

КОНТРОЛИРАНЕ НА СИЛАТА НА НАТИСК ПРИ АВТОМАТИЗИРАНО ПРОБИВАНЕ НА КОСТИ

К. Загурски ¹⁾, Бояджиев Т. ²⁾, Бояджиев Г. ³⁾, Делчев К. ³⁾, Витков В. ³⁾

¹⁾ *Институт по системно инженерство и роботика - БАН*

Акад. Г. Бончев, Бл. 2, 1113 София

²⁾ *Институт по информационни и комуникационни технологии – БАН*

Акад. Г. Бончев, Бл. 2, 1113 София

³⁾ *Институт по Механика – Българска Академия на Науките,*

Акад. Г. Бончев, Бл. 4, 1113 София

Абстракт: Контролирането на силата на натиск при извършването на ортопедичната манипулация пробиване на кост е много важно с оглед реализирането на тази манипулация с минимална инвазия. В статията е представена експериментална постановка за автоматизирано пробиване на кости, описан е алгоритъм за контролиране на силата на натиск при пробиване, представени са експериментални резултати, и са направени съответните изводи.

Ключови думи: автоматизирано пробиване, управление, експериментални резултати

1. Увод

За целите на ортопедията при лечението на различни травми по костната система често пъти се налага имплантирането на ортопедични винтове. Това изисква частично или цялостно пробиване на съответните кости. При ръчното пробиване на отворите се появяват редица проблеми, свързани с точността и прецизността на манипулацията.

Един от най-важните проблеми, които следва да бъдат решени чрез автоматизирането на ортопедичната манипулация „пробиване”, това е предотвратяването на опасността от увреждане вследствие прегряване на костното вещество. Причината за това може да бъде както поддържането на неподходящи обороти на пробивната машина, така и на величината на приложената сила в процеса на пробиването на отвора. Счита се, че повишаването на температурата над 55° за време, продължително от 1 - 1.5 минути [6], води до невъзвратими изменения в структурата и физическите свойства на костта.

Нарастването на температурата по време на процеса на пробиване на костта е в пряка връзка с величината на приложената сила в процеса на пробиването на отвора (penetration force, drilling force, thrust force) [3,4,5]. Приложената сила в процеса на пробиване не винаги е съобразена с оптималната стойност, необходима за реализиране на конкретна манипулация. Това е особено валидно за ръчното пробиване, при което неправилното дозиране на силата може да предизвика не само прегряване на костното вещество, но и допълнителни травми. Ето защо много изследвания са насочени към разработването на методи и средства, целта на които е да се

минимизира силата, т.е. да се постигне минимална инвазия при пробиване на костта.

Една част от тези изследвания са фокусирани върху конструктивните особености на ортопедичните бургии. Представеното в [7] изследване сравнява пет вида бургии в зависимост от генерираната от тях топлинна енергия в процеса на пробиване на кости.

Друга концепция, целта на която е да минимизира силата при пробиване, е т.н. Ultrasonically-Assisted Drilling (UAD) [3]. Същността на този подход се състои в приложението на модул, разработен на базата на пиезоелектричен ефект, който реализира микро възвратно-постъпателни премествания с амплитуда 5 - 25 микрометра и честота 10 - 30 kHz, постоянни за всеки отделен експеримент, и към който е закрепена ортопедичната бургия.

Предимствата на UAD в сравнение с конвенционалния начин (CD) на пробиване в случая се изразяват в намаляването на силата от 60 - 65 N (при CD) до стойности от 35 - 38 N (при UAD).

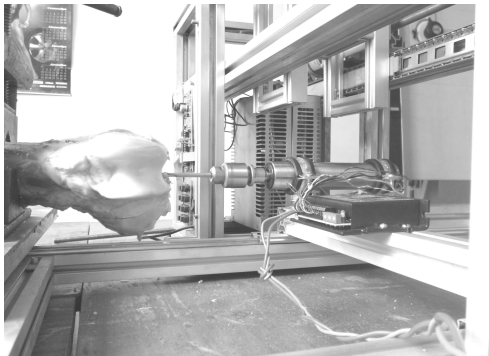
Друг подход за оптимизиране на силата при пробиване е приложение на роботи за автоматизиране на манипулацията пробиване на кости (Robot-Assisted Surgery), при който, на базата на силова обратна връзка, системата за управление контролира нивото на силовото въздействие на бургията върху костта.

Представените в статията изследвания са свързани с приложението на този подход.

2. Експериментална постановка

Механичната конструкция на системата за автоматизирано пробиване на кости представлява отворена кинематична структура с две степени на подвижност с кинематични

двоици от V[™] клас – транслационна и ротационна, с успоредни оси на движение. Транслационната двоица се задвижва от стъпков електродвигател, а ротационната – от постоянен ток двигател (фиг.1).



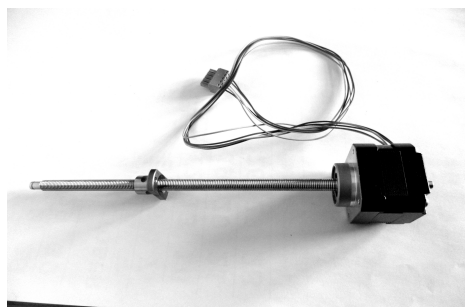
Фиг.1 Експериментална постановка

Подходящи за реализиране на постъпателното движение на ортопедичната бургия са стъпковите двигатели на “Haydon Switch & Instrument Inc” [8], куплирани с подходящ винт със съответната стъпка.

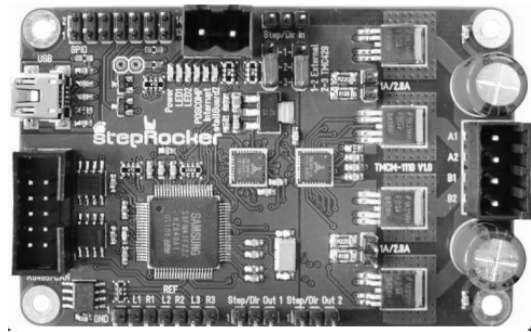
Използваният в експерименталната постанова линеен двигател 43000–17 (1.8°/стъпка, 0.0158 mm/стъпка) (фиг.2) например осигурява реализирането на постъпателно движение 1mm за 4032 микростъпки (режим 64 микростъпки). Управлението се реализира от контролер/драйвер TMC2110 на TRINAMIC [9] (фиг3).

Ортопедичната бургия се задвижва с предлагания от MAXON EC-4pole 30 BLDC двигател с четириполюсен ротор (фиг.4). За управлението на двигателя се използва контролерът (MAXON) DEC 50/5 1-Q-EC [10].

За да може системата за управление да контролира нивото на силовото въздействие на бургията върху костта е необходимо да се реализира силова обратна връзка. Като се има предвид диапазона на изменение на силата на съпротивление при пробиване [1,2] подходящ за приложение за тази цел е силовият датчик LMB-A-200N (Kyowa)[11].



Фиг.2 Линеен двигател 43000–17 (1.8°/стъпка, 0.0158 mm/стъпка)

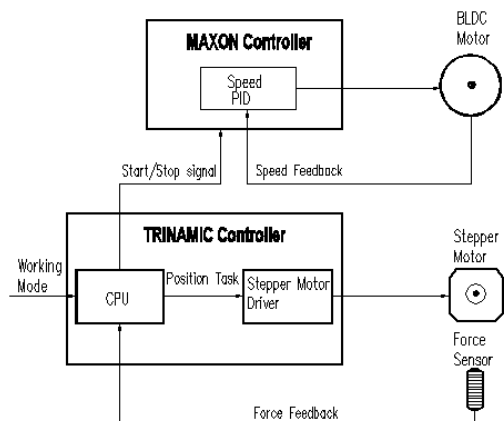


Фиг. 3 Контролер/драйвер TMC2110



Фиг.4 BLDC EC - 4pole 30 двигател и контролер DEC 50/5 1-Q-EC (MAXON)

Блок схемата на системата за управление е представена на фиг.5. Програмата за управление се записва в EEPROM на TMC2110.



Фиг.5 Блок схема

3. Алгоритъм за управление

Основният фактор, който е определящ за появата на проблемите при пробиването на кости, е променливата сила на съпротивление при пробиване.

Силата на съпротивление при пробиване зависи от:

3.1. Обекта на манипулацията

- различна плътност на костта (пол, възраст, здравен статус на пациента)
- променлива плътност на костта по протежение на отвора (стена на костта; вътрешност на костта)
- променлива плътност поради самата структура на костта (тръбовидна, гъбовидна)

3.2. Променливо вътрешно съпротивление на пробивната машина – от механичната система; от позицията на машината по отношение на обекта на манипулацията.

3.3. Степента на износване на използваната ортопедична бургия.

Във връзка с това задачата на управлението при автоматизираното пробиване на кости може да се формулира като:

- осигуряване на оптимална стойност на силата на натиск в процеса на пробиването, което да гарантира точността, прецизността и безопасността на манипулацията.

Трябва да се отбележи, че безопасността на манипулацията в случая означава да се изключи вероятността от увреждане на костта или от недопустимо нарастване температура, или вследствие на предозиран натиск.

Задачата за контролирането на силата на натиск при пробиване може да се раздели на следните подзадачи :

- контролирането на силата на натиск при реализиране на контакт и започване на пробиването
- контролирането на силата на натиск в процеса на пробиване на костта
- контролирането на силата на натиск в областта на завършване на пробиването

При реализиране на контакт на бургията с костта, пробиването на дълбочина от 1 mm се извършва със скорост от 0.5 mm/s. В рамките на това пробиване, на базата на данните от силовия датчик, се извършва идентификация на силата на съпротивление, която характеризира плътността на костта на конкретния обект на манипулацията. На базата на тази стойност се формира задание F_R за силата на натиск, превишаването на което в процеса на пробиване на костта води до забавяне на постъпателното движение или дори до промяна на посоката на подаване на бургията. Като резултат, цялостното транслационно движение при пробиване представлява съвкупност от възвратно-постъпателни движения, големината на които се контролират от показанията на силовия датчик. Управлението на постъпателното движение се реализира чрез задаване на конкретни стойности на определени

параметри на контролера, които дефинират например максималната скорост на движение, максималното ускорение, а също така и чрез реализирания на PI закон за управление, целта на който е да минимизира отклонението на силата на натиск от зададената стойност.

Този подход при реализиране на пробиването дава възможност да се дозира силата на натиск в такива граници, които да елиминират възможността от увреждане на костта от прекомерно силен натиск или поради нарастване на температурата (което също е следствие на прилагане на твърде голяма сила при пробиването или на захабена бургия).

В областта на завършване на пробиването, в зависимост от изборения режим на пробиване (Drilling mode), решението за край на задачата е свързано или с достигане на зададената дълбочина на отвора (пробиване на зададена дълбочина), или с регистриране на края на пробиваната стена (пробиване на проходен отвор).

При пробиване на зададена дълбочина се следи текущата позиция и се сравнява със заданието. В последната част от изпълнение на заданието се редуцира скоростта на подаване на бургията, а след завършване на пробиването се извършва проверка за пропуснати стъпки. Тази проверка определя и точността на пробиването, която в случая е 0.1 mm.

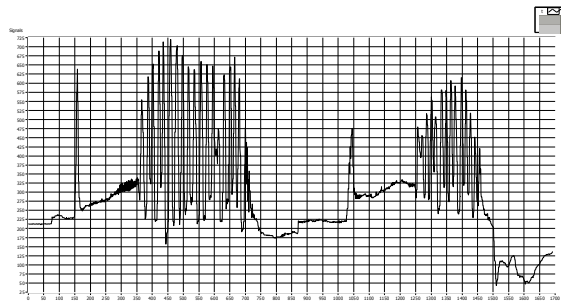
При пробиване на проходен отвор регистрирането на края на пробиваната стена се извършва чрез обработването по съответен алгоритъм на няколко величини.

В процеса на пробиване непрекъснато се следи силата на съпротивление на костта – F_{Act} . Формира се $\varepsilon = F_{Act} - F_R$. Формира се интегрален компонент I_{err} , в рамките на плуващ прозорец, който дава информация за изменение на силата на съпротивление в околността на пробиването. Решението за завършване на пробиването на костта (“стоп решение”) се реализира като функция на няколко величини - F_0 (съпротивление на празен ход), F_R , F_{Act} и I_{err} . Освен това в процеса на формирането на “стоп решението” по определени критерии се оценява вероятността за приближаване на края на костта, когато скоростта на транслацията се редуцира до 1mm/s, с оглед да се осигури минимално проникване (min. penetration) и да не се допусне разширяване на изходния отвор и отчупване на части от костта.

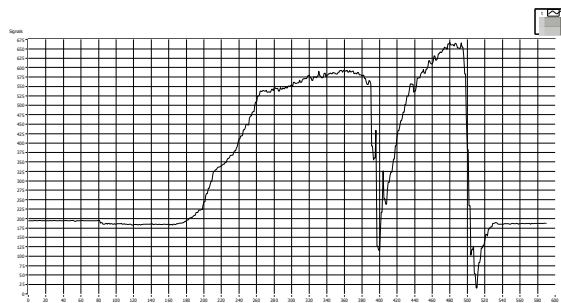
4. Експериментални резултати

При експериментите като обект на пробиването е използвана свинска кост. Пробиването се извършва с ортопедична бургия с диаметър 6 mm. Представените на фиг. 6 резултати отразяват изменението на силата на

съпротивление при автоматизирано пробиване на проходен отвор. Представените на фиг.7 резултати са получени при същите условия, но при ръчно извършване не пробиването.

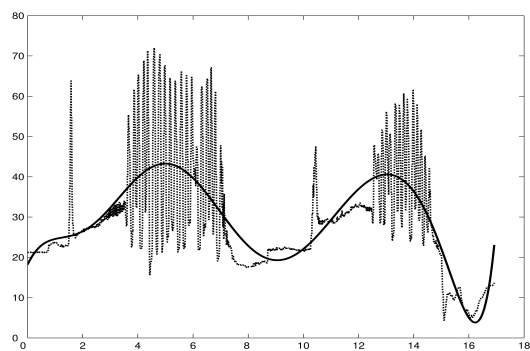


Фиг.6. Сила на съпротивление при автоматизирано пробиване на проходен отвор



Фиг.7. Сила на съпротивление при ръчно пробиване на проходен отвор

На фиг.8 е показана кривата на изменение на силата на съпротивление при автоматизирано пробиване, след Н.Ч. филтрация на сигнала.



Фиг. 8. Изменение на силата на съпротивление при автоматизирано пробиване

От представените резултати се вижда, че усреднената стойност на силата на съпротивление, достигаща стойности около 60N при ръчното пробиване се редуцира до около 46N при автоматизираното пробиване. Това намаляване на силата в процеса на пробиване е от основно значение с оглед предотвратяване на рисковете от увреждане на костното вещество вследствие на предозиран натиск.

Заклучение

Актуалните научни разработки и изследвания очертават една ясно изразена тенденция - съвременните хирургически зали ще бъдат оборудвани с все повече роботизирани системи и устройства и т.н. интелигентни хирургически инструменти. Целта е да се постигне развитие на т.н. минимално-инвазивна хирургия.

В областта на ортопедичната хирургия се налага изразът “Intelligent Bone Drilling” като термин, който отразява автоматизирането на ортопедичната манипулация „пробиване на кост” и решаването на проблемите, свързани с ръчното извършване на тази основна манипулация.

Acknowledgement

Авторите изказват благодарност за подпомагането на работата, осигурено съгласно Проект FFNNIPO_12_01547.

Литература

1. Boiadjiev, T., G. Boiadjiev, V. Vitkov. Surgery Assisting Robot Module for Orthopedic Manipulation Bone Drilling. 11th Int. Power Electronics and Motion Control Conf. EPE – P EMC 2004, 02-04 Sept., Riga, Latvia, CD, ISBN 9984-32-033-2.
2. Boiadjiev G., T. Boiadjiev, V. Vitkov, K. Delchev, R. Kastelov, K. Zagurski. Robotized System for Automation of the Drilling in the Orthopedic Surgery. Control Algorithms and Experimental Results. 9th IFAC Symp. on Robot Control SYROCO'09, pp. 633-638, Sept. 9-12, 2009, Gifu, Japan.
3. Alam K., A.V. Mitrofanov, V.V. Silberschmidt. Experimental investigations of forces and torque in conventional and ultrasonically-assisted drilling of cortical bone. Medical Engineering & Physics 33 (2011) 234-239
4. Abouzia MB, James DF. Temperature rise during drilling trough bone. Int. J Oral Maxillofac Implants. 1997 May-Jun;12(3):342-53
5. Udiljak, T.; Ciglar D. & Skoric, S. Investigation into Bone Drilling and Thermal Bone Necrosis. Advances in Production Engineering & Management 2 (2007) 3, 103-112 .ISSN 1854-6250
6. Hillery M.T., I. Shuaib, Temperature effects in the drilling of human and bovine bone, Journal of Materials Processing Technology 92-93 (1999) 302-308.
7. Natali C, Ingle P, Dowell J. Ortopaedic bone drills-can they be improved? J Bone Joint Surg Br 1996;78-B:352-7.
8. www.hjs-inc.com
9. www.trinamic.com
10. www.maxonmotor.com
11. www.kyowa-ei.co.jp