

## کنترل پمپ تزریق بابکارگیری کنترلر PID دیجیتال

امید مهدی یار

مسعود آزادی

مهدی دیانی

دانشگاه آزاد اسلامی واحد کازرون

m\_azadi\_2004@yaoo.com

Omid\_mahdiyar@kau.ac.ir

چکیده - پیشرفت علوم پزشکی در همه زمینه‌های بالینی و جراحی باعث گردیده است استفاده از دستگاه‌هایی پیشرفته، لازم و ضروری گردند. در این میان پیشرفت و ترقی بیشتر مرهون و معلول استفاده و بهره‌گیری از علوم مهندسی از جمله مکانیک، برق و کامپیوتر بوده است، چه در غیر این صورت ساخت بعضی از دستگاه‌های مهندسی پزشکی میسر نمی‌گردید. از جمله این دستگاه‌ها، دستگاه پمپ تزریق است که قدمت آن حدود چند دهه است. تزریق خودکار، پیوسته و کنترل شده برای بیماری‌هایی از قبیل دیابت، سرطان پیشرفته گردن رحم زنان و عفونت‌های مجاری تنفسی و قلبی با دوز مشخص توسط این دستگاه مهندسی پزشکی انجام می‌پذیرد، در این مقاله نتایج عملی طراحی و ساخت این دستگاه به همراه شبیه‌سازی و پیاده‌سازی عملی الگوریتم PID دیجیتال بر روی آن آمده است. ساخت این دستگاه و نتایج شبیه‌سازی و عملی نشان می‌دهد چنانچه شرایط تولید آن فراهم گردد باعث بهینه سازی اقتصادی و صرفه‌جویی ارزی خواهد گردید.

کلید واژه - پمپ تزریق، کنترلر PID، دیجیتال، بهینه‌سازی اقتصادی، صرفه‌جویی ارزی

### 1- مقدمه

پیشرفت تکنولوژی در علوم پزشکی، مرهون بهره‌گیری از علوم مکانیک، برق و کامپیوتر است. لذا در این زمینه علم مهندسی پزشکی خدمات شایان توجهی را به علوم پزشکی و پیراپزشکی نموده است. دستگاه پمپ تزریق در بیمارستان‌ها و مراکز درمانی جهت تزریق پیوسته، کنترل شده و خودکار بر روی بیماران مبتلا به دیابت، سرطان پیشرفته گردن رحم زنان و بیماری‌های قلبی و تنفسی مورد استفاده قرار می‌گیرد. استفاده از این دستگاه باعث می‌گردد بیماران مذکور در مواقع خاص، بدون نیاز به مراجعه به پزشک یا مراکز درمانی، در منزل توسط این دستگاه، تزریق را خودشان انجام دهند. طرز کار این دستگاه به این صورت است که سرم یا داروی مورد نظر بایستی به بیماری با دوز مناسب، مثلاً 5 قطره در دقیقه، تزریق گردد. این دستگاه اطلاعات دوز و حجم دارویی که بایستی تزریق گردد را از کاربر گرفته و به صورت خودکار عمل تزریق را انجام می‌دهد. به عنوان مثال فرض کنیم 500cc دارو بایستی با سرعت 6 قطره بر دقیقه به بیماری تزریق گردد این مقدار توسط کاربر به پمپ اعمال می‌شود و پمپ ضمن کنترل دوز 6 قطره بر دقیقه، عملیات تزریق را به سه علت زیر متوقف می‌سازد:

- 1- چنانچه عملیات تزریق 500cc به پایان رسیده باشد.
- 2- در صورتی که حبابی درلوله سرم آشکار شده باشد
- 3- دستگاه دچار انسداد شده باشد.

### 2- پیشینه‌های پزشکی استفاده از پمپ

عملیات کنترل توسط الگوریتم PID دیجیتال با کامپیوتر بر روی پمپ صورت می‌گیرد و نرم‌افزار حمایت کننده دارای یک محیط گرافیکی مناسب جهت استفاده کاربر می‌باشد و هر یک از آلام‌های سه‌گانه قبل را به خوبی برای کاربر مونیتور می‌کند.

### 2- پیشینه‌های پزشکی استفاده از پمپ

پمپ‌هایی که از گذشته تا کنون مورد استفاده قرار گرفته اند به صورت حلقه باز می‌باشند و کنترل خطا در این گونه پمپ‌ها بر اساس سعی و خطا صورت می‌گیرد.

در سال 1976 دکتر میروژ و همکارانش برای 13 بیمار مبتلا به دیابت، عملیات تزریق انسولین به طور پیوسته و به صورت داخل وریدی را انجام دادند. 10 واحد انسولین و سپس 15 واحد از آن به کمک پمپ به خوبی باعث کاهش سریع با دوز  $1.63g/h$  و آهسته  $0.15g/h$  در بیماران کیتو اسیدوز دیابتی گردید. استفاده از پمپ باعث کم شدن دوز کیتوز در 13 بیمار شد، این تغییر به صورت  $7 \pm 10g/h$  بود که اثر کاهش کیتوز را به خوبی نشان می‌دهد [1].

در سال 1989 تیم پزشکی سه نفره دکتر پمپ، دکتر کالدول و دکتر آلبینا بر روی موضوع HIVAT

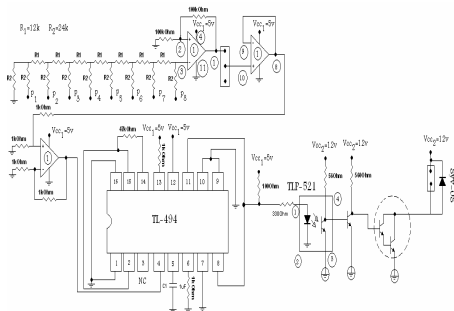
(Home Intra Venuse Antibiotic Treatment)

که به معنی "درمان آنتی بیوتیکی داخل وریدی در منزل" است، تحقیقاتی را به عمل آوردند. 16 بیمار مبتلا به سرطان پیشرفته گردن رحم خودشان به مدت 7 ماه از پمپ در منزل استفاده نمودند. 10 بیمار پاسخ مناسب دادند و 4 بیمار کاملاً درمان گردیدند و دو

به راحتی می توان دریافت که پیاده سازی طرحی که در شکل 1 آمده است راحت بوده و صرف هزینه زیادی را به همراه نخواهد داشت .

#### 4- سخت افزار

این بخش شامل یک کارت I/O، که واسطه بین موتور الکتریکی و حسگرهای دستگاه و کامپیوتر است، می باشد . ارتباط این کارت با کامپیوتر از طریق پورت چاپگر امکان پذیر است . کنترل سرعت موتور ، در نتیجه میزان دوز تزریق (قطره بر دقیقه) ، به روش مدولاسیون پهنای پالس (PWM) انجام می شود . نقشه سخت افزار در شکل 2 آمده است.



شکل 2: نقشه سخت افزار کارت I/O

با توجه به شکل 2 نقشه سخت افزار شامل پورت چاپگر است که فرمان صادر شده از طرف کامپیوتر از این قسمت به یک مبدل دیجیتال به آنالوگ (D/A) نردبانی به یک مقدار DC تبدیل می گردد ، این مقدار DC توسط تراشه TL-494 ، با توجه به نوسانساز موج مثلثی که دارد، فرمان لازم جهت تغییر پهنای پالس خروجی را صادر می کند .

تغییر پهنای پالس خروجی از طریق مدار راه انداز موتور DC ، تغییر سرعت این موتور را شامل می گردد و سرعت موتور با پهنای پالس رابطه مستقیم دارد .

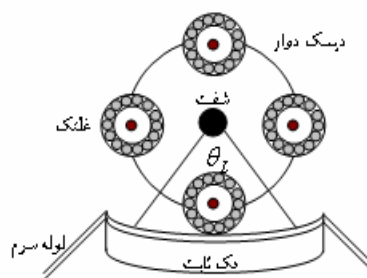
در شکل 3 مدار آشکار ساز قطرات وجود دارد که با استفاده از حسگرهای مادون قرمز عمل می کند و نیز مداری که به طریق مشابه ایجاد حباب هوا در لوله سرم را آشکار می سازد . این دومدار کاملاً مشابه اند و یکی از آنها در شکل 3 آمده است.

بیمار باقی مانده پاسخ نسبی داده بودند ، تزریق داخل سرخرگی و نیز تزریق زیر جلدی موثر بوده و مسمویت دارویی حادی مشاهده نگردید [2].

در سال 1991 دکتر راوین درانات و همکارانش مجدداً موضوع HIVAT را مورد بررسی قرار دادند این گروه بر روی بیماری CF (سیستیک فایبروسیس) و 24 بیمار متشکل از 9 مرد و 15 زن با متوسط سنی 23,3 سال طی یک سال و 39 برنامه درمانی از طریق پمپ تحقیق نمودند .آزمون آماری ویل کاکسون بکار گرفته شد و هیچ گونه اشکال خارجی مشاهده نگردید. ضمن این که هزینه درمان با روش HIVAT 48 تا 63 درصد نسبت به درمان آنتی بیوتیک در بیمارستان کمتر بوده است [3].

#### 3- طرح بخش مکانیکی پمپ

طراحی و ساخت بخش مکانیکی پمپ از حساسیت ویژه ای برخوردار است چرا که خواسته های طراحی بیشتر تحت تأثیر بهداشت مورد نظر قرار می گیرد . طراحی بخش مکانیکی چنین دستگاهی با توجه به این که دارو یا سرم نمی تواند مستقیماً از بخش مکانیکی ، به دلیل اهمیت بهداشت ، عبور کند، حائز اهمیت ویژه ای است .در طراحی پمپ از طرحی که در دستگاه های دیالیز خون به کار می رفت بهره جستیم . این طرح در شکل 1 آمده است .



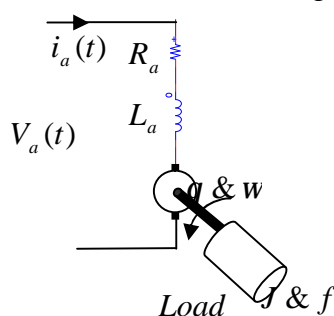
شکل 1: طرح مکانیکی پمپ تزریق مورد استفاده در پروژه

همان طور که در شکل 1 دیده می شود بخش مکانیکی دارای دو قسمت می باشد ، یک فک ثابت دارای شیار جهت قرار گرفتن لوله سرم در آن و یک دیسک دوار با چهار غلتک که توسط یک موتور الکتریکی به حرکت در آمده و لوله سرم بین غلتک ها و فک ثابت، که با فنرهایی به صورت ارتجاعی می باشد ، فشرده شده و چرخش دیسک دوار مایع درون سرم را جهت تزریق به حرکت در می آورد .

این بخش‌ها به ترتیب شامل راه‌اندازه، موتور DC، جعبه دنده، موتور، بار مکانیکی که شامل دیسک دوار و غلتک‌هاست و نیز رابطه ریاضی بین زاویه چرخش و نرخ قطره بر دقیقه می‌باشد. برای مدلسازی ریاضی این قسمت‌ها ناچار به در نظر گرفتن تقریب‌هایی نیز گردیده‌ایم در مورد راه‌انداز موتور که یک تقویت کننده ترانزیستوری است. بهره این تقویت کننده به عنوان تابع انتقال در نظر گرفته شده است:

$$G_1(s) = K = 3865 \quad (1)$$

موتور DC به کار رفته در این پمپ از نوع موتور DC با میدان مغناطیسی ثابت (PMSM) است که مدل مداری آن در شکل 6 آمده است.



شکل 6: مدل مداری موتور DC به همراه بار

تابع انتقال این قسمت از رابطه زیر به دست می‌آید [4]:

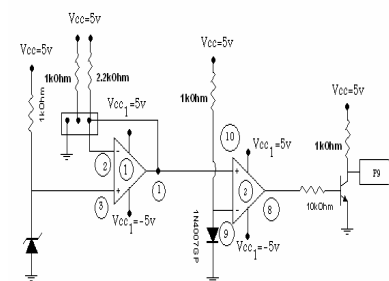
$$G_2(s) = \frac{q(s)}{V_a(s)} = \frac{k_m}{s[(R_a + L_a s)(f + js) + k_m k_b]} \quad (2)$$

که در آن  $k_m$  ثابت موتور،  $R_a$  مقاومت آرمیچر،  $L_a$  سلف اندوکتانس آرمیچر،  $f$  ضریب اصطکاک لزجی،  $j$  اینرسی بار و  $k_b$  ثابت نیروی ضد محرکه الکتریکی می‌باشند. این موتور دارای یک جعبه دنده با نسبت ده به یک است بنابراین تابع انتقال در حالی که آن را ایده‌آل فرض کنیم چنین به دست می‌آید:

$$G_3(s) = \frac{n_2}{n_1} = 0.1 = n \quad (3)$$

برای یافتن تابع انتقال قسمت آخر یعنی رابطه ریاضی بین جابجایی زاویه‌ای دیسک دوار با میزان قطره بر دقیقه چنین عمل می‌کنیم، با توجه به شکل 2 طول قسمتی از لوله سرم که در فک ثابت قرار می‌گیرد از رابطه زیر حاصل می‌گردد:

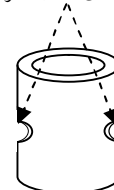
$$L = R_d \times q_L \quad (4)$$



شکل 3: مدار آشکار ساز قطرات و حباب هوا

این دو بخش دارای حسگرهای مادون قرمز هستند که طرز قرارگیری این حسگرها در شکل 4 آمده است.

حسگرهای مادون قرمز



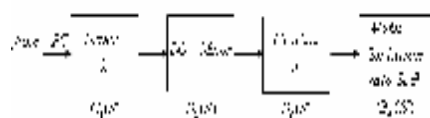
شکل 4: طرح مکانیکی قرار گرفتن حسگرهای مادون قرمز

با توجه به شکل 4 زوج مادون قرمز در دو طرف یک استوانه تو خالی از جنس تفلون قرار می‌گیرند و پایه‌های زوج مادون قرمز از طریق یک کابل به سخت‌افزار متصل می‌گردند. این طرح برای هر دو شمارنده قطرات و آشکار ساز حباب هوا با تفاوت در ابعاد مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای قسمت شمارنده قطرات ابعاد بزرگتر است و قسمت تو خالی استوانه جهت قرار گرفتن قطره‌چکان سرم تعبیه شده است.

برای قسمت آشکار ساز حباب هوا، ابعاد استوانه به مراتب کوچکتر بوده و لوله سرم از درون قسمت تو خالی استوانه رد می‌شود. اطلاعات این دو مدار نیز از طریق پورت چاپگر به کامپیوتر جهت تجزیه و تحلیل انتقال می‌یابد.

## 5- مدلسازی ریاضی سیستم

در این بخش به منظور طراحی کنترلر، بخش‌های مختلف پمپ تزریق مدلسازی ریاضی می‌شود، این بخش‌ها شامل قسمت‌هایی است که در شکل 5 آمده‌اند.



شکل 5: بخش‌های مختلف سیستم پمپ تزریق

این رابطه نشان می‌دهد سیستم مذکور دارای سه قطب در  $S = -64.65$ ،  $S = -957.57$  و  $S = 0$  می‌باشد که از اثر قطب آخر به دلیل قطب غالب می‌توان با تقریب خوبی طرف‌نظر کرد بنابراین خواهیم داشت :

$$G(s) \cong \frac{1.195}{s(s + 64.65)} \quad (11)$$

#### 6- طراحی کنترلر [4]

در این بخش با توجه به تابع انتقال تقریبی سیستم در رابطه (11)، ابتدا یک کنترلر PID آنالوگ با خواسته‌های مورد نظر طرح کرده و سپس پارامترهای به دست آمده را در الگوریتم PID دیجیتال جهت کنترل نهایی سیستم با کامپیوتر به کار می‌بریم .

#### 6-1- طراحی کنترلر PD

تابع انتقال کنترلر PD از رابطه زیر حاصل می‌شود :

$$D(s) = K_p + K_d s \quad (12)$$

که در آن  $K_p$  بهره کنترلر تناسبی و  $K_d$  بهره کنترلر مشتقی می‌باشد تابع انتقال حلقه بسته سیستم با کنترلر PD چنین است:

$$H(s) = \frac{G(s)D(s)}{1 + G(s)D(s)} = \frac{1.195(K_p + K_d s)}{s^2 + (64.65 + 1.195K_d)s + 1.195K_p} \quad (13)$$

معادله مشخصه سیستم چنین است :

$$s^2 + (64.65 + 1.195K_d)s + 1.195K_p = 0 \quad (14)$$

با مقایسه رابطه (14) با یک سیستم مرتبه دوم داریم :

$$w_n = \sqrt{1.195K_p} \quad (15)$$

$$2\zeta w_n = 64.65 + 1.195K_d \quad (16)$$

چنانچه  $\zeta$  ضریب میرایی را برای حالت بحرانی  $\zeta = 1$  و سرعت میرایی  $w_n$  را برابر  $w_n = 32.5 \text{ rad/s}^2$  انتخاب کنیم داریم:

$$K_p = 0.293, K_d = 883.9$$

#### 6-2- طراحی کنترلر PI

تابع انتقال کنترلر PI از رابطه (17) بدست می‌آید.

$$D(s) = K_p + \frac{K_I}{s} \quad (17)$$

که در آن  $R_d$  شعاع دیسک دوار و  $q_L$  زاویه قطاعی است که قسمتی از لوله را که درگیر است شامل می‌شود .

حجم مایعی که در این طول از لوله سرم محصور شده است از رابطه زیر به دست می‌آید :

$$V = p \times R_t^2 L \quad (5)$$

که در آن  $R_t$  شعاع لوله سرم می‌باشد با توجه به روابط (4) و (5) داریم:

$$V = p R_t^2 R_d q_L \quad (6)$$

رابطه (6) نشان می‌دهد با هر  $q_L$  درجه چرخش دیسک،  $V$  سانتی مکعب به بیمار تزریق می‌گردد و اگر هر سانتی متر مکعب را به طور متوسط برابر 15 قطر در نظر بگیریم نرخ تزریق قطره بر دقیقه چنین خواهد بود :

$$(No.of Drops / min.) = \text{Flow rate} = \frac{15p R_t^2 R_d q_L}{60} \quad (7)$$

با توجه به رابطه (7) تابع انتقال این قسمت نیز چنین به دست می‌آید :

$$G_4(s) = \frac{\text{Flow rate}}{q_L(s)} = \frac{p R_t^2 R_d}{4} = k_r \quad (8)$$

تابع انتقال کلی سیستم را می‌توان با ضرب کردن توابع انتقال مراحل قبل به دست آورد :

$$G(s) = G_1(s)G_2(s)G_3(s)G_4(s) = \frac{k_r k_m n}{s[(R_a + L_a s)(f + Js) + K_m k_b]} \quad (9)$$

برخی پارامترهای به کار رفته در تابع انتقال رابطه (9) با مراجعه به مشخصات (مثل موتور) و برخی دیگر با اندازه‌گیری و تخمین چنین به دست آمده‌اند :

$$R_t = 0.15 \text{ cm}, R_d = 3.5 \text{ cm}$$

$$R_a = 2\Omega, L_a = 2 \text{ mH}$$

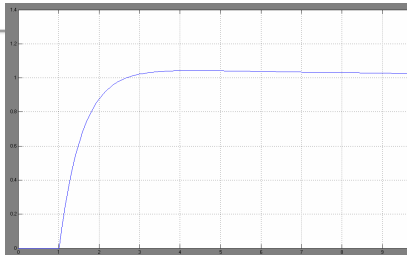
$$F = 7 \times 10^{-8} \text{ ms}^2/\text{rad},$$

$$n = 0.1, K = 3865,$$

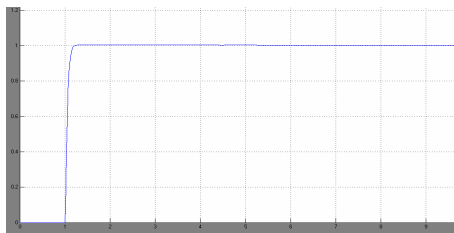
$$j = 31.5 \times 10^{-6} \text{ Nms}^2/\text{rad}$$

با جایگزین کردن مقادیر بالا در تابع انتقال رابطه (9)، تابع انتقال تقریبی سیستم پمپ تزریق از رابطه (10) حاصل می‌گردد.

$$G(s) \cong \frac{1.195}{s(s + 64.65)(s + 957.57)} \quad (10)$$



شکل 9: پاسخ پله سیستم با به کارگیری کنترلر PD و در آخر شکل 10 پاسخ پله سیستم را با به کارگیری کنترلر PID نشان می‌دهد.



شکل 10: پاسخ پله سیستم با به کارگیری کنترلر PID کنترلر نسبت به دیگر کنترلرها دارای پاسخ به مراتب بهتری از نظر خطای ماندگار، حداکثر جهش، زمان خیز و زمان نشست می‌باشد.

## 8- نتایج عملی کنترل

با به کارگیری کنترلر PID و طراحی آن در حالت آنالوگ، قادریم ضرایب به دست آمده در مراحل قبل را برای الگوریتم PID دیجیتال به کار ببریم. خطای قطره بر دقیقه چنین به دست می‌آید:

$$e = SP - PV \quad (20)$$

SP نقطه تنظیم و PV خروجی پروسه مطلوب می‌باشد، خروجی کنترلر PID در حوزه زمان چنین است:

$$V_0 = K_p e + K_I \int e dt + K_d \frac{de}{dt} \quad (21)$$

رابطه (21) در حالت پیوسته می‌باشد الگوریتم PID دیجیتال چنین است [5]:

$$V_{on} = V_{on-1} + K_p (e_n - e_{n-1}) + K_I e_n T + \frac{K_d}{T} (e_n - 2e_{n-1} + e_{n-2}) \quad (22)$$

در الگوریتم بازگشتی PID دیجیتال رابطه (22)، T زمان نمونه برداری است که در این پروسه 20 ثانیه در نظر گرفته شده است،  $e_n$  خطای فعلی،  $e_{n-1}$  خطای مرحله قبل (20 ثانیه قبل)،  $e_{n-2}$  خطای دو مرحله قبل (40 ثانیه قبل)  $V_{on}$  فرمان فعلی و  $V_{on-1}$  فرمان قبلی می‌باشد. این الگوریتم توسط کامپیوتر پیاده‌سازی شده و عملاً بر روی

تابع انتقال حلقه بسته کل سیستم با کنترلر PI چنین است:

$$H(s) = \frac{1.195K_p s + 1.195K_I}{s^3 + 69.65s^2 + 1.195 + K_I} \cdot 1.195 \quad (18)$$

با به کارگیری  $K_p = 883.9$  و معیار پایداری روت-هروتیز برای معادله مشخصه سیستم داریم:

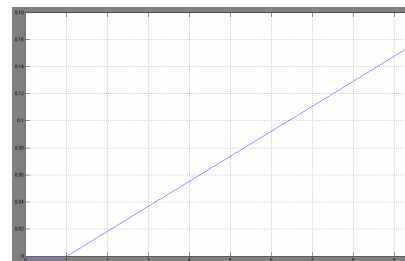
$$\frac{K_I}{K_p} \ll 65 \quad (19)$$

برای برقراری رابطه (19) مقدار  $K_I = 10$  انتخاب می‌گردد.

## 7- شبیه‌سازی عملیات کنترل

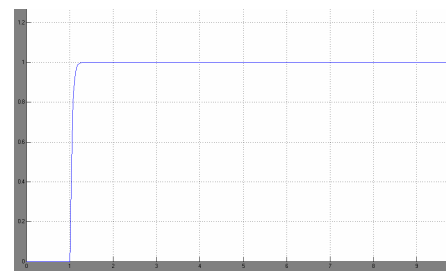
در این بخش نتایج شبیه‌سازی کنترلرهای مختلف بر روی سیستم پمپ تزریق آمده است و در آخر بهترین کنترلر جهت استفاده عملی انتخاب گردیده است. این شبیه‌سازی‌ها در جعبه ابزار SIMULINK مربوط به MATLAB انجام شده است.

شکل 7 پاسخ پله سیستم بدون کنترلر را نشان می‌دهد



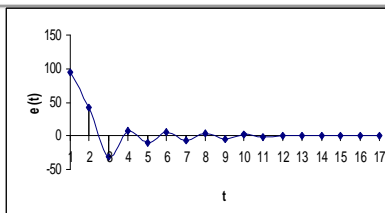
شکل 7: پاسخ پله سیستم بدون بکارگیری کنترلر

شکل 7 نشان می‌دهد سیستم بدون کنترلر، دارای پاسخ نامناسبی می‌باشد. شکل 8 پاسخ پله سیستم با به کارگیری کنترلر PI را نشان می‌دهد.



شکل 8: پاسخ پله سیستم با به کارگیری کنترلر PI

و شکل 9 پاسخ پله را با استفاده از کنترلر PD نشان می‌دهد.



شکل 13- تغییرات تابع خطا برای  $\text{Rate}=100D/m$

شکل‌های 11، 12، 13 نشان می‌دهند نتایج عملی پیاده‌سازی PID دیجیتال بر روی پمپ تزریق را نشان می‌دهند. عملکرد این الگوریتم با پاسخ‌هایی که در شبیه‌سازی به دست آمد اندکی تفاوت دارد که به دلیل تقریب‌هایی است که در محاسبه و تخمین پارامترها به کار بردیم. البته پاسخ‌ها دارای روند قابل قبولی هستند.

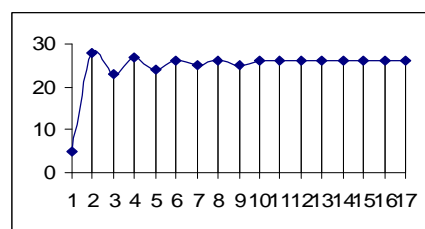
### مراجع

- [1]. Mirouze-j and Mion-c: "Treatment of diabetic Keto\_acidosis through continouse insuline infusion ", Textile Research Journal, "Nouv-Press-Med."1976 Nov 6 ; 5(37) : 2444-6.
- [2]. Pomp-A and Caldwell-MD.: "Subcutaneous Infusion Ports for Administration of parenteral nutrition at home ", Textile Research Journal , "Surg-Gynecol-Obstet".1989 Oct ; 169(4) 329-33
- [3]. Ravindranath-Y.et. el,"High –dose Cytarabin for ... ", Journal of clinical Oncology, 4 .1991-PP 572-580.
- [4]. Benjamin C.kuo, : "Automatic Control systems " Prentice Hall 1989.
- [5]. Jacob "Induserial Control Electronics" Prentice Hall 1984

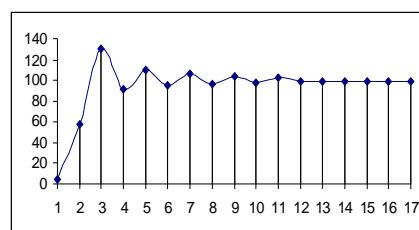
پمپ تزریق اجرا گردیده است، ابتدا کاربر تعداد قطره بر دقیقه مطلوب و حجمی را که باید تزریق شود از طریق کامپیوتر وارد می‌کند و سپس هر 20 ثانیه یکبار تعداد قطرات از پورت خوانده شده و در 3 ضرب می‌گردد تا میزان قطره بر دقیقه بدست آید این مقدار با قطره بر دقیقه مطلوب مقایسه گردیده و خطای فعلی حاصل می‌شود.

خطای فعلی، خطای قبلی دو مرحله قبل و نیز فرمان قبلی در رابطه (22) جایگزین شده و فرمان فعلی صادر می‌گردد و به سیستم از طریق پورت اعمال می‌شود. این فرمان مجدداً 20 ثانیه بعد به همین ترتیب اعمال می‌گردد. آشکارسازی حباب از طریق فعال‌سازی یک پایه از پورت چاپگر صورت می‌گیرد. در صورت بروز چنین اختلالی عملیات تزریق پمپ متوقف شده و آلارم مناسب داده می‌شود. آشکار سازی انسداد به این صورت انجام می‌شود که چنانچه در مدت 5 ثانیه هیچ قطره‌ای شمرده نشد، این به منزله انسداد در نظر گرفته می‌شود و آلارم مناسب ظاهر می‌گردد، البته 5 ثانیه بستگی به دوز تزریق داشته و قابل تنظیم است.

پایان عملیات وقتی اعلام می‌شود که حجم مورد نظر کاملاً تزریق گردد، هر 15 قطره را به عنوان 1cc در نظر گرفته‌ایم که رقم معقولی است، این رقم با نظرسنجی از اغلب پزشکان و پرستاران به دست آمده است. اطلاعات عملی حین کار پمپ در فایلی ذخیره شده و پس از اتمام کار می‌توان این اطلاعات را توسط نرم‌افزارهای مناسب به صورت منحنی ترسیم نمود. در این قسمت برای نرخ 100 قطره بر دقیقه اطلاعات به دست آمده توسط Excel ترسیم گردیده است. این نتایج در شکل‌های 11، 12، 13 ترسیم گردیده‌اند.



شکل 11- تغییرات فرمان خروجی کنترلر برای  $\text{Rate}=100D/m$



شکل 12- تغییرات خروجی پروسه برای  $\text{Rate}=100D/m$