

振動形湾曲骨切りデバイスを用いた寛骨臼回転骨切り術支援システム

36787 鄭 常賢
指導教官 佐久間 一郎 教授

We have developed a bone-cutting device, which is able to cut the periacetabulum precisely and safely, to aid Rotational Acetabular Osteotomy(RAO). This study has improved the durability and the cutting performance of the previous bone-cutting device and has studied about the proper cutting methods of a bone-cutting device. We have evaluated usefulness of a bone-cutting device by the cutting experiment of the porcine acetabulum. This study has also proposed the combination methods with surgical systems. We have investigated the proposed combination methods by cutting a human pelvis model and have pointed out some problems, which are able to be refitted easily.

Key words : Rotational Acetabular Osteotomy, Bone Cutting Device, Bone Cutting Methods

1. 背景

寛骨臼回転骨切り術は変形性股関節症に対し自分の股関節を温存したまま臼蓋の再形成が可能な優れた手術治療方法である。しかし、従来の術式は非常に難しく、患者への侵襲も大きい。そこで、我々は寛骨臼回転骨切り術を支援するために、安全で正確な球面状の骨切りが可能なデバイスを開発し、豚腸骨の切削実験でその有用性を示した[1]。しかし、腸骨より硬い寛骨臼の切削は出来ていなかった。その原因としては

- 十分な耐久性と切削性能が得られていない。
- 硬さが均一でない骨に対し、常に同じ切削速度で切削していたため、骨の組織が硬いところの切削では切削反力が大きくなり安定した切削が出来ない。

などが考えられる。また、骨切りデバイスを保持するための術具マニピュレータとの統合に関して十分な検討が行われていなかった。

本研究では、骨切りデバイスの臨床使用を目指し、耐久性と切削性能の向上、適切な切削方法と手術システムとの統合方法を検討する。

2. 骨切りデバイス

2.1. 要求仕様

骨切りデバイスが臨床に使えるためにはまず、寛骨臼を正確な球面状で切り取ることが可能である必要がある。患者への安全性のためには切削時の温度、骨の欠損量に関して注意すべきである。切削時の温度は骨組織の熱変性が起こらないように50℃以下にする。骨の欠損量を少なくするためには、切りしろを5mm以下にする。

2.2. 骨切りデバイスの構成

骨切りデバイスの概観と各部の名称を Fig. 1 に示す。骨切りデバイスの動きは駆動モータからの

回転運動がレシプロケーシングで往復振動運動に変化させ、ガイドの中にあるリンケージと刃に伝わる仕組みである。

2.3. 耐久性の向上

前の骨切りデバイスのガイドは十分な強度が得られていなかったため、長い時の刃の振動により刃が入っている隙間が広くなることと切削ときには切削反力により撓みが生じる問題があった。本研究ではより高い強度を得るためガイドの材質をSUS440C から金型用の NAK80 に変えた。さらに、ガイドを DLC(Diamond Like Carbon)コーティングすることでリンケージとの摩擦を減らし、ガイド自体の強度も向上した。

改良前後のリンケージと刃の連結部分を夫々 Fig. 2 の(a)と(b)に示す。(a)の場合は振動により赤い点線の部位に応力が集中し、リンケージが折られることがあったが、今回は応力を分散させる形に改良を行った。

2.4. 切削性能の向上

以前の骨切りデバイスには駆動モータからの回転運動をレシプロケーシングまで伝達するためにフレキシブルケーブルを使用した。が、動力損失が



Fig. 1 A bone-cutting device
motor, reciprocating guide saw



(a) previous type (b) improved type
Fig. 2 Attachment between saw and linkage

大きく、ケーブル自体が強いトルクを頼れず、ねじられてしまう場合があった。そこで本研究では駆動モータからの動力をレシプロケータに直接伝えるように改良を行った。

2.5. 切削力に関する検討

以前は切削速度を一定にして切削を行ったため、安定した切削が出来なかった。そこで、本研究では切削力を一定に保つ切削を行うことにより安定した切削が可能にする。さらに、骨切りデバイスに適切な切削力に関して検討する。

2.5.1. 切削力を一定に保つ切削方法

切削力を一定に保つための制御式を式(1)に示す。

$$V_D = \rho V_D + K(G F_T - F_T) \quad (1)$$

V_D : 骨切りデバイスの送り速度

ρV_D : 直前の V_D , K : 制御定数

F_T : 切削力, $G F_T$: 目標の F_T

これは、切削反力が大きくなると骨切りデバイスの送り速度を落とし、切削反力が小さくなると送り速度を早くする切削方法で切削力を一定にする方法である。

2.5.2. 実験装置

骨切りに適切な切削力を検討するために Fig. 3 の実験装置を使用した。この装置は2自由度を持っており、モータ1により切削深さをモータ2により送り速度の制御が出来る。サンプルを固定するホルダとモータ2の間に力センサがあり、切削力を計測することが可能である。

2.5.3. 実験方法

切削力を100~700gfまで100gfずつ増加しながら3分間サンプルの切削を行い、切削された量を比較する。切削性能を定量的に評価するためにサンプルは0.48[g/cc]のモデル骨を使用した。切削深さは15mm、刃の振動数は5,500[回/分]に固定する。

2.5.4. 結果

各々の切削力に対する一分間の切削量を Fig. 4 に示す。切削力が高いほど、切削性能が良いと判断できる。200~500gfまでは切削力の増加により切削量も急激に増加する。500~700gfまでは切削力の増加により、切削量も増えているが、その量は500gf以下での増加量と比べると小さい。

Fig. 5(a)~(c)には切削力が500~700gfを保つために制御された骨切りデバイスの送り速度の変化を時間に対して示す。切削力が500gfの場合は全区間にわたり均等な切削が行われているが、600gfと700gf場合は切削量が一部の時間に集中され、安定な切削ではない。

2.5.6. 考察

本節では骨切りデバイスに適切な切削力に関し

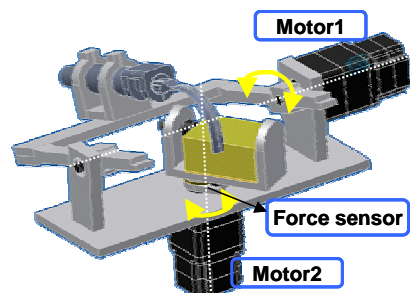


Fig. 3 The experimental equipment of 2 FOD

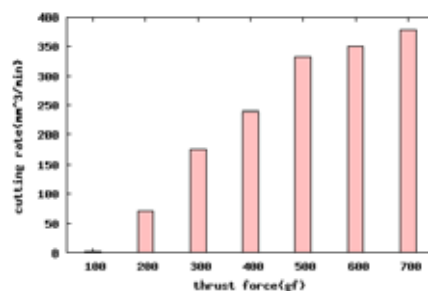
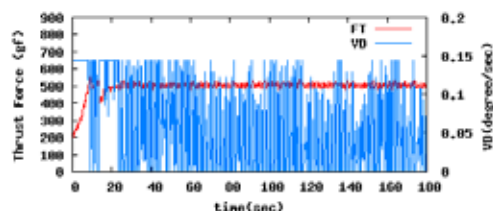
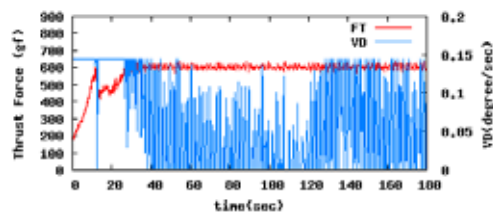


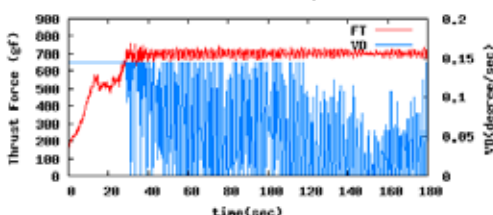
Fig. 4 Cutting rate plotted against various force



(a) $G F_T$: 500gf



(b) $G F_T$: 600gf



(c) $G F_T$: 700gf

Fig. 5 Controlled cutting velocity plotted against three goal thrust force

て検討を行った。切削力が500gf以上の場合よい切削性能を示したが、600,700gfの場合は安定した切削は出来ていない。その原因は、

- 切削力が高くなると切削反力も大きくなるため、ガイドが歪んでしまい、リンケージとの摩擦が大きくなる。
- 刃により深く作られた切削痕に刃が引っか

かる。

ためたと考えられる。これらの結果から切削性能と安定性を共に考慮すると骨切りデバイスにもっとも適切な切削力は 500gf だと判断される。




2.6. 刃の形状に関する検討

本節では、厚さとピッチが異なる三つの刃に対して切削性能の検討を行う。

2.6.1. 刃の形状

刃はガイドが通られる隙間を作らないといけない。ガイドの厚さが 2mm であることから、刃の厚さは 2mm 以上のものを選ぶ。さらに、骨きりデバイスの振動ストロークが 6.3mm で短いため、ピッチはなるべく短い刃を選択した。Tab. 1 に三つ刃の仕様と様子を示す。

Tab. 1 The Specific of saw

タイプ	1	2	3
厚さ(mm)	1.60	2.00	2.25
刃数(TPI)	14	6	6
様子			

2.6.2. 切削性能の比較

一定時間で同量を切削するときに必要なとする力

三つの刃に対して一定時間で同量の切削を行いそのときに必要とする駆動モータのトルクと切削反力を比較する。サンプルとして 0.48[g/cc] のモデル骨を使用し、切削時間は 50 秒間、骨切りデバイスの送り速度は 0.036[°/sec] で一定にする。両方共に 1 秒間 500 サンプルの計測を行い平均と標準偏差を比較する。平均が小さいほど切削性能が良く、標準偏差の範囲が狭いほど安定した切削として判断する。

同条件の切削で切削される量

切削力を 500gf で一定に保ち、0.48[g/cc] のモデル骨の切削を 2 分間行い、切削される量を比較する。切削深さは 15mm にする。

2.6.3. 結果

一定時間で同量を切削するときに必要なとする力

切削反力の平均と標準偏差の範囲を Fig. 6 に示す。タイプ 1 の刃が一番小さい切削反力で切削が可能であったのが分かる。標準偏差はタイプ 2 において一番小さく、切削反力が安定しているのが分かる。

Fig. 7 には駆動モータのトルク値の平均と標準偏差を示す。タイプ 0 は切削を行わない状態で刃を空振動させるときのトルク値である。タイプ 1 と 2 はタイプ 3 と比べて刃を空振動させた場合とほぼ同じである。タイプ 1 と 2 の刃がタイプ 3 に比べてよい切削性能を持っているのが分かる。

同条件の切削で切削される量

Tab. 2 The cut volumes (mm³)

タイプ	1	2	3
20 秒	140.21	120.18	113.83
120 秒	345.15	718.88	653.40

Tab. 2 に三つの刃に対する最初 20 秒間の切削量と 120 秒間の切削量を示す。最初 20 秒間ではタイプ 1 の刃により一番多い切削が行われているが、120 秒間ではタイプ 2 の刃で一番多い切削が行われている。タイプ 1 の刃においては切りしろが狭くガイドが通らなかったため、20 秒までの切削量が一番多かったのに、120 秒までの切削量は一番少なかった。

2.6.4. 考察

本骨切りデバイスにおいては刃の厚さが薄いほど、ピッチが短いほど切削性能がよくなると考えられる。刃の切削性能はタイプ 1 が一番良いと判断されるが、ガイドの厚さを考慮すると骨切りデバイスにはタイプ 2 の刃の使用が適切だと判断される。

これらの結果から骨切りデバイスにおいての適切な切削方法を以下に提案する。

- 切削力を 500gf に保つように骨切りデバイスの送り速度を制御する。
- 通常はタイプ 2 の刃で切削を行い、切削が出来ない場合はタイプ 1 の刃に切り替える。

3. 豚の寛骨臼の切削実験

骨きりデバイスの切削性能と切削方法の有効性を検証するために、豚の寛骨臼を球面状で切り取る実験を行った。

3.1. 方法

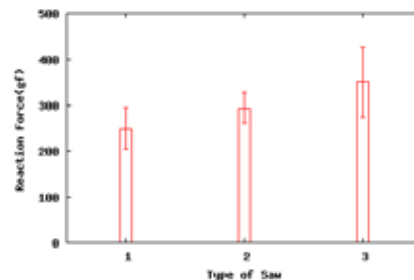


Fig. 6 Reaction force against the type of saw

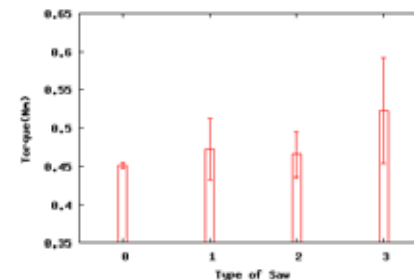


Fig. 7 Torques plotted against the type of saw

サンプルとして実験日に屠殺された豚から摘出した骨盤を用いる。骨盤を実験装置のホルダに固定し、2.6.4 節で提案した骨切り方法で切削を行う。切削中6分間は切削による温度上昇を検討するため10[ml/min]の水で冷却を行い、サーミスタでガイド先端の温度を計測する。

3.2. 結果

Fig. 8 に切削した寛骨臼を示す。切りしろは2.2~2.4mm であり、切削にかかった時間は約30分だった。温度は冷却により、24~26 で安定した。寛骨臼を完全に切り取るのは不可能だったが、約70%の部位を切削することが可能であった。

3.3. 考察

切りしろと温度上昇は要求仕様を満たすことが確認できた。寛骨臼を完全に切り取るのが出来なかった原因はホルダで骨を固定する方法が悪く、切削中に骨が動いたためと考えられる。骨切りデバイスの切削性能は十分であり、提案した骨切り方法も有効であることが確認できた。

4. 手術システムとの統合

4.1. 手術システムの構成

骨切りデバイスを臨床に使用するためには骨切りデバイス保持する術具マニピュレータ、骨から筋肉、骨膜などの組織を剥離するためのヘラマニピュレータ[2]との統合が必要である。術具マニピュレータは7自由度で骨切りデバイスの位置と姿勢を制御する。

4.2. 評価実験

骨切りデバイスの位置と姿勢を術具マニピュレ

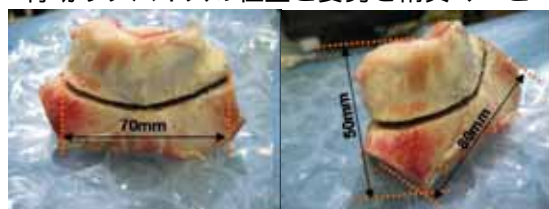


Fig.8 The cut porcine acetabulum

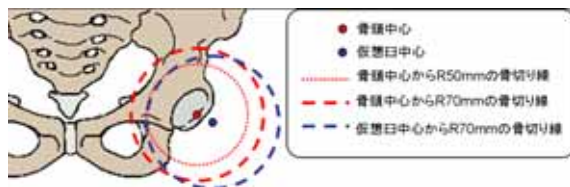


Fig.9 The bone cutting line



Fig.10 The cut human pelvis model

ータにより制御し、人のモデル骨盤の寛骨臼を球状に切り取られるかを評価する。骨切りデバイスの回転中心はFig. 9 に示したように骨頭中心ではなく、寛骨臼を丸く切り取られる仮想球の中心に合わせる。

4.3. 結果と考察

Fig. 10 に切削されたモデル骨盤を示す。切りしろは3~5mm であり、要求仕様を満たす。寛骨臼周辺の約60%以上は丸く切るのが可能であったが、切削する部位が深くなる計画線と切削線画が異なってしまい、完全に切り取るのは不可能であった。原因としては

- 術具マニピュレータのガタによる誤差。
 - 仮想球と骨切りデバイスの回転中心の位置合わせを手動で行ったことによる誤差。
- が考えられる。

5. 考察

本研究では、骨切りデバイスの臨床使用を目指し耐久性と切削性能を向上した。さらに、適切な骨切り方法を提案して、豚の寛骨臼の切削実験でその有効性を確認した。しかし、実験装置のホルダの問題で完全な実験が出来なかった。術具システムとの統合に関しては術具マニピュレータの運動精度・剛性の工場、手術計画ソフトウェアによる術具の位置決めを行う必要があり、今後改良する予定である。

6. 結論

寛骨臼回転骨切り術の骨切りを支援するために、寛骨臼を計画線とおり正確な球画状で安全に切り取られる骨切りデバイスの開発を行った。具体的には

- 以前の骨切りデバイスの改良による耐久性と切削性能の向上
 - 適切な骨切り方法の提案
 - 手術システムとの統合方法に関する検討
- である。考察で明確にした課題は解決される可能性が高く、今後の改良により臨床使用に十分な可能性があることが確認できた。

参考文献

- (1) 関谷達彦：寛骨臼回転骨切り術を支援する振動形骨切りデバイスの開発と評価，東京大学修士論文，2005。
- (2) 柳原勝他：Rao における空間確保マニピュレータの開発-空間確保のための機構と制御の試作，第13回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集，2004