもある（15）。

しかし、外転と外旋が同時に起こることがAB-IGHLの靭帯を傷める唯一の動作というわけではない。この靭帯は肩甲上腕関節の最終伸展可動域でも同じ緊張を強いられる。Lafosseら（31）の説明によると、肩甲上腕関節の受動的伸展はAB-IGHLと周囲の関節包にストレスをかける。この研究は肘関節を最大伸展させた状態で行なわれたことに注意が必要である。しかしこれは、肘関節を屈曲した姿勢と比較しても、AB-IGHLで起こるひずみが変わる可能性は低い。**写真１**に示されているように、ディップス中の伸展の最終可動域では、上腕骨頭が関節窩に対して前方に移動することが観察される。不安定なポジションとほぼ同じように、最終可動域での肩甲上腕関節の伸展は、AB-IGHLに過重な負荷がかかるだろう。これは、過去の挫傷経験や負荷特性次第ではあるが、摩耗弛緩または断裂弛緩、どちらのAI分類にも該当する傷害を生じさせる可能性がある。

重要なこととして、AB-IGHLが唯一の前方安定化構造ではないこと、また能動的安定性はローテーターカフの筋

群によって主に提供されることに再度言及しておく。ローテーターカフの筋群は一定方向に特異的に動員される(44)。これは上腕骨頭が前方に力で押し出される時、後部ローテーターカフの筋(肩甲下筋と小円筋)が動員され、上腕骨頭の前方変位を制限することを意味する。

それにもかかわらず、解剖検体でAB-IGHLの引張特性を調査した研究によると、上腕骨付着部位における回復不能な伸張はわずかであり、関節窩挿入部位で0.8mmの挫傷、中間位では0.2mm、そして上腕骨頭挿入部位で0.9mmの挫傷であることが確認された(35)。McMahonら(35)の報告によると、完全な損傷は平均8.4mm(±0.5mm)の伸張で起こる。AB-IGHLがこの運動に抵抗する主な受動的構造であり、上腕骨頭がディップス中に関節窩から前方に押しやられることを観察すると、McMahonら(26)によるこれらの知見は懸念を生じさせる。さらに警鐘的なことは、この挫傷が肩甲上腕関節の伸展の最終可動域で起こることである。この最終可動域での伸展中、PMと上腕三頭筋などの筋群は、長さ-張力曲線の下行局面で働いている可能性が高い(45)。Wolfeら(45)は、実際に、ベンチプレス中、伸展の最終30°では、PMがメカニクス的に不利な状況で活動していることを明らかにした。これはPMのトルク発揮能力が低下すること、そのため運動を制限しコントロールする能力も低下することを意味する。したがって、このようなポジションでは、若干の塑性変形がAB-IGHLに起こり、それにより、潜在的に摩耗弛緩または断裂弛緩が生じる可能性があると示唆することは妥当である(15)。

Pollockら(38)はまた、解剖検体でAB-IGHLの引張特性を調査した。この研究は標準的な事前のコンディショニング後、AB-IGHLに対し、それぞれ予想される絶対損傷の90%の準損傷負荷を、反復的に、3群にそれぞれ1回、10回または100回施して調査した。AB-IGHLの長さはテスト前とテスト後15分および60分で計測された。Pollockら(38)は、各群で低い伸張でのピーク負荷が減少したこと、また各群のAB-IGHL長が有意に長くなったことを発見し、AB-IGHLの超弛緩性が実証された。プロトコルの60分後の変形は、1回、10回および100回伸張群でそれぞれ6.2±1.7%、9.1±2.1%および10 3±2.2%であった。Pollockら(37)は、これらの変化は靭帯の超弛緩性を誘発する膠原線維の微細損傷によるものであると示唆した。

注目すべき点として、10回と100回の伸張群の違いは、1回と10回の伸張群の違いに比べ小さいことが認められたことである。これは最初の伸張がAB-IGHLの総合的な変形に最も大きな影響を与える可能性があることを示唆している。ディップスは通常1～10レップの間で処方されるため、これは実践的に重要な意味をもつ。Pollockら(38)は、生じた変形の大きさが安定性を提供する際、靭帯を「機能不全」にする可能性があると結論づけた。この研究者らはまた、靭帯の変形はプロトコルの60分後に外見上明らかとなり、その結果は永久的である可能性が高いことも示唆した。

その結果、AB-IGHLが肩甲上腕関節の伸展最終可動域で生じるひずみがある時は、最小限度の反復回数とわずかなひずみだけで損傷を起こすには十分であり、それがいずれAI症状へと進むことを示唆するエビデンスがある。これはオーバーヘッドスポーツやある特定のウェイトトレーニング動作のように、不安定な姿勢で定期的に肩に負荷をかけるアスリートにAIの罹患率が高いことによっても裏づけられる(24,29)。

ディップス中に上腕骨頭の前方移動に影響を与える可能性のある追加的要因は、肩後部のタイトネス(PST：posterior shoulder tightness)で、これは後部肩甲上腕関節包の肥厚／拘縮である(2)。PSTは内旋制限をもたらし、さらに、棘下筋、小円筋および三角筋後部のスティフネスを伴う(21)。これは重要な点である。というのも、PSTは、レクリエーションレベルのウェイトトレーニング参加者やオーバーヘッド競技アスリートにおいて、他の一般集団よりもはるかに高確率で観察されるからである(25,27)。外科的に誘発されたPSTは、不安定なポジションで(9)、また屈曲と伸展のROMにおいて(18)上腕骨頭の異常な変位をもたらすことが明らかになっている。PSTの症状のある個人において、最終可動域での負荷をかけた伸展により、上腕骨頭の前方変位が増加するかはまだ明確になってはいない。しかし、能動的安定構造(小円筋と棘下筋)のスティフネスの増加と組み合わさると、PSTは、すでに負傷しやすい姿勢をさらに悪化させる可能性がある。

テクニックの失敗

ディップスとそのバリエーションで懸念されることは、エクササイズテクニックの失敗により、肩関節が最大ROMを超えて容易に伸展してしまうことである。自重を支持するディップスのバリエーションにおいて、ディップスの高さ(リングやバーの高さ)によっては、テクニックの失敗により、身体は無理に床まで落下する。これは経験した伸展可動域をさらに拡張することになり、前述のメカニズム、すなわち、PMまたはAB-IGHLのひずみによる損傷リスクが高まる。これはベンチプレスやプッシュアップなどの他のエクササイズとは異なる点である。例えば、ベンチプレス中は、肩は、バーがアスリートの胸と接する位置までしか伸展しない。プッシュアップ中に、肩が伸展するのは、アスリートの胸と床とが接

する点までである。したがって、傷害の発生リスクを低減するために、S&C専門職は、ディップスに固有の危険因子を認識すべきである。

さらにテクニックの失敗に加え、筋疲労がディップスに伴う危険性をさらに増大させると思われる。筋疲労はしばしば「課題が持続できるか否かにかかわらず、力またはパワーを発揮する筋の能力がエクササイズによって低下すること」と定義される(13, p.12)。ディップスが実際に処方される時、適応を引き起こし、筋力を増大させるために疲労は不可欠である。しかし、ディップス中の筋疲労の蓄積は、上腕骨頭を肩甲上腕関節窩の中央に保持する能動的安定化構造の能力を低下させる可能性がある。これは上腕骨頭の変位を防ぐためにAB-IGHLのような受動的構造に対する依存を増大させるだろう。前述のように、AB-IGHLは比較的低レベルのストレスから損傷を受ける可能性のある脆弱な構造である。この靭帯に対する追加的なストレスはおそらく傷害の危険性を高め、潜在的にAIの発症率を高めるだろう。

まとめと現場への応用

ディップスの運動はその最終可動域での負荷が潜在的に有害であるにもかかわらず、エクササイズテクニックの運動学や神経筋の活性化パターンなどを含めた系統的な調査はまだこれから必要とされている。エクササイズテクニックの観察からは、この最終可動域での肩甲上腕関節の伸展は、肩関節複合体のかかわる他のいかなるレジスタンスエクササイズでも同程度に経験されることはまずない。最終可動域での肩甲上腕関節の伸展が、外転を伴い、伸張性収縮中の高負荷と組み合わさると、PMの筋群は高い損傷リスクに曝される。これを前提として、S&C専門職は、ディップスエクササイズを特徴づける反復的負荷がAB-IGHLの傷害の可能性を高めることに配慮する必要がある。AB-IGHLの傷害は肩のAIとして現れる可能性が高く、AB-IGHLはディップスとそのバリエーションを含むエクササイズから損傷を被りやすい。

さらに、他の多くのエクササイズでは、エクササイズテクニックや筋疲労の影響を受けずに、安全にレップを終了することができる。それとは異なり、ディップスは、疲労に伴い、肩甲上腕関節の伸展中に、肩が脆弱となる最終可動域まで無理に押される可能性がある。これは肩関節複合体、特にPMとAB-IGHLの外傷を引き起こす可能性がある。最終的には、能動的安定筋群に疲労が生じ、高いストレス下でAB-IGHLのひずみが増し、その損傷リスクが高まるだろう。

ディップスのバリエーションの神経メカニクス的特性についての研究が待たれるが、その前に、本稿で概説した潜在的な傷害メカニズムに基づいて、S&C専門職はディップスを処方する際、以下の助言を考慮すべきである。

- 運動の深さ：**写真4**で描写されるように、運動の深さを制限することを検討する。ディップスとそのバリエーションの各レップにおいて、肩甲上腕関節を常に最終可動域まで伸展させることを控えれば、潜在的に、能動的および受動的安定化構造を損傷から守ることができるだろう。
- 失敗の影響緩和：アスリートが素早く簡単に床に足をつけるように、補助者を用いるなど、ディップスの高さを制限する対策を検討する。これは完全なテクニックの失敗が起きた場合に、傷害発生を低減できると思われる。
- プログラムの作成：セッションに要する時間だけでなく、ディップスの負荷やレップ数などのプログラム変数を管理し、過度の筋疲労やテクニックの破綻を避けることが必要である。これには、すべてのセットを失敗するまで行なわないことも含まれる。
- リスク集団に対して：オーバーヘッド競技アスリートやすでにAIになりやすい集団に対しては、負荷の下で最終可動域での反復的伸展を用いる際には、細心の注意を払う必要がある。
- プレハビリテーションエクササイズ：アスリートが、必ず、PST(内旋の減少)に対処すること、定期的にローテーターカフと肩甲骨の安定化のためのエクササイズを確実に実施する。これにより、能動的安定化構造の有効利用の可能性が高まるだろう。
- コーチの合図：「コアに力を集中し、肩甲骨を押し下げ、頭部をニュートラルに保持してください」。こういった指示により、アスリートが確実に肩甲骨を適切なポジションに保持できるようにする。◆

写真4　バーディップスの最下点の姿勢：(A)従来の深さと(B)修正後の深さ

References

1. Alabbad MA, Muaidi QI. Incidence and prevalence of weight lifting injuries: An update. *Saudi J Sports Med* 16: 15, 2016.
2. Bach GH, Goldberg BA. Posterior capsular contracture of the shoulder. *J Am Acad Orthop Surg* 14: 265–277, 2006.
3. Binkley H, Schroyer T. Aquatic therapy in the treatment of upper extremity injuries. *Athl Ther Today* 7: 49–54, 2002.
4. Boehler B. Electromyographic Analysis of the Triceps Brachii Muscle During a Variety of Triceps Exercises. 2011. Available at: https://minds.wisconsin.edu/handle/1793/53487. Accessed January 16, 2020.
5. Bompa TO, Cornacchia LI. *Serious Strength Training: Periodization for Bodybuilding Muscle Power*. Toronto, ON, Canada: York University, 1998. pp. 121–124.
6. Burkart AC, Debski RE. Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability. *Clin Orthop Relat Res* 400: 32–39, 2002.
7. Carek PJ, Hawkins A. Rupture of pectoralis major during parallel bar dips: Case report and review. *Med Sci Sports Exerc* 30: 335–338, 1998.
8. Ciccantelli P. Strength exercise: The dip. *Natl Strength Cond Assoc J* 13: 53–54, 1991.
9. Clabbers KM, Kelly JD, Bader D, et al. Effect of posterior capsule tightness on glenohumeral translation in the late-cocking phase of pitching. *J Sports Rehabil* 16: 41–49, 2007.
10. Colado JC, García-Massó X. Technique and safety aspects of resistance exercises: A systematic review of the literature. *Phys Sportsmed* 37: 104–111, 2009.
11. Drake R, Vogl AW, Mitchell A. *Grays Anatomy for Students*. London, United Kingdom: Churchill Livingstone, an imprint of Elsevier Inc., 2010. pp. 650–690.
12. Durall CJ, Manske RC, Davies GJ. Avoiding shoulder injury from resistance training. *Strength Cond J* 23: 10, 2001.
13. Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: What, why and how it influences muscle function. *J Physiol* 586: 11–23, 2008.
14. Galvin JW, Ernat JJ, Waterman BR, Stadecker MJ, Parada SA. The epidemiology and natural history of anterior shoulder instability. *Cur Rev Musculoskelet Med* 10: 411–424, 2017.
15. Gross ML, Brenner SL, Esformes I, Sonzogni JJ. Anterior shoulder instability in weight lifters. *Am J Sports Med* 21: 599–603, 1993.
16. Guerrero P, Busconi B, Deangelis N, Powers G. Congenital instability of the shoulder joint: Assessment and treatment options. *J Orthop Sports Phys Ther* 39: 124–134, 2009.
17. Han Y, Kim S-H. Posterior shoulder instability. In: *Shoulder Arthroscopy*. Berlin, Germany: Springer, 2014. pp. 201–217.
18. Harryman D II, Sidles J, Clark JM, et al. Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg Am* 72: 1334–1343, 1990.
19. Hawley JA, Williams M, Vickovic M, Handcock P. Muscle power predicts freestyle swimming performance. *Br J Sports Med* 26: 151–155, 1992.
20. Hayes K, Callanan M, Walton J, Paxinos A, Murrell GA. Shoulder instability: Management and rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther* 32: 497–509, 2002.
21. Hung C-J, Hsieh C-L, Yang P-L, Lin J-J. Relationship between posterior shoulder muscle stiffness and rotation in patients with stiff shoulder. *J Rehabil Med* 42: 216–220, 2010.
22. Hurd J, Goldenburg L, Bliss S. Teaching techniques #13: Dips. *Natl Strength Cond Assoc J* 13: 66, 1991.
23. Jaggi A, Lambert S. Rehabilitation for shoulder instability. *Br J Sports Med* 44: 333–340, 2010.
24. Jobe FW, Pink M. Classification and treatment of shoulder dysfunction in the overhead athlete. *J Orthop Sports Phys Ther* 18: 427–432, 1993.
25. Kolber MJ, Beekhuizen KS, Cheng M-SS, Hellman MA. Shoulder joint and muscle characteristics in the recreational weight training population. *J Strength Cond Res* 23: 148–157, 2009.
26. Kolber MJ, Beekhuizen KS, Cheng M-SS, Hellman MA. Shoulder injuries attributed to resistance training: A brief review. *J Strength Cond Res* 24: 1696–1704, 2010.
27. Kolber MJ, Corrao M. Shoulder joint and muscle characteristics among healthy female recreational weight training participants. *J Strength Cond Res* 25: 231–241, 2011.
28. Kolber MJ, Corrao M, Hanney WJ. Characteristics of anterior shoulder instability and hyperlaxity in the weight-training population. *J Strength Cond Res* 27: 1333–1339, 2013.
29. Kvitne R, Jobe F, Jobe C. Shoulder instability in the overhand or throwing athlete. *Clin Sports Med* 14: 917–935, 1995.
30. Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *J Shoulder Elbow Surg* 14: S32–S38, 2005.

From Strength and Conditioning Journal
Volume 43, Number 1, pages 93-100.

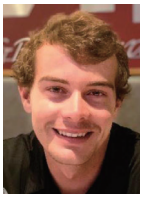
著者紹介

Alec K. McKenzie：
オーストラリアSouthern Cross Universityのスポーツ運動科学の理学修士候補。

Zachary J. Crowley-McHattan：
オーストラリアSouthern Cross Universityの運動制御と運動学習の講師。

Rudi Meir：
オーストラリアSouthern Cross UniversityのS&Cの 准教授。

John W.Whitting：
オーストラリアSouthern Cross Universityのバイオメカニクスと運動学の上級講師。



Wynand Volschenk：
オーストラリアSouthern Cross Universityのスポーツ運動科学の理学修士候補。