

## ВИКОРИСТАННЯ ПРОГРАМНОГО СЕРЕДОВИЩА МАТЛАВ ДЛЯ ЗАВДАНЬ РАДІОЛОГІЇ

**Нагірняк В.М.**

*Вищий державний навчальний заклад України*

*«Буковинський державний медичний університет», Чернівці, Україна*

[volnag@gmail.com](mailto:volnag@gmail.com)

Одним з важливих завдань у радіології є отримання якісних і точних томографічних знімків пацієнта, необхідних для постановки правильного діагнозу. Для цього використовують різні візуалізаційні засоби, такі як УЗД, МРТ, КТ. Програмне середовище MATLAB має вбудований пакет IPT для обробки томографічних зображень. IPT - це сукупність функцій, що розширюють можливості числового обчислювального середовища MATLAB. Він надає вичерпний набір алгоритмів еталонних стандартів та програм робочого процесу для обробки радіологічних зображень, їх аналізу, візуалізації та розробки алгоритмів.

Отримання зображень у MATLAB полягає у конвертації зображень в оцифровану форму та виконання певних дій над ними з метою поліпшення їх якості. Первинним джерелом зображень може бути радіологічний знімок або фотографія, який потім сканують. Дозволяється комбінування зображень різного типу – УЗД, МРТ, КТ. Після оцифровки зображення кожен піксель зображення має свої характеристики: координату, інтенсивність, колір, які можна обробляти в подальшому.

Програмний пакет IPT у програмному середовищі MATLAB дозволяє швидко провести обробку зображень, їх аналіз, візуалізацію та розробку алгоритму. Ви можете виконувати сегментацію зображення, поліпшення зображення та його контрастності, зменшення шуму, провести геометричні перетворення. Сегментація - це процес розподілу зображення на частини або регіони. Цей поділ на частини часто заснований на характеристиках пікселів на зображенні. Наприклад, одним із способів пошуку регіонів на зображенні є пошук різких розривів у значеннях інтенсивності пікселів, які зазвичай позначають ребра. Ці краї можуть визначати регіони або органи тіла. Інші методи ділять зображення на регіони на основі значень кольору або текстури.

Аналіз зображень - це процес вилучення змістовної інформації з зображень, таких як пошук фігур, підрахунок предметів, визначення їх розмірів, визначення кольорів або вимірювання властивостей об'єкта. Зокрема нескладний програмний код дозволяє визначити

числа Хаунсфілда для різних областей на радіологічному знімку, а на їх основі визначити коефіцієнт затухання рентгенівського випромінювання та масовий коефіцієнт затухання, що використовується для розрахунку поглинутої радіаційної дози.

Програмними засобами можна провести геометричну трансформацію та реєстрацію зображень. А саме масштабування, обертання, інші N-D перетворення, вирівнювання зображення за допомогою кореляції інтенсивності, відповідності функцій або на основі відображення контрольної точки. Програмний пакет дозволяє зберегти оброблене зображення у великій гамі форматів, які можуть використовуватися в радіологічних відділеннях: TIFF, JPEG, BMP, DICOM, тощо. Також він дозволяє розробляти зручні графічні інтерфейси користувача та компілювати його у уособлений додаток, що відповідає робочому функціонуванню конкретної клініки.

## **ВІДМІННОСТІ ПОКАЗНИКІВ ДИФЕРЕНЦІЙОВАНОГО ЗУБЦЯ Т ЗАЛЕЖНО ВІД ТИПУ УРАЖЕННЯ МІОКАРДА: МОЖЛИВОСТІ ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ**

**Ташук В.К., Іванчук П.Р.**

*Вищий державний навчальний заклад України "Буковинський державний медичний  
університет", м. Чернівці, Україна*

[paulivanchuk2005@gmail.com](mailto:paulivanchuk2005@gmail.com)

Серцево-судинні захворювання (ССЗ) визначені епідемією ХХ століття, тенденція зберігається й у ХХІ столітті, оскільки в Україні смертність від даної патології складає 66,5% всіх випадків. Вже понад століття електрокардіографія (ЕКГ) залишається - інформативним і загальнодоступним методом для скринінгу несприятливих подій. Слід також згадати визнаний метод оптимізації діагностики зубця Т в якості диференціювання ЕКГ та побудови першої похідної зубця Т.

З метою визначення можливості дослідження кількісної частини електрокардіограми (ЕКГ) у власній роботі проведений математичний аналіз першої похідної ЕКГ (метод диференціювання за власне створеною математичною моделлю на засадах Е.Ш.Халфена, 1986) з визначенням відношення максимальної швидкості (ВМШ) змін різниці потенціалів на другому коліні зубця Т до максимальної швидкості на його першому коліні за допомогою власне створеної програми «Смарт-ЕКГ». В даному випадку похідна (функції в точці) –