

Marek KRAFT, Michał FULARZ, Piotr KACZMAREK, Adam SCHMIDT
POLITECHNIKA POZNAŃSKA, INSTYTUT AUTOMATYKI I INŻYNIERII AUTOMATYCZNEJ
ul. Piotrowo 3a, 60-965 Poznań

Sprzętowy układ do estymacji siły oraz zmęczenia mięśni na podstawie sygnału elektromiograficznego

Mgr inż. Marek KRAFT

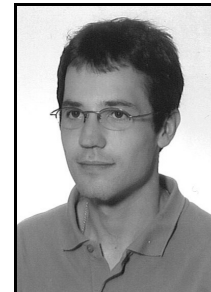
Ukończył studia na kierunku Automatyka i Robotyka na Wydziale Elektrycznym Politechniki Poznańskiej w roku 2005. W tym samym roku rozpoczął pracę na stanowisku asystenta w Instytucie Automatyki i Inżynierii Informatycznej tejże uczelni. Jego główne zainteresowania naukowe obejmują projektowanie i dedykowanych akceleratorów sprzętowych dla zastosowań w systemach wizyjnych, a także zagadnienia z zakresu przetwarzania obrazów, robotyki mobilnej, oraz projektowania systemów wbudowanych.



e-mail: marek.kraft@put.poznan.pl

Dr inż. Piotr KACZMAREK

Od 2003 pracuje na Politechnice Poznańskiej. W 2009 obronił pracę doktorską z zakresu biocybernetyki. W pracy badawczej zajmuje się zagadnieniami analizy sygnałów biomedycznych, sterowania ruchem oraz tworzeniem narzędzi wspomagających rehabilitację narządu ruchu



e-mail: piotr.kaczmarek@put.poznan.pl

Mgr inż. Michał FULARZ

Ukończył studia na kierunku Automatyka i Robotyka na Wydziale Elektrycznym Politechniki Poznańskiej w 2010 roku. Obecnie jest uczestnikiem studiów doktoranckich na tym samym wydziale. Jego zainteresowania naukowe obejmują cyfrowe przetwarzanie obrazów, systemy wbudowane, projektowanie i budowę robotów mobilnych, a także układy reprogramowalne.



e-mail: michal.fularz@put.poznan.pl

Mgr inż. Adam SCHMIDT

Absolwentem kierunku Automatyka i Robotyka spec. Robotyka na Wydziale Elektrycznym Politechniki Poznańskiej. Od 2007 roku pracuje jako asystent w Instytucie Automatyki i Inżynierii Informatycznej Politechniki Poznańskiej. W swojej pracy zajmuje się głównie wykorzystaniem technik przetwarzania obrazu i inteligencji maszynowej w robotyce mobilnej, biometrii i inżynierii sejsmicznej.



e-mail: adam.schmidt@put.poznan.pl

Streszczenie

W pracy przedstawiono implementację układu służącego do estymacji siły oraz zmęczenia mięśni na podstawie sygnału elektromiograficznego (EMG), rejestrowanego za pomocą dwukanałowego wzmacniacza, oraz położenia stawu mierzonego za pomocą enkodera kwadraturowego. W matrycy FPGA zaimplementowano struktury obliczające aktualną wartość średniej częstotliwości (MNF) oraz wartości średniokwadratowej (RMS) sygnału i kąta, co umożliwia estymację aktualnej siły oraz zmęczenia. Opracowane rozwiązanie jest skalowalne i umożliwia równoległą obsługę liczby kanałów ograniczonej wyłącznie zasobami matrycy FPGA.

Słowa kluczowe: FPGA, elektromiografia.

A hardware system for muscle force and tiredness estimation from electromyographic signal

Abstract

This paper presents an FPGA implementation of the muscle force and fatigue estimation unit based on the analysis of an electromyography (EMG) signal measured with a two-channel amplifier and the joint position measured with a quadratic encoder. The contemporary systems use the root mean square (RMS) of the EMG signal and muscle length to estimate the contraction force and decrease in the median frequency of the EMG signal to detect the muscle fatigue [2]. The proposed system consists of (Fig. 1): an infinite impulse response (IIR) high-pass filter with the cut-off frequency of 10 Hz, a dedicated RMS calculation block for the 512 samples window (Fig. 2.), the Fast Fourier Transform (FFT) block and a MicroBlaze processor. The muscle length is estimated using measurements from the encoder placed on the joint. The mean value of the EMG signal frequencies is used as the approximation of the median-frequency. The system was tested using the Xilinx SP605 evaluation kit and the obtained results were verified. The resources usage is presented in Table 1. Due to the FPGA inherent ability to parallelize computation, additional measurement channels can be easily added without increase in the processing time. The presented system is portable and can be used as a part of any mobile solution requiring feedback from the muscles-state (e.g. exoskeleton). Due to its scalability, it can be easily extended into a larger muscle-analysis system. Moreover, it can be modified to facilitate analysis of other biomedical signals.

Keywords: FPGA, EMG, force and fatigue estimation.

1. Wstęp

Sygnał elektromiograficzny (EMG) jest jednym z sygnałów biomedycznych. Jest on zapisem czynności elektrycznej towarzyszącej skurczowi włókien mięśniowych. Ponieważ skurcz mięśnia jest rezultatem asynchronicznej aktywności wielu włókien mięśniowych a siła skurczu jest wypadkową częstotliwości kurczenia się poszczególnych włókien jak i ilości aktywnych włókien, dlatego sygnał EMG zawiera informację o sile aktywacji mięśnia a pośrednio o sile skurczu. Sygnał EMG może być rejestrowany za pomocą elektrod wkłuwanych, lub elektrod umieszczonych na powierzchni skóry nad brzuścem mięśnia. Elektrody wkłuwane stosowane są przede wszystkim w diagnostyce i pozwalają rejestrować aktywność niewielkiej liczby włókien mięśniowych. Elektrody powierzchniowe mają zdecydowanie mniejszą selektywność i rejestrują aktywność większej ilości włókien, co powoduje, że nie stosuje się je do oceny aktywności całego mięśnia. Analiza sygnału EMG jest wykorzystywana jako podstawowa technologia przy konstrukcji neuroprotezy, analizie ruchu, a także w diagnostyce.

Współczesne systemy do analizy EMG oparte są zazwyczaj o stanowisko pomiarowe, którego kluczowym elementem jest stacjonarny komputer PC. Nie stanowi to problemu w zastosowaniach diagnostycznych, lecz konstrukcja urządzeń mobilnych, takich jak neuroprotezy lub egzoskielety, wymaga zastosowania innej platformy.

W artykule opisano realizację toru przetwarzania sygnału EMG rejestrowanego za pomocą elektrod powierzchniowych w układzie FPGA. Zaimplementowany system składa się z wejściowego filtra o nieskończonej odpowiedzi impulsowej, usuwającego z sygnału składowe niskoczęstotliwościowe, bloku obliczającego wartość skuteczną sygnału (RMS) w pewnym oknie czasowym, a także wartość średniej częstotliwości na podstawie rozkładu sygnału na składowe częstotliwościowe za pomocą szybkiej transformaty Fouriera (FFT).

Układ wzbogacono ponadto o możliwość obsługi enkodera inercyjnego, który umożliwia pomiar aktualnego położenia stawu. Dzięki elastyczności układów programowalnych system

w prosty sposób rozszerzyć można o dodatkowe kanały, a także o możliwość przetwarzania innych sygnałów biomedycznych.

2. Sygnał EMG i możliwości jego wykorzystania

Pomiary aktualnej siły skurczu oraz określenie poziomu zmęczenia mięśnia są istotne nie tylko w diagnostyce układu mięśniowego, lecz również w układach sterowania opartych o sprzężenie zwrotne od stanu mięśnia i w systemach bezpieczeństwa, których zadaniem jest ochrona człowieka przed zbyt dużym przeciążeniem. Niezależnie od zastosowań konieczne jest posiadanie metod umożliwiających pomiar siły i ocenę stopnia zmęczenia mięśni. Bezpośredni pomiar siły skurczu jest niemożliwy, ponieważ mięsień tworzy zamknięty łańcuch kinematyczny z układem szkieletowym. Pomiar siły możliwy jest tylko przy zastosowaniu metod pośrednich. Poziom zmęczenia mięśnia definiuje się jako względny spadek wartości siły maksymalnego skurczu dowolnego w odniesieniu do siły generowanej przy braku zmęczenia. Istotną trudnością pomiaru poziomu zmęczenia na podstawie definicji jest wpływ pomiaru na zmęczenie mięśnia (maksymalny skurcz dowolny generuje bardzo szybkie zmęczenie mięśnia). Stąd taka metoda pomiaru jest stosowana wyłącznie w diagnostyce. W zastosowaniach, w których metoda pomiarowa nie powinna wpływać na zwiększenia poziomu zmęczenia stosuje się metody pośrednie. Większość z obecnie wykorzystywanych metod do estymacji siły skurczu jak i oceny poziomu zmęczenia wykorzystuje analizę sygnału elektromiograficznego (EMG), będącego zapisem elektrycznej aktywności mięśnia podczas skurczu.

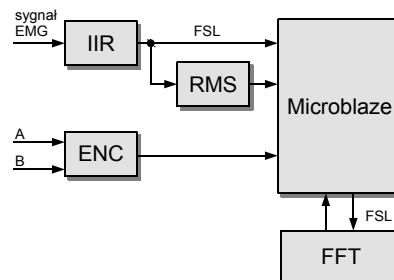
Jedną z najbardziej rozpowszechnionych metod estymacji siły skurczu jest wyznaczenie wartości średniokwadratowej (RMS) sygnału EMG w pewnym przedziale czasu, którego długość zależy od szybkości zmian siły. Niezależnie od długości okna obserwacji występuje silna korelacja liniowa między chwilową wartością siły (przy skurczu izometrycznym) a wartością funkcji RMS. W celu obliczenia wartości siły skurczu na podstawie wartości RMS konieczne jest eksperymentalne wyznaczenie wartości współczynnika skali. Wartość współczynnika jest zależna od długości mięśnia i prędkości ruchu stąd przy estymacji siły dla różnych długości mięśni konieczna jest znajomość współczynnika skali w funkcji długości mięśnia.

Wyniki badań [2] wskazują, że zmęczenie manifestuje się w sygnale EMG w postaci zmiany częstotliwości medianowej. Wraz z narastaniem zmęczenia obserwuje się zmniejszanie krótkoczasowej częstotliwości medianowej sygnału. Przy wykonywaniu powtarzalnych ruchów zmniejszanie częstotliwości medianowej świadczy o rosnącym poziomie zmęczenia.

W pracy opisano implementację sprzętową pojedynczego toru umożliwiającego estymację siły oraz poziomu zmęczenia mięśnia. Na wstępie, w celu zwiększenia wydajności systemu sprzętowego oraz ze względu na ograniczenia zasobów przyjęto następujące założenia: estymacja siły realizowana będzie na podstawie wartości RMS sygnału EMG oraz wartości kąta, który reprezentuje długość mięśnia. Kąt rejestrowany będzie za pomocą enkodera z wyjściem kwadraturowym. Przyjęto, że podczas kalibracji systemu zostanie wyznaczona charakterystyka statyczna współczynników skali w funkcji kąta, która następnie będzie wykorzystana do wyznaczenia aktualnej siły na podstawie wartości RMS. Założono również, że przetwarzanie będzie dotyczyło skurczów izometrycznych lub ruchu o niewielkiej prędkości. Do oceny poziomu zmęczenia zamiast krótkoczasowej częstotliwości medianowej wykorzystana zostanie częstotliwość średnia. Założenie to jest dopuszczalne pod warunkiem, że: widmo sygnału jest skupione i nie posiada rozproszonych maksimumów. Na bazie właściwości fizjologicznych sygnału EMG przyjęto, że uproszczenie to jest dopuszczalne, wtedy, gdy wartość średnią będzie wyznaczana w przedziale częstotliwości 10-100Hz. Ocena zmiany poziomu zmęczenia realizowana będzie przy ruchach cyklicznych i będzie polegała na wyznaczeniu zmiany częstotliwości średniej sygnału w ustalonej fazie ruchu.

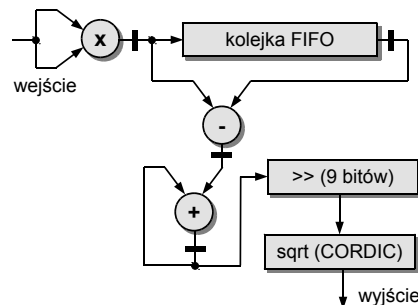
3. Implementacja sprzętowa

Zaimplementowany układ podzielić można na bloki funkcjonalne, połączone ze sobą jak pokazano na rysunku 1.



Rys. 1. Schemat blokowy systemu
Fig. 1. Block diagram of the system

Analogowy sygnał wejściowy podawany jest po spróbkowaniu na filtr IIR. Założono częstotliwość próbkowania na poziomie 5 kHz. Blok filtru ma za zadanie wyeliminować z sygnału składowe o częstotliwościach niższych niż 10 Hz. Zastosowano filtr IIR typu II o rzędzie 2 z dodatkowymi sekcjami II rzędu. Odfiltrowany sygnał przesyłany jest do bloku, który oblicza jego wartość skuteczną w oknie, które składa się z 512 próbek. Schemat bloku podano na rysunku 2.



Rys. 2. Schemat blokowy podsystemu obliczającego wartość RMS sygnału
Fig. 2. Block diagram of the subsystem for RMS value computation

Przy projektowaniu bloku wykorzystano fakt, iż całkowita wartość RMS w ruchomym oknie zależy od różnicy wartości próbki aktualnie wchodzącej do okna i wychodzącej z okna w danym momencie czasu. Wartość próbki wchodzącej i wychodzącej dla konkretnej chwili czasu jest znana dzięki zastosowaniu kolejki FIFO do opóźniania nadchodzących próbek. Różnica wartości wchodzącej do okna i wychodzącej z okna jest sumowana w akumulatorze w każdym cyklu pracy układu. Wartość przechowywana w akumulatorze jest następnie dzielona z zaokrągleniem w dół poprzez obcięcie 9 najmłodszych bitów wyniku. Odpowiada to operacji dzielenia przez 512. Wynik dzielenia jest następnie przekazywany do bloku obliczającego całkowity pierwiastek kwadratowy z liczby całkowitej. Do obliczania pierwiastka wykorzystano algorytm CORDIC.

Ocena długości mięśnia jest zrealizowana przez pomiar kąta reprezentującego aktualne położenie stawu. Do układu podłączyć można w tym celu enkoder inkrementalny, którego obsługa została zaimplementowana w innym dedykowanym bloku sprzętowym.

Blok dokonuje podstawowej filtracji sygnałów z enkodera w celu usunięcia krótkotrwałych zakłóceń. Na podstawie stanów obu wejść (A, B) rozróżniany jest kierunek obrotu oraz jego wartość, które aktualizują stan rejestru przechowującego aktualną wartość kąta.

Aktualna wartość skutecznego sygnału, wartość kąta, oraz wartości kolejnych próbek sygnału wejściowego po odfiltrowaniu w bloku IIR są odczytywane przez mikroprocesor MicroBlaze. Do mikroprocesora podłączony jest również blok funkcjonalny realizujący szybka transformatę Fouriera.

Do wyznaczania transformaty wykorzystano gotowy, konfigurowalny blok sprzętowy. Blok realizuje 512-punktową transformację za pomocą algorytmu Radix-2. Wykorzystano wersję bloku FFT, która nie jest w pełni potokowa. Pojedynczy motylek Radix-2 jest w związku z tym wielokrotnie wykorzystywany, co pociąga za sobą znaczące wydłużenie czasu przetwarzania. Ponieważ częstotliwość próbkowania sygnału wejściowego jest stosunkowo niska, wydłużenie czasu przetwarzania nie stanowi jednak przeszkody, a zastosowanie takiej właśnie wersji bloku FFT pozwala zaoszczędzić zasoby układu FPGA i ogranicza pobór mocy. Nie wprowadzono również mechanizmu kontroli rozrostu współczynników transformaty, gdyż proporcjonalny ich przyrost nie ma wpływu na wartość wyznaczonej średniej częstotliwości. Komunikację z blokiem FFT zrealizowano przy pomocy szybkich, buforowanych kanałów komunikacyjnych FSL.

Zadaniem mikroprocesora jest przede wszystkim sterowanie przepływem danych oraz odpowiednie ich formatowanie i przesyłanie do dalszej analizy. Dodatkowo, na podstawie danych wyjściowych odebranych z bloku FFT, mikroprocesor wyznacza wartość średnią częstotliwości przez obliczenie średniej ważonej z wyznaczonych przez blok składowych częstotliwościowych.

4. Analiza wyników

Zestawienie podsumowujące zużycie zasobów układu FPGA użytych do zaimplementowania elementów systemu zamieszczono w tabeli 1 oraz 2. Dla porównania w tabelach zamieszczono procentowe zużycie tych zasobów w układzie XC6SLX45 z rodziny Spartan 6.

Przeprowadzone testy funkcjonalne potwierdziły prawidłowe działanie układu. Do testów wykorzystano zestaw ewaluacyjny SP605 firmy Xilinx. Średniej wielkości układ programowalny jest w stanie pomieścić bloki przetwarzające będące w stanie obsługiwać wiele kanałów. Ze względu na możliwość naturalnego zrównoleglenia obliczeń w układach programowalnych, zwiększanie liczby kanałów nie wprowadza dodatkowych kosztów czasowych i nie spowoduje spowolnienia działania układu.

Tab. 1. Podsumowanie zużycia zasobów układu FPGA przez poszczególne bloki funkcjonalne (część 1)

Tab. 1. Summary of the FPGA resources used to implement individual functional blocks (part 1)

	BlockRAM	% BlockRAM	FF	% FF
ENC	0	0,00	73	0,13
IIR	0	0,00	47	0,09
RMS	1	0,43	458	0,84
FFT (512 pkt., 1 kan.)	5	2,16	1 132	2,07
FFT (512 pkt., 2 kan.)	9	3,88	1 957	3,59
FFT (512 pkt., 4 kan.)	17	7,33	3 613	6,62

Tab. 2. Podsumowanie zużycia zasobów układu FPGA przez poszczególne bloki funkcjonalne i cały system (część 2)

Tab. 2. Summary of the FPGA resources used to implement individual functional blocks and the whole system (part 2)

	6LUT	% 6LUT	DSP48A1	% DSP48A1
ENC	36	0,13	0	0,00
IIR	107	0,39	4	6,90
RMS	521	1,91	1	1,72
FFT (512 pkt., 1 kan.)	779	2,85	6	10,34
FFT (512 pkt., 2 kan.)	1 275	4,67	12	20,69
FFT (512 pkt., 4 kan.)	2 323	8,51	24	41,38

5. Wnioski

W niniejszej pracy przedstawiono implementację sprzętową układu służącego do estymacji siły i poziomu zmęczenia mięśnia. Z uwagi na skalowalność przedstawione rozwiązanie może być wykorzystane przy budowie systemu analizy dla wielu mięśni. Potencjalnymi obszarami zastosowania przedstawionego rozwiązania mogą być układy sterowania ekstenderami siły służącymi do wspomagania ruchu osób zdrowych przenoszących ciężkie ładunki lub osób z osłabieniem siły mięśniowej, a także różnego rodzaju neuroprotezy. Zastosowanie systemu oceny zmęczenia umożliwi kompensowanie deficytu siły wynikającego ze zmęczenia mięśni. Innym obszarem zastosowań mogą być stanowiska do oceny ergonomii, gdzie proponowane rozwiązanie może zostać użyte do bieżącej oceny stanu wielu grup mięśni.

Ze względu na swą elastyczność układ może zostać również wykorzystany po niewielkich modyfikacjach do analizy innych sygnałów biomedycznych, wymagających do rejestracji wielu działających równolegle kanałów, np. sygnału elektroencefalograficznego (EEG).

6. Literatura

- [1] Merletti R. and Parker P. A.: 2004, *Electromyography-physiology, engineering, and noninvasive applications.*, Wiley-Interscience.
- [2] DeLuca C.: 1997, *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*, *Journal of Applied Biomechanics* 13, 135 – 163.
- [3] Ray Andraka: *A survey of CORDIC algorithms for FPGAs*, *FPGA '98 Proceedings of the 1998 ACM/SIGDA 6th Int. Symposium on Field Programmable Gate Arrays*, 1998, Monterey, Kanada, s. 191-200.
- [4] LogiCORE IP Fast Fourier Transform v7.1, Xilinx, 2011.
- [5] Fast Simplex Link (FSL) Bus (v2.11c) Data Sheet, Xilinx, 2010.

otrzymano / received: 11.04.2012

przyjęto do druku / accepted: 01.06.2012

artykuł recenzowany / revised paper

INFORMACJE

Informacja redakcji dotycząca artykułów współautorskich

W miesięczniku PAK od numeru 06/2010 w nagłówkach artykułów współautorskich wskazywany jest autor korespondujący (Corresponding Author), tj. ten z którym redakcja prowadzi wszelkie uzgodnienia na etapie przygotowania artykułu do publikacji. Jego nazwisko jest wyróżnione drukiem pogrubionym. Takie oznaczenie nie odnosi się do faktycznego udziału współautora w opracowaniu artykułu. Ponadto w nagłówku artykułu podawane są adresy korespondencyjne wszystkich współautorów.

Wprowadzona procedura wynika z międzynarodowych standardów wydawniczych.